



การตรวจการได้ยิน ในเด็ก

Hearing tests in children



พิทยาพล ปิตรีวัชชัย

การตรวจการได้ยิน ในเด็ก

Hearing tests in children

พทยาพล ปัตถวิชัย





การตรวจการได้ยินในเด็ก

Hearing tests in children

ISBN (e-book) 978-616-619-780-8

ราคา 500 บาท

ข้อมูลทางบรรณานุกรมของสำนักหอสมุดแห่งชาติ

พิทยาพล ปิตรวิชัย.

การตรวจการได้ยินในเด็ก = Hearing test in children.-- สงขลา : ม.ป.พ., 2568.
294 หน้า.

1. การได้ยินผิดปกติในเด็ก. I. วิสวัช แดงอ่อน, ผู้วาดภาพประกอบ. II. ชื่อเรื่อง.

618.920978

ISBN 978-616-619-780-8

ผู้พิมพ์ : พิทยาพล ปิตรวิชัย
รูปเล่ม / ปก / : หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
วาดภาพประกอบ (วิสวัช แดงอ่อน)
พิมพ์ที่ : สหมิตรพัฒนาการพิมพ์ (1992), กทม.
พิมพ์ครั้งที่ 1 : มกราคม 2568

จัดทำโดย : รองศาสตราจารย์ นายแพทย์พิทยาพล ปิตรวิชัย
สาขาวิชาโสต คอ นาลิสิกวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

จัดจำหน่ายโดย

หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
15 ถนนกาญจนวนิช ตำบลคอหงส์ อำเภอหาดใหญ่ จังหวัดสงขลา 90110

 0-7445-1148  0-7421-2900

 book_unit@medicine.psu.ac.th

 <https://www.facebook.com/PSUmedicalbookshop>



(สงวนลิขสิทธิ์ตามพระราชบัญญัติลิขสิทธิ์ พ.ศ. 2537)

PSU
คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์


TEXT BOOK
PRODUCTION UNIT

คำนำ

ภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กถือว่าเป็นปัญหาสำคัญอย่างยิ่งในปัจจุบัน เนื่องจากภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดขึ้นในเด็กนั้น จะกระทบต่อพัฒนาการทางภาษาของเด็กอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ หากเด็กโตขึ้นและไม่ได้รับการแก้ไขภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างถูกต้องและทันที่ ก็จะส่งผลกระทบต่อเด็กในเรื่องของการใช้ภาษาเพื่อการสื่อสาร การเรียนและการใช้ชีวิตประจำวันของเด็กในอนาคตอย่างมาก ซึ่งภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กนี้จะส่งผลกระทบต่อภาวะทางสังคมและเศรษฐกิจของประเทศอย่างมาก แม้ว่าในหลายประเทศ โดยเฉพาะประเทศที่พัฒนาแล้ว จะมีการดูแลรักษาผู้ป่วยเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้เป็นอย่างดีสำหรับประเทศไทย ยังขาดแคลนทรัพยากรที่สำคัญอีกมาก ไม่ว่าจะเป็นบุคลากรหรือเครื่องมือตรวจการได้ยินต่าง ๆ ที่จะช่วยสนับสนุนการดูแลรักษาผู้ป่วยเหล่านี้ได้อย่างทั่วถึง การขาดแคลนทรัพยากรเหล่านี้ยังรวมถึงหนังสือภาษาไทยสำหรับใช้ตรวจภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กอีกด้วย ดังนั้น ผู้นิพนธ์ซึ่งมีโอกาสได้ศึกษาทั้งศาสตร์การแพทย์ทางหูคอจมูกรวมทั้งศาสตร์เฉพาะทางด้านหูและการได้ยิน มีความปรารถนาที่จะนำความรู้ที่ได้ไปศึกษา อีกทั้งประสบการณ์ที่ผ่านมาในการดูแลและศึกษาทำงานวิจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง ถ่ายทอดให้กับผู้ที่สนใจ เพื่อให้มีความรู้ความเข้าใจและสามารถที่จะตรวจการได้ยินในเด็กได้อย่างถูกต้อง เพื่อจะได้นำข้อมูลของผลตรวจการได้ยินเหล่านั้น มาวางแผนการดูแลรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องต่อไป

หนังสือเล่มนี้ได้รวบรวมเนื้อหาเรื่องความรู้พื้นฐานและหลักสรีรวิทยาต่าง ๆ ที่เกี่ยวกับเสียง หลักการตรวจการได้ยิน โดยเฉพาะวิธีการตรวจการได้ยินในเด็กอย่างละเอียด นอกจากนี้ยังมีเนื้อหาสำคัญที่เกี่ยวข้องกับการตรวจคัดกรองการได้ยินสำหรับเด็กเล็กและเด็กโต ซึ่งถือว่าเป็นวิธีการที่สำคัญอย่างยิ่งในการที่จะช่วยตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้ตั้งแต่เนิ่น ๆ เพื่อจะสามารถช่วยเหลือเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทันที่ อีกทั้งยังช่วยลดภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ ที่อาจเกิดขึ้นภายหลังจากการที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้ โดยเนื้อหาต่าง ๆ ที่ถูกรวบรวมในหนังสือเล่มนี้ ได้มาจากประสบการณ์ตรงในวิชาชีพของผู้นิพนธ์ จากงานวิจัยต่าง ๆ ของผู้นิพนธ์ที่ทำการศึกษาในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง จากหนังสือตำรามาตรฐานซึ่งเป็นที่ยอมรับในระดับสากล อีกทั้งมีการอ้างอิงงานวิจัยที่เป็นพื้นฐานสำคัญรวมทั้งการอ้างอิงงานวิจัยที่ทันสมัยทั้งภายในประเทศและจากต่างประเทศ ซึ่งผู้นิพนธ์หวังเป็นอย่างยิ่งว่าหนังสือเล่มนี้จะเป็นสื่อการเรียนรู้ที่เป็นประโยชน์อีกเล่มหนึ่งสำหรับผู้สนใจ ไม่ว่าจะเป็น นักศึกษาทั่วไป นักศึกษาแพทย์ นักแก้ไขการพูดและนักแก้ไขการได้ยิน แพทย์ทั่วไป หรือแพทย์เฉพาะทางหูคอจมูกที่สนใจในการจะประเมินการได้ยินของเด็กที่อาจจะมีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่อง ทั้งนี้เพื่อให้การดูแลรักษาได้อย่างถูกต้องและเกิดประโยชน์สูงสุดต่อผู้ป่วยต่อไป

พิทยาพล ปิตรีวัชชัย

กิตติกรรมประกาศ

ผู้นิพนธ์ขอขอบคุณ คุณวิสวัช แดงอ่อน และคุณพัชรินทร์ โพธิ์ทอง หน่วยผลิตตำรา
คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่ช่วยวาดรูป จัดรูปเล่ม และออกแบบปก

กราบขอบพระคุณผู้ช่วยและบูรพาจารย์ทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ทาง
การแพทย์ให้แก่ผู้นิพนธ์เพื่อดำรงไว้ซึ่งความรู้ คุณธรรม จริยธรรม และจรรยาบรรณของวิชาชีพ
เพื่อประโยชน์ของเพื่อนมนุษย์เป็นกิจที่หนึ่ง

ขออุทิศคุณค่าทั้งหลายจากหนังสือเล่มนี้ มอบให้บุพการีของผู้นิพนธ์ทั้งสองท่าน
รวมถึงลูกทั้งสาม กวิน ดาวิน ลลิล และที่สำคัญยิ่ง สิรินธร ปิติเจริญกิจ ที่อดทน เข้าใจ และอยู่
เคียงข้างผู้นิพนธ์มาโดยเสมอ เปรียบเสมือนกำลังใจอันมีค่ายิ่งสำหรับผู้นิพนธ์ตลอดไป

พิทยาพล ปิตวัชชัย

ประวัติผู้สมัคร

พินยาพล ปัตถวิชัย

พ.บ., ว.ว. สาขา โสต ศอ นาสิกวิทยา

Master of Clinical Audiology, Macquarie University, Sydney, Australia

รองศาสตราจารย์

หน่วยโรคหูและโสตประสาทการได้ยิน ภาควิชา โสต ศอ นาสิกวิทยา

คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การศึกษา

พ.ศ. 2550 แพทยศาสตรบัณฑิต คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

พ.ศ. 2553 ประกาศนียบัตรบัณฑิตชั้นสูง สาขาวิชาวิทยาศาสตร์การแพทย์คลินิก

คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

พ.ศ. 2555 วุฒิบัตรโสต ศอ นาสิก ลาริงซ์วิทยา

คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

พ.ศ. 2560 Master of Clinical Audiology, Macquarie University,

Sydney, Australia

การทำงาน

พ.ศ. 2555 อาจารย์แพทย์ ประจำภาควิชาโสต ศอ นาสิก ลาริงซ์วิทยา

คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

พ.ศ. 2556 อาจารย์แพทย์ ประจำภาควิชาโสต ศอ นาสิก ลาริงซ์วิทยา

คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

พ.ศ. 2562 ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ประจำภาควิชาโสต ศอ นาสิก ลาริงซ์วิทยา

คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

พ.ศ. 2564 รองศาสตราจารย์ ประจำภาควิชาโสต ศอ นาสิก ลาริงซ์วิทยา

คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

สารบัญ

บทที่ | เรื่อง

หน้า

5	การตรวจการได้ยินจากการตอบสนองทางสรีระ (Physiological Tests)	
•	บทนำ	137
•	ความรู้พื้นฐาน	138
•	บทสรุป	156
6	การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด (Newborn Hearing Screening)	
•	บทนำ	161
•	ความรู้พื้นฐาน	162
•	บทสรุป	210
7	การคัดกรองการได้ยินในเด็ก (Childhood Hearing Screening)	
•	บทนำ	219
•	ความรู้พื้นฐาน	220
•	บทสรุป	263
	ดัชนี (Index)	273

สารบัญรูปภาพ

บทที่ 1	
รูปที่ 1.1	2
ลักษณะของโมเลกุลอากาศที่มีการอัดแน่นและขยายสลับกันไปหลังจากมีแหล่งกำเนิดเสียง	
รูปที่ 1.2	3
ถังที่มีการเจาะรูที่ก้นถังและมีสื่ออยู่เต็มซึ่งแขวนอยู่บนเพดานให้แกว่งกลับไปกลับมา แสดงถึงการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศขณะมีพลังงานเสียงส่งผ่าน	
รูปที่ 1.3	3
การเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลางที่เป็นอากาศขณะพลังงานเสียงส่งผ่าน	
รูปที่ 1.4	5
คลื่นเสียงจากการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศ	
รูปที่ 1.5	6
ลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นที่เกิดขึ้นในโมเลกุลตัวกลางต่างชนิดกัน	
รูปที่ 1.6	6
การใช้ฉากแสดงตำแหน่งของคลื่นเสียง	
รูปที่ 1.7	7
ความยาวคลื่นของคลื่นเสียง (wavelength)	
รูปที่ 1.8	7
ลักษณะของคลื่นที่มีความถี่ต่าง ๆ ตั้งแต่ 10 ถึง 40 เฮิรตซ์	
รูปที่ 1.9	8
ระยะเวลาที่คลื่นเคลื่อนที่ได้ครบหนึ่งรอบพอดี (T) ซึ่งใช้เวลา 10 วินาที	
รูปที่ 1.10	9
คลื่นสองชนิดที่มีความถี่ 10 เฮิรตซ์ และ 20 เฮิรตซ์	
รูปที่ 1.11	9
ความเร็วของคลื่นเสียงที่สามารถคำนวณได้จากค่า λ และ T	
รูปที่ 1.12	10
สองปัจจัยหลักทั้ง λ และ f ที่มีผลทำให้ความเร็วคลื่น (C) มากขึ้นตามได้	
รูปที่ 1.13	11
เมื่อพิจารณาให้ค่าความเร็วคลื่น (C) คงที่ตลอดเวลา จะพบว่าค่า λ ที่ลดลงจะทำให้ f มีค่าสูงขึ้น	
รูปที่ 1.14	11
คลื่นเสียงที่มีความถี่เท่ากับ 250 เฮิรตซ์ จะสามารถคำนวณหาค่าความยาวคลื่นได้เท่ากับ 1.38 เมตร	
รูปที่ 1.15	12
คลื่นเสียงที่มีความถี่เท่ากับ 8,000 เฮิรตซ์ จะสามารถคำนวณหาค่าความยาวคลื่นได้เท่ากับ 4.3 เซนติเมตร	
รูปที่ 1.16	12
ความดันของคลื่น (pressure, P)	
รูปที่ 1.17	14
ระดับความดังเสียงต่ำสุดที่มนุษย์สามารถได้ยิน (dB SPL) ที่ความถี่เสียงต่าง ๆ	
รูปที่ 1.18	14
เครื่องวัดระดับเสียง (sound level meter, SLM)	
รูปที่ 1.19	15
การถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงทั้งสามชนิด ได้แก่ A-weighting, B-weighting และ C-weighting	
รูปที่ 1.20	16
การสะท้อนของเสียง (reflection)	
รูปที่ 1.21	16
การหักเหของเสียง (refraction)	
รูปที่ 1.22	17
การหักเหของเสียงเกิดขึ้นเมื่ออุณหภูมิตัวกลางของคลื่นเสียงเปลี่ยนไป	
รูปที่ 1.23	18
ปรากฏการณ์ธรรมชาติ	
รูปที่ 1.24	18
เมื่อคลื่นเสียงจากแหล่งกำเนิดเสียงสองแหล่งมาเจอกัน จะทำให้คลื่นเสียงทั้งสองเกิดการซ้อนทับและเกิดเป็นผลลัพธ์จากการรวมของคลื่นเสียงทั้งสอง	
รูปที่ 1.25	19
การเลี้ยวเบนของคลื่นเสียง	

สารบัญรูปภาพ

บทที่ 2	
รูปที่ 2.1	22
แสดงลักษณะกายวิภาคของใบหู และแสดง spectral pinna cue	
รูปที่ 2.2	23
ปริมาณความดังของเสียงที่ถูกขยายเพิ่มขึ้นในแต่ละความถี่ที่ต่างกัน	
รูปที่ 2.3	24
การออกแรงแกว่งซึ่งซ้ำที่เป็นจังหวะพอดีตามความถี่ธรรมชาติของวัตถุ	
รูปที่ 2.4	25
ธรรมชาติของการสะท้อนกลับของคลื่นบนเชือก	
รูปที่ 2.5	26
ลักษณะของการแทรกสอดของยอดคลื่น (ครึ่งรอบของคลื่น) บนเชือก	
รูปที่ 2.6	27
ลักษณะของคลื่นเสียงทั้งยอดคลื่นและท้องคลื่น (ครบหนึ่งรอบคลื่น)	
รูปที่ 2.7	28
การเกิดคลื่นนิ่ง (standing wave)	
รูปที่ 2.8	29
ตำแหน่งและการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศในคลื่นนิ่ง	
รูปที่ 2.9	30
การสั่นพ้องของเสียงในท่อกลวงเกิดขึ้นสัมพันธ์กับความถี่ของคลื่นนิ่งที่เกิดขึ้นในท่อและความยาวของท่อกลวงเอง	
รูปที่ 2.10	31
การใช้คานยกก้อนหินด้วยความยาวของคานที่ต่างกัน	
รูปที่ 2.11	31
หลักการของคานงัดที่แรงกระทำ	
รูปที่ 2.12	32
การขยายเสียงของกระดูกหูชั้นกลางโดยหลักของ lever ratio	
รูปที่ 2.13	32
หลักการของ buckling effect	
รูปที่ 2.14	33
หลักการของ area ratio	
รูปที่ 2.15	33
เสียงที่เพิ่มขึ้นผ่านกระดูกหูชั้นกลางทั้งสามชิ้นด้วย lever ratio, buckling effect และ area ratio	
รูปที่ 2.16	34
หูชั้นในที่มีอวัยวะนำเสียงที่สำคัญคือ cochlea ซึ่งถูกแบ่งเป็นสามส่วนสำคัญคือ scala vestibuli, scala media และ scala tympani	
รูปที่ 2.17	36
ลักษณะของ travel wave ที่เกิดขึ้นบน basilar membrane	
รูปที่ 2.18	37
ลักษณะของ travel wave ที่เกิดขึ้นบน basilar membrane ระหว่าง passive cochlear mechanic และ active cochlear mechanic	
รูปที่ 2.19	38
เซลล์ขนชั้นนอกที่วางตัวอยู่บน basilar membrane ของ cochlea โปรตีน prestin ที่สามารถยืดและหดผนังเซลล์ขนชั้นนอก	
รูปที่ 2.20	39
หน้าที่ของเซลล์ขนชั้นนอกในการช่วยให้เสียงที่เข้ามาเกิดการขยายเสียงมากกว่าเดิม	
รูปที่ 2.21	40
ยอดคลื่นของ basilar membrane ผ่านการกระตุ้นด้วยเสียงที่ความดัง 40 dB SPL และ 80 dB SPL	
รูปที่ 2.22	41
แป้นเปียโนจากเสียงโน้ตดนตรีจำนวนหนึ่งโน้ต	
รูปที่ 2.23	42
เซลล์ขนชั้นใน (inner hair cell) ที่วางตัวอยู่บน basilar membrane ของ cochlea ลักษณะ tip-link	

รูปที่ 2.24	43	รูปที่ 2.31	51
การนำสารสื่อประสาท glutamate ออกจากเซลล์ขนชั้นใน		เซลล์ประสาทขาออกจากระบบประสาทส่วนกลาง (efferent auditory nerve fiber หรือ olivocochlear bundle) จะฝากใยประสาทผ่าน vestibular branch ของเส้นประสาทสมองคู่ที่ 8 (vestibulocochlear nerve) ก่อนเข้าสู่ cochlea เพื่อไปเลี้ยงทั้งเซลล์ขนชั้นในและเซลล์ขนชั้นนอก	
รูปที่ 2.25	45	รูปที่ 2.32	52
โปรตีน connexin 26 ฝังอยู่ในผนังเซลล์ที่ชื่อว่า “supporting cell” ซึ่งเป็นเซลล์ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์ขนชั้นนอก โดยโปรตีนนี้มีความสำคัญในการเป็นช่องต่อสำคัญระหว่างผนังเซลล์ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์ขนชั้นนอก ซึ่งเป็นทางให้โพแทสเซียมผ่านและถูกนำกลับไปที่ใหม่ได้เรื่อย ๆ ใน scala media เมื่อใดก็ตามที่โปรตีนนี้มีความผิดปกติก็จะทำให้โพแทสเซียมไม่ได้ถูกนำกลับไปที่ใหม่ ส่งผลให้ปริมาณโพแทสเซียมลดลงใน endolymph และมีไม่เพียงพอสำหรับการนำกระแสประสาทในหูชั้นในได้		เซลล์ประสาทจาก olivocochlear bundle ที่ให้ใยประสาทมาเลี้ยงทั้งเซลล์ขนชั้นในและเซลล์ขนชั้นนอก	
รูปที่ 2.26	46	รูปที่ 2.33	52
เซลล์ประสาทของเส้นประสาทรับเสียงจะมีหน้าที่หลักในการตอบสนองต่อสารสื่อประสาท glutamate บริเวณปลายประสาทของเซลล์ขนชั้นใน		เส้นเลือดแดงสำคัญที่มาเลี้ยง cochlea ได้แก่ common cochlear artery, vestibulocochlear artery และ main cochlear artery	
รูปที่ 2.27	47	รูปที่ 2.34	53
Action potential ที่เกิดขึ้นก็ต่อเมื่อกระแสไฟฟ้ามีมากพอถึง threshold จึงจะกระตุ้นให้เกิดการส่งต่อกระแสประสาทไปในแต่ละเซลล์ประสาทได้		ลักษณะ tip-link เมื่อ basilar membrane มีการขยับและเบน tip-link ให้มีการเปิดช่องให้โพแทสเซียมเคลื่อนที่เข้าสู่เซลล์ขนชั้นในมากขึ้น	
รูปที่ 2.28	48	รูปที่ 2.35	55
ความละเอียดของความถี่ (frequency resolution) ที่เฉพาะเจาะจงในแต่ละเซลล์ประสาท		เซลล์ขนชั้นใน basilar membrane มีการเรียงตัวที่สัมพันธ์กับเซลล์ประสาทที่มีหน้าที่ดูแลการส่งกระแสประสาทอย่างเฉพาะเจาะจงบริเวณส่วนยอด (ความถี่ต่ำ ๆ) และส่วนฐานของ cochlea (ความถี่สูง ๆ) ไปด้วยกันตลอดแนว basilar membrane	
รูปที่ 2.29	49	รูปที่ 2.36	55
เซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง (afferent auditory nerve fiber)		การปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทเมื่อกระตุ้นหูชั้นในด้วยเสียงที่มีความถี่ 300 เฮิรตซ์	
รูปที่ 2.30	50	รูปที่ 2.37	56
เซลล์ประสาท (afferent auditory nerve fiber) ชนิดที่ 1 (type I) จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นในได้เพียง 1 เซลล์เท่านั้น ในทางตรงกันข้าม เซลล์ประสาทชนิดที่ 2 จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอกได้หลายเซลล์		อัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาท	
		รูปที่ 2.38	58
		เส้นทางเดินของกลุ่มเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง (afferent auditory nerve fiber)	

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2.39 60

ระบบประสาทส่วนกลางอาศัยข้อมูลระยะเวลาของคลื่นเสียงที่เดินทางมาตกระบบหูสองข้างไม่พร้อมกันโดยหลักของ interaural time difference เพื่อช่วยในการบอกทิศทางของเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ

รูปที่ 2.40 61

ระบบประสาทส่วนกลางอาศัยข้อมูลของระดับความดังของเสียงที่ต่างกันเมื่อตกระบบหูสองข้างจากหลักของ interaural intensity difference (interaural level difference) เพื่อช่วยในการบอกทิศทางของเสียงที่มีความถี่สูง ๆ และมีความยาวคลื่นน้อยกว่าขนาดของศีรษะ

บทที่ 3

รูปที่ 3.1 67

การหาระดับการได้ยินด้วยวิธีของ the method of limits

รูปที่ 3.2 67

การหาระดับการได้ยินด้วยวิธีของ the method of limits

รูปที่ 3.3 69

วิธีการหาระดับการได้ยินโดยวิธี modified Hughson-Westlake procedure

รูปที่ 3.4 70

ระดับความดังเสียงต่ำสุดที่คนปกติสามารถได้ยินที่ความถี่ของเสียงกระตุ้นตั้งแต่ 125-8,000 เฮิรตซ์

รูปที่ 3.5 71

กราฟของคนปกติที่มีความลาดเอียงที่แตกต่างกันไปในแต่ละความถี่

รูปที่ 3.6 71

เสียงกระตุ้นชนิด click ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีการรวมความถี่ของเสียงหลาย ๆ ความถี่เข้าด้วยกันตั้งแต่ 1,000-4,000 เฮิรตซ์

รูปที่ 3.7 74

ผลตรวจการได้ยินจากการใช้เสียงบริสุทธิ์ตั้งแต่ความถี่ 250-8,000 เฮิรตซ์

รูปที่ 3.8 75

ความถี่ต่าง ๆ ที่รวมอยู่ในเสียงกระตุ้น tone burst ที่มีความเฉพาะเจาะจงอยู่ที่ความถี่ 4,000 เฮิรตซ์

รูปที่ 3.9 76

ตัวแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นพลังงานเสียง (transducer) ได้แก่ headphone, insert earphone หรือ bone vibrator

รูปที่ 3.10 77

การปล่อยเสียงกระตุ้นชนิด free-field ผ่านลำโพง (loudspeaker) และให้พลังงานเสียงเดินทางผ่านอากาศไปสู่หูของผู้ฟัง

รูปที่ 3.11 78

การปล่อยเสียงกระตุ้นชนิด free-field ผ่านลำโพง (loudspeaker)

รูปที่ 3.12 79

การตรวจการได้ยินผ่านเสียงกระตุ้นชนิด free-field ด้วยเสียง narrow-band noise หรือ warble tone

รูปที่ 3.13 80

การนำเสียงผ่านกระดูกของมนุษย์ (bone-conduction) จากหลักการสำคัญสามประการ ได้แก่ distortion bone conduction (หูชั้นใน) inertial bone conduction (หูชั้นกลาง) และ osseotympanic bone conduction (หูชั้นนอก)

รูปที่ 3.14 81

กะโหลกศีรษะจะสั่นไปข้างหน้าและข้างหลังเป็นหลักถ้าเสียงกระตุ้นผ่านกะโหลกศีรษะเป็นเสียงที่มีความถี่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 1,800 เฮิรตซ์

รูปที่ 3.15 81

การสั่นของกะโหลกศีรษะจะทำให้หูชั้นในและ cochlea เกิดการสั่นตาม ส่งผลให้ scala vestibuli, scala media, scala tympani มีการสั่นต่อเนื่องตามกันไป

รูปที่ 3.16	82	รูปที่ 4.4	101
การสั่นของหูชั้นกลางจากการสั่นของกะโหลกศีรษะสามารถจะส่งต่อคลื่นเสียงเข้าสู่หูชั้นในและกระตุ้นการทำงานของ cochlea ไปสู่ระบบประสาทการได้ยินได้ตามปกติ		การตรวจการได้ยินด้วยวิธี BOA สามารถทำได้โดยใช้ตัวให้กำเนิดเสียงที่ทราบความถี่อยู่ในช่วงความถี่ต่ำ กลาง หรือ สูง เพื่อให้เกิดเสียงไปยังเด็ก	
รูปที่ 3.17	83	รูปที่ 4.5	105
การนำเสียงผ่านกระดูกจากการสั่นของกะโหลกศีรษะสามารถส่งผลให้เกิดการสั่นของหูชั้นนอกได้อีกเช่นกัน		ห้องตรวจ VRA	
รูปที่ 3.18	83	รูปที่ 4.6	106
คลื่นเสียงที่เข้ามาในหูชั้นนอกจากการนำเสียงผ่านกระดูกมักจะต้องการรั่วของคลื่นเสียงไปส่วนหนึ่งเสมอ		ตัวอย่างตุ๊กตาที่ใช้สำหรับให้แรงเสริมเมื่อหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นโดยผู้ตรวจคนหนึ่งที่หนึ่ง	
รูปที่ 3.19	84	รูปที่ 4.7	109
หูฟังชนิดที่ออกแบบมาให้ใส่ในช่องหูซึ่งมีขายอยู่ตามท้องตลาดทั่วไป หรือเครื่องช่วยฟังที่ใช้ขยายเสียงในคนที่มีความพิการการได้ยินบกพร่องที่มีการสูญเสียเฉพาะความถี่สูง ๆ, เครื่องช่วยฟังแบบอยู่ในหู และเครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหู		ตัวอย่างตุ๊กตาที่ขยับได้ชนิดต่าง ๆ	
รูปที่ 3.20	86	รูปที่ 4.8	109
กลไกการนำเสียงทางอากาศ (AC) ที่เบากว่าที่ควรจะเป็นในผู้ป่วยที่มีปัญหา superior canal dehiscence		การให้แรงเสริมด้วยการเปิดไฟให้เห็นเฉพาะตุ๊กตาที่อยู่ฝั่ง ๆ	
รูปที่ 3.21	86	รูปที่ 4.9	111
กลไกการนำเสียงทางกระดูก (BC) ที่ดีขึ้นกว่าเดิมในผู้ป่วยที่มีปัญหา superior canal dehiscence		วิธีการหาระดับการได้ยินโดยวิธี modified Hughson-Westlake procedure	
รูปที่ 3.22	88	รูปที่ 4.10	113
ค่า IA ที่เป็นปัจจัยสำคัญในการประเมิน cross hearing		การตรวจการได้ยินด้วยวิธี CPA	
บทที่ 4		รูปที่ 4.11	116
รูปที่ 4.1	93	เครื่องช่วยฟังแบบอยู่ในหู (in the ear hearing aid) และเครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหู (behind the ear hearing aid)	
ตัวให้กำเนิดเสียง (noise maker) หลากหลายชนิด		รูปที่ 4.12	122
รูปที่ 4.2	93	กราฟ performance-intensity (PI) function	
เครื่อง audiometer สำหรับตรวจการได้ยินเพื่อปล่อยเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังและความถี่ต่าง ๆ		รูปที่ 4.13	123
รูปที่ 4.3	95	ลักษณะที่แตกต่างกันของ PI function ซึ่งพบในภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุแตกต่างกัน	
พัฒนาการด้านการได้ยินของเด็กจะค่อย ๆ พัฒนาร่วมกับพัฒนาการของกล้ามเนื้อใหญ่		รูปที่ 4.14	126
		การทราบระดับการได้ยินในทุกความถี่ตั้งแต่ 250-8,000 เฮิรตซ์	
		รูปที่ 4.15	127
		กราฟของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL ทั้งหมดจำนวน 227 หู	

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 4.16 **128**

กราฟของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กไทยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL ในประเทศไทย

รูปที่ 4.17 **129**

วิธีการคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กโดยใช้ข้อมูลค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยินของเด็กไทย

รูปที่ 4.18 **130**

การคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กโดยใช้ปัญหาประดิษฐ์ผ่าน uniform resource locator (URL) หรือ web address ที่ชื่อว่า “https://otology-audiology.web.app”

รูปที่ 4.19 **131**

การคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กโดยใช้ปัญหาประดิษฐ์ผ่านซอฟต์แวร์ประยุกต์ (software application) บนโทรศัพท์มือถือ

บทที่ 5

รูปที่ 5.1 **141**

ลักษณะกราฟของ tympanometry รูปแบบต่าง ๆ (type A, B, C, Ad, As)

รูปที่ 5.2 **148**

ลักษณะของเสียงกระตุ้น tone burst ที่ความถี่ 2,000 เฮิรตซ์

รูปที่ 5.3 **149**

ผลการตอบสนองของ ABR ในคนปกติเพศชายอายุ 36 ปี

บทที่ 6

รูปที่ 6.1 **163**

การดูแลป้องกันในระดับปฐมภูมิ ทูติยภูมิ และตติยภูมิ ของโรคติดเชื้อเรื้อรังในหูชั้นกลาง (chronic otitis media, COM)

รูปที่ 6.2 **167**

หากมีประชากรเป็นโรคทั้งหมด 10 คน และเครื่องมือที่ใช้คัดกรองสามารถตรวจพบประชากรที่เป็นโรคเหล่านั้นได้ทั้งหมด 9 คน เครื่องมือที่ใช้นี้จะถือว่ามีความไว (sensitivity) เท่ากับ ร้อยละ 90 (9/10)

รูปที่ 6.3 **168**

หากมีประชากรที่ไม่เป็นโรคทั้งหมด 10 คน เครื่องมือที่ใช้คัดกรองสามารถจะบอกได้ว่าประชากรเหล่านี้ไม่เป็นโรคอยู่จำนวน 8 คน เครื่องมือที่ใช้จะถือว่ามีความจำเพาะ (specificity) เท่ากับ ร้อยละ 80 (8/10)

รูปที่ 6.4 **171**

ลำดับเหตุการณ์ที่สำคัญของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) ที่เกิดขึ้นในต่างประเทศ

รูปที่ 6.5 **174**

ลำดับเหตุการณ์ที่สำคัญของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) ที่เกิดขึ้นในประเทศไทย

รูปที่ 6.6 **175**

หลักการของเครื่องตรวจ aOAE คือ การวัดเสียงสะท้อนที่ออกมาจากช่องหู

รูปที่ 6.7 **176**

หลักการของเครื่องตรวจ evoked OAE คือ การปล่อยเสียงกระตุ้นเข้าไปในหูชั้นในก่อน และค่อยวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในใหม่อีกครั้ง

รูปที่ 6.8 **177**

ค่าเกณฑ์ต่าง ๆ เช่น SNR, stability และ reproducibility สำหรับใช้ในการแปลผล TEOAE เพื่อประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกและภาวะการได้ยินบกพร่อง

รูปที่ 6.9 **178**

เครื่อง aOAE (TEOAE) แสดงผลการคัดกรองการได้ยินบนหน้าจอว่า “ผ่าน (Valid response)”

รูปที่ 6.10 **178**

เครื่อง aOAE (DPOAE) แสดงผลการคัดกรองการได้ยินบนหน้าจอว่า “ผ่าน (PASS)”

รูปที่ 6.11	180	รูปที่ 6.20	196
การนำไมโครโฟนและตัวปล่อยเสียงของเครื่อง aOAE ใส่ให้พอดีกับช่องหูของเด็กทารกก็สามารถจะตรวจวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในและประเมินภาวะการได้ยินบกพร่องของเด็กได้ทันที		กล่องทดสอบ (test box) สำหรับใช้ตรวจวัดเสียงในการใส่เครื่องช่วยฟัง	
รูปที่ 6.12	181	รูปที่ 6.21	197
กราฟการตอบสนองของเซลล์ประสาทรับเสียงตั้งแต่เส้นประสาทรับเสียงจนถึงระดับก้านสมอง		อุปกรณ์เชื่อมต่อ (coupler) สำหรับใช้ต่อกับกล่องทดสอบขณะทำการปรับขยายเสียงในเครื่องช่วยฟัง	
รูปที่ 6.13	182	รูปที่ 6.22	198
เครื่อง aABR แสดงผลการคัดกรองการได้ยินบนหน้าจอว่า “ผ่าน (Valid response)”		การตรวจ real-ear unaided gain (REUG)	
รูปที่ 6.14	183	รูปที่ 6.23	198
ตำแหน่งการติดตัวนำไฟฟ้าแปะผิวหนัง บนศีรษะ (หน้าผาก แก้ม และกระดูกมาสตอยด์หลังหู) ของเครื่อง aABR		ตัววัดเสียง (probe tube microphone) ที่มีลักษณะเป็นท่อขนาดเล็กและมีความนุ่ม เพื่อใช้สำหรับใส่เข้าไปในช่องหูชั้นนอก	
รูปที่ 6.15	192	รูปที่ 6.24	198
เครื่อง diagnostic TEOAE แสดงการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกบริเวณความถี่ตั้งแต่ 1000, 1400, 2000, 2800, 4000 เฮิรตซ์		การตรวจ real-ear aided gain (REAG)	
รูปที่ 6.16	193	รูปที่ 6.25	198
ลักษณะการทำงานของหูชั้นกลางผ่านเครื่องตรวจ tympanometry		การตรวจวัดเสียงสำหรับการใส่เครื่องช่วยฟังผ่านการใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อร่วมกับกล่องทดสอบ	
รูปที่ 6.17	194	รูปที่ 6.26	200
Bone-conduction vibrator ของเครื่อง diagnostic ABR สำหรับการใช้นิ่วฉัณยภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิด		การตรวจวัดเสียงในช่องหูของทารกสำหรับขั้นตอนในการวัดหาค่า RECD	
รูปที่ 6.18	195	รูปที่ 6.27	200
ผลตรวจของ diagnostic ABR จากเสียงกระตุ้นชนิด tone burst ที่ความถี่ 500 เฮิรตซ์ ด้วยความดัง 30 dB nHL		การตรวจวัดเสียงผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อที่ถูกออกแบบให้ใกล้เคียงกับขนาดของหูชั้นนอกของผู้ใหญ่โดยเฉลี่ย	
รูปที่ 6.19	195	รูปที่ 6.28	201
ผลตรวจ diagnostic ABR จากการใส่ condensation polarity และ rarefaction polarity ของเสียงกระตุ้นชนิด click		การประเมินให้แน่ใจว่าเสียงที่เครื่องช่วยฟังขยายนั้น มีความเหมาะสมและพอดีตามเป้าหมายที่กำหนดไว้หรือไม่ (target gain)	
		รูปที่ 6.29	202
		เครื่องช่วยฟังชนิดทัดหลังหู (behind the ear hearing aid) สำหรับเด็ก	
		รูปที่ 6.30	204
		การคัดกรองการได้ยินเฉพาะทารกกลุ่มเสียงต่อภาวะการได้ยินบกพร่อง (TNHS)	

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 6.31	205	รูปที่ 7.7	230
การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS)		COM	
รูปที่ 6.32	205	รูปที่ 7.8	230
ค่า incremental cost-effectiveness ratio (ICER) สามารถลดลงได้ตามลำดับ หากสามารถควบคุมตัวแปรที่สำคัญให้อยู่ในเกณฑ์ที่ดีขึ้น		โพรงหนองที่หลังหูซ้าย (post auricular abscess) จากภาพถ่าย computed tomography (CT) scan	
รูปที่ 6.33	206	รูปที่ 7.9	231
เมื่อควบคุมให้อัตราการไม่มาติดตามอาการไม่เกินร้อยละ 5 โอกาสที่การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) จะมีความคุ้มค่าอยู่ที่ร้อยละ 94		ภาพถ่าย computed tomography (CT) scan แสดงหนองในสมองซีกซ้าย (temporal lobe) ที่เกิดจากภาวะแทรกซ้อนของ COM ในหูข้างซ้าย	
รูปที่ 6.34	207	รูปที่ 7.10	232
การส่งตรวจเพิ่มเติมเพื่อหาการติดเชื้อ CMV ในทารกแรกเกิดที่ได้ผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่าน		OME	
บทที่ 7			
รูปที่ 7.1	222	รูปที่ 7.11	234
การสูญเสียการได้ยินเฉพาะช่วงความถี่ 250-500 เฮิรตซ์		การใส่ท่อระบายน้ำในหูชั้นกลาง (myringotomy with grommet insertion)	
รูปที่ 7.2	223	รูปที่ 7.12	236
เสียงกระตุ้นชนิด click เป็นเสียงที่มีระยะเวลาของเสียงกระตุ้นค่อนข้างสั้นและรวมคลื่นเสียงหลายความถี่เข้าด้วยกัน		เสียงรบกวนที่ส่งผลกระทบต่อระดับการได้ยินของเด็ก (hearing threshold)	
รูปที่ 7.3	225	รูปที่ 7.13	238
กลุ่มสาเหตุการเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก		หูฟังชนิด supra-aural earphone	
รูปที่ 7.4	228	รูปที่ 7.14	238
ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องที่ระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยทั้งสองข้าง (mild degree of bilateral SNHL)		ห้องเก็บเสียง (sound proof room)	
รูปที่ 7.5	228	รูปที่ 7.15	244
ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องในหูซ้ายเพียงข้างเดียว (unilateral SNHL in the left side)		ผลการตรวจของการคัดกรองการได้ยินบนจากหน้าจอเครื่อง TEOAE	
รูปที่ 7.6	229	รูปที่ 7.16	245
ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงในหูข้างซ้าย (unilateral high frequency SNHL in the left side)		ตัวปล่อยเสียงกระตุ้นของเครื่อง aOAE ที่มีขนาดไม่ใหญ่หรือเล็กเกินไป สามารถใส่เข้าไปในช่องหูของเด็กได้อย่างกระชับและแน่นพอดี	
		รูปที่ 7.17	246
		ระบบตัดเสียงรบกวนอัตโนมัติที่อยู่ในเครื่อง aOAE	
		รูปที่ 7.18	248
		ผลตรวจ tympanometry ซึ่งยอดคลื่นหมายถึงการนำเสียงในหูชั้นกลางที่ดีที่สุดที่ความดัน (tympanometric peak pressure) ประมาณ 15 daPa	

สารบัญตาราง

รูปที่ 7.19	249
การหาค่า tympanometric width	
รูปที่ 7.20	249
การวัดค่า static admittance	
รูปที่ 7.21	251
การวัดค่า equivalent ear canal volume (Vea)	
รูปที่ 7.22	262
ซอฟต์แวร์ประยุกต์ชนิด consumer app สำหรับใช้ตรวจคัดกรองการได้ยิน (HearWHO app)	

บทที่ 4	
ตารางที่ 4.1	94
ตัวอย่างของพัฒนาการเบื้องต้นด้านต่าง ๆ ของเด็กไทยในแต่ละช่วงอายุ	
ตารางที่ 4.2	96
อาการที่อาจบ่งชี้ว่าเด็กมีพัฒนาการด้านการพูดและการใช้ภาษาที่ล่าช้ากว่าปกติ	
ตารางที่ 4.3	100
การตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังต่าง ๆ ของเด็กที่มีการได้ยินปกติผ่านการตรวจด้วยวิธี BOA	
ตารางที่ 4.4	101
การรายงานผลตรวจ BOA	
ตารางที่ 4.5	118
โรคร่วมที่พบได้บ่อยในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องและคำแนะนำสำคัญในการตรวจการได้ยิน	

บทที่ 5	
ตารางที่ 5.1	149
ค่า correction factor สำหรับ ABR ในการแปลงหน่วยจาก dB nHL เป็น dB eHL ในเด็กที่อายุไม่เกิน 3 เดือน (corrected age) และตรวจ ABR ด้วยหูฟังชนิด insert earphone	
ตารางที่ 5.2	150
สรุปการตั้งค่าที่สำคัญในการตรวจ ABR	
ตารางที่ 5.3	154
ค่าปกติสูงสุดของหน่วย dB HL (หน่วยวัด physiological response) จากการรายงานผลของเครื่อง ASSR ที่ถือว่าการได้ยินปกติ และค่าแปลงหน่วย (correction factor) เพื่อหาระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องเป็นหน่วย dB eHL (หน่วยวัด behavioral response)	
ตารางที่ 5.4	155
การเปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียระหว่างการตรวจการได้ยินด้วย ABR และ ASSR	
ตารางที่ 5.5	155
การตั้งค่าต่าง ๆ ที่ใช้ในเครื่องตรวจ ASSR	

สารบัญแผนภูมิ

บทที่ 6

ตารางที่ 6.1 [186](#)

ปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่อง

ตารางที่ 6.2 [189](#)

ข้อดีและข้อเสียของการเลือกใช้เครื่องมือสำหรับการคัดกรองการได้ยินในรูปแบบต่าง ๆ

บทที่ 7

ตารางที่ 7.1 [227](#)

นิยามของการสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยโดย Bess และคณะ ในปี ค.ศ. 1998

ตารางที่ 7.2 [232](#)

ความชุกของ chronic otitis media (COM) ทั่วโลก

ตารางที่ 7.3 [234](#)

ปัจจัยเสี่ยงที่ OME จะส่งผลกระทบต่อพัฒนาการในด้านต่าง ๆ ของเด็กได้มาก

ตารางที่ 7.4 [237](#)

วิธีการหาระดับของเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในสถานที่ตรวจคัดกรองการได้ยิน (permissible ambient noise level) สำหรับการตรวจด้วยเสียงกระตุ้นผ่านทาง air conduction (ac) ในช่วงความถี่ 500–4,000 เฮิรตซ์ ผ่านหูฟังชนิด supra-aural earphone

ตารางที่ 7.5 [250](#)

เกณฑ์ผ่านของเครื่องมือสำคัญสำหรับการคัดกรองการได้ยินในเด็ก

บทที่ 7

แผนภูมิที่ 7.1 [255](#)

ขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียนกรณีใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย

แผนภูมิที่ 7.2 [256](#)

ขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียนกรณีไม่ได้ใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย

แผนภูมิที่ 7.3 [258](#)

ขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียนกรณีใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย

แผนภูมิที่ 7.4 [259](#)

ขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียนกรณีไม่ได้ใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย



บทที่
1

ธรรมชาติของเสียง

(The nature of sound)

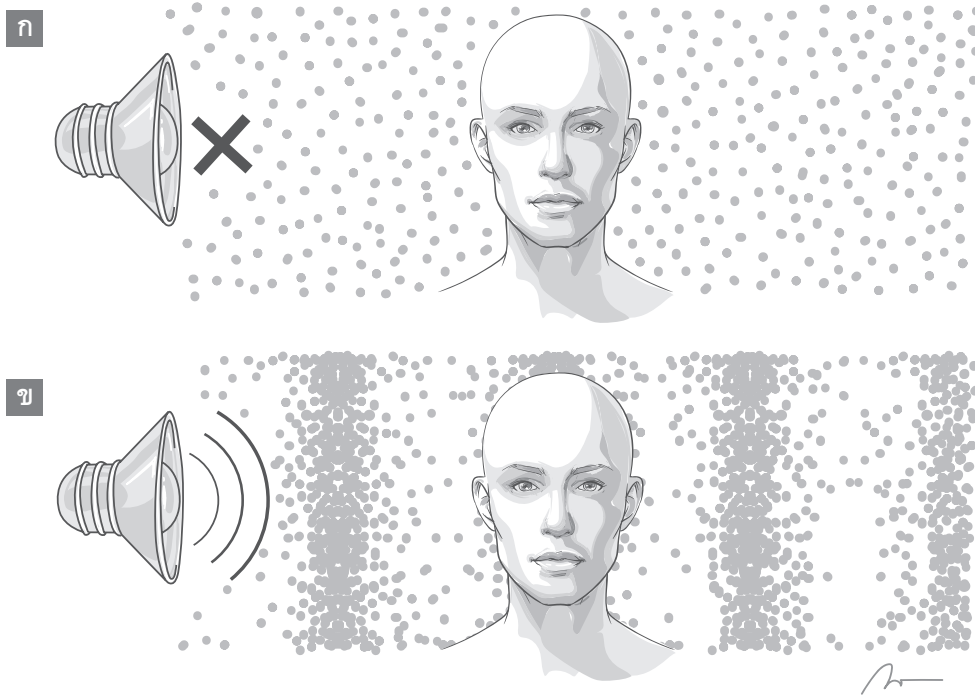
พิทยาพล ปิตรวิชัย

บทนำ

คลื่นเสียงถือเป็นพลังงานชนิดหนึ่งที่ประสาทสัมผัสของมนุษย์สามารถจะรับผ่านระบบประสาททางการได้ยินและรับรู้เป็นเสียงขึ้นมาได้ การทำความเข้าใจในธรรมชาติของเสียงจะทำให้ประเมินได้ว่าระดับเสียงต่าง ๆ ที่อยู่รอบตัวมนุษย์มีลักษณะอย่างไรและมีความดังมากน้อยเพียงใด ดังนั้น ความรู้ความเข้าใจธรรมชาติของคลื่นเสียง และทราบถึงวิธีการวัดคลื่นเสียงเหล่านี้จึงมีความสำคัญอย่างมากที่จะสื่อสารและอธิบายลักษณะของคลื่นเสียงที่มนุษย์ได้ยินอย่างถูกต้อง ในบทนี้ผู้อ่านจะได้รับความรู้เกี่ยวกับการวัดคลื่นเสียง ทราบถึงที่มาของคำจำกัดความต่าง ๆ รวมทั้งการใช้สูตรและหน่วยในการวัดคลื่นเสียงเหล่านั้น

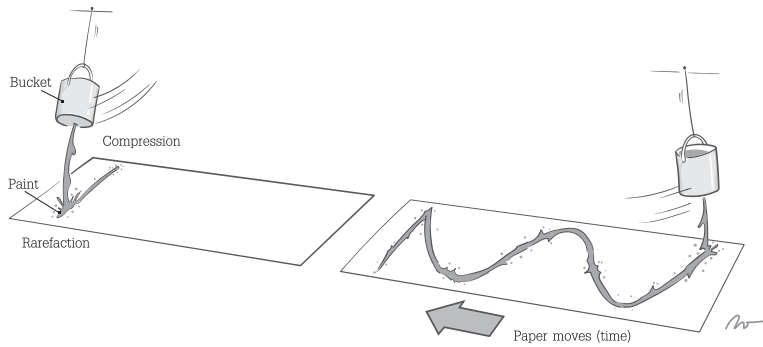
ความรู้พื้นฐาน

คลื่นเสียงคือพลังงานรูปแบบหนึ่งที่เกิดจากการสั่นสะเทือนของโมเลกุลตัวกลาง ไม่ว่าจะเป็น ของแข็ง ของเหลวหรืออากาศ การสั่นสะเทือนของโมเลกุลตัวกลางเหล่านี้จะทำหน้าที่ส่งพลังงานของเสียงต่อ ๆ กันไป หากยกตัวอย่างโมเลกุลตัวกลางของเสียงคือโมเลกุลอากาศที่ลอยอยู่ทั่วไป และมีแหล่งกำเนิดเสียงสร้างพลังงานเสียงขึ้น ลักษณะการสั่นของโมเลกุลอากาศรอบ ๆ เหล่านี้จะเริ่มมีการเรียงตัวในลักษณะอัดแน่น และขยายสลับกันไปขณะที่มีการส่งผ่านพลังงานเสียงเกิดขึ้น ดังรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 ลักษณะของโมเลกุลอากาศที่มีการอัดแน่นและขยายสลับกันไปหลังจากมีแหล่งกำเนิดเสียง โดย (ก) แสดงถึงโมเลกุลอากาศที่กระจายอย่างไม่เป็นระเบียบลอยบนอากาศทั่วไป ขณะที่ยังไม่มีคลื่นเสียงวิ่งผ่าน และ (ข) แสดงถึงการเรียงตัวของโมเลกุลอากาศที่มีการอัดแน่นและขยายสลับกัน หลังจากมีคลื่นเสียงเกิดขึ้นแล้ว (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

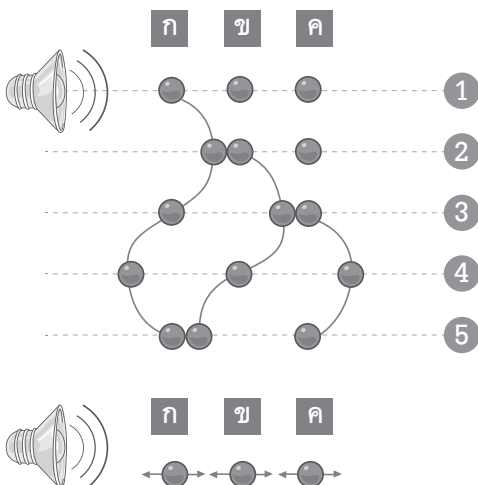
หากใช้ภาพประกอบเพื่อให้ง่ายต่อการทำความเข้าใจ โดยการใช้ถังที่มีสีอยู่เต็มซึ่งถูกผูกด้วยเชือกที่แขวนอยู่บนเพดานและให้มีการแกว่งไปแกว่งมา หลังจากนั้นเจาะรูที่ฐานของถัง จะพบว่า สีที่ตกลงสู่ผ้าขาวบนพื้นซึ่งกำลังเลื่อนไปข้างหน้าอย่างช้า ๆ เป็นหลักฐานการเคลื่อนที่กลับไปกลับมาของถังที่มีลักษณะเป็นลูกคลื่นเกิดขึ้น เปรียบเสมือนว่า การเคลื่อนที่ของถังนั้นคือการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศกลับไปกลับมาขณะมีพลังงานเสียงส่งผ่าน ซึ่งมีลักษณะเป็นรูปลูกคลื่นดังรูปที่ 1.2



รูปที่ 1.2

ถังที่มีการแกว่งที่กั้นถังและมีสีอยู่เต็มซึ่งแขวนอยู่บนเพดานให้แกว่งกลับไปกลับมา แสดงถึงการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศขณะมีพลังงานเสียงส่งผ่าน โดยการเคลื่อนที่ของถังนี้ ทำให้เกิดลายเส้นสีบนผ้าขณะที่มีการเคลื่อนไปข้างหน้าอย่างช้า ๆ ในลักษณะรูปลูกคลื่นเกิดขึ้น (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

ซึ่งถังกลมที่ถูกห้อยและเคลื่อนที่กลับไปกลับมา จะเปรียบเสมือนโมเลกุลอากาศที่สั่นสะเทือนลักษณะกลับไปกลับมาเช่นกัน ทำให้เมื่อใดก็ตามที่มีโมเลกุลอากาศอื่น ๆ อยู่ใกล้กับโมเลกุลที่สั่นสะเทือนเหล่านี้ พลังงานเสียงก็จะสามารถส่งผ่านพลังงานเสียงไปสู่มอเลกุลอากาศถัดไปได้เรื่อย ๆ เช่นกัน ดังนั้นจะเห็นว่าพลังงานเสียงจะเกิดขึ้นได้ จำเป็นต้องมีโมเลกุลตัวกลางเพื่อจะนำเสียงต่อไปได้ หากเมื่อไรก็ตามที่ขาดโมเลกุลตัวกลางเพื่อนำเสียง เช่น ในอวกาศ ที่ไม่มีโมเลกุลอากาศอยู่ จะพบว่าเสียงไม่สามารถเดินทางได้ เนื่องจากไม่มีโมเลกุลตัวกลางใด ๆ ที่จะนำพลังงานเสียงส่งต่อกันไปได้ แสดงว่า แม้จะมีแหล่งกำเนิดเสียงที่สามารถปล่อยความดังมากเท่าไรก็ตามในอวกาศ ก็ไม่สามารถจะส่งผ่านพลังงานเสียงเหล่านั้นเพื่อให้นักอนุรักษ์และได้ยินได้นั่นเอง รูปที่ 1.3 แสดงลักษณะการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศขณะมีพลังงานเสียงส่งผ่าน สังเกตว่ามีการส่งต่อพลังงานไปสู่มอเลกุลอากาศอื่น ๆ และแต่ละโมเลกุลอากาศมีการเคลื่อนที่กลับไปกลับมาในลักษณะเป็นลูกคลื่นเหมือน ๆ กัน



รูปที่ 1.3

การเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลางที่เป็นอากาศขณะพลังงานเสียงส่งผ่าน สังเกตว่า เมื่อมีแหล่งกำเนิดเสียงเกิดขึ้นและมีพลังงานเสียงส่งผ่านมาถึงโมเลกุลอากาศ (ก) จะเห็นการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศ (ก) มีลักษณะกลับไปกลับมาคล้ายลูกคลื่น (ตั้งแต่ลำดับที่ 1 ถึงลำดับที่ 5) โดยโมเลกุล ก. เริ่มมีการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าหลังจากได้รับพลังงานเสียงจากแหล่งกำเนิดเสียง หลังจากนั้นโมเลกุลอากาศ (ก) จะเคลื่อนที่กลับมาสู่จุดเดิม และจะเห็นว่า โมเลกุลอากาศ (ก) ยังส่งพลังงานไปสู่มอเลกุลอากาศ (ข) และ (ค) ซึ่งอยู่ถัด ๆ ไป สุดท้ายโมเลกุลอากาศ (ข) และ (ค) จะได้รับพลังงานเสียงทำให้เกิดการเคลื่อนที่กลับไปกลับมาเช่นเดียวกับโมเลกุลอากาศ (ก) เพื่อส่งผ่านพลังงานเสียงไปสู่มอเลกุลอากาศอื่น ๆ ต่อไป (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

ดังนั้นจะเห็นว่า การใช้ลูกคลื่นเพื่อแสดงถึงการเคลื่อนที่ของเสียง จึงเป็นวิธีการสื่อสารให้เข้าใจได้ง่าย อีกทั้งยังแสดงถึงการเคลื่อนที่และการเรียงตัวของโมเลกุลอากาศต่าง ๆ ขณะพลังงานเสียงมีการส่งผ่านโมเลกุลตัวกลาง โดยบริเวณใดของโมเลกุลตัวกลางที่เป็นอากาศมีการเคลื่อนที่และเรียงตัวในลักษณะการอัดแน่น จะถูกเรียกว่า “ส่วนอัด (compression)” ซึ่งแสดงด้วยจุดสูงสุดบริเวณยอดคลื่น และหากบริเวณใดของโมเลกุลตัวกลางที่อากาศมีการเคลื่อนที่และเรียงตัวในลักษณะการขยาย จะถูกเรียกว่า “ส่วนขยาย (rarefaction)” ซึ่งแสดงด้วยจุดต่ำสุดบริเวณท้องคลื่น ดังรูปที่ 1.4

โดยทั่วไปลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นเหล่านี้สามารถแบ่งได้เป็นสองชนิด คือ คลื่นแนวยาว (longitudinal wave) และ คลื่นแนวขวาง (transverse wave) ซึ่งทั้งสองชนิดสามารถแยกจากกันโดยสังเกตจากการที่คลื่นมีการเคลื่อนที่ไปข้างหน้านานหรือตั้งฉากกับโมเลกุลตัวกลาง หากคลื่นที่เคลื่อนไปข้างหน้ามีลักษณะขนานไปกับการเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลาง จะเรียกคลื่นลักษณะนี้ว่า “คลื่นแนวยาว (longitudinal wave)” เช่น คลื่นเสียงที่วิ่งผ่านโมเลกุลกลางที่เป็นอากาศ เป็นต้น ในทางตรงกันข้าม หากคลื่นที่เคลื่อนไปข้างหน้า มีลักษณะตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลาง จะเรียกคลื่นลักษณะนี้ว่า “คลื่นแนวขวาง (transverse wave)” เช่น คลื่นที่เกิดขึ้นบนเชือก ดังรูปที่ 1.5 เป็นต้น

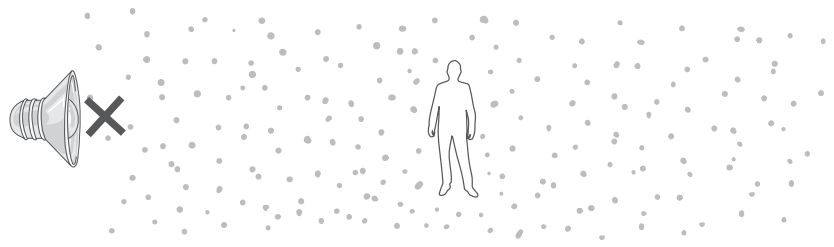
1. การวัดคลื่นเสียง (sound measurement)

เมื่อใช้คลื่นเพื่อแสดงถึงลักษณะของพลังงานเสียง สังเกตได้ว่าการใช้องศาตั้งแต่ 0 องศา จนถึง 360 องศา สามารถบอกตำแหน่งของลูกคลื่นได้ดี และยังแสดงถึงลักษณะการเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลางที่เคลื่อนที่กลับไปกลับมาได้ เช่น การเคลื่อนที่โมเลกุลตัวกลางไปและกลับครบหนึ่งรอบ จะเท่ากับการเคลื่อนที่จาก 0 องศา จนถึง 360 องศา หรือการเคลื่อนที่โมเลกุลตัวกลางไปและกลับเพียงครึ่งรอบ จะเท่ากับการเคลื่อนที่จาก 0 องศา จนถึง 180 องศา นั่นเอง ดังรูปที่ 1.6

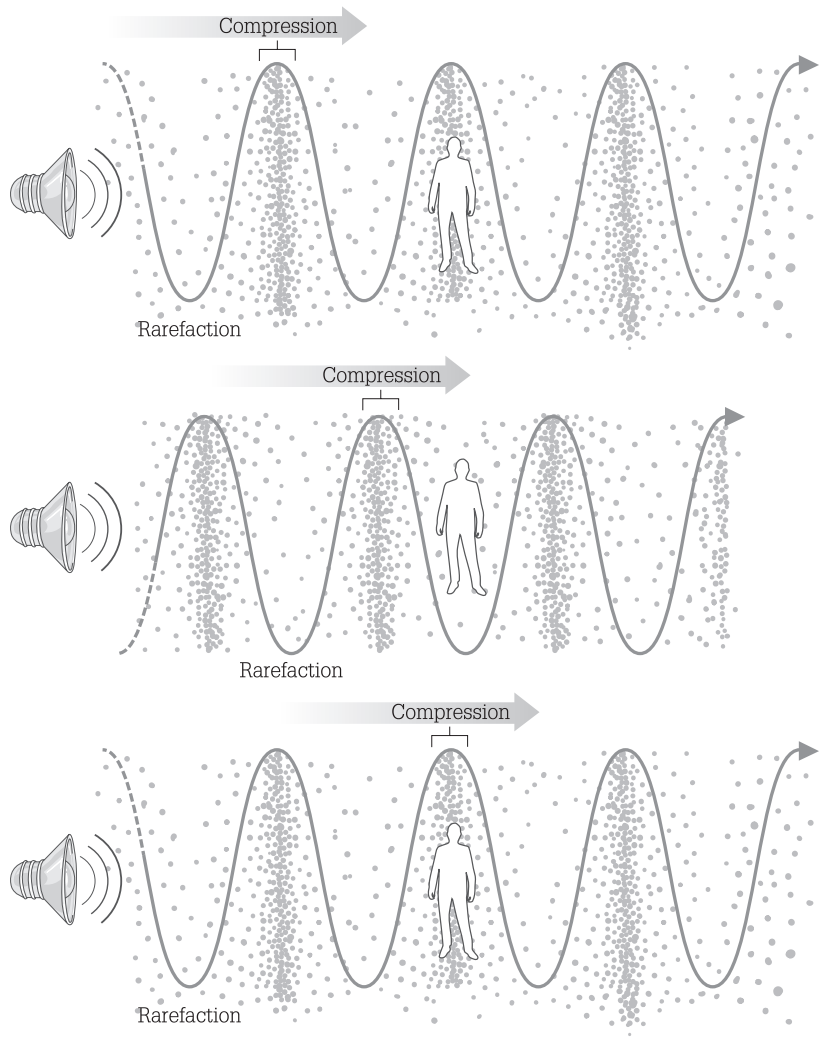
ดังนั้น หากมาสังเกตลูกคลื่นของพลังงานเสียงที่กำลังเคลื่อนที่ไปข้างหน้า จะเรียก “ระยะทาง” ที่คลื่นเคลื่อนที่ได้ครบหนึ่งรอบพอดี ว่า “ความยาวคลื่น (wavelength, λ)” ดังรูปที่ 1.7 ซึ่งความยาวคลื่นนี้จะมีหน่วยเป็น เมตร (การเคลื่อนที่ครบหนึ่งรอบคิดเป็น 360 องศา โดยพิจารณาจาก compression ถึง compression หรือ จาก rarefaction ถึง rarefaction)

นอกจากการสังเกตระยะทางที่คลื่นสามารถเคลื่อนที่ไปได้มากน้อยแค่ไหนแล้ว การประเมินว่า คลื่นที่เคลื่อนที่ไปนั้นใช้ระยะเวลาเท่าไรก็มีความสำคัญเช่นกัน โดยทั่วไป การที่คลื่นสามารถเคลื่อนที่ได้กี่รอบในเวลา 1 วินาที จะถูกเรียกว่า “ความถี่” ซึ่งมีหน่วยเป็น รอบต่อวินาที หรือ เฮิรตซ์ (Hertz, Hz) ดังนั้น คลื่นที่มีความถี่เท่ากับ 10 เฮิรตซ์ จะพบว่าคลื่นนี้ขณะกำลังเคลื่อนที่ในช่วงระยะเวลา 1 วินาที คลื่นจะมีการเคลื่อนที่ได้ทั้งหมด 10 รอบ หรือ คลื่นที่มีความถี่เท่ากับ 40 เฮิรตซ์ จะพบว่าคลื่นนี้ขณะกำลังเคลื่อนที่ในช่วงระยะเวลา 1 วินาที คลื่นจะมีการเคลื่อนที่ได้ทั้งหมด 40 รอบ เป็นต้น ดังนั้น หากพิจารณาระยะเวลาที่คงที่เท่ากับ 1 วินาที จะพบว่า ยิ่งปรับให้คลื่นมีความถี่มากขึ้นเท่าไร จำนวนลูกคลื่นนั้นต้องมากขึ้นตามและความยาวคลื่นซึ่งเป็นความยาวที่วัดระหว่าง compression ถึง compression หรือ วัดจาก rarefaction ถึง rarefaction ก็ลดลงไปด้วยเช่นกัน ดังรูปที่ 1.8

ก

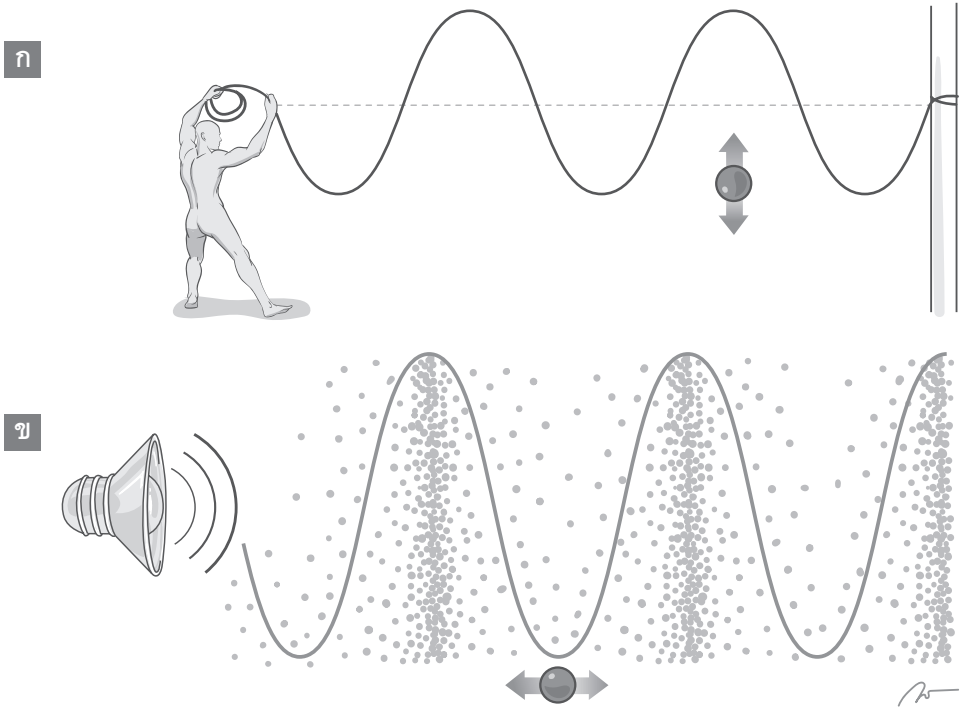


ข

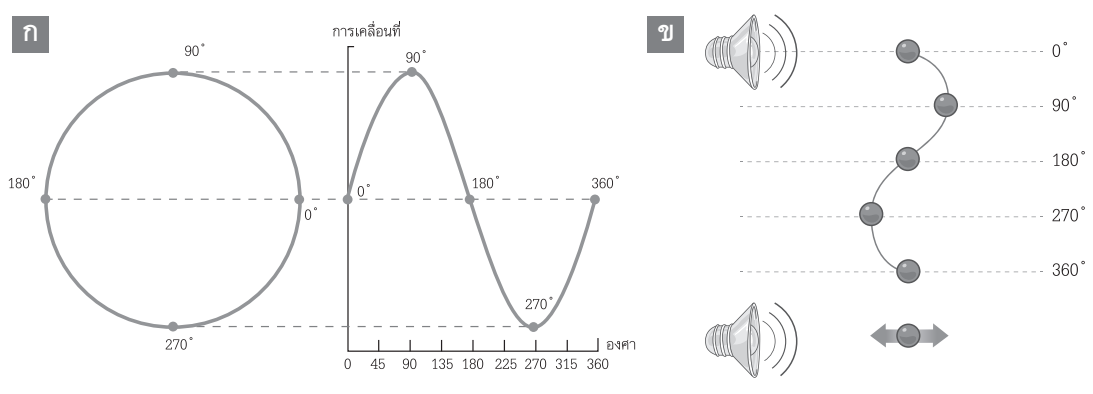


รูปที่ 1.4

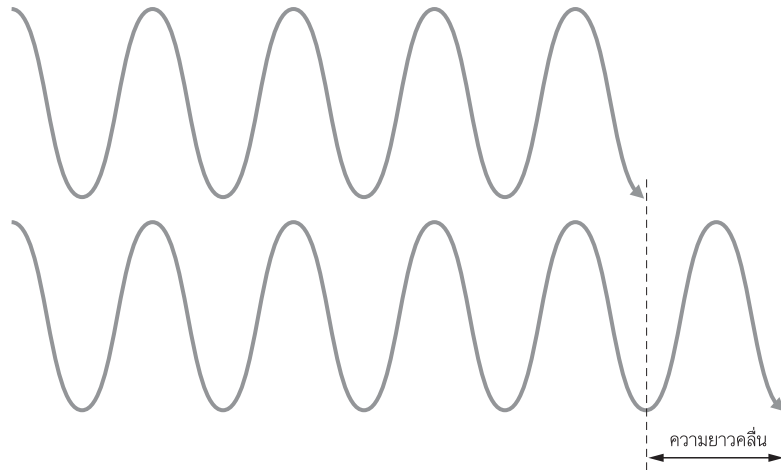
คลื่นเสียงจากการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศ โดย (ก) แสดงถึงโมเลกุลอากาศที่กระจายอย่างไม่เป็นระเบียบลอยบนอากาศทั่วไปขณะยังไม่มีแหล่งกำเนิดเสียง และ (ข) แสดงถึงการเรียงตัวของโมเลกุลอากาศที่มีการอัดแน่นและขยายสลับกันหลังจากมีพลังงานเสียงจากแหล่งกำเนิด โดยบริเวณใดของโมเลกุลอากาศมีการเคลื่อนที่และเรียงตัวในลักษณะการอัดแน่น (compression) จะถูกแสดงด้วยจุดสูงสุดของยอดคลื่น และหากบริเวณใดของโมเลกุลอากาศมีการเคลื่อนที่และเรียงตัวในลักษณะการขยาย (rarefaction) จะถูกแสดงด้วยจุดต่ำสุดของท้องคลื่น ซึ่งการเคลื่อนที่และการเรียงตัวของโมเลกุลอากาศเหล่านี้สามารถแสดงด้วยลูกคลื่น ทำให้เห็นลักษณะลูกคลื่นกำลังเคลื่อนที่ไปข้างหน้า (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



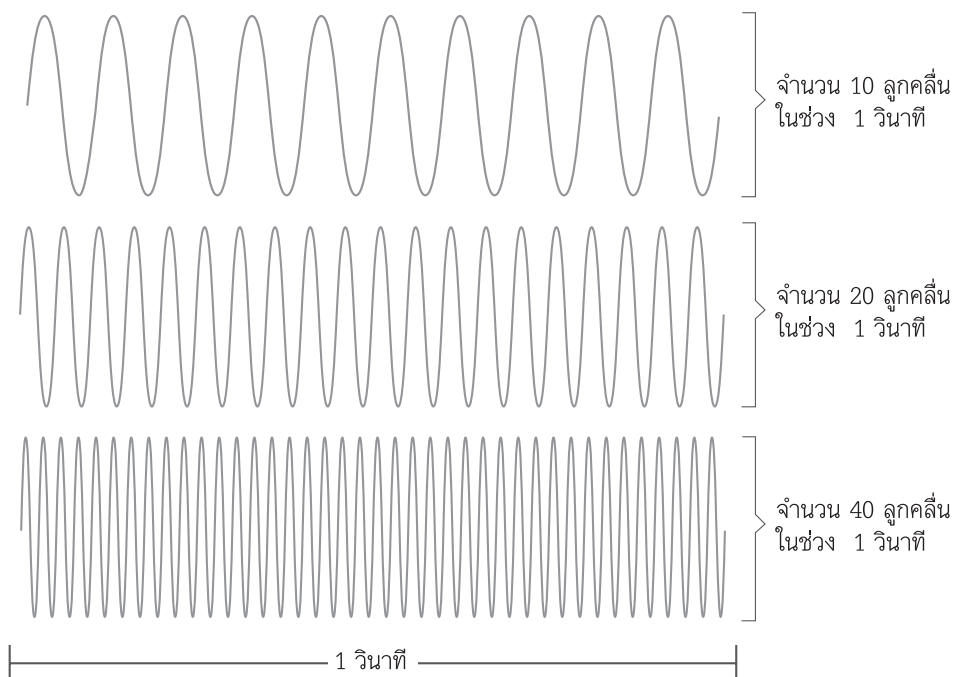
รูปที่ 1.5 ลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นที่เกิดขึ้นในโมเลกุลตัวกลางต่างชนิดกัน (ก) แสดงคลื่นที่เคลื่อนไปข้างหน้า ลักษณะขนานไปกับกับการเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลาง ซึ่งเรียกคลื่นลักษณะนี้ว่า “คลื่นแนวยาว (longitudinal wave)” ในทางตรงกันข้าม หากคลื่นที่เคลื่อนไปข้างหน้า แต่เคลื่อนที่ในลักษณะตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลางจะเรียกคลื่นลักษณะนี้ว่า “คลื่นแนวขวาง (transverse wave)” ดัง (ข) (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 1.6 การใช้องศาแสดงตำแหน่งของคลื่นเสียง (ก) แสดงการเคลื่อนที่ครบหนึ่งรอบเทียบเท่ากับคลื่นเคลื่อนที่ครบ 360 องศา และ (ข) แสดงโมเลกุลตัวกลางในการเคลื่อนที่ไปและกลับครบหนึ่งรอบที่ 360 องศาเช่นกัน (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

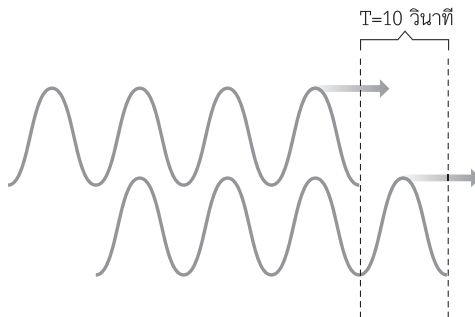


รูปที่ 1.7 | ความยาวคลื่นของคลื่นเสียง (wavelength) ที่แสดงถึงระยะทางที่คลื่นเสียงเดินทางครบหนึ่งรอบพอดี (เคลื่อนที่ครบ 360 องศา)



รูปที่ 1.8 | ลักษณะของคลื่นที่มีความถี่ต่าง ๆ ตั้งแต่ 10 ถึง 40 เฮิรตซ์ ซึ่งจะเห็นว่า เมื่อพิจารณาระยะเวลาที่คงที่เท่ากับ 1 วินาที จะพบว่า ยิ่งปรับคลื่นมีความถี่มากขึ้นเท่าไร จะทำให้เห็นจำนวนลูกคลื่นมากขึ้นเท่านั้น อีกทั้ง ความยาวคลื่น (ความยาวระหว่าง compression ถึง compression หรือ จาก rarefaction ถึง rarefaction) ก็จะมีสั้นลงไปเรื่อย ๆ เช่นกัน

ในทางกลับกัน ระยะเวลาที่คลื่นสามารถเคลื่อนที่ได้ครบหนึ่งรอบพอดี จะเรียกว่า “คาบ (period, T)” ซึ่งมีหน่วยเป็น วินาที เช่น หากคลื่นชนิดหนึ่งมี T เท่ากับ 10 วินาที จะหมายความว่า คลื่นนี้ใช้เวลา 10 วินาที ในการเคลื่อนที่ได้ครบหนึ่งรอบ ดังรูปที่ 1.9



รูปที่ 1.9 | ระยะเวลาที่คลื่นเคลื่อนที่ได้ครบหนึ่งรอบพอดี (T) ซึ่งใช้เวลา 10 วินาที

ดังนั้นจะเห็นว่า จริง ๆ แล้ว ค่าของความถี่ (f) ซึ่งแสดงถึงการที่คลื่นสามารถเคลื่อนที่ได้กี่รอบในเวลา 1 วินาที และ ค่าของคาบ (T) ซึ่งแสดงถึงระยะนานเท่าใดที่คลื่นสามารถเคลื่อนที่ได้ครบ 1 รอบนั้น เป็นส่วนกลับกันและกันนั่นเอง ดังนั้น เพื่อให้ง่ายต่อการสื่อสารว่า f และ T มีความสัมพันธ์กันอย่างไร การใช้สูตรมาพิจารณาจะช่วยให้การทำความเข้าใจของความสัมพันธ์ระหว่างสองค่านี้ง่ายขึ้น อีกทั้งการใช้สูตรยังสามารถจะนำไปคิดคำนวณหาค่าตัวแปรต่าง ๆ ที่เกี่ยวกับคลื่นเสียงได้ง่ายขึ้นอีกด้วย โดยสูตร (1.1) เป็นการแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง f และ T ที่เป็นส่วนกลับของกันและกัน

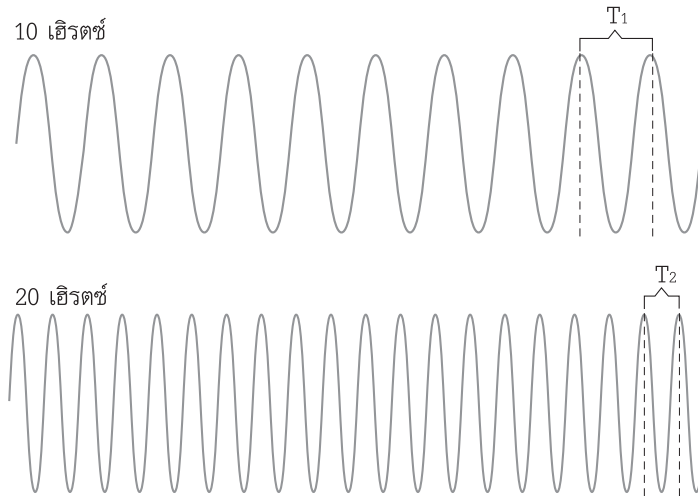
$$f = 1 / T \quad (1.1)$$

เมื่อ f คือ ความถี่คลื่น มีหน่วยเป็น เฮิรตซ์ (Hertz, Hz) หรือ รอบ/วินาที

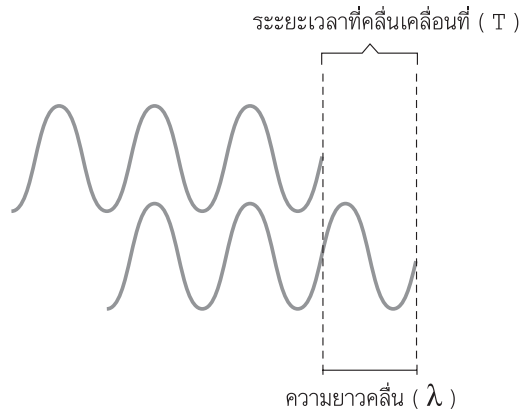
T คือ คาบ มีหน่วยเป็น วินาที

จากสูตร (1.1) จะพบว่า ยิ่งคลื่นใดมีความถี่มาก ๆ คลื่นนั้นจะยิ่งใช้เวลาที่สั้นในการเคลื่อนที่ได้ครบ 1 รอบ ในทางตรงกันข้าม ยิ่งคลื่นใดมีความถี่น้อย ๆ คลื่นนั้นจะยิ่งใช้เวลานานในการเคลื่อนที่ได้ครบ 1 รอบนั่นเอง รูปที่ 1.10 แสดงคลื่นความถี่ 10 เฮิรตซ์ และ 20 เฮิรตซ์ ที่มีค่า T_1 และ T_2 ต่างกันตามความสัมพันธ์ส่วนกลับกันและกันระหว่าง f และ T

ตัวแปรที่สำคัญอีกชนิดของการพิจารณาตัวแปรต่าง ๆ ของคลื่นคือ ความเร็วคลื่น (C) ซึ่งเป็นตัวแปรที่แสดงคุณสมบัติของคลื่นว่า คลื่นชนิดนั้นสามารถเคลื่อนที่ได้ระยะทางเท่าไรและใช้เวลามากน้อยเพียงใดในระยะทางเหล่านั้น มีหน่วยเป็น เมตรต่อวินาที ดังนั้น หากต้องการทราบว่าคลื่นแต่ละชนิดเคลื่อนที่ได้เร็วต่างกันเท่าใด ก็สามารถประเมินได้จาก ความเร็วคลื่น (C) รูปที่ 1.11 แสดงค่าของ ความยาวคลื่น (λ) และระยะเวลาที่คลื่นเคลื่อนที่ได้ครบหนึ่งรอบพอดี (T) จะเห็นว่าคลื่นในตัวรูปที่ 1.11 นี้ มีความเร็วในการเคลื่อนที่ได้ระยะทาง λ เมตร โดยใช้เวลาในการเคลื่อนที่เท่ากับ T วินาที นั่นเอง



รูปที่ 1.10 | คลื่นสองชนิดที่มีความถี่ 10 เฮิรตซ์ และ 20 เฮิรตซ์ ($f_1 < f_2$) โดยมีค่า T ที่ต่างกัน ($T_1 > T_2$)



รูปที่ 1.11 | ความเร็วของคลื่นเสียงที่สามารถคำนวณได้จากค่า λ และ T

ดังนั้นหากต้องการทราบความเร็วคลื่นในรูปที่ 1.11 จะสามารถหาความเร็วคลื่นได้ดังสูตร (1.2)

$$C = \lambda / T \quad (1.2)$$

เมื่อ C คือ ความเร็วของคลื่น มีหน่วยเป็น เมตร/วินาที

λ คือ ความยาวคลื่น มีหน่วยเป็น เมตร

T คือ คาบ มีหน่วยเป็น วินาที

อย่างไรก็ตาม เนื่องจากค่า T เป็นส่วนกลับกันและกันกับค่า f ดังที่กล่าวไว้แล้วในเบื้องต้น ดังนั้นสูตรความเร็วคลื่น สามารถแปลงได้ดังสูตร (1.3)

$$C = \lambda / T \quad (1.2)$$

$$C = \lambda / (1/f)$$

$$C = \lambda \times f \quad (1.3)$$

เมื่อ C คือ ความเร็วของคลื่น มีหน่วยเป็น เมตร/วินาที

T คือ คาบ มีหน่วยเป็น วินาที

λ คือ ความยาวคลื่น มีหน่วยเป็น เมตร

f คือ ความถี่คลื่น มีหน่วยเป็น รอบ/วินาที หรือ เฮิรตซ์ (Hz)

เมื่อมาพิจารณาสูตร (1.3) จะพบว่า ความเร็วคลื่นที่มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาที จะขึ้นอยู่กับสองปัจจัยหลัก นั่นคือ ความถี่และความยาวคลื่น ดังนั้น ยิ่งคลื่นชนิดใดมีความถี่ที่สูงหรือความยาวคลื่นที่มากเท่าไร จะยิ่งทำให้คลื่นชนิดนั้นมีความเร็วมากขึ้นเท่านั้น (รูปที่ 1.12) ในทางตรงกันข้าม ยิ่งคลื่นชนิดใดมีความถี่ที่ต่ำหรือความยาวคลื่นที่น้อยเท่าไร จะยิ่งทำให้คลื่นชนิดนั้นมีความเร็วที่น้อยลงเท่านั้น

$$\uparrow C = \uparrow \lambda \times f$$

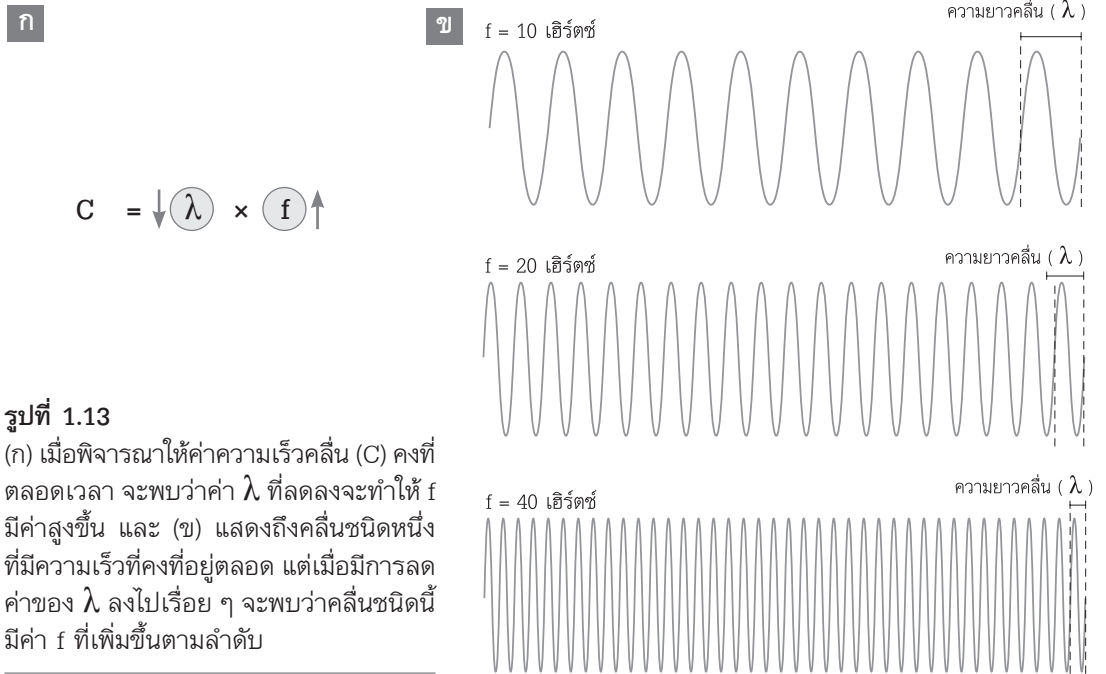
$$\uparrow C = \lambda \times \uparrow f$$

รูปที่ 1.12 | สองปัจจัยหลักทั้ง λ และ f ที่มีผลทำให้ความเร็วคลื่น (C) มากขึ้นตามได้ โดยยิ่งคลื่นชนิดใดมีความถี่ที่สูงหรือความยาวคลื่นที่มากเท่าไร จะยิ่งทำให้คลื่นชนิดนั้นมีความเร็วมากขึ้นเท่านั้น

นอกจากนี้ เมื่อพิจารณาให้ค่าความเร็วคลื่นของคลื่นชนิดหนึ่งมีค่าคงที่อยู่ตลอดเวลาในสูตร (1.3) จะพบว่า หาก λ มีค่าสูงขึ้น ค่า f จะต้องลดลง จึงจะทำให้ค่า C มีความคงที่ได้ และในทางตรงกันข้าม หาก λ มีค่าน้อยลง ค่า f จะต้องมีความสูงขึ้น เพื่อทำให้ค่า C มีความคงที่อยู่ตลอดเวลาในตัวเอง ดังรูปที่ 1.13 ก. และ 1.13 ข.

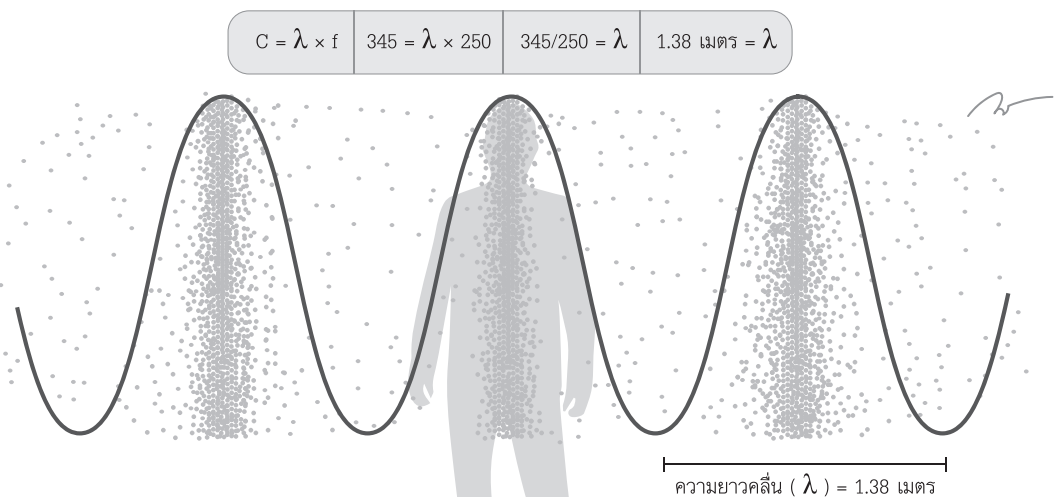
โดยทั่วไป ความเร็วของคลื่นเสียงจะขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายชนิด เช่น ลักษณะโมเลกุลตัวกลางที่คลื่นเสียงเดินทางผ่าน ระดับความกดอากาศ ความชื้นและความร้อน เป็นต้น สังเกตว่า เมื่อไรก็ตาม โมเลกุลตัวกลางมีความหนาแน่นมาก ๆ คลื่นเสียงจะเดินทางได้เร็ว เนื่องจากโมเลกุลตัวกลางแต่ละตัวอยู่กันอย่างหนาแน่น เมื่อมีพลังงานเสียงมาถึง โมเลกุลตัวกลางแต่ละตัวก็จะสามารถส่งผ่านพลังงานเสียงถึงโมเลกุลตัวกลางที่อยู่ถัดกันไปได้เร็ว ในทางตรงกันข้าม เมื่อไรโมเลกุลตัวกลางมีความหนาแน่นน้อย คลื่นเสียงจะเดินทางได้ช้า เนื่องจากโมเลกุลตัวกลางแต่ละตัวอยู่กันอย่างหลวม ๆ โมเลกุลตัวกลางแต่ละตัวจะส่งผ่านพลังงานเสียงถึงโมเลกุลที่อยู่ถัดกันไปได้ช้านั่นเอง ดังนั้น จะเห็นว่า คลื่นเสียงจะเดินทางได้เร็วในตัวกลางที่เป็นของแข็งซึ่งมีโมเลกุลตัวกลางที่หนาแน่นมากกว่าตัวกลางที่เป็นของเหลวและอากาศซึ่งมีโมเลกุลตัวกลางหนาแน่นน้อยกว่า นอกจากนี้หากมาพิจารณาถึงความกดอากาศจะพบว่า เสียงเดินทางได้เร็วขึ้นที่ระดับความกดอากาศสูง ๆ เนื่องจาก โมเลกุลตัวกลางในอากาศอยู่กันอย่างหนาแน่นมากกว่าโมเลกุลอากาศที่

ระดับความกดอากาศที่ต่ำ ๆ และหากมาพิจารณาความถี่และความร้อน จะพบว่า ทั้งความถี่และความร้อนที่สูง จะทำให้คลื่นเสียงเดินทางได้เร็วขึ้น อย่างไรก็ตาม สำหรับคลื่นเสียงที่มนุษย์ได้ยิน ซึ่งเดินทางผ่านโมเลกุลตัวกลางที่เป็นอากาศเป็นหลัก จะมีความเร็วคลื่นประมาณ 345 เมตร/วินาที (ในอุณหภูมิ 20 องศาเซลเซียสที่ความกดอากาศมาตรฐานระดับน้ำทะเลปานกลาง)^(1.2) ดังนั้นจะเห็นว่าเมื่อมาคำนวณคลื่นเสียงที่ 250 เฮิรตซ์ โดยใช้สูตร (1.3) จะสามารถหาค่าความยาวคลื่นได้เท่ากับ 1.38 เมตร ดังรูปที่ 1.14



รูปที่ 1.13

(ก) เมื่อพิจารณาให้ค่าความเร็วคลื่น (C) คงที่ตลอดเวลา จะพบว่าค่า λ ที่ลดลงจะทำให้ f มีค่าสูงขึ้น และ (ข) แสดงถึงคลื่นชนิดหนึ่งที่มีความเร็วที่คงที่อยู่ตลอด แต่เมื่อมีการลดค่าของ λ ลงไปเรื่อย ๆ จะพบว่าคลื่นชนิดนี้มีค่า f ที่เพิ่มขึ้นตามลำดับ

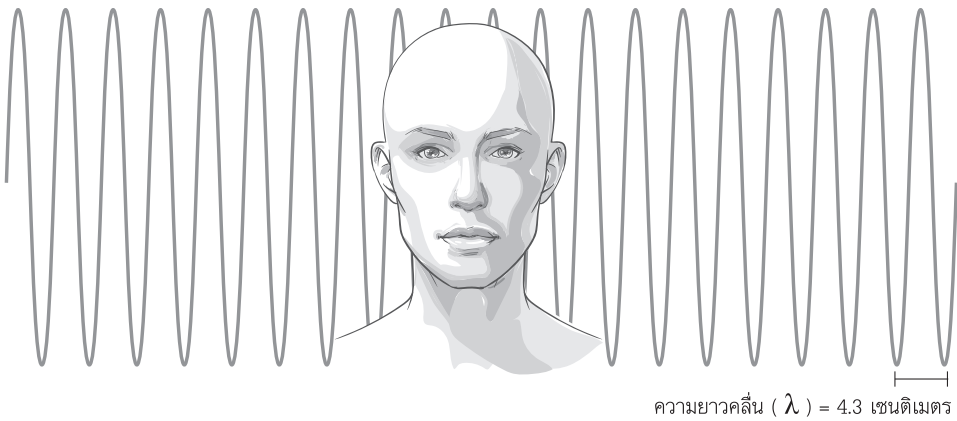


รูปที่ 1.14 | คลื่นเสียงที่มีความถี่เท่ากับ 250 เฮิรตซ์ จะสามารถคำนวณหาค่าความยาวคลื่นได้เท่ากับ 1.38 เมตร (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

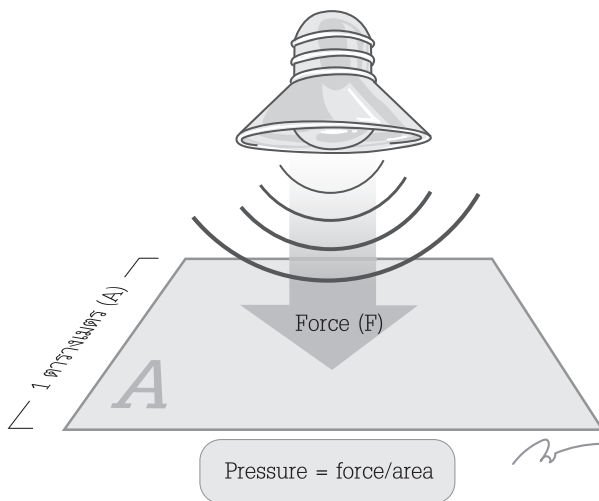
และสำหรับคลื่นเสียงที่ 8,000 เฮิรตซ์สามารถหาค่าความยาวคลื่นได้เท่ากับ 0.043 เมตร (4.3 เซนติเมตร) ดังรูปที่ 1.15

ในปัจจุบัน สามารถที่จะวัดพลังงานคลื่นเสียงเป็นความดันของคลื่นได้ (pressure, P) ซึ่งค่าความดันของคลื่นนี้ (P) สามารถคำนวณได้จาก การหาค่าแรงกระทำของคลื่นที่สนใจ (force, F) ต่อพื้นที่หนึ่งตารางเมตร (A) ซึ่งค่าความดันนี้จะมีหน่วยเป็น newton ต่อตารางเมตร (N/m^2) หรือ รู้จักกันอีกชื่อคือ หน่วย Pascal (Pa) ดังรูปที่ 1.16

$C = \lambda \times f$	$345 = \lambda \times 8,000$	$345/8,000 = \lambda$	$0.043 \text{ เมตร} = \lambda$	$4.3 \text{ เซนติเมตร} = \lambda$
------------------------	------------------------------	-----------------------	--------------------------------	-----------------------------------



รูปที่ 1.15 | คลื่นเสียงที่มีความถี่เท่ากับ 8,000 เฮิรตซ์ จะสามารถคำนวณหาค่าความยาวคลื่นได้เท่ากับ 4.3 เซนติเมตร (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 1.16 | ความดันของคลื่น (pressure, P) ซึ่งคำนวณได้จาก แรงกระทำของคลื่น (force, F) ต่อพื้นที่หนึ่งตารางเมตร (A) ซึ่งค่าความดันนี้จะมีหน่วยเป็น newton ต่อตารางเมตร (N/m^2) หรือ หน่วย Pascal (Pa) (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

อย่างไรก็ตาม ความดันของคลื่นเสียงที่มนุษย์สามารถได้ยินมีค่าน้อยมาก⁽³⁾ เช่น มนุษย์สามารถได้ยินคลื่นเสียงระดับความดันที่ 10×10^{-6} Pascal (Pa) เป็นต้น ดังนั้นเพื่อให้ง่ายต่อการสื่อสารและการคำนวณค่าความดันของคลื่นเสียงที่ต่าง ๆ กันได้ง่าย จึงนิยมแปลงหน่วยความดันของคลื่นเสียงให้มีหน่วยที่เล็กลงเป็นหน่วยความดัน และเรียกหน่วยของคลื่นเสียงนั้นว่า “เดซิเบล (dB)” ซึ่งหลักการแปลงหน่วยให้เป็นเดซิเบล ยึดหลักที่ว่า การหาความแตกต่างของความดันของคลื่นเสียงด้วยหน่วย Pa ที่มาจากแหล่งกำเนิดเสียงสองที่ได้แก่ แหล่งกำเนิด (ก) (10^{-5} Pa) และแหล่งกำเนิด (ข) (10^{-6} Pa) โดยเอาค่าทั้งสองมาหักลบกันทำได้ค่อนข้างยากและสื่อสารลำบาก แต่หากใช้การเปรียบเทียบว่าความดันจากแหล่งกำเนิดเสียงทั้งสองดังกว่ากันเป็นกี่เท่า จะทำให้การคำนวณและสื่อสารได้สะดวกมากกว่า ดังนั้น จึงแนะนำให้แปลงค่าตามสูตร (1.4)

$$\text{dB} = 20 \times \log (P_O / P_R) \quad (1.4)$$

เมื่อ dB คือ ความดันของคลื่นเสียง มีหน่วยเป็น เดซิเบล

P_O คือ ความดันของคลื่นเสียงที่สนใจ มีหน่วยเป็น Pa

P_R คือ ความดันของคลื่นเสียงที่ต้องการเปรียบเทียบ มีหน่วยเป็น Pa

ดังนั้น เมื่อต้องการจะประเมินว่าคลื่นเสียงทั้งสองแหล่งกำเนิดมีความดังแตกต่างกันมากน้อยเพียงใด สามารถนำค่าต่าง ๆ แทนค่าในสมการ (1.4) ซึ่งจะพบว่า คลื่นเสียงจากแหล่งกำเนิด (ก) มีความดังมากกว่าคลื่นเสียงจากแหล่งกำเนิด (ข) อยู่ 20 dB ดังสมการ

$$\text{dB} = 20 \times \log (P_g / P_x)$$

แทนค่าของความดันของคลื่นเสียงจากแหล่งกำเนิด (ก) (10^{-5} Pa) และแหล่งกำเนิด (ข) (10^{-6} Pa)

$$\text{dB} = 20 \times \log (10^{-5} / 10^{-6})$$

$$\text{dB} = 20 \times \log (10^1)$$

$$\text{dB} = 20 \times 1 \log (10)$$

$$\text{dB} = 20 \times 1$$

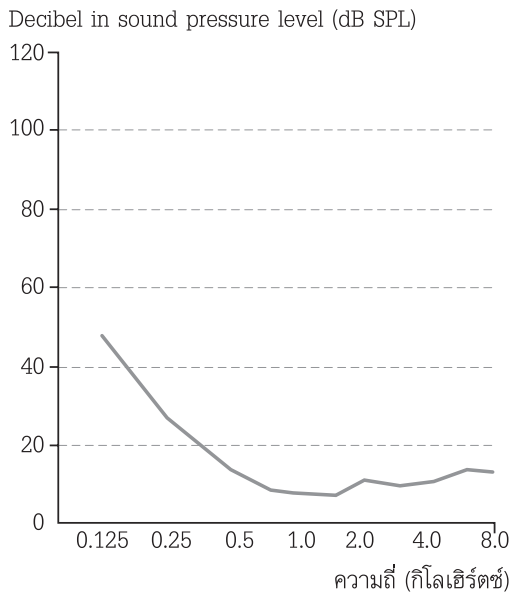
$$\text{dB} = 20$$

จะเห็นว่าการเปรียบเทียบความดังของคลื่นเสียงชนิดหนึ่งว่ามีความดังมากกว่าเป็นกี่เท่ากับคลื่นเสียงอีกชนิดและแสดงเป็นค่าความแตกต่างในหน่วยเดซิเบล (dB) จะสามารถเข้าใจและสื่อสารได้ง่ายกว่าการนำค่าความดันในหน่วย Pa ของคลื่นทั้งสองชนิดมาหักลบกัน ดังนั้นการสื่อสารโดยใช้หน่วยเป็นเดซิเบลในการอ้างถึงความดังของคลื่นเสียงจึงนิยมกันอย่างแพร่หลายและถือเป็นมาตรฐานในการประเมินความดังที่ระดับต่าง ๆ ของคลื่นเสียง นอกจากนี้ เพื่อให้ง่ายต่อการสื่อสาร ความดังของคลื่นเสียงต่าง ๆ สามารถนำไปเปรียบเทียบกับค่าความดันอ้างอิง (P_R) ที่ 20×10^{-6} Pa ($20 \mu\text{Pa}$) ได้อีกด้วย และจะใช้หน่วยเป็น decibel in sound pressure level (dB SPL) เพื่อเป็นที่ทราบโดยทั่วกันว่า ระดับความดังเสียงที่กล่าวถึงนั้นเปรียบเทียบมาจากค่าความดันที่ $20 \mu\text{Pa}$ นั้นเอง รูปที่ 1.17 แสดงระดับความดังเสียงต่ำสุดที่

มนุษย์สามารถได้ยิน (dB SPL) ที่ความถี่ของเสียงต่าง ๆ ตั้งแต่ 125 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ สังเกตว่า ความถี่ของเสียงที่ 125 เฮิรตซ์ ต้องใช้ความดังเสียงประมาณ 50 dB SPL มนุษย์จึงจะเริ่มได้ยิน และความถี่ของเสียงที่ 8,000 เฮิรตซ์ จะใช้ความดังเสียงเพียงประมาณ 10 dB SPL มนุษย์จึงจะเริ่มได้ยิน ซึ่งแสดงให้เห็นว่า มนุษย์สามารถได้ยินเสียง (dB SPL) ที่ความถี่สูง ๆ ได้ดีกว่าระดับความดังเสียง (dB SPL) ที่ความถี่ต่ำ ๆ นั้นเอง

โดยทั่วไปสามารถจะวัดความดังของคลื่นเสียงที่อยู่รอบตัวตามสถานที่ต่าง ๆ ด้วยเครื่องมือที่ชื่อว่า “เครื่องวัดระดับเสียง (sound level meter, SLM)” ดังรูปที่ 1.18

เครื่องวัดระดับเสียงจะทำหน้าที่รับคลื่นเสียงผ่านไมโครโฟนรับเสียงที่ติดตั้งอยู่ในตัวเครื่อง ซึ่งไมโครโฟนนี้จะเป็นไมโครโฟนคุณภาพสูงที่ออกแบบมาให้รับคลื่นเสียงได้เป็นอย่างดี และคลื่นเสียงนั้นจะถูกแปลงเป็นพลังงานไฟฟ้าเพื่อนำไปแสดงผลผ่านวงจรไฟฟ้าบนหน้าจอของเครื่องอีกครั้งหนึ่ง⁽⁴⁾ และเนื่องจากมนุษย์มีความสามารถในการรับฟังเสียงที่ความถี่ต่าง ๆ (ตั้งแต่ 20 เฮิรตซ์ ถึง 20,000 เฮิรตซ์) ไม่เท่ากัน เช่น มนุษย์จะเริ่มได้ยินเสียงความถี่ 20 เฮิรตซ์ เมื่อเสียงที่ความถี่นั้นมีความดันประมาณ 2×10^{-1} Pa ในทางตรงกันข้าม มนุษย์จะเริ่มได้ยินเสียงความถี่ 2,000 เฮิรตซ์ เมื่อเสียงที่ความถี่นั้นมีความดันเพียง 2×10^{-5} Pa เท่านั้น⁽⁵⁾ ดังนั้น เพื่อให้ง่ายต่อการใช้งานและให้เข้าใจได้ง่ายโดยให้ความถี่ของเสียงมีผลต่อ



รูปที่ 1.17

ระดับความดังเสียงต่ำสุดที่มนุษย์สามารถได้ยิน (dB SPL) ที่ความถี่เสียงต่าง ๆ สังเกตว่า ต้องใช้ความดังเสียง (dB SPL) เพิ่มขึ้นไปเรื่อย ๆ ในช่วงความถี่ต่ำ ๆ มนุษย์จึงจะเริ่มได้ยิน ซึ่งแสดงให้เห็นว่า มนุษย์จะได้ยินเสียง (dB SPL) ที่ความถี่สูง ๆ ได้ดีกว่าระดับความดังเสียง (dB SPL) ที่ความถี่ต่ำ ๆ

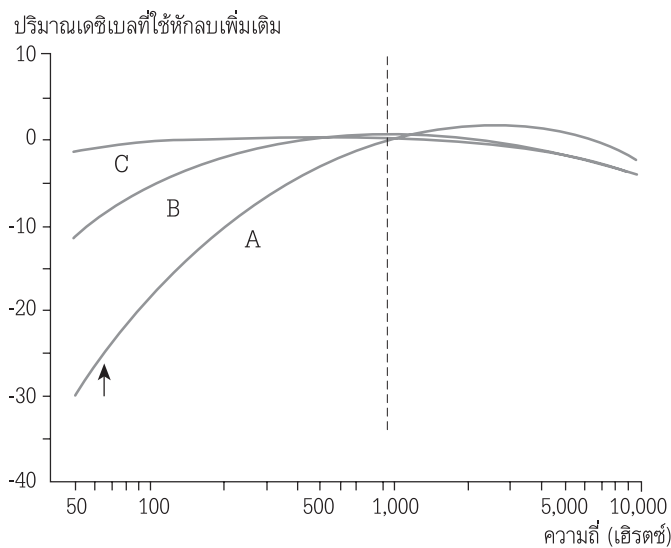


รูปที่ 1.18

เครื่องวัดระดับเสียง (sound level meter, SLM) (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)

การวัดที่ไม่มาก เครื่องวัดระดับเสียงเหล่านี้จึงถูกออกแบบให้มีตัวกรองความถี่ของคลื่นเสียงที่ต้องการจะวัด ด้วยการถ่วงน้ำหนักความถี่เสียง (weighting filter) อยู่สามรูปแบบ ได้แก่ A-weighting, B-weighting และ C-weighting โดยแสดงหน่วยของการวัดเป็น dBA, dBB และ dBC ตามลำดับ ซึ่งการถ่วงน้ำหนักเหล่านี้คล้ายคลึงกับการปรับระดับเสียงและความถี่เพื่อการฟังเพลงในเครื่องเสียงที่มีขายตามท้องตลาด เช่น การปรับเพลงให้มีเสียงทุ้มมากกว่าเดิมในช่วงความถี่ต่ำขณะเล่นเพลงที่มีจังหวะเร้ากระชั้นหนักแน่น (rock music) หรือ การปรับเพลงให้มีเสียงแหลมมากกว่าเดิมในช่วงความถี่สูงขณะเล่นเพลงสมัยนิยม (pop music) เพื่อเพิ่มความสุนทรีย์ในการฟังเพลง เป็นต้น รูปที่ 1.19 แสดง A-weighting, B-weighting และ C-weighting ของเครื่องวัดระดับเสียง

สังเกตว่า การถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงชนิด A-weighting, B-weighting และ C-weighting มีความต่างกันชัดเจนในช่วงความถี่ที่ต่ำกว่า 1,000 เฮิรตซ์ เป็นต้นไป โดยเฉพาะการถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงชนิด A-weighting ซึ่งใช้ค่าถ่วงน้ำหนักติดลบได้ถึง 30 dB (ที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์) ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับว่าให้ความสำคัญกับการวัดเสียงนั้นใกล้เคียงกับการได้ยินของมนุษย์มากเพียงใด ดังที่กล่าวไปแล้ว มนุษย์สามารถได้ยินเสียงที่มีความถี่สูงมาก ๆ ได้ดีกว่าเสียงที่มีความถี่ต่ำมาก ๆ การถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงชนิด A-weighting ซึ่งเน้นการถ่วงน้ำหนักอย่างมากที่ความถี่ต่ำ ๆ จึงเป็นที่นิยมใช้วัดค่าความดังของเสียงในปัจจุบัน เพราะมีการถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงที่ใกล้เคียงกับการได้ยินของมนุษย์มากที่สุดนั่นเอง เช่น หากตั้งค่าการถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงชนิด A-weighting ในเครื่องวัดระดับเสียงที่มนุษย์จะได้ยิน และวัดเสียงที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ ได้เท่ากับ 100 dB SPL เครื่องวัดระดับเสียงจะทำการหักลบความดังของเสียงที่กำลังวัดนั้นลดลงไปอีก 30 dB ($100 - 30 = 70$ dB SPL) และแสดงผลหน้าจอกว่าเสียงที่ 50 เฮิรตซ์ มีความดังเท่ากับ 70 dBA แทน เป็นต้น



รูปที่ 1.19

การถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงทั้งสามชนิด ได้แก่ A-weighting, B-weighting และ C-weighting ที่นิยมใช้ในเครื่องวัดระดับเสียง ซึ่งการถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงเหล่านี้มีความต่างกันชัดเจนในช่วงความถี่ที่ต่ำกว่า 1,000 เฮิรตซ์ (เส้นประ) และการถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงชนิด A-weighting ซึ่งมีการถ่วงน้ำหนักติดลบได้ถึง 30 dB ที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ (ลูกศร) เป็นการตั้งค่าที่นิยมใช้มากที่สุด เนื่องจากเป็นการถ่วงน้ำหนักความถี่เสียงได้ใกล้เคียงกับการได้ยินของมนุษย์มากที่สุดนั่นเอง

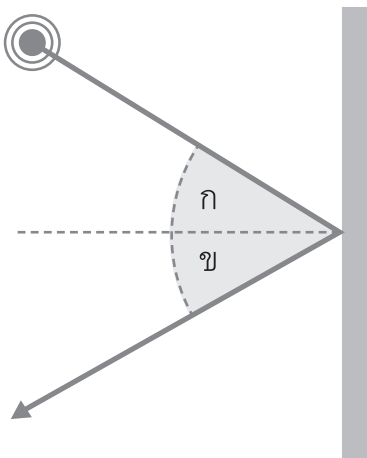
2. สมบัติของเสียง

เสียงถือเป็นคลื่นชนิดหนึ่งที่มีสมบัติของคลื่นครบทั้ง 4 ข้อ ได้แก่ การสะท้อน (reflection) การหักเห (refraction) การแทรกสอด (interference) และการเลี้ยวเบน (diffraction)

2.1 การสะท้อน (reflection): การสะท้อนของเสียงเกิดขึ้นได้ก็ต่อเมื่อเสียงนั้นเคลื่อนที่ไปกระทบกับตัวกลางที่มีความหนาแน่นมากกว่า เช่น เสียงเดินทางจากตัวกลางอากาศไปสู่ตัวกลางไม้กระดาน ดังรูปที่ 1.20 โดยคลื่นเสียงจะมีการสะท้อนตามกฎการสะท้อนของคลื่น คือ มุมตกกระทบของคลื่นเสียงจะเท่ากับมุมสะท้อนของคลื่นเสียง⁽⁶⁾ ซึ่งคลื่นเสียงมักจะสะท้อนได้ดีกับวัตถุที่เป็นของแข็ง และมีผิวที่เรียบ

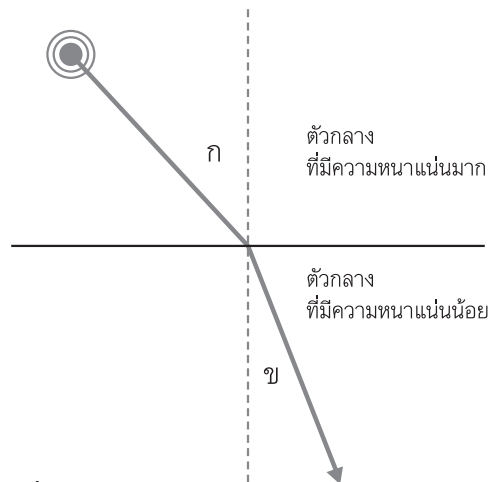
2.2 การหักเห (refraction): คือปรากฏการณ์ที่คลื่นเสียงเดินทางผ่านตัวกลางที่ต่างกัน ทำให้ความเร็วและทิศทางของคลื่นเสียงเปลี่ยนไป เช่น เสียงเดินทางจากตัวกลางที่หนาแน่นมากกว่าไปสู่ตัวกลางที่หนาแน่นน้อยกว่า ทำให้ความเร็วของคลื่นเสียงน้อยลง ส่งผลให้เกิดการหักเหของคลื่นเสียงขึ้น ดังรูปที่ 1.21

นอกจากตัวกลางที่ต่างกันของคลื่นเสียงจะทำให้ความเร็วคลื่นเสียงเปลี่ยนและเกิดการหักเหแล้ว อุณหภูมิของตัวกลางที่เปลี่ยนแปลงก็สามารถมีผลต่อความเร็วของคลื่นเสียง และทำให้เกิดการหักเหของคลื่นเสียงได้เช่นกัน โดยทั่วไป ยิ่งอุณหภูมิตัวกลางที่เพิ่มขึ้น จะยิ่งทำให้คลื่นเสียงเดินทางเร็วมากขึ้นตามลำดับ ดังรูปที่ 1.22 สังเกตว่า ในรูปที่ 1.22ก บริเวณที่อากาศมีอุณหภูมิคงที่ตลอดระยะการเดินทางของคลื่นเสียง คลื่นเสียงจะเดินทางเป็นเส้นตรงปกติ ไม่มีการหักเห สำหรับ รูปที่ 1.22ข เนื่องจาก หน้าคลื่นบริเวณอากาศร้อนเคลื่อนที่ได้เร็วกว่าหน้าคลื่นบริเวณอากาศเย็น ทำให้เกิดการหักเหของคลื่นเสียงลงมาข้างล่าง ในทางกลับกัน รูป 1.22ค เนื่องจากหน้าคลื่นบริเวณอากาศเย็นเคลื่อนที่ได้ช้ากว่าหน้าคลื่นบริเวณอากาศร้อน ทำให้เกิดการหักเหของคลื่นเสียงขึ้นไปข้างบนแทน



รูปที่ 1.20

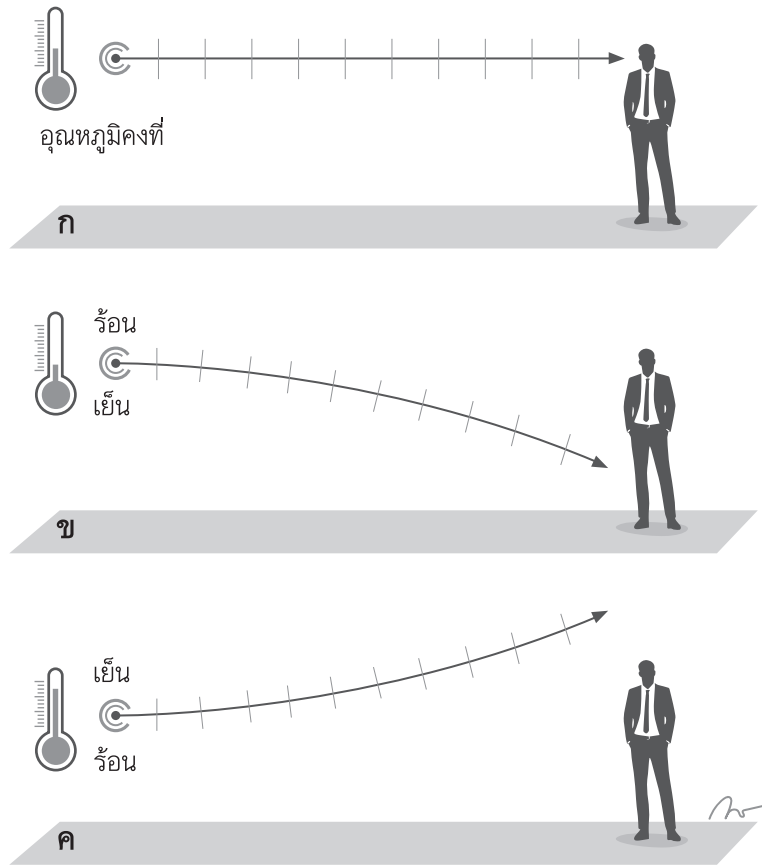
การสะท้อนของเสียง (reflection) เกิดขึ้นเมื่อเสียงเคลื่อนที่ไปกระทบกับตัวกลางที่มีความหนาแน่นมากกว่า โดย (ก) มีมุมตกกระทบ (ข) เท่ากับมุมสะท้อน



รูปที่ 1.21

การหักเหของเสียง (refraction) เกิดขึ้นเมื่อเสียงเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่มีความหนาแน่นที่ต่างกัน ส่งผลให้ความเร็วของคลื่นเสียงเปลี่ยนไปและเกิดการหักเห ตามมุมตกกระทบ (ก) และมุมหักเห (ข)



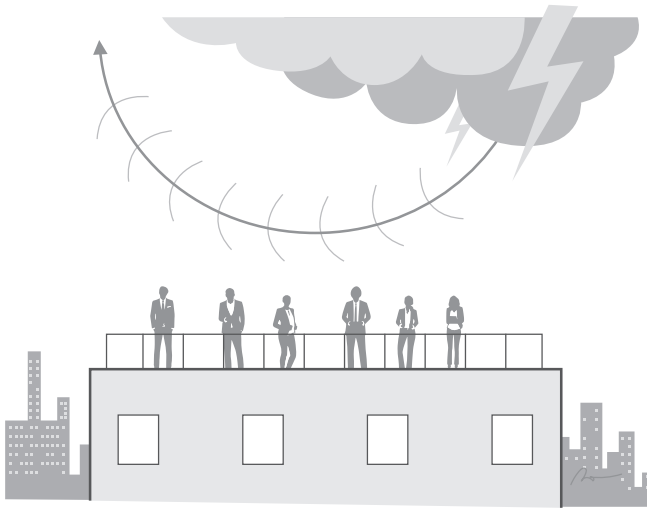


รูปที่ 1.22

การหักเหของเสียงเกิดขึ้นเมื่ออุณหภูมิตัวกลางของคลื่นเสียงเปลี่ยนไป สังเกต (ก) อากาศมีอุณหภูมิที่คงที่ ทำให้คลื่นเสียงเดินทางเป็นเส้นตรงปกติ ไม่มีการหักเห สำหรับ (ข) เนื่องจาก หน้าคลื่นบริเวณอากาศร้อนเคลื่อนที่ได้เร็วกว่าหน้าคลื่นบริเวณอากาศเย็น ทำให้เกิดการหักเหของคลื่นเสียงลงมาข้างล่าง ในทางกลับกัน (ค) เนื่องจากหน้าคลื่นบริเวณอากาศเย็นเคลื่อนที่ได้ช้ากว่าหน้าคลื่นบริเวณอากาศร้อน ทำให้เกิดการหักเหของคลื่นเสียงขึ้นไปข้างบน
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

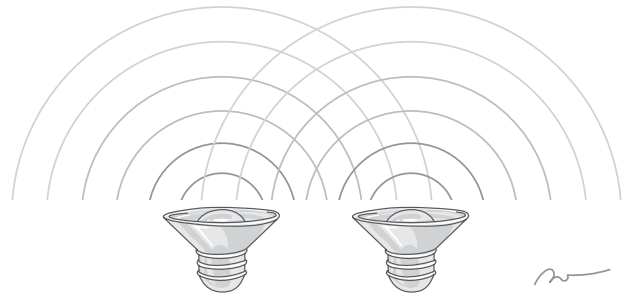
การหักเหของคลื่นเสียงเมื่ออุณหภูมิตัวกลางเปลี่ยนไป สามารถสังเกตเห็นได้ในชีวิตประจำวันทั่วไป เช่น การเห็นเพียงฟ้าแลบมาจากท้องฟ้า แต่กลับไม่ได้ยินเสียงฟ้าร้องเกิดขึ้น ทั้งนี้เกิดจากว่าอากาศบริเวณสูง ๆ อยู่เหนือขึ้นไปใกล้ ๆ ก้อนเมฆที่เกิดฟ้าแลบนั้น มีอุณหภูมิที่ต่ำกว่าอากาศบริเวณต่ำ ๆ ใกล้พื้นดิน ทำให้เสียงร่อนนั้นหักเหขึ้นไปข้างบนแทนที่จะตกลงสู่พื้นดิน ดังรูปที่ 1.23

2.3 การแทรกสอด (interference): เมื่อคลื่นเสียงจากแหล่งกำเนิดเสียงสองแหล่งมาเจอกัน จะทำให้คลื่นเสียงทั้งสองเกิดการซ้อนทับและเกิดเป็นผลลัพธ์จากการรวมของคลื่นเสียงทั้งสองได้ ซึ่งการแทรกสอดของคลื่นทั้งสองเกิดได้ 2 ลักษณะ คือ การแทรกสอดแบบเสริม (constructive interference) และการแทรกสอดแบบหักล้าง (destructive interference) ดังรูปที่ 1.24 ทำให้เกิดเสียงดังและเสียงค่อยสลับกันไปได้

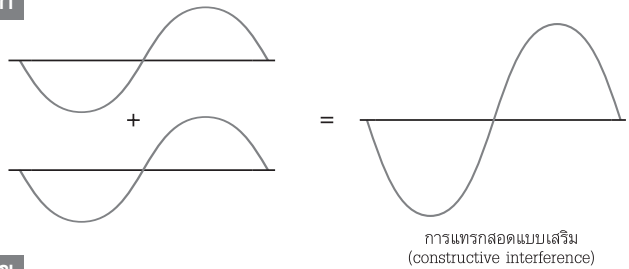


รูปที่ 1.23

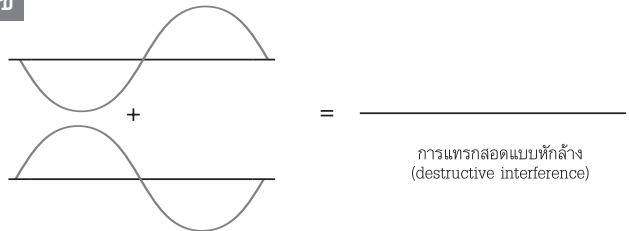
ปรากฏการณ์ธรรมชาติ เวลาเกิดฟ้าแลบ และไม่ได้ยินเสียงฟ้าร้อง เนื่องจาก อากาศ บริเวณสูง ๆ ที่อยู่เหนือขึ้นไปใกล้ ๆ ก้อนเมฆ ที่เกิดฟ้าแลบ มีอุณหภูมิที่ต่ำกว่า อากาศ บริเวณต่ำ ๆ ใกล้พื้นดิน ทำให้เสียงฟ้าร้องนั้น หักเหตึ้นไปข้างบนแทนที่จะตกลงสู่พื้นดิน (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)



ก



ข



รูปที่ 1.24

เมื่อคลื่นเสียงจากแหล่งกำเนิดเสียงสองแหล่ง มาเจอกัน จะทำให้คลื่นเสียงทั้งสองเกิดการซ้อนทับและเกิดเป็นผลลัพธ์จากการรวมของคลื่นเสียงทั้งสอง โดย

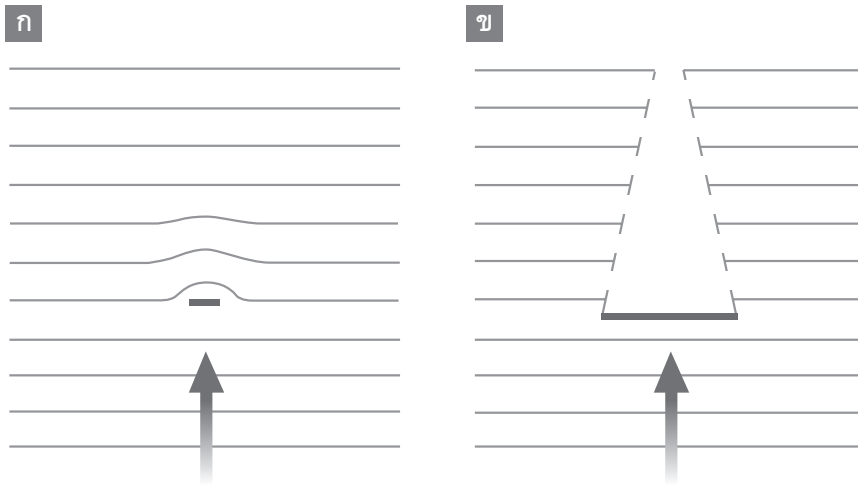
(ก) แสดงผลลัพธ์การแทรกสอดแบบเสริม (constructive interference) และ

(ข) แสดงผลลัพธ์การแทรกสอดแบบหักล้าง (destructive interference)

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)

2.4 การเลี้ยวเบน (diffraction): คือปรากฏการณ์ที่คลื่นเสียงเดินทางมาถึงสิ่งกีดขวาง

และสามารถอ้อมสิ่งกีดขวางนั้นไปได้เมื่อความยาวคลื่นของคลื่นเสียงนั้นมีขนาดที่มากกว่าสิ่งกีดขวาง ดังรูปที่ 1.25 อย่างไรก็ตาม หากความยาวคลื่นของคลื่นเสียงนั้นมีขนาดที่น้อยกว่าสิ่งกีดขวาง การเลี้ยวเบน จะไม่เกิดขึ้น ทำให้ไม่สามารถได้ยินเสียงบริเวณพื้นที่หลังต่อสิ่งกีดขวางนั้น



รูปที่ 1.25 การเลี้ยวเบนของคลื่นเสียงที่สามารถอ้อมสิ่งกีดขวางไปได้จะเกิดขึ้นเมื่อความยาวคลื่นของคลื่นเสียงนั้นมีขนาดที่มากกว่าสิ่งกีดขวาง (ก) อย่างไรก็ตาม หากความยาวคลื่นของคลื่นเสียงนั้นมีขนาดที่น้อยกว่าสิ่งกีดขวาง การเลี้ยวเบนจะไม่เกิดขึ้น ทำให้ไม่สามารถได้ยินเสียงบริเวณพื้นที่หลังต่อสิ่งกีดขวางนั้น (ข)

บทสรุป

เสียงจัดเป็นคลื่นชนิดหนึ่งและมีสมบัติของคลื่นครบทั้ง 4 ข้อ ได้แก่ การสะท้อน การหักเห การแทรกสอด และการเลี้ยวเบน ซึ่งเสียงเกิดขึ้นได้จากการสั่นสะเทือนของโมเลกุลตัวกลาง ไม่ว่าจะเป็น ของแข็ง ของเหลว หรืออากาศ การทำความเข้าใจเกี่ยวกับการวัดคลื่นเสียง คำจำกัดความต่าง ๆ รวมทั้งการใช้สูตรและหน่วยในการวัดคลื่นเสียงเหล่านั้น ถือเป็นความรู้ขั้นพื้นฐานที่สำคัญในการคาดคะเน และอธิบายธรรมชาติของเสียง อีกทั้งสามารถที่จะสื่อสารลักษณะของคลื่นเสียงที่มนุษย์ได้ยินกันได้อย่างถูกต้อง

เอกสารอ้างอิง

1. Møller AR. Hearing: anatomy, physiology, and disorders of the auditory system. 3rd ed. San Diego: Plural; 2013.
2. Martin FN, Clack JG. Introduction to audiology. 13rd ed. Boston: Pearson; 2019.
3. Gelfand SA. Essentials of audiology. 4th ed. New York: Thieme; 2016.

4. Wilber LA, Burkard R. Tympanometry and wideband acoustic immittance. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. Handbook of clinical audiology. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 9-26.
5. Angus DM, Howard JAS. Acoustics and psychoacoustics. 5th ed. New York: Routledge; 2017.
6. Everest FA, Pohlman KC. Master of handbook of acoustics. 7th ed. New York: McGraw-Hill; 2021.





บทที่

2

สรีรวิทยาของการได้ยิน

(Physiology of Hearing)

พิทยาภา ปิตรวิชัย

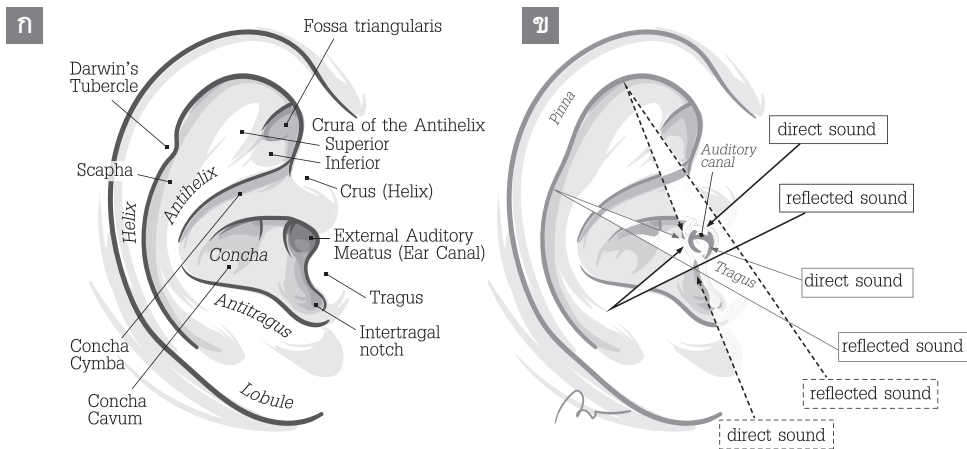
บทนำ

การศึกษาสรีรวิทยาของการได้ยิน คือ การทำความเข้าใจถึงกระบวนการต่าง ๆ ของคลื่นเสียงที่ส่งผลกระทบต่อระบบประสาทการได้ยินและร่างกายของมนุษย์ได้ตอบสนองต่อคลื่นเสียงนั้นอย่างไร การเข้าใจตั้งแต่พื้นฐานทางฟิสิกส์ของคลื่นเสียงในบทที่ผ่านมา จะทำให้การทำความเข้าใจว่า ขณะที่คลื่นเสียงเดินทางผ่านหูชั้นนอก หูชั้นกลางและหูชั้นใน ส่งผลกระทบต่อระบบประสาทการได้ยินของมนุษย์อย่างไรได้ดียิ่งขึ้น ในบทนี้ผู้อ่านจะได้รับความรู้พื้นฐาน รวมถึงกลไกต่าง ๆ ที่ทำให้มนุษย์รับรู้และได้ยินเสียงขึ้น ได้ทราบถึงความสามารถที่จะขยายเสียงของมนุษย์ผ่านหูชั้นนอก หูชั้นกลาง และหูชั้นใน รวมถึงการส่งพลังงานเสียงเหล่านั้นไปสู่ระบบประสาทส่วนกลาง เพื่อแยกแยะและวิเคราะห์ว่าเสียงใดเป็นเสียงที่ต้องการจะรับฟัง หรือเสียงใดเป็นเสียงรบกวน

ความรู้พื้นฐาน

1. การนำเสียง

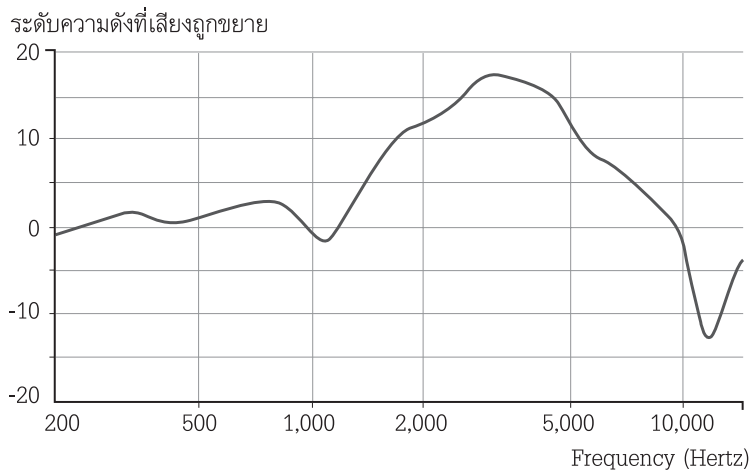
1.1 **หูชั้นนอก:** โดยปกติ มนุษย์จะรับฟังเสียงและสามารถขยายเสียงเหล่านั้นให้ดังขึ้นกว่าเดิมได้ตั้งแต่หูชั้นนอก หูชั้นกลางและหูชั้นใน ก่อนที่จะนำพลังงานเสียงเหล่านั้นเข้าสู่ระบบประสาทการได้ยิน ซึ่งหูชั้นนอกยังได้รวมไปถึงใบหูที่มีลักษณะกายวิภาคที่สำคัญในการรับเสียงโดยเฉพาะ เนื่องจากใบหูทั้งสองข้างของมนุษย์วางตัวยื่นออกมาจากศีรษะทั้งสองข้าง ทำให้ใบหูสามารถที่จะคอยดักเสียงที่วิ่งผ่านมาข้างหน้าของศีรษะ และนำเสียงเหล่านั้นเข้าสู่ช่องหูทั้งสองข้างอีกต่อหนึ่ง เนื่องด้วยลักษณะกายวิภาคที่เป็นกระดูกอ่อนและมีรูปร่างโค้งมนเหมือนถ้วยของใบหู (รูปที่ 2.1ก) ซึ่งนอกจากจะช่วยรวบรวมคลื่นเสียงที่ตกกระทบเข้าสู่ช่องหูแล้ว การมีลักษณะของส่วนกระดูกอ่อนที่มีส่วนนูนและร่องต่าง ๆ บนใบหู (รูปที่ 2.1ข) ไม่ว่าจะเป็น antihelix, antitragus, superior/inferior crura of the antihelix, concha cymba, concha cavum หรือ fossa triangularis จะทำให้คลื่นเสียงที่เดินทางมาถึง มีการตกกระทบและเกิดการสะท้อนบริเวณส่วนนูนและส่วนเว้าต่าง ๆ เหล่านี้ ส่งผลให้คลื่นเสียงในแต่ละทิศทางที่มาจากใบหูนั้น มีความแตกต่างกันของช่วงเวลาระหว่างเสียงตกกระทบและเสียงสะท้อนเกิดขึ้น ซึ่งช่วงเวลาที่แตกต่างกันของเสียงตกกระทบและเสียงสะท้อนในแต่ละทิศทางของเสียงนั้นเป็นข้อมูลสำคัญที่ช่วยให้มนุษย์แยกแยะทิศทางของเสียงที่ได้ยินอยู่นั้นมาจากข้างบนหรือข้างล่าง (vertical sound localization) สิ่งเหล่านี้ถือเป็นข้อมูลสำคัญในการที่จะช่วยให้มนุษย์ทราบได้ว่าเสียงเหล่านั้นมาจากทิศทางใด เช่น เสียงที่มนุษย์รับรู้ขึ้นมาจากข้างบนหรือข้างล่างต่อศีรษะ⁽¹⁾ เป็นต้น ซึ่งข้อมูลที่ได้จากกายวิภาคสำคัญของใบหูเพื่อช่วยบอกทิศทางเสียงแนวตั้งนี้ รู้จักกันในนามว่า “spectral pinna cue”



รูปที่ 2.1 (ก) แสดงลักษณะกายวิภาคของใบหู และ (ข) แสดง spectral pinna cue ซึ่งเกิดจากลักษณะของใบหูที่มีส่วนนูนและร่องต่าง ๆ ทำให้คลื่นเสียงที่ตกกระทบใบหูมีเสียงสะท้อนของคลื่นเสียงเหล่านั้นขึ้นมาเนื่องจาก ช่วงเวลาที่แตกต่างกันของเสียงตกกระทบและเสียงสะท้อนในแต่ละทิศทางของเสียงนั้นมีความแตกต่างกัน สิ่งเหล่านี้จึงเป็นข้อมูลสำคัญที่ช่วยให้มนุษย์สามารถบอกทิศทางของเสียงนั้นได้ว่ามาจากข้างบนหรือข้างล่างต่อศีรษะ (vertical sound localization)

(วาดโดย วิสธรวิช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

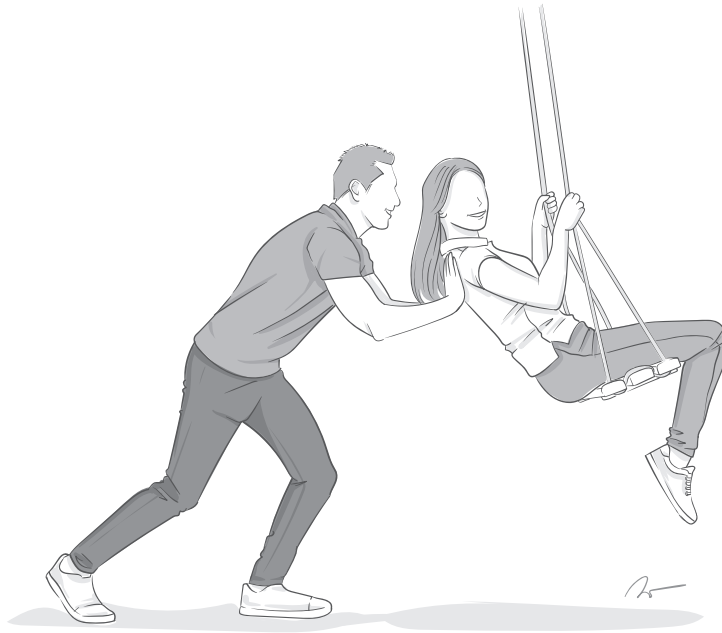
นอกจากใบหูที่มีส่วนช่วยดักเสียงและให้ข้อมูลเบื้องต้นของทิศทางเสียงแล้ว หูชั้นนอก ยังมีส่วนของช่องหูชั้นนอก (external ear canal) ที่เป็นส่วนสำคัญอย่างยิ่งในการช่วยขยายเสียงจากสิ่งแวดล้อมให้ดังมากขึ้นกว่าเดิมได้ รูปที่ 2.2 แสดงหลักฐานว่าช่องหูชั้นนอกสามารถจะขยายเสียงให้ดังกว่าเดิม (15–20 dB) และเสียงที่ถูกขยายให้ดังขึ้นนั้น จะขึ้นอยู่กับความถี่ของเสียงด้วยเช่นกัน ลังเกตว่า ความถี่เสียงบริเวณ 2,000–5,000 เฮิรตซ์ จะเป็นความถี่ที่เสียงถูกขยายให้ดังกว่าเดิมที่ความถี่อื่น ๆ หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งว่า ความถี่ของเสียงบริเวณ 2,000–5,000 เฮิรตซ์ เป็นความถี่ที่ช่องหูชั้นนอกของมนุษย์สามารถขยายเสียงได้ดีที่สุดนั่นเอง⁽²⁻⁴⁾



รูปที่ 2.2 ปริมาณความดังของเสียงที่ถูกขยายเพิ่มขึ้นในแต่ละความถี่ที่ต่างกัน ลังเกตว่า บริเวณ 2,000–5,000 เฮิรตซ์ เป็นบริเวณที่ความถี่เสียงถูกขยายมากที่สุด

การที่ช่องหูชั้นนอกมีความสามารถในการขยายเสียงได้นั้น เนื่องจากว่าช่องหูทำตัวเหมือนท่อกลวงที่มีปลายเปิดหนึ่งด้านและมีปลายปิดอยู่อีกหนึ่งด้าน (เปรียบเสมือนว่าปลายปิดนั้นคือตำแหน่งของเยื่อแก้วหูในช่องหูชั้นนอก) ส่งผลให้การที่เสียงผ่านเข้าไปในช่องหูนี้เกิดการสั่นพ้อง (resonance) ขณะที่คลื่นเสียงเดินทางมาตกกระทบช่องหูชั้นนอก ซึ่งการสั่นพ้องในช่องหูเหล่านี้ทำให้เกิดการขยายเสียงขึ้นมาได้นั่นเอง

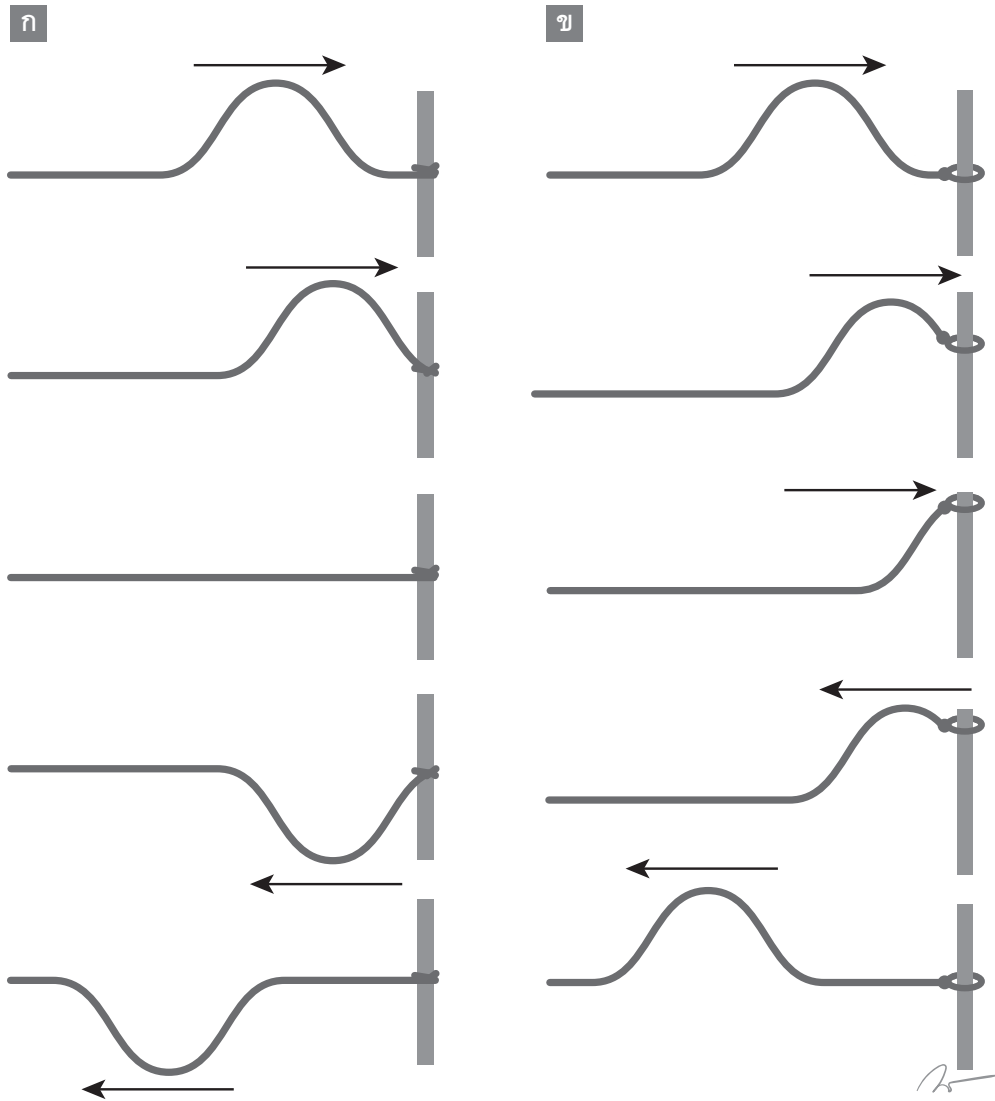
การสั่นพ้อง คือ ปรากฏการณ์ที่เมื่อมีแรงมากระทำกับวัตถุชนิดหนึ่ง แล้วทำให้วัตถุนั้นเกิดการสั่นในความถี่ที่วัตถุนั้นสามารถสั่นได้ง่ายที่สุด แรงที่สุด และอยู่ได้นานที่สุด โดยจะเรียกความถี่ของการสั่นเฉพาะของวัตถุนั้นว่า “ความถี่ธรรมชาติของวัตถุ (natural frequency)” วัตถุทุกชนิดจะมีความถี่ธรรมชาติเป็นของตัวเอง เช่น การสั่นกลับไปกลับมาของชิงช้า (รูปที่ 2.3) จะสังเกตเห็นว่า หากต้องการจะแกว่งชิงช้าได้แรงที่สุดและอยู่ได้นานที่สุด ต้องใช้แรงในการแกว่งที่เป็นจังหวะพอดีตามธรรมชาติของชิงช้าที่กำลังเคลื่อนที่กลับไปกลับมา ซึ่งการออกแรงกระทำให้ชิงช้าแกว่งที่มีความถี่ธรรมชาตินี้ ก็จะทำให้ชิงช้าแกว่งได้แรงที่สุดและยาวนานที่สุดนั่นเอง



รูปที่ 2.3 การออกแรงแกว่งชิงช้าที่เป็นจังหวะพอดีตามความถี่ธรรมชาติของวัตถุ จะทำชิงช้าแกว่งได้แรงที่สุด และอยู่ได้นานที่สุด
(วาดโดย วิสวัช เตงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

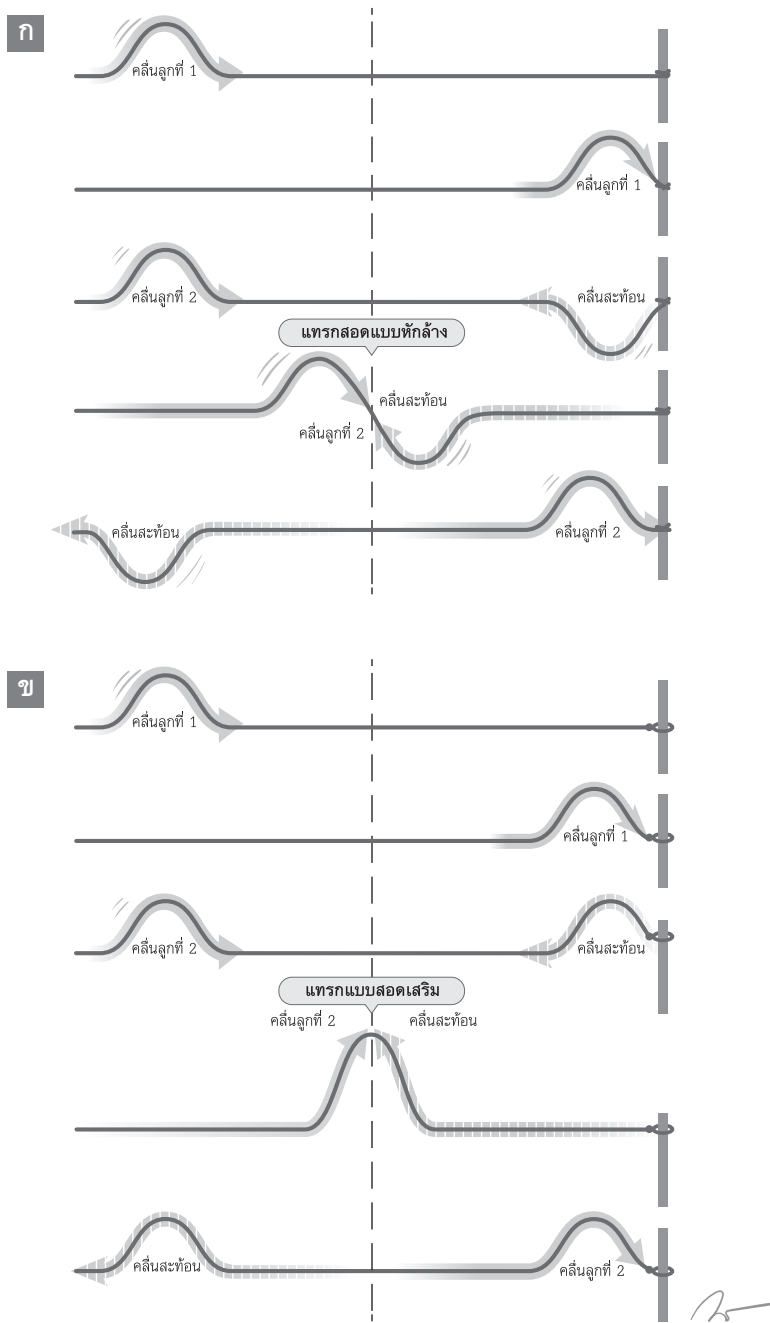
การสั่นของโมเลกุลอากาศในช่องหูชั้นนอกก็เช่นกัน สามารถเกิดการสั่นที่แรงที่สุดและยาวนานที่สุดจากการสั่นพ้องหากมีแรงกระทำที่ตรงกับความถี่ธรรมชาติของโมเลกุลอากาศในช่องหูชั้นนอกพอดี ซึ่งการสั่นพ้องของโมเลกุลอากาศในช่องหูชั้นนอกจนเกิดการขยายเสียงขึ้นมากกว่าเดิมนี จะทำให้เกิดการเรียงตัวของโมเลกุลอากาศใหม่จนเกิดเป็นคลื่นเสียงอีกชนิดที่รู้จักกันในนามว่า “คลื่นนิ่ง (standing wave)” การเกิดการสั่นพ้องจากคลื่นนิ่งในช่องหูชั้นนอกสามารถอธิบายให้เข้าใจได้ง่ายขึ้นจากการสังเกตธรรมชาติของคลื่นที่วิ่งผ่านบนเชือกซึ่งถูกผูกติดบนเสาดังรูปที่ 2.4 กล่าวคือ เมื่อใดก็ตามที่เชือกมีการยึดแน่นกับเสาไว้อย่างดี จะพบว่าธรรมชาติของคลื่นบนเชือกนั้น ลูกคลื่นจะวิ่งไปจากจุดกำเนิดจนไปถึงเสา หลังจากนั้นเมื่อลูกคลื่นตกกระทบกับเสาจะเกิดการสะท้อนกลับของลูกคลื่นในลักษณะที่เป็นสวนกลับกับคลื่นที่ตกกระทบเดิม ในทางตรงกันข้าม หากเป็นลูกคลื่นที่วิ่งไปบนเชือกที่ไม่ได้ยึดกับเสา มีเพียงแต่การคล้องเชือกไว้เพื่อให้มีการเคลื่อนที่ของเชือกบนเสาได้อย่างอิสระ จะพบว่าลูกคลื่นที่เกิดการสะท้อนกลับนั้นจะเป็นทิศทางเดียวกันกับคลื่นที่ตกกระทบเสมอ

นอกจากนี้หากมีคลื่นเกิดขึ้นต่อเนื่องตลอดเวลาบนเชือกทั้งแบบที่มีการยึดเชือกไว้กับเสา และแบบที่เชือกไม่ได้ยึดไว้กับเสา ก็จะมีพบว่า ยอดคลื่นลูกแรกที่เกิดการสะท้อนกลับมารวมกับยอดคลื่นตกกระทบลูกใหม่ เกิดผลลัพธ์ของการแทรกสอดแบบหักล้าง (destructive interference) สำหรับเชือกที่มีการยึดไว้กับเสา และ ผลลัพธ์ของการแทรกสอดแบบเสริม (constructive interference) สำหรับเชือกที่ไม่ได้ยึดไว้กับเสา ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.4 ธรรมชาติของการสะท้อนกลับของคลื่นบนเชือกเมื่อมีการยึดเชือกไว้กับเสา (ก) และเชือกที่ไม่ได้ยึดไว้กับเสาเพื่อให้เชือกได้มีการเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ (ข) โดย (ก) แสดงเฉพาะยอดคลื่น (ครึ่งรอบของคลื่น) ที่วิ่งจากจุดกำเนิดจนไปถึงเสา หลังจากนั้นเมื่อยอดคลื่นตกกระทบกับเสาจะเกิดการสะท้อนกลับของยอดคลื่นในลักษณะที่เป็นส่วนกลับกับคลื่นที่ตกกระทบเดิม ในทางตรงกันข้าม (ข) แสดงเฉพาะยอดคลื่น (ครึ่งรอบของคลื่น) ที่วิ่งไปบนเชือกที่ไม่ได้ยึดกับเสา มีเพียงแต่การคล่องเชือกไว้เพื่อให้มีการเคลื่อนที่ของเชือกบนเสาได้อย่างอิสระ จะพบว่ายอดคลื่นที่เกิดการสะท้อนกลับนั้น จะเป็นทิศทางเดียวกันกับยอดคลื่นที่ตกกระทบ

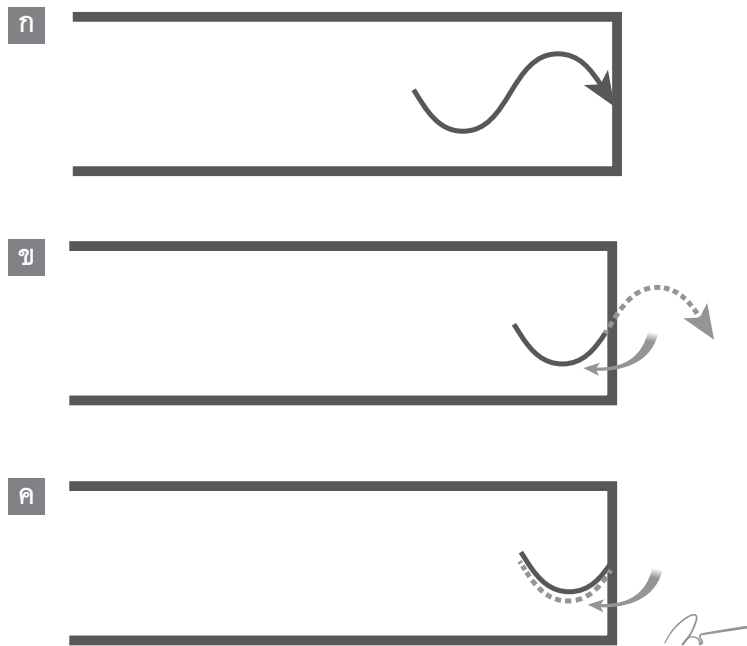
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 2.5 ลักษณะของการแทรกสอดของยอดคลื่น (ครึ่งรอบของคลื่น) บนเชือกเมื่อมีการยึดเชือกไว้กับเสา (ก) และเชือกที่ไม่ได้ยึดไว้กับเสาเพื่อให้เชือกได้มีการเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ (ข) โดย (ก) แสดงยอดคลื่นลูกแรกที่เกิดการสะท้อนกลับมารวมกับยอดคลื่นตกกระทบลูกใหม่ เกิดผลลัพธ์ของการแทรกสอดแบบหักล้าง (destructive interference) สำหรับเชือกที่มีการยึดไว้กับเสา และ (ข) แสดงยอดคลื่นลูกแรกที่เกิดการสะท้อนกลับมารวมกับยอดคลื่นตกกระทบลูกใหม่ เกิดผลลัพธ์ของการแทรกสอดแบบเสริม (constructive interference) สำหรับเชือกที่ไม่ได้ยึดไว้กับเสา
 (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

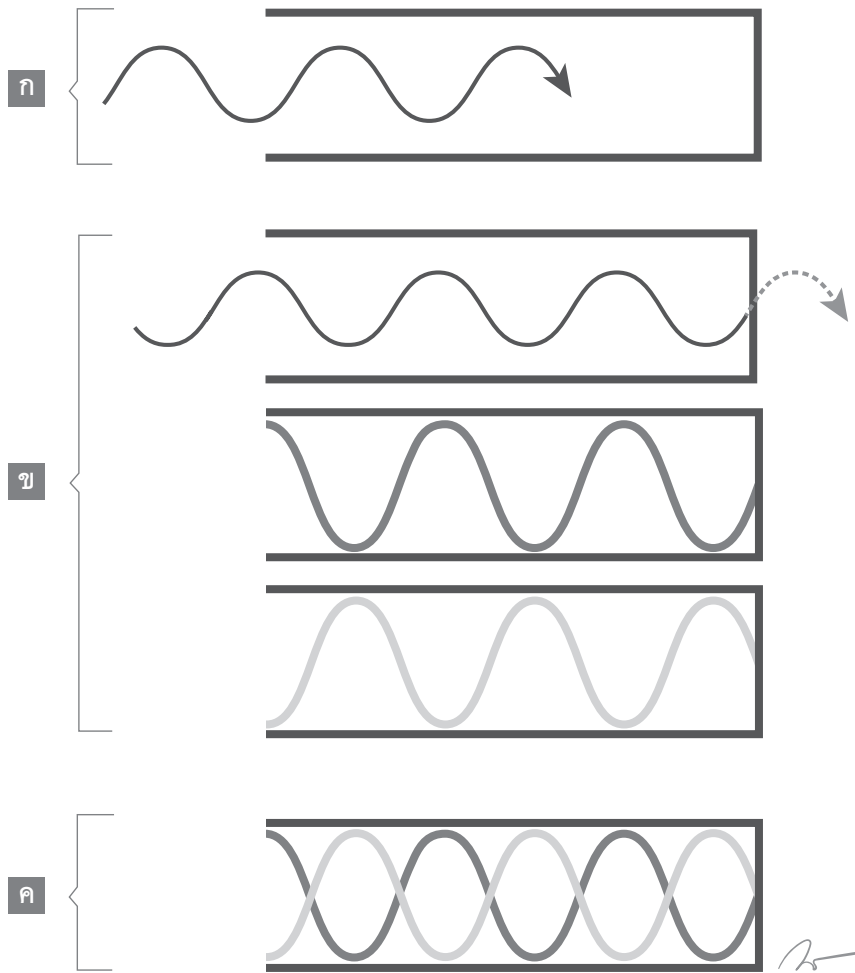
ดังนั้น เมื่อมาพิจารณาลักษณะของคลื่นเสียงจริงที่มาตกระทบบท่อกลวงที่มีปลายเปิดหนึ่งด้านและมีปลายปิดอยู่อีกหนึ่งด้าน ซึ่งเปรียบได้กับการเคลื่อนที่ของคลื่นบนเชือกชนิดที่มีการยึดแน่นไว้กับเสา จะพบว่า หากคลื่นเสียงทั้งยอดคลื่นและท้องคลื่น (ครบหนึ่งรอบคลื่น) ตกกระทบบด้านปลายปิดของท่อกลวงนั้น จะเกิดคลื่นเสียงสะท้อนกลับที่มีทิศทางตรงกันข้ามกับยอดคลื่นที่ตกกระทบบ แต่เนื่องจากท้องคลื่นที่ตาม ๆ กันมาทีหลังนั้น มีทิศเดียวกับคลื่นสะท้อนที่เกิดจากยอดคลื่นตกกระทบบลูกแรกพอดี ทำให้เกิดผลลัพธ์จากการรวมของคลื่นเสียงทั้งสองในลักษณะการแทรกสอดแบบเสริมขึ้นมา ดังรูปที่ 2.6

หากลูกคลื่นของเสียงแต่ละลูกวิ่งเข้ามากระทบบท่อกลวงที่มีปลายเปิดหนึ่งด้านและมีปลายปิดอยู่อีกหนึ่งด้านไปเรื่อย ๆ ก็จะมีผลพลัฟของคลื่นใหม่สองชนิดเกิดขึ้นมา ซึ่งมีทิศตรงข้ามกันและเกิดขึ้นสลับกันไปมาในท่อกลวงนั้นอยู่ตลอดเวลา ผลลัพธ์ของคลื่นเหล่านี้คือ คลื่นนิ่งของคลื่นเสียงนั่นเอง ดังรูปที่ 2.7 โดยทั่วไป คลื่นนิ่งที่เกิดขึ้นในช่องหูชั้นนอกซึ่งเปรียบเสมือนท่อกลวงที่มีปลายเปิดหนึ่งด้านและมีปลายปิดอยู่อีกหนึ่งด้านนี้ สามารถขยายเสียงเพิ่มขึ้นได้ถึง 15-20 เดซิเบล โดยเฉพาะในย่านความถี่บริเวณ 2,000-5,000 เฮิรตซ์ ดังที่กล่าวไปแล้วในข้างต้น



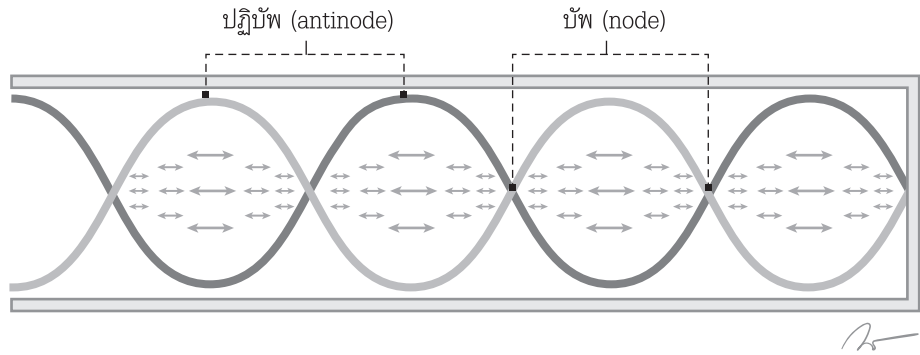
รูปที่ 2.6 ลักษณะของคลื่นเสียงทั้งยอดคลื่นและท้องคลื่น (ครบหนึ่งรอบคลื่น) มาตกระทบบท่อกลวงที่มีปลายเปิดหนึ่งด้านและมีปลายปิดอยู่อีกหนึ่งด้านซึ่งเปรียบเสมือนการเคลื่อนที่ของลูกคลื่นบนเชือกที่มีการยึดแน่นกับเสา (ก) จะพบว่า เมื่อยอดตกกระทบบปลายปิดนั้น (ข) จะเกิดคลื่นเสียงสะท้อนกลับที่มีทิศทางตรงกันข้ามกับยอดคลื่นที่ตกกระทบบ แต่เนื่องจากท้องคลื่นที่ตาม ๆ กันมาทีหลังนั้น มีทิศเดียวกับคลื่นสะท้อนที่เกิดจากยอดคลื่นตกกระทบบลูกแรกพอดี ทำให้เกิดผลลัพธ์จากการรวมของคลื่นเสียงในลักษณะ การแทรกสอดแบบเสริม (constructive interference) ขึ้นมา (ค)

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 2.7 การเกิดคลื่นนิ่ง (standing wave) ของคลื่นเสียงในท่อกลวงที่มีปลายเปิดหนึ่งด้านและมีปลายปิดอยู่อีกหนึ่งด้าน ทำให้เกิดการสั่นพ้องและสามารถอธิบายการขยายความดังของเสียงที่เข้ามาในช่องหูชั้นนอกได้ (ก) แสดงคลื่นเสียงเข้ามาในท่อกลวงและเริ่มมีการสะท้อน (ข) แสดงผลลัพธ์จากการรวมของคลื่นเสียงในลักษณะการแทรกสอดซึ่งจะเกิดผลลัพธ์ของคลื่นสองชนิดที่มีทิศตรงข้ามกันขึ้นมาและจะเกิดขึ้นสลับกันไปมาเมื่อมีคลื่นเสียงเข้ามาในท่อกลวงอยู่ตลอดเวลา (ค) แสดงผลลัพธ์หลังการแทรกสอดทั้งสองจนทำให้เกิดการสั่นพ้อง และนำผลลัพธ์มาเทียบกันเพื่อให้ง่ายต่อการสื่อสารสำหรับการเกิดคลื่นนิ่ง (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

เพื่อให้ง่ายต่อการสื่อสาร จึงมีการเรียกตำแหน่งผลลัพธ์ของคลื่นนิ่งเหล่านี้ ดังรูปที่ 2.8 โดยโมเลกุลอากาศบริเวณปลายเปิดของท่อ จะเป็นบริเวณที่โมเลกุลอากาศของคลื่นนิ่งมีการเคลื่อนที่กลับไปกลับมามากที่สุด และเรียกตำแหน่งนี้ว่า “ปฏิบัพ (antinode)” ในทางตรงกันข้าม โมเลกุลอากาศบริเวณปลายปิดของท่อ เทียบได้กับตำแหน่งของเยื่อแก้วหู จะเป็นบริเวณที่โมเลกุลอากาศของคลื่นนิ่งที่ไม่มีการเคลื่อนที่ และเรียกตำแหน่งนี้ว่า “บัพ (node)”



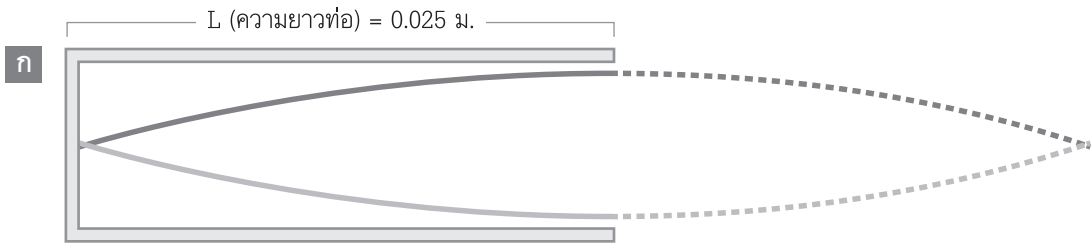
รูปที่ 2.8 ตำแหน่งและการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศในคลื่นนิ่งขณะเกิดการสั่นพ้องของท่อกลวงซึ่งมีปลายเปิดหนึ่งด้านและมีปลายปิดอยู่อีกหนึ่งด้าน สังเกตลูกศรขนาดต่าง ๆ เพื่อแสดงบริเวณที่โมเลกุลอากาศของคลื่นนิ่งมีการเคลื่อนที่กลับไปกลับมา โดยจะเรียกบริเวณของโมเลกุลอากาศที่มีการเคลื่อนที่กลับไปกลับมามากที่สุดว่า “ปฏิบัพ (antinode)” ในทางตรงกันข้าม โมเลกุลอากาศของคลื่นนิ่งที่ไม่มีการเคลื่อนที่ เช่น โมเลกุลอากาศบริเวณปลายปิดของท่อ (เทียบได้กับตำแหน่งเยื่อแก้วหู) จะถูกเรียกว่า “บัพ (node)”

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

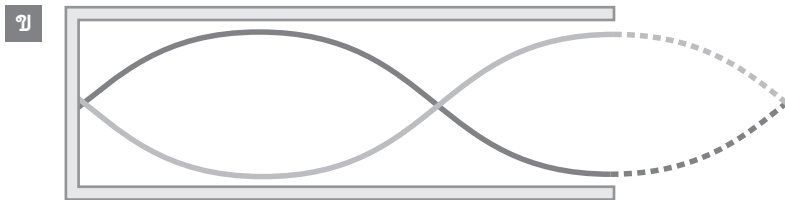
โดยทั่วไป การสั่นพ้องของเสียงในท่อกลวงจะเกิดขึ้นสัมพันธ์กับความถี่ของคลื่นนิ่งที่เกิดขึ้นในท่อและความยาวของท่อกลวงเอง ดังรูปที่ 2.9 สังเกตว่าคลื่นนิ่งที่ทำให้เกิดการสั่นพ้องในท่อกลวงที่มีความถี่ต่าง ๆ จะมีตำแหน่งปฏิบัพที่ปลายเปิดและตำแหน่งบัพที่ปลายปิดของท่อกลวงเสมอ ดังนั้น เมื่อสามารถทำนายตำแหน่งปฏิบัพและบัพในท่อกลวงของคลื่นนิ่งที่มีความถี่ต่าง ๆ เหล่านี้ได้ การคำนวณหาความถี่ของคลื่นนิ่งที่เกิดขึ้นก็สามารถหาได้เมื่อทราบถึงความยาวของท่อกลวง เช่น หากท่อกลวงมีความยาวเท่ากับ 2.5 เซนติเมตร หรือ 0.025 เมตร (กำหนดให้มีความยาวท่อใกล้เคียงกับความยาวของช่องหูชั้นนอก) จะสามารถคำนวณหาความถี่ที่ต่ำสุดของคลื่นนิ่งที่ทำให้เกิดการสั่นพ้องของเสียงในท่อกลวงนี้ได้เท่ากับ 3,450 เฮิรตซ์ (รูปที่ 2.8) ซึ่งอยู่ในย่านความถี่ของเสียงบริเวณ 2,000–5,000 เฮิรตซ์ ที่ช่องหูชั้นนอกของมนุษย์สามารถขยายเสียงได้ดีที่สุดนั่นเอง⁽²⁻⁴⁾

1.2 หูชั้นกลาง: การนำเสียงในหูชั้นกลางเกิดขึ้นได้ด้วยอวัยวะที่สำคัญของกระดูกหูสามชิ้น ได้แก่ ฆ้อน (malleus) ทัง (incus) และโกลน (stapes) ซึ่งมีหน้าที่ทำให้พลังงานเสียงจากตัวกลางอากาศสามารถผ่านเข้าไปสู่หูชั้นในที่มีตัวกลางเป็นของเหลว (perilymph) ได้ง่ายขึ้น โดยทั่วไป หากพลังงานเสียงมีการเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่เป็นอากาศไปสู่ตัวกลางที่เป็นของเหลว ย่อมเกิดการสูญเสียพลังงานที่จะต้องข้ามตัวกลาง ทำให้พลังงานเสียงลดลง (impedance mismatch) แต่เนื่องจากกระดูกหูทั้งสามชิ้นถูกออกแบบมาเพื่อสามารถนำเสียงเข้าสู่หูชั้นในได้ง่าย และทำให้พลังงานเสียงสูญหายน้อยที่สุด ในทางตรงกันข้าม กลับเพิ่มพลังงานเสียงไปสู่หูชั้นในมากขึ้นกว่าเดิมจากคุณสมบัติพิเศษของกระดูกหูทั้งสามชิ้น (impedance converter) ดังต่อไปนี้

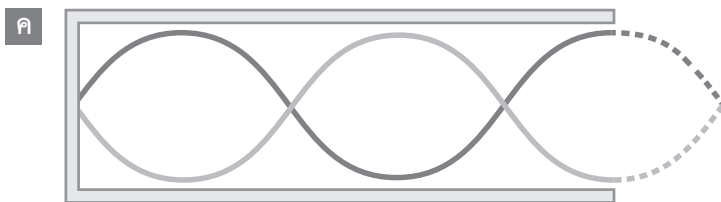
Lever ratio คือหลักของการใช้คานงัดเพื่อผ่อนแรง ดังรูปที่ 2.10 สังเกตว่าหากยิ่งมีความยาวของคานที่ต้องการยกมากเท่าไร จะใช้แรงในการยกวัตถุน้อยลงตามความยาวที่เพิ่มขึ้นเท่านั้น



ความถี่ของคลื่นนิ่ง ก. เท่ากับ 3,450 เฮิรตซ์ ($L = \lambda * 1/4$ ดังนั้น $4L = \lambda$)



ความถี่ของคลื่นนิ่ง ข. เท่ากับ 10,350 เฮิรตซ์ ($L = \lambda * 3/4$ ดังนั้น $4L/3 = \lambda$)



ความถี่ของคลื่นนิ่ง ค. เท่ากับ 17,250 เฮิรตซ์ ($L = \lambda * 5/4$ ดังนั้น $4L/5 = \lambda$)

รูปที่ 2.9 การสั่นพ้องของเสียงในท่อกลางเกิดขึ้นสัมพันธ์กับความถี่ของคลื่นนิ่งที่เกิดขึ้นในท่อและความยาวของท่อกลางเอง โดยคลื่นนิ่งเหล่านี้จะมีตำแหน่งปฏิบัติที่ปลายเปิดและตำแหน่งบัพที่ปลายปิดของท่อกลางเสมอ สังเกตคลื่นนิ่ง (ก) ซึ่งเป็นคลื่นนิ่งที่มีความถี่ต่ำสุดในท่อกลาง สามารถคำนวณความยาวคลื่นและความถี่ของคลื่นนิ่งได้ดังต่อไปนี้

$$L = \lambda/4$$

เนื่องจาก L (ความยาวท่อกลาง) เท่ากับ 0.025 เมตร ดังนั้น

$$0.025 = \lambda/4$$

$$0.025 \times 4 = \lambda$$

$$\lambda = 0.1 \text{ เมตร}$$

เนื่องจาก C (ความเร็วคลื่นเสียง) เท่ากับ λ (ความยาวคลื่น) \times f (ความถี่) ดังนั้น

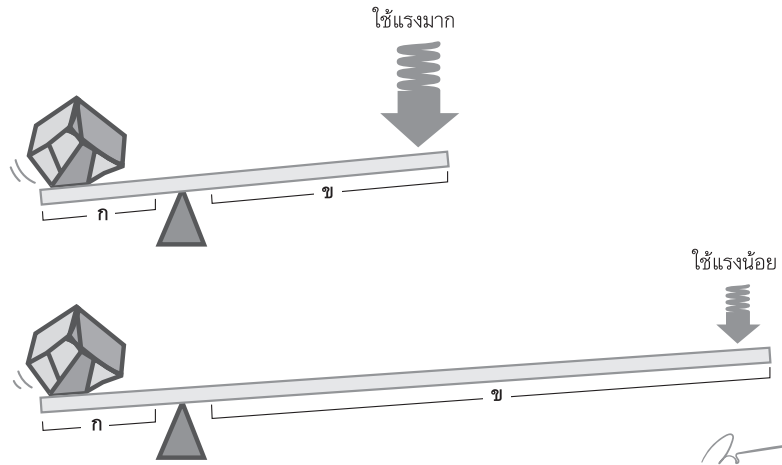
$$345 \text{ เมตร/วินาที} = 0.1 \times f$$

$$345 / 0.1 = f$$

$$f = 3,450 \text{ เฮิรตซ์}$$

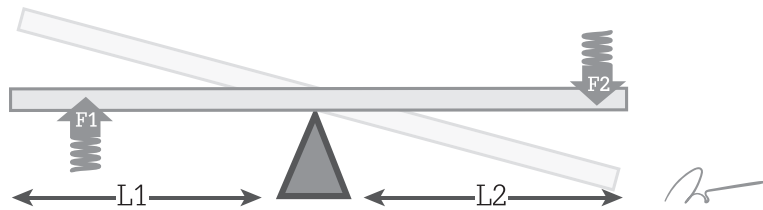
ซึ่งเมื่อใช้หลักการคำนวณเดียวกันกับคลื่นนิ่ง (ก) ในการหาค่าความยาวคลื่นและความถี่ของคลื่นนิ่ง จะพบว่าความถี่ของคลื่นนิ่ง (ข) และ (ค) มีค่าเท่ากับ 10,350 เฮิรตซ์ และ 17,250 เฮิรตซ์ ตามลำดับ (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)





รูปที่ 2.10 | การใช้คานยกก้อนหินด้วยความยาวของคานที่ต่างกัน ลังเกตหากมีการเพิ่มความยาวของคานส่วน (ก) จะสามารถยกก้อนหินด้วยแรงที่น้อยลงตามความยาวของคานส่วน (ข) (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

ซึ่งแรงที่เพิ่มขึ้นจะแปรผันตามสัดส่วนของความยาวของคานดังรูปที่ 2.11 และ สูตร 2.1



รูปที่ 2.11 | หลักการของคานจัดที่แรงกระทำและความยาวที่หนึ่งจะแปรผันโดยตรงกับแรงกระทำและความยาวที่สอง (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

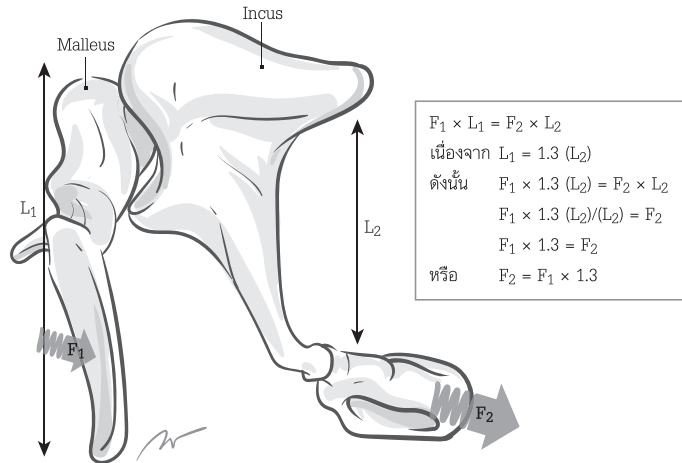
$$F_1 \times L_1 = F_2 \times L_2 \quad (2.1)$$

- เมื่อ F1 คือ แรงกระทำที่หนึ่ง
- F2 คือ แรงกระทำที่สอง
- L1 คือ ความยาวที่หนึ่ง
- L2 คือ ความยาวที่สอง

ซึ่งหลักการนี้ได้ถูกนำไปอธิบายลักษณะของกระดูกหมอนและกระดูกทั้งที่มีความยาวที่ต่างกัน โดยกระดูกหมอนมีความยาวกว่ากระดูกทั้งประมาณ 1.3 เท่า จึงส่งผลให้สามารถขยายเสียงให้ดังขึ้นกว่าเดิมเมื่อเสียงนั้นถูกนำไปสู่หูชั้นใน⁽⁵⁾ ดังรูปที่ 2.12

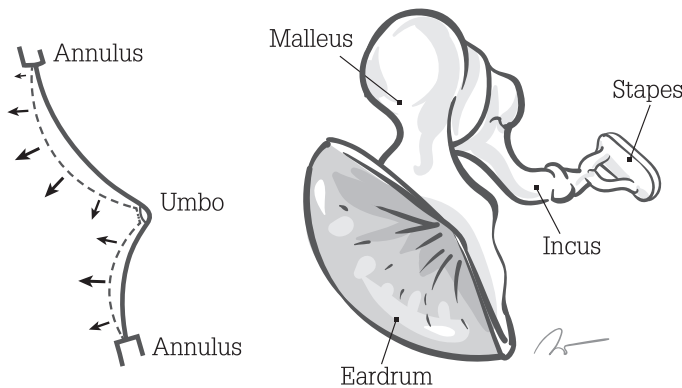
รูปที่ 2.12

การขยายเสียงของกระดูกหูชั้นกลาง โดยหลักของ lever ratio ลังเกตว่าความยาวของกระดูกทั้งที่สั้นกว่า 1.3 เท่า สามารถส่งผลให้เสียงเข้าสู่หูชั้นในและมีความดังเพิ่มขึ้นมากกว่าเดิม 1.3 เท่า (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)



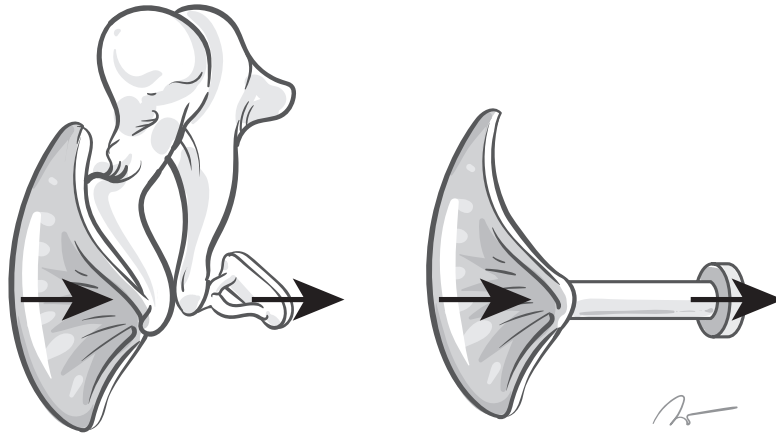
Buckling effect คือหลักของการที่แก้วหูไม่ได้ถูกขึงตึงทั้งแผ่นบนกระดูกชั้นทั้งหมด แต่ถูกยึดแน่นเฉพาะบริเวณขอบรอบ ๆ (annulus) และบริเวณกึ่งกลางของเยื่อแก้วหู (umbo) เท่านั้น ทำให้บางส่วนของเยื่อแก้วหูหย่อนและขยับได้มากกว่าอีกส่วน สามารถนำพาเสียงที่ตกกระทบส่งต่อไปยังกระดูกทั้งด้วยความดังของเสียงที่เพิ่มขึ้นได้ง่ายกว่าการที่เยื่อแก้วหูถูกขึงตึงทั้งหมด ดังรูปที่ 2.13 ซึ่งเชื่อว่า buckling effect นี้ สามารถขยายเสียงได้มากกว่าเดิมประมาณ 2 เท่า

Area ratio คือ การที่พื้นที่ตัดขวางของเยื่อแก้วหูที่กว้างเพื่อรับพลังงานเสียงและส่งต่อพลังงานเสียงไปยังพื้นที่ตัดขวางที่น้อยลงกว่าเดิมบริเวณฐานของกระดูกโกลน จะทำให้เกิดการขยายความดังของเสียงเข้าสู่หูชั้นในเพิ่มมากขึ้น ดังรูปที่ 2.14 ซึ่งเชื่อว่า area ratio นี้ สามารถจะขยายเสียงได้มากกว่าเดิมถึง 13 เท่า⁽⁵⁾



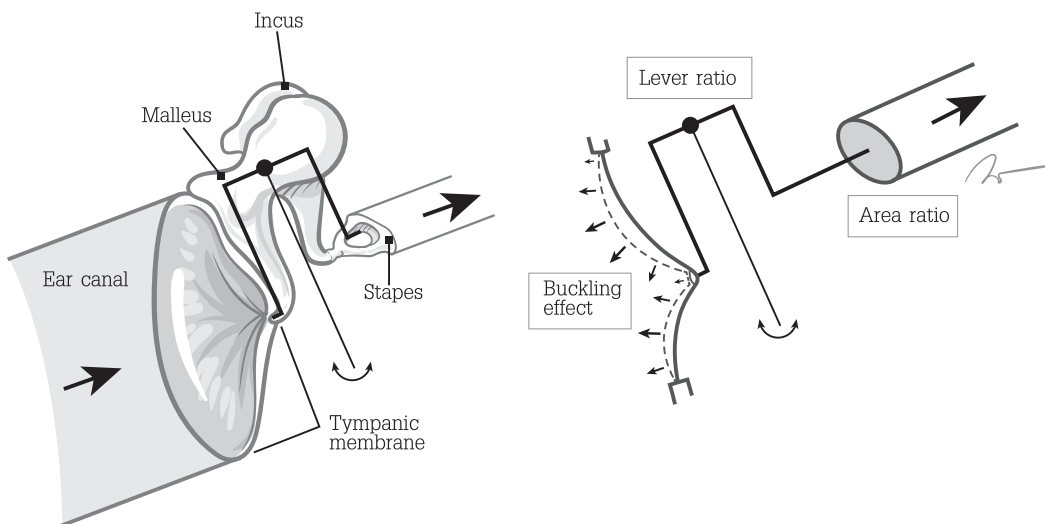
รูปที่ 2.13

หลักการของ buckling effect แก้วหูไม่ได้ถูกขึงตึงทั้งแผ่นบนกระดูกชั้นทั้งหมด แต่ถูกยึดแน่นเฉพาะบริเวณขอบรอบ ๆ (annulus) และบริเวณกึ่งกลางของเยื่อแก้วหู (umbo) เท่านั้น ทำให้บางส่วนของเยื่อแก้วหูหย่อนและขยับได้มากกว่าอีกส่วน สามารถนำพาเสียงที่ตกกระทบส่งต่อไปยังกระดูกทั้งด้วยความดังของเสียงที่เพิ่มขึ้นได้ง่ายกว่าการที่เยื่อแก้วหูถูกขึงตึงทั้งหมด (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 2.14 หลักการของ area ratio แสดงพื้นที่ตัดขวางของเยื่อแก้วหูที่กว้างเพื่อรับพลังงานเสียงและส่งต่อพลังงานเสียงนั้นไปยังพื้นที่ตัดขวางที่น้อยลงกว่าเดิมบริเวณฐานของกระดูกโกลน ทำให้เกิดการขยายความดังของเสียงเข้าสู่หูชั้นในเพิ่มมากกว่าเดิม (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

ดังนั้น เมื่อมาพิจารณาหน้าที่ของกระดูกหูชั้นกลางทั้งสามชิ้นเพื่อขยายเสียงที่เข้าสู่ช่องหูด้วยหลักการทั้งหมดของ lever ratio, buckling effect และ area ratio จะพบว่าสามารถขยายเสียงได้มากกว่าเดิมประมาณ 34 เท่า ($1.3 \times 2 \times 13$) ดังรูปที่ 2.15 นอกจากนี้ หากนำมาคำนวณว่าความดังของเสียงถูกขยายเสียงเพิ่มขึ้นมากกว่าเดิมเท่าไร จะสามารถคำนวณความดังที่เพิ่มขึ้นจากเดิมได้ประมาณ 30 dB ดังสูตร 2.2



รูปที่ 2.15 เสียงที่เพิ่มขึ้นผ่านกระดูกหูชั้นกลางทั้งสามชิ้นด้วย lever ratio, buckling effect และ area ratio ทำให้เสียงถูกขยายให้มากกว่าเดิมประมาณ 34 เท่า ($1.3 \times 2 \times 13$) (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

$$dB = 20 \times \log (P_2 / P_1) \quad (2.2)$$

เมื่อ dB คือ ความดังของคลื่นเสียง มีหน่วยเป็น เดซิเบล

P_1 คือ ความดันของคลื่นเสียงที่ใช้เปรียบเทียบ มีหน่วยเป็น Pascal

P_2 คือ ความดันของคลื่นเสียงที่สนใจ มีหน่วยเป็น Pascal

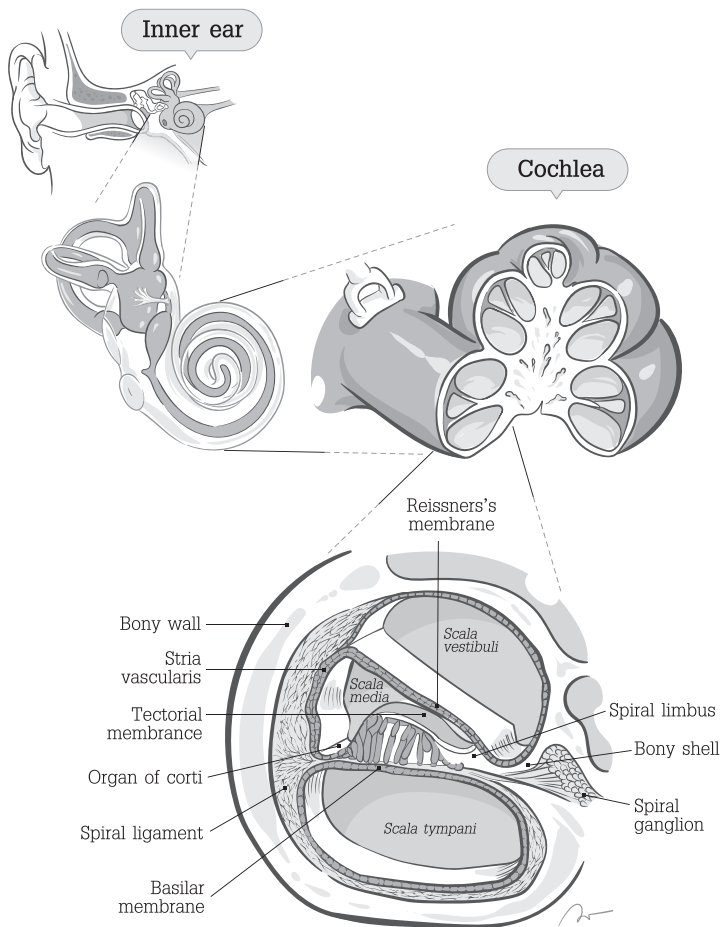
เนื่องจาก $P_2 = 34P_1$ ดังนั้น แทนในสูตร $dB = 20 \times \log (34P_1 / P_1)$

$$dB = 20 \times \log (34)$$

$$dB = 20 \times 1.5$$

$$dB = 30$$

1.3 **หูชั้นใน:** การนำเสียงของหูชั้นในเกิดจากอวัยวะที่สำคัญที่เรียกว่า “cochlea” โดยเป็นอวัยวะสำหรับรับเสียงลักษณะก้นหอย ซึ่งถูกแบ่งเป็นสามส่วนสำคัญคือ scala vestibuli, scala media และ scala tympani ดังรูปที่ 2.16 มีหน้าที่นำพลังงานเสียงเข้าสู่ระบบประสาทรับเสียงและส่งต่อถึงระดับสมองอีกทอดหนึ่ง



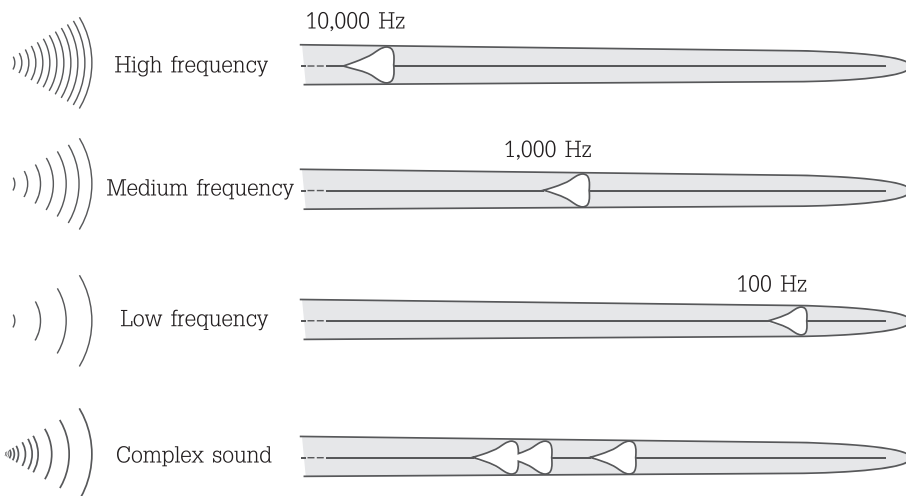
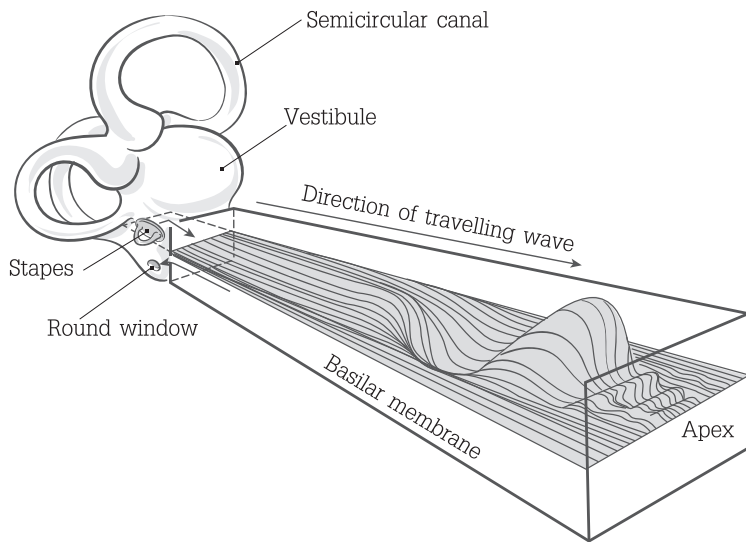
รูปที่ 2.16

หูชั้นในที่มีอวัยวะนำเสียงที่สำคัญคือ cochlea ซึ่งถูกแบ่งเป็นสามส่วนสำคัญคือ scala vestibuli, scala media และ scala tympani

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

หากมาพิจารณา cochlea จะพบในส่วนของ basilar membrane ซึ่งฝังอยู่ใน scala media เป็นตัวการสำคัญที่นำพาพลังงานเสียงและแยะระดับความดัง ความถี่ต่าง ๆ อย่างเป็นระบบ ก่อนที่จะนำเข้าสู่ระบบประสาทรับเสียง ลักษณะของ basilar membrane ขณะนำเสียงจะมีการเคลื่อนที่คล้ายลูกคลื่น และเรียกการเคลื่อนที่ลักษณะนี้ว่า “travelling wave” ความพิเศษของการเคลื่อนที่นี้ บน basilar membrane คือ การเคลื่อนที่นั้นจะให้คลื่นที่ยอดคลื่น (amplitude) ตรงบริเวณ basilar membrane ที่มีความถี่เฉพาะเจาะจงตามความถี่ของเสียงกระตุ้นนั้น ๆ เสมอ และจะไม่มีการเคลื่อนที่ต่อไปหลังจาก travelling wave ได้เคลื่อนที่มาถึงความถี่ที่เฉพาะเจาะจงเหล่านั้นบน basilar membrane เรียกร้อยแล้ว โดยจะสังเกตพบว่า เสียงกระตุ้นในย่านความถี่สูง จะสามารถเคลื่อนที่ไปบน basilar membrane และหยุดการเคลื่อนที่บริเวณฐานของ cochlea เท่านั้น ไม่เกิดการเคลื่อนที่ต่อไปถึงยอด cochlea ในทางตรงกันข้าม สำหรับเสียงกระตุ้นในย่านความถี่ต่ำ จะมีการเคลื่อนที่ผ่านฐานของ cochlea และจะยังเคลื่อนที่ต่อไปต่อจนถึงยอดของ cochlea เสมอ (รูปที่ 2.17) ซึ่งหลักการเคลื่อนที่ของคลื่น travelling wave นี้ จึงมีความเฉพาะเจาะจงต่อความถี่ของคลื่นเสียงที่ผ่านเข้ามาในช่องหูอย่างมาก ทำให้ cochlea เป็นส่วนสำคัญที่จะแยกแยะเสียงที่เดินทางเข้ามาในช่องหูที่ความถี่ต่าง ๆ ได้ถูกจำแนกอย่างละเอียด (tonotopic map) บน basilar membrane และส่งต่อข้อมูลเหล่านี้ไปยังระบบประสาทการได้ยินของมนุษย์

ปัจจัยสำคัญที่ทำให้ travel wave มีการเคลื่อนที่พิเศษแบบนี้ เชื่อว่าเกิดจากคุณสมบัติสำคัญของ basilar membrane เอง นั่นคือ ลักษณะทางกายภาพที่แตกต่างกันออกไปของ basilar membrane ใน cochlea ซึ่งเมื่อมาพิจารณาลักษณะกายภาพเหล่านั้นอย่างละเอียดจะพบว่า บริเวณฐานถึงยอดของ basilar membrane มีความกว้างเพิ่มขึ้นถึง 10 เท่า และมีน้ำหนักมากขึ้นกว่าเดิมอีกประมาณ 3 เท่า สาเหตุเนื่องจากว่าจำนวนและขนาดของ supporting cell ที่มากขึ้นเรื่อย ๆ จากฐานสู่ยอดของ basilar membrane ทำให้ความกว้างและน้ำหนัก basilar membrane ที่บริเวณฐานและยอดมีความแตกต่างกันในทางตรงกันข้าม เมื่อมาพิจารณาความหนาและความยืดหยุ่น กลับพบว่า บริเวณฐานถึงยอดของ basilar membrane กลับมีความหนาลดลง และมีความยืดหยุ่นมากขึ้นเรื่อย ๆ⁽⁶⁾ ลักษณะกายภาพพิเศษบน basilar membrane เหล่านี้ จึงเป็นสิ่งสำคัญที่ทำให้หูของมนุษย์เริ่มมีความสามารถในการแยกแยะเสียงที่ความถี่ต่าง ๆ ตั้งแต่ระดับ cochlea เป็นต้นไป จนถึงระบบประสาทส่วนกลาง ยิ่งไปกว่านั้น การแยกแยะความถี่เสียงลักษณะนี้ยังสามารถเกิดขึ้นโดยไม่ต้องใช้พลังงานของสิ่งมีชีวิตที่เรียกว่า “adenosine triphosphate (ATP)” แต่อย่างไรก็ตาม ทำให้ cochlea สามารถที่จะรับคลื่นเสียงและเกิดการเคลื่อนที่ของ basilar membrane ได้แม้กระทั่งใน cadaver ซึ่ง Georg von Bekesy⁽⁷⁾ สามารถทดลองและพิสูจน์เรื่องนี้จนสำเร็จ ต่อมาจึงได้มีการเรียกการเคลื่อนที่ของ travelling wave บน basilar membrane ใน cadaver โดยไม่อาศัย ATP เหล่านี้ว่า “passive cochlear mechanic” อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบัน เป็นที่ทราบกันดีว่าการเคลื่อนที่ของ travelling wave ใน basilar membrane ของมนุษย์ที่มีการได้ยินปกติ มีความเฉพาะเจาะจงของความถี่มากกว่าและยังมียอดคลื่นที่สูงกว่า travelling wave ที่พบใน passive cochlear mechanic อย่างมาก⁽⁸⁻¹¹⁾ สาเหตุเนื่องจากการทำงานของเซลล์ขนหูชั้นนอก (outer hair cell) ของมนุษย์คอยทำหน้าที่ปรับให้ยอดคลื่นมีความสูงที่มากขึ้นและมีความเฉพาะเจาะจงต่อความถี่มากกว่าเดิม ซึ่งปัจจุบันเรียกการเคลื่อนที่ของ travelling wave ในมนุษย์ที่มีการได้ยินปกตินี้ ว่า “active cochlear mechanic” (รูปที่ 2.18)

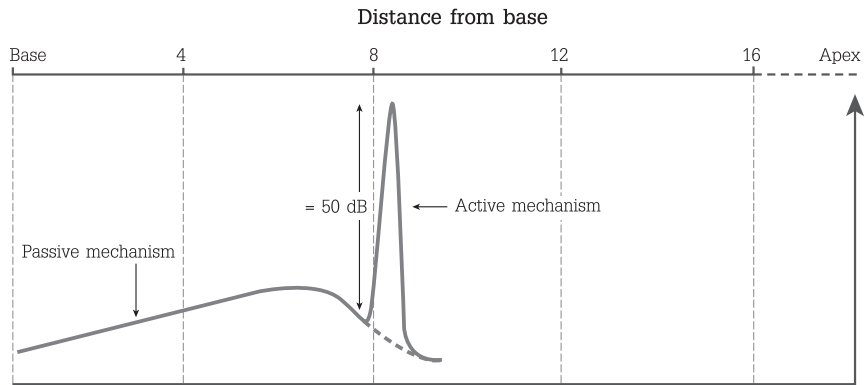


Handwritten signature

รูปที่ 2.17

ลักษณะของ travel wave ที่เกิดขึ้นบน basilar membrane ซึ่งเสียงกระตุ้นในย่านความถี่สูง จะสามารถเคลื่อนที่ไปบน basilar membrane และหยุดการเคลื่อนที่บริเวณฐานของ cochlea เท่านั้น แต่สำหรับสำหรับเสียงกระตุ้นในย่านความถี่ต่ำ จะมีการเคลื่อนที่ผ่านฐานของ cochlea และและยังเคลื่อนที่ต่อไปต่อจนถึงยอดของ cochlea เสมอ

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

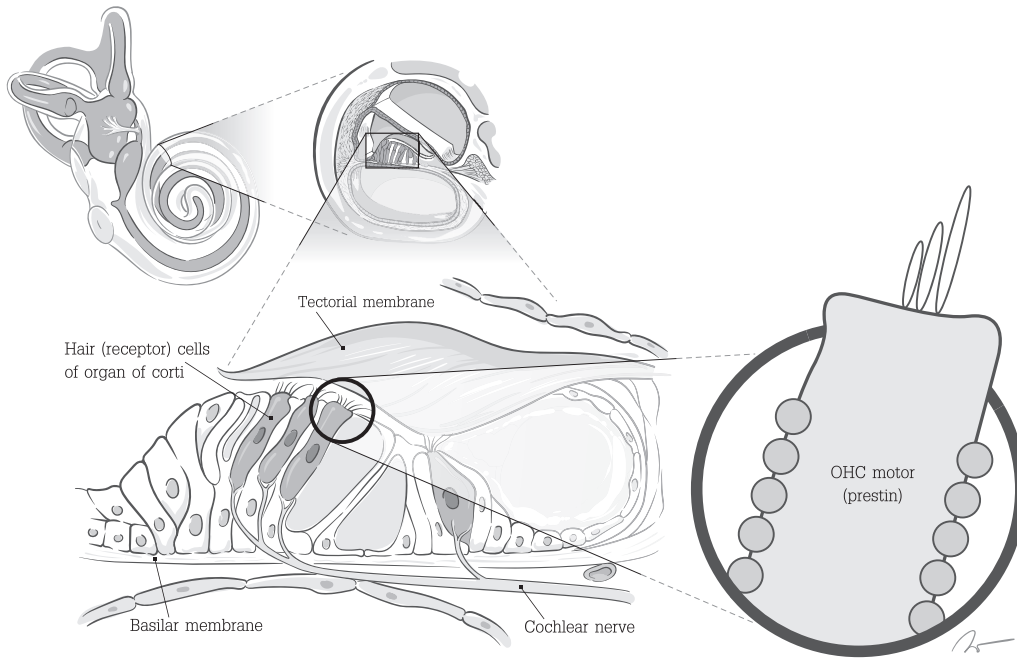


รูปที่ 2.18

ลักษณะของ travel wave ที่เกิดขึ้นบน basilar membrane ระหว่าง passive cochlear mechanic และ active cochlear mechanic ลังเกตว่า travelling wave ของ active cochlear mechanic ซึ่งเกิดขึ้นใน basilar membrane ของมนุษย์ที่มีชีวิต มีความเฉพาะเจาะจงของความถี่มากกว่าและยังมียอดคลื่นที่สูงกว่า travelling wave ใน passive cochlear mechanic ซึ่งเกิดขึ้นใน basilar membrane ของ cadaver อย่างมาก

เหตุผลที่เซลล์ขนชั้นนอกสามารถที่จะทำให้ basilar membrane มีการเคลื่อนที่ของ travelling wave จาก passive cochlear mechanic ไปเป็นการเคลื่อนที่แบบ active cochlear mechanic ได้นั้น เกิดจากเซลล์ขนชั้นนอกมีโครงสร้างโปรตีนพิเศษที่ชื่อว่า “prestin” ฝังอยู่ที่ผนังเซลล์⁽¹²⁾ ซึ่งโปรตีน prestin นี้ จะคอยยึดและหดผนังเซลล์ของเซลล์ขนชั้นนอกระหว่างที่มี travelling wave เกิดขึ้นบน basilar membrane ทำให้เซลล์ขนชั้นนอกสามารถที่จะช่วยเสริมแรงให้คลื่น travelling wave บน basilar membrane เกิดยอดที่สูงขึ้นกว่าเดิมและเฉพาะเจาะจงความถี่ของเสียงได้มากขึ้นได้ (รูปที่ 2.19) ทำให้เซลล์ขนชั้นนอกถูกเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า “cochlear amplifier” เพื่อคอยปรับการเคลื่อนที่ของ travelling wave ใน basilar membrane ให้มากขึ้นในลักษณะ active cochlear mechanic นั้นเอง

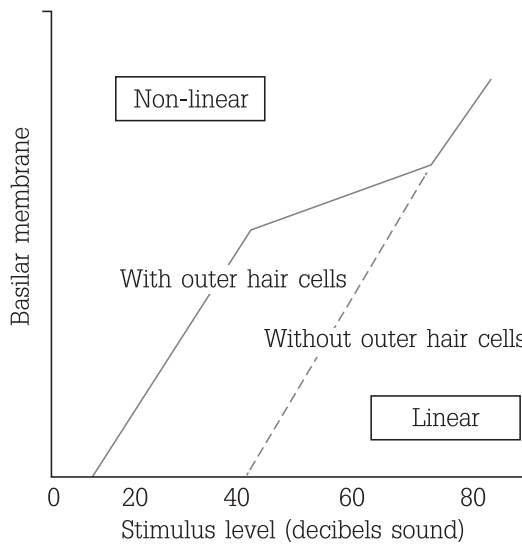
ดังนั้น การที่ basilar membrane มีโครงสร้างกายภาพพิเศษลักษณะ topotopic map ร่วมกับเซลล์ขนชั้นนอกที่อยู่ใน cochlea มีโปรตีน prestin ซึ่งคอยยึดและหดผนังเซลล์ของเซลล์ขนชั้นนอกระหว่างที่มี travelling wave เกิดขึ้นบน basilar membrane ทำให้หูของมนุษย์สามารถที่จะเริ่มแยกคลื่นเสียงที่เข้ามาในช่องหูชั้นนอกด้วยความถี่ที่ละเอียดและชัดเจนอย่างมากตั้งแต่ 20 ถึง 20,000 เฮิรตซ์⁽¹³⁾ ซึ่งเซลล์ขนชั้นนอกมีบทบาทอย่างมากในการรับฟังเสียงของมนุษย์ หากมาพิจารณาหน้าที่ของเซลล์ขนชั้นนอกที่คอยสนับสนุนการทำงานของ basilar membrane ให้เกิด active cochlear mechanic โดยละเอียดจะพบว่า เซลล์ขนชั้นนอกทำหน้าที่สำคัญอยู่สองประการ คือ ประการที่หนึ่ง ทำหน้าที่เพิ่มความละเอียดของความถี่ในการรับฟังเสียงต่าง ๆ ในหูมนุษย์ (frequency resolution) จากการที่ช่วยปรับให้ยอดคลื่น travelling wave มีความสูงชันและแหลมเฉพาะเจาะจงมากขึ้นกับเสียงที่เข้ามาในช่องหู และ ประการที่สอง ทำหน้าที่ขยายความดังของเสียงที่เข้ามาในช่องหู (cochlear amplifier) ให้มากขึ้น รูปที่ 2.20 แสดงหน้าที่ของเซลล์ขนชั้นนอกในการช่วยให้เสียงที่เข้ามาเกิดการขยายเสียงมากกว่าเดิม เมื่อมีเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังต่าง ๆ และพบการเคลื่อนที่ของ travelling wave บน basilar membrane แตกต่างกันไป ลังเกตว่า ที่เสียง



รูปที่ 2.19 (ก) เซลล์ขนชั้นนอกที่วางตัวอยู่บน basilar membrane ของ cochlea (ข) โปรตีน prestin ที่สามารถยืดและหดผนังเซลล์ขนชั้นนอก ส่งผลให้ travelling wave ที่อยู่บน basilar membrane มียอดคลื่นที่สูงและเฉพาเจาะจงความถี่ของเสียงได้มากขึ้น (active cochlear mechanic)
(วาดโดย วิสธวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

กระตุ้นความดังน้อย ๆ (น้อยกว่า 40 decibel sound pressure level, dB SPL) เมื่อไม่มีเซลล์ขนชั้นนอก จะไม่พบการเคลื่อนที่ของ basilar membrane แต่อย่างใด ในทางตรงกันข้าม หากมีเซลล์ขนชั้นนอกคอยช่วยขยายเสียง จะเริ่มพบการเคลื่อนที่ของ basilar membrane ได้มากขึ้นขณะที่กำลังเพิ่มความดังขึ้นเรื่อย ๆ และเมื่อมาพิจารณาเสียงกระตุ้นระดับความดังปานกลาง (40–80 dB SPL) เซลล์ขนชั้นนอกจะช่วยขยายเสียงให้ดังมากขึ้นกว่าเดิมเมื่อเทียบกับกรณีที่ไม่มีเซลล์ขนชั้นนอกช่วยทำหน้าที่ขยายเสียง และจะเห็นว่าการขยับของ basilar membrane จะค่อยเป็นค่อยไปอย่างช้า ๆ และไม่ชัน (non-linear growth) ซึ่งต่างจากการขยับของ basilar membrane บริเวณที่มีการใช้เสียงกระตุ้นที่ความดังน้อยกว่า 40 SPL ซึ่งมีลักษณะสูงชันชัดเจน (linear growth) อย่างไรก็ตาม เมื่อเสียงกระตุ้นมีความดังมาก ๆ (มากกว่า 80 dB SPL) ในกรณีนี้ เซลล์ขนชั้นนอกจะไม่ทำงานอีกต่อไป ทำให้เห็นแต่การเคลื่อนที่ของ basilar membrane ในลักษณะ linear growth แทน ดังนั้นจะเห็นว่า เซลล์ขนชั้นนอกมีหน้าที่คอยปรับและขยายเสียงที่เข้ามาในช่องหูมนุษย์ให้มีความดังมากขึ้นในเสียงกระตุ้นที่เบา ๆ อีกทั้งยังช่วยขยายเสียงกระตุ้นระดับปานกลางอย่างช้า ๆ ไม่รวดเร็วจนเกินไปนั่นเอง ดังนั้น ในผู้ป่วยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากการตายของเซลล์ขนชั้นนอก ซึ่งพบได้ทั่วไปในผู้สูงอายุ⁽¹⁴⁾ จะส่งผลให้ travelling wave บน basilar membrane ไม่สามารถคงความ

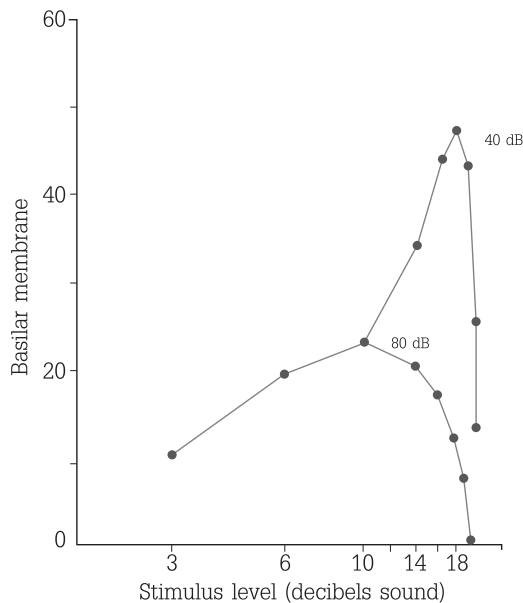
เป็น active cochlear mechanic ได้ ทำให้สูญเสียความเป็น non-linear growth ของการขยายความดังของเสียงที่เข้ามาในช่องหู จนทำให้ผู้ป่วยโดยเฉพาะในผู้สูงอายุ มีการรับรู้ความดังของเสียงที่เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว ในลักษณะ linear growth แทน (recruitment) ดังนั้นผู้ป่วยเหล่านี้ ระหว่างที่มีการสนทนากับผู้อื่น หากได้ยินบทสนทนาไม่ชัดและขอให้คู่สนทนาพูดให้ดังมากขึ้น บางครั้งผู้ป่วยจะกลับรู้สึกราวกับว่าคู่สนทนากำลังตะโกนเสียงใส่ผู้ป่วยนั่นเอง นอกจากนี้ ยังมีการศึกษาพบว่าความผิดปกติของ gene ในการสร้างโปรตีน prestin ซึ่งฝังอยู่บริเวณผนังของเซลล์ขนชั้นนอกนี้ เป็นต้นเหตุสำคัญในการเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในกลุ่ม non-syndromic hearing impairment ซึ่งผู้ป่วยเหล่านี้ย่อมจะมีการขยายเสียงที่เข้ามาในช่องหูของ cochlea ในลักษณะ linear growth เช่นกัน⁽¹⁵⁾



รูปที่ 2.20

หน้าที่ของเซลล์ขนชั้นนอกในการช่วยให้เสียงที่เข้ามาเกิดการขยายเสียงมากกว่าเดิม เมื่อมีเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังต่าง ๆ และพบการเคลื่อนที่ของ travelling wave บน basilar membrane แตกต่างกันไป สังเกตว่า ที่เสียงกระตุ้นความดังน้อย ๆ (น้อยกว่า 40 decibel sound pressure level, dB SPL) เมื่อไม่มีเซลล์ขนชั้นนอก จะไม่พบการเคลื่อนที่ของ basilar membrane แต่อย่างใดในทางตรงกันข้าม หากมีเซลล์ขนชั้นนอกคอยช่วยขยายเสียง จะเริ่มพบการเคลื่อนที่ของ basilar membrane ได้มากขึ้นขณะที่กำลังเพิ่มความดังขึ้นเรื่อย ๆ และเมื่อมาพิจารณาเสียงกระตุ้นระดับความดังปานกลาง (40–80 dB SPL) เซลล์ขนชั้นนอกจะช่วยขยายเสียงให้ดังมากขึ้นกว่าเดิม เมื่อเทียบกับกรณีที่ไม่มีเซลล์ขนชั้นนอกช่วยทำหน้าที่ขยายเสียง และจะเห็นว่าการขยับของ basilar membrane จะค่อยเป็นค่อยไปอย่างช้า ๆ และไม่ชัน (non-linear growth) ซึ่งต่างจากการขยับของ basilar membrane บริเวณที่มีการใช้เสียงกระตุ้นที่ความดังน้อยกว่า 40 SPL ซึ่งมีลักษณะสูงชันชัดเจน (linear growth) อย่างไม่รู้จบ เมื่อเสียงกระตุ้นมีความดังมาก ๆ (มากกว่า 80 dB SPL) ในกรณีนี้ เซลล์ขนชั้นนอกจะไม่ทำงานอีกต่อไป ทำให้เห็นแต่การเคลื่อนที่ของ basilar membrane ในลักษณะ linear growth แทน ดังนั้นจะเห็นว่า เซลล์ขนชั้นนอกมีหน้าที่คอยปรับและขยายเสียงที่เข้ามาในช่องหูมนุษย์ให้มีความดังมากขึ้นในเสียงกระตุ้นที่เบา ๆ อีกทั้งยังช่วยขยายเสียงกระตุ้นระดับปานกลางอย่างช้า ๆ ไม่รวดเร็วจนเกินไปนั่นเอง

นอกจากนี้ยังพบอีกว่า เมื่อสังเกตการทำหน้าที่ขยายเสียงของเซลล์ขนชั้นนอกของมนุษย์ที่มีการไต่ย่นปกติโดยละเอียด จะพบว่าเสียงกระตุ้นที่มีความดังมาก ๆ จะทำให้ยอดคลื่นของ travelling wave บน basilar membrane กลับมามีลักษณะมนและไม่แหลมเช่นเดิม เสมือนกับเซลล์ขนชั้นนอกไม่ได้ทำหน้าที่ช่วยปรับการขยับ basilar membrane แต่อย่างใด รูปที่ 2.21 แสดงลักษณะยอดคลื่นของ basilar membrane ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ขณะถูกกระตุ้นด้วยเสียงที่มีความดัง 40 dB SPL และ 80 dB SPL จะเห็นว่าที่ตำแหน่ง ก. มีการใช้ความดังระดับปานกลางที่ 40 dB SPL สามารถทำให้ basilar membrane มียอดคลื่นที่แหลมและสูง แสดงถึงความสามารถในการกระตุ้นความถี่บริเวณ basilar membrane ได้เฉพาะเจาะจงอย่างมาก ในทางตรงกันข้าม หากความดังเสียงกระตุ้นที่ดังมากถึง 80 dB SPL จะทำให้ basilar membrane กลับมียอดที่มนและมีความสูงที่ต่ำกว่ามากเมื่อเทียบกับยอดคลื่นที่ถูกกระตุ้นด้วยความดัง 40 dB SPL ซึ่งการทดลองใช้เสียงกระตุ้นที่ระดับความดังต่าง ๆ นี้ แสดงให้เห็นว่า หน้าที่ของเซลล์ขนชั้นนอกในการช่วยให้ travelling wave บริเวณ basilar membrane มียอดคลื่นที่สูงและแหลมได้หมดไป ส่งผลให้ความสามารถในการแยกแยะเสียงที่ละเอียดและเฉพาะเจาะจง (frequency resolution) ในการรับเสียงลดลงไปเมื่อใช้เสียงกระตุ้นที่มีความดังมากเกินไปมากกระตุ้นนั่นเอง⁽¹⁶⁾

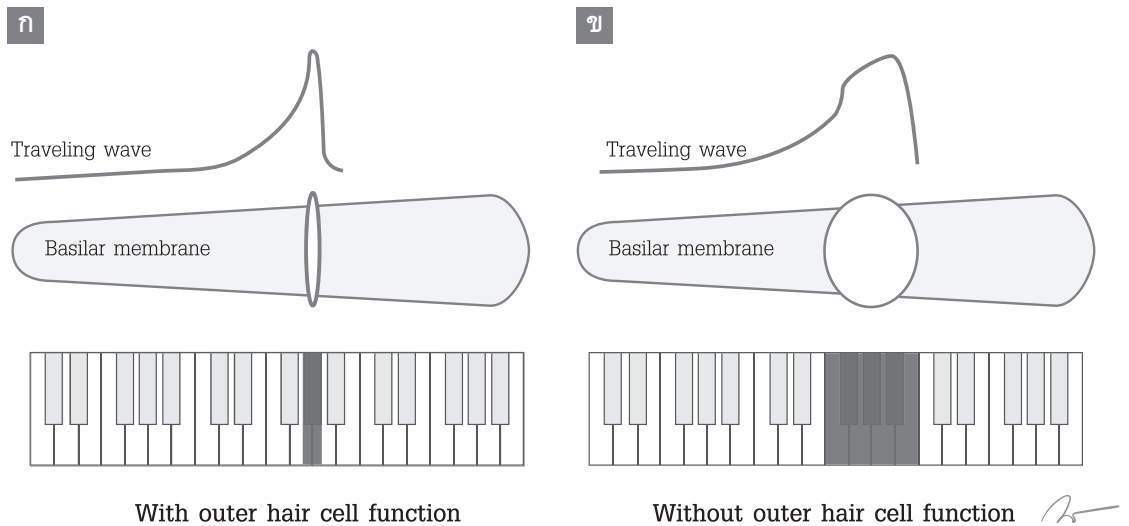


รูปที่ 2.21

ยอดคลื่นของ basilar membrane ผ่านการกระตุ้นด้วยเสียงที่มีความดัง 40 dB SPL และ 80 dB SPL ผ่านการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอก สังเกตที่ตำแหน่ง (ก) มีการใช้ความดังระดับปานกลางที่ 40 dB SPL สามารถทำให้ basilar membrane มียอดคลื่นที่แหลมและสูง ซึ่งแสดงถึงความสามารถในการกระตุ้นความถี่บริเวณ basilar membrane ได้อย่างเฉพาะเจาะจงอย่างมาก ในทางตรงกันข้าม หากใช้ความดังเสียงกระตุ้นที่ดังมากถึง 80 dB SPL ลักษณะของ basilar membrane บริเวณตำแหน่ง (ข) กลับมียอดที่มนและไม่แหลม ซึ่งแสดงถึงความสามารถในการกระตุ้นความถี่บริเวณ basilar membrane มีความเฉพาะเจาะจงลดลงเมื่อใช้เสียงกระตุ้นที่มีความดังมาก ๆ มากกระตุ้น

เพื่อให้ง่ายต่อความเข้าใจ รูปที่ 2.22 แสดงแบนเปียโนจากเสียงโน้ตดนตรีจำนวนหนึ่ง โน้ต และพบการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกที่ช่วยให้ travelling wave บน basilar membrane มียอดคลื่นที่แหลมและสูง สามารถจะรับฟังเสียงของโน้ตตัวนั้นได้อย่างชัดเจน ในทางตรงกันข้าม หากมีความบกพร่องของเซลล์ขนชั้นนอกหรือมีการใช้เสียงกระตุ้นที่ดังมาก ๆ ส่งผลให้ทำให้เซลล์ขนชั้นนอกไม่ทำงาน ส่งผลให้ travelling wave บน basilar membrane มียอดคลื่นที่มนและไม่สูง เปรียบเสมือนมีการเล่นเสียงโน้ตหลายตัวไปพร้อม ๆ กันบนแบนเปียโน ทำให้ไม่สามารถจะแยกแยะเสียงโน้ตตัวใดตัวหนึ่งได้อย่างชัดเจน เป็นต้น

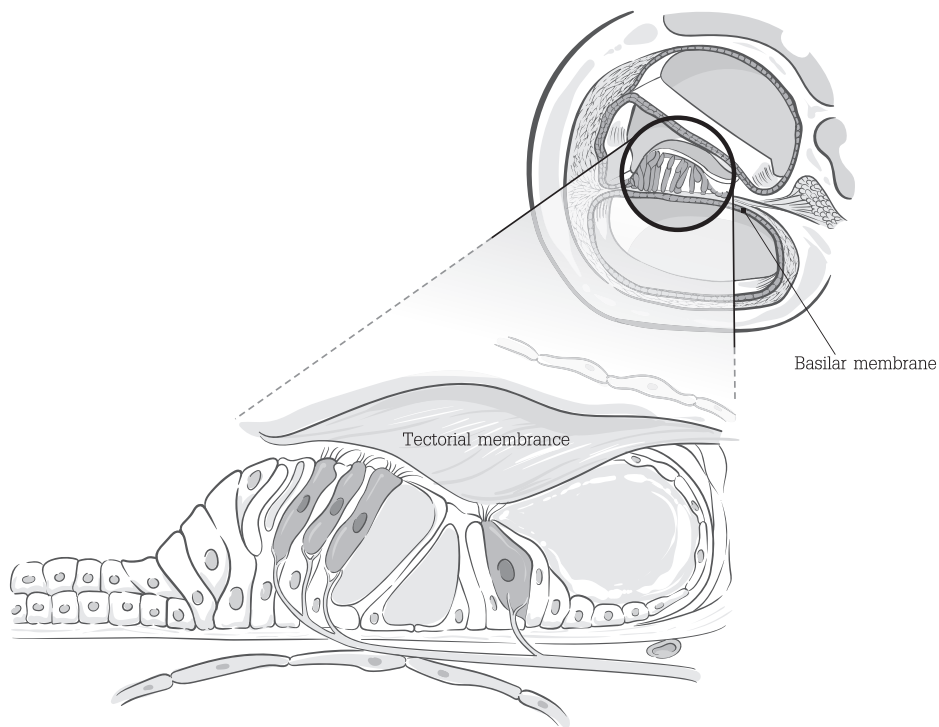
นอกจากเซลล์ขนชั้นนอกที่มีหน้าที่ขยายความดังเสียงของมนุษย์แล้ว เซลล์ขนชั้นใน (inner hair cell) ยังเป็นอีกเซลล์ที่สำคัญในการนำพลังงานเสียงที่เกิดขึ้นบน basilar membrane เข้าสู่ระบบประสาทรับเสียงต่ออีกทอดหนึ่ง (รูปที่ 2.23) ซึ่งตัวการสำคัญที่เกิดการนำเสียงไปสู่ระบบประสาทรับเสียงของมนุษย์ คือ โพแทสเซียม (K^+) ที่ลอยอยู่ใน endolymph ของ scala media และคอยสร้างประจุไฟฟ้าในเซลล์ขนชั้นในเพื่อเหนี่ยวนำให้เกิดการนำสารสื่อประสาทต่าง ๆ ส่งต่อไปยังเซลล์ประสาท (nerve fiber) ของเส้นประสาทรับเสียง (auditory nerve) อีกทอดหนึ่ง สังเกตรูปที่ 2.23 ข จะพบว่าเมื่อ basilar membrane เกิดการเคลื่อนที่ โครงสร้างที่ชื่อว่า “tip-link” ซึ่งอยู่บนยอดของเซลล์ขนชั้นใน จะเกิดการเบนและเปิดช่องให้โพแทสเซียมสามารถไหลเข้าสู่ตัวเซลล์ขนชั้นในมากขึ้น⁽¹⁷⁾



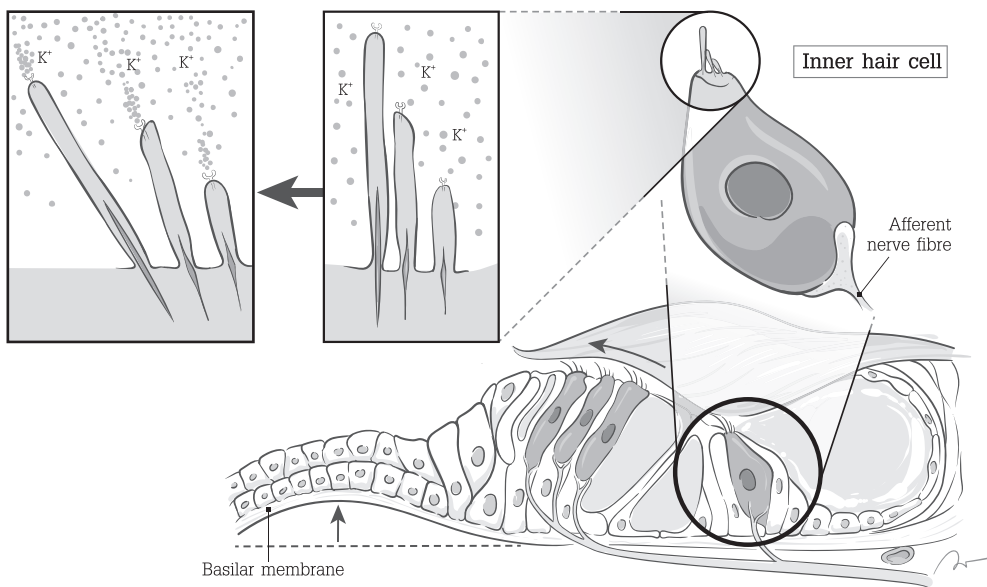
รูปที่ 2.22

แบนเปียโนจากเสียงโน้ตดนตรีจำนวนหนึ่งโน้ต และพบการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกที่ช่วยให้ travelling wave บน basilar membrane มียอดคลื่นที่แหลมสูงและสามารถจะรับฟังเสียงของโน้ตตัวนั้นได้อย่างชัดเจน (ก) ในทางตรงกันข้าม พบความบกพร่องของเซลล์ขนชั้นนอกหรือมีการใช้เสียงกระตุ้นที่ดังมาก ๆ ทำให้เซลล์ขนชั้นนอกไม่ทำงาน ส่งผลให้ travelling wave บน basilar membrane มียอดคลื่นที่มนและไม่สูง เปรียบเสมือนมีการเล่นเสียงโน้ตหลายตัวไปพร้อม ๆ กันบนแบนเปียโน ทำให้ไม่สามารถจะแยกแยะเสียงโน้ตตัวใดตัวหนึ่งได้อย่างชัดเจน (ข)
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

ก



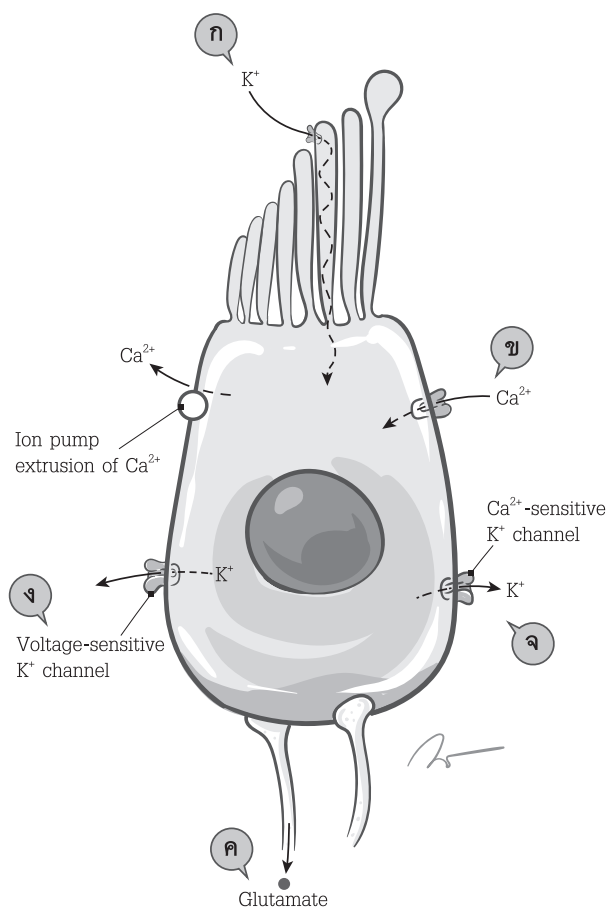
ข



รูปที่ 2.23

(ก) เซลล์ขนชั้นใน (inner hair cell) ที่วางตัวอยู่บน basilar membrane ของ cochlea
 (ข) ลักษณะ tip-link เมื่อ basilar membrane มีการขยับและเบน tip-link ให้มีการเปิดช่องให้โพแทสเซียมเคลื่อนที่เข้าสู่เซลล์ขนชั้นในมากขึ้น
 (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

เมื่อโพแทสเซียมเคลื่อนที่เข้าสู่เซลล์ขนชั้นใน จะทำให้ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ขนชั้นในเพิ่มขึ้น และเกิดการเหนี่ยวนำให้แคลเซียม (Ca^{2+}) เข้าสู่เซลล์ขนชั้นในอีกทอดหนึ่ง ทำให้เกิดการนำกระแสไฟฟ้า (depolarization) มากขึ้นเรื่อย ๆ ซึ่งการเกิด depolarization ในเซลล์ขนชั้นในเหล่านี้ จะไปกระตุ้นให้มีการปล่อยสารสื่อประสาท glutamate ออกจากเซลล์ขนชั้นในไปยังเซลล์ประสาทของเส้นประสาทรับเสียง เพื่อให้เกิดการส่งกระแสประสาทเข้าสู่ระบบประสาทการได้ยินนั่นเอง อย่างไรก็ตาม โครงสร้างของเซลล์ขนชั้นในยังจำเป็นต้องมีการคลายกระแส (repolarization) เพื่อให้กลับไปยังศักย์ไฟฟ้าตั้งต้นก่อนที่โพแทสเซียมจะเข้าสู่เซลล์เช่นกัน ซึ่งการเกิด repolarization ของเซลล์ขนชั้นในนี้ เกิดขึ้นได้จากช่องที่อยู่บริเวณฐานของเซลล์ขนชั้นใน ซึ่งคอยระบายโพแทสเซียมที่เข้ามาในเซลล์ขนชั้นในอยู่เรื่อย ๆ ร่วมกับการที่แคลเซียมเดิมที่ถูกเหนี่ยวนำให้เข้าสู่เซลล์ในช่วงแรกของการเกิด depolarization นั้น สามารถไปกระตุ้นช่องระบายโพแทสเซียมอีกช่องหนึ่งซึ่งอยู่บริเวณฐานของเซลล์ขนชั้นในได้เช่นกัน (รูปที่ 2.24)



รูปที่ 2.24

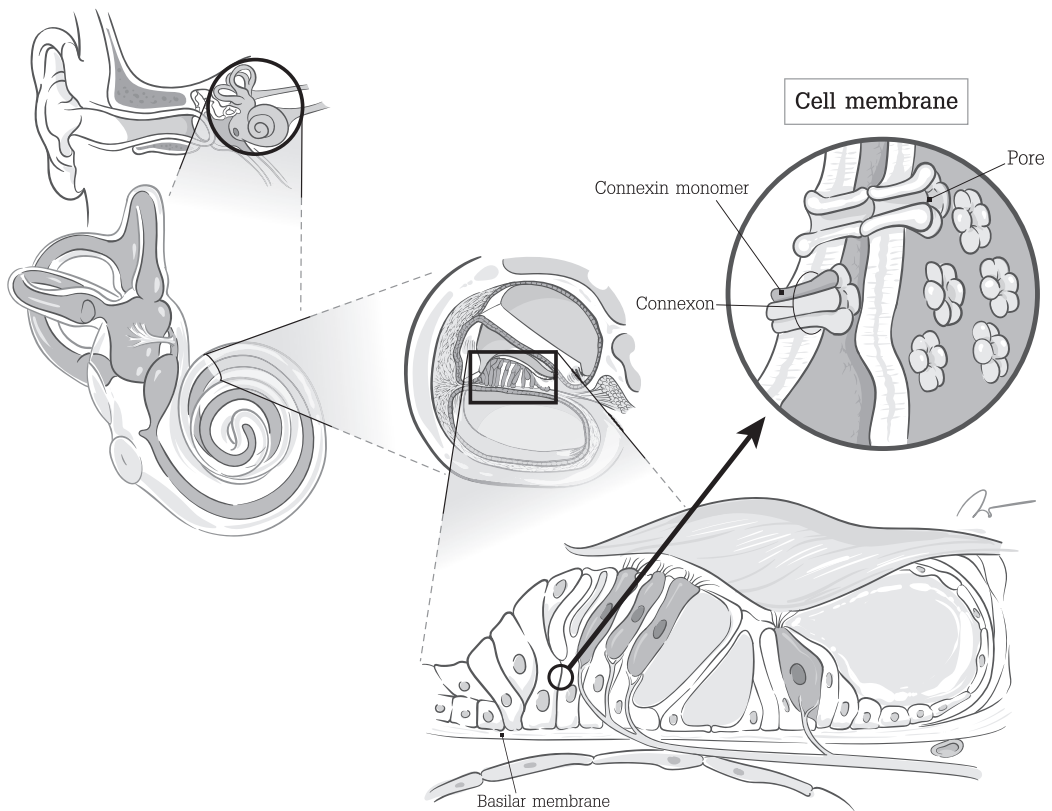
การนำสารสื่อประสาท glutamate ออกจากเซลล์ขนชั้นใน โดยโพแทสเซียมซึ่งลอยอยู่ใน endolymph ของ scala media สังเกตว่า เมื่อโพแทสเซียมเคลื่อนที่เข้าสู่เซลล์ขนชั้นใน (ก) จะทำให้ศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ขนชั้นในเพิ่มขึ้นและเกิดการเหนี่ยวนำให้แคลเซียม (Ca^{2+}) เข้าสู่เซลล์ขนชั้นในอีกทอดหนึ่ง (ข) ทำให้เกิดการนำกระแสไฟฟ้า (depolarization) มากขึ้นเรื่อย ๆ ซึ่งการเกิด depolarization เหล่านี้ในเซลล์ขนชั้นใน จะไปกระตุ้นให้มีการปล่อยสารสื่อประสาท glutamate (ค) ออกจากเซลล์ขนชั้นใน ไปยังเซลล์ประสาทของเส้นประสาทรับเสียง (auditory nerve) เพื่อให้เกิดการส่งกระแสประสาทเข้าสู่ระบบประสาทการได้ยินนั่นเอง อย่างไรก็ตาม โครงสร้างของเซลล์ขนชั้นในยังจำเป็นต้องมีการคลายกระแส (repolarization) เพื่อให้กลับไปยังศักย์ไฟฟ้าตั้งต้นก่อนที่โพแทสเซียมจะเข้าสู่เซลล์เช่นกัน ซึ่งการเกิด repolarization ของเซลล์ขนชั้นในนี้ เกิดขึ้นได้จากช่องที่อยู่บริเวณฐานของเซลล์ขนชั้นใน (ง) ซึ่งคอยระบายโพแทสเซียมที่เข้ามาในเซลล์ขนชั้นในอยู่เรื่อย ๆ ร่วมกับการที่แคลเซียมเดิมที่ถูกเหนี่ยวนำให้เข้าสู่เซลล์ในช่วงแรกของการเกิด depolarization นั้น สามารถไปกระตุ้นช่องระบายโพแทสเซียมอีกช่องหนึ่งซึ่งอยู่บริเวณฐานของเซลล์ขนชั้นใน (จ) ได้เช่นกัน (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)

ดังนั้น เมื่อโร้กี้ตามมีความผิดปกติของโพแทสเซียมใน endolymph ที่เป็นตัวการสำคัญในการนำกระแสประสาทผ่านเซลล์ขนชั้นในนี้ จะส่งผลต่อการรับฟังเสียงของมนุษย์ได้ เช่น การเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องจากพันธุกรรมชนิด autosomal-recessive nonsyndromic hearing impairment ซึ่งเป็นสาเหตุการเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องจากการถ่ายทอดทางพันธุกรรมที่พบได้บ่อยที่สุดในเด็กแรกเกิด^(18,19) พยาธิสภาพที่สำคัญของการสูญเสียการได้ยินจากความผิดปกติของพันธุกรรมในโรคกลุ่มนี้คือ ความผิดปกติของ gene ที่ชื่อว่า “DFNB1” หรืออีกชื่อหนึ่งว่า “gap junction beta 2 (GJB2)” ซึ่งสัญลักษณ์ DFN ย่อมาจาก DeafNess และ B แสดงถึง autosomal-recessive (โดยทั่วไป อักษร A จะใช้สำหรับ autosomal-dominant และ อักษร X จะใช้สำหรับ X-linked inheritance) ส่วนหมายเลข 1 ที่กำกับไว้ในตอนท้ายของคำจะแสดงถึงลำดับการค้นพบตำแหน่งสำคัญต่าง ๆ บน gene นั้น ๆ ซึ่งจะเห็นว่า DFNB1 เป็น gene ในกลุ่มโรค autosomal-recessive nonsyndromic hearing impairment และถูกค้นพบครั้งแรกโดย Guiford และคณะ ในปี ค.ศ. 1994⁽²⁰⁾ เนื่องจาก DFNB1 เป็น gene ที่พบบ่อยที่สุดในโรคกลุ่ม autosomal-recessive nonsyndromic hearing impairment ทำให้ความผิดปกติของ DFNB1 จึงเป็นสาเหตุหลักของความบกพร่องของ gene ที่ส่งผลให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องที่พบบ่อยที่สุดตั้งแต่เด็กแรกเกิดเช่นกัน^(19,21) ซึ่ง gene ชนิดนี้มีหน้าที่ดูแลการสร้างโปรตีนที่ชื่อว่า “connexin 26” โปรตีนนี้มีความสำคัญอย่างมาก เนื่องจากเป็นโครงสร้างหลักเพื่อเป็นช่องต่อระหว่างผนังเซลล์ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์ขนชั้นนอก โดยจะเป็นช่องทางสำคัญให้โพแทสเซียมวิ่งผ่าน ทำให้โพแทสเซียมสามารถถูกนำกลับมาใช้ใหม่ใน scala media ได้เรื่อย ๆ เมื่อโร้กี้ตามที่โปรตีน connexin 26 นี้มีความผิดปกติ ก็จะทำให้โพแทสเซียมไม่ได้ถูกนำกลับมาใช้ใหม่ได้เหมือนเดิม ส่งผลให้ปริมาณโพแทสเซียมลดลงใน endolymph และมีไม่เพียงพอสำหรับการนำกระแสประสาทในหูชั้นใน รูปที่ 2.25 แสดงโปรตีน connexin 26 ฝังอยู่ในผนังเซลล์ที่ชื่อว่า “supporting cell” ซึ่งเป็นเซลล์ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์ขนชั้นนอก มีการศึกษาพบว่า เด็กที่มีความผิดปกติของ gene เหล่านี้ ส่วนใหญ่จะมีการได้ยินบกพร่องในระดับหูตึงขั้นรุนแรง (severe degree) หรือแม้กระทั่งถึงขั้นหูหนวก (profound deafness) และมักจะเป็นก่อนที่เด็กจะเริ่มมีภาษา (prelingual deafness)⁽²²⁾

2. ระบบประสาทรับเสียง

2.1 เซลล์ประสาทของเส้นประสาทรับเสียง: โดยทั่วไป เมื่อมีการปล่อยสารสื่อประสาท glutamate จากเซลล์ขนชั้นใน เซลล์ประสาทของเส้นประสาทรับเสียงจะมีหน้าที่หลักในการตอบสนองต่อสารสื่อประสาท glutamate บริเวณปลายประสาทของเซลล์ขนชั้นใน ซึ่งสารสื่อประสาท glutamate นี้จะกระตุ้นให้มีการไหลเข้าของโซเดียม (Na^+) สู่เซลล์ประสาท และเกิดศักย์ไฟฟ้าเพื่อเหนี่ยวนำให้มีการส่งกระแสประสาท (action potential) ต่อ ๆ กันไปในเซลล์ประสาทของระบบประสาทรับเสียง ซึ่งเป็นหลักการเดียวกับการส่งกระแสประสาทในระบบประสาททั่วไปตามอวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายมนุษย์นั่นเอง (รูปที่ 2.26)

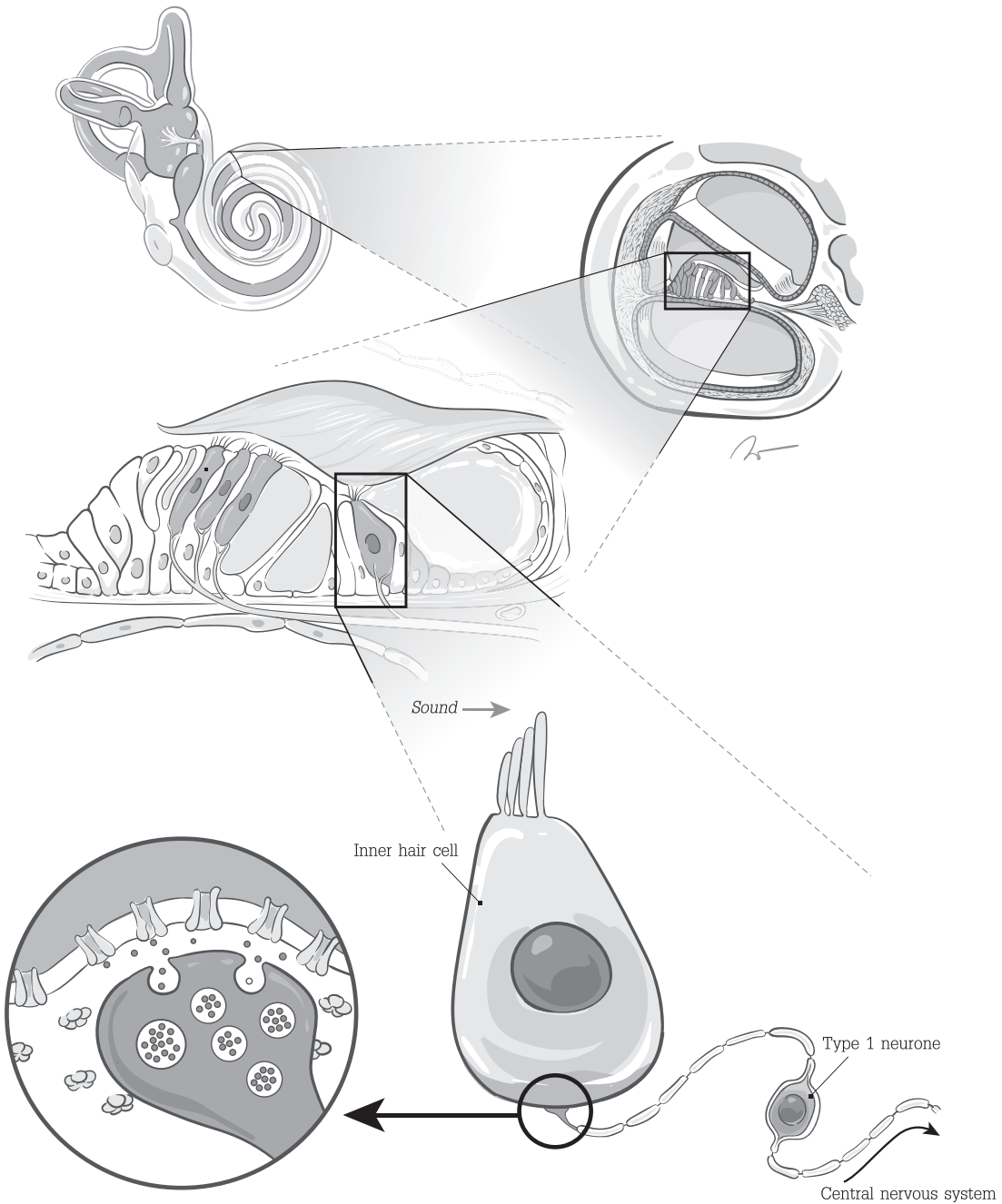




รูปที่ 2.25

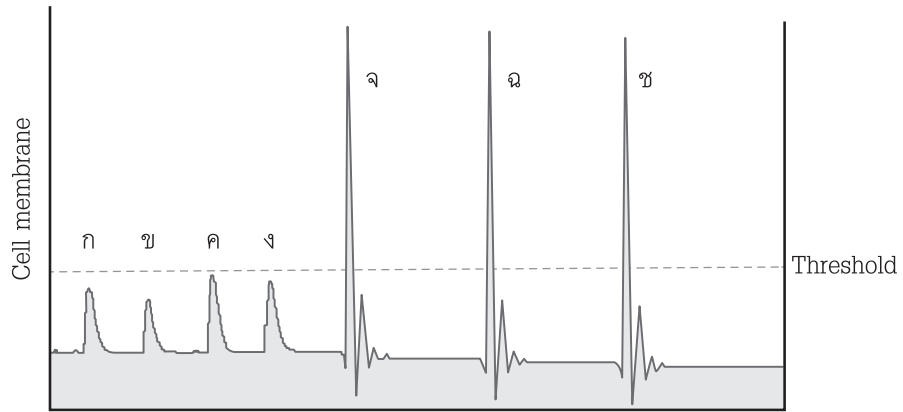
โปรตีน connexin 26 ฝังอยู่ในผนังเซลล์ที่ชื่อว่า “supporting cell” ซึ่งเป็นเซลล์ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์ขนชั้นนอก โดยโปรตีนนี้มีความสำคัญในการเป็นช่องต่อสำคัญระหว่างผนังเซลล์ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์ขนชั้นนอก ซึ่งเป็นทางให้โพแทสเซียมผ่านและถูกนำกลับใช้ใหม่ได้เรื่อย ๆ ใน scala media เมื่อใดก็ตามโปรตีนนี้มีความผิดปกติ ก็จะทำให้โพแทสเซียมไม่ได้ถูกนำกลับใช้ใหม่ ส่งผลให้ปริมาณโพแทสเซียมลดลงใน endolymph และมีไม่เพียงพอสำหรับการนำกระแสประสาทในหูชั้นในได้ (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

Action potential ของเซลล์ประสาทในระบบประสาทรับเสียงของมนุษย์นี้จะขึ้นอยู่กับค่าต่ำสุดที่เซลล์ประสาทจะสามารถตอบสนองได้ (threshold) เสมอ กล่าวคือ เมื่อใดก็ตามที่กระแสประสาทที่เกิดขึ้นมีค่าสูงกว่า threshold ของ action potential ในเซลล์ประสาทนั้น ก็จะเกิดการนำกระแสประสาทส่งต่อกันของเซลล์ประสาทไปได้เรื่อย ๆ ในทางตรงกันข้าม เมื่อใดก็ตามที่กระแสประสาทที่เกิดขึ้นนั้น ไม่ว่าจะกระแสประสาทมากน้อยเท่าใด หากมีค่าต่ำกว่า threshold ของการเกิด action potential ของเซลล์ประสาทแล้ว กระแสประสาทจะไม่มีทางเกิดขึ้นได้ ซึ่งเรียกลักษณะการเกิด action potential ของเซลล์ประสาทในระบบประสาทรับเสียงแบบนี้ว่า “all or none” รูปที่ 2.27 แสดง action potential ที่เกิดขึ้นก็ต่อเมื่อกระแสไฟฟ้ามีมากพอถึง threshold จึงจะกระตุ้นให้เกิดการส่งต่อกระแสประสาทไปในแต่ละเซลล์ประสาทได้ (จ. ฉ. และ ช.) หากกระแสประสาทมีไม่มากพอถึง threshold (ก. ข. ค. และ ง.) ไม่ว่าจะด้วยกระแสประสาทเท่าไร ก็ไม่สามารถจะส่งต่อกระแสประสาทเหล่านั้นไปสู่เซลล์ประสาทอื่น ๆ ได้



รูปที่ 2.26

เซลล์ประสาทของเส้นประสาทรับเสียงจะมีหน้าที่หลักในการตอบสนองต่อสารสื่อประสาท glutamate บริเวณปลายประสาทของเซลล์ขนชั้นใน ซึ่งสารสื่อประสาท glutamate นี้ จะกระตุ้นให้มีการไหลเข้าของโซเดียม (Na^+) สู่มเซลล์ประสาท และเกิดศักย์ไฟฟ้าเพื่อเหนี่ยวนำให้มีการส่งกระแสประสาท (action potential) ต่อ ๆ กันไปในเซลล์ประสาทของระบบประสาทรับเสียง ซึ่งเป็นหลักการเดียวกับการส่งกระแสประสาทในระบบประสาททั่วไปตามอวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายมนุษย์ (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



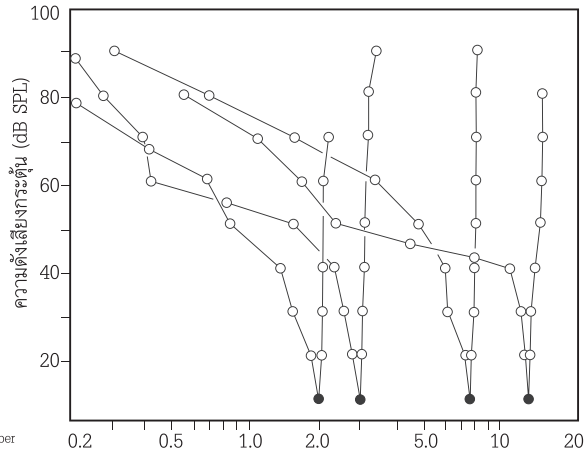
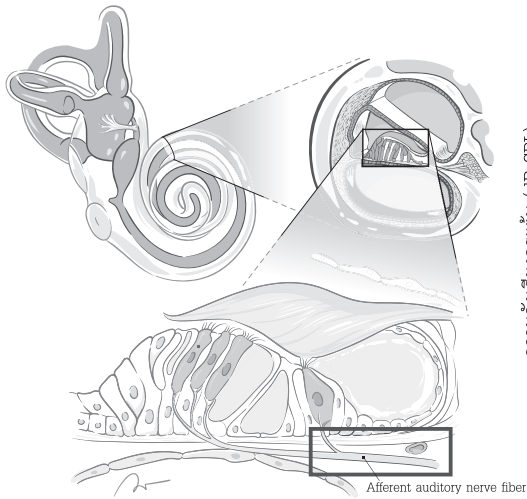
รูปที่ 2.27

action potential ที่เกิดขึ้นก็ต่อเมื่อกระแสไฟฟ้ามีมากพอถึง threshold จึงจะกระตุ้นให้เกิดการส่งต่อกระแสประสาทไปในแต่ละเซลล์ประสาทได้ (จ. ฉ. และ ช.) หากกระแสประสาทมีไม่มากพอถึง threshold (ก. ข. ค. และ ง.) ไม่ว่าจะด้วยกระแสประสาทเท่าไร ก็ไม่สามารถจะส่งต่อกระแสประสาทเหล่านั้นไปสู่เซลล์ประสาทอื่น ๆ ได้

นอกจากนี้ ยังมีการศึกษาเกี่ยวกับการเกิดกระแสประสาทของเซลล์ประสาทรับเสียง และพบว่า การนำกระแสประสาทของเซลล์ประสาทรับเสียงเหล่านี้ ยังสามารถแยกแยะความถี่ของเสียงได้อย่างเฉพาะเจาะจงเช่นเดียวกับหลักการของเซลล์ขนชั้นนอก รูปที่ 2.28 แสดงความละเอียดของความถี่ (frequency resolution) ที่เฉพาะเจาะจงในแต่ละเซลล์ประสาทซึ่งทำหน้าที่รับกระแสประสาทจากเซลล์ขนชั้นในตามตำแหน่งความถี่นั้น ๆ บน basilar membrane สังเกตว่า เซลล์ประสาทที่ดูแลการรับเสียงที่มีความถี่ต่าง ๆ มีความเฉพาะเจาะจงที่สูง ซึ่งเมื่อใช้เสียงที่เบามาก ๆ มากกระตุ้นเซลล์ประสาทที่มีความถี่ตรงกับความถี่ที่เซลล์นั้น ๆ ดูแลอยู่ (characteristic frequency) ก็สามารถเกิดการนำกระแสประสาทในเซลล์ประสาทรับเสียงได้⁽²³⁾

2.1 เซลล์ประสาทใน cochlea: เซลล์ประสาทใน cochlea มีความสำคัญอย่างมากที่จะนำกระแสประสาทต่าง ๆ ที่เกิดใน cochlea เข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง เมื่อมาสังเกตเซลล์ประสาทที่เข้ามาดูแลการทำงานของ cochlea เหล่านี้ จะพบว่า มีเซลล์ประสาทที่สำคัญอยู่ 3 ชนิด ได้แก่ เซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง (afferent auditory nerve fiber) เซลล์ประสาทขาออกจากระบบประสาทส่วนกลาง (efferent auditory nerve fiber หรือ olivocochlear bundle) และเซลล์ประสาทอัตโนมัติ (autonomic nerve fiber)

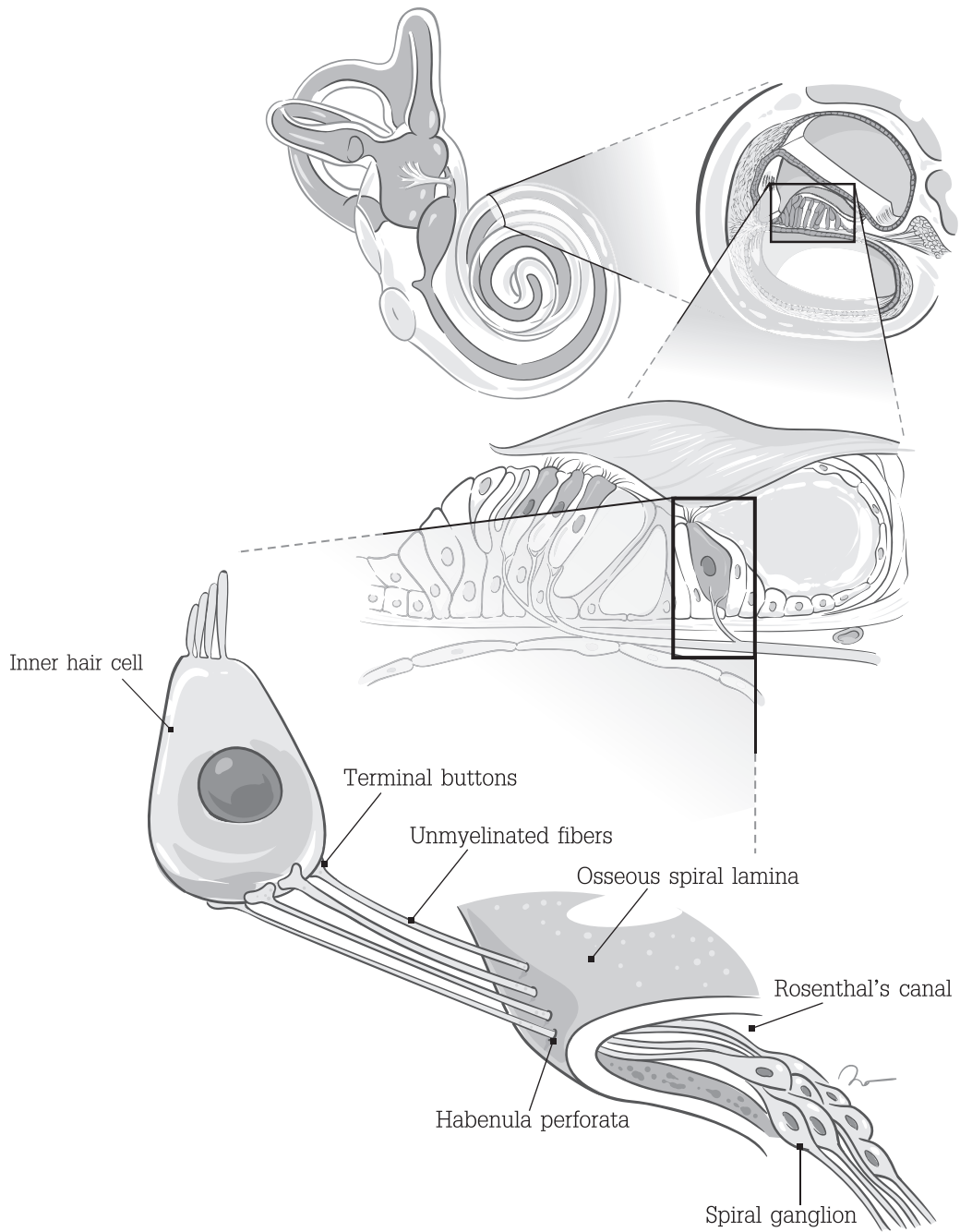
1) เซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง (afferent auditory nerve fiber) เป็นเซลล์ประสาทหลักในการนำกระแสประสาทจาก cochlea เข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง มีลักษณะเป็นเซลล์ประสาทสองขั้ว (bipolar cell) นั่นคือ มีส่วนยื่นออกไปจากตัวเซลล์ทั้งสองข้าง เซลล์เหล่านี้รู้จักกันในนามว่า “spiral ganglion cell” รวมตัวกันฝังอยู่ใน Rosenthal’s canal และคอยรับสารสื่อกระแสประสาท (glutamate) โดยตรงจากเซลล์ขนชั้นใน ดังรูปที่ 2.29 ซึ่ง spiral ganglion cell นี้ จะมีอยู่ประมาณ 30,000 เซลล์ ในเส้นประสาทรับเสียง (auditory nerve หรือ cochlear nerve) ของมนุษย์



รูปที่ 2.28

ความละเอียดของความถี่ (frequency resolution) ที่เฉพาะเจาะจงในแต่ละเซลล์ประสาท จำนวน 4 เซลล์ประสาท ซึ่งทำหน้าที่รับกระแสประสาทจากเซลล์ขนชั้นในตามตำแหน่งความถี่นั้น ๆ บน basilar membrane ลังเกตว่า เซลล์ประสาทที่ดูแลการรับเสียงที่ความถี่ต่าง ๆ มีความเฉพาะเจาะจงสูง ซึ่งเมื่อใช้เสียงที่เบามาก ๆ มากกระตุ้นเซลล์ประสาทที่มีความถี่ตรงกับความถี่ที่เซลล์นั้น ๆ ดูแลอยู่ (characteristic frequency) สามารถเกิดการนำกระแสประสาทในเซลล์ประสาทรับเสียงได้ โดยจุดวงกลมขาวต่าง ๆ บนแต่ละเส้น แสดงถึงความดังต่ำสุดในการที่จะกระตุ้นเซลล์ประสาทที่ความถี่อื่น ๆ ซึ่งไม่ใช่ความถี่ที่เซลล์ประสาทนั้นดูแล ลังเกตว่า จะต้องใช้เสียงที่ดังกว่าเสียงกระตุ้นที่จุดวงกลมดำอย่างมาก (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

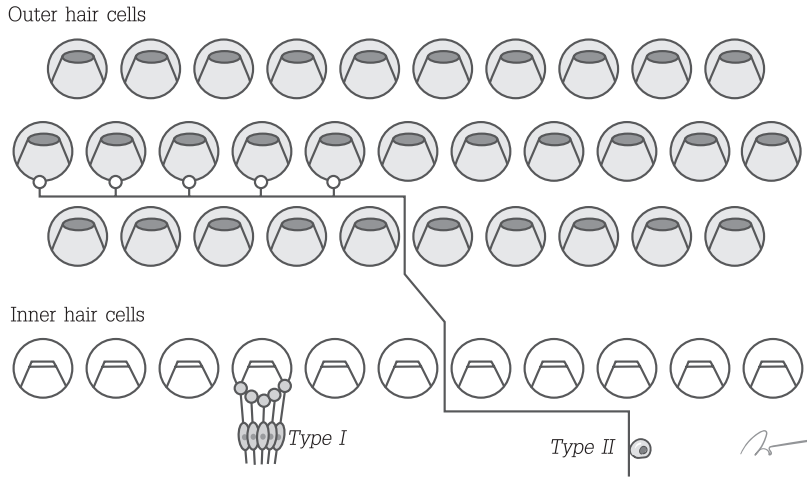
เซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง (afferent auditory nerve fiber) ที่เข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นในจะจัดเป็นเซลล์ประสาทชนิดที่ 1 (type I) และเซลล์ประสาทที่ไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอกจะจัดเป็นเซลล์ประสาทชนิดที่ 2 (type II) โดยเส้นประสาทรับเสียงของมนุษย์จะประกอบไปด้วยเซลล์ประสาทชนิดที่ 1 ถึงร้อยละ 95 และเป็นเซลล์ประสาทชนิดที่ 2 อีกร้อยละ 5⁽²⁴⁾ โดยทั่วไป เซลล์ประสาทชนิดที่ 1 จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นในได้เพียง 1 เซลล์ เท่านั้น ในทางตรงกันข้าม เซลล์ประสาทชนิดที่ 2 จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอกได้หลายเซลล์ (รูปที่ 2.30) ซึ่งเซลล์ประสาทชนิดที่ 2 จำนวนหนึ่งเซลล์จะสามารถไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอกได้ถึง 20-50 เซลล์ ในทางกลับกัน เซลล์ประสาทชนิดที่ 1 จะไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นในได้เพียงหนึ่งเซลล์เท่านั้น อีกทั้ง เซลล์ขนชั้นในยังสามารถที่จะรับเซลล์ประสาทชนิดที่ 1 ได้มากถึง 20 เซลล์ ความเฉพาะเจาะจงในเซลล์ประสาทเหล่านี้แสดงถึงหน้าที่หลักของทั้งเซลล์ขนชั้นในและเซลล์ประสาทชนิดที่ 1 ในการที่จะนำกระแสประสาทและส่งข้อมูลต่าง ๆ จาก cochlea เข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางในการรับฟังเสียง⁽²⁴⁾



รูปที่ 2.29

เซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง (afferent auditory nerve fiber) มีลักษณะเป็นเซลล์ประสาทสองขั้ว (bipolar cell) นั่นคือ มีส่วนยื่นออกไปจากตัวเซลล์ทั้งสองข้าง เซลล์เหล่านี้รู้จักกันในนามว่า “spiral ganglion cell” รวมตัวกันฝังอยู่ใน Rosenthal’s canal และคอยรับกระแสประสาทโดยตรงจากเซลล์ขนชั้นใน

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 2.30

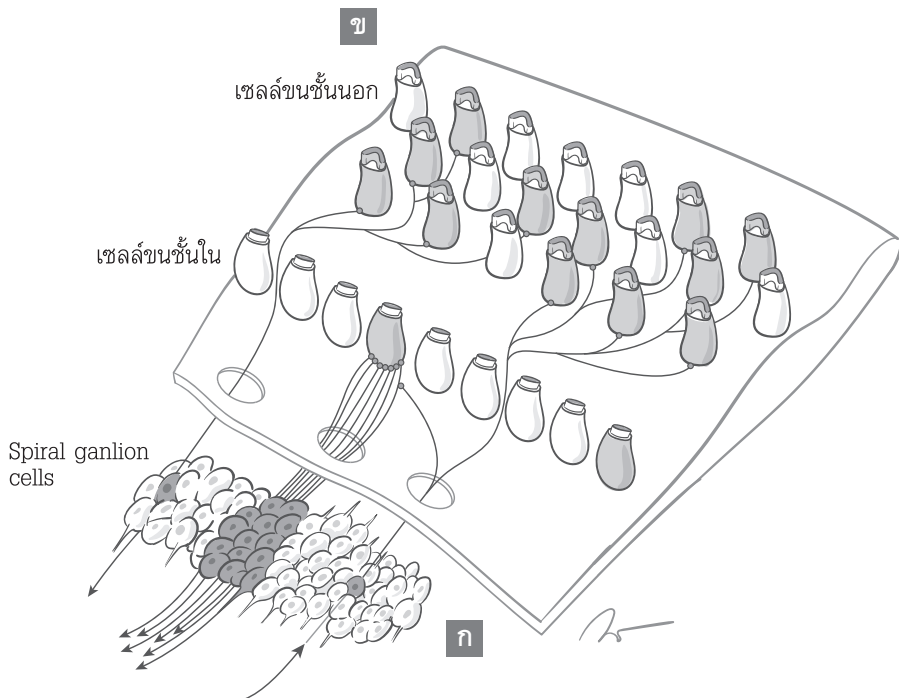
เซลล์ประสาท (afferent auditory nerve fiber) ชนิดที่ 1 (type I) จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นในได้เพียง 1 เซลล์ เท่านั้น ในทางตรงกันข้าม เซลล์ประสาทชนิดที่ 2 จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอกได้หลายเซลล์ สังเกตว่า เซลล์ขนชั้นในสามารถที่จะรับเซลล์ประสาทชนิดที่ 1 ได้หลายเซลล์ ซึ่งเซลล์ขนชั้นในสามารถจะรับเซลล์ประสาทชนิดที่ 1 ได้ถึง 20 เซลล์ ความเฉพาะเจาะจงของเซลล์ประสาทเหล่านี้แสดงถึงหน้าที่หลักของทั้งเซลล์ขนชั้นในและเซลล์ประสาทชนิดที่ 1 ในการที่จะนำกระแสประสาทและส่งข้อมูลต่าง ๆ จาก cochlea เข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางในการรับฟังเสียงของมนุษย์ (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

2) เซลล์ประสาทขาออกจากระบบประสาทส่วนกลาง (efferent auditory nerve fiber หรือ olivocochlear bundle) เป็นเซลล์ที่มีตัวเซลล์อยู่ในนิวเคลียสของ superior olivary complex ที่อยู่บริเวณก้านสมอง และให้แขนงยื่นยาวออกมาจากก้านสมองเพื่อไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอกอีกต่อหนึ่ง⁽²⁵⁾ จำนวนเซลล์ประสาทชนิดนี้มีอยู่ประมาณ 1,600 เซลล์ และจะฝากใยประสาทผ่าน vestibular branch ของเส้นประสาทสมองคู่ที่ 8 (vestibulocochlear nerve) ก่อนเข้าสู่ cochlea เพื่อไปเลี้ยงทั้งเซลล์ขนชั้นในและเซลล์ขนชั้นนอก⁽²⁾ อย่างไรก็ตาม ส่วนใหญ่เซลล์ประสาทขาออกจากระบบประสาทส่วนกลางเหล่านี้จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอกเป็นส่วนใหญ่ มีส่วนน้อยเท่านั้นที่เข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นใน ซึ่งตรงกันข้ามกับการเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนของเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งร้อยละ 95 จะไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นในเป็นหลัก ดังรูปที่ 2.31

เชื่อว่าหน้าที่สำคัญของเซลล์ประสาทขาออกจากระบบประสาทส่วนกลาง คือ การควบคุมการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกเป็นหลัก มีการศึกษาพบว่า การกระตุ้นเส้นประสาท olivocochlear bundle ในหูด้านตรงข้าม สามารถที่จะเห็นการทำงานของเซลล์ขนชั้นในและลักษณะการเคลื่อนไหวของ basilar membrane ได้ทั้งในสัตว์ทดลองและในมนุษย์^(26,27) อีกทั้ง ยังมีการศึกษาพบว่า การกระตุ้นเส้นประสาทเหล่านี้ยังส่งผลให้เกิดการเคลื่อนไหวของ basilar membrane เปลี่ยนแปลงไป อีกทั้งยังสามารถวัดพลังงานเสียงซึ่งสร้างมาจากเซลล์ขนชั้นนอก (otoacoustic emission) เกิดการเปลี่ยนแปลงได้อีกด้วย⁽²⁸⁾ รูปที่ 2.32 แสดงเซลล์ประสาทจาก olivocochlear bundle ที่ให้ใยประสาทมาเลี้ยงทั้งเซลล์ขนชั้นในและเซลล์ขนชั้นนอก

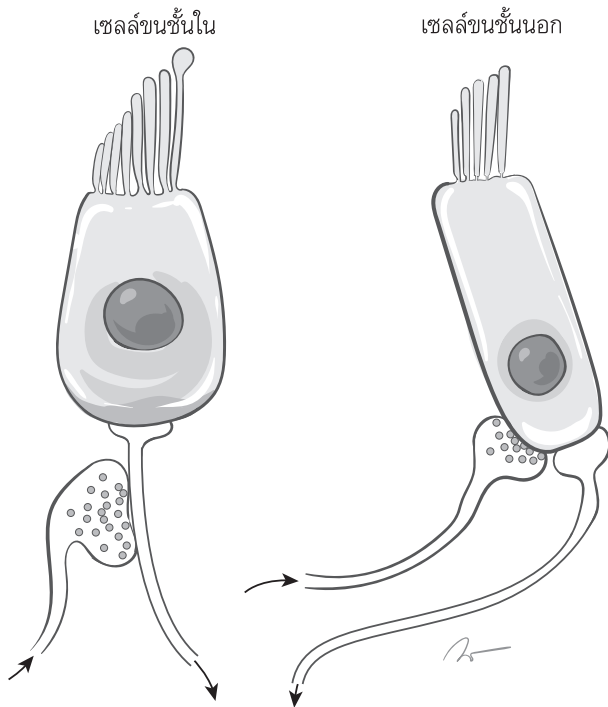
สังเกตว่า โยประสาทที่เลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอก จะไปยึดเกาะที่ตัวเซลล์ขนชั้นนอกโดยตรง (presynaptic connection, ก) ทำให้สามารถจะควบคุมการขยับเซลล์ขนชั้นนอกเพื่อให้เกิด active cochlear mechanic ได้ แต่โยประสาทที่เลี้ยงเซลล์ขนชั้นใน จะไปยึดเกาะที่เยื่อของเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทแทน (post-synaptic connection, ข) อีกต่อหนึ่ง ปัจจุบันเชื่อว่าสารสื่อประสาทที่สำคัญในการนำกระแสประสาทจากระบบประสาทส่วนกลางมาควบคุมเซลล์ขนเหล่านี้ คือ acetylcholine⁽²⁾

3) เซลล์ประสาทอัตโนมัติ (autonomic nerve fiber) เป็นเซลล์ประสาทสำคัญในการควบคุมระบบหลอดเลือดต่าง ๆ ที่มาเลี้ยง cochlea เส้นเลือดแดงสำคัญที่มาเลี้ยงได้แก่ common cochlear artery, vestibulocochlear artery และ main cochlear artery (รูปที่ 2.33) ซึ่งเซลล์ประสาทอัตโนมัติ โดยเฉพาะ เซลล์ประสาทชนิด adrenergic sympathetic nerve fiber มีหน้าที่ควบคุมให้การไหลเวียนเลือดแดงเข้าสู่ cochlea อย่างเพียงพอ เมื่อไรก็ตาม ระบบการทำงานของเซลล์ประสาทเหล่านี้ถูกรบกวน จะส่งผลให้การไหลเวียนเลือดแดงเข้าสู่ cochlea ลดลงได้⁽²⁹⁾



รูปที่ 2.31

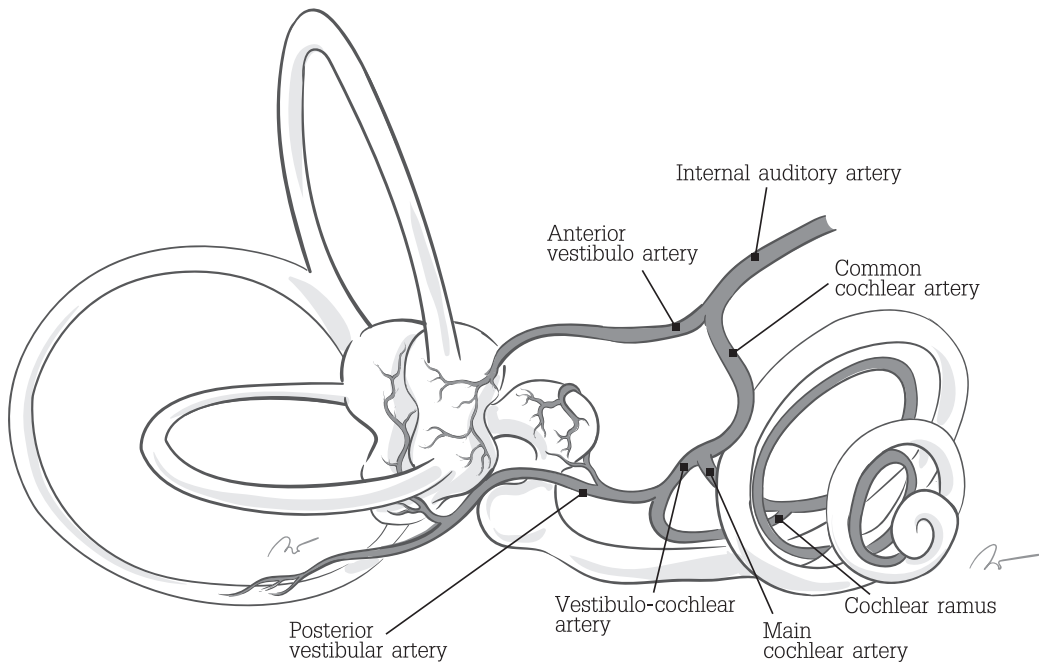
เซลล์ประสาทขาออกจากระบบประสาทส่วนกลาง (efferent auditory nerve fiber หรือ olivocochlear bundle) จะฝากโยประสาทผ่าน vestibular branch ของเส้นประสาทสมองคู่ที่ 8 (vestibulocochlear nerve) ก่อนเข้าสู่ cochlea เพื่อไปเลี้ยงทั้งเซลล์ขนชั้นในและเซลล์ขนชั้นนอก (ก) อย่างไรก็ตาม ส่วนใหญ่เซลล์ประสาทขาออกจากระบบประสาทส่วนกลางเหล่านี้ จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอกเป็นส่วนใหญ่ มีส่วนน้อยเท่านั้นที่เข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นใน ซึ่งตรงกันข้ามกับการเข้าไปเลี้ยงเซลล์ขนของเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งร้อยละ 95 จะไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นในเป็นหลัก (ข)
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 2.32

เซลล์ประสาทจาก olivocochlear bundle ที่ให้ใยประสาทมาเลี้ยงทั้งเซลล์ขนชั้นในและเซลล์ขนชั้นนอก ลังเกตว่า เซลล์ประสาทที่เลี้ยงเซลล์ขนชั้นนอก จะไปยึดเกาะที่ตัวเซลล์ขนชั้นนอกโดยตรง (presynaptic connection, ก) แต่เซลล์ประสาทที่เลี้ยงเซลล์ขนชั้นใน จะไปยึดเกาะที่ส่วนยื่นของเซลล์ประสาทเข้าสู่ระบบประสาทอีกต่อหนึ่ง (postsynaptic connection, ข)

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

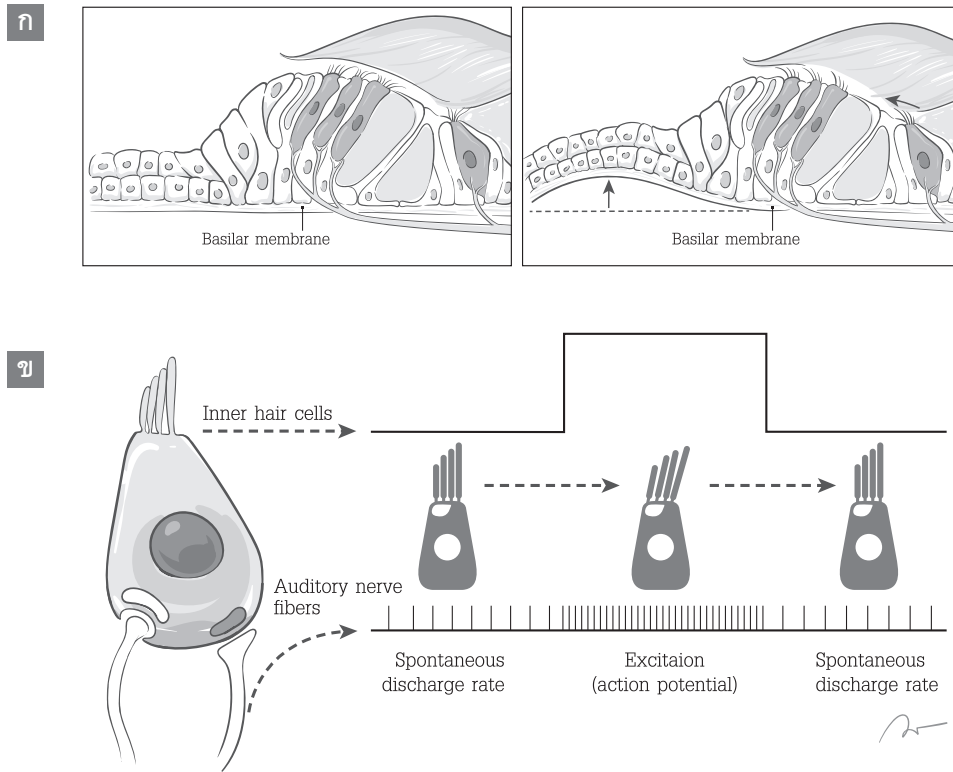


รูปที่ 2.33

เส้นเลือดแดงสำคัญที่มาเลี้ยง cochlea ได้แก่ common cochlear artery, vestibulocochlear artery และ main cochlear artery ซึ่งเลือดแดงที่ไหลเวียนในเส้นเลือดเหล่านี้ จะถูกควบคุมโดยเซลล์ประสาทอัตโนมัติ โดยเฉพาะเซลล์ประสาทชนิด adrenergic sympathetic nerve fiber มีหน้าที่ควบคุมให้การไหลเวียนเลือดแดงเข้าสู่ cochlea อย่างเพียงพอ

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

2.2 การถอดรหัสของเซลล์ประสาท: โดยทั่วไป เมื่อมีพลังงานเสียงเกิดขึ้นในหูชั้นใน พลังงานเหล่านี้จะส่งผลให้ basilar membrane มีการขยับจนเหนียวทำให้เกิด travelling wave เพื่อกระตุ้น เซลล์ขนชั้นในต่ออีกทอดหนึ่ง ดังนั้น จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่เซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วน กลางจะต้องทำหน้าที่แปลงสัญญาณและถอดรหัสข้อมูลต่าง ๆ ได้เป็นอย่างดี เพื่อจะส่งกระแสประสาทรวม ทั้งข้อมูลเหล่านั้นใน cochlea เข้าสู่สมองได้อย่างแม่นยำและครบถ้วน รูปที่ 2.34 แสดงการแปลงสัญญาณ ของเซลล์ประสาทเมื่อได้รับการกระตุ้นจากเซลล์ขนชั้นในผ่านสารสื่อประสาท glutamate สังเกตว่า เมื่อยังไม่มีการกระตุ้นเซลล์ประสาทใด ๆ เซลล์ประสาทจะมีการปล่อยกระแสประสาท หรือ action potential อยู่ ระดับหนึ่งอยู่แล้ว ซึ่งเรียก action potential ที่เกิดขึ้นเหล่านี้ว่า “spontaneous discharge rate” เมื่อไร ก็ตามที่มีการกระตุ้นเซลล์ประสาทเกิดขึ้น อัตราการปล่อยกระแสประสาท หรือ action potential จะเพิ่มขึ้น อย่างชัดเจน



รูปที่ 2.34

ลักษณะ tip-link เมื่อ basilar membrane มีการขยับและเบน tip-link ให้มีการเปิดช่องให้โพแทสเซียม เคลื่อนที่เข้าสู่เซลล์ขนชั้นในมากขึ้น จนเหนียวทำให้เกิดการกระตุ้นเซลล์ขนชั้นใน (ก) และการแปลง สัญญาณของเซลล์ประสาทเมื่อได้รับการกระตุ้นจากเซลล์ขนชั้นในผ่านสารสื่อประสาท glutamate สังเกตว่า เมื่อยังไม่มีการกระตุ้นเซลล์ประสาทใด ๆ เซลล์ประสาทจะมีการปล่อยกระแสประสาท หรือ action potential อยู่ระดับหนึ่งอยู่แล้ว ซึ่งเรียก action potential ที่เกิดขึ้นเหล่านี้ว่า “spontaneous discharge” เมื่อไรก็ตามที่มีการกระตุ้นเซลล์ประสาทเกิดขึ้น อัตราการปล่อยกระแสประสาท หรือ action potential จะเพิ่มขึ้นอย่างชัดเจน (ข)

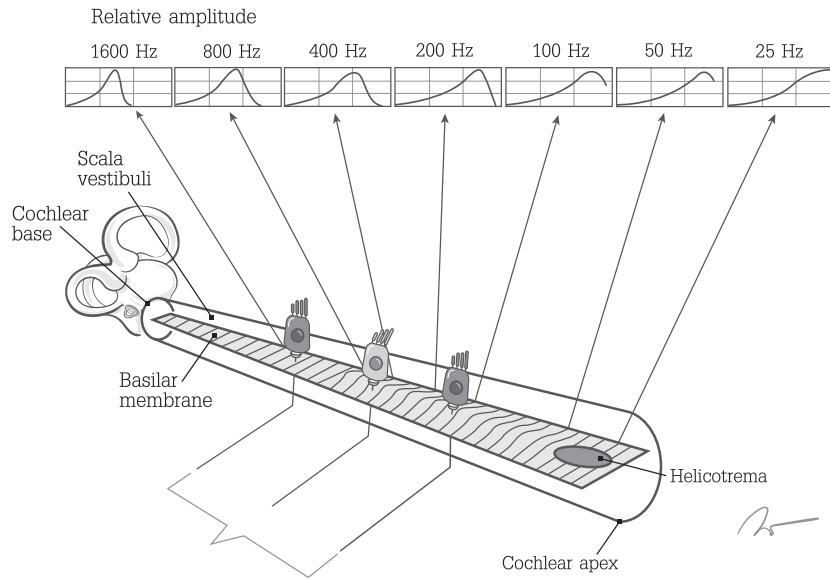
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

ปัจจุบัน เชื่อว่ามี 2 หลักการสำคัญของเซลล์ประสาทในการถอดรหัสเสียงที่มากระตุ้น เซลล์ขนชั้นใน ได้แก่ place coding และ temporal coding

1) Place coding เป็นการถอดรหัสของเซลล์ประสาทจากหลักการที่ว่า เซลล์ขนชั้นในบน basilar membrane มีการเรียงตัวที่สัมพันธ์กับเซลล์ประสาทที่มีหน้าที่ดูแลการส่งกระแสประสาทอย่างเฉพาะเจาะจงบริเวณส่วนยอด (ความถี่ต่ำ ๆ) และส่วนฐานของ cochlea (ความถี่สูง ๆ) ไปด้วยกัน ตลอดแนว basilar membrane กล่าวคือ เมื่อไรก็ตามที่เซลล์ขนชั้นในบริเวณส่วนยอดของ cochlea มีการทำงาน โยของเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางที่ยึดเกาะกับเซลล์ขนชั้นในบริเวณนั้นก็ทำงานเช่นกัน ทำให้ระบบประสาทส่วนกลางสามารถจะแยกแยะและถอดรหัสได้ชัดเจนว่า กระแสประสาทเหล่านี้มาจากส่วนยอดของ cochlea ซึ่งเป็นข้อมูลสำหรับเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ นั่นเอง เช่นเดียวกับกรณีที่เซลล์ขนชั้นในบริเวณส่วนฐานของ cochlea มีการทำงาน โยของเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางที่ยึดเกาะกับเซลล์ขนชั้นในบริเวณนั้นก็ทำงานเช่นกัน ทำให้ระบบประสาทส่วนกลางสามารถจะแยกแยะและถอดรหัสได้ชัดเจนว่า กระแสประสาทเหล่านี้มาจากส่วนฐานของ cochlea ซึ่งเป็นข้อมูลสำหรับเสียงที่มีความถี่สูง ๆ ดังนั้น จะเห็นว่า ลักษณะเฉพาะและพิเศษของ basilar membrane ตั้งแต่ฐานถึงยอดใน cochlea จึงเป็นตัวช่วยกำหนดการถอดรหัสต่าง ๆ ของมนุษย์ในการที่จะรับฟังเสียงที่มีความถี่ต่าง ๆ ได้ตั้งแต่ระดับของหูชั้นใน ก่อนจะเข้าสู่ระดับประสาทส่วนกลาง (รูปที่ 2.35)

2) Temporal coding เป็นการถอดรหัสของเซลล์ประสาทจากหลักการที่ว่า ช่วงเวลาและอัตราการกระตุ้นของเซลล์ขนชั้นในจะส่งผลการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งการถอดรหัสลักษณะ temporal coding นี้ เห็นได้ชัดเจนจากการที่เซลล์ประสาทแปลงสัญญาณความถี่และความดังที่ระดับต่าง ๆ ของเสียงที่เข้ากระตุ้นมาหูชั้นในที่แตกต่างกันไป

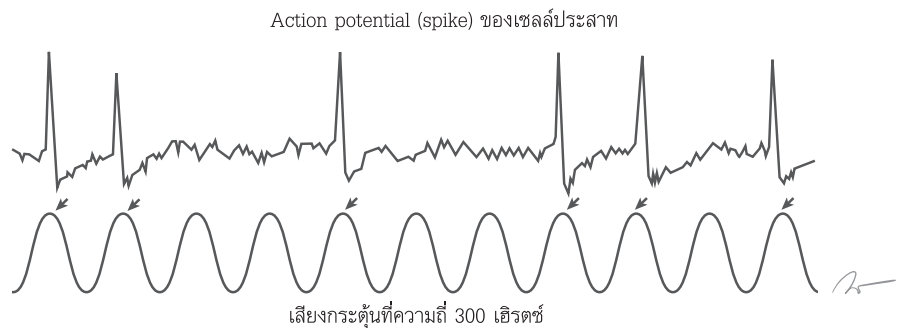
การแปลงสัญญาณเสียงของเซลล์ประสาทที่ความถี่ต่าง ๆ จะอาศัยข้อมูลของช่วงเวลาและอัตราการปล่อยกระแสประสาทที่แตกต่างกันออกไปตามความถี่ต่าง ๆ ของเสียงกระตุ้น ซึ่งปริมาณความถี่ของเสียงกระตุ้นเหล่านี้จะสัมพันธ์โดยตรงกับอัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาท กล่าวคือ หากเสียงที่มีความถี่ต่ำมากระตุ้น อัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทจะต่ำในทางตรงกันข้าม หากเสียงที่มีความถี่สูงมากกระตุ้น จะทำให้อัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทเพิ่มสูงขึ้นตามความถี่ของเสียงกระตุ้น ดังนั้นจะเห็นว่า อัตราการปล่อยกระแสประสาทจะสัมพันธ์โดยตรงกับปริมาณความถี่ของเสียงที่มากระตุ้นหูชั้นในนั่นเอง ทำให้ระบบประสาทส่วนกลางสามารถจะรับข้อมูลจากการแปลงสัญญาณและถอดรหัสเสียงที่ความถี่ต่าง ๆ ผ่านช่วงเวลาของการเกิด action potential หรือ ผ่านอัตราการปล่อยกระแสประสาทได้ รูปที่ 2.36 แสดงการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทเมื่อมีการกระตุ้นหูชั้นในด้วยเสียงที่มีความถี่ที่ต่ำ ๆ เช่น เสียงกระตุ้นที่ความถี่ 300 เฮิรตซ์ ซึ่งจะทำให้เซลล์ประสาทมีการปล่อยกระแสประสาท หรือ action potential ด้วยอัตราความเร็วระดับหนึ่งและจะพอดีกับยอดคลื่นเสียงที่มากระตุ้นเสมอ อย่างไรก็ตาม ในกรณีที่เสียงกระตุ้นมีความถี่สูงมาก ๆ เช่น เสียงที่มีความถี่สูงกว่า 1,000 เฮิรตซ์ หรือ 2,000 เฮิรตซ์ อัตราการปล่อยกระแสประสาท หรือ action potential จะไม่สม่ำเสมอและการปล่อยกระแสประสาทเหล่านี้จะไม่สัมพันธ์พอดีกับลูกคลื่นของเสียงกระตุ้นอีกต่อไป



รูปที่ 2.35

เซลล์ขนชั้นใน basilar membrane มีการเรียงตัวที่สัมพันธ์กับเซลล์ประสาทที่มีหน้าที่ดูแลการส่งกระแสประสาทอย่างเฉพาะเจาะจงบริเวณส่วนยอด (ความถี่ต่ำ ๆ) และส่วนฐานของ cochlea (ความถี่สูง ๆ) ไปด้วยกันตลอดแนว basilar membrane เมื่อไรก็ตามที่เซลล์ขนชั้นในบริเวณส่วนยอดของ cochlea มีการทำงาน โยของเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางที่ยึดเกาะกับเซลล์ขนชั้นในบริเวณนั้นก็ทำงานเช่นกัน ทำให้ระบบประสาทส่วนกลางสามารถจะแยกแยะและถอดรหัสได้ชัดเจนว่า กระแสประสาทเหล่านี้มาจากส่วนยอดของ cochlea ซึ่งเป็นข้อมูลสำหรับเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ เช่นเดียวกับกรณีที่เซลล์ขนชั้นในบริเวณส่วนฐานของ cochlea มีการทำงาน โยของเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางที่ยึดเกาะกับเซลล์ขนชั้นในบริเวณนั้นก็ทำงานเช่นกัน ทำให้ระบบประสาทส่วนกลางสามารถจะแยกแยะและถอดรหัสได้ชัดเจนว่า กระแสประสาทเหล่านี้มาจากส่วนฐานของ cochlea ซึ่งเป็นข้อมูลสำหรับเสียงที่มีความถี่สูง ๆ

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

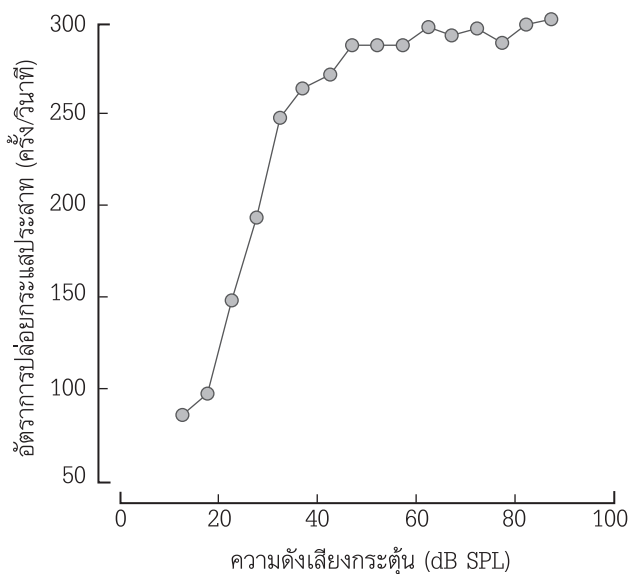


รูปที่ 2.36

การปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทเมื่อกระตุ้นหูชั้นในด้วยเสียงที่มีความถี่ 300 เฮิรตซ์ ซึ่งทำให้เซลล์ประสาทปล่อยกระแสประสาท หรือ action potential ด้วยอัตราความเร็วระดับหนึ่งและจะพอดีกับยอดคลื่นของเสียงกระตุ้นเสมอ (ลูกศร) แม้ว่าบางครั้งการปล่อย action potential ของเซลล์ประสาทเหล่านี้อาจจะไม่เกิดขึ้นทุกลูกคลื่นของเสียงกระตุ้นก็ตาม

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

สำหรับการแปลงสัญญาณเสียงของเซลล์ประสาทที่ระดับความดังต่าง ๆ จะอาศัยข้อมูลของอัตราการปล่อยกระแสประสาทที่แตกต่างกันออกไปตามระดับความดังนั้น ๆ ของเสียงกระตุ้นซึ่งปริมาณความดังของเสียงกระตุ้นเหล่านี้จะสัมพันธ์โดยตรงกับอัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาท กล่าวคือ หากมีเสียงที่ความดังต่ำ ๆ มากกระตุ้น อัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทจะมีอัตราที่ต่ำ ในทางตรงกันข้าม หากเสียงที่มีความดังมาก ๆ มากกระตุ้น จะทำให้อัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทเพิ่มสูงขึ้นตามความดังของเสียงกระตุ้นนั้น ๆ ซึ่งจะเห็นว่า อัตราการปล่อยกระแสประสาทจะสัมพันธ์โดยตรงกับระดับความดังของเสียงที่มากระตุ้นหูชั้นในนั่นเอง ทำให้ระบบประสาทส่วนกลางสามารถจะรับข้อมูลจากการแปลงสัญญาณและถอดรหัสเสียงที่ความดังต่าง ๆ ผ่านอัตราการปล่อยกระแสประสาทหรือ action potential ได้ อย่างไรก็ตาม เซลล์ประสาทจะมีอัตราการปล่อยกระแสประสาทสูงสุดจำกัดอยู่ค่า ๆ หนึ่ง และจะไม่สามารถปล่อยกระแสประสาทในอัตราที่เร็วกว่าค่านี้ได้อีกต่อไปแม้ว่าจะใช้เสียงที่มีความดังมากขึ้นไปเรื่อย ๆ มากกระตุ้นก็ตาม รูปที่ 2.37 แสดงอัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทที่สูงขึ้นสัมพันธ์โดยตรงกับความดังของเสียงกระตุ้นที่ดังขึ้น อย่างไรก็ตาม เซลล์ประสาทเหล่านี้จะมีความสามารถในการที่จะเพิ่มอัตราการปล่อยกระแสประสาทแตกต่างกันออกไป บางกลุ่มเซลล์ประสาทสามารถเพิ่มอัตราการปล่อยกระแสได้เมื่อเสียงกระตุ้นมีความดังมากขึ้นกว่าเดิมประมาณ 25 dB หลังจากนั้น อัตราการปล่อยกระแสประสาทจะไม่สามารถเพิ่มขึ้นได้อีกต่อไปแม้ว่าความดังเสียงกระตุ้นจะมากขึ้นไปเรื่อย ๆ ก็ตาม หรือบางกลุ่มเซลล์ประสาทอาจจะสามารถเพิ่มอัตราการปล่อยกระแสได้เมื่อเสียงกระตุ้นมีความดังมากขึ้นกว่าเดิมประมาณ 40 dB หลังจากนั้น อัตราการปล่อยกระแสประสาทจะไม่สามารถเพิ่มขึ้นได้อีกต่อไปแม้ว่าความดังเสียงกระตุ้นจะมากขึ้นก็ตาม^(30,31)



รูปที่ 2.37

อัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาท (แกน y) เมื่อมีการกระตุ้นเสียงที่ระดับความดังต่าง ๆ (แกน x) สังเกตว่า เซลล์ประสาทจะมีอัตราการปล่อยกระแสประสาทเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ เมื่อมีการเพิ่มความดังเสียงกระตุ้นมากขึ้นตั้งแต่ 10 จนถึงประมาณ 50-60 dB SPL อย่างไรก็ตาม เมื่อความดังเสียงกระตุ้นเพิ่มขึ้นมากกว่า 50-60 dB SPL อัตราการปล่อยกระแสประสาทของเซลล์ประสาทจะคงที่ประมาณ 240-250 ครั้งต่อวินาทีและไม่สามารถจะเพิ่มขึ้นได้อีกต่อไป

นอกจากนี้ หากมาพิจารณาอัตราการปล่อยกระแสประสาท หรือ action potential ของเซลล์ประสาท ในกรณีที่เสียงกระตุ้นมีความดังมาก ๆ ก็พบว่า เสียงกระตุ้นที่มีความดังมาก ๆ จะทำให้ยอดคลื่นของ travelling wave บน basilar membrane กลับมามีลักษณะมนและไม่แหลมเหมือนกับกรณีที่ใช้เสียงที่เบาน้อยกว่า ซึ่งการใช้เสียงเบามากระตุ้นนั้น เซลล์ขนชั้นนอกยังสามารถช่วยปรับยอด travelling wave บน basilar membrane ให้มีความแหลม (active cochlear mechanic) และส่งผลให้มีความสามารถในการแยกแยะเสียงที่ละเอียดและเฉพาะเจาะจง (frequency resolution) ได้ดีดังที่กล่าวไว้แล้วในเบื้องต้น ดังนั้น เมื่อมีเสียงกระตุ้นที่ดังมาก ๆ มากกระตุ้นหูชั้นใน ย่อมจะทำให้จำนวนเซลล์ขนชั้นในบน basilar membrane ถูกกระตุ้นเพิ่มขึ้นจากยอด travelling wave ที่มันมากขึ้น (รูปที่ 2.21) ส่งผลให้เซลล์ประสาทที่ไต่ไปเลี้ยงเซลล์ขนชั้นในเหล่านั้น ถูกกระตุ้นและส่งกระแสประสาทเพิ่มมากขึ้นตามไปด้วย ดังนั้น หลักการของ temporal coding ในการถอดรหัสของเซลล์ประสาทเมื่อมีเสียงที่ดังเพิ่มขึ้นมากระตุ้น จะอาศัยข้อมูลจากการที่เซลล์ประสาทมีการปล่อยกระแสประสาทนั้น ๆ ในอัตราที่เพิ่มขึ้น อีกทั้งจำนวนเซลล์ประสาทที่ถูกกระตุ้น มีจำนวนมากขึ้นกว่าเดิมจากการที่ basilar membrane มียอดที่มันมากกว่าเดิม จึงช่วยให้มีการปล่อยกระแสประสาททั้งหมดได้เพิ่มขึ้นนั่นเอง

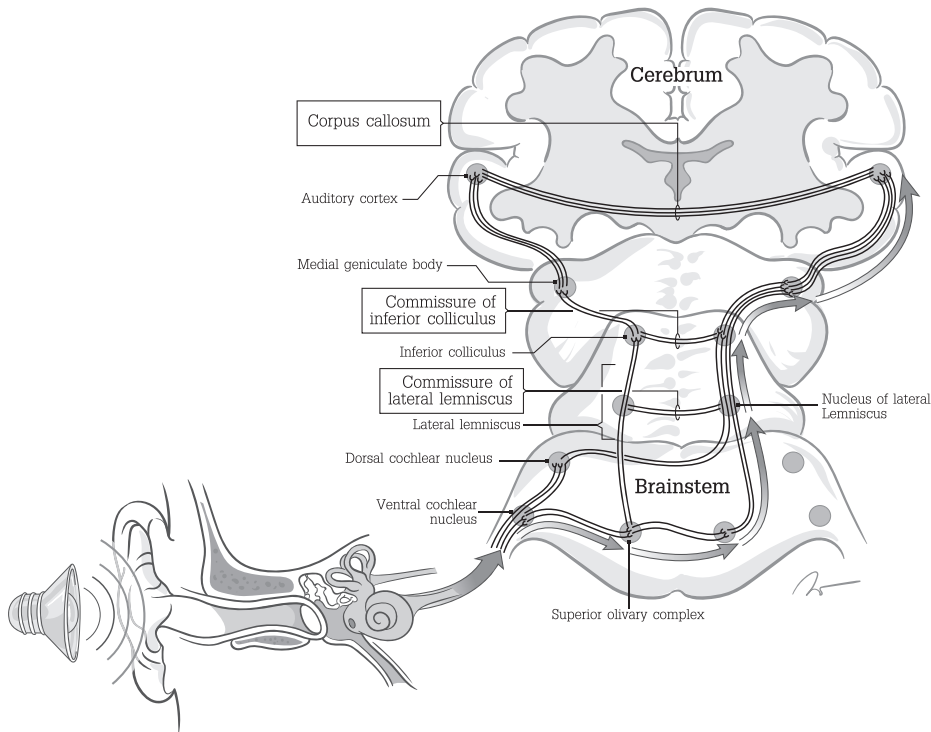
3. การทำหน้าที่ของระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียง

ระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียงมีหน้าที่ในการนำข้อมูลจาก cochlea ของหูชั้นในมาวิเคราะห์และแยกแยะว่าข้อมูลใดสำคัญหรือข้อมูลใดไม่สำคัญ เพื่อจะได้ใช้ประโยชน์ข้อมูลเหล่านั้นอย่างมีประสิทธิภาพ โดยเฉพาะการที่จะทราบว่าเสียงใดเป็นเสียงพูดหรือเสียงที่ต้องการจะรับฟัง หรือเสียงใดเป็นเสียงรบกวนและส่งผลกระทบต่อคุณภาพของเสียงที่ต้องการจะรับฟัง ระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียง จะทำหน้าที่คอยแยกแยะและทำให้เสียงที่ต้องการจะรับฟังมีความชัดเจนมากขึ้น ในทางกลับกัน ก็จะพยายามลดความสำคัญของเสียงรบกวนต่าง ๆ ให้ได้มากที่สุด ซึ่งหน้าที่ของระบบประสาทส่วนกลางเหล่านี้ ถือว่าเป็นสิ่งสำคัญอย่างมากในการที่มนุษย์จะสามารถรับฟังเสียงรอบตัวได้อย่างชัดเจน ไม่ว่าจะในที่เงียบ ๆ หรือในบริบทที่มีเสียงดังรบกวน เป็นต้น

3.1 เส้นทางของระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียง (central auditory pathway):

การรับฟังเสียงของมนุษย์ผ่านระบบประสาทส่วนกลางมีเส้นทางที่ค่อนข้างซับซ้อนและยังซ้อนทับกันและกันระหว่างเส้นทาง กล่าวคือ ในแต่ละนิวเคลียสของระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียง ตั้งแต่ระดับก้านสมอง จนถึงระดับสมองส่วนบน จะพบว่า มีหลายเส้นทางที่เชื่อมต่อกันกันไปแต่ละนิวเคลียสอย่างเป็นระบบ และในบางเส้นทางอาจจะมีการซ้อนทับกันและกันเกิดเป็นหลายเส้นทางระหว่างนิวเคลียส หรือ บางเส้นทางก็อาจจะมีการข้ามนิวเคลียสบางนิวเคลียสเพื่อจะไปสู่นิวเคลียสอื่น ๆ ถัดไปได้อีกเช่นกัน ดังรูปที่ 2.38 แสดงเส้นทางเดินของกลุ่มเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง (afferent auditory nerve fiber) ตั้งแต่ cochlear nucleus, superior olivary complex, lateral lemniscus, inferior colliculus, medial geniculate จนถึง auditory cortex ซึ่งการที่มีลักษณะเส้นทางเดินของเซลล์ประสาทหลาย ๆ เส้นและมีการซ้อนทับของเส้นทางกันและกันเหล่านี้ในระบบประสาทส่วนกลาง ย่อมมีประโยชน์ในกรณีที่หากมีเส้นทางใดเส้นทางหนึ่งเกิดปัญหาและไม่สามารถจะรับส่งกระแสประสาทระหว่างนิวเคลียสได้ ก็จะมีเส้นทางสำรองอื่น ๆ

ที่มีการเชื่อมต่อกระแสประสาทระหว่างนิวเคลียส เพื่อให้มีการส่งต่อข้อมูลจากหูชั้นในไปสู่สมองส่วนบน ยังคงเกิดขึ้นต่อไปได้ ดังนั้น พยาธิสภาพใดก็ตามที่เกิดขึ้นในระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียงเพียงเล็กน้อยอาจจะไม่ส่งผลต่อการสูญเสียการได้ยินอย่างชัดเจน เนื่องจากยังมีเส้นทางเดินของเซลล์ประสาทอื่น ๆ ในระบบประสาทส่วนกลางคอยทำหน้าที่ส่งกระแสประสาทและข้อมูลต่าง ๆ จากหูชั้นในทดแทนได้ในทางตรงกันข้าม หากพยาธิสภาพในระบบประสาทส่วนกลางนั้นใหญ่เพียงพอจนกระทบการทำงานของระบบประสาท จะส่งผลกระทบต่อชีวิตประจำวันของผู้ป่วยอย่างมาก ไม่ว่าจะเป็นการวิเคราะห์ข้อมูลของเสียงที่เสียไป หรือไม่สามรถจะแยกแยะเสียงพูดหรือเสียงรบกวนต่าง ๆ รอบตัวได้ เป็นต้น



รูปที่ 2.38

เส้นทางเดินของกลุ่มเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลาง (afferent auditory nerve fiber) ตั้งแต่ cochlear nucleus, superior olivary complex, lateral lemniscus, inferior colliculus, medial geniculate จนถึง auditory cortex สังเกตว่า ในแต่ละนิวเคลียสของระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียงตั้งแต่ระดับก้านสมองจนถึงระดับสมองส่วนบน จะพบว่า มีหลายเส้นทางที่เชื่อมต่อ ๆ กันไปแต่ละนิวเคลียสอย่างเป็นระบบ และในบางเส้นทางอาจจะมีการซ้อนทับกันและกันเกิดเป็นหลายเส้นทางระหว่างนิวเคลียส หรือ บางเส้นทางก็อาจจะมีการข้ามนิวเคลียสบางนิวเคลียสเพื่อจะไปสู่นิวเคลียสอื่น ๆ ถัดไปได้อีกเช่นกัน ซึ่งส่วนใหญ่ของกลุ่มเซลล์ประสาทจากหูชั้นในข้างขวาจะวิ่งไปยังบริเวณสมองส่วนบนซีกซ้ายเป็นหลัก (ลูกศร) เช่นเดียวกับกลุ่มเซลล์ประสาทจากหูชั้นในข้างซ้าย ส่วนใหญ่ก็จะวิ่งไปยังบริเวณสมองส่วนบนซีกขวาเป็นหลัก นอกจากนี้ สังเกตว่า ยังมีการเชื่อมต่อระหว่างเส้นใยประสาทเพื่อแลกเปลี่ยนข้อมูลจากทั้งสองข้างในระดับของ lateral lemniscus (ผ่าน commissure of lateral lemniscus) ในระดับ inferior colliculus (ผ่าน commissure of inferior colliculus) และในระดับ auditory cortex (ผ่าน corpus callosum) อีกเช่นกัน (กรอบสี่เหลี่ยม)

(วาดโดย วิสธรวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

หากมาพิจารณาเซลล์ประสาทของระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียง จะสามารถแบ่งได้สามระดับ ดังนี้ ระดับที่หนึ่ง คือกลุ่มเซลล์ประสาทจาก cochlea ให้ใยประสาทไปยัง cochlear nucleus และระดับที่สอง คือ กลุ่มเซลล์ประสาทจาก cochlear nucleus ให้ใยประสาทไปยัง superior olivary complex และระดับที่สาม คือ กลุ่มเซลล์ประสาท superior olivary complex ให้ใยประสาทไปยัง lateral lemniscus เป็นต้นไป สังเกตว่า ใยประสาทตั้งแต่ระดับที่สามขึ้นไป จะเริ่มได้รับข้อมูลและใยประสาทมาจากหลายระดับ ทั้งจากฝั่งเดียวกันและฝั่งตรงข้าม นอกจากนี้ เมื่อสังเกตโดยภาพรวมของเส้นทางของระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียง จะพบว่า เส้นทางส่วนใหญ่ของกลุ่มเซลล์ประสาทขาเข้าสู่ระบบประสาทส่วนกลางจากหูชั้นในจะมีการข้ามใยประสาทเพื่อไปสู่สมองส่วนบนในด้านตรงกันข้าม มีส่วนน้อยที่กลุ่มเซลล์ประสาทจะให้ใยประสาทจากหูชั้นในไปสู่สมองส่วนบนข้างเดียวกัน (รูปที่ 2.37 แสดงเส้นทางส่วนใหญ่ของกลุ่มเซลล์ประสาทจากหูชั้นในข้างขวาวิ่งไปยังบริเวณสมองส่วนบนซีกซ้ายเป็นหลัก) และนิวเคลียสแรกที่ใยประสาทเริ่มมีการข้ามไปอีกข้างคือบริเวณ superior olivary complex ดังนั้น ข้อมูลจากหูชั้นในทั้งสองจะถูกแลกเปลี่ยนข้อมูลกันครั้งแรกในระดับ superior olivary complex เพื่อจะนำข้อมูลทั้งสองฝั่งเหล่านี้มาวิเคราะห์และแยกแยะเพื่อการรับฟังเสียงในระดับสมองส่วนบนต่อไป อย่างไรก็ตาม การแลกเปลี่ยนข้อมูลจากหูทั้งสองข้างไม่ได้มีเพียงแค่ระดับ superior olivary complex เท่านั้น ยังมีเส้นใยประสาทเพื่อแลกเปลี่ยนข้อมูลจากหูทั้งสองข้างในระดับของ lateral lemniscus (ผ่าน commissure of lateral lemniscus) ในระดับ inferior colliculus (ผ่าน commissure of inferior colliculus) และในระดับ auditory cortex (ผ่าน corpus callosum) เช่นกัน ซึ่งจะเห็นว่า มีเพียงระดับ medial geniculate เท่านั้น ที่ไม่มีใยประสาทเชื่อมต่อเพื่อแลกเปลี่ยนข้อมูลระหว่างหูทั้งสองข้าง

3.2 ผลลัพธ์จากการรับเสียงจากหูทั้งสองข้าง (binaural effect): ระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียงมีส่วนสำคัญอย่างมากเพื่อช่วยให้มนุษย์สามารถรับฟังเสียงที่ต้องการจะรับฟังต่าง ๆ ได้อย่างชัดเจน นอกจากนี้ ยังช่วยลดผลกระทบจากเสียงรบกวนหรือเสียงที่ไม่ต้องการจะรับฟังต่าง ๆ ผ่านการรับฟังเสียงจากหูทั้งสองข้าง ซึ่งระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียงใช้ประโยชน์จากการได้รับข้อมูลเสียงในหูทั้งสองข้างพร้อม ๆ กัน ผ่านหลักการสำคัญ 3 อย่าง ได้แก่ binaural localization, binaural squelch และ binaural summation

1) Binaural localization เป็นหลักการที่มนุษย์สามารถจะแยกแยะทิศทางของแหล่งกำเนิดของเสียง ซึ่งแยกแยะและวิเคราะห์จากระบบประสาทส่วนกลางผ่านการรับข้อมูลจากหูทั้งสองข้าง โดยเฉพาะการแยกแยะทิศทางของเสียงในแนวนอน (horizontal plane) โดยใช้หลักของ interaural time difference สำหรับทิศทางของคลื่นเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ และ interaural intensity difference (interaural level difference) สำหรับทิศทางของคลื่นเสียงที่มีความถี่สูง ๆ

Interaural time difference คือ หลักการที่ระบบประสาทส่วนกลางในการรับฟังเสียงอาศัยระยะเวลาของคลื่นเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ เดินทางมาตกกระทบหูทั้งสองข้างไม่พร้อมกัน โดยคลื่นของเสียงนั้น จะกระทบหูข้างที่ใกล้กับแหล่งกำเนิดเสียงก่อนที่จะมากระทบหูอีกข้างซึ่งอยู่ไกลกับแหล่งกำเนิดเสียงในภายหลัง การที่ระบบประสาทส่วนกลางอาศัยข้อมูลของ interaural time difference เพื่อช่วยในการบอกทิศทางของเสียงได้นั้น มาจากคุณสมบัติที่สำคัญของคลื่นเสียง คือ การเลี้ยวเบน (diffraction)

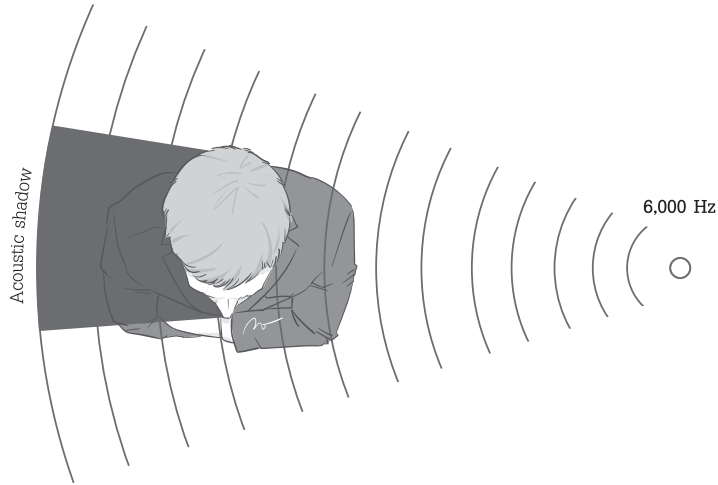
ซึ่งคุณสมบัตินี้เกิดจากที่คลื่นเสียงเดินทางมาถึงสิ่งกีดขวางและสามารถจะอ้อมสิ่งกีดขวางนั้นไปได้เมื่อความยาวคลื่นของคลื่นเสียงนั้นมีขนาดที่มากกว่าสิ่งกีดขวาง (รูปที่ 1.24 ในบทที่ 1) ดังนั้น คลื่นเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ (ความยาวคลื่นเสียงจะยิ่งมาก) เมื่อตกกระทบหูข้างที่ใกล้กับแหล่งกำเนิดเสียง จะยังสามารถอ้อมศีรษะเพื่อไปตกกระทบหูอีกข้างในภายหลังได้ ดังรูปที่ 2.39 ทำให้ระบบประสาทส่วนกลางรับรู้ข้อมูลของระยะเวลาที่ห่างกันของคลื่นเสียงเดียวกันขณะตกกระทบหูทั้งสองข้าง และนำข้อมูลเหล่านั้นมาวิเคราะห์เพื่อแยกแยะทิศทางสำหรับเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ ได้นั่นเอง

Interaural intensity difference (interaural level difference) คือ หลักการที่ระบบประสาทส่วนกลางในการรับฟังเสียงอาศัยระดับความดังของเสียงที่ต่างกันเมื่อตกกระทบหูสองข้าง โดยทั่วไปเสียงที่มีความถี่สูง ๆ จะมีความยาวคลื่นที่ต่ำ และเมื่อไรก็ตามขนาดของสิ่งกีดขวางนั้นมีขนาดที่มากกว่าความยาวคลื่นของเสียงนั้น จะทำให้เสียงถูกบดบังและไม่สามารถเดินทางอ้อมสิ่งกีดขวางไปได้ ดังนั้น เมื่อมีเสียงที่มีความถี่สูง ๆ และขนาดของความยาวคลื่นน้อยกว่าขนาดของศีรษะ เสียงนั้นจะถูกบดบังด้วยศีรษะและไม่สามารถจะเดินทางอ้อมศีรษะนั้นไปได้ ส่งผลให้ความเข้มข้นและระดับความดังของเสียงมีค่าลดลงในหูฝั่งตรงข้าม ซึ่งเรียกปรากฏการณ์ที่ความเข้มข้นและระดับความดังของเสียงลดลงไปในหูอีกข้างหนึ่งว่า “acoustic shadow” (รูปที่ 2.40) ดังนั้นระบบประสาทส่วนกลางในการรับฟังเสียงจึงอาศัยความดังของเสียงที่ต่างกันเมื่อตกกระทบหูสองข้างนี้มาวิเคราะห์ และสามารถจะแยกแยะทิศทางเสียงที่มีความถี่สูง ๆ ได้

ดังนั้นจะเห็นว่าผู้ป่วยที่ภาวะการได้ยินบกพร่อง โดยเฉพาะผู้ป่วยที่รับฟังเสียงได้เพียงหูข้างเดียว จะมีปัญหาเรื่องการบอกทิศทางของเสียงว่ามาจากฝั่งซ้ายหรือขวา เนื่องจากระบบประสาทส่วนกลางในผู้ป่วยเหล่านี้ไม่มีข้อมูลทั้งเรื่องของระยะเวลาหรือความดังของเสียงจากหูแต่ละข้าง เพื่อนำมาเปรียบเทียบกับว่าเสียงที่ได้ยินนั้น มาจากทิศซ้ายหรือทิศขวานั้นเอง



รูปที่ 2.39 ระบบประสาทส่วนกลางอาศัยข้อมูลระยะเวลาของคลื่นเสียงที่เดินทางมาตกกระทบหูสองข้างไม่พร้อมกัน โดยหลักของ interaural time difference เพื่อช่วยในการบอกทิศทางของเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ ซึ่งคุณสมบัติสำคัญของคลื่นเสียงที่มีความถี่ต่ำ ๆ เหล่านี้ คือ การเลี้ยวเบน (diffraction) โดยคุณสมบัตินี้เกิดจากที่คลื่นเสียงความถี่ต่ำ ๆ โดยเฉพาะเสียงที่มีความยาวคลื่นมากกว่าขนาดของศีรษะ เมื่อเดินทางมาถึงศีรษะจะสามารถเดินทางอ้อมศีรษะไปได้โดยไม่ถูกบดบัง (วาดโดย วิสธรวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 2.40

ระบบประสาทส่วนกลางอาศัยข้อมูลของระดับความดังของเสียงที่ต่างกันเมื่อตกกระทบหูสองข้างจากหลักของ interaural intensity difference (interaural level difference) เพื่อช่วยในการบอกทิศทางของเสียงที่มีความถี่สูง ๆ และมีความยาวคลื่นน้อยกว่าขนาดของศีรษะ ซึ่งจะเห็นว่า เสียงความถี่สูง ๆ เหล่านี้ ไม่สามารถจะเดินทางอ้อมศีรษะไปได้ ทำให้ถูกบดบังจนกระทั่งความเข้มข้นหรือระดับความดังในหูอีกข้างลดลง (acoustic shadow)

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

2) Binaural squelch คือ หลักการที่ระบบประสาทส่วนกลางในการรับเสียงสามารถที่จะลดเสียงรบกวน ทำให้สามารถได้ยินเสียงที่สนใจชัดเจนขึ้นได้ (signal to noise ratio) จากการได้รับเสียงผ่านหูทั้งสองข้าง ซึ่งหลักการดังกล่าว ระบบประสาทส่วนกลางใช้วิธีการวิเคราะห์และแยกแยะเสียงที่ต้องการจะรับฟังร่วมกับเสียงรบกวนจากหูแต่ละข้างในเบื้องต้นก่อน หลังจากนั้นจึงนำรายละเอียดต่าง ๆ ของเสียงรบกวนเหล่านั้นจากหูทั้งสองข้างมาหักล้างกันให้ได้มากที่สุด เพื่อให้แน่ใจได้ว่ารายละเอียดของเสียงที่สนใจจริง ๆ (เช่น เสียงพูด) มีความชัดเจน ดังนั้น ระบบประสาทส่วนกลางจึงมีบทบาทที่สำคัญอย่างมากที่จะนำข้อมูลจากหูทั้งสองข้างมาทำการปรับและแก้ไขจนได้เสียงที่สนใจมีความชัดเจนที่สุดในการรับฟังนั่นเอง ทำให้ผู้ป่วยที่ภาวะการได้ยินบกพร่อง โดยเฉพาะผู้ป่วยที่รับเสียงได้เพียงหูข้างเดียว จะมีปัญหาในการสนทนาในสิ่งแวดล้อมที่มีเสียงรบกวนมาก ๆ ได้ จากการที่ระบบประสาทส่วนกลางไม่มีข้อมูลและรายละเอียดของเสียงที่สนใจหรือเสียงที่เป็นเสียงรบกวนจากหูข้างที่สูญเสียการได้ยิน นำมาเปรียบเทียบกับข้อมูลเสียงที่ได้จากหูข้างที่ปกติ เพื่อจะทำการหักล้างเสียงรบกวนต่าง ๆ ได้อย่างเต็มที่นั่นเอง

3) Binaural summation คือ หลักการที่ระบบประสาทส่วนกลางในการรับฟังเสียงสามารถที่จะทำให้เสียงที่ตกกระทบในหูทั้งสองข้าง เกิดการรวมกันและทำให้สามารถที่จะได้ยินเสียงที่สนใจดังมากขึ้นกว่าการฟังด้วยหูข้างเดียวได้ ดังนั้นการที่มนุษย์สามารถใช้หูทั้งสองข้างในการรับฟังเสียงจากหลักของ binaural summation ทำให้สามารถรับฟังเสียงที่สนใจได้ง่ายกว่าและดังกว่าผู้ป่วยที่รับฟังเสียงด้วยหูเพียงข้างเดียว

สรุป

การทำความเข้าใจหลักของสรีรวิทยาของการได้ยิน ถือเป็นพื้นฐานสำคัญที่จะนำไปสู่การทำความเข้าใจการทำงานของระบบประสาทส่วนกลางในการรับฟังเสียงของมนุษย์ผ่านการช่วยกันทำหน้าที่ของหูชั้นนอก หูชั้นกลางและหูชั้นใน ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญในการนำไปสู่การทำความเข้าใจผู้ป่วยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องสามารถที่จะวางแผนดูแลผู้ป่วยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้ได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพ ซึ่งจะเห็นว่าโครงสร้างต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นโครงสร้างของช่องหู กระดูกทั้งสามในหูชั้นกลาง หรือแม้กระทั่งเซลล์ขนในหูชั้นใน มีหน้าที่เพื่อจะทำให้เสียงที่มาจากกระทบหูของมนุษย์ ถูกขยายเสียงและถอดรหัสข้อมูลต่าง ๆ เพื่อจะนำไปสู่ระบบประสาทส่วนกลางสำหรับการรับเสียงในการที่จะวิเคราะห์และแยกแยะว่าเสียงใดคือเสียงที่สนใจ หรือเสียงใดคือเสียงรบกวนผ่านการรับเสียงจากหูทั้งสองข้าง เพื่อมาปรับหรือแก้ไข และทำให้ให้มันใจได้ว่ามนุษย์สามารถที่จะได้ยินเสียงที่กำลังสนใจได้ชัดที่สุดในขณะที่สามารถจะกำจัดเสียงรบกวนต่าง ๆ ให้ได้มากที่สุดนั่นเอง

เอกสารอ้างอิง

1. Van Opstal AJ, Vliegen J, Van Esch T. Reconstructing spectral cues for sound localization from responses to rippled noise stimuli. PLoS One 2017;12:e0174185.
2. Gelfand SA. Essentials of audiology. 4th ed. New York: Thieme; 2016.
3. Shaw EA. Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. J Acoust Soc Am 1974;56:1848-61.
4. Mehrgardt S, Mellert V. Transformation characteristics of the external human ear. J Acoust Soc Am 1977;61:1567-76.
5. Howard D, Angus J. Acoustics and psychoacoustics. 5th ed. Burlington: Elsevier; 2017.
6. Robinette MS, Glattke TJ. Otoacoustic emissions. 3rd ed. Stuttgart (NY): Thieme; 2007. p. 43-63.
7. Von Békésy G. The vibration of the cochlear partition in anatomical preparations and in models of the inner ear. J Acoust Soc Am 1949;21:233-45.
8. Sellick PM, Patuzzi R, Johnstone BM. Measurement of basilar membrane motion in the guinea pig using the Mössbauer technique. J Acoust Soc Am 1982;72:131-41.
9. Khanna SM, Leonard DG. Basilar membrane tuning in the cat cochlea. Science 1982;215:305-6.
10. Le Page EL, Johnstone BM. Nonlinear mechanical behavior of the basilar membrane in the basal turn of the guinea pig cochlea. Hear Res 1980;2:183-9.
11. Robles L, Ruggero MA, Rich NC. Basilar membrane mechanics at the base of the chinchilla cochlea. I. Input/output functions, tuning curves, and response phases. J Acoust Soc Am 1986;80:1364-74.

12. Liberman MC, Gao J, He DZ, Wu X, Jia S, Zuo J. Prestin is required for electromotility of the outer hair cell and for the cochlear amplifier. *Nature* 2002;419:300-4.
13. Angus DM, Howard JAS. *Acoustics and psychoacoustics*. 5th ed. New York: Routledge; 2017.
14. Ueberfuhr MA, Fehlberg H, Goodman SS, Withnell RH. A DPOAE assessment of outer hair cell integrity in ears with age-related hearing loss. *Hear Res* 2016;332:137-50.
15. Liu XZ, Ouyang XM, Xia XJ, Zheng J, Pandya A, Li F, et al. Prestin, a cochlear motor protein, is defective in non-syndromic hearing loss. *Hum Mol Genet* 2003;12:1155-62.
16. Johnstone BM, Patuzzi R, Yates GK. Basilar membrane measurements and the travelling wave. *Hear Res* 1986;22:147-53.
17. Pickles JO, Corey DP. Mechanoelectrical transduction by hair cells. *Trends Neurosci* 1992;15:254-9.
18. Snoeckx RL, Huygen PL, Feldmann D, Marlin S, Denoyelle F, Waligora J, et al. GJB2 mutations and degree of hearing loss: a multicenter study. *Am J Hum Genet* 2005;77:945-57.
19. Tsukada K, Nishio S, Usami S; Deafness Gene Study Consortium. A large cohort study of GJB2 mutations in Japanese hearing loss patients. *Clin Genet* 2010;78:464-70.
20. Guilford P, Ben Arab S, Blanchard S, Levilliers J, Weissenbach J, Belkahlia A, et al. A non-syndrome form of neurosensory, recessive deafness maps to the pericentromeric region of chromosome 13q. *Nat Genet* 1994;6:24-8.
21. Snoeckx RL, Huygen PL, Feldmann D, Marlin S, Denoyelle F, Waligora J, et al. GJB2 mutations and degree of hearing loss: a multicenter study. *Am J Hum Genet* 2005;77:945-57.
22. Sundstrom RA, Van Laer L, Van Camp G, Smith RJ. Autosomal recessive nonsyndromic hearing loss. *Am J Med Genet* 1999;89:123-9.
23. Suga N. Sharpening of frequency tuning by inhibition in the central auditory system: tribute to Yasuji Katsuki. *Neurosci Res* 1995;21:287-99.
24. Kiang NY, Rho JM, Northrop CC, Liberman MC, Ryugo DK. Hair-cell innervation by spiral ganglion cells in adult cats. *Science* 1982;217:175-7.
25. Guinan JJ Jr. Olivocochlear efferents: anatomy, physiology, function, and the measurement of efferent effects in humans. *Ear Hear* 2006;27:589-607.
26. Mast TE. Short-latency human evoked response to clicks. *J Appl Physiol* 1965;20:725-30.
27. McGee T, Kraus N, Littman T, Nicol T. Contributions of medial geniculate body subdivisions to the middle latency response. *Hear Res* 1992;61:147-54.
28. Borg E, Zakrisson JE. The activity of the stapedius muscle in man during vocalization. *Acta Otolaryngol* 1975;79:325-33.
29. Burwood GWS, Dziennis S, Wilson T, Foster S, Zhang Y, Liu G, et al. The mechanoelectrical transducer channel is not required for regulation of cochlear blood flow during loud sound exposure in mice. *Sci Rep* 2020;10:9229.
30. Sachs MB, Abbas PJ. Rate versus level functions for auditory-nerve fibers in cats: tone-burst stimuli. *J Acoust Soc Am* 1974;56:1835-47.

31. Liberman MC. Physiology of cochlear efferent and afferent neurons: direct comparisons in the same animal. *Hear Res* 1988;34:179-91.



บทที่
3

พื้นฐานสำคัญ ในการตรวจการได้ยิน

(Fundamentals of Hearing tests)

พิกายาภา ปัตร์วิชชัย

บทนำ

การจะตรวจการได้ยินได้อย่างมีประสิทธิภาพและน่าเชื่อถือจำเป็นต้องมีความรู้และความเข้าใจเกี่ยวกับพื้นฐานสำคัญต่าง ๆ ของการตรวจ ไม่ว่าจะเป็นความเข้าใจเรื่องของวิธีการวัดระดับของการได้ยิน หน่วยที่ใช้วัด ชนิดของเสียงกระตุ้นที่ใช้ตรวจการได้ยิน และ หลักการตรวจสอบความถูกต้องระหว่างกันของเครื่องมือหรือวิธีที่ใช้ในการตรวจการได้ยิน เป็นต้น ซึ่งหลักการเหล่านี้เป็นส่วนสำคัญของการพัฒนาการตรวจการได้ยินด้วยวิธีต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นการตรวจการได้ยินที่อาศัยหรือไม่อาศัยการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก ในบทนี้ผู้อ่านจะได้รับความรู้ในพื้นฐานสำคัญของการตรวจการได้ยินต่าง ๆ เพื่อจะสามารถนำไปปฏิบัติและประยุกต์ใช้สำหรับการตรวจการได้ยินในทางคลินิกได้อย่างถูกต้อง

ความรู้พื้นฐาน

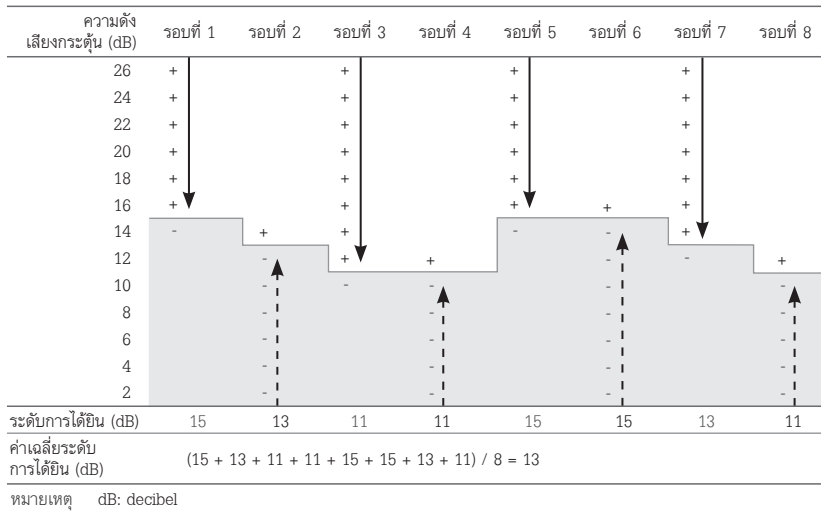
การตรวจการได้ยินถือเป็นขั้นตอนสำคัญที่จะสามารถวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างถูกต้อง แม้ว่าการตรวจการได้ยินในผู้ใหญ่จะมีความแตกต่างจากวิธีการตรวจการได้ยินในเด็กอย่างชัดเจนเนื่องจากเด็กอาจจะไม่สามารถให้ความร่วมมือกับผู้ตรวจได้เสมอไปเหมือนในผู้ใหญ่ หลักการของการตรวจการได้ยินดังที่จะกล่าวต่อไปยังสามารถใช้ได้เสมอในการตรวจการได้ยินทั้งในเด็กและในผู้ใหญ่

1. การวัดระดับการได้ยิน

การจะวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องจำเป็นต้องทำการตรวจหาระดับการได้ยินที่ยานความถี่ต่าง ๆ และประเมินว่าระดับการได้ยินที่วัดได้นั้นแยกจากค่านปกติหรือไม่ โดยค่าความดังที่น้อยที่สุดที่ผู้ถูกตรวจสามารถได้ยินและรับรู้ได้เป็นจำนวนอย่างน้อยร้อยละ 50 ต่อการปล่อยเสียงกระตุ้นทั้งหมด จะถือว่าเป็นค่าระดับการได้ยิน (threshold) ของคน ๆ นั้น⁽¹⁾ วิธีการหาระดับการได้ยินสามารถทำได้หลายวิธีดังต่อไปนี้

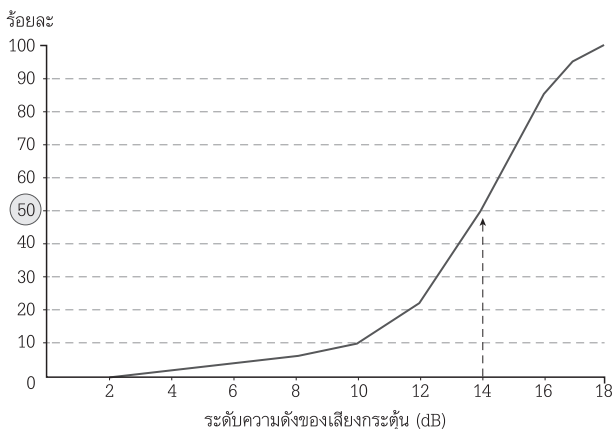
1.1 The method of limits: เป็นการหาระดับการได้ยินโดยผู้ตรวจมีการปล่อยเสียงกระตุ้นที่ตั้งเพียงพอละเอียด ๆ ลดความดังลงมาเรื่อย ๆ จนกว่าผู้ถูกตรวจจะไม่ได้ยิน (descending) และมีการปล่อยเสียงกระตุ้นที่เบามาก ๆ ในระดับที่ผู้ถูกตรวจไม่ได้ยินและค่อย ๆ เพิ่มความดังมากขึ้นเรื่อย ๆ จนกว่าผู้ถูกตรวจจะเริ่มได้ยิน (ascending) ซึ่งการปล่อยเสียงกระตุ้นในแต่ละรอบทั้งในลักษณะ descending และ ascending จะทำให้ได้ค่าระดับการได้ยินในแต่ละครั้งของรอบการตรวจ เมื่อนำค่าระดับการได้ยินในแต่ละรอบเหล่านั้นมาหาค่าเฉลี่ย ก็จะได้ค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยินของผู้ถูกตรวจนั่นเอง รูปที่ 3.1 แสดงการหาระดับการได้ยินด้วยวิธีของ the method of limits โดยมีการปล่อยเสียงกระตุ้นลักษณะ descending และ ascending จำนวนทั้งหมด 8 รอบ และได้ค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยินทั้งหมดทั้ง 8 รอบ ที่ความดังเท่ากับ 13 dB (decibel)

1.2 The method of constants: เป็นการหาระดับการได้ยินโดยผู้ตรวจมีการปล่อยเสียงกระตุ้นที่มีความดังคงที่ในหลายระดับความดัง แล้วประเมินว่าผู้ถูกตรวจสามารถได้ยินเสียงกระตุ้นในแต่ละระดับความดังเป็นจำนวนร้อยละเท่าไรต่อการปล่อยเสียงกระตุ้นทั้งหมด หากผู้ถูกตรวจสามารถได้ยินเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังหนึ่งเป็นจำนวนร้อยละ 50 ของการปล่อยเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังนั้นทั้งหมด ก็จะได้ว่าเป็นระดับการได้ยิน (threshold) ของผู้ถูกตรวจนั่นเอง ซึ่งการตรวจด้วยวิธีของ the method of constants แม้ว่าจะมีความแม่นยำมาก อย่างไรก็ตาม การหาระดับการได้ยินด้วยวิธีนี้ ผู้ตรวจจะใช้เวลาในการตรวจที่นาน เนื่องจากผู้ตรวจจำเป็นต้องค่อย ๆ หาระดับการได้ยินโดยการปล่อยเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังต่าง ๆ และหาค่าร้อยละของระดับความดังที่ผู้ถูกตรวจได้ยินในทุกความดังของเสียงกระตุ้น รูปที่ 3.2 แสดงการหาระดับการได้ยินด้วยวิธีของ the methods of constants สังเกตว่า ที่ระดับความดังเท่ากับ 14 dB (ลูกศร) ผู้ถูกตรวจเริ่มได้ยินเสียงกระตุ้นเป็นจำนวนร้อยละ 50 (สัญลักษณ์วงกลม) ของการปล่อยเสียงกระตุ้นทั้งหมด ดังนั้น ระดับการได้ยิน (threshold) จะเท่ากับ 14 dB นั่นเอง



รูปที่ 3.1

การหาระดับการได้ยินด้วยวิธีของ the method of limits โดยผู้ตรวจมีการปล่อยเสียงกระตุ้นที่ดังเพียงพอและค่อย ๆ ลดความดังลงมาเรื่อย ๆ จนกว่าผู้ถูกตรวจจะไม่ได้ยิน (descending รอบที่ 1, 3, 5, 7) และ มีการปล่อยเสียงกระตุ้นที่เบามาก ๆ ในระดับที่ผู้ถูกตรวจไม่ได้ยินและค่อย ๆ เพิ่มความดังมากขึ้นเรื่อย ๆ จนกว่าผู้ถูกตรวจจะเริ่มได้ยิน (ascending รอบที่ 2, 4, 6, 8) ซึ่งการปล่อยเสียงกระตุ้นในแต่ละรอบทั้งในลักษณะ descending และ ascending จะทำให้ได้ค่าระดับการได้ยินในแต่ละครั้งของรอบการตรวจ เมื่อนำค่าระดับการได้ยินในแต่ละรอบเหล่านั้นมาหาค่าเฉลี่ย ก็จะได้ว่าเป็นค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยินของผู้ถูกตรวจนั่นเอง สังเกตว่ามีการปล่อยเสียงกระตุ้นลักษณะ descending และ ascending จำนวนทั้งหมด 8 รอบ และได้ค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยินทั้งหมดทั้ง 8 รอบ ที่ความดังเท่ากับ 13 dB โดยเครื่องหมายบวก (+) แสดงถึงการตอบสนองว่าผู้ป่วยได้ยินเสียงกระตุ้น และ เครื่องหมายลบ (-) แสดงถึงการตอบสนองว่าผู้ป่วยไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น



รูปที่ 3.2

การหาระดับการได้ยินด้วยวิธีของ the method of limits โดยผู้ตรวจมีการปล่อยเสียงกระตุ้นที่มีความดังคงที่ในหลายระดับความดัง แล้ว ประเมินว่าผู้ถูกตรวจสามารถได้ยินเสียงกระตุ้นในแต่ละระดับความดังเป็นจำนวนร้อยละเท่าไรต่อการปล่อยเสียงกระตุ้นทั้งหมด หากผู้ถูกตรวจสามารถได้ยินเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังหนึ่งเป็นจำนวนร้อยละ 50 ของการปล่อยเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังนั้น ก็จะได้ว่าเป็นระดับการได้ยิน (threshold) ของผู้ถูกตรวจนั่นเอง สังเกตที่ระดับความดังเท่ากับ 14 dB (ลูกศร) ผู้ถูกตรวจเริ่มได้ยินเสียงกระตุ้นเป็นจำนวนร้อยละ 50 (สัญลักษณ์วงกลม) ของการปล่อยเสียงกระตุ้นทั้งหมด ดังนั้น ระดับการได้ยิน (threshold) จะเท่ากับ 14 dB นั่นเอง

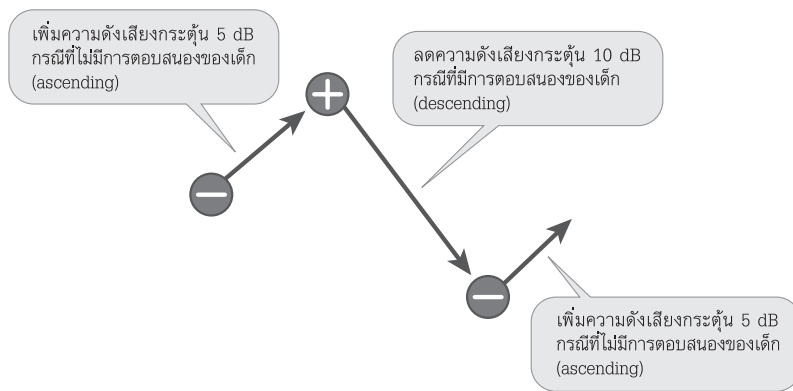
1.3 Modified Hughson-Westlake procedure: เนื่องจากการหาระดับการได้ยินไม่ว่าจะเป็นวิธีของ the methods of limits และ the methods of constants จะใช้เวลาค่อนข้างนานถึงแม้ว่าจะมีความแม่นยำสูงก็ตาม ดังนั้นการหาระดับการได้ยินทั้งสองวิธีจึงไม่นิยมใช้กันในทางคลินิก อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบัน ได้มีการใช้วิธีการหาระดับการได้ยินซึ่งใช้เวลาไม่นานและสามารถปฏิบัติได้จริงในทางคลินิกโดยยึดความดังที่น้อยที่สุดที่ผู้ถูกตรวจสามารถได้ยินและรับรู้ได้เป็นจำนวนอย่างน้อยร้อยละ 50 ของการปล่อยเสียงกระตุ้นทั้งหมดว่าเป็นระดับของการได้ยิน (threshold) ของผู้ถูกตรวจ ซึ่งวิธีที่นิยมใช้กันมากที่สุดคือ modified Hughson-Westlake procedure โดยหลักการตรวจวัดระดับการได้ยินจะเริ่มด้วยการปล่อยเสียงกระตุ้นเริ่มต้นที่ดังเพียงพอให้ผู้ถูกตรวจได้ยินและตอบสนองต่อการได้ยินที่ระดับความดังนั้นก่อน เมื่อผู้ถูกตรวจได้ยินเสียงกระตุ้นแล้ว ผู้ตรวจก็เริ่มลดความดังของเสียงกระตุ้นเดิม 10 dB และประเมินว่าผู้ถูกตรวจจะได้ยินหรือไม่ หากไม่ได้ยิน ผู้ตรวจจึงค่อยเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นใหม่ 5 dB และประเมินว่าผู้ถูกตรวจจะได้ยินเสียงกระตุ้นหรือไม่ หากผู้ถูกตรวจได้ยินเสียงกระตุ้น ก็ให้ลดความดังของเสียงกระตุ้นเดิมลง 10 dB อีกครั้ง หากผู้ถูกตรวจไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น จึงค่อยเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นใหม่ครั้งละ 5 dB จนกว่าผู้ถูกตรวจจะได้ยินเสียงกระตุ้น นั่นคือ ทุกครั้งที่ผู้ถูกตรวจได้ยินเสียงกระตุ้น ผู้ตรวจจะต้องลดความดังลงครั้งละ 10 dB เสมอ และ ทุกครั้งที่ผู้ถูกตรวจไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น ผู้ตรวจจะต้องเพิ่มความดังขึ้นครั้งละ 5 dB เสมอ ซึ่งวิธีนี้เป็นที่รู้จักกันในนามว่า “ลง 10 ขึ้น 5” ดังรูปที่ 3.3 และสำหรับการยืนยันระดับการได้ยิน (threshold) จะตัดสินได้จากผลการประเมินว่าในแต่ละรอบของการเพิ่มเสียงกระตุ้นทีละ 5 dB และพบว่าผู้ถูกตรวจมีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นที่ระดับการได้ยินเดิมนั้นจำนวนอย่างน้อยสองรอบ (2 ascending runs)

2. หน่วยวัดการได้ยิน

หลักการของการตรวจการได้ยินจำเป็นต้องปล่อยเสียงกระตุ้นหลายระดับความดัง หลายระดับความถี่ และอาจจะหลายชนิดของเสียงกระตุ้นเพื่อให้ได้ผลตรวจที่สมบูรณ์และน่าเชื่อถือมากที่สุด อย่างไรก็ตาม การที่มีเสียงกระตุ้นที่หลายชนิดย่อมส่งผลต่อการวัดระดับการได้ยินเนื่องจากหน่วยวัดการได้ยินของเสียงกระตุ้นแต่ละชนิดจะแตกต่างกัน ทำให้ถึงแม้ว่าจะเป็นระดับความดังของเสียงกระตุ้นที่เท่ากันแต่มีการใช้หน่วยวัดการได้ยินที่แตกต่างกัน ก็จะส่งผลให้มีระดับการได้ยินที่แตกต่างกันได้ เช่น การวัดระดับความดังของเสียงรบกวน (noise) ของสถานที่ต่าง ๆ มักจะใช้หน่วยวัดเป็น dB SPL (decibel sound pressure level) ซึ่งเป็นการวัดระดับการได้ยินที่มีการเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงที่ 20×10^{-6} Pa (20 μ Pa) เสมอ หรือ การใช้เสียงกระตุ้นชนิดเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) ที่มักใช้สำหรับการตรวจการได้ยินในผู้ใหญ่ ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีเพียงความถี่เดียว จะใช้หน่วยวัดเป็น dB HL (decibel hearing level) และเป็นการเปรียบเทียบว่าความดังที่วัดได้แยกจากคนปกติมากน้อยเท่าไร นอกจากนี้ ยังมีเสียงกระตุ้นชนิด click ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีการรวมความถี่ของเสียงหลาย ๆ ความถี่เข้าด้วยกันตั้งแต่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์⁽²⁾ ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มักใช้ในการตรวจ auditory brainstem response (ABR) จะใช้หน่วยวัดเป็น dB nHL (decibel normalized hearing level) และเป็นการเปรียบเทียบว่าความดังที่วัดได้จากเสียงกระตุ้น click แยกจากคนปกติมากน้อยเท่าไรเช่นกัน ดังนั้นจะเห็นว่า การใช้หน่วยวัดการได้ยินที่ต่างกันในขณะที่มีระดับความดังเป็นตัวเลขที่

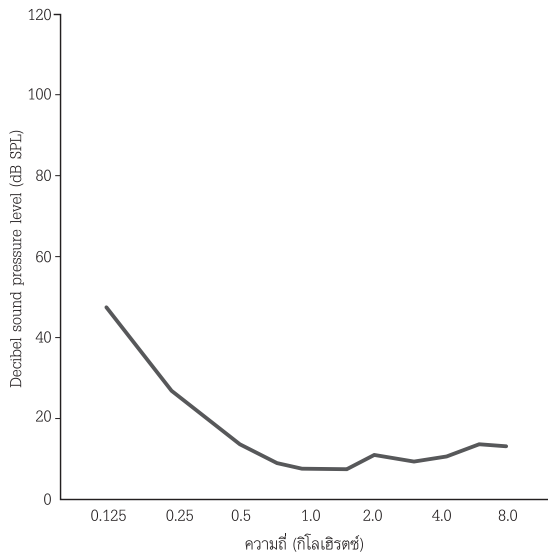
เท่ากันก็ย่อมจะส่งผลให้มีระดับการได้ยินที่แตกต่างกันได้นั่นเอง (0 dB SPL \neq 0 dB HL \neq 0 dB nHL) เพราะฉะนั้นหน่วยวัดการได้ยินจะมีความสำคัญมากและผู้ทำการตรวจการได้ยินต้องตระหนักไว้เสมอว่า กำลังใช้หน่วยวัดการได้ยินใดขณะทำการตรวจการได้ยิน เนื่องจากเสียงกระตุ้นที่ใช้ตรวจและหน่วยวัดการได้ยินเหล่านี้จะมีผลต่อค่าของระดับการได้ยินของผู้ถูกตรวจ (threshold) ทันทีที่มีการเปลี่ยนเสียงกระตุ้นและหน่วยการวัดออกไปนั่นเอง

2.1 dB SPL: เป็นที่ทราบกันดีว่าหน่วยที่ใช้วัดระดับความดังด้วยหน่วยเดซิเบล คือการเปรียบเทียบว่าความดังที่สนใจว่าดังกว่าหรือเบากว่าค่าความดังอ้างอิงอยู่เท่าไร ซึ่งหากใช้ค่าอ้างอิงมาตรฐาน (20 μ Pa) ในการประเมินความดังที่สนใจในระดับต่าง ๆ จะใช้หน่วยวัดเป็น dB SPL เสมอ ทั้งนี้เพื่อให้เป็นที่เข้าใจตรงกันว่าความดังที่วัดได้นั้นเป็นความดังที่มีการเปรียบเทียบกับความดังอ้างอิงที่ 20 μ Pa นั่นเอง และเมื่อต้องการหาระดับการได้ยินของคนปกติทั่วไปโดยใช้หน่วย dB SPL จะได้ดังรูปที่ 3.4 ซึ่งแสดงระดับความดังเสียงต่ำสุดที่คนปกติสามารถได้ยินที่ความถี่ของเสียงกระตุ้นตั้งแต่ 125 เฮิรตซ์ ถึง 8,000 เฮิรตซ์ สังเกตว่า ความถี่ของเสียงกระตุ้นที่ 125 เฮิรตซ์ ต้องใช้ความดังเสียงประมาณ 50 dB SPL มนุษย์จึงจะเริ่มได้ยินและความถี่ของเสียงกระตุ้นที่ 8,000 เฮิรตซ์ จะใช้ความดังเสียงเพียงประมาณ 10 dB SPL มนุษย์จึงจะเริ่มได้ยิน ซึ่งแสดงให้เห็นว่ามนุษย์สามารถได้ยินเสียง (dB SPL) ที่ความถี่สูง ๆ ได้ดีกว่าระดับความดังเสียง (dB SPL) ที่ความถี่ต่ำ ๆ นั่นเอง



รูปที่ 3.3

วิธีการหาระดับการได้ยินโดยวิธี modified Hughson-Westlake procedure ซึ่งเมื่อปล่อยเสียงกระตุ้นเริ่มต้นและผู้ถูกตรวจได้ยินเสียงกระตุ้นแล้ว ให้ลดความดังของเสียงกระตุ้นเดิม 10 dB และประเมินว่าผู้ถูกตรวจได้ยินหรือไม่ หากผู้ถูกตรวจไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น ผู้ตรวจจึงค่อยเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นใหม่อีก 5 dB และประเมินว่าผู้ถูกตรวจจะได้ยินเสียงกระตุ้นหรือไม่ หากผู้ถูกตรวจได้ยินเสียงกระตุ้น ก็ให้ลดความดังของเสียงกระตุ้นเดิมลงไป 10 dB อีกครั้ง หากผู้ถูกตรวจไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น จึงค่อยเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นใหม่ครั้งละ 5 dB จนกว่าผู้ถูกตรวจจะได้ยินเสียงกระตุ้น นั่นคือ ทุกครั้งที่ผู้ถูกตรวจได้ยินเสียงกระตุ้น ผู้ตรวจจะต้องลดความดังลงครั้งละ 10 dB เสมอ และ ทุกครั้งที่ผู้ถูกตรวจไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น ผู้ตรวจจะต้องเพิ่มความดังขึ้นครั้งละ 5 dB เสมอ ซึ่งวิธีนี้เป็นที่รู้จักกันในนามว่า “ลง 10 ขึ้น 5” และสำหรับการยืนยันระดับการได้ยิน (threshold) จะตัดสินได้จากผลการประเมินว่าในแต่ละรอบของการเพิ่มเสียงกระตุ้นที่ละ 5 dB และพบว่าผู้ถูกตรวจมีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นที่ระดับการได้ยินเดิมนั้นจำนวนอย่างน้อยสองรอบ (2 ascending runs)



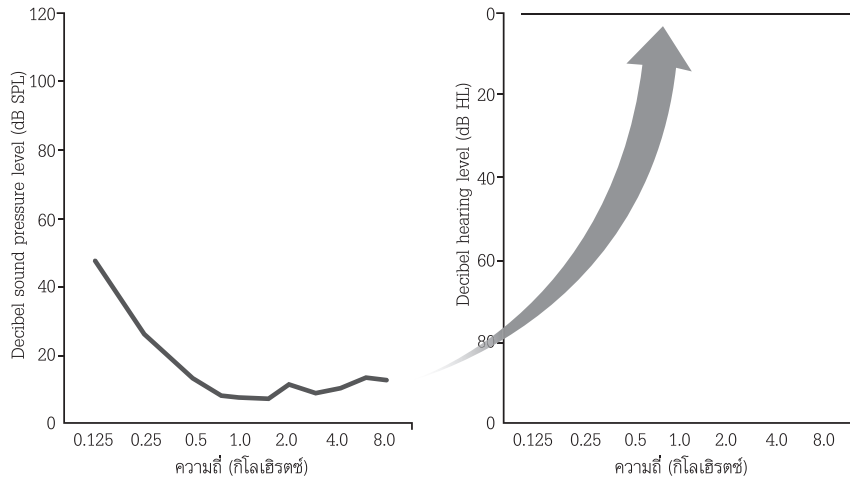
รูปที่ 3.4

ระดับความดังเสียงต่ำสุดที่คนปกติสามารถได้ยิน ที่ความถี่ของเสียงกระตุ้นตั้งแต่ 125 เฮิรตซ์ ถึง 8,000 เฮิรตซ์ สังเกตว่า ความถี่ของเสียงกระตุ้น ที่ 125 เฮิรตซ์ ต้องใช้ความดังเสียงประมาณ 50 dB SPL มนุษย์จึงจะเริ่มได้ยินและความถี่ของเสียงกระตุ้นที่ 8,000 เฮิรตซ์ จะใช้ความดังเสียงเพียงประมาณ 10 dB SPL มนุษย์จึงจะเริ่มได้ยิน ซึ่งแสดงให้เห็นว่ามนุษย์สามารถได้ยินเสียง (dB SPL) ที่ความถี่สูง ๆ ได้ดีกว่าระดับความดังเสียง (dB SPL) ที่ความถี่ต่ำ ๆ

2.2 dB HL: แม้ว่าการใช้หน่วย dB SPL จะเป็นการตกลงและยอมรับกันโดยทั่วไปว่า การวัดระดับการได้ยินที่วัดได้นั้นมีความดังที่มากกว่าความดังอ้างอิง (20 μ Pa) อยู่เท่าไรและใช้หน่วยวัดการได้ยินเป็น dB SPL อย่างไรก็ตาม เมื่อนำหน่วยวัด dB SPL มาใช้เพื่อหาระดับการได้ยินของคนปกติจะได้กราฟดังรูปที่ 3.4 ซึ่งเป็นกราฟของคนปกติที่มีความลาดเอียงที่แตกต่างกันไปในแต่ละความถี่ ซึ่งในทางปฏิบัติจะเป็นการยากหากต้องเปรียบเทียบกราฟระดับการได้ยินที่สนใจว่าผิดปกติไปจากกราฟของคนปกติซึ่งมีความลาดเอียงมากน้อยแตกต่างกันไปในแต่ละความถี่ เนื่องจากกราฟของคนปกติไม่ได้เป็นกราฟเส้นตรงตลอดทุกความถี่ ดังนั้นเพื่อให้ได้กราฟที่เป็นเส้นตรงและสามารถเป็นกราฟไว้สำหรับอ้างอิงที่เข้าใจได้ง่ายและใช้เปรียบเทียบได้สะดวก จึงได้มีการปรับกราฟให้เป็นเส้นตรงแนวราบเพื่อใช้เป็นกราฟของคนปกติสำหรับใช้อ้างอิงและเปลี่ยนใช้หน่วยวัดการได้ยินใหม่เป็น dB HL ทดแทน dB SPL เดิม เพื่อให้เข้าใจตรงกันว่าหน่วยวัดการได้ยินที่เป็น dB HL นั้นเป็นการเปรียบเทียบความดังที่สนใจว่าต่างจากค่าอ้างอิงนี้ไปมากน้อยเพียงใดนั่นเอง (รูปที่ 3.5) ซึ่งปัจจุบันการใช้หน่วย dB HL ที่เป็นหน่วยวัดการได้ยินมาตรฐานเพื่อวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องและระบุลงบนผลตรวจการได้ยิน (audiogram)

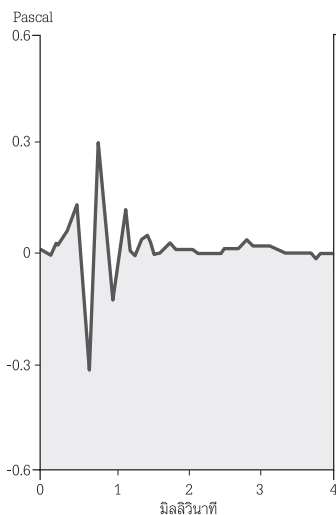
2.3 dB nHL: โดยทั่วไปการตรวจการได้ยินเพื่อให้ทราบว่ามึระดับการได้ยินที่เท่าไร จะเป็นการวัดความดังด้วยเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) แยกออกไปในแต่ละความถี่เพื่อให้ทราบได้ว่าระดับการได้ยินที่ความถี่ใดบ้างมีความผิดปกติ อย่างไรก็ตาม การตรวจการได้ยินบางกรณีไม่สามารถจะใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์ได้เสมอไป เช่น การตรวจการได้ยินด้วยเครื่องตรวจ ABR เป็นต้น เนื่องจากหลักของการตรวจ ABR ซึ่งเป็นการตรวจเชิงวัตถุวิสัย (objective test) และไม่จำเป็นต้องอาศัยความร่วมมือของผู้ถูกตรวจ จำเป็นต้องใช้เสียงกระตุ้นที่มีความถี่หลากหลายอยู่ระดับหนึ่งเพื่อให้มั่นใจได้ว่า เซลล์ประสาทของก้านสมองจำนวนมากที่ดูแลเรื่องระบบประสาทการได้ยินในหลาย ๆ ความถี่จะสามารถถูกกระตุ้นครั้งละมาก ๆ อย่างเพียงพอและพร้อมเพียงกันที่จะทำให้เกิดกระแสประสาทและสามารถวัดกระแสไฟฟ้าออกมาได้บริเวณผิวหนังศีรษะอย่างชัดเจน โดยเสียงกระตุ้นที่นิยมใช้ในเครื่องตรวจ ABR คือเสียง click (รูปที่ 3.6) ซึ่งเป็น

เสียงกระตุ้นที่มีการรวมความถี่ของเสียงหลาย ๆ ความถี่เข้าด้วยกันตั้งแต่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์⁽²⁾ อย่างไรก็ตาม หน่วยวัดการได้ยิน dB HL เป็นหน่วยวัดการได้ยินสำหรับเสียงกระตุ้นที่มีความถี่ที่เฉพาะเจาะจงและมักใช้สำหรับเสียงบริสุทธิ์ ดังนั้น หากมีการเปลี่ยนเสียงกระตุ้นชนิดอื่น ๆ เช่น click เป็นต้น ผู้ตรวจจำเป็น ต้องมีการกำหนดหน่วยวัด dB nHL ขึ้นมาใหม่เพื่อมาใช้ทดแทนหน่วย dB HL และนำหน่วยวัดการได้ยิน นี้มาใช้วัดระดับความดังที่สนใจและเปรียบเทียบว่าต่างจากค่าระดับความดังของคนปกติในหน่วย dB nHL ไปมากน้อยเพียงใด



รูปที่ 3.5

กราฟของคนปกติที่มีความลาดเอียงที่แตกต่างกันไปในแต่ละความถี่ ซึ่งในทางปฏิบัติจะเป็นการยากหาก ต้องเปรียบเทียบกราฟระดับการได้ยินที่สนใจว่าผิดปกติไปจากกราฟของคนปกติซึ่งมีลาดเอียงมากน้อย แตกต่างกันไปในแต่ละความถี่ เนื่องจากกราฟของคนปกติไม่ได้เป็นกราฟเส้นตรงตลอดทุกความถี่ ดังนั้น เพื่อให้ได้กราฟที่เป็นเส้นตรงและสามารถเป็นกราฟไว้สำหรับอ้างอิงที่เข้าใจได้ง่ายและใช้เปรียบเทียบได้ สะดวก จึงได้มีการปรับกราฟให้เป็นเส้นตรงแนวราบเพื่อใช้เป็นกราฟของคนปกติสำหรับใช้อ้างอิงและ เปลี่ยนใช้หน่วยวัดการได้ยินใหม่เป็น dB HL ทดแทน dB SPL เดิม เพื่อให้เข้าใจตรงกันว่าหน่วยวัด การได้ยินที่เป็น dB HL นั้นเป็นการเปรียบเทียบความดังที่สนใจว่าต่างจากค่าอ้างอิงนี้ไปมากน้อยเพียงใด



รูปที่ 3.6

เสียงกระตุ้นชนิด click ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีการรวมความถี่ ของเสียงหลาย ๆ ความถี่เข้าด้วยกันตั้งแต่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์

3. หลักการตรวจสอบความถูกต้องระหว่างกัน (cross-check principal)

เนื่องจากการตรวจการได้ยินเป็นการตรวจที่สำคัญในการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องและนำไปสู่การดูแลรักษา ซึ่งการจะตรวจการได้ยินและมั่นใจได้ว่ามีการสูญเสียระดับการได้ยินที่เท่าไรและในความคิดใดบ้าง จำเป็นต้องอาศัยเครื่องมือต่าง ๆ ในการตรวจ บ่อยครั้งที่การตรวจการได้ยินที่นำเชื่อถือไม่สามารถจะใช้วิธีการตรวจหรือเครื่องมือการตรวจเพียงชนิดเดียวได้สำเร็จ โดยเฉพาะการตรวจการได้ยินในเด็ก ซึ่งเด็กอาจจะไม่ร่วมมือกับผู้ตรวจได้ทุกเมื่อ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความสนใจและอารมณ์ของเด็กในขณะนั้น ดังนั้นผู้ตรวจจำเป็นต้องใช้เครื่องมือที่หลากหลายมากขึ้นในการช่วยวินิจฉัยและยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่อง ซึ่งหลักการที่ไม่ได้อาศัยวิธีการหรือเครื่องมือเพียงชนิดเดียวในการยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่อง แต่ใช้วิธีการหรือเครื่องมืออื่น ๆ ร่วมด้วยในการตรวจสอบความถูกต้องระหว่างกันเพื่อยืนยันและทำให้ผลตรวจน่าเชื่อถือมากที่สุด ในลักษณะรู้จักกันในนามว่า “cross-check principal”⁽³⁾ โดยในทางปฏิบัติ หลักการของ cross-check principal มักถูกใช้ในการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์ (pure tone audiometry) การหาค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยิน (pure tone average, PTA) และ การตรวจการได้ยินในเด็ก

3.1 การตรวจสอบความถูกต้องระหว่างกันของการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์

(pure tone audiometry): บางครั้งการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์อาจจะบ่งชี้การมีปัญหของหูชั้นกลาง (conductive component) จากการพบความแตกต่างระหว่างการนำเสียงผ่านทางอากาศ (air conduction, AC) และการนำเสียงผ่านทางกระดูก (bone conduction, BC) ซึ่งความแตกต่างนี้รู้จักกันในนามว่า “air-bone gap (AB gap)” การตรวจพบ AB gap จะทำให้นึกถึงภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดการนำเสียงทางอากาศบกพร่อง (conductive hearing loss, CHL) หรือ การรับเสียงบกพร่องแบบผสม (mixed hearing loss, mixed HL) ได้ หากผลตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์แสดงค่า AC ที่แยกกว่าค่า BC เป็นจำนวนมากกว่า 10 dB⁽⁴⁾ ก็จะถือว่าผลตรวจการได้ยินของผู้ถูกตรวจมี AB gap เกิดขึ้นและนึกถึงภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด CHL หรือ mixed HL ได้ ดังนั้นจะเห็นว่าการตรวจพบ AB gap จะเป็นสิ่งสำคัญมากในการที่จะวินิจฉัยแยกโรกว่าผู้ถูกตรวจมีปัญหาหรือมีพยาธิสภาพในหูชั้นกลางหรือไม่ ซึ่งย่อมส่งผลต่อการดูแลรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องที่แตกต่างกันออกไปหากพบว่ามีพยาธิสภาพในหูชั้นกลางร่วมด้วย ดังนั้นการหาเครื่องมือชนิดอื่นมาช่วยยืนยันว่าผลตรวจที่ได้มี AB gap จริงหรือไม่ จะทำให้ผู้ตรวจมีความมั่นใจมากขึ้นในการจะวินิจฉัยภาวะ CHL หรือ mixed HL เครื่องมือที่สามารถช่วยตรวจสอบความถูกต้องระหว่างกันที่ใช้ได้ในการยืนยัน AB gap ได้แก่ การใช้ tympanometry หรือ acoustic reflex เพื่อหาหลักฐานของความผิดปกติในหูชั้นกลาง หากผลตรวจ tympanometry พบลักษณะ type B, type As, type Ad หรือ absent ipsilateral acoustic reflex ก็จะช่วยยืนยันผลตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์ว่า มีน่าจะ AB gap อยู่จริง

3.2 การตรวจสอบความถูกต้องระหว่างกันของการหาค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยิน

(pure tone average, PTA): การหาค่าเฉลี่ยระดับการได้ยินจากการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์ (PTA) สามารถตรวจสอบได้จากการตรวจการได้ยินด้วยเสียงคำพูด (speech test) ได้เช่นกัน ซึ่งการวัดความสามารถในการจำแนกเสียงคำพูด หรือ การตรวจ speech recognition threshold (SRT) สามารถใช้ตรวจสอบความถูกต้องของค่า PTA ได้ ซึ่งเป็นที่ทราบกันดีว่า ค่า SRT จะสัมพันธ์กับค่า PTA ในความถี่



ตั้งแต่ 500, 1,000, 2,000 เฮิรตซ์ โดยค่า SRT และ PTA มักจะมีค่าที่แตกต่างกันน้อยกว่า 12 dB⁽⁵⁾ อย่างไรก็ตาม การคำนวณค่า PTA เพื่อดูความสัมพันธ์กับค่าของ SRT ไม่จำเป็นต้องคำนวณจากระดับการได้ยินเฉลี่ยของความถี่ 500, 1,000 และ 2,000 เฮิรตซ์ เสมอไป เนื่องจากในบางกรณีที่ระดับการได้ยินของ 500, 1,000 และ 2,000 เฮิรตซ์ มีความแตกต่างกันมากโดยเฉพาะที่ระดับการได้ยินของความถี่ 2,000 เฮิรตซ์ อาจจะแยกว่าระดับการได้ยินของความถี่ 500 และ 1,000 เฮิรตซ์ อย่างมาก ทำให้ค่า PTA ที่คำนวณจากค่าระดับการได้ยินของความถี่ 500, 1,000 และ 2,000 เฮิรตซ์ ไม่ใช่ตัวแทนที่ดีสำหรับการหาค่าเฉลี่ย ดังนั้นในกรณีเช่นนี้ การคำนวณค่า PTA ควรใช้เพียงค่าระดับการได้ยินของความถี่ 500 และ 1,000 เฮิรตซ์ เท่านั้น⁽¹⁾

3.3 การตรวจสอบความถูกต้องระหว่างกันของการตรวจการได้ยินในเด็ก: เนื่องจากการตรวจการได้ยินในเด็กมักจะต้องอาศัยความร่วมมือของเด็ก โดยเฉพาะการตรวจการได้ยินด้วยวิธี visual reinforcement audiometry (VRA) หรือ conditioned play audiometry (CPA) ต่างก็ต้องอาศัยการสังเกตพฤติกรรมของเด็กว่าเด็กสามารถหันศีรษะหาแรงเสริม (VRA) หรือสามารถร่วมเล่นไปกับผู้ตรวจ (CPA) ได้หรือไม่ ดังนั้นบ่อยครั้งที่การตรวจการได้ยินด้วยการสังเกตพฤติกรรมมีโอกาสขาดความน่าเชื่อถือได้หากเด็กไม่ร่วมมือหรือยังไม่พร้อมที่จะได้รับการตรวจการได้ยิน ทั้งนี้ก็ขึ้นอยู่กับความสนใจและอารมณ์ของเด็กในขณะนั้น ดังนั้นการตรวจสอบความถูกต้องของการตรวจการได้ยินในเด็กจึงเป็นสิ่งจำเป็นอย่างมาก ซึ่งเครื่องมือการตรวจการได้ยินที่ไม่ต้องอาศัยการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงวัตถุวิสัย (objective hearing test) จึงมีบทบาทสำคัญในการใช้ประกอบการตัดสินใจในการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก เช่น การใช้ tympanometry แล้วพบลักษณะ type B, type As, type Ad หรือ absent ipsilateral acoustic reflex ในการยืนยันพยาธิสภาพในหูชั้นกลาง การใช้ otoacoustic emission (OAE) ยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก ซึ่ง OAE จะเริ่มผิดปกติก็ต่อเมื่อมี (sensorineural hearing loss, SNHL) ที่ระดับการได้ยินต่ำกว่า 30–35 dB HL ไปแล้ว^(6,7) หรือ การใช้ ABR และ auditory steady-state response (ASSR) เพื่อยืนยันว่ามีเด็กภาวะการได้ยินบกพร่อง^(8,9) เป็นต้น

4. ชนิดของเสียงกระตุ้น

การตรวจการได้ยินสามารถเลือกใช้เสียงกระตุ้นที่หลากหลายชนิดได้ ทั้งนี้เพื่อให้ได้ผลตรวจการได้ยินที่น่าเชื่อถือตามบริบทของสถานที่ตรวจและผู้ถูกตรวจ เสียงกระตุ้นที่นิยมใช้ในปัจจุบัน ได้แก่ pure tone, warble tone, click, tone burst และ speech stimulus

4.1 Pure tone: โดยทั่วไป มนุษย์สามารถได้ยินเสียงได้ตั้งแต่ความถี่ 20 เฮิรตซ์ จนถึง 20,000 เฮิรตซ์ และที่เสียงความถี่ตั้งแต่ 500 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ จะเป็นช่วงความถี่เสียงที่ไวกที่สุดของมนุษย์ในการรับเสียง⁽¹⁰⁾ ซึ่งปัจจุบัน การใช้เสียงกระตุ้นชนิดเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) ถือเป็นเสียงกระตุ้นมาตรฐานที่ใช้ตรวจยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องที่นิยมใช้กันทั่วไปในทางคลินิก เนื่องจากเป็นการใช้เสียงกระตุ้นที่มีความเฉพาะเจาะจงเพียงความถี่เดียว ทำให้ทราบผลตรวจการได้ยินว่าความถี่ตั้งแต่ 250 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ มีระดับการได้ยินที่ต่ำกว่าค่านปกติในช่วงความถี่ใดบ้าง ซึ่งการทราบว่าจะแต่ละความถี่มีระดับการได้ยินเท่าไรจะทำให้ง่ายต่อการวางแผนในการดูแลรักษา โดยเฉพาะการใส่เครื่องช่วยฟัง

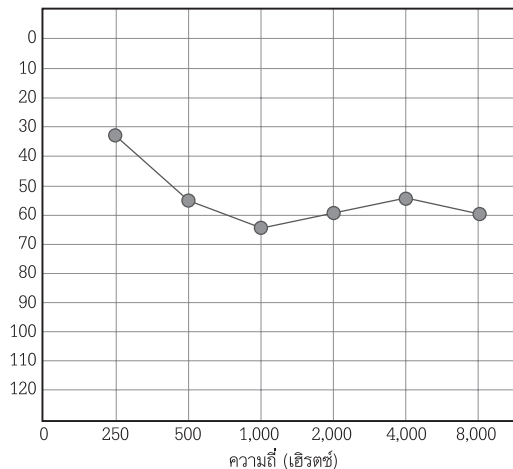
ที่จะต้องมีปรับขยายความดังให้เพียงพอต่อระดับการได้ยินในแต่ละความถี่ได้โดยละเอียดดังรูปที่ 3.7

4.2 Warble tone: เนื่องจากการตรวจการได้ยินโดยการสังเกตพฤติกรรมในเด็กต้องอาศัยความร่วมมือของเด็กว่าเด็กสามารถหันศีรษะหาแรงเสริม (VRA) หรือสามารถร่วมเล่นไปกับผู้ตรวจ (CPA) การใช้เสียงกระตุ้นที่จะสามารถเรียกความสนใจของเด็กได้ดีมักจะเป็นเสียงที่มีหลากหลายความถี่อยู่ในเสียงกระตุ้น การใช้เสียงกระตุ้นเพียงความถี่เดียว เช่น เสียงบริสุทธิ์ ถึงแม้ว่าจะสามารถที่จะแยกรายละเอียดระดับการได้ยินเฉพาะเจาะจงในแต่ละความถี่ของช่วงการได้ยินได้อย่างชัดเจนว่าสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ใดบ้าง เสียงบริสุทธิ์มักจะเป็นเสียงกระตุ้นที่ไม่สามารถเรียกความสนใจของเด็กได้ดี ทำให้เด็กไม่ให้ความสนใจเสียงกระตุ้นและขาดความร่วมมือที่ดีในการตรวจการได้ยินด้วยวิธีการสังเกตพฤติกรรม (behavioral test) ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาเสียงกระตุ้นที่มีความถี่หลากหลายระดับหนึ่งแต่ยังคงความเฉพาะเจาะจงในแต่ละความถี่ไว้ ซึ่งรู้จักกันนามว่า “warble tone” ทั้งนี้เพื่อให้เสียงกระตุ้นมีความน่าสนใจสำหรับเด็ก ขณะที่ยังคงไว้ซึ่งความเฉพาะเจาะจงของความถี่ที่ต้องการจะตรวจได้เช่นกัน

4.3 Click: เป็นที่ทราบกันดีว่าเซลล์ประสาทของก้านสมองจำนวนมากที่ดูแลเรื่องระบบประสาทการได้ยินในหลาย ๆ ความถี่จะสามารถถูกกระตุ้นครั้งละมาก ๆ อย่างเพียงพอและพร้อมเพียงกันที่จะทำให้เกิดกระแสประสาทและสามารถวัดกระแสไฟฟ้าออกมาได้บริเวณผิวหนังศีรษะอย่างชัดเจน จำเป็นต้องใช้เสียงกระตุ้นที่มีความถี่หลากหลายมากพอใกรการกระตุ้น ในปัจจุบัน เสียงกระตุ้นที่นิยมใช้กระตุ้นเซลล์ประสาทของก้านสมองเหล่านั้นได้ดีก็คือเสียงกระตุ้นชนิด click ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีการรวมความถี่ของเสียงหลาย ๆ ความถี่เข้าด้วยกันตั้งแต่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์⁽²⁾ โดยเสียงกระตุ้นชนิด click นี้มักจะใช้ในการตรวจการได้ยินผ่านการใช้เครื่อง ABR ในทางคลินิก

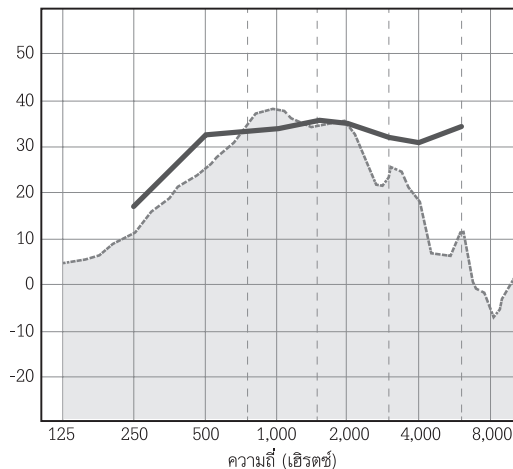
ก

ระดับความดัง (dB HL)



ข

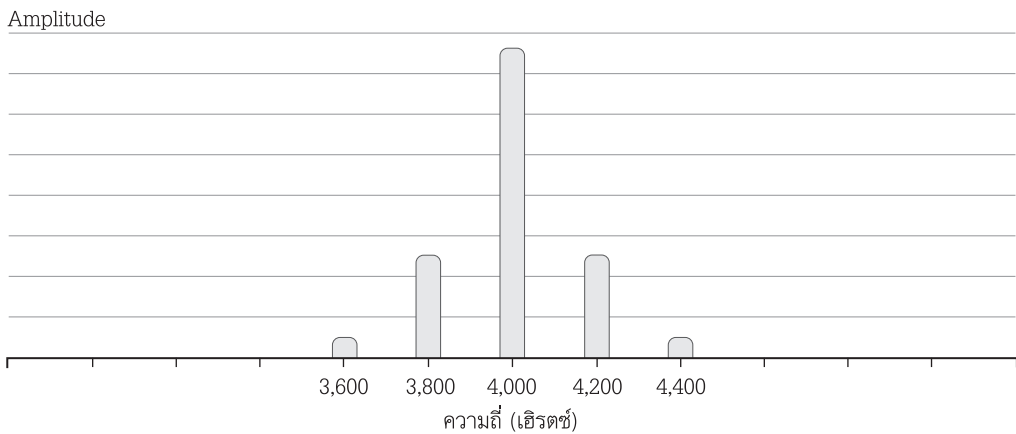
Gain (dB SPL)



รูปที่ 3.7

(ก) ผลตรวจการได้ยินจากการใช้เสียงบริสุทธิ์ตั้งแต่ความถี่ 250–8,000 เฮิรตซ์ (ข) การทราบระดับการได้ยินโดยละเอียดแยกแต่ละความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ จะมีผลต่อการประเมินให้แน่ใจว่าเสียงที่เครื่องช่วยฟังขยายนั้น (เส้นประ) มีความเหมาะสมและพอดีตามเป้าหมายที่กำหนด (target gain, เส้นทึบ) ตลอดทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ หรือไม่

4.4 **Tone burst:** ถึงแม้ว่าการใช้เสียงกระตุ้น click ใน ABR ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีหลายความถี่อยู่ด้วยกันสามารถจะกระตุ้นเซลล์ประสาทของก้านสมองได้ครั้งละมาก ๆ จนสามารถวัดกระแสไฟฟ้าบนศีรษะออกมาได้อย่างชัดเจน การใช้เสียงกระตุ้น click จะยังไม่สามารถเฉพาะเจาะจงความถี่ใดความถี่หนึ่งได้ นอกจากจะบอกเพียงภาพรวมคร่าว ๆ ของความถี่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่หลัก ๆ รวมอยู่ในเสียงกระตุ้น click เท่านั้น ดังนั้นจึงได้มีการพัฒนาเสียงกระตุ้นชนิด tone burst ขึ้นมาใช้ทดแทนเสียงกระตุ้นชนิด click เพื่อที่ยังคงความเฉพาะเจาะจงในแต่ละความถี่ของการวัดระดับการได้ยินไว้ โดยเสียงกระตุ้น tone burst นี้ เป็นการรวมเสียงกระตุ้นที่มีความถี่หลากหลายจำนวน ๆ หนึ่งแต่ไม่มากเกินไปและเพียงพอที่จะกระตุ้นเซลล์ประสาทให้ปล่อยกระแสประสาทและวัดกระแสไฟฟ้าบนศีรษะขึ้นมาได้ แต่ยังคงความถี่ที่เฉพาะเจาะจงของเสียงกระตุ้นไว้ระดับหนึ่ง ดังนั้นการใช้เสียงกระตุ้น tone burst จึงเป็นที่นิยมในการตรวจหาระดับการได้ยินที่ยังมีความเฉพาะเจาะจงต่อความถี่ในการตรวจ ABR ทำให้ทราบว่ารระดับการได้ยินในแต่ละความถี่มีการสูญเสียการได้ยินมากน้อยเท่าไรบ้าง รูปที่ 3.8 แสดงลักษณะของ tone burst ที่ความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ สังเกตว่าความถี่หลักที่มี amplitude สูงสุดจะอยู่ที่ 4,000 เฮิรตซ์ ความถี่อื่น ๆ ถัด ๆ ไปจะมี amplitude ที่น้อยลงไป ซึ่งจะเป็นเสียงกระตุ้นที่ยังสามารถกระตุ้นเซลล์ประสาทให้ปล่อยกระแสประสาทและวัดกระแสไฟฟ้าบนศีรษะขึ้นมาได้ในการตรวจ ABR แต่ยังคงความถี่ที่เฉพาะเจาะจงที่ 4,000 เฮิรตซ์ นั่นเอง



รูปที่ 3.8 | ความถี่ต่าง ๆ ที่รวมอยู่ในเสียงกระตุ้น tone burst ที่มีความเฉพาะเจาะจงอยู่ที่ความถี่ 4,000 เฮิรตซ์

4.5 **Speech stimulus:** ถึงแม้ว่าการใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) ถือเป็นเสียงกระตุ้นมาตรฐานที่ใช้ตรวจยืนยันภาวะการได้ยินบนพร่องที่นิยมใช้กันทั่วไปเพื่อทราบว่าผู้ถูกตรวจมีความบกพร่องทางการได้ยินที่ย่านความถี่ใดบ้าง เสียงบริสุทธิ์ไม่ใช่เสียงที่มนุษย์ได้ยินในชีวิตประจำวัน ในทางตรงกันข้าม เสียงคำพูดเป็นเสียงหลักที่มนุษย์ทุกคนใช้ในการสื่อสารระหว่างกัน ดังนั้น การใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงคำพูด (speech stimulus) ในการตรวจการได้ยินจึงเป็นการตรวจที่สามารถสะท้อนถึงความสามารถในการสื่อสารที่ใกล้เคียงกับชีวิตจริงของมนุษย์มากที่สุด ดังนั้น การใช้เสียงคำพูดจึงถูกออกแบบให้

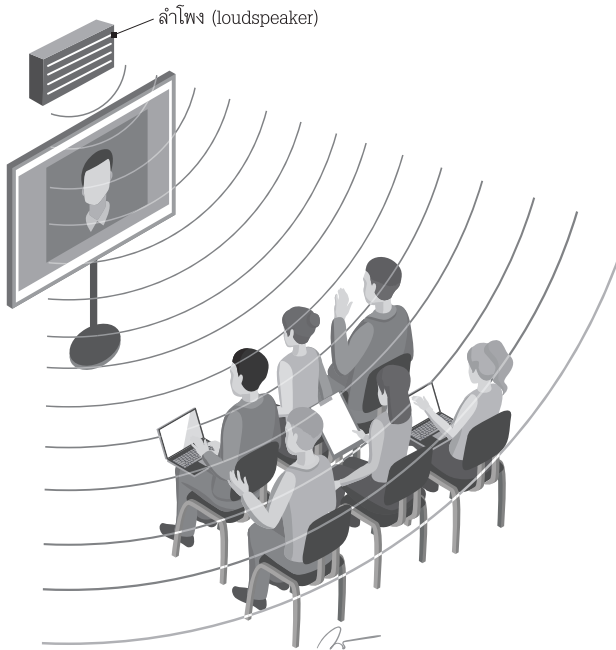
ใช้ในทางคลินิกเพื่อประเมินความเข้าใจทางภาษาพูดหรือใช้เพื่อประเมินความจำเป็นสำหรับการฝึกพูดและการใส่เครื่องช่วยฟังเป็นส่วนใหญ่

5. การปล่อยเสียงกระตุ้น free-field

การปล่อยเสียงกระตุ้นเพื่อตรวจการได้ยินส่วนใหญ่จะต้องปล่อยเสียงผ่านตัวแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นพลังงานเสียง (transducer) เช่น headphone, insert earphone หรือ bone vibrator เป็นต้น (รูปที่ 3.9) เพื่อประเมินระดับการได้ยินในย่านความถี่ต่าง ๆ อย่างไรก็ตาม การใช้อุปกรณ์เหล่านี้จำเป็นต้องสวมหรือวางไว้ที่ศีรษะของผู้ถูกตรวจขณะทำการตรวจการได้ยิน ซึ่งผู้ถูกตรวจต้องให้ความร่วมมือเป็นอย่างดีในการใส่อุปกรณ์เหล่านี้ หากผู้ถูกตรวจไม่ให้ความร่วมมือ เช่น เด็กปฏิเสธการใส่เครื่องมือหรือศีรษะยังเล็กเกินไปที่จะสวมได้พอดี ก็จะเป็นอุปสรรคในการใส่เครื่องมือ นอกจากนี้ ในกรณีที่ต้องการประเมินการได้ยินหลังใส่เครื่องช่วยฟังไปแล้ว การใส่ headphone หรือ insert earphone ก็จะไม่สามารถใช้ได้เนื่องจากมีเครื่องช่วยฟังอยู่ในช่องหูและบดบังการใส่อุปกรณ์เหล่านี้ได้เช่นกัน ดังนั้น การปล่อยเสียงกระตุ้นผ่านตัวแปลงสัญญาณชนิดอื่น ๆ จึงมีความจำเป็นสำหรับการตรวจการได้ยินเช่นกัน โดยเฉพาะการปล่อยเสียงกระตุ้นชนิด free-field ซึ่งเป็นการปล่อยเสียงกระตุ้นผ่านลำโพง (loudspeaker) และให้พลังงานเสียงเดินทางผ่านอากาศไปสู่หูของผู้ฟัง (รูปที่ 3.10)



รูปที่ 3.9 | ตัวแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นพลังงานเสียง (transducer) ได้แก่ headphone, insert earphone หรือ bone vibrator (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



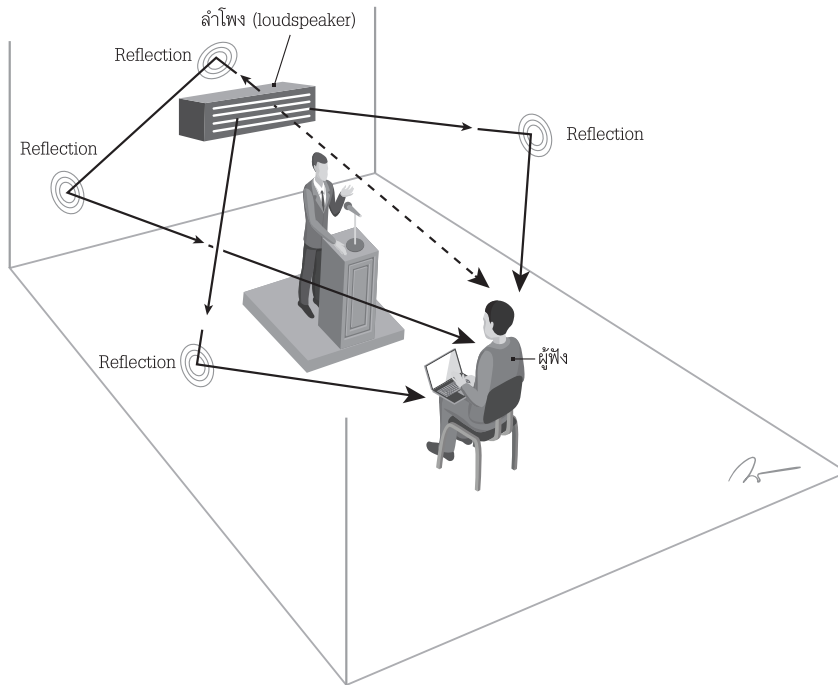
รูปที่ 3.10

การปล่อยเสียงกระตุ้นชนิด free-field ผ่านลำโพง (loudspeaker) และให้พลังงานเสียงเดินทางผ่านอากาศไปสู่หูของผู้ฟัง

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)

การปล่อยเสียงกระตุ้น free-field จะมีประโยชน์อย่างมากในกรณีที่ผู้ถูกตรวจไม่ต้องสวมใส่อุปกรณ์ใด ๆ บนศีรษะเพื่อรับฟังเสียงกระตุ้น โดยเฉพาะการตรวจการได้ยินในเด็กเล็กที่ยังไม่พร้อมจะใส่อุปกรณ์ใด ๆ บนศีรษะ อีกทั้งการใช้เสียงกระตุ้น free-field ก็ยังสามารถใช้ประเมินการทำงานของเครื่องช่วยฟังได้ โดยการปล่อยเสียงกระตุ้นผ่านลำโพงและไปสู่อุปกรณ์ช่วยฟังที่ผู้ถูกตรวจสวมใส่ ซึ่งการใช้เสียงกระตุ้น free-field มีสาระสำคัญเมื่อใช้งานทางคลินิกดังต่อไปนี้

5.1 Direct sound, early reflection และ late reflection: เมื่อเกิดการปล่อยเสียงกระตุ้นชนิด free-field ผ่านลำโพงออกไป เสียงกระตุ้นส่วนหนึ่งจะเคลื่อนที่ผ่านอากาศและไปสู่ผู้ถูกตรวจโดยตรง (direct sound) และ ยังมีเสียงกระตุ้นอีกส่วนหนึ่งเดินทางไปสู่กำแพงของห้องตรวจได้เช่นกัน ซึ่งเสียงกระตุ้นเหล่านี้นอกจากจะถูกดูดซับที่กำแพงของห้องตรวจแล้ว (absorption) เสียงกระตุ้นบางส่วนก็จะสะท้อนออกจากกำแพง (reflection) โดยที่เสียงสะท้อนที่ออกไปนี้จะสามารถสะท้อนไปสู่ผู้ถูกตรวจอีกครั้ง หลังสะท้อนกำแพงไปแล้วประมาณ 1-2 ครั้ง (early reflection) หรือ จะสะท้อนที่บริเวณกำแพงหลายรอบจนวนกลับมาสู่หูของผู้ถูกตรวจในภายหลัง (late reflection หรือ reverberation) ก็ได้เช่นกัน ดังรูปที่ 3.11 โดยเสียงสะท้อนเหล่านี้ หากสะท้อนกลับไปกลับมาและมาถึงผู้ถูกตรวจภายใน 30 มิลลิวินาที จะจัดว่าเป็น early intervention ซึ่งส่วนใหญ่มักจะสะท้อนกำแพงห้อง 1-2 ครั้งก่อนจะเข้าสู่หูผู้ฟัง⁽¹¹⁾ และหากเสียงกระตุ้นมีการสะท้อนกลับไปกลับมาหลายครั้งและเดินทางมาถึงผู้ถูกตรวจมากกว่า 30 มิลลิวินาที ก็จะถูกจัดว่าเป็น late reflection หรือ มีชื่อเรียกอีกอย่างว่า “reverberation” ถึงแม้ว่าเสียงกระตุ้นชนิด free-field เมื่อปล่อยออกไปแล้วจะมีทั้งเสียง direct sound, early reflection และ late reflection (reverberation) เสียงกระตุ้นที่สะท้อนกลับไปกลับมาเป็นจำนวนหลายครั้งก่อนที่จะมาถึงผู้ถูกตรวจ (reverberation) จะเป็นเสียงส่วนใหญ่ที่ผู้ถูกตรวจได้ยินเป็นหลักในห้องตรวจ



รูปที่ 3.11

การปล่อยเสียงกระตุ้นชนิด free-field ผ่านลำโพง (loudspeaker) โดยเมื่อเกิดการปล่อยเสียงกระตุ้นชนิด free-field ผ่านลำโพงออกไป เสียงกระตุ้นส่วนหนึ่งจะเคลื่อนที่ผ่านอากาศและไปสู่ผู้ถูกตรวจโดยตรง (direct sound, เส้นประ) และ ยังมีเสียงกระตุ้นอีกส่วนหนึ่งเดินทางไปสู่กำแพงของห้องตรวจได้เช่นกัน ซึ่งเสียงกระตุ้นเหล่านั้นนอกจากจะถูกดูดซับที่กำแพงของห้องตรวจแล้ว (absorption) เสียงกระตุ้นบางส่วนก็จะสะท้อนออกจากกำแพง (reflection, เส้นทึบ) โดยที่เสียงสะท้อนที่ออกไปนี้จะสามารถสะท้อนไปสู่ผู้ถูกตรวจอีกครั้งหลังสะท้อนกำแพงไปแล้วประมาณ 1-2 ครั้ง (early reflection) หรือจะสะท้อนที่บริเวณกำแพงหลายรอบจนวนกลับมาสู่หูของผู้ถูกตรวจในภายหลัง (late reflection หรือ reverberation) ก็ได้เช่นกัน

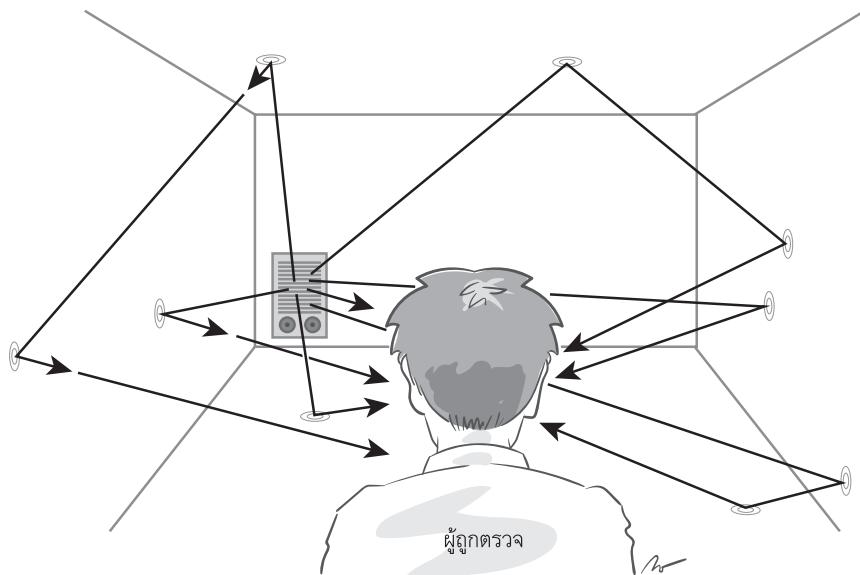
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

5.2 การใช้ narrow-band noise และ warble tone สำหรับเสียงกระตุ้น free-field:

การตรวจการได้ยินผ่านเสียงกระตุ้น free-field ต้องระมัดระวังที่จะไม่ใช้เสียงกระตุ้นชนิดเสียงบริสุทธิ์ในการตรวจการได้ยิน เนื่องจากเสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์ซึ่งมีเพียงความถี่เดียวนั้น เมื่อเดินทางผ่านอากาศและไปสู่ผู้ถูกตรวจจะมีระดับความดังที่เปลี่ยนแปลงไปได้ง่ายมากเมื่อมีการขยับตัวหรือเปลี่ยนตำแหน่งของผู้ถูกตรวจเพียงเล็กน้อย ทำให้ความแม่นยำของการใช้เสียงบริสุทธิ์สำหรับการปล่อยเสียง free-field ขาดความน่าเชื่อถือและวัดค่าได้ไม่สม่ำเสมอ ดังนั้น การใช้เสียงกระตุ้นที่มีหลาย ๆ ความถี่อยู่ในเสียงกระตุ้นเดี่ยว เช่น narrow-band noise หรือ warble tone จะช่วยให้ลดความผิดพลาดที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงค่าความดังที่ไม่แน่นอนเหล่านี้ได้ เนื่องจากความถี่ที่หลากหลายซึ่งย่อมมีความดังที่แตกต่างกัน จะผสมและรวมกันจนมีค่าเฉลี่ยโดยรวมของความดังที่เปลี่ยนแปลงได้น้อยกว่าความดังของเสียงกระตุ้นที่มีเพียงความถี่เดี่ยวหากมีการขยับตัวของผู้ถูกตรวจอยู่บ้างระหว่างทำการตรวจการได้ยิน ดังนั้น เมื่อไรก็ตามที่จะต้องใช้เสียงกระตุ้น free-field สำหรับการตรวจการได้ยิน ผู้ตรวจควรจะใช้เสียงกระตุ้นชนิด narrow-band noise

หรือ warble tone ซึ่งมีหลายความถี่อยู่ในเสียงกระตุ้นแต่ยังคงความเฉพาะเจาะจงในเรื่องความถี่ของการตรวจการได้ยินดังที่กล่าวไว้แล้วในเบื้องต้น เพื่อให้การตรวจการได้ยินด้วยเสียงกระตุ้นชนิด free-field มีความแม่นยำและน่าเชื่อถือ

5.3 การได้ยินจากหูข้างที่ดีกว่า (the better ear): โดยทั่วไป เมื่อทำการตรวจการได้ยินผ่านเสียงกระตุ้นชนิด free-field ด้วยเสียง narrow-band noise หรือ warble tone จะได้ความดังโดยภาพรวมที่ใกล้เคียงกันทั่วทั้งห้องตรวจจากเสียงสะท้อนส่วนใหญ่ของ late reflection (reverberation) ซึ่งมีการสะท้อนกลับไปกลับมาเป็นจำนวนหลายครั้งก่อนจะถึงผู้ถูกตรวจ เมื่อไรก็ตาม เสียงกระตุ้น free-field จากลำโพงที่ใช้ตรวจการได้ยินเดินทางผ่านอากาศไปสู่หูของผู้ถูกตรวจทั้งสองข้าง ก็จะถือว่ามีความดังของเสียงที่ใกล้เคียงกันระหว่างหูทั้งสอง (รูปที่ 3.12) ดังนั้นหากผู้ถูกตรวจสามารถได้ยินเสียงกระตุ้น free-field จะแสดงถึงการได้ยินจากหูข้างที่ดีกว่าของผู้ถูกตรวจ (the better ear) เสมอ หรือ กล่าวอีกนัยหนึ่งคือ ผู้ตรวจจะไม่สามารถทราบแน่ชัดได้ว่าการตอบสนองการได้ยินของผู้ถูกตรวจนั้นมาจากหูข้างใด ทราบเพียงแต่ว่าเป็นความดังที่ผู้ถูกตรวจได้ยินจากหูข้างที่ได้ยินดีที่สุด และหากต้องการจะทราบให้แน่ชัดว่าผู้ถูกตรวจได้ยินจากหูข้างใดนั้น จำเป็นต้องใช้เสียงกระตุ้นที่ไม่ใช่เสียง free-field ที่มาจากลำโพง และใช้เสียงกระตุ้นผ่านตัวแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นพลังงานเสียง (transducer) เช่น headphone หรือ insert earphone แทนเป็นต้น



รูปที่ 3.12

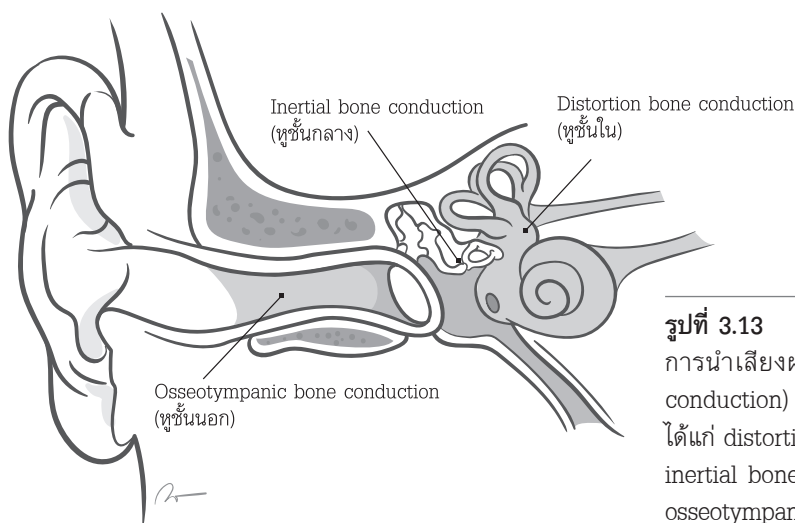
การตรวจการได้ยินผ่านเสียงกระตุ้นชนิด free-field ด้วยเสียง narrow-band noise หรือ warble tone จะได้ความดังโดยภาพรวมที่ใกล้เคียงกันทั่วทั้งห้องตรวจจากเสียงสะท้อนส่วนใหญ่ของ late reflection (reverberation) ซึ่งมีการสะท้อนกลับไปกลับมาเป็นจำนวนหลายครั้งก่อนจะถึงผู้ถูกตรวจ เมื่อไรก็ตาม เสียงกระตุ้น free-field จากลำโพงที่ใช้ตรวจการได้ยินเดินทางผ่านอากาศไปสู่หูของผู้ถูกตรวจทั้งสองข้าง ก็จะถือว่ามีความดังของเสียงที่ใกล้เคียงกันระหว่างหูทั้งสอง

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

6. การนำเสียงผ่านกระดูก (bone-conduction)

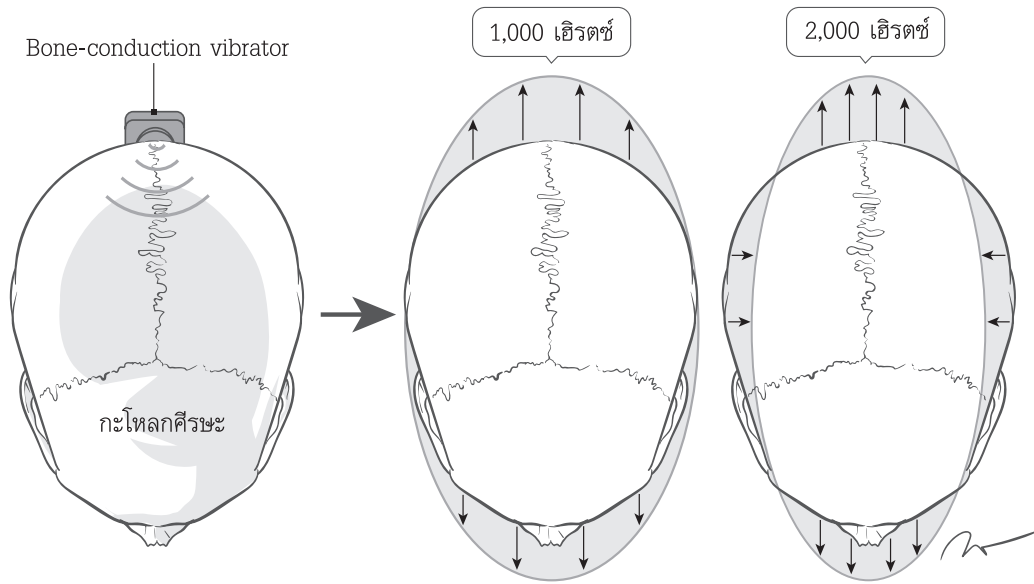
โดยทั่วไปการได้ยินของมนุษย์จะเกิดจากการนำเสียงผ่านทางอากาศเป็นส่วนใหญ่ อย่างไรก็ตาม เสียงยังสามารถเดินทางผ่านกระดูกของมนุษย์ได้เช่นกัน และหากพิจารณาเรื่องของการตรวจการได้ยินแล้ว การประเมินการนำเสียงผ่านกระดูกจะสามารถแยกชนิดของภาวะการได้ยินบกพร่อง ไม่ว่าจะเป็นการนำเสียงทางอากาศบกพร่อง (CHL) การรับเสียงบกพร่องแบบผสม (mixed HL) หรือ ประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (SNHL) ผ่านการประเมิน AB gap จากผลตรวจการได้ยิน ซึ่งการนำเสียงผ่านกระดูกของมนุษย์เกิดจากหลักการสำคัญสามประการผ่านหูทั้งสามชั้น (รูปที่ 3.13) ได้แก่ distortion bone conduction (หูชั้นใน) inertial bone conduction (หูชั้นกลาง) และ osseotympanic bone conduction (หูชั้นนอก)

6.1 Distortion bone conduction ผ่านหูชั้นใน: เมื่อไรก็ตามที่มีการนำ bone-conduction vibrator วางที่ศีรษะเพื่อนำเสียงผ่านกระดูกไปสู่อหูชั้นใน จะเกิดการสั่นของกะโหลกศีรษะที่สำคัญสองลักษณะคือ กะโหลกศีรษะจะสั่นไปข้างหน้าและข้างหลังเป็นหลักถ้าเสียงกระตุ้นผ่านกะโหลกศีรษะเป็นเสียงที่มีความถี่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 1,800 เฮิรตซ์ ขณะเดียวกัน กะโหลกศีรษะจะสั่นไปข้างหน้าและข้างหลังรวมทั้งสั่นไปทางซ้ายและขวาร่วมด้วยหากเสียงกระตุ้นผ่านกะโหลกศีรษะเป็นเสียงที่มีความถี่มากกว่า 1,800 เฮิรตซ์ เป็นต้นไป⁽¹²⁾ (รูปที่ 3.14) โดยการสั่นของกะโหลกศีรษะลักษณะนี้จะทำให้หูชั้นในและ cochlea เกิดการสั่นตาม ส่งผลให้ของเหลวที่อยู่ใน scala vestibuli, scala media, scala tympani มีการสั่นต่อเนื่องตามกันไป และเนื่องจากของเหลวในฝั่ง scala vestibuli มีมากกว่าของเหลวในฝั่ง scala tympani จึงทำให้ basilar membrane ซึ่งอยู่ระหว่าง scala vestibuli และ scala tympani มีการขยับจนเกิด travelling wave และส่งสัญญาณสื่อประสาทผ่านเซลล์ขนของระบบประสาทการได้ยินในลำดับถัดไป⁽¹³⁾ (รูปที่ 3.15) ดังนั้นจะเห็นว่าการนำเสียงผ่านกระดูกจะทำให้เกิดการสั่นของศีรษะและหูชั้นในไปพร้อม ๆ กันจนสามารถเกิดการนำเสียงเข้าสู่ระบบประสาทการได้ยินของมนุษย์ได้นั่นเอง



รูปที่ 3.13

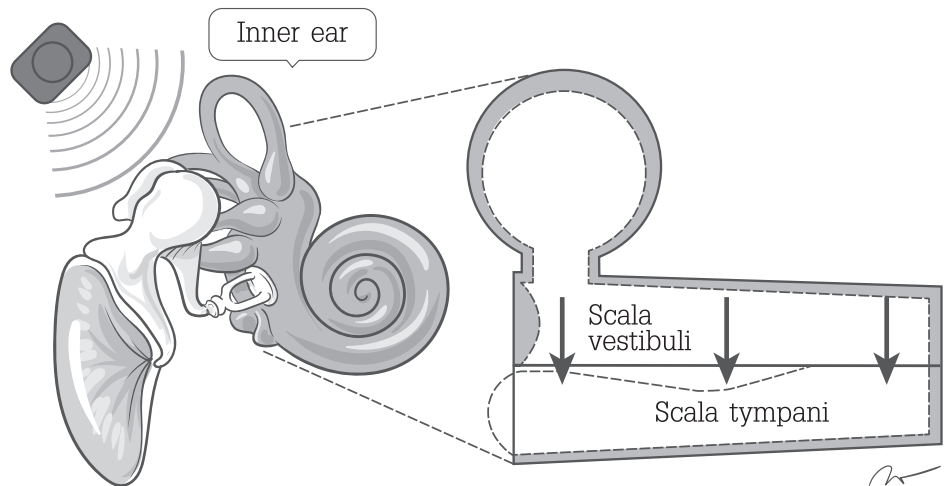
การนำเสียงผ่านกระดูกของมนุษย์ (bone-conduction) จากหลักการสำคัญสามประการ ได้แก่ distortion bone conduction (หูชั้นใน) inertial bone conduction (หูชั้นกลาง) และ osseotympanic bone conduction (หูชั้นนอก) (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 3.14

กะโหลกศีรษะจะสั่นไปข้างหน้าและข้างหลังเป็นหลักถ้าเสียงกระตุ้นผ่านกะโหลกศีรษะเป็นเสียงที่มีความถี่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 1,800 เฮิรตซ์ ขณะเดียวกัน กะโหลกศีรษะจะสั่นไปข้างหน้าและข้างหลังรวมทั้งสั่นไปทางซ้ายและขวาร่วมด้วยหากเสียงกระตุ้นผ่านกะโหลกศีรษะเป็นเสียงที่มีความถี่มากกว่า 1,800 เฮิรตซ์ เป็นต้นไป

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

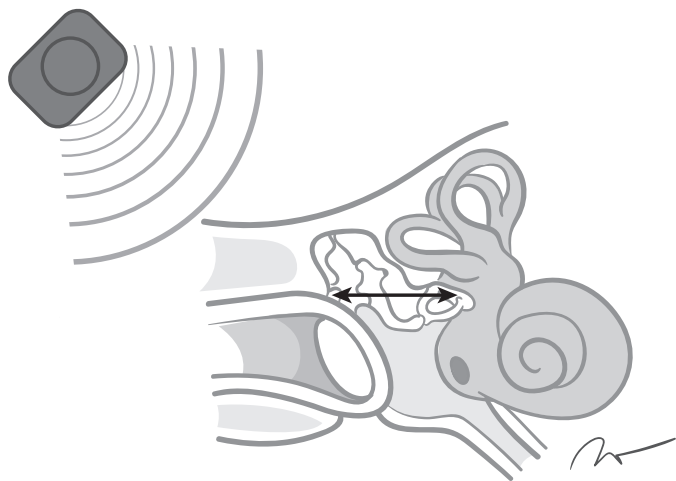


รูปที่ 3.15

การสั่นของกะโหลกศีรษะจะทำให้หูชั้นในและ cochlea เกิดการสั่นตาม ส่งผลให้ scala vestibuli, scala media, scala tympani มีการสั่นต่อเนื่องตามกันไป และเนื่องจากของเหลวในฝั่ง scala vestibuli มีมากกว่าของเหลวในฝั่ง scala tympani จึงทำให้ basilar membrane ซึ่งอยู่ระหว่าง scala vestibuli และ scala tympani มีการขยับจนเกิด travelling wave และส่งสัญญาณสื่อประสาทผ่านเซลล์ขนของระบบประสาทการได้ยินในลำดับถัดไป

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

6.2 **Inertial bone conduction ผ่านหูชั้นกลาง:** การนำเสียงผ่านกระดูกเมื่อมีการสั่นของกะโหลกศีรษะ นอกจากจะทำให้มีการสั่นของหูชั้นในร่วมด้วยแล้ว หูชั้นกลางก็จะมี การสั่นด้วยเช่นกัน ซึ่งการสั่นของหูชั้นกลางจะส่งผลให้กระดูกหูทั้งสามชิ้นมีการสั่นตาม โดยจะสั่นไปในทางซ้ายและขวา กลับไปกลับมาตามแนวการเรียงตัวของกระดูกหูชั้นกลาง ซึ่งการสั่นของหูชั้นกลางจากการสั่นของกะโหลกศีรษะนี้ ก็จะสามารถส่งต่อคลื่นเสียงเข้าสู่หูชั้นในและกระตุ้นการทำงานของ cochlea ไปสู่ระบบประสาทการได้ยินได้ตามปกติ⁽¹⁴⁾ (รูปที่ 3.16)



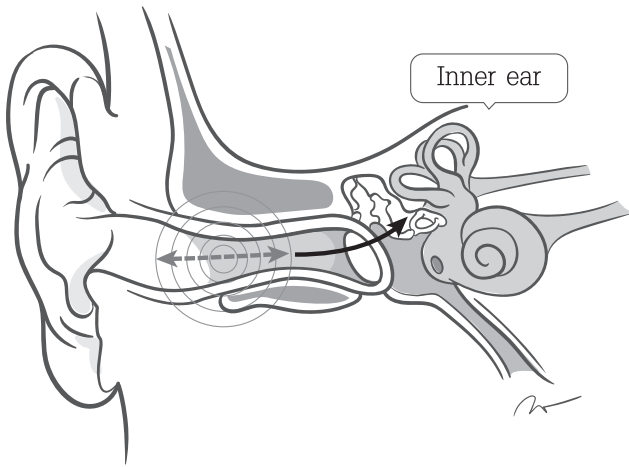
รูปที่ 3.16

การสั่นของหูชั้นกลางจากการสั่นของกะโหลกศีรษะสามารถส่งต่อคลื่นเสียงเข้าสู่หูชั้นในและกระตุ้นการทำงานของ cochlea ไปสู่ระบบประสาทการได้ยินได้ตามปกติ

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)

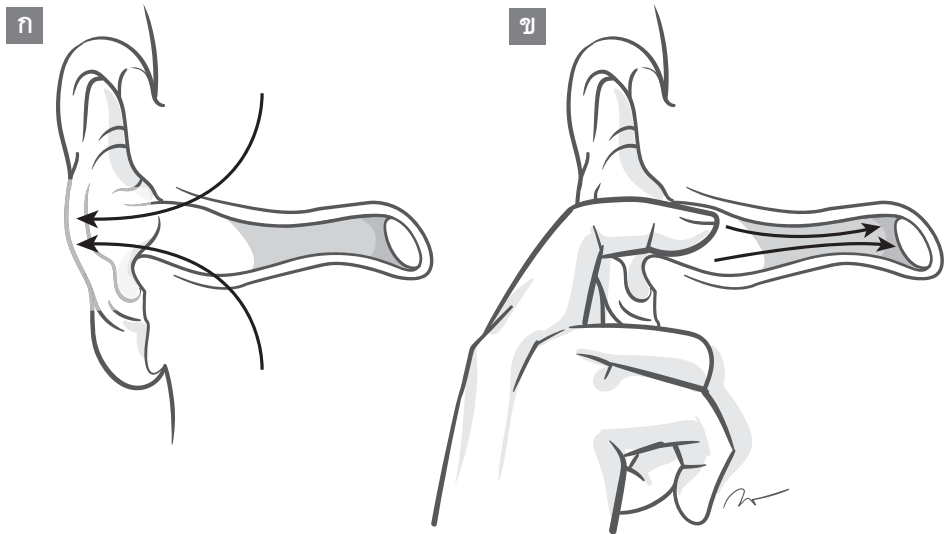
6.3 **Osseotympanic bone conduction ผ่านหูชั้นนอก:** การนำเสียงผ่านกระดูกจากการสั่นของกะโหลกศีรษะสามารถส่งผลให้เกิดการสั่นของหูชั้นนอกได้อีกเช่นกัน ซึ่งเมื่อเกิดการสั่นของหูชั้นนอกแล้ว จะเกิดการสั่นของโมเลกุลอากาศในหูชั้นนอกตามมา ส่งผลให้เกิดการนำคลื่นเสียงจากหูชั้นนอกเข้าสู่หูชั้นกลางผ่านกระดูกหูทั้งสามชิ้นและเข้าสู่หูชั้นในผ่าน cochlea ไปสู่ระบบประสาทการได้ยินตามปกติ⁽¹⁵⁾ (รูปที่ 3.17) โดยการนำเสียงผ่านกระดูกจากการสั่นของหูชั้นนอกสามารถสังเกตได้จากการที่ลองขบกัดฟันแล้วสามารถได้ยินเสียงขบกัดฟันเหล่านั้นได้ ซึ่งการที่ได้ยินเสียงขบกัดฟันเกิดจากการที่มีการนำเสียงจากฟันและกรามผ่านการนำเสียงของกระดูกมาสู่ช่องหูชั้นนอก ชั้นกลางและชั้นในตามลำดับนั่นเอง นอกจากนี้หากลองใช้นิ้วอุดหูทั้งสองข้างก็จะพบว่าเสียงขบกัดฟันนั้นดังมากขึ้นกว่าเดิม ทั้งนี้เนื่องจากว่า โดยทั่วไปคลื่นเสียงจากการนำเสียงผ่านกระดูกที่เข้ามาในหูชั้นนอกมักจะต้องมีการรั่วของคลื่นเสียงไปส่วนหนึ่งเสมอ คลื่นเสียงไม่สามารถจะเดินเข้าไปในหูชั้นในได้ทั้งหมด โดยเฉพาะเสียงที่มีความถี่ต่ำกว่าหรือเท่ากับ 1,000 เฮิรตซ์⁽¹⁶⁾ จะมีการรั่วออกมาจากหูชั้นนอกตลอดเวลา ดังนั้นเมื่อไรก็ตามที่มีการอุดช่องหูชั้นนอกเกิดขึ้น ก็จะทำให้คลื่นเสียงความถี่ต่ำ ๆ เหล่านั้นไม่สามารถรั่วออกไปได้อีก จนส่งผลให้คลื่นเสียงสามารถเข้าไปในช่องหูและรับรู้ว่าเป็นเสียงที่ดังขึ้นนั้นมีความดังมากขึ้นกว่าเดิมหลังจากการอุดหูนั่นเอง ซึ่งปรากฏการณ์นี้รู้จักกันดีในนามว่า “occlusion effect” (รูปที่ 3.18) ดังนั้นจะสังเกตเห็นว่า หูฟังชนิดต่าง ๆ ที่ออกแบบมาให้ใส่ในช่องหูที่มีขายอยู่ตามท้องตลาดทั่วไป หรือ เครื่องช่วยฟังที่ใช้ขยายเสียงในคนที่มีความพิการการได้ยินบกพร่องซึ่งมีการสูญเสีย

เฉพาะความถี่สูง ๆ (ระดับการได้ยินที่ความถี่ต่ำ ๆ มีค่าที่ปกติหรือสูญเสียเพียงเล็กน้อย) ไม่ว่าจะเป็นเครื่องช่วยฟังชนิดใส่ในช่องหู (in the ear hearing aid, ITE) หรือเครื่องช่วยฟังชนิดทัดหลังหู (behind the ear hearing aid, BTE) จะต้องมีการเจาะรู (vent) ให้เสียงความถี่ต่ำ ๆ ร่วออกไปได้บางส่วน ทั้งนี้ก็เพื่อจะหลีกเลี่ยง occlusion effect ไม่ให้รู้สึกว่าการใส่หูฟังหรือการใส่เครื่องช่วยฟังแล้วทำให้ได้ยินเสียงตัวเองเวลาพูดหรือเวลาเคี้ยวอาหารดังขึ้นกว่าเดิมจนรบกวนการสื่อสารในชีวิตประจำวัน (รูปที่ 3.19)



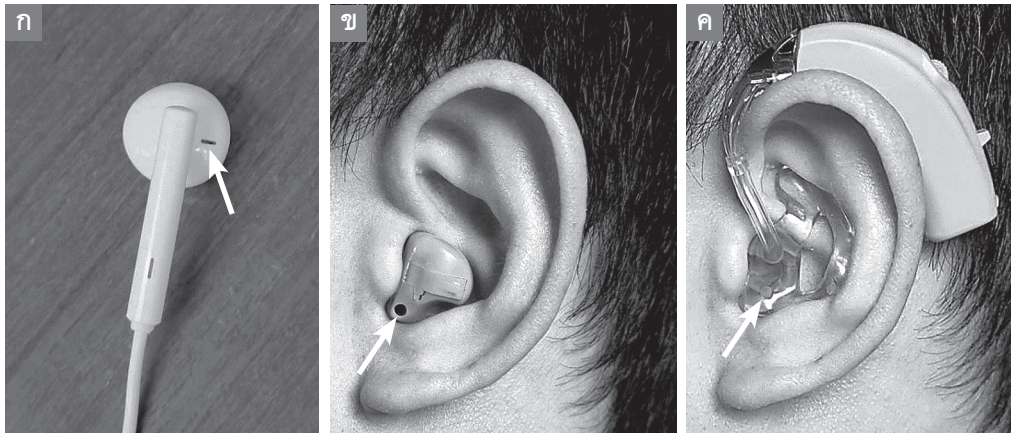
รูปที่ 3.17

การนำเสียงผ่านกระดูกจากการสั่นของกะโหลกศีรษะสามารถส่งผลให้เกิดการสั่นของหูชั้นนอกได้อีกเช่นกัน ซึ่งเมื่อเกิดการสั่นของหูชั้นนอกแล้ว จะเกิดการสั่นของโมเลกุลอากาศในหูชั้นนอกตามมา ส่งผลให้เกิดการนำคลื่นเสียงจากหูชั้นนอกเข้าสู่หูชั้นกลางผ่านกระดูกหูทั้งสามชิ้นและเข้าสู่หูชั้นในผ่าน cochlea ไปสู่ระบบประสาทการได้ยินได้ตามปกติ (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 3.18

คลื่นเสียงที่เข้ามาในหูชั้นนอกจากการนำเสียงผ่านกระดูกมักจะต้องมีการรั่วของคลื่นเสียงไปส่วนหนึ่งเสมอ คลื่นเสียงไม่สามารถจะเดินเข้าไปในหูชั้นในได้ทั้งหมด โดยเฉพาะเสียงที่มีความถี่ต่ำกว่าหรือเท่ากับ 1,000 เฮิรตซ์ จะมีการรั่วออกมาจากหูชั้นนอกตลอดเวลา (ก) ดังนั้นเมื่อไรก็ตามที่มีการอุดช่องหูชั้นนอกเกิดขึ้น (ข) จะทำให้คลื่นเสียงความถี่ต่ำ ๆ เหล่านั้นไม่สามารถรั่วออกไปได้อีก จนส่งผลให้คลื่นเสียงสามารถเข้าไปในช่องหูและรับรู้ว่าเป็นเสียงที่เกิดขึ้นนั้นมีความดังมากขึ้นกว่าเดิมหลังจากการอุดหูนั่นเอง ซึ่งปรากฏการณ์นี้รู้จักกันดีในนามว่า “occlusion effect” (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 3.19

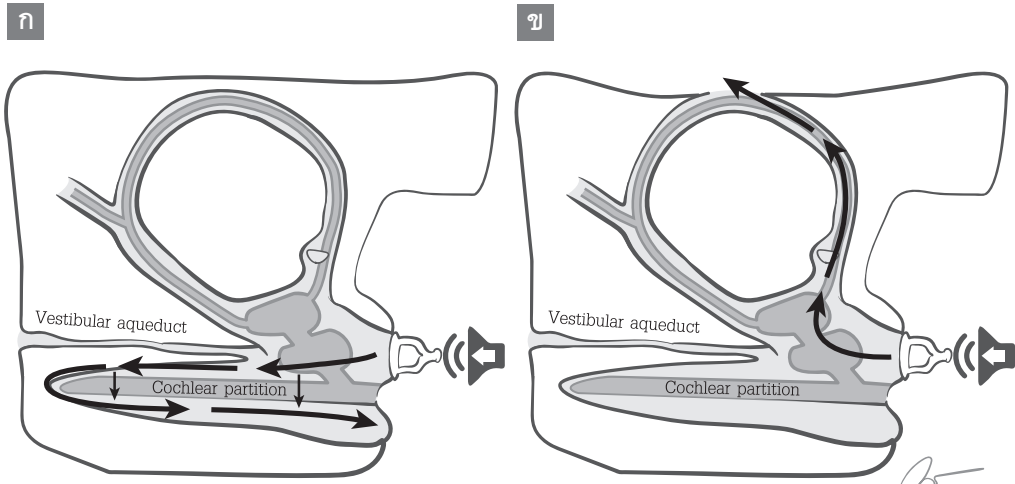
หูฟังชนิดที่ออกแบบมาให้ใส่ในช่องหูซึ่งมีขายอยู่ตามท้องตลาดทั่วไป (ก) หรือ เครื่องช่วยฟังที่ใช้ขยายเสียงในคนที่มีการได้ยินบกพร่องที่มีการสูญเสียเฉพาะความถี่สูง ๆ (ข) เครื่องช่วยฟังแบบอยู่ในหู และ (ค) เครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหู จะต้องมีการเจาะรู (ลูกศร) ให้เสียงความถี่ต่ำ ๆ โดยเฉพาะเสียงที่มีความถี่ต่ำกว่าหรือเท่ากับ 1,000 เฮิรตซ์ รั่วออกไปได้บางส่วน ทั้งนี้ก็เพื่อจะหลีกเลี่ยง occlusion effect ไม่ให้รู้สึกว่าการใส่หูฟังหรือการใส่เครื่องช่วยฟังแล้วทำให้ได้ยินเสียงตัวเองเวลาพูดหรือเวลาเคี้ยวอาหารดังขึ้นกว่าเดิมจนรบกวนการสื่อสารในชีวิตประจำวัน

หากมาพิจารณาการนำเสียงผ่านกระดูกด้วยกลไกสำคัญทั้งสามประการไม่ว่าจะเป็น distortion bone conduction (ผ่านหูชั้นใน) inertial bone conduction (ผ่านหูชั้นกลาง) และ osseotympanic bone conduction (ผ่านหูชั้นนอก) สามารถอธิบายภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดจากการนำเสียงบกพร่องชนิดต่าง ๆ ในทางคลินิกได้ เช่น โรค otosclerosis และ superior canal dehiscence เป็นต้น

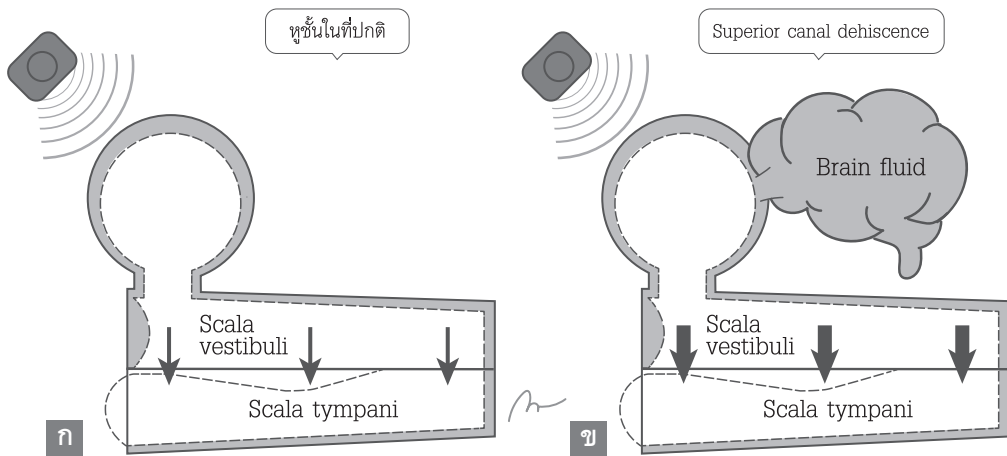
1) โรค otosclerosis เป็นภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดจากหินปูนขนาดเล็กที่งอกอย่างผิดปกติบริเวณกระดูกโกลน (stapes) จนทำให้กระดูกโกลนไม่สามารถจะเคลื่อนที่เพื่อจะนำเสียงได้อย่างปกติ การนำเสียงที่บกพร่องของโรค otosclerosis ในช่วงระยะแรก ๆ จะยังไม่รุนแรงและเพียงส่งผลต่อการนำเสียงในหูชั้นกลางเท่านั้น (CHL) แต่เมื่อโรคริดำเนินโรคเป็นมากขึ้นจนมีการรั่วไหลของเอนไซม์ของกระดูกงอกที่ผิดปกติเหล่านั้นเข้าสู่หูชั้นใน ก็จะมีผลให้เกิดการรับเสียงบกพร่องแบบผสม (mixed HL) ได้เช่นกันเนื่องจากระบบประสาทรับฟังเสียงถูกกระทบกระเทือน (SNHL component)⁽¹⁷⁾ ซึ่งเป็นที่น่าสังเกตว่าในกรณีที่เป็น otosclerosis ระยะแรกที่มีเพียงหินปูนงอกเกาะติดกระดูกโกลน ควรจะต้องพบเฉพาะการนำเสียงบกพร่อง (conductive component) เท่านั้น โดยประเมินได้จากการนำเสียงทางอากาศ (air conduction, AC) ที่แย่ลงกว่าเดิมและการตรวจพบ AB gap ในผลตรวจการได้ยิน อย่างไรก็ตาม ในทางคลินิกกลับพบว่านอกจาก AC จะแย่กว่าปกติจากการนำเสียงทางอากาศที่บกพร่องแล้ว กลับพบว่าการนำเสียงทางกระดูก (bone conduction, BC) ในผลตรวจการได้ยินก็แย่กว่าปกติได้เช่นกัน ซึ่งผล BC ที่บ่งชี้ SNHL component ในลักษณะนี้ จะชัดเจนที่สุดที่ความถี่ 2,000 เฮิรตซ์ ซึ่งจะแย่กว่าความถี่ข้างเคียง (ความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ และ ความถี่ 4,000 เฮิรตซ์) ประมาณ 10-20 dB จนทำให้เกิด

ลักษณะเฉพาะของผลตรวจการได้ยินที่รู้จักกันดีในนามว่า “Carhart’s notch”⁽¹⁸⁾ โดยลักษณะ Carhart notch ที่พบใน otosclerosis ระยะแรก ๆ ซึ่งยังไม่มีพยาธิสภาพในหูชั้นในนั้น สามารถอธิบายได้จากหนึ่งในกลไกการนำเสียงผ่านกระดูกทั้งสามประการดังที่กล่าวไว้แล้ว โดยเฉพาะ inertial bone conduction ที่มีความบกพร่องเนื่องจากกระดูกโกลนไม่สามารถจะขยับได้ตามปกตินั่นเอง และเมื่อโรคริดมีมีการแก้ไขพยาธิสภาพของกระดูกโกลนโดยการผ่าตัดเจาะรูและใส่กระดูกเทียมเข้าไปทดแทน (stapedotomy)⁽¹⁹⁾ นอกจากจะพบว่าค่า AC ในผลตรวจการได้ยินที่ดีขึ้นกว่าเดิมแล้ว ค่า BC ก็ยังสามารถกลับมาดีขึ้นกว่าเดิมและไม่พบลักษณะของ Carhart’s notch ปรากฏให้เห็นอีกต่อไปในผลตรวจการได้ยินเนื่องจาก inertial bone conduction ที่มีปัญหาได้ถูกแก้ไขแล้วด้วยการผ่าตัด⁽²⁰⁾

2) โรค superior canal dehiscence เป็นโรคที่มีพยาธิสภาพในหูชั้นใน โดยเกิดจากกระดูกบริเวณ superior semicircular canal ของหูชั้นในขาดหายไปจนส่งผลให้มีการแนบชิดของหูชั้นในกับสมองโดยตรง ซึ่งผู้ป่วยที่มีโรค superior canal dehiscence นี้ จะมีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องและมักจะได้ยินเสียงตัวเอง (autophony) อาจจะได้ยินเสียงกรอกตาของตัวเอง ได้ยินเสียงหายใจหรือเสียงหัวใจของตัวเอง เป็นต้น⁽²¹⁾ ซึ่งหากทำการตรวจการได้ยินจะพบว่าผู้ป่วยจะมีการสูญเสียการได้ยินชนิดการนำเสียงบกพร่อง (CHL) โดยสามารถตรวจพบ AB gap ได้ โดยเฉพาะที่ความถี่ต่ำกว่าหรือเท่ากับ 2,000 เฮิรตซ์ จะเห็น AB gap ได้ชัดเจนมากกว่าความถี่อื่น ๆ และในบางครั้งค่าของ BC ในผลตรวจการได้ยินก็มักจะมีค่าที่ดีกว่าปกติและอาจจะอยู่ที่ 0 dB หรือ -20 dB ได้ เป็นต้น⁽²²⁾ สังเกตว่าผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องของ superior canal dehiscence จะมีพยาธิสภาพที่บริเวณหูชั้นในเท่านั้น หูชั้นกลางและกระดูกหูทั้งสามชิ้นจะยังสามารถทำงานได้ตามปกติ ดังนั้นหากทำการตรวจการทำงานของหูชั้นกลางด้วย tympanometry ร่วมกับ acoustic reflex ในผู้ป่วยเหล่านี้ก็จะพบว่าค่าที่ปกติได้ อย่างไรก็ตาม การพบ AB gap ในผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องของ superior canal dehiscence ขณะที่การทำงานของหูชั้นกลางยังปกติดีนั้นสามารถอธิบายได้จากการนำเสียงผ่านอากาศ (AC) แยกขณะที่การนำเสียงผ่านกระดูก (BC) กลับดีขึ้นในผู้ป่วยเหล่านี้ ซึ่งค่า AC ในผลตรวจการได้ยินมีค่าที่แยกลงเนื่องจากว่าเสียงกระตุ้นที่ใช้ตรวจเดินทางรั่วออกไปบริเวณที่มีกระดูกหายไปของ superior semicircular canal แทนที่จะเดินทางผ่าน cochlea ตามปกติ ทำให้ผู้ป่วยได้รับฟังเสียงกระตุ้นผ่าน AC มากกว่าที่ควรจะเป็น (รูปที่ 3.20) ในขณะที่ค่า BC ของผลตรวจการได้ยินกลับดีขึ้นกว่าปกติเนื่องจากว่ากระดูกที่หายไปของผู้ป่วยที่มีปัญหา superior semicircular canal ส่งผลให้เกิดการแนบชิดของหูชั้นในกับสมองโดยตรง ดังนั้นหากมีการกระตุ้นเสียง BC ผ่านกลไกของ distortion bone conduction การนำเสียงผ่านกระดูกจะไม่เพียงสั้นของเหลวในหูชั้นในและ cochlea เท่านั้น แต่จะเกิดการสั้นของเหลวในหูชั้นใน และ cochlea รวมทั้งของเหลวในสมองไปทั้งระบบ ทำให้ของเหลวในฝั่งของ scala vestibuli มีปริมาณมากกว่าของเหลวในฝั่งของ scala tympani อย่างชัดเจนจนสามารถที่จะกระตุ้นการขยับของ basilar membrane ได้มากกว่าปกติและทำให้ผู้ป่วยได้รับฟังเสียงกระตุ้นผ่าน BC ที่ดีขึ้นกว่าเดิม⁽²²⁾ (รูปที่ 3.21)



รูปที่ 3.20 กลไกการนำเสียงทางอากาศ (AC) ที่เบากว่าที่ควรจะเป็นในผู้ป่วยที่มีปัญหา superior canal dehiscence (ก) คลื่นเสียงวิ่งผ่าน scala vestibuli และ scala tympani ส่งผลให้ basilar membrane ขยับตามปกติ (ข) คลื่นเสียงวิ่งผ่าน scala vestibuli และรั่วออกไปทาง superior canal dehiscence เป็นหลัก ส่งผลให้ basilar membrane ขยับได้น้อยกว่าปกติ (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



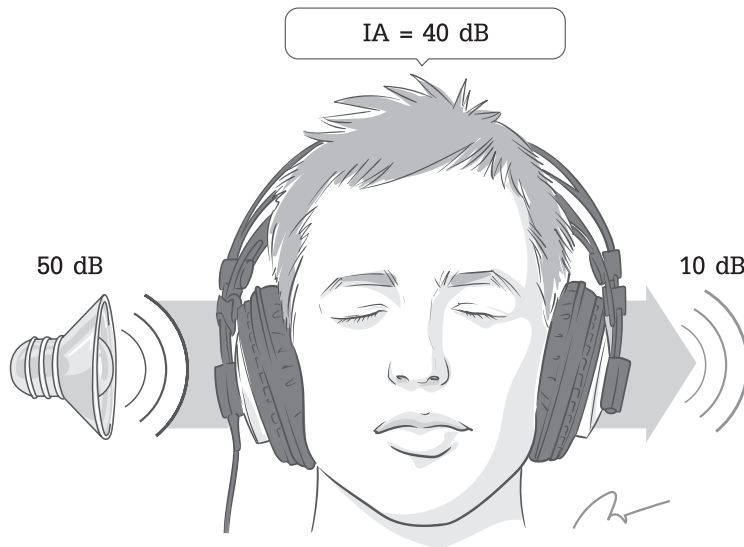
รูปที่ 3.21 กลไกการนำเสียงทางกระดูก (BC) ที่ดีขึ้นกว่าเดิมในผู้ป่วยที่มีปัญหา superior canal dehiscence (ก) การกระตุ้นเสียง BC ผ่านกลไกของ distortion bone conduction ส่งผลให้ scala vestibuli, scala media, scala tympani มีการสั่นต่อเนื่องตามกันไป และเนื่องจากของเหลวในช่อง scala vestibuli มีมากกว่าของเหลวในช่อง scala tympani จึงทำให้ basilar membrane ซึ่งอยู่ระหว่าง scala vestibuli และ scala tympani มีการขยับจนเกิด travelling wave (ข) การกระตุ้นเสียง BC ผ่านกลไกของ distortion bone conduction ส่งผลให้ scala vestibuli, scala media, scala tympani มีการสั่นต่อเนื่องตามกันไป แต่เนื่องจากมีการแนบชิดระหว่างหูชั้นในและสมองบริเวณที่เกิด superior canal dehiscence ทำให้ของเหลวในช่อง scala vestibuli มีปริมาณมากกว่าของเหลวในช่อง scala tympani อย่างชัดเจนจนสามารถที่จะกระตุ้นการขยับของ basilar membrane ได้มากกว่าปกติ (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

7. การใช้เสียงกลบในการตรวจการได้ยินทางคลินิก (clinical masking)

โดยทั่วไปการตรวจการได้ยิน ผู้ตรวจต้องมั่นใจว่าผลตรวจการได้ยินนั้นเชื่อถือได้ โดยเฉพาะระดับการได้ยินที่วัดได้นั้นเป็นการตอบสนองจากหูข้างที่ต้องการจะตรวจจริง ๆ เนื่องจากว่าเมื่อไรก็ตามที่มีการใช้ตัวแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นพลังงานเสียง (transducer) ไม่ว่าจะเป็น headphone, insert earphone หรือ bone vibrator จะมีการส่งผ่านเสียงไปสู่ข้างที่ไม่ได้ตรวจเสมอ (cross hearing) ซึ่งในปัจจุบันคำแนะนำขณะทำการตรวจการได้ยินเพื่อป้องกันการเกิด cross hearing จากการตอบสนองจากหูข้างที่ไม่ได้ตรวจ คือการใช้เสียงกลบในการตรวจการได้ยินทางคลินิก หรือ clinical masking ด้วยวิธีการปล่อยเสียงรบกวนไปสู่หูข้างที่ไม่ได้ตรวจเพื่อไม่ให้ได้ยินและมีการตอบสนอง ซึ่งหลักการสำคัญของ clinical masking คือการพิจารณาว่า พลังงานเสียงที่ต้องเสียไปของเสียงกระตุ้นก่อนที่จะเข้าไปสู่หูอีกข้างมีมากน้อยเพียงใด โดยทั่วไป เสียงกระตุ้นจากหูข้างที่ตรวจสามารถเดินทางไปสู่หูข้างที่ไม่ได้ตรวจได้สองทาง คือ ทางแรกเกิดจากเสียงกระตุ้นเข้าไปหูอีกข้างผ่านทางอากาศที่อยู่รอบศีรษะ อย่างไรก็ตาม หูอีกข้างก็มักถูกรอบด้วย headphone หรือ มี insert earphone ในช่องหูอยู่แล้ว ดังนั้น การเดินทางของเสียงกระตุ้นผ่านทางอากาศนี้จะไม่ส่งผลต่อการเกิด cross hearing มากนัก และสำหรับทางที่สอง คือ เสียงกระตุ้นเข้าไปหูอีกข้างผ่านทางกระดูก ซึ่ง headphone หรือ insert earphone ที่ใช้ตรวจจะมีการสัมผัสที่หูและสามารถสั่นกระดูกศีรษะขณะกำลังให้กำเนิดเสียงกระตุ้นจนพลังงานเสียงสามารถเดินทางเข้าไปสู่หูชั้นในและ cochlea ในข้างที่ไม่ได้ตรวจจนเกิดการนำเสียงเกิดขึ้นได้ ดังนั้น จะเห็นว่า cross hearing จะเกิดจากเสียงกระตุ้นที่เดินทางผ่านกระดูกเป็นหลัก ซึ่งการจะทราบว่าเสียงเข้าไปในหูข้างที่ไม่ได้ตรวจมากน้อยเพียงใด (cross hearing) สามารถประเมินได้จากค่าของพลังงานเสียงที่ต้องเสียไปก่อนที่เสียงจะเข้าไปในหูข้างที่ไม่ได้ตรวจ หรือ ค่า interaural attenuation (IA) เมื่อไรก็ตามที่ค่า IA สูง การเกิด cross hearing ก็จะมีน้อย ความจำเป็นในการทำ clinical masking ในหูข้างที่ไม่ได้ตรวจก็จะน้อยตามมา ในทางตรงกันข้าม หาก IA มีค่าที่ต่ำ การเกิด cross hearing ก็จะมีมาก ความจำเป็นในการทำ clinical masking ในหูข้างที่ไม่ได้ตรวจก็จะมากขึ้นเอง รูปที่ 3.22 แสดงค่า IA ที่เป็นปัจจัยสำคัญในการประเมิน cross hearing สังเกตว่า หากเสียงกระตุ้นในหูข้างขวามีความดังที่ 50 dB และค่า IA มีค่าเท่ากับ 40 dB เสียงกระตุ้นนี้จะเกิดการ cross hearing ทำให้หูข้างซ้ายสามารถได้ยินที่ความดังเท่ากับ 10 dB ($50 - 40 = 10$ dB)

ค่า IA จะขึ้นกับชนิดของเสียงกระตุ้น ชนิดของตัวแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นพลังงานเสียง (transducer) และตัวของผู้ถูกตรวจเอง ซึ่งค่า IA ของ headphone โดยทั่วไปจะอยู่ที่ประมาณ 40–80 dB⁽²³⁾ ขณะที่ค่า IA ของ insert earphone จะอยู่ที่ประมาณ 50–95 dB สำหรับความถี่ของเสียงกระตุ้นที่มากกว่า 1,000 เฮิรตซ์ และ ประมาณ 75–110 dB สำหรับความถี่ของเสียงกระตุ้นที่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 1,000 เฮิรตซ์⁽²⁴⁾ ดังนั้น ในทางคลินิก เพื่อให้มั่นใจได้ว่าจะไม่เกิด cross hearing ขณะทำการตรวจการได้ยิน จึงมีคำแนะนำให้ใช้ค่า IA = 40 dB สำหรับ headphone ในทุก ๆ ความถี่ของเสียงกระตุ้น รวมทั้ง IA = 50 dB (กรณีความถี่ > 1,000 เฮิรตซ์) และ IA = 75 dB (กรณีความถี่ ≤ 1,000 เฮิรตซ์) สำหรับ insert earphone ในการพิจารณาว่าจำเป็นต้องทำ clinical masking หรือไม่ขณะทำการตรวจการได้ยิน⁽²⁵⁾ สังเกตว่า ค่า IA ของ headphone มีค่าน้อยกว่าค่า IA ของ insert earphone ทั้งนี้เนื่องจากว่า headphone ที่ใช้ครอบหูนั้นมีโอกาสสัมผัสกระดูกของกะโหลกศีรษะมากกว่า insert earphone ทำให้โอกาสที่เสียงกระตุ้นจาก

headphone เดินทางผ่านกระดูกไปยังหูอีกข้างมีมากกว่าเสียงกระตุ้นจาก earphone อย่างไรก็ตามหากใช้ตัวแปลงสัญญาณไฟฟ้าเป็นพลังงานเสียงชนิด bone-conduction vibrator จะถือว่า IA มีค่าเท่ากับ 0 dB เสมอ เนื่องจากเสียงกระตุ้นจะเกิด cross hearing ผ่านกะโหลกศีรษะตลอดเวลา ดังนั้น ในทางคลินิกหากต้องการหาค่า BC ขณะทำการตรวจการได้ยิน จึงมีคำแนะนำให้มีการทำ clinical masking เสมอ⁽²⁵⁾ นอกจากนี้จะสังเกตเห็นว่า การเกิด cross hearing จะมาจากเสียงกระตุ้นที่เดินทางผ่านกระดูกเป็นหลัก ทำให้ปัจจัยกำหนดการทำ clinical masking จะขึ้นกับค่าของ BC ในหูข้างที่ไม่ได้ตรวจเป็นหลัก เมื่อไรก็ตามที่เสียงกระตุ้นสามารถที่จะเดินทางผ่านกระดูกของกะโหลกศีรษะแล้วยังมีความดังมากกว่าค่าของ BC ในหูข้างที่ไม่ได้ตรวจ การทำ clinical masking ก็จะมีผลจำเป็นเพื่อจะกลบเสียงกระตุ้นเหล่านั้นในหูข้างที่ไม่ได้ตรวจนั่นเอง



รูปที่ 3.22 ค่า IA ที่เป็นปัจจัยสำคัญในการประเมิน cross hearing สังเกตว่า หากเสียงกระตุ้นในหูข้างขวามีความดังที่ 50 dB และค่า IA มีค่าเท่ากับ 40 dB เสียงกระตุ้นนี้จะเกิดการ cross hearing ทำให้หูข้างซ้ายสามารถได้ยินที่ความดังเท่ากับ 10 dB ($50 - 40 = 10$ dB)
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

สรุป

การทำความเข้าใจเกี่ยวกับพื้นฐานสำคัญต่าง ๆ ของการตรวจการได้ยินจะเป็นรากฐานที่นำไปสู่การตรวจการได้ยินตามมาตรฐานในทางคลินิก เมื่อผู้ตรวจมีความรู้และมีความเข้าใจถึงวิธีการวัดระดับการได้ยินที่นิยมใช้กันโดยทั่วไป โดยเฉพาะ วิธี modified Hughson-Westlake procedure และหน่วยวัดที่ใช้ในการตรวจ เช่น dB SPL, dB HL และ dB nHL รวมทั้งการปล่อยเสียงกระตุ้นชนิดต่าง ๆ ขณะทำการตรวจแล้วก็จะทำให้ผู้ตรวจสามารถที่จะเข้าใจการตรวจได้อย่างลึกซึ้งและส่งผลให้ผลตรวจการได้ยินนั้นมีความ

ถูกต้องน่าเชื่อถือ นอกจากนี้ ความรู้ความเข้าใจในเรื่องของ bone-conduction ก็จะสามารถนำไปอธิบายพยาธิสภาพและผลตรวจการได้ยินในผู้ป่วยที่มีปัญหา otosclerosis หรือ superior canal dehiscence ได้อีกเช่นกัน ดังนั้น จะเห็นว่าพื้นฐานสำคัญเหล่านี้เป็นสิ่งที่ผู้ตรวจต้องมีความเข้าใจอย่างถ่องแท้ เพื่อจะนำความรู้ความเข้าใจเหล่านี้ไปประยุกต์ใช้ในการตรวจการได้ยินได้อย่างแม่นยำ ถูกต้องและมีประสิทธิภาพ

เอกสารอ้างอิง

1. Gelfand SA. Essentials of audiology. 4th ed. New York: Thieme; 2016.
2. Don M, Eggermont JJ, Brackmann DE. Reconstruction of the audiogram using brain stem responses and high-pass noise masking. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1979;(3 Pt 2 Suppl 57):1-20.
3. Jerger JF, Hayes D. The cross-check principle in pediatric audiometry. *Arch Otolaryngol* 1976;102:614-20.
4. Kreisman BM, Smart JL, John AB. Diagnostic audiology. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 119-33.
5. Chaiklin JB, Ventry IM. Patient errors during spondee and pure tone threshold measurement. *J Aud Res* 1965;5:219-30.
6. Prieve BA. Analysis of transient-evoked otoacoustic emissions in normal-hearing and hearing-impaired ears. *J Acoust Soc Am* 1993;93:3308-19.
7. Gorga MP, Neely ST, Ohlrich B, Hoover B, Redner J, Peters J. From laboratory to clinic: a large scale study of distortion product otoacoustic emissions in ears with normal hearing and ears with hearing loss. *Ear Hear* 1997;18:440-55.
8. The Joint Committee on Infant Hearing. Year 2019 Position Statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *J Early Hear Detect Interv* 2019;4:1-44.
9. Rennert K, Stapells DR, Miranda T, Rainey J. British Columbia Early Hearing Program: audiology assessment protocol [Internet]. 2012 [cited 2023 Jun 2]. Available from: https://www.researchgate.net/publication/242482099_British_Columbia_Early_Hearing_Program_BCEHP_Audiology_Assessment_Protocol
10. Schlauch RS, Nelson P. Puretone evaluation. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 29-47.
11. Al-Karawi KA, Mohammed DY. Early reflection detection using autocorrelation to improve robustness of speaker verification in reverberant conditions. *Int J Speech Technol* 2019;22:1077-84.
12. Kirikae I. An experimental study on the fundamental mechanism of bone conduction. *Acta Otolaryngol Suppl* 1959;145:1-111.

13. Tonndorf J. Compressional bone conduction in cochlear models. *J Acoust Soc Am* 1962;34:1127-31.
14. Tonndorf J. A new concept of bone conduction. *Arch Otolaryngol* 1968;87:595-600.
15. Steiger JR. Bone conduction evaluation. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 49-58.
16. Elpern BS, Naunton RF. The stability of the occlusion effect. *Arch Otolaryngol* 1963;77:44-52.
17. Topsakal V, Fransen E, Schmerber S, Declau F, Yung M, Gordts F, et al. Audiometric analyses confirm a cochlear component, disproportional to age, in stapedial otosclerosis. *Otol Neurotol* 2006;27:781-7.
18. Carhart R. Clinical application of bone conduction audiometry. *Arch Otolaryngol* 1950;51:798-808.
19. Hoskison EE, Harrop E, Jufas N, Kong JHK, Patel NP, Saxby AJ. Endoscopic stapedotomy: a systematic review. *Otol Neurotol* 2021;42:1638-43.
20. Arnold A, Fawzy T, Steinhoff HJ, Kiefer J, Arnold W. Influence of a totally open oval window on bone conduction in otosclerosis. *Audiol Neurootol* 2011;16:23-8.
21. Palma Diaz M, Cisneros Lesser JC, Vega Alarcón A. Superior semicircular canal dehiscence syndrome - diagnosis and surgical management. *Int Arch Otorhinolaryngol* 2017;21:195-98.
22. Merchant SN, Rosowski JJ. Conductive hearing loss caused by third-window lesions of the inner ear. *Otol Neurotol* 2008;29:282-9.
23. Snyder JM. Interaural attenuation characteristics in audiometry. *Laryngoscope* 1973;83:1847-55.
24. Van Campen LE, Sammeth CA, Peek BF. Interaural attenuation using etymotic ER-3A insert earphones in auditory brain stem response testing. *Ear Hear* 1990;11:66-9.
25. Yacullo WS. Clinical masking. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 77-111.



บทที่

4

การตรวจการได้ยิน จากการสังเกตพฤติกรรม (Behavioral Tests)

พศยาภา ปัตรวิชัย

บทนำ

การตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมในเด็กถือว่ามีความสำคัญอย่างมากในการที่จะยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก อีกทั้งยังทำให้ทราบถึงระดับความรุนแรงของการสูญเสียการได้ยินเพื่อจะสามารถนำข้อมูลระดับการได้ยินเหล่านั้นไปวางแผนการรักษาฟื้นฟูต่อไป อย่างไรก็ตาม การตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมจะต้องอาศัยความร่วมมือของเด็กและผู้ตรวจต้องมีความชำนาญเพียงพอในการที่จะสามารถประเมินการตอบสนองของเด็กเหล่านั้นจนมั่นใจได้ว่าการตอบสนองของเด็กต่อเสียงนั้นเชื่อถือได้และเป็นระดับการได้ยินของเด็กจริง ๆ ซึ่งการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมในเด็กย่อมมีวิธีการที่ต่างกันไปออกไปตามพัฒนาการของเด็กที่เปลี่ยนแปลงไปเรื่อย ๆ ขณะที่เด็กเติบโตขึ้น ดังนั้นการเข้าใจพัฒนาการของเด็กไม่ว่าจะเป็นเรื่องของกล้ามเนื้อมัดต่าง ๆ พัฒนาการทางพูดและภาษาในแต่ละวัยที่ต่างกันไป จะส่งผลอย่างมากต่อวิธีการเลือกการตรวจด้วยการสังเกตพฤติกรรมของเด็กได้เหมาะสมตามวัย และสำหรับการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมในเด็กนั้น หากทำได้สำเร็จและถูกต้อง จะถือว่าเป็นวิธีการตรวจที่มีความแม่นยำและน่าเชื่อถือมากที่สุด เนื่องจากเป็นการตรวจและประเมินเสียงกระตุ้นผ่านเส้นทางระบบประสาทรับเสียงทั้งหมดของมนุษย์ตั้งแต่ระดับใหญ่ไปจนถึงระดับสมองส่วนบน เพื่อประเมินว่าเด็กมีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นเหล่านั้นหรือไม่

ความรู้พื้นฐาน

เครื่องมือสำคัญที่สามารถนำมาตรวจการได้ยินในเด็กสามารถแบ่งเป็นสองกลุ่มใหญ่ ๆ คือ เครื่องมือที่อาศัยการประเมินจากการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงอัตวิสัย (behavioral tests หรือ subjective hearing tests) และ เครื่องมือที่อาศัยการประเมินจากการตอบสนองทางสรีระหรือการตรวจเชิงวัตถุวิสัย (physiological tests หรือ objective hearing tests) เนื่องจากเด็กมีการให้ความร่วมมือและให้ความสนใจที่จำกัด ดังนั้น การใช้เครื่องมือทั้งสองกลุ่มเพื่อช่วยยืนยันผลตรวจร่วมกัน จะช่วยให้การวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องของเด็กมีความแม่นยำมากขึ้น ซึ่งการเลือกใช้เครื่องมือเหล่านี้มีความสำคัญอย่างมาก ในการที่จะเลือกใช้ได้อย่างถูกต้องและทำให้การตรวจการได้ยินในเด็กมีประสิทธิภาพและเชื่อถือได้ ซึ่งการเลือกใช้เครื่องมือเพื่อตรวจการได้ยินในเด็กได้อย่างถูกต้องและได้ผลที่ถูกต้องแม่นยำจะขึ้นอยู่กับปัจจัยหลัก ๆ สองประการ คือ ประการแรก ความร่วมมือของเด็กในแต่ละวัยซึ่งจะมากขึ้นสัมพันธ์กับอายุเด็กที่เพิ่มขึ้น หากเด็กสามารถร่วมมือได้อย่างเต็มที่เหมาะสมตามวัยและผู้ตรวจมีประสบการณ์เพียงพอ การตรวจด้วยเครื่องมือที่อาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กหรือการตรวจเชิงอัตวิสัยจะถือว่าดีที่สุด เนื่องจากการตรวจและประเมินเสียงกระตุ้นผ่านเส้นทางระบบประสาทรับเสียงทั้งหมดของมนุษย์ ตั้งแต่ในระดับใบหูไปจนถึงระดับสมองส่วนบนและสังเกตว่าเด็กมีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นเหล่านั้นหรือไม่ ในทางตรงกันข้าม การตรวจเชิงวัตถุวิสัยซึ่งไม่ได้อาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก เป็นเพียงการตรวจเส้นทางเดินของระบบประสาทรับเสียงของมนุษย์เพียงบางส่วนเท่านั้น ซึ่งจะขึ้นอยู่กับเครื่องมือที่ใช้ตรวจการได้ยินเชิงวัตถุวิสัยว่าถูกออกแบบมาให้ตรวจสอบส่วนใดของระบบประสาทการได้ยิน เช่น เครื่อง tympanometer ถูกออกแบบให้ประเมินการทำงานของหูชั้นกลาง หรือ เครื่อง otoacoustic emission ถูกออกแบบเพื่อประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกที่อยู่ในหูชั้นในเท่านั้น เป็นต้น อย่างไรก็ตาม หากเด็กขาดความร่วมมือที่ดี หรือ เด็กมีอายุน้อยมาก ๆ จนทำให้การสังเกตพฤติกรรมของเด็กไม่สามารถจะเชื่อถือได้ การตรวจด้วยเครื่องมือที่อาศัยการประเมินการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กย่อมจะทำได้ไม่สำเร็จหรือขาดความน่าเชื่อถือ กรณีเช่นนี้ จำเป็นต้องเลือกใช้เครื่องมือที่ไม่ได้อาศัยการประเมินการตอบสนองจากการสังเกตของเด็กแทน เช่น ใช้การตรวจเชิงวัตถุวิสัยด้วยเครื่องมือชนิดต่าง ๆ มาช่วยประเมิน ไม่ว่าจะเป็น tympanometer, otoacoustic emission หรือ auditory brainstem response เป็นต้น สำหรับปัจจัยสำคัญในการเลือกเครื่องมือประการที่สอง คือ อายุและพัฒนาการของเด็กจะเป็นตัวกำหนดว่าเด็กพร้อมที่จะร่วมมือกับการตรวจเพียงใด หากเด็กมีอายุและพัฒนาการที่สมวัย ก็จะมีการเลือกใช้เครื่องมือที่อาศัยการประเมินการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กที่แตกต่างกันออกไปให้เหมาะสมตามวัยและพัฒนาการของเด็กในวัยนั้น ๆ ซึ่งการตรวจการได้ยินโดยอาศัยการประเมินจากการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กหรือการตรวจเชิงอัตวิสัยที่แนะนำให้ใช้ในปัจจุบัน ได้แก่ behavioral observation audiometry (BOA) ผ่านการใช้ตัวให้กำเนิดเสียง (noise maker) หลากหลายชนิด (รูปที่ 4.1) และ visual reinforcement audiometry (VRA)/conditioned play audiometry (CPA) ผ่านการใช้เครื่อง audiometer (รูปที่ 4.2) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ทำหน้าที่ในการปล่อยเสียงกระตุ้นในระดับความดังและความถี่ต่าง ๆ ระหว่างทำการตรวจ เพื่อจะประเมินว่าที่ระดับความดังและความถี่เท่าไร เด็กสามารถได้ยินหรือไม่





รูปที่ 4.1 | ตัวให้กำเนิดเสียง (noise maker) หลากหลายชนิด (ก) ลูกแซ็ก (ข) กลอง (ค) แตร



รูปที่ 4.2 | เครื่อง audiometer สำหรับตรวจการได้ยินเพื่อปล่อยเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังและความถี่ต่าง ๆ

1. พัฒนาการของเด็ก

เนื่องจากเด็กในแต่ละวัยย่อมจะมีพัฒนาการทั่วไปรวมถึงพัฒนาการทางการได้ยินและด้านภาษาแตกต่างกันออกไปตามอายุของเด็กที่เติบโตขึ้น ดังนั้น การตรวจการได้ยินที่ต้องอาศัยการสังเกตพฤติกรรมของเด็กจึงต้องถูกออกแบบให้เหมาะสมตามวัยของเด็ก เพื่อให้มั่นใจได้ว่า ผลตรวจการได้ยินนั้นน่าเชื่อถือสัมพันธ์กับพัฒนาการของเด็กตามวัย ดังนั้น การทราบพัฒนาการของเด็กโดยทั่วไป รวมทั้งพัฒนาการทางการได้ยินและด้านภาษาจึงมีความสำคัญที่จะสามารถเข้าใจวิธีการตรวจรวมถึงสามารถเลือกใช้วิธีการของการตรวจการได้ยินได้อย่างเหมาะสม น่าเชื่อถือ และที่สำคัญ สามารถที่จะยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้อย่างถูกต้อง

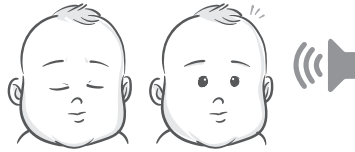
พัฒนาการของเด็กที่ปกติโดยทั่วไปจะเป็นตามตัวอย่างของพัฒนาการเบื้องต้นด้านต่าง ๆ ของเด็กในแต่ละช่วงอายุดังตารางที่ 4.1 (ยึดตามค่าเฉลี่ยความสามารถของเด็กไทยอย่างน้อยร้อยละ 75 สามารถทำได้)⁽¹⁾

ตารางที่ 4.1 ตัวอย่างของพัฒนาการเบื้องต้นด้านต่าง ๆ ของเด็กไทยในแต่ละช่วงอายุ
(รวบรวมและเรียบเรียงข้อมูลจากเอกสารอ้างอิงที่ 1)

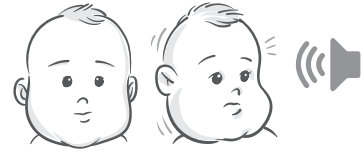
อายุ	พัฒนาการ
0-1 เดือน	<ul style="list-style-type: none"> ยกศีรษะและหันไปข้างใดข้างหนึ่งได้ในท่านอนคว่ำ มองจ้องหน้าได้นาน 1-2 วินาที
1-2 เดือน	<ul style="list-style-type: none"> ยิ้มตอบได้ ทำเสียงในลำคอ (เสียง “อู” หรือ “อ่า” หรือ “อือ”) อย่างชัดเจน
3-4 เดือน	<ul style="list-style-type: none"> มองตามสิ่งของที่เคลื่อนที่ได้เป็นมุม 180 องศา ยกศีรษะและออกพ่นพันในท่านอนคว่ำ
5-6 เดือน	<ul style="list-style-type: none"> หันตามเสียงเรียก ยันตัวขึ้นจากท่านอนคว่ำโดยเหยียดแขนตรงทั้งสองข้างได้
7-8 เดือน	<ul style="list-style-type: none"> นั่งได้มั่นคง และเอี้ยวตัวใช้มือเล่นได้อย่างอิสระ
10-12 เดือน	<ul style="list-style-type: none"> ยืนได้นานอย่างน้อย 2 วินาที แสดงความต้องการโดยทำท่าทางหรือเปล่งเสียงได้ โบกมือหรือตอบมือตามคำสั่งได้
13-15 เดือน	<ul style="list-style-type: none"> ยืนอยู่ตามลำพังได้นานอย่างน้อย 10 วินาที พูดคำพยางค์เดียว (คำโดด) ได้ 2 คำ
16-17 เดือน	<ul style="list-style-type: none"> เดินลากของเล่น หรือสิ่งของได้ ทำตามคำสั่งง่าย ๆ โดยไม่มีท่าทางประกอบ ตอบชื่อวัตถุได้ถูกต้อง
2 ปี	<ul style="list-style-type: none"> เหวี่ยงขาเตะลูกบอลได้ เลียนคำพูดที่เป็นวลีประกอบด้วยคำ 2 คำขึ้นไป
3 ปี	<ul style="list-style-type: none"> ยืนขาเดียวได้ 1 วินาที พูดติดต่อกัน 3-4 คำได้อย่างน้อย 4 ความหมาย
4 ปี	<ul style="list-style-type: none"> กระโดดขาเดียวได้อย่างน้อย 2 ครั้ง พูดเป็นประโยค 3 คำ ติดต่อกันโดยมีความหมายและเหมาะสมกับโอกาสได้
5 ปี	<ul style="list-style-type: none"> เดินต่อส้นเท้าได้ ผลัดกันพูดคุยกับเพื่อนในกลุ่มได้
6 ปี	<ul style="list-style-type: none"> วิ่งหลบหลีกสิ่งกีดขวางได้ สามารถบอกชื่อสิ่งของได้ 3 หมวด เช่น สัตว์ เสื้อผ้า อาหาร

สำหรับพัฒนาการด้านการได้ยินของเด็กวัยต่าง ๆ นั้น เด็กจะค่อย ๆ มีพัฒนาการด้านการได้ยินร่วมกับพัฒนาการด้านการใช้กล้ามเนื้อขนาดใหญ่ โดยเฉพาะกล้ามเนื้อส่วนคอในการที่หันหาทิศทางของเสียงกระตุ้น (รูปที่ 4.3) ซึ่งพัฒนาการตามปกติเหล่านี้จะมีผลต่อการเลือกใช้วิธีการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมในเด็กให้ได้อย่างเหมาะสม เช่น เมื่อเด็กมีอายุมากกว่า 6 เดือน เด็กจะมีกล้ามเนื้อคอที่เจริญเพียงพอในการหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นในแนวราบได้อย่างชัดเจน ดังนั้น การตรวจด้วยวิธี VRA

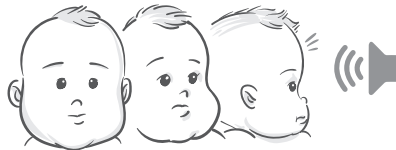
ซึ่งต้องอาศัยการหันศีรษะของเด็กไปหาทิศทางของเสียงในแนวราบ สามารถเริ่มใช้เมื่อเด็กอายุมากกว่า 6 เดือนเป็นต้นไป ในทางตรงกันข้าม หากเด็กมีอายุน้อยกว่า 6 เดือน เด็กจะยังไม่มิกกล้ามเนื้อคอที่แข็งแรงเพียงพอในการหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นได้ ดังนั้น เด็กในวัยนี้ ก็ยังไม่สามารถตรวจด้วยวิธี VRA ได้ จำเป็นต้องตรวจด้วยวิธี BOA ซึ่งไม่ได้อาศัยการหันศีรษะของเด็กใด ๆ แทน เป็นต้น



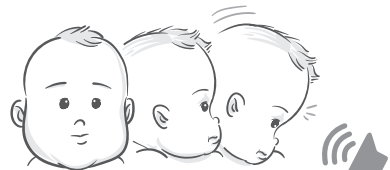
อายุ 0-4 เดือน
เด็กลืมตาตื่นเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้น



อายุ 3-4 เดือน
เด็กเริ่มขยับศีรษะไปหาทิศทางเสียงกระตุ้น



อายุ 4-7 เดือน
เด็กเริ่มหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นในแนวราบเท่านั้น
ยังไม่สามารถหันหาเสียงในแนวตั้งได้



อายุ 7-13 เดือน
เด็กสามารถหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นในแนวราบได้ทันที
และหันในแนวตั้งได้เฉพาะที่ต่ำกว่าระดับศีรษะอย่างช้า ๆ



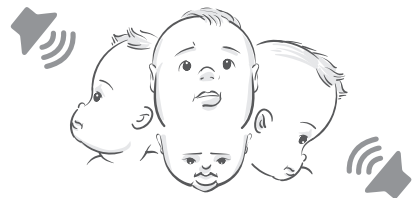
อายุ 9-13 เดือน
เด็กสามารถหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นในแนวราบและแนวตั้ง
เฉพาะที่ต่ำกว่าระดับศีรษะได้ทันที



อายุ 13-16 เดือน
เด็กสามารถหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นในแนวตั้ง
ที่สูงกว่าระดับศีรษะได้อย่างช้า ๆ



อายุ 16-21 เดือน
เด็กสามารถหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นในแนวตั้ง
ที่สูงกว่าระดับศีรษะได้ทันที



อายุ 21-24 เดือน
เด็กสามารถหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นได้ทุกทิศทาง

รูปที่ 4.3

พัฒนาการด้านการได้ยินของเด็กจะค่อย ๆ พัฒนาร่วมกับพัฒนาการของกล้ามเนื้อคอ โดยเฉพาะกล้ามเนื้อส่วนคอในการที่จะหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้น (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

นอกจากนี้ การสังเกตพัฒนาการด้านการพูดและภาษาของเด็กในแต่ละช่วงอายุก็มีความสำคัญอย่างมากเช่นกัน การเฝ้าระวังและสังเกตพัฒนาการด้านการพูดและภาษาจะช่วยบ่งชี้ว่าเด็กอาจมีภาวะการได้ยินบกพร่องได้ ตารางที่ 4.2 แสดงอาการที่บ่งชี้ว่าเด็กอาจมีพัฒนาการด้านการพูดและการใช้ภาษาที่ล่าช้ากว่าปกติ⁽²⁾

ตารางที่ 4.2 อาการที่อาจบ่งชี้ว่าเด็กมีพัฒนาการด้านการพูดและการใช้ภาษาที่ล่าช้ากว่าปกติ
(รวบรวมและเรียบเรียงข้อมูลจากเอกสารอ้างอิงที่ 2)

ทักษะ	อาการแสดงที่บ่งชี้ว่าล่าช้า
การพูด	<ul style="list-style-type: none"> ยังไม่เล่นเสียงสระซ้ำ ๆ เช่น “بابا” “ماما” “ดาดา” “نانا” หลังอายุ 9 เดือน ไปแล้ว ยังเล่นแต่เสียงสระและใช้ท่าทางเป็นหลักในการสื่อสาร หลังอายุ 1.5 ปี ไปแล้ว การพูดของเด็กยังไม่สามารถเข้าใจได้ หลังอายุ 3 ปี ไปแล้ว คำที่เด็กใช้ยังคงพยัญชนะของคำไป หลังอายุ 3 ปี ไปแล้ว
การใช้ภาษา	<ul style="list-style-type: none"> ยังไม่ใช้คำพยางค์เดียว (คำโดด) หลังอายุ 1.5 ปี ไปแล้ว ยังไม่สามารถทำตามคำสั่งง่าย ๆ ได้ เช่น “หยิบรองเท้ามาให้หน่อยค่ะ” เป็นต้น หลังอายุ 1.5 ปี ไปแล้ว ยังไม่สามารถจะสร้างประโยคเวลาสื่อสารได้ หลังอายุ 3 ปี ไปแล้ว ประโยคที่ใช้ในการสื่อสารยังสั้นหรือยังใช้ผิด หลังอายุ 4 ปี ไปแล้ว

การสังเกตพัฒนาการโดยทั่วไปรวมทั้งพัฒนาการด้านการได้ยินและภาษาของเด็กจะมีส่วนสำคัญในการที่จะประเมินการได้ยินของเด็กและตรวจวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้อย่างมีประสิทธิภาพ เช่น หากสังเกตพบว่าเด็กพูดไม่ชัด พูดซ้ำ หรือ ใช้แต่เสียงสระและตกคำพยัญชนะในการพูด แสดงว่าเด็กอาจจะมีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องระดับรุนแรงมาตั้งแต่เล็ก ๆ เนื่องจาก คำพยัญชนะส่วนใหญ่ เช่น “ฟ” “ช” หรือ “ส” มักเป็นคำที่มีเสียงค่อนข้างเบาเมื่อเทียบกับเสียงสระ เช่น สระ “อา” สระ “อ” หรือ สระ “อุ” ทำให้เด็กไม่ได้ยินและได้เรียนรู้คำพยัญชนะเหล่านั้น ในทางตรงกันข้าม หากพบว่าเด็กพูดซ้ำแต่คำพูดโดยทั่วไปค่อนข้างชัดแม้จะมีคำบางคำตกพยัญชนะไปบ้าง และผลตรวจการได้ยินพบว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่องในระดับรุนแรง กรณีเช่นนี้ ทำให้นักถึงว่าการสูญเสียการได้ยินในระดับรุนแรงของเด็กนั้น น่าจะเกิดขึ้นในภายหลัง (delayed onset hearing loss) เด็กน่าจะมีโอกาสได้ยินและเรียนรู้คำพยัญชนะเหล่านั้นบ้างมาตั้งแต่เล็ก ๆ แล้ว ซึ่งต้องทำการประเมินต่อไปว่าการสูญเสียการได้ยินในภายหลังมีสาเหตุมาจากอะไร เป็นต้น นอกจากการสังเกตพัฒนาการด้านต่าง ๆ ของเด็กแล้ว การซักประวัติพัฒนาการด้านการพูดและการใช้ภาษาของเด็กก็จะช่วยยืนยันว่าเด็กมีพัฒนาการทางภาษาล่าช้าเพียงใด เช่น

ช่วงอายุ 0-4 เดือน เด็กมีอาการสะดุ้งตื่น จากเสียงที่ดังขึ้นมาทันทีบ้างหรือไม่

ช่วงอายุ 4-7 เดือน เด็กมีการหันหาทิศทางของเสียง หรือ เริ่มมีการเล่นเสียงสระซ้ำ ๆ เช่น “بابا” “ماما” “ดาดา” “نانا” หรือไม่

ช่วงอายุ 7–9 เดือน เด็กสามารถหันศีรษะไปหาแหล่งกำเนิดเสียงได้หรือไม่ เด็กมีการเล่นเสียงสูงเสียงต่ำบ้างหรือไม่

ที่อายุ 9–13 เดือน เด็กมีการหันหาเสียงที่มาจากข้างหลังได้หรือไม่ เด็กเริ่มออกเสียงที่เป็นคำพยางค์ เช่น “บ” “ก” หรือ “ด” บ้างหรือไม่

ที่อายุ 13–24 เดือน เด็กได้ยินเสียงเรียกที่มาจากอีกห้องหนึ่งได้หรือไม่

นอกจากนี้ การทราบพัฒนาการของเด็กโดยทั่วไปจะเป็นจุดเริ่มต้นสำคัญในการดูแลรักษาเด็กได้อย่างมีประสิทธิภาพเช่นกัน โดยเฉพาะการเข้าใจพัฒนาการของเด็กในแต่ละช่วงอายุจะช่วยให้การตรวจการได้ยินในเด็กนั้นมีความง่ายและรวดเร็วมากขึ้น ในทางตรงกันข้าม หากไม่มีความเข้าใจที่เกี่ยวกับพัฒนาการของเด็กในแต่ละช่วงอายุ อาจจะทำให้การตรวจการได้ยินมีความยากและไม่สำเร็จได้ เนื่องจากเป็นที่ทราบกันดีว่า โดยธรรมชาติของเด็กนั้น เด็กส่วนใหญ่มักจะให้ความสนใจและร่วมมือในการตรวจในระยะเวลาค่อนข้างจำกัด และพร้อมที่จะไม่ร่วมมือกับผู้ตรวจได้ทุกเวลา ทั้งนี้ย่อมขึ้นอยู่กับอารมณ์และความสนใจของเด็กในขณะนั้น ซึ่งหลักการเบื้องต้นในการเริ่มเข้าหาและสร้างความคุ้นเคยกับเด็กในแต่ละช่วงอายุก่อนที่เริ่มตรวจการได้ยินในเด็กสามารถทำได้ดังต่อไปนี้

1.1 ช่วงอายุ 0–9 เดือน: ผู้ตรวจควรมีหน้าตายิ้มแย้มแจ่มใส เริ่มการทักทายบิดามารดาหรือผู้ปกครองก่อนที่จะเริ่มทักทายเด็ก และหากเริ่มจะมีการพูดคุยกับเด็กเมื่อไร ควรจะใช้เสียงที่นุ่มนวลและเป็นกันเอง หากเด็กร้องไห้ขณะเข้าห้องตรวจ ควรจะปลอบโยนโดยบิดามารดาหรือผู้ปกครองให้เด็กสงบเสียก่อน จึงจะค่อยเริ่มทำการตรวจ และหากเป็นเด็กในช่วงวัย 6–9 เดือน เด็กจะมีความสนใจสิ่งรอบตัวมากขึ้น และธรรมชาติของเด็กวัยนี้ก็จะมักจะกลัวคนแปลกหน้าในระดับที่มากขึ้นแตกต่างกันไป ดังนั้นผู้ตรวจควรใช้เวลาอย่างเพียงพอที่จะให้เด็กมีการปรับตัวและไม่กลัวกับสิ่งแวดล้อมต่าง ๆ รวมถึงกับผู้ตรวจเช่นกันก่อนที่จะเริ่มทำการตรวจการได้ยิน

1.2 ช่วงอายุ 10–24 เดือน: ผู้ตรวจควรเริ่มด้วยการทักทายและพูดคุยกับบิดามารดาหรือผู้ปกครองของเด็กก่อน โดยสามารถชักประวัติถึงพฤติกรรมโดยทั่วไป พัฒนาการด้านการพูดและภาษา หรือกิจวัตรประจำวันของเด็กว่าเป็นอย่างไรบ้างในแต่ละวันก่อนที่จะเริ่มพูดคุยกับเด็ก จนกระทั่งเด็กเริ่มปรับตัวคุ้นเคยกับสถานที่ตรวจและผู้ตรวจได้ ซึ่งช่วงเวลาที่ชักประวัตินี้ ผู้ตรวจก็สามารถสังเกตพฤติกรรมของเด็กขณะอยู่ในห้องตรวจได้เช่นกัน และหลังจากที่เด็กมีความคุ้นเคยกับสถานที่และผู้ตรวจได้เมื่อไร ก็สามารถเริ่มทักทายเด็กด้วยน้ำเสียงที่นุ่มนวลและเป็นกันเอง หลังจากนั้นก็สามารถเริ่มพูดคุยรวมทั้งให้เด็กรู้จักเครื่องมือที่ใช้ตรวจ เช่น หูฟัง ซึ่งผู้ตรวจสามารถสาธิตการใส่หูฟังให้เด็กดูหรือลองใส่หูฟังให้เด็กได้ กรณีที่เด็กร้องไห้หรือยังไม่ให้ความร่วมมือก็ควรจะหยุดตรวจเด็กก่อน และระหว่างนี้ก็อาจพูดคุยกับบิดามารดาหรือผู้ปกครองรวมทั้งชักประวัติเพิ่มเติมเกี่ยวกับเด็กและกลับมาตรวจเด็กใหม่อีกครั้งเมื่อเด็กพร้อม

1.3 ช่วงอายุ 3–6 ปี: เด็กวัยนี้เป็นวัยที่รู้เรื่องและเข้าใจสิ่งแวดล้อมมากขึ้น ดังนั้นผู้ตรวจสามารถสื่อสารพูดคุยกับเด็กได้โดยตรง โดยขณะเริ่มต้นการสนทนา ผู้ตรวจควรใช้เสียงที่นุ่มนวลที่ความดังระดับปานกลาง และเมื่อเด็กเริ่มคุ้นเคยกับผู้ตรวจมากขึ้นแล้วจึงสามารถใช้น้ำเสียงที่สูงต่ำ พร้อมทั้งมีสีหน้าและท่าทางที่น่าสนใจเพิ่มขึ้นได้ โดยเฉพาะ การแสดงออกถึงสีหน้าที่ดีใจ เกรี้ยว หรือ ตื่นเต้น ให้ชัดเจน ซึ่งเด็กวัยนี้สามารถถูกชวนคุยในเรื่องทั่ว ๆ ไปหรือซักถามเรื่องที่เด็กสนใจได้ง่าย เช่น การถามว่า “เสื้อตัวนี้

สวยจัง ใครเป็นคนซื้อให้ครับ” หรือ “รองเท้าหนูสวยจัง ใครเป็นคนเลือกให้คะ” เป็นต้น นอกจากนี้ ทุกครั้งที่ทำการตรวจ ผู้ตรวจควรจะต้องอธิบายอย่างชัดเจนและหนักแน่นให้เด็กกรับรู้ว่าผู้ตรวจต้องการให้ทำอะไร และเด็กจะต้องทำอะไร แต่จะไม่ใช่เป็นการขอให้เด็กทำอะไร หรือ ถามว่าเด็กอยากทำสิ่งนั้นหรือไม่ ซึ่งเมื่อเด็กให้ความร่วมมือที่ดีกับการตรวจแล้ว ผู้ตรวจควรจะชมเชยเด็กในทุก ๆ ครั้งที่เด็กให้ความร่วมมือ เช่นกัน

2. วิธีการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก

การตรวจการได้ยินในเด็กโดยทั่วไปถูกพัฒนาขึ้นมาตามหลักคิดที่สำคัญ คือ พัฒนาการของเด็กพร้อมจะที่สามารถตอบรับหรือเข้าใจแรงเสริม (reinforcement) แล้วหรือไม่ ซึ่งแรงเสริมนี้จะเป็นสิ่งที่สำคัญเพื่อสนับสนุนว่าการตรวจนั้นมีความแม่นยำและน่าเชื่อถือเพียงใด การตรวจการได้ยินที่สามารถใช้แรงเสริมกับการตอบสนองของเด็กต่อเสียงกระตุ้นได้ จะช่วยให้การตรวจนั้นมีความลำเอียงจากการสังเกตพฤติกรรมของเด็กที่น้อย ทำให้การตรวจมีความแม่นยำและน่าเชื่อถือ ในทางตรงกันข้าม การตรวจการได้ยินที่ไม่สามารถใช้แรงเสริมกับการตอบสนองของเด็กต่อเสียงกระตุ้นได้ จะส่งผลให้การตรวจนั้นมีความลำเอียงจากการสังเกตพฤติกรรมของเด็กที่สูง ผลตรวจจะมีความแม่นยำและความน่าเชื่อถือที่ลดลง โดยทั่วไปเด็กที่มีพัฒนาการอย่างเหมาะสม สามารถที่จะเข้าใจและตอบรับแรงเสริมเหล่านั้นขณะทำการตรวจการได้ยินได้ คือ เด็กสมบุรณ์ที่มีอายุมากกว่า 6 เดือนเป็นต้นไป ดังนั้น สามารถแบ่งการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมของเด็กโดยยึดหลักว่าได้ใช้แรงเสริมกับการตอบสนองของเด็กต่อเสียงกระตุ้นในการตรวจการได้ยินด้วยหรือไม่ ดังนี้ การตรวจการได้ยินในเด็กที่ไม่ต้องใช้แรงเสริมในการตรวจ เช่น BOA สำหรับเด็กอายุไม่เกิน 6 เดือน และ การตรวจการได้ยินในเด็กที่ต้องใช้แรงเสริมในการตรวจร่วมด้วย เช่น VRA สำหรับเด็กอายุมากกว่า 6 เดือน จนถึง 2.5 ปี และ CPA สำหรับเด็กอายุมากกว่า 2.5 ปี จนถึง 5 ปี

2.1 วิธีการตรวจการได้ยินในเด็กที่มีอายุไม่เกิน 6 เดือน โดย BOA: การตรวจด้วย BOA สำหรับเด็กอายุไม่เกิน 6 เดือน จะเป็นการตรวจที่ไม่สามารถใช้แรงเสริมต่อการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นของเด็ก เนื่องจาก เด็กในวัยนี้พัฒนาการทางสมองรวมทั้งกล้ามเนื้อหูใหญ่ต่าง ๆ ยังไม่สามารถจะตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นและแสดงให้ผู้ตรวจเห็นพฤติกรรมต่อแรงเสริมนั้นได้อย่างชัดเจน ดังนั้น การตรวจด้วย BOA ในเด็กที่มีอายุไม่เกิน 6 เดือน จะไม่มีการใช้แรงเสริมใด ๆ และย่อมจะมีความลำเอียงของผลตรวจได้มากเช่นกัน โดยทั่วไป การตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นของเด็กวัยนี้จะแบ่งเป็นสองลักษณะ คือ การตอบสนองที่อยู่ในการควบคุมของจิตใจ (attentive-type) เช่น การเปิดตาการปิดตา การขมวดคิ้ว การยิ้ม การหัวเราะ การร้องไห้หรือการหยุดร้องไห้ เป็นต้น และ การตอบสนองนอกการควบคุมของจิตใจ (reflective-type) เช่น การกระตุกของแขนขา การดูด การสะดุ้ง หรือ การกระพริบตา เป็นต้น ซึ่งผู้ตรวจต้องคอยสังเกตการตอบสนองเหล่านี้เพื่อจะตัดสินว่า การตอบสนองของเด็กที่เกิดขึ้นหลังปล่อยเสียงกระตุ้นจากตัวให้กำเนิดเสียงชนิดต่าง ๆ ที่ความถี่และระดับความดังแตกต่างกันออกไป เป็นการตอบสนองที่เกิดจากเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านั้นหรือไม่

ซึ่งการทำ BOA ในเด็กอายุไม่เกิน 6 เดือน มีข้อจำกัดดังต่อไปนี้ เด็กที่ทำการตรวจมักจะคุ้นชินกับเสียงที่กระตุ้นได้ง่าย การปล่อยเสียงกระตุ้นชนิดเดิมช่วงแรก ๆ อาจจะสามารถกระตุ้นให้เด็กสนใจได้ง่าย แต่หากใช้เสียงกระตุ้นนั้น เดิม ๆ ซ้ำ ๆ เด็กมีโอกาสนิ่งและไม่สนใจและคุ้นชินกับเสียงกระตุ้นเหล่านั้น

ถึงแม้ว่าเด็กจะได้ยินเสียงกระตุ้นแล้วก็ตาม อีกทั้ง ตัวให้กำเนิดเสียงมักจะไม่ได้มีความถี่เฉพาะเจาะจง เพียงแต่เป็นตัวให้กำเนิดเสียงช่วงความถี่กว้าง ๆ เช่น ต่ำ กลาง หรือสูง เท่านั้น ทำให้ไม่ทราบแน่ชัดว่าที่ความถี่เท่าไรอย่างเฉพาะเจาะจงที่ผู้ตรวจกำลังประเมินอยู่ และการตรวจ BOA นั้น จะไม่ทราบแยกได้ว่าเด็กได้ยินจากหูข้างใด ซึ่งเด็กจะได้ยินจากหูข้างที่ติกว่าเสมอในกรณีที่เด็กมีระดับการได้ยินในหูทั้งสองข้างไม่เท่ากัน นอกจากนี้ มีปัจจัยอีกหลายอย่างที่จะมีผลต่อการตอบสนองของเด็กต่อเสียงกระตุ้นจนส่งผลให้ผู้ตรวจตัดสินใจได้ยากกว่าเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นนั้นหรือไม่ เช่น ระดับการหลับของเด็กว่าหลับลึกหรือหลับตื้นเกณฑ์ตัดสินว่าการตอบสนองแค่นั้นถือว่าเป็นการตอบสนองของเด็กที่ได้ยินเสียงกระตุ้น เป็นต้น ซึ่งมีการศึกษาในอดีตพบว่า ผู้ตรวจมีความลำเอียงได้สูง เช่น ผู้ตรวจเข้าใจผิดว่าเป็นการตอบสนองของเด็กที่ได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ สูงถึงร้อยละ 39 ในขณะที่ไม่ได้มีการปล่อยเสียงกระตุ้นใด ๆ ไปที่เด็ก⁽⁴⁾ และที่สำคัญสำหรับการตรวจ BOA ในเด็กที่อายุไม่เกิน 6 เดือนนั้น เด็กจะตอบสนองต่อเสียงที่ใช้กระตุ้นในระดับที่ตั้งสูงกว่าระดับการได้ยินของเด็กจริง ๆ (suprathreshold)^(3,5) ดังตารางที่ 4.3 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังต่าง ๆ ของเด็กที่มีการได้ยินปกติผ่านการตรวจด้วย BOA⁽³⁾ สังเกตว่าเด็กแรกเกิด จนถึง อายุ 24 เดือน ความดังของเสียงกระตุ้นต่ำที่สุดในการกระตุ้นการตอบสนองของเด็กที่มีการได้ยินปกติมีการลดลงตามลำดับ ไม่ว่าจะเป็นการใช้เสียงกระตุ้นผ่าน ตัวให้กำเนิดเสียง warble tone หรือเสียงพูดก็ตาม และเป็นที่น่าสังเกตอีกว่า เสียงพูดจะเป็นเสียงที่เด็กปกติคุ้นเคยและสามารถจะตอบสนองในระดับความดังที่ต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับเสียงกระตุ้นชนิดอื่น ๆ ซึ่งข้อมูลในตารางที่ 4.3 ได้แสดงให้เห็นว่าการตรวจการได้ยินด้วยการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงอวัตุวิสัยผ่านวิธี BOA ในเด็กเล็ก ๆ จะไม่แสดงถึงระดับการได้ยินของเด็กจริง ๆ ได้ ในทางตรงกันข้าม เด็กเล็ก ๆ ที่มีการได้ยินปกติเหล่านี้ จะมีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นที่ตั้งสูงกว่าระดับของการได้ยินแทน ดังนั้น เพื่อจะให้รับรู้โดยทั่วกันว่า ผลตรวจการได้ยินจาก BOA นี้ ไม่สามารถบ่งบอกถึงระดับการได้ยินที่แท้จริงของเด็กได้ จึงมีการแนะนำให้ใช้คำว่า “minimal response level (MRL)” แทนคำว่า “threshold” ในการรายงานระดับการได้ยินที่วัดได้จากการตรวจ BOA⁽³⁾ ซึ่งเมื่อเด็กโตขึ้นและสามารถร่วมมือในการตรวจรวมทั้งรับรู้เข้าใจวิธีการใช้แรงเสริมด้วยวิธีการตรวจอื่น ๆ ผลตรวจเหล่านี้จึงจะมีความน่าเชื่อถือและสามารถรายงานระดับการได้ยินที่แท้จริงของเด็กได้นั่นเอง^(3,5,6)

สำหรับการตรวจการได้ยินด้วยวิธี BOA (รูปที่ 4.4) สามารถทำได้ในสถานที่ที่มีความเงียบเพียงพอ ไม่มีเสียงรบกวนที่มากเกินไปมาบดบังเสียงกระตุ้นได้ และถ้าเป็นไปได้ควรจะใช้ห้องเก็บเสียงเพื่อให้มั่นใจว่าเสียงกระตุ้นไม่ได้ถูกลบโดยเสียงรบกวนจากภายนอกนั่นเอง ซึ่งขณะทำการตรวจ จะมีตัวให้กำเนิดเสียงที่ทราบความถี่ว่าอยู่ในช่วงความถี่ต่ำ กลาง หรือ สูง (รูปที่ 4.1) กระตุ้นให้เกิดเสียงไปยังเด็กและผู้ตรวจจะคอยสังเกตการตอบสนองของเด็กทั้งที่อยู่ในการควบคุมของจิตใจและนอกการควบคุมของจิตใจ ซึ่งการจะทราบว่าเสียงที่เกิดจากตัวให้กำเนิดเสียงมีความดังมาจนถึงเด็กเท่าไร สามารถวัดโดยการใช้อุปกรณ์เสียง (sound level meter, SLM) ที่ตั้งอยู่อีกมุมหนึ่ง โดยมีระยะทางจากตัวให้กำเนิดเสียงจนถึงเด็ก ก. และระยะทางจากตัวให้กำเนิดเสียงถึงตัววัดเสียง ข. เท่ากันพอดี เพื่อจะมั่นใจได้ว่าเสียงที่ตัววัดเสียงวัดได้ออกมาเป็นความดังระดับเดียวกับความดังที่เด็กได้ยินจริง ๆ ซึ่งก่อนที่ผู้ตรวจจะปล่อยเสียงกระตุ้นเพื่อจะดูการตอบสนองของเด็ก ควรจะมั่นใจว่าเด็กอยู่ในภาวะที่พร้อมเพียงพอ ไม่กำลังร้องไห้จนเสียงร้องอาจกลบเสียงกระตุ้น หรือเด็กหลับลึกจนเกินไป ผู้ตรวจสามารถที่จะสังเกตใบหน้า แขน และขาของเด็กได้ง่ายและเห็นได้

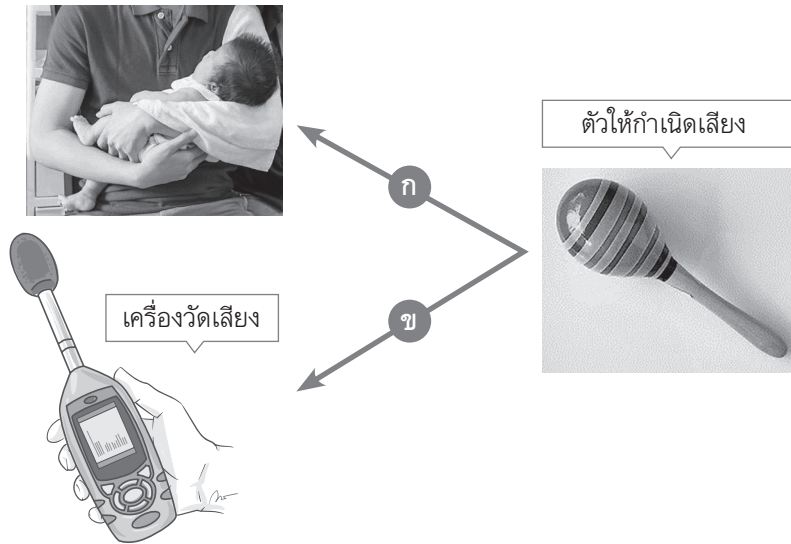
อย่างชัดเจน เด็กไม่มีการขยับเขยื้อนหรือดิ้นมากเกินไป อีกทั้งต้องมั่นใจว่าหูของเด็กไม่ได้ถูกบดบังหรือถูกกีดกันไม่ให้เสียงกระตุ้นเข้าไปในหูได้สะดวก ซึ่งภาวะที่เด็กกำลังหลับตื่น ๆ ไม่ลึก จะเป็นภาวะที่ดีและเหมาะสมสำหรับการตรวจ BOA เนื่องจากจะทำให้ผู้ตรวจสามารถเห็นการปลุกตื่นหรือการตอบสนองของเด็กจากเสียงกระตุ้นผ่านการสังเกตสีหน้า ท่าทางหรือแขนขาของเด็กได้ง่ายและชัดเจน นอกจากนี้ ผู้ตรวจควรจะให้มีการปล่อยเสียงกระตุ้นออกไปเป็นเวลานานอย่างน้อย 2–5 วินาที⁽³⁾ เพื่อจะรอการตอบสนองของเด็ก และการจะทราบว่าการตอบสนองของเด็กนั้นเป็นการตอบสนองที่เกิดจากเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ ได้นั้น ก็ควรจะเป็นการตอบสนองหลังเสียงกระตุ้นเงียบไปแล้วภายใน 2 วินาที⁽³⁾ และหากจะมีการปล่อยเสียงกระตุ้นครั้งต่อไป ควรจะหยุดรอประมาณ 0.5–1 นาที จึงจะเริ่มปล่อยเสียงกระตุ้นอีกครั้ง เพื่อให้แน่ใจว่าเด็กนิ่งและพร้อมที่จะฟังเสียงกระตุ้นที่ผู้ตรวจจะปล่อยผ่านตัวให้กำเนิดเสียงอีกครั้ง โดยทั่วไป การปล่อยเสียงกระตุ้น จะเริ่มจากความดังเบา ๆ ไปจนถึง ความดังที่มากขึ้นเรื่อย ๆ เนื่องจากเสียงที่ดังมาก ๆ จะทำให้เด็กตื่นหรือตกใจกับเสียงนั้นและอาจจะทำให้เด็กไม่พร้อมที่จะได้รับการตรวจต่อไปได้อีก ดังนั้น ตัวให้กำเนิดเสียงที่มีความดังมาก ๆ เช่น แตร ควรจะเก็บไว้ใช้ปล่อยเสียงกระตุ้นภายหลังสุด เป็นต้น และหากผู้ตรวจใช้ตัวให้กำเนิดเสียงชนิดหนึ่งแล้วแต่ยังไม่แน่ใจว่าเด็กมีการตอบสนองจริง ๆ หรือไม่ ก็สามารถที่รอให้เด็กพร้อมในรอบถัดไปและทำการปล่อยเสียงกระตุ้นอีกครั้ง หรือจะหาตัวให้กำเนิดเสียงตัวอื่นมาใช้ก่อนได้ แล้วจึงค่อยกลับมาใช้ตัวให้กำเนิดตัวเดิมที่ยังไม่แน่ใจในรอบอื่นก็ได้เช่นกัน นอกจากนี้ ผู้ตรวจยังต้องมั่นใจอีกว่า ขณะปล่อยเสียงกระตุ้น ตัวให้กำเนิดเสียงที่ใช้อยู่ไม่ได้ถูกเห็นได้โดยระดับสายตาของเด็ก เพื่อให้มั่นใจได้ว่า การตอบสนองของเด็กนั้นไม่ได้เกิดจากการเห็นหรือการขยับของตัวให้กำเนิดเสียงมากกว่าที่เด็กจะได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ ตารางที่ 4.4 แสดงการรายงานผลตรวจ BOA ด้วยตัวให้กำเนิดเสียงชนิดต่าง ๆ ตั้งแต่ความดังระดับเบา ๆ ไปสู่ความดังที่เพิ่มมากขึ้น

ตารางที่ 4.3 การตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังต่าง ๆ ของเด็กที่มีการได้ยินปกติผ่านการตรวจด้วยวิธี BOA

(รวบรวมและเรียบเรียงข้อมูลจากเอกสารอ้างอิงที่ 3)

อายุ	พัฒนาการ	ตัวให้กำเนิดเสียง (noise maker) dB SPL	เสียงกระตุ้นชนิด warble tone dB HL	เสียงพูด dB HL
0–1.5 เดือน	ลิ้มตา กระพริบตา สะดุ้งตื่น	50–70	75	40–60
1.5–4 เดือน	ลิ้มตา กระพริบตา สะดุ้งตื่น เริ่มหันศีรษะ	50–60	70	45
4–7 เดือน	หันหาเสียงในแนวราบได้	40–50	50	20
7–9 เดือน	หันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นในแนวราบได้ทันทีและหันในแนวตั้งได้เฉพาะที่ต่ำกว่าระดับศีรษะอย่างช้า ๆ	30–40	45	15
9–13 เดือน	หันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นในแนวราบได้ทันทีและหันในแนวตั้งที่สูงกว่าระดับศีรษะได้อย่างช้า ๆ	25–35	38	10
13–16 เดือน	หันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นได้ทุกทิศทาง	25–30	30	5
16–21 เดือน	หันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นได้ทุกทิศทาง	25	25	5
21–24 เดือน	หันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นได้ทุกทิศทาง	25	25	5

หมายเหตุ dB SPL: decibel sound pressure level, dB HL: decibel hearing level



รูปที่ 4.4

การตรวจการได้ยินด้วยวิธี BOA สามารถทำได้โดยการใช้ตัวให้กำเนิดเสียงที่ทราบความถี่ว่าอยู่ในช่วงความถี่ต่ำ กลาง หรือ สูง เพื่อให้เกิดเสียงไปยังเด็ก ซึ่งการจะทราบว่าเสียงที่เกิดจากตัวให้กำเนิดเสียงมีความดังมาถึงเด็กเท่าไร จะสามารถวัดได้โดยการใช้เครื่องวัดเสียง (sound level meter, SLM) ที่ตั้งอยู่อีกมุมหนึ่ง โดยมีระยะทางจากตัวให้กำเนิดเสียงจนถึงเด็ก (ก) และระยะทางจากตัวให้กำเนิดเสียงถึงตัววัดเสียง (ข) เท่ากันพอดี เพื่อจะมั่นใจได้ว่าเสียงที่ตัววัดเสียงวัดได้ออกมาเป็นความดังระดับเดียวกับความดังที่เด็กได้ยินจริง ๆ

ตารางที่ 4.4 การรายงานผลตรวจ BOA

ชนิดตัวให้กำเนิดเสียง	ความถี่ (ต่ำ/กลาง/สูง)	ระดับเสียงกระตุ้น (dB SPL)	การตอบสนองของเด็ก
(ขยี้) ถุงพลาสติก	ต่ำ	50	ลืมนตา
ลูกแซ็กครั้งที่ 1	สูง	65	ไม่มีการตอบสนอง
กลอง	ต่ำ	70	กระพริบตา
ลูกแซ็กครั้งที่ 2	สูง	65	ขยับแขนและขา
แตร์	สูง	90	สะดุ้งตื่น ขมวดคิ้ว

หมายเหตุ dB SPL: decibel sound pressure level

เนื่องจากการตรวจ BOA ในเด็กอายุไม่เกิน 6 เดือน ยังไม่ถูกจัดว่าเป็นการตรวจการได้ยินที่น่าเชื่อถือเพียงพอในการยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก ดังนั้นจึงทำให้ในปัจจุบัน ยังไม่มีวิธีการตรวจจากการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงอ้อมวิธีใด ๆ สามารถยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องได้ในเด็กอายุไม่เกิน 6 เดือน และจำเป็นต้องใช้การตรวจที่ไม่ได้อาศัยการประเมินจากการตอบสนองผ่าน

การสังเกตพฤติกรรมของเด็กหรือใช้การตรวจเชิงวัตถุวิสัยทดแทน เช่น auditory brainstem response (ABR)/auditory steady-state response (ASSR) เป็นต้น เพื่อใช้ยืนยันและวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่อง ในเด็กวัยนี้ อย่างไรก็ตาม BOA ก็ยังมีประโยชน์ในการช่วยประเมินการได้ยินในเด็กอายุไม่เกิน 6 เดือน อยู่บ้าง เนื่องจากว่าเป็นการตรวจที่ไม่ซับซ้อน ทำได้ง่าย และค่าใช้จ่ายไม่สูง อีกทั้งการตรวจ BOA สามารถแสดงให้บิดามารดาหรือผู้ปกครองเห็นได้ทันทีและเข้าใจได้ง่ายว่าผลการตอบสนองของเด็กต่อเสียงกระตุ้น เป็นอย่างไรและเด็กได้ยินเสียงที่ใช้กระตุ้นหรือไม่ เป็นต้น

2.2 วิธีการตรวจการได้ยินในเด็กที่มีอายุมากกว่า 6 เดือน จนถึง 2.5 ปี โดย VRA:

การตรวจ VRA ถูกพัฒนาขึ้นมาเพื่อใช้สำหรับตรวจเด็กที่มีอายุมากกว่า 6 เดือน เป็นต้นไป ซึ่งข้อดีของการตรวจเด็กที่อายุมากกว่า 6 เดือน คือ เด็กสามารถจะเข้าใจและตอบสนองต่อแรงเสริมที่จะให้ได้ ทำให้การตรวจการได้ยินในเด็กวัยนี้มีความน่าเชื่อถือและความลำเอียงน้อย สามารถยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้ โดยทั่วไป การใช้เสียงกระตุ้นไม่ว่าจะเป็นเสียงบริสุทธิ์ เสียง warble tone หรือแม้กระทั่งเสียงพูด ซึ่งเด็กมีโอกาสจะคุ้นเคยมากกว่าเสียงกระตุ้นชนิดอื่น ๆ ก็ตาม ก็มักไม่สามารถดึงดูดความสนใจของเด็กได้นานเท่าที่ควร ดังนั้น การใช้แรงเสริม โดยเฉพาะ แรงเสริมจากการเห็นตุ๊กตาเดิน หรือ การ์ตูนที่เคลื่อนไหวต่าง ๆ (visual reinforcement) จะช่วยดึงความสนใจของเด็ก สามารถทำให้เด็กจดจ่อกับเสียงกระตุ้นและร่วมมือกับการตรวจการได้ยินได้ยาวนานมากขึ้น^(5,7) ดังนั้นจึงได้เกิดการพัฒนากการตรวจ VRA ขึ้นมาเพื่อใช้ยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กที่มีอายุมากกว่า 6 เดือน จนถึง 2.5 ปี และยอมรับโดยทั่วกันว่าเป็นการตรวจการได้ยินที่เชื่อถือได้ อีกทั้งมีความแม่นยำเพียงพอเพื่อหาภาวะการได้ยินบกพร่องสำหรับเด็กวัยนี้ โดยมีปัจจัยหลายอย่างส่งผลให้วิธีการตรวจการได้ยินในเด็กด้วย VRA มีความแม่นยำและน่าเชื่อถือดังต่อไปนี้

1) อายุของเด็กที่มากขึ้นจะส่งผลให้ได้ผลตรวจการได้ยินที่แม่นยำและมีความน่าเชื่อถือมากกว่า เมื่อเทียบกับการตรวจการได้ยินในเด็กอายุน้อย ๆ เช่น การตรวจ BOA ในเด็กอายุน้อยกว่า 6 เดือน เป็นต้น อีกทั้งเมื่อเด็กอายุมากกว่า 6 เดือน ผู้ตรวจสามารถใช้แรงเสริมเพื่อให้เด็กร่วมมือในการตรวจได้มากขึ้นและยังช่วยลดความลำเอียงที่เกิดขึ้นได้จากการสังเกตพฤติกรรมของเด็กอีกด้วย ทำให้การตรวจ VRA ในเด็กอายุมากกว่า 6 เดือน จนถึง 2.5 ปี สามารถใช้วินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องและประเมินระดับความรุนแรงของการได้ยินในเด็กได้ อย่างไรก็ตาม ในกรณีที่เป็นเด็กคลอดก่อนกำหนด ควรจะต้องมีการปรับจำนวนของอายุจริง (chronological age) ให้เป็นอายุปรับ (corrected age) เสมอ^(8,9) ซึ่งการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า เด็กที่คลอดก่อนกำหนดมีแนวโน้มที่จะร่วมมือและสามารถตรวจ VRA ได้สำเร็จเมื่อมีอายุปรับตั้งแต่ 8 เดือน เป็นต้นไป⁽⁷⁾ นอกจากนี้ ระดับความสามารถทางสมองของเด็กก็ยังมีผลต่อความสำเร็จของการตรวจ VRA ได้อีกเช่นกัน โดยมีการศึกษาในอดีตพบว่า เด็กที่มีปัญหาเรื่อง Down syndrome ส่วนใหญ่จะร่วมมือและสามารถตรวจ VRA ได้สำเร็จเมื่ออายุครบ 10-12 เดือน เป็นต้นไป⁽¹⁰⁾ ดังนั้นนอกจากอายุที่ต้องปรับของเด็กคลอดก่อนกำหนดแล้ว ระดับความสามารถทางสมองของเด็กก็เป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อความสำเร็จในการตรวจ VRA อีกเช่นกัน

2) การสร้างเงื่อนไขให้เด็กรับทราบว่ามีเสียงกระตุ้นก็จะได้เห็นตุ๊กตาจากการหันศีรษะของเด็ก ถือเป็นขั้นตอนสำคัญเพื่อจะนำไปสู่การตรวจการได้ยินในเด็กที่แม่นยำและน่าเชื่อถือ เพราะเมื่อไรที่เด็กสามารถจะเข้าใจและเรียนรู้เงื่อนไขที่สร้างให้แล้ว เด็กจะถูกนำไปสู่การได้รับแรงเสริมใน

ลำดับต่อไป ซึ่งแรงเสริมนี้คือสิ่งสำคัญที่จะเพิ่มความน่าสนใจของการตรวจการได้ยินให้กับเด็กได้อย่างมาก

3) การใช้แรงเสริมไม่ว่าจะเป็นตุ๊กตาที่เดินได้หรือการ์ตูนที่เคลื่อนไหว จะส่งผลให้เด็กสนใจและจดจ่อเพื่อรอที่จะได้รับแรงเสริมเหล่านั้นอีก ทำให้เด็กสามารถจะร่วมมือกับการตรวจการได้ยินได้เป็นอย่างดีและยาวนานขึ้น

4) การใช้ผู้ตรวจสอบคนในการตรวจ VRA จะส่งผลให้ผลตรวจมีประสิทธิภาพและน่าเชื่อถือมากขึ้น โคนผู้ตรวจสอบที่หนึ่งจะมีหน้าที่ควบคุมการปล่อยเสียงกระตุ้นและคอยให้แรงเสริมที่ถูกต้อง ผู้ตรวจสอบที่สองจะมีหน้าที่คอยดึงดูดความสนใจเด็ก (distractor) ไม่ให้สนใจแรงเสริมที่จะให้มากเกินไปจนไม่สนใจสิ่งแวดลอมรอบตัวใด ๆ และขณะเดียวกัน ผู้ตรวจสอบที่สองจะต้องไม่ดึงดูดความสนใจเด็กมากเกินไปจนเด็กไม่สนใจต่อแรงเสริมอีกเช่นกัน ซึ่งอาจจะใช้ของเล่นที่พอจะเพื่อดึงความสนใจของเด็กระหว่างการตรวจได้แต่ต้องไม่น่าสนใจจนเกินไป เป็นต้น นอกจากนี้ผู้ตรวจทั้งสองคนยังสามารถช่วยลงความเห็นและตัดสินใจร่วมกันได้ว่า พฤติกรรมที่เด็กตอบสนองนั้นเป็นการยืนยันว่าเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ หรือไม่ เพื่อให้มั่นใจได้ว่าระดับการได้ยินที่ตรวจได้นั้น ผู้ตรวจทั้งสองเห็นตรงกันแล้วว่าเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ ตามระดับการได้ยินที่วัดได้ ทั้งนี้เพื่อจะลดความลำเอียงของผู้ตรวจให้มากที่สุดจากการสังเกตพฤติกรรมของเด็กนั่นเอง

5) การใช้เสียงรบกวน (noise) กลบเสียงกระตุ้นที่ผู้ตรวจสอบที่สองและผู้ปกครองของเด็กอาจได้ยิน ซึ่งการใช้เสียงรบกวนนี้มีเป้าหมายสำคัญเพื่อจะป้องกันไม่ให้ผู้ตรวจสอบที่สองหรือผู้ปกครองของเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นและอาจจะชี้แนะโดยทั้งที่ตั้งใจหรือไม่ตั้งใจผ่านการขยับของร่างกายหรือท่าทางต่าง ๆ จนทำให้เด็กหันหาแรงเสริมได้ ถึงแม้ว่าเด็กจะไม่ได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านั้นก็ตาม เช่น ผู้ปกครองอาจจะเปลือยพักหน้าทุกครั้งที่มีเสียงกระตุ้น ทำให้เด็กหันหาแรงเสริมจากการสังเกตการพักหน้าของผู้ปกครองแทน ทั้งที่เด็กอาจจะไม่ได้ยินเสียงกระตุ้นนั้นเลยก็ตาม ดังนั้น การที่ผู้ตรวจสอบที่หนึ่งจะมีการปล่อยเสียงกระตุ้นให้เด็กควบคู่กับการปล่อยเสียงรบกวนกลบให้กับผู้ตรวจสอบที่สองและผู้ปกครองของเด็กผ่านหูฟังที่ใส่อยู่ ก็จะมีแนวโน้มได้ว่าเสียงกระตุ้นนั้นจะไม่ได้ถูกได้ยินโดยคนอื่นใดและชี้แนะให้เด็กหันหาแรงเสริมเหล่านั้นได้

6) การทดสอบแบบควบคุม (control trial) คือ การตรวจที่ไม่มีการปล่อยเสียงใด ๆ ไปที่เด็ก (มีแต่การปล่อยเสียงรบกวนผ่านหูฟังให้ผู้ตรวจสอบที่สองหรือผู้ปกครองของเด็กเท่านั้น ซึ่งโดยปกติผู้ตรวจสอบที่สองหรือผู้ปกครองของเด็กจะไม่ทราบได้ว่าในเสียงรบกวนนั้นจะมีการปล่อยเสียงกระตุ้นแทรกอยู่ด้วยเมื่อใด) และคอยสังเกตว่าเด็กได้มีการหันหาแรงเสริมหรือไม่ โดยทั่วไปหากเด็กได้เรียนรู้และเข้าใจเงื่อนไขแล้วว่าเมื่อไรมีเสียงกระตุ้นจะได้เห็นตุ๊กตาหรือการ์ตูนที่เคลื่อนไหว เด็กจะหันหาแรงเสริมเหล่านั้นเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้น ส่งผลให้ผู้ทำการตรวจการได้ยินมั่นใจได้ว่าการที่เด็กหันหาแรงเสริมนั้นแสดงให้เห็นว่าเด็กสามารถได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ แต่หากเด็กหันหาแรงเสริมทั้งที่ผู้ตรวจไม่ได้ปล่อยเสียงกระตุ้นใด ๆ ในกรณีเช่นนี้ จะต้องระมัดระวังอย่างมากว่า การหันของเด็กนั้นอาจจะหันนั้นจริง ๆ แล้วไม่ได้เกี่ยวข้องกับ การที่เด็กได้ยินเสียงกระตุ้นเลย ซึ่งผู้ตรวจจะต้องไม่เข้าใจผิดคิดว่าเด็กหันหาแรงเสริมเพราะเด็กได้ยินเสียงกระตุ้น ดังนั้น หากมีการทดสอบแบบควบคุมและเด็กมีการหันหาแรงเสริม แปลว่า การหันหาแรงเสริมของเด็กนั้นไม่สามารถจะเชื่อถือได้ และไม่สามารถจะยืนยันว่าเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านั้นจริง ๆ เนื่องจากเด็กอาจจะหันหาเสียงโดยบังเอิญพอดีหรือหันหาเสียงจากสิ่งแวดล้อมรอบตัวช่วยแทนทั้งที่ตั้งใจและไม่ตั้งใจโดยทั่วไป หากพบว่าการทดสอบแบบควบคุมส่งผลให้เด็กหันหาแรงเสริมมากกว่าครึ่งหนึ่งของจำนวนครั้ง

ในการทำการทดสอบแบบควบคุมทั้งหมด ก็จะถือว่า ผลตรวจการได้ยินนั้นไม่น่าเชื่อถือ เช่น หากการตรวจ VRA มีการทำการทดสอบแบบควบคุมทั้งหมดเป็นจำนวน 3 ครั้ง และพบว่าเด็กมีการหันหาแรงเสริมอยู่จำนวน 2 ครั้ง และ เด็กไม่มีการหันหาแรงเสริมอยู่อีกจำนวน 1 ครั้งต่อการทำการทดสอบแบบควบคุมทั้งหมด 3 ครั้ง กรณีเช่นนี้ก็สามารถสรุปได้ว่า ระดับความดังที่กำลังวัดอยู่นั้นยังไม่น่าเชื่อถือ เนื่องจากเด็กหันหาแรงเสริมทั้งที่ไม่มีการปล่อยเสียงกระตุ้นใด ๆ แสดงว่าการหันหาแรงเสริมไม่ได้สัมพันธ์กับการที่เด็กได้ยินเสียงกระตุ้นนั่นเอง

สำหรับขั้นตอนการตรวจ VRA สามารถทำได้สามขั้นตอน (3C) ได้แก่ การตรวจสอบ (checking) การสร้างเงื่อนไข (conditioning) และการยืนยัน (confirming)

1) การตรวจสอบ (checking) คือ การที่ผู้ตรวจพยายามจะประเมินเบื้องต้นคร่าว ๆ ว่าเด็กมีความพร้อมเพียงใดที่จะนำไปสู่การสร้างเงื่อนไขและการทำให้เด็กเข้าใจเงื่อนไขหรือแรงเสริมต่าง ๆ ที่ผู้ตรวจจะให้ ได้ โดยการตรวจสอบนี้ถือเป็นขั้นตอนแรกของการเริ่มตรวจ VRA ในเด็กทุกคน ซึ่งทำให้ผู้ตรวจทราบได้ว่าการตรวจการได้ยินในเด็กรายนี้มีความเป็นไปได้มากน้อยแค่ไหน อย่างไรก็ตาม ก่อนที่จะเริ่มการตรวจ นอกจากจะอธิบายวิธีการตรวจและความสำคัญของการตรวจ VRA ให้กับบิดามารดาหรือผู้ปกครองของเด็กให้ทราบแล้ว ผู้ตรวจควรจะมั่นใจว่าได้อธิบายถึงการที่บิดามารดาหรือผู้ปกครองของเด็กต้องเลี่ยงการชี้หน้าเด็กทั้งที่ตั้งใจหรือไม่ตั้งใจในการที่จะส่งผลให้เด็กหันหาแรงเสริม ทั้งนี้เพื่อจะให้ผลตรวจมีความน่าเชื่อถือมากที่สุด นอกจากนี้ผู้ตรวจคนที่สองต้องพยายามใช้ของเล่นเพียงชนิดเดียวก่อนในการที่จะดึงดูดความสนใจของเด็ก โดยของเล่นชิ้นอื่น ๆ ที่เตรียมไว้หลากหลายในการจะดึงดูดความสนใจของเด็กควรจะเก็บไว้ให้พ้นสายตาเด็กทั้งหมด (รูปที่ 4.5) หลังจากนั้นเมื่อจะเริ่มทำการตรวจสอบ ผู้ตรวจอาจจะเริ่มการปล่อยเสียงกระตุ้น warble tone ที่ความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ หรือ เสียงพูด ความดังประมาณ 50-60 dB HL เพื่อเป็นการตรวจสอบเบื้องต้นว่าเด็กมีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นอย่างไร หากเด็กสนใจและหันหาทิศทางที่เสียงมา ก็สามารถให้แรงเสริม เช่น ตุ๊กตา (รูปที่ 4.6) ซึ่งจะถูกจัดวางอยู่ในทิศทางเดียวกับเสียงกระตุ้นได้ทันที หรือ หากเด็กไม่ได้หันหาทิศทางของเสียง แต่มีการแสดงพฤติกรรมที่เข้าใจได้ว่าเด็กได้ยิน เช่น ทำสีหน้าตื่นเต้น หรือ ชยบอวัยวะบางส่วนของร่างกายตามเสียงกระตุ้น เป็นต้น กรณีเช่นนี้ ไม่จำเป็นต้องให้แรงเสริมใด ๆ ซึ่งทั้งสองกรณีนี้จะทำให้ทราบได้ว่าเด็กพร้อมที่จะได้รับการสร้างเงื่อนไขและมีโอกาสสำเร็จสูงในขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขรวมถึงการให้แรงเสริมที่จะทำการตรวจในลำดับต่อไป ในทางตรงกันข้าม หากมีการปล่อยเสียงกระตุ้น warble tone ที่ความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ หรือ เสียงพูด ความดังประมาณ 50-60 dB HL แล้วเด็กไม่มีการตอบสนองใด ๆ กรณีเช่นนี้อาจจะแสดงได้ว่า เด็กไม่ได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ หรือ เด็กอาจจะไม่สนใจเสียงกระตุ้นที่ผู้ตรวจให้ก็เป็นไปได้ ผู้ตรวจสามารถที่จะเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นที่ละ 10 dB HL จนกว่าเด็กจะเริ่มหันหาเสียงหรือมีการแสดงพฤติกรรมที่สนใจต่อเสียงกระตุ้นนั้น อย่างไรก็ตาม การเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นที่มากเกินไปอาจจะส่งผลให้เกิดผลเสียต่อหูชั้นในได้หากเด็กไม่ได้มีการสูญเสียการได้ยินมาก ๆ ดังนั้น การเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นในขั้นตอนการทดสอบนี้ ผู้ตรวจต้องระมัดระวังขณะเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นและหากเด็กไม่มีการหันหาเสียงหรือไม่มีการแสดงพฤติกรรมที่สนใจต่อเสียงกระตุ้น ก็สามารถข้ามขั้นตอนการทดสอบและไปสู่ขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขในลำดับต่อไปได้เลย เพียงฟังตระหนักไว้เสมอว่า ในขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขนั้น เด็กอาจจะยังไม่ร่วมมือหรือเข้าใจได้ง่าย ต้องมีการสร้าง





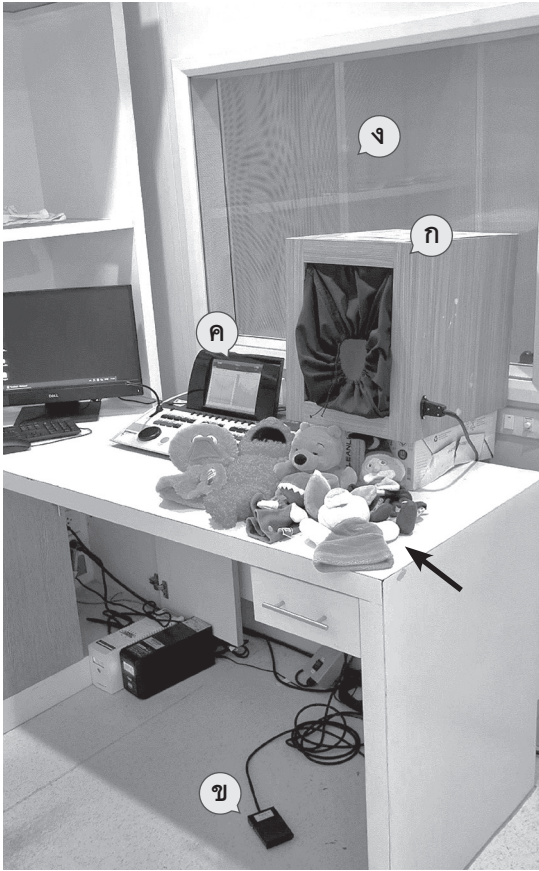
รูปที่ 4.6 ตัวอย่างตุ๊กตาที่ใช้สำหรับให้แรงเสริมเมื่อหันหน้าทิศทางของเสียงกระตุ้นโดยผู้ตรวจคนหนึ่งที่หนึ่ง (ก) ตุ๊กตา
รูปหมีสวมมือสามารถขยับได้จากควบคุมของผู้ตรวจคนหนึ่งที่หนึ่ง (ข) การใช้ตุ๊กตาใส่เข้าไปในกล่องที่
สามารถควบคุมการเปิดปิดได้สำหรับการให้แรงเสริมเมื่อเด็กหันหน้าทิศทางของเสียง

2) การสร้างเงื่อนไข (conditioning) คือ ขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขให้เด็กเข้าใจว่า เมื่อไรก็ตามได้ยินเสียงกระตุ้นและเด็กหันหน้าเสียงกระตุ้นเหล่านั้น เด็กจะได้รับแรงเสริมเป็นตุ๊กตาขยับได้หรือรูปการ์ตูนเคลื่อนไหวชนิดต่าง ๆ (visual reinforcement) โดยผู้ตรวจสามารถเริ่มด้วยเสียงกระตุ้นชนิดใดก็ได้ ไม่ว่าจะเป็น warble tone, filtered noise หรือ เสียงพูด เนื่องจากมีการศึกษาพบว่า เสียงกระตุ้นชนิดต่าง ๆ มีประสิทธิภาพในการสร้างเงื่อนไขเท่า ๆ กัน⁽¹¹⁾ ซึ่งระยะเวลาของเสียงกระตุ้นที่ปล่อยนั้น ควรจะปล่อยยาวนานไม่เกิน 4 วินาที และการหันศีรษะหาเสียงกระตุ้นของเด็กควรจะต้องอยู่ภายในช่วง 4 วินาทีนี้เช่นกัน เพื่อจึงจะยืนยันว่าเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นนั้นจริง⁽¹²⁾ ซึ่งแรงเสริมที่จะให้นั้นมีได้หลากหลาย ไม่ว่าจะเป็นตุ๊กตาขยับได้ ของเล่นที่มีสีสันชนิดต่าง ๆ รูปการ์ตูนเคลื่อนไหวผ่านหน้าจอโทรทัศน์หรือหน้าจอคอมพิวเตอร์ เป็นต้น มีการศึกษาพบว่า เด็กอายุ 7–16 เดือน จะให้ความสนใจระหว่างของเล่นที่ขยับได้และภาพการ์ตูนเคลื่อนไหวจากหน้าจอโทรทัศน์ที่ไม่แตกต่างกัน⁽¹³⁾ ในทางตรงกันข้าม สำหรับเด็กที่โตขึ้น เช่น เด็กอายุ 24 เดือน จะให้ความสนใจและหันหาแรงเสริมที่เป็นรูปการ์ตูนเคลื่อนไหวจากหน้าจอโทรทัศน์ได้ดีกว่าของเล่นที่ขยับได้⁽¹⁴⁾ ดังนั้นการเลือกชนิดของแรงเสริมจะมีความสำคัญตามอายุที่แตกต่างกันไปในแต่ละวัยของเด็ก ซึ่งจะส่งผลต่อความร่วมมือและโอกาสที่จะตรวจ VRA ได้สำเร็จนั่นเอง เมื่อไรก็ตามเด็กมีความคุ้นชิน (habituation) กับแรงเสริมที่ผู้ตรวจให้ เด็กก็จะหมดความสนใจต่อแรงเสริมเหล่านั้นและผู้ตรวจก็จะไม่สามารถตรวจ VRA ได้เสร็จสมบูรณ์ ในทางตรงกันข้าม หากผู้ตรวจเริ่มต้นแรงเสริมด้วยการเปิดเพียงไฟในกล่องให้เห็นตุ๊กตาดึง ๆ และค่อยเพิ่มความน่าสนใจของตุ๊กตาดึงด้วยการเริ่มมีการขยับตัวตุ๊กตาไปมามากขึ้นในการให้แรงเสริมครั้งต่อไป หลังจากนั้นก็เปลี่ยนตุ๊กตาดึงชนิดต่าง ๆ ในลำดับ

ถัด ๆ ไป (รูปที่ 4.7) ก็จะช่วยชะลอการเกิดความคุ้นชินของเด็กและเพิ่มโอกาสให้เด็กร่วมมือในการค้นหาแรงเสริมได้บ่อยครั้งมากขึ้นนั่นเอง⁽¹¹⁾ ซึ่งการที่เริ่มให้แรงเสริมด้วยการเปิดไฟให้เห็นเฉพาะตุ๊กตาหรือของเล่นที่อยู่หนึ่ง ๆ ก่อน (รูปที่ 4.8) ยังจะช่วยประเมินได้แต่เนิ่น ๆ ว่าเด็กจะตอบสนองกับแรงเสริมเหล่านั้นมากน้อยเพียงใด เพราะเด็กบางคนอาจจะเกิดอาการตกใจหรือกลัวขณะเห็นแรงเสริมขึ้นมาทันทีทันใดได้ ซึ่งการค่อย ๆ เริ่มให้แรงเสริมที่ไม่ซับซ้อนมาก ก็จะทำให้ผู้ตรวจสามารถประเมินและเลือกแรงเสริมในเด็กแต่ละรายได้อย่างเหมาะสมที่สุด นอกจากนี้ ยังมีการศึกษาพบอีกว่า การลดความคุ้นชินของเด็กสามารถทำได้โดยการใช้แรงเสริมที่ได้ทั้งสองทิศทาง (ฝั่งขวาและซ้าย) และคอยสลับการให้แรงเสริมทั้งฝั่งขวาและฝั่งซ้ายกับเด็กไปเรื่อย ๆ ก็จะช่วยเพิ่มความน่าสนใจและความท้าทายให้เด็ก ช่วยทำให้มีโอกาสที่เด็กจะร่วมมือในการค้นหาแรงเสริมได้บ่อยครั้งมากขึ้นอีกเช่นกัน⁽⁵⁾ เป็นที่น่าสนใจว่า การให้แรงเสริมนั้นไม่จำเป็นต้องให้เด็กทุกครั้งเมื่อเด็กได้ยินและค้นหาเสียงกระตุ้น เนื่องจากมีการศึกษาเปรียบเทียบกลุ่มที่มีการให้แรงเสริมทุกครั้งเมื่อเด็กหันศีรษะขณะได้ยินเสียงกระตุ้นและกลุ่มที่มีการให้แรงเสริมเพียงบางครั้งเมื่อเด็กหันศีรษะขณะได้ยินเสียงกระตุ้น ซึ่งผลการศึกษาพบว่า เด็กทั้งสองกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งเรื่องความคุ้นชินหรือจำนวนการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นและแรงเสริมของเด็กสำหรับการปล่อยเสียงกระตุ้นในครั้งถัด ๆ ไป⁽¹⁵⁾ ดังนั้นหลักการนี้ถือเป็นหลักสำคัญในการตรวจ VRA ในปัจจุบัน เนื่องจากว่า บางครั้งผู้ตรวจอาจจะไม่แน่ใจว่าพฤติกรรมของเด็กที่สังเกตได้เมื่อให้เสียงกระตุ้นไปที่เด็กแล้วนั้น เป็นการตอบสนองจากที่เด็กได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ หรือไม่ กรณีเช่นนี้ การเลือกไม่ให้แรงเสริมย่อมจะเหมาะสมมากกว่าที่จะพยายามให้แรงเสริมกับเด็ก เพราะการที่ไม่ให้แรงเสริม จะไม่ส่งผลต่อความคุ้นชินหรือจำนวนการตอบสนองของเด็กในครั้งต่อ ๆ ไป ถึงแม้ว่าการหันศีรษะของเด็กนั้นเกิดจากการที่เด็กได้ยินเสียงกระตุ้นจริง ๆ แล้วก็ตาม ในทางตรงกันข้าม การให้แรงเสริมในกรณีที่การหันศีรษะของเด็กไม่ได้เกิดจากการที่เด็กได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านั้นจริง ๆ จะยิ่งเพิ่มความสับสนให้กับเด็กและลดโอกาสความสำเร็จในการตอบสนองของเด็กในการปล่อยเสียงกระตุ้นในครั้งถัด ๆ ไป สำหรับขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขสามารถทำได้สองวิธีคือวิธีที่หนึ่ง ผู้ตรวจคนหนึ่งที่ปล่อยเสียงกระตุ้นที่มีการให้แรงเสริมไปพร้อม ๆ กัน หรือ วิธีที่สอง ผู้ตรวจคนหนึ่งที่ปล่อยเสียงกระตุ้น แต่จะรอดูการตอบสนองของเด็กก่อนที่จะให้แรงเสริมในลำดับต่อไป ซึ่งขณะที่ผู้ตรวจกำลังอยู่ในขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขแล้วพบว่าเด็กยังไม่มีการค้นหาแรงเสริมใด ๆ ผู้ตรวจคนที่สองสามารถจะช่วยชี้ให้เด็กเห็นว่ามีความแรงเสริมมาจากทิศทางนี้เพื่อให้เด็กเข้าใจว่าแรงเสริมเป็นอย่างไรและเด็กจะได้รับแรงเสริมนี้หลังจากที่เด็กได้ยินเสียงกระตุ้นไปแล้ว ซึ่งขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขนี้ถือว่าเป็นขั้นตอนที่สำคัญมากและหากทำไม่สำเร็จก็ไม่สามารถข้ามไปสู่ขั้นตอนการยืนยันระดับการได้ยินของเด็กได้ โดยทั่วไปขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขนั้นจะใช้เวลานานและความต้องการที่จะให้เด็กได้ยินเสียงกระตุ้นรวมทั้งหันศีรษะหาแรงเสริมอย่างถูกต้องมักจะไม่เกินสามครั้ง ทั้งนี้ก็เพื่อให้มั่นใจว่าเด็กเข้าใจเงื่อนไขแน่นอนและในขณะที่เดียวกัน เด็กก็ยังไม่เกิดความคุ้นชินกับแรงเสริมที่ให้เร็วจนเกินไป ทั้งนี้ก็เพื่อจะเตรียมเด็กให้พร้อมสำหรับการตรวจยืนยันในการหาระดับการได้ยินในขั้นตอนสุดท้าย ซึ่งจะต้องใช้ความร่วมมือของเด็กอย่างมากและมีความสำคัญสำหรับการวางแผนการรักษาในลำดับถัดไปเมื่อทราบระดับการได้ยินของเด็กที่แน่นอนแล้ว อย่างไรก็ตาม ขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขให้กับเด็กนี้ อาจพบอุปสรรคสำคัญอยู่สองประการ คือ ประการแรกเด็กมีการหันศีรษะหาแรงเสริมอยู่ตลอดเวลา กรณีเช่นนี้ แสดงว่าเด็กสนใจและจดจ่ออยู่กับแรงเสริมมาก

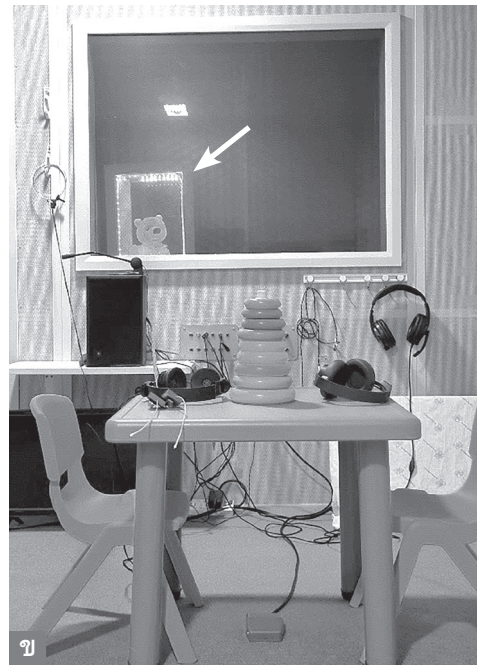
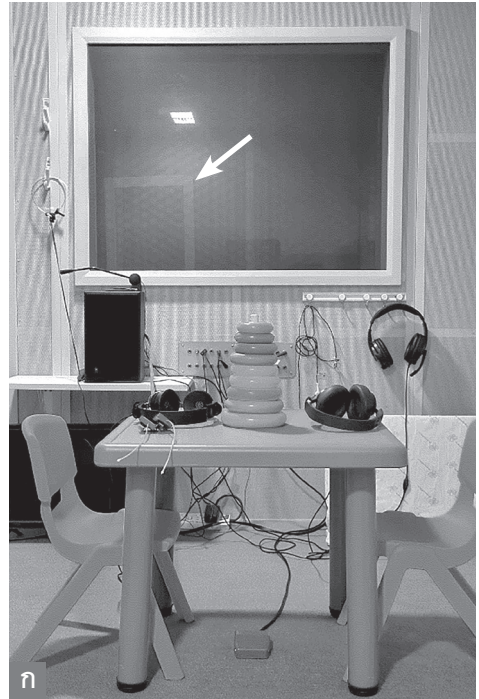
เกินไปจนไม่สนใจที่จะต้องรอให้ได้ยินเสียงกระตุ้นก่อน ดังนั้นผู้ตรวจที่สองต้องพยายามดึงความสนใจเด็กให้มากขึ้น เช่น การสะกิดเรียกความสนใจเด็กให้หน้าตรง ไม่มีการหันศีรษะและสนใจผู้ตรวจคนที่สองมากขึ้น หรือ ผู้ตรวจคนที่สองอาจจะมีการเปลี่ยนไปใช้ของเล่นชนิดอื่นที่น่าสนใจและดึงดูดความสนใจเด็กมากกว่าเดิมจนกระทั่งมั่นใจได้ว่าเด็กจะไม่จลจลกับแรงเสริมเหล่านั้นอีกต่อไป หลังจากนั้นจึงพยายามสร้างเงื่อนไขใหม่อีกครั้งจนกว่าเด็กจะเข้าใจและพร้อมที่จะรอฟังเสียงกระตุ้นก่อนหันหาเสียงกระตุ้นอีกครั้ง สำหรับอุปสรรคประการที่สอง คือ เด็กไม่มีการหันศีรษะหาแรงเสริมขณะทำการสร้างเงื่อนไข กรณีเช่นนี้ แสดงว่าเด็กยังไม่ได้ยินเสียงกระตุ้นที่ให้ไปทำให้ไม่หันหาแรงเสริมที่จะให้ ดังนั้นผู้ตรวจควรตรวจสอบให้แน่ใจว่าเครื่องตรวจการได้ยินปล่อยเสียงกระตุ้นถูกต้องจริงหรือไม่ มีสายต่อส่วนใดหลุดทำให้ไม่มีเสียงกระตุ้นออกมาจากหูฟังหรือไม่ มีการส่งสัญญาณเสียงกระตุ้นผิดอยู่หรือไม่ เช่น ผู้ตรวจกำลังส่งเสียงกระตุ้นผ่านหูฟังชนิด supra-aural earphone ขณะที่จริง ๆ แล้วเด็กกำลังสวมหูฟังชนิด insert earphone อยู่ เป็นต้น ถ้าผู้ตรวจมั่นใจว่าที่เด็กไม่ได้ยินไม่ได้เกิดจากความผิดพลาดของเครื่องมือผู้ตรวจ ผู้ตรวจจำเป็นจะต้องเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นมากกว่าเดิมเนื่องจากเด็กอาจจะมีภาวะสูญเสียการได้ยินอยู่ ซึ่งผู้ตรวจสามารถเพิ่มความดังขึ้นไปเรื่อย ๆ จนกว่าเด็กจะเริ่มได้ยินและสามารถสร้างเงื่อนไขให้เด็กเข้าใจและพร้อมที่จะรับแรงเสริมได้ อย่างไรก็ตาม หากเด็กมีการสูญเสียการได้ยินอย่างมาก ถึงแม้ว่าจะปล่อยเสียงกระตุ้นที่ความดังสูงสุดรวมทั้งลองเปลี่ยนความถี่หรือชนิดของเสียงกระตุ้นแล้วก็ตาม กรณีเช่นนี้ แสดงว่าการสร้างเงื่อนไขผ่านการได้ยินจากหูฟังไม่สามารถจะทำได้ จำเป็นต้องสร้างเงื่อนไขผ่านระบบประสาทสัมผัสของเด็กด้วยการสั่นของตัวกำเนิดเสียงชนิด bone-conduction vibrator แทน ซึ่งอาจจะเริ่มจากการปล่อยเสียง warble tone ที่ 250 เฮิรตซ์ ด้วยความดัง 60 dB HL ผ่าน bone-conduction vibrator ซึ่งการสร้างเงื่อนไขผ่านประสาทสัมผัสของเด็กสามารถทำได้และเด็กจะให้การตอบสนองต่อความรู้สึกนั้น รวมทั้งทำความเข้าใจเงื่อนไขและแรงเสริมที่ผู้ตรวจให้ได้เป็นอย่างดีถึงแม้ว่าเด็กจะไม่ได้ยินเสียงกระตุ้นเลยก็ตาม ดังนั้นเด็กจะสามารถเรียนรู้การสร้างเงื่อนไขนี้ได้ว่า เมื่อไรมีการสั่นของ bone-conduction vibrator การหันศีรษะจะให้เห็นตุ๊กตาที่ขยับได้ทันที หลังจากนั้น เมื่อเด็กเข้าใจการสร้างเงื่อนไขเหล่านี้แล้วว่าการหันศีรษะจะให้เห็นตุ๊กตาขยับได้ การกลับมาใช้เสียงกระตุ้นผ่านการได้ยินจากการใส่หูฟัง ก็สามารถเริ่มต้นได้อีกครั้ง อย่างไรก็ตาม หากวิธีการสร้างเงื่อนไขผ่านประสาทสัมผัสยังไม่ได้ผล และไม่มีการหันศีรษะแต่อย่างใดถึงแม้ว่าผู้ตรวจคนที่สองได้พยายามชี้ให้เห็นว่าจะมีแรงเสริมมาในทิศทางนี้แล้วก็ตาม กรณีเช่นนี้แสดงให้เห็นว่า เด็กยังไม่พร้อมที่จะสามารถเข้าใจเงื่อนไขหรือแรงเสริมต่าง ๆ อาจจะช่วยพัฒนาการทางสมองที่ยังไม่พร้อมสำหรับการตรวจทาง VRA ซึ่งผู้ตรวจจำเป็นต้องประเมินเด็กใหม่ว่าการตรวจ VRA เป็นการตรวจที่เหมาะสมกับเด็กหรือไม่ อีกทั้งต้องวางแผนต่อไปว่า สามารถจะสร้างเงื่อนไขให้เด็กเข้าใจใหม่ในการนัดตรวจครั้งต่อไปอย่างไร และที่สำคัญ หากขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขทำไม่สำเร็จ ผู้ตรวจไม่ควรจะข้ามขั้นตอนการสร้างเงื่อนไขไปสู่ขั้นตอนการตรวจเพื่อยืนยัน เพราะจะส่งผลให้ผลตรวจที่ได้มีความลำเอียงสูงและขาดความน่าเชื่อถือเนื่องจากว่าเด็กยังไม่เข้าใจเงื่อนไขของการตรวจตั้งแต่เริ่มต้นแล้วนั่นเอง





รูปที่ 4.7

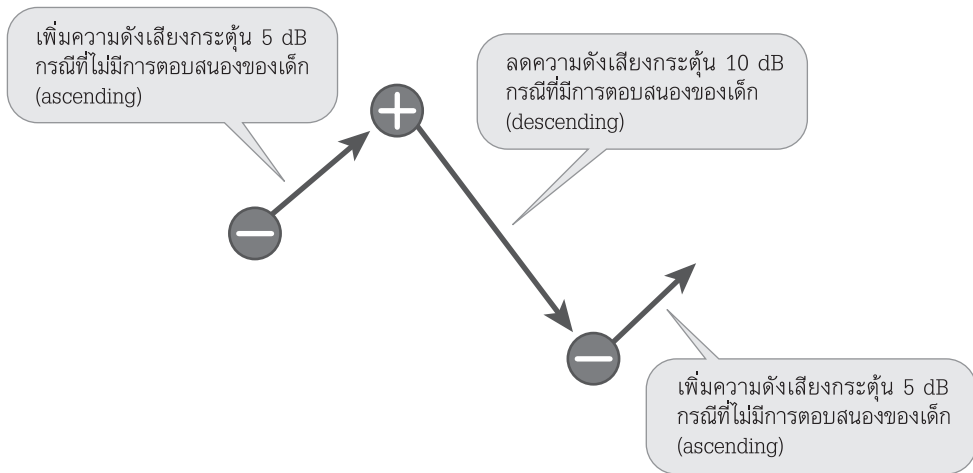
ตัวอย่างตุ๊กตาที่ขยับได้ชนิดต่าง ๆ (ลูกศร) เพื่อใช้ช่วยชะลอการเกิดความคุ้นชินของเด็กและเพิ่มโอกาสให้เด็กร่วมมือในการค้นหาแรงเสริมได้บ่อยครั้งมากขึ้น (ก) กล่องสำหรับแสดงตุ๊กตาขยับได้ที่สามารถควบคุมการปิดหรือเปิดไฟให้เด็กเห็นได้ด้วยการเหยียบสวิตช์ (ข) โดยผู้ตรวจคนหนึ่งที่หนึ่งก็ยังสามารถควบคุมเครื่อง audiometer (ค) ขณะทำการปล่อยเสียงกระตุ้นชนิดต่าง ๆ ซึ่งจะสังเกตเห็นว่ามีกระจกที่สามารถมองทะลุได้เพียงฝั่งเดียว (ง) ให้ผู้ตรวจคนหนึ่งที่หนึ่งสังเกตเห็นเด็กและผู้ตรวจคนที่สองซึ่งอยู่ในห้องตรวจอีกฝั่งหนึ่งได้



รูปที่ 4.8

การให้แรงเสริมด้วยการเปิดไฟให้เห็นเฉพาะตุ๊กตาที่อยู่หนึ่ง ๆ (ลูกศร) ขณะที่เด็กได้ยินและค้นหาเสียงกระตุ้น ซึ่งสามารถช่วยประเมินได้แต่เนิ่น ๆ ว่าเด็กจะตอบสนองกับแรงเสริมนี้มากน้อยเพียงใด เพราะเด็กบางคนอาจจะเกิดอาการตกใจหรือกลัวขณะเห็นแรงเสริมขึ้นมาทันทีได้ ซึ่งการค่อย ๆ เริ่มให้แรงเสริมที่ไม่ซับซ้อนมาก ก็จะทำให้ผู้ตรวจสามารถประเมินและเลือกแรงเสริมในเด็กแต่ละรายได้อย่างเหมาะสมที่สุด (ก) กล่องสำหรับให้แรงเสริมจะถูกควบคุมโดยผู้ตรวจคนหนึ่งที่หนึ่งซึ่งอยู่อีกฝากของห้องตรวจ (ข) การให้แรงเสริมโดยผู้ตรวจคนหนึ่งที่หนึ่งด้วยการเปิดไฟให้เห็นเฉพาะตุ๊กตาที่อยู่หนึ่ง ๆ

3) การยืนยัน (confirming) คือ ขั้นตอนสุดท้ายของการตรวจ VRA เพื่อยืนยันระดับการได้ยินของเด็กหลังจากเด็กได้เรียนรู้การสร้างเงื่อนไขและแรงเสริมเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ซึ่งวิธีการยืนยันระดับการได้ยิน ผู้ตรวจจะคอยให้แรงเสริมอยู่ตลอดระหว่างการตรวจเพื่อให้มั่นใจได้ว่าเด็กจะร่วมมือจนสามารถตรวจ VRA ได้เสร็จสมบูรณ์ และในกรณีที่ผู้ตรวจประเมินแล้วว่า อาจจะไม่มีความจำเป็นที่ต้องการความร่วมมือของเด็กนานขึ้นและยังต้องการข้อมูลของระดับการได้ยินของเด็กเพิ่มเติม ผู้ตรวจสามารถปรับรูปแบบการให้แรงเสริม โดยสามารถเลือกที่จะลดจำนวนการให้แรงเสริมต่อการหันศีรษะเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้นของเด็ก เพื่อลดโอกาสการเกิดความคุ้นชินกับแรงเสริมของเด็กได้อีกเช่นกัน เนื่องจากการให้แรงเสริมนั้นไม่จำเป็นต้องให้เด็กทุกครั้งเมื่อเด็กได้ยินและหันหาเสียงกระตุ้นดังที่กล่าวไปแล้วในเบื้องต้น สำหรับวิธีการหาระดับการได้ยินในขั้นตอนการยืนยันนี้ ผู้ตรวจสามารถใช้หลักการของ modified Hughson-Westlake procedure⁽¹⁶⁾ (รูปที่ 4.9) ซึ่งเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปในการวัดระดับการได้ยินสำหรับผู้ใหญ่ นั่นคือ เมื่อปล่อยเสียงกระตุ้นเริ่มต้นและเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นแล้ว ให้ลดความดังของเสียงกระตุ้นเดิม 10 dB หลังจากนั้นลำดับต่อไปจึงเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นใหม่ 5 dB และประเมินว่าเด็กจะได้ยินเสียงกระตุ้นหรือไม่ หากเด็กได้ยินเสียงกระตุ้น ก็ให้ลดความดังของเสียงกระตุ้นเดิมอีก 10 dB หากเด็กไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น จึงค่อยเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นใหม่ครั้งละ 5 dB จนกว่าเด็กจะได้ยินเสียงกระตุ้น ซึ่งวิธีนี้เป็นที่รู้จักกันในนามว่า “ลง 10 ขึ้น 5” และสำหรับการยืนยันระดับการได้ยินของเด็กจะตัดสินได้จากการประเมินว่าในแต่ละรอบของการเพิ่มเสียงกระตุ้นครั้งละ 5 dB แล้วพบว่าเด็กมีการตอบสนองเสียงต่อกระตุ้นที่ระดับการได้ยินเดิมนั้นจำนวนอย่างน้อยสองรอบ (2 ascending runs) อย่างไรก็ตาม หลักการที่สำคัญที่ผู้ตรวจการได้ยินต้องพึงระลึกไว้เสมอ คือ การตอบสนองของเด็กที่ได้ล่าสุดนั้น อาจจะเป็นการตอบสนองและความร่วมมือสุดท้ายของเด็ก ทั้งนี้จะขึ้นอยู่กับอารมณ์และความสนใจของเด็กขณะนั้น ดังนั้น เพื่อให้ผู้ตรวจใช้เวลาในการตรวจการได้ยินในเด็กอย่างคุ้มค่า มีประสิทธิภาพและประสิทธิผลมากที่สุด การลดความดังของเสียงกระตุ้นเพื่อหาระดับการได้ยินในช่วงเริ่มต้นการตรวจยืนยัน สามารถที่จะลดความดังได้อย่างรวดเร็ว เช่น ลดความดังครั้งละ 15–25 dB จนเข้าใกล้ระดับการได้ยินของเด็ก หลังจากนั้น จึงค่อยปรับเป็นลดหรือเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นด้วยหลัก modified Hughson-Westlake procedure (ลง 10 ขึ้น 5) ในภายหลัง โดยทั่วไป การเลือกความถี่เพื่อจะประเมินว่าเด็กมีระดับการได้ยินในแต่ละช่วงความถี่ใดบ้าง จะเรียงลำดับดังนี้ คือ 1,000, 4,000, 500, 2,000 เฮิรตซ์ หรือ 500, 2,000, 1,000, 4,000 เฮิรตซ์ หลังจากนั้น ที่ความถี่อื่น ๆ (250, 8,000, 3,000, 6,000 เฮิรตซ์) สามารถตรวจได้หากเด็กยังมีความร่วมมือที่ดี สังเกตว่าลำดับความถี่ที่ตรวจก่อนและหลังจะใช้หลักที่ว่า เด็กอาจจะไม่ร่วมมือกับผู้ตรวจได้ทุกขณะ ดังนั้น การตรวจ VRA ควรจะมีการประเมินและจัดลำดับความสำคัญของความถี่ต่ำและความถี่สูงที่เป็นคู่กัน (เช่น 1,000 เฮิรตซ์ คู่กับ 4,000 เฮิรตซ์ หรือ 500 เฮิรตซ์ คู่กับ 2,000 เฮิรตซ์) ซึ่งกรณีที่จัดลำดับการตรวจการได้ยินเพื่อหาระดับการได้ยินในแต่ละความถี่ที่เป็นคู่เช่นนี้ ถึงแม้ว่าผู้ตรวจไม่สามารถจะตรวจ VRA ได้สำเร็จสมบูรณ์ในทุกความถี่อย่างน้อยผู้ตรวจก็ยังพอจะทราบตัวแทนของระดับการได้ยินทั้งความถี่ต่ำและความถี่สูงที่ตรวจวัดได้ในช่วงเริ่มต้นของการตรวจการได้ยินก่อนที่เด็กอาจจะไม่ร่วมมือในช่วงหลังของการตรวจการได้ยินนั่นเอง



รูปที่ 4.9

วิธีการหาระดับการได้ยินโดยวิธี modified Hughson-Westlake procedure ซึ่งเมื่อปล่อยเสียงกระตุ้นเริ่มต้นและเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นแล้ว ให้ลดความดังของเสียงกระตุ้นเดิม 10 dB หลังจากนั้นลำดับต่อไปจึงเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นใหม่ 5 dB และประเมินว่าเด็กจะได้ยินเสียงกระตุ้นหรือไม่ หากเด็กได้ยินเสียงกระตุ้น ก็ให้ลดความดังของเสียงกระตุ้นเดิม 10 dB หากเด็กไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น จึงค่อยเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นใหม่ครั้งละ 5 dB จนกว่าเด็กจะได้ยินเสียงกระตุ้น ซึ่งวิธีนี้เป็นที่รู้จักกันในนามว่า “ลง 10 ขึ้น 5” และสำหรับการยืนยันระดับการได้ยินของเด็กจะตัดสินได้จาก การประเมินว่าในแต่ละรอบของการเพิ่มเสียงกระตุ้นทีละ 5 dB และพบว่าเด็กมีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นที่ระดับการได้ยินเดิมนั้น จำนวนอย่างน้อยสองรอบ (2 ascending runs)

2.3 วิธีการตรวจการได้ยินในเด็กที่มีอายุมากกว่า 2.5 ปี จนถึง 5 ปี โดย CPA: การ

ตรวจการได้ยินในเด็กวัยนี้ ผู้ตรวจยังคงใช้หลักการของการสร้างเงื่อนไขและให้แรงเสริมเช่นเดียวกับ VRA แต่แตกต่างกันเพียงว่า แทนที่จะใช้การสังเกตการตอบสนองของเด็กจากการหันศีรษะเมื่อเด็กได้ยินเสียงกระตุ้น ผู้ตรวจจะใช้การเล่นของเด็กสำหรับการตอบสนองเสียงกระตุ้นของเด็กแทน นอกจากนี้ แรงเสริมที่ให้เด็กนั้น จะเป็นการชมเชย ส่งเสริม แสดงความยินดีอย่างเหมาะสมเมื่อเด็กตอบสนองด้วยการเล่นนั้นแทน การเห็นตุ๊กตาขยับหรือรูปการ์ตูนเคลื่อนไหว เนื่องจากว่าในเด็กวัยนี้เริ่มพึ่งพาตัวเองได้มากขึ้น สามารถที่จะแยกตัวมาจากบิดามารดาหรือผู้ปกครองได้ และมีความสนใจสิ่งแวดล้อมรอบตัวมากขึ้นโดยเฉพาะของเล่นที่มีสีสันสดใสซึ่งพร้อมที่จะดึงดูดเด็กให้เข้าหาและเด็กสามารถจะใช้เวลาจดจ่อกับสิ่งที่ดึงดูดเหล่านั้นได้นาน ดังนั้นผู้ตรวจต้องคอยสังเกตและสร้างความคุ้นเคยกับเด็กโดยการพูดคุยสื่อสารกับเด็กเพื่อให้รู้สึกปลอดภัยและเตรียมความพร้อมสำหรับการร่วมมือในการตรวจ CPA ด้วยตัวของเด็กเองโดยมีบิดามารดาหรือผู้ปกครองเพียงสังเกตการตรวจอยู่ใกล้ ๆ เท่านั้น โดยทั่วไป ห้องตรวจที่ใช้ตรวจการได้ยินจะมีเก้าอี้สำหรับผู้ตรวจและเก้าอี้กวดำตั้งอยู่ใกล้ ๆ สำหรับให้เด็กนั่งเล่นกับผู้ตรวจ ซึ่งของเล่นที่ใช้จะมีความดึงดูดและน่าสนใจสำหรับเด็กระดับหนึ่ง แต่ต้องไม่มากเกินไปหรือมีเสียงที่ดังจนเด็กไม่ให้ความสนใจต่อเสียงกระตุ้นที่ผู้ตรวจ

จะเริ่มตรวจการได้ยิน (รูปที่ 4.10) สำหรับวิธีการตรวจหลังจากบิดามารดาหรือผู้ปกครองเข้าใจจุดประสงค์และวิธีการตรวจแล้ว ผู้ตรวจสามารถเริ่มสร้างความคุ้นเคยกับเด็กโดยการทักทาย หรือสามารถตั้งคำถามง่าย ๆ ที่เกี่ยวกับกิจกรรมในชีวิตประจำวันหรือการแต่งกายของเด็กเพื่อให้เด็กตอบ หลังจากนั้น ผู้ตรวจจึงเริ่มสื่อสารกับเด็กว่า ผู้ตรวจจะชวนเล่นกิจกรรมกัน และอธิบายวิธีการเล่นร่วมกับการใช้เครื่องมืออย่างคร่าว ๆ ให้เด็กทราบ ถึงแม้ว่าเด็กอาจจะมีปัญหาการได้ยินจริง ๆ และไม่ได้ยินอย่างชัดเจนกับคำอธิบายของผู้ตรวจ การใช้ภาษากายร่วมด้วยของผู้ตรวจก็ยังสามารถสื่อสารให้เด็กเข้าใจถึงกิจกรรมที่เล่นได้ดีเช่นกัน ในช่วงนี้ผู้ตรวจอาจจะเริ่มให้เด็กได้ลองจับหรือสวมใส่หูฟังได้กรณีที่เด็กให้ความร่วมมือ หรือผู้ตรวจอาจจะสามารถใส่หูฟังให้เด็กได้หากเด็กไม่การต่อต้าน และในกรณีที่เด็กค่อนข้างจะขี้อาย ผู้ตรวจสามารถใช้วิธีการใส่หูฟังกับตัวเองให้เด็กดูก่อนที่จะเริ่มใส่ให้เด็กได้ ทั้งนี้เพื่อให้เด็กมีเวลาในการทำความเข้าใจสถานการณ์และการเล่นที่จะเกิดขึ้นระหว่างการตรวจ ซึ่งการอธิบายให้เด็กทราบว่าเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้นลักษณะนี้แล้ว เด็กจะต้องร่วมเล่นไปกับผู้ตรวจทุกครั้งที่ได้ยินเสียงกระตุ้น โดยการตั้งใจฟังและให้การตอบสนองด้วยการเล่นทุกครั้ง ถือเป็นสิ่งที่สำคัญที่จะสร้างความเข้าใจให้กับเด็กและมีการตอบสนองด้วยวิธีการเล่นของเด็กอย่างเหมาะสม อย่างไรก็ตาม ในช่วงที่ผู้ตรวจพยายามที่จะอธิบายและให้เด็กเรียนรู้เงื่อนไขเหล่านี้ การทดลองเล่นและให้เด็กได้ลองตอบสนองตามเสียงกระตุ้นก็ควรไม่เกิน 3-4 ครั้ง เพื่อหลีกเลี่ยงความคุ้นชินกับของเล่นที่ให้ ซึ่งของเล่นอาจจะไม่จำเป็นต้องเป็นของเล่นเพียงชิ้นเดียว เพียงแต่ผู้ตรวจต้องมั่นใจว่าของเล่นชิ้นต่อ ๆ ไป เด็กจะยังไม่ได้เห็นและของเล่นเหล่านั้นถูกเก็บไว้ให้พ้นสายตาขณะที่ผู้ตรวจกำลังใช้ของเล่นชิ้นแรกอยู่ โดยระหว่างการสร้างเงื่อนไขต่าง ๆ บางครั้งผู้ตรวจสามารถที่จะจับมือเด็กให้แนบหูขณะกำลังตั้งใจและจดจ่อคอยเสียงกระตุ้นที่กำลังจะดังขึ้นได้ หรือ จับมือเด็กเล่นตามเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้นในช่วงแรก ๆ เพื่อให้เด็กเข้าใจการเล่นได้ง่ายขึ้นโดยเฉพาะในเด็กบางรายที่ยังไม่มั่นใจหรือขี้อาย และเมื่อเด็กมีความมั่นใจ มีความเข้าใจวิธีการเล่น และสามารถรอฟังเสียงกระตุ้นได้อย่างถูกต้องแล้ว ก็สามารถให้เด็กได้ทดลองทำด้วยตัวเองอย่างเหมาะสมและถูกต้องก่อนที่ผู้ตรวจจะเริ่มวัดระดับการได้ยินของเด็กด้วยวิธี modified Hughson-Westlake procedure (ลง 10 ขึ้น 5) ในลำดับต่อไป สำหรับหลักการปล่อยเสียงกระตุ้น จะใช้หลักการตรวจเหมือนการตรวจ VRA คือ การตอบสนองของเด็กที่ได้ล่าสุดนั้น อาจจะเป็นการตอบสนองและความร่วมมือสุดท้ายของเด็กได้เสมอ ทั้งนี้จะขึ้นอยู่กับอารมณ์และความสนใจของเด็กขณะนั้น ดังนั้น การลดความดังของเสียงกระตุ้นเพื่อหาระดับการได้ยินในช่วงเริ่มต้น สามารถลดความดังครั้งละ 15-25 dB หลังจากนั้น จึงค่อยปรับเป็นลดหรือเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นด้วยหลัก modified Hughson-Westlake procedure (ลง 10 ขึ้น 5) เมื่อเข้าใจระดับการได้ยินของเด็กในลำดับต่อไป และสำหรับ การเลือกความถี่เพื่อจะประเมินว่าเด็กมีระดับการได้ยินในแต่ละช่วงความถี่ใดบ้าง จะเรียงลำดับดังนี้ คือ 1,000, 4,000, 500, 2,000 เฮิรตซ์ หรือ 500, 2,000, 1,000, 4,000 เฮิรตซ์ เพื่อให้มั่นใจว่าตัวแทนของระดับการได้ยินทั้งความถี่สูงและความถี่ต่ำจะได้ถูกประเมินในช่วงแรก ๆ ของการตรวจ หลังจากนั้น ที่ความถี่อื่น ๆ (250, 8000, 3000, 6000 เฮิรตซ์) สามารถตรวจได้หากเด็กยังมีความร่วมมือที่ดีกับผู้ตรวจ





รูปที่ 4.10 การตรวจการได้ยินด้วยวิธี CPA (ก) แก้อ้อสำหรับผู้ตรวจ (ข) แก้อ้ออีกตัวตั้งอยู่ใกล้ ๆ สำหรับให้เด็กนั่งเล่นกับผู้ตรวจ ซึ่งของเล่นที่ใช้ (ค) จะมีความดึงดูดและน่าสนใจสำหรับเด็กระดับหนึ่ง แต่ต้องไม่มากเกินไปหรือมีเสียงที่ดังจนเด็กไม่ให้ความสนใจต่อเสียงกระตุ้นที่ผู้ตรวจจะเริ่มตรวจการได้ยิน โดยทุกครั้งที่ได้ยินเสียงกระตุ้น เด็กจะต้องใส่ห่วงพลาสติกกลงไปในเสาและเด็กก็จะได้รับการชมเชย ส่งเสริม และแสดงความยินดีโดยผู้ตรวจในทุกครั้งที่เด็กมีการตอบสนอง

ถึงแม้ว่าการตรวจ CPA จะแนะนำสำหรับเด็กที่มีอายุมากกว่า 2.5 ปี จนถึงอายุ 5 ปี ในบางครั้งการเข้าใจการสร้างเงื่อนไขและสามารถร่วมเล่นไปกับผู้ตรวจได้นั้นอาจจะทำได้ยากในเด็กบางราย โดยเฉพาะในเด็กที่อายุประมาณ 2.5-3 ปี ซึ่งเป็นช่วงอายุรอยต่อจากการตรวจ VRA ไปสู่การตรวจการได้ยินด้วยวิธี CPA และเด็กเหล่านี้มักจะเริ่มให้ความสนใจต่อการตรวจ VRA ที่น้อยลงแต่ก็ยังไม่สามารถที่จะร่วมมือกับการตรวจ CPA ได้อย่างเต็มที่ หรือ เด็กที่มีพัฒนาการทางสมองล่าช้าแม้จะอายุมากกว่า 2.5 ปีไปแล้ว กรณีเช่นนี้ ผู้ตรวจอาจจะไม่สามารถตรวจ CPA ได้สำเร็จ ดังนั้นผู้ตรวจจึงต้องมีการปรับเปลี่ยนการตรวจ VRA ให้ดูน่าสนใจมากขึ้นกว่าเดิมแทนการตรวจ CPA ตามปกติ เช่น แทนที่ผู้ตรวจจะใช้วิธีสังเกตการตอบสนองจากการหันศีรษะของเด็กเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้นและให้แรงเสริมทันที ผู้ตรวจสามารถเปลี่ยนการประเมินจากการสังเกตการหันศีรษะของเด็กเป็นการชวนเด็กทำกิจกรรมที่น่าสนใจและสนุกมากขึ้น เช่น การเล่นเกมที่เด็กสามารถจับต้องได้หรือกดเล่นได้ เป็นต้น และเมื่อเด็กได้ทำกิจกรรมนั้นหลังจากที่ได้ยินเสียงกระตุ้นแล้ว เด็กก็จะได้รับแรงเสริมของ VRA (ตุ๊กตาขยับได้ หรือ รูปการ์ตูนเคลื่อนไหว) ต่อทันที ซึ่งการปรับเปลี่ยน VRA ลักษณะนี้มักรู้จักกันในนามว่า “visual reinforcement operant conditioning audiometry (VROCA)” หรือ หากเด็กยังไม่ให้ความร่วมมือที่ดีพอกับ VROCA ผู้ตรวจสามารถที่จะชวนเด็กเล่นเกมที่สนุกเช่นเดิมแต่มีการปรับเปลี่ยนแรงเสริมให้ดูน่าสนใจยิ่งขึ้นโดยใช้สิ่งของที่จับต้องได้แทน เช่น ฉลากติดรูปการ์ตูนที่มีสีล้นต่าง ๆ หรือ อาจจะเป็นของที่เด็กประทับใจได้ เช่น ขนมชนิดต่าง ๆ

ที่ไม่หวาน เป็นต้น และจะเรียกการปรับรูปแบบของ VRA ลักษณะนี้ว่า “tangible reinforcement operant conditioning audiometry (TROCA)” โดยทั่วไป ทั้งการตรวจ VROCA และ TROCA ย่อมจะเป็นการตรวจที่ใช้เวลานานมากกว่าการตรวจ VRA ตามปกติ เนื่องจากเด็กที่ได้รับการตรวจมักจะมีสมาธิสั้นของโรคร่วมที่เด็กมีอยู่หรือเด็กอาจจะมีพัฒนาการทางสมองที่ล่าช้ากว่าปกติร่วมด้วยนั่นเอง

2.4 วิธีการตรวจการได้ยินในเด็กที่มีอายุมากกว่า 5 ปี: สำหรับการตรวจการได้ยินในเด็กที่มีอายุมากกว่า 5 ปี ผู้ตรวจสามารถทำการตรวจการได้ยินตามปกติได้เหมือนการตรวจการได้ยินในผู้ใหญ่ นั่นคือ การใช้เสียงกระตุ้นชนิดเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) ตั้งแต่ความถี่ 250 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ ด้วยวิธี modified Hughson-Westlake procedure เนื่องจากเด็กวัยนี้หากไม่มีโรคร่วมที่มีผลต่อพัฒนาการทางสมองหรือกล้ามเนื้อของเด็กแล้ว เด็กก็มักจะมีความพร้อมและให้ความร่วมมือในการตรวจการได้ยินได้เหมือนผู้ใหญ่ปกติ

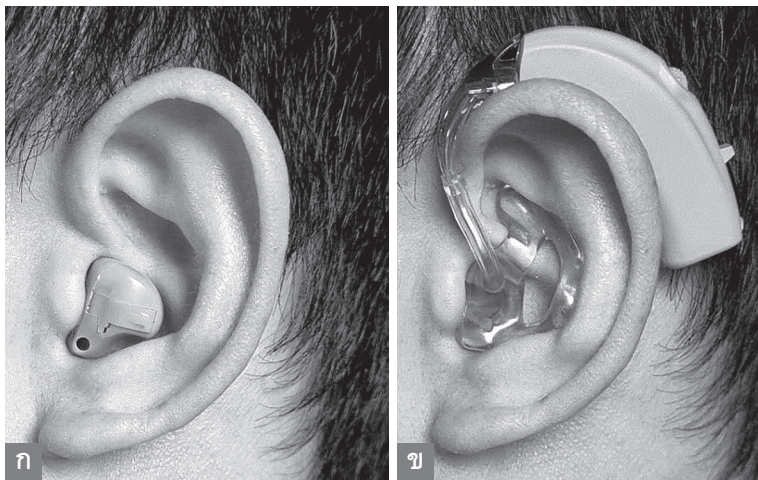
2.5 วิธีการตรวจการได้ยินในเด็กที่มีความบกพร่องอื่น ๆ ร่วมด้วย: เป็นที่ทราบกันดีว่าการดูแลรักษาทารกแรกเกิดที่มีปัญหาหลังคลอดในปัจจุบันมีพัฒนาการก้าวหน้าไปอย่างมาก ทำให้ทารกแรกเกิดเหล่านี้มีอัตราการรอดชีวิตที่สูงขึ้น และบ่อยครั้งที่ผู้ตรวจจำเป็นต้องตรวจการได้ยินในเด็กที่นอกจากจะมีภาวะการได้ยินบกพร่องแล้ว ยังพบว่ามโรคร่วมอื่น ๆ ร่วมอยู่ด้วย ไม่ว่าจะเป็น autism spectrum disorder, cerebral palsy, Down syndrome เป็นต้น ซึ่งการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องมีโรคหรือความบกพร่องด้านอื่น ๆ ร่วมอยู่ด้วยมากถึง ร้อยละ 25-50^(17,18) ดังนั้นเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องที่กำลังได้รับการตรวจการได้ยินอยู่นั้น ผู้ตรวจการได้ยินต้องตระหนักเสมอว่าอาจมีความบกพร่องอื่น ๆ ร่วมอยู่ด้วยและอาจจะยังไม่ได้รับการวินิจฉัยที่แน่ชัด ซึ่งสิ่งสำคัญในการตรวจการได้ยินในเด็กเหล่านี้คือ ผู้ตรวจต้องมีการเลือกหรือมีการปรับรูปแบบของการตรวจให้เหมาะสมตามวัยและพัฒนาการทางสมองหรือพัฒนาการด้านกล้ามเนื้อในเด็กแต่ละคนที่แตกต่างกันออกไป ผู้ตรวจไม่สามารถจะประเมินจากอายุจริงของเด็ก (chronological age) เพียงอย่างเดียวได้ อย่างไรก็ตาม แม้ว่าการตรวจการได้ยินโดยการสังเกตพฤติกรรมจะถือว่าเป็นการตรวจที่น่าเชื่อถือที่สุดหากเด็กให้ความร่วมมือ กรณีที่เด็กไม่สามารถร่วมมือในการตรวจได้อย่างเต็มที่ การตรวจการได้ยินเชิงวัตถุวิสัย ไม่ว่าจะเป็น otoacoustic emission, tympanometry, acoustic reflex หรือ ABR/ASSR จะมีบทบาทอย่างมากเพื่อที่จะช่วยยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กที่มีโรคร่วมร่วมด้วย โดยทั่วไป หากมาพิจารณาโรคร่วมต่าง ๆ ที่พบได้ในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง มักจะพบโรคหลัก ๆ ได้ดังต่อไปนี้ (ตารางที่ 4.4)

1) Autism spectrum disorder เป็นกลุ่มอาการที่เด็กมักจะมีปัญหาเรื่องของปฏิสัมพันธ์กับคนรอบข้าง ไม่สบตา ไม่มองหน้า พูดซ้ำ หรือ พูดติด ๆ ขัด ๆ ทำให้ส่งผลกระทบต่อสื่อสารและการเข้าสังคม เด็กมักจะมีพฤติกรรมเดิมซ้ำ ๆ โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงหรือรับการเปลี่ยนแปลงไม่ค่อยได้ ถึงแม้ว่าอาการแสดงสามารถพบได้ตั้งแต่เด็กที่มีอายุน้อยกว่า 2 ปี การวินิจฉัยมักจะถูกยืนยันหลังจากเด็กอายุมากกว่า 3 ปี ไปแล้ว⁽¹⁹⁾ และมักจะพบในเด็กผู้ชายมากกว่าเด็กผู้หญิงประมาณ 4 เท่า⁽²⁰⁾ ซึ่งเป็นที่น่าสังเกตว่า เด็กที่มีปัญหา autism spectrum disorder จะมีความบกพร่องทางสติปัญญาได้มากถึงร้อยละ 50-70⁽²¹⁾ อย่างไรก็ตาม หากมาพิจารณาเรื่องของระดับการได้ยิน ยังไม่มีการศึกษาใดยืนยันชัดเจนว่าเด็ก autism spectrum disorder จะมีปัญหาเรื่องของภาวะการได้ยินบกพร่องมากกว่าเด็กปกติทั่วไป แต่เป็นที่

น่าสังเกตว่า ระบบประสาทสัมผัสไม่ว่าจะการสัมผัสทางร่างกาย หรือ การตอบสนองต่อเสียงของเด็กเหล่านี้ มักจะมีความผิดปกติ เช่น เด็กอาจจะไม่สนใจต่อเสียงเลยแม้ว่าเด็กจะได้ยินตามปกติก็ตาม หรือ เด็กอาจจะมีความรู้สึกไวต่อเสียงรอบตัวได้ง่ายถึงขั้นเอามือปิดหูทันทีเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้นที่ตั้งหรือที่ไม่ได้คาดการณ์ไว้ล่วงหน้า เป็นต้น ดังนั้น หากมาพิจารณาวิธีการตรวจการได้ยินในเด็กเหล่านี้ ผู้ตรวจจะต้องพยายามสังเกตเด็กตั้งแต่ก่อนเริ่มซักประวัติว่ามีพฤติกรรมอย่างไร มีการสบตาหรือมองหน้าหรือไม่ การออกเสียงหรือคำพูดมีติดขัดมากน้อยเพียงใด และหากเป็นไปได้ ผู้ตรวจควรจะทำกิจกรรมทุกอย่างไม่ว่าจะเป็นการซักประวัติ ตรวจร่างกายและการตรวจการได้ยินในห้องตรวจเพียงห้องเดียว เพื่อหลีกเลี่ยงการเปลี่ยนห้องบ่อย ๆ และเด็กไม่ร่วมมือหรือไม่ยอมรับการเปลี่ยนสถานที่เหล่านั้น ซึ่งเด็กบางรายอาจจะมีความรู้สึกไวต่อเสียงรอบตัวได้ง่าย ดังนั้นผู้ตรวจควรจะต้องเริ่มปล่อยเสียงกระตุ้นที่เบาและมีการเพิ่มความดังด้วยความระมัดระวัง นอกจากนี้ ผู้ตรวจควรจะเลี่ยงการสัมผัสตัวเด็กโดยไม่จำเป็น ซึ่งการตรวจการได้ยินนั้น อาจจะเริ่มจากการใช้เสียงกระตุ้นผ่านลำโพงดูก่อนที่จะใช้เสียงกระตุ้นผ่านหูฟังซึ่งจำเป็นต้องสัมผัสศีรษะของเด็ก เพราะเด็กที่มี autism spectrum disorder เหล่านี้มักจะปฏิเสธการใส่หูฟัง อย่างไรก็ตาม บิดามารดาหรือผู้ปกครองของเด็กสามารถมีส่วนช่วยให้เด็กยอมใส่หูฟังได้โดยการฝึกซ้อมเล่นและซ้อมใส่หูฟังกับเด็กมาก่อนที่จะมาตรวจการได้ยิน และในกรณีที่พบว่าเด็กเหล่านี้มีภาวะการได้ยินบกพร่องจริงและจำเป็นต้องใส่เครื่องช่วยฟังแล้ว การค่อย ๆ สัมผัสและนวดหูเด็กก่อนจนเคยชิน แล้วจึงเริ่มลองใส่ตัวพิมพ์หูซึ่งยังไม่มีการต่อกับเครื่องช่วยฟังไว้ก่อน จะช่วยให้เด็กร่วมมือมากขึ้น และเมื่อเด็กยอมใส่ตัวพิมพ์หูอย่างเดี๋ยวจนไม่ต่อต้านแล้ว หลังจากนั้นจึงจะค่อยนำตัวพิมพ์หูพร้อมเครื่องช่วยฟังใส่ให้กับเด็กในภายหลัง นอกจากนี้ การปรับระดับความดังของเครื่องช่วยฟังนั้น ก็สามารถตั้งค่าระดับความดังที่เบากว่าเป้าหมายที่ควรจะได้ในช่วงเริ่มแรกของการใส่เครื่อง ทั้งนี้ก็เพื่อหลีกเลี่ยงการต่อต้านเครื่องจากการที่เด็กที่มีปัญหา autism spectrum disorder มักจะไวต่อเสียงรอบตัวต่าง ๆ ได้ง่าย และเมื่อเด็กเคยชินกับเครื่องรวมทั้งความดังที่ตั้งไว้แล้ว จึงจะค่อย ๆ ปรับความดังของเครื่องให้มากขึ้นจนถึงเป้าหมายตามที่ต้องการได้ในภายหลัง

2) Cerebral palsy เกิดจากความผิดปกติของพัฒนาการทางสมองและส่งผลกระทบต่อระบบประสาทกล้ามเนื้อของร่างกาย ทำให้มีการเคลื่อนไหวของร่างกายที่ผิดปกติ อาการแสดงของเด็กที่มีปัญหา cerebral palsy จะมีความรุนแรงที่หลากหลายตั้งแต่ มีการเคลื่อนไหวผิดปกติเพียงเล็กน้อย ไม่กระทบการดำเนินชีวิต จนกระทั่งถึงกล้ามเนื้อมีการเกร็ง ชักกระตุก หรืออาจจะมึระบบทรงตัวที่มีปัญหานั่งได้ช้า ยืนได้ช้า และบางรายอาจจะมีการเกร็งของกล้ามเนื้อทั้งแขนขา รวมถึงความบกพร่องทางสติปัญญา จนไม่สามารถช่วยเหลือตนเองได้ ซึ่งสาเหตุที่ส่งผลให้สมองมีพัฒนาการที่ผิดปกติ อาจเกิดจากการขาดเลือดไปเลี้ยงสมองระหว่างคลอด มีการติดเชื้อระหว่างตั้งครรภ์ หรือมีความผิดปกติทางพันธุกรรม เป็นต้น มีการศึกษาพบว่าประมาณร้อยละ 3 ของเด็กที่มีปัญหาความบกพร่องทางการได้ยินจะมีโรค cerebral palsy ร่วมด้วย^(22,23) ดังนั้น ผู้ตรวจการได้ยินในเด็กเหล่านี้ต้องมีความเข้าใจความผิดปกติเหล่านี้และจำเป็นต้องมีการปรับเปลี่ยนวิธีการตรวจให้เหมาะสม เช่น ในกรณีการตรวจ VRA แก้วที่ใส่ตรวจเด็กนั้นควรจะมีเบาะรองรับศีรษะหากเด็กมีปัญหาของกล้ามเนื้อคอและไม่สามารถจะควบคุมและขยับศีรษะได้ด้วยตัวเอง อย่างไรก็ตาม ต้องระมัดระวังว่าเบาะรองรับศีรษะนั้นจะไม่ไปกดบังใบหูและทำให้เสียงกระตุ้นไม่สามารถไปถึงหูได้อย่างเหมาะสม และในบางครั้ง หากเด็กไม่สามารถจะหันศีรษะไปหาแรงเสริมได้ง่าย ผู้ตรวจอาจ

จะยอมรับการตอบสนองหรือการเคลื่อนไหวอื่น ๆ ที่เด็กสามารถจะทำได้ในเด็กแต่ละคน เช่น ยอมรับการขยับของดวงตาไปในทิศทางที่มีเสียงกระตุ้นแทนการหันศีรษะหาแรงเสริม เป็นต้น และสำหรับการตรวจ CPA หากเด็กไม่สามารถจะใช้กล้ามเนื้อมือหรือแขนร่วมเล่นกับผู้ตรวจได้ ผู้ตรวจอาจจะยอมรับการตอบสนองโดยการยกแขนเพียงเล็กน้อยของเด็กหรือเพียงการผงกศีรษะของเด็กทดแทนก็ได้เช่นกัน ซึ่งการเคลื่อนไหวหรือตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นของเด็กนั้นอาจจะช้าเนื่องจากพัฒนาการทางสมองและกล้ามเนื้อที่ผิดปกติ ดังนั้นผู้ตรวจต้องทำความเข้าใจและให้เวลาอย่างเพียงพอขณะทำการตรวจการได้ยิน ในกรณีที่พบว่าเด็กเหล่านี้มีภาวะการได้ยินบกพร่องจริงและจำเป็นต้องใส่เครื่องช่วยฟังแล้ว การใส่เครื่องช่วยฟังแบบอยู่ในหู (in the ear hearing aid, รูปที่ 4.11ก) อาจจะเหมาะสมมากกว่าเครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหู (behind the ear hearing aid, รูปที่ 4.11ข) โดยทั่วไป เครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหูมักจะไม่เหมาะสมสำหรับเด็กที่ไม่สามารถจะควบคุมและขยับศีรษะได้ด้วยตัวเอง เนื่องจากศีรษะของเด็กเหล่านี้โดยทั่วไปก็มักจะถูกรองรับด้วยเบาะรองศีรษะเพื่อควบคุมให้ศีรษะของเด็กอยู่นิ่งเพียงพอ เบาะรองรับศีรษะเหล่านี้ย่อมจะสามารถกดทับเครื่องช่วยฟังที่ทัดอยู่หลังหูของเด็กหรือเกิดการบดบังเสียงรอบตัวที่จะเข้าเครื่องช่วยฟังเด็กได้ และที่สำคัญ เบาะที่รองรับศีรษะของเด็กอยู่นั้น จะส่งผลให้เสียงที่เกิดจากเครื่องช่วยฟังมีการสะท้อนกับตัวเบาะรองรับศีรษะได้ง่าย จนกระทั่งเกิดการขยายเสียงสะท้อนเหล่านั้นมากขึ้นเรื่อย ๆ จากเครื่องช่วยฟังที่ทัดอยู่บนหลังหูของเด็ก จนเกิดการหอนของเครื่องช่วยฟัง (feedback) ทำให้เครื่องช่วยฟังไม่สามารถจะขยายเสียงได้ตามปกติ



รูปที่ 4.11 เครื่องช่วยฟังแบบอยู่ในหู (in the ear hearing aid, ก) และเครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหู (behind the ear hearing aid, ข) ซึ่งเครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหูมักจะไม่เหมาะสมสำหรับเด็กที่ไม่สามารถจะควบคุมและขยับศีรษะได้ด้วยตัวเอง เนื่องจากศีรษะของเด็กเหล่านี้โดยทั่วไปก็มักจะถูกรองรับด้วยเบาะรองศีรษะเพื่อควบคุมให้ศีรษะของเด็กอยู่นิ่งเพียงพอ เบาะรองรับศีรษะเหล่านี้ย่อมจะสามารถกดทับเครื่องช่วยฟังที่ทัดอยู่หลังหูของเด็กหรือเกิดการบดบังเสียงรอบตัวที่จะเข้าเครื่องช่วยฟังเด็กได้ และที่สำคัญ เบาะที่รองรับศีรษะของเด็กอยู่นั้น จะส่งผลให้เสียงที่เกิดจากเครื่องช่วยฟังมีการสะท้อนกับตัวเบาะรองรับศีรษะได้ง่าย จนกระทั่งเกิดการขยายเสียงสะท้อนเหล่านั้นมากขึ้นเรื่อย ๆ จากเครื่องช่วยฟังที่ทัดอยู่บนหลังหูของเด็ก จนเกิดการหอนของเครื่องช่วยฟัง (feedback) ทำให้เครื่องช่วยฟังไม่สามารถจะขยายเสียงได้ตามปกติ

3) Down syndrome เป็นโรคของความผิดปกติทางพันธุกรรมตั้งแต่กำเนิดจากโครโมโซมคู่ที่ 21 เกินมา 1 แท่ง ส่งผลให้เด็กมีสติปัญญาที่ล่าช้า มีโครงสร้างของใบหน้าผิดปกติ ไม่ว่าจะ เป็น ตาซีซัน ตั้งจมูกแบน ลิ้นใหญ่จุปาก ใบหน้าแบนราบ ท้ายทอยแบน ผิวหนังบริเวณต้นคอหย่อน อีกทั้งยังสามารถพบปลายฝ่ามือตัดขวางหรือหัวใจพิการแต่กำเนิด เช่น มีภาวะผนังกันห้องหัวใจรั่วได้อีกด้วย ซึ่งเด็กที่เป็นโรค Down syndrome ก็มักจะมีภาวะน้ำขังในหูชั้นกลาง (otitis media with effusion, OME) เนื่องจาก กล้ามเนื้อหลักในการขับน้ำออกจากหูชั้นกลาง (tensor veli palatini) ผ่าน Eustachian tube นั้น หย่อนง่าย^(24,25) ดังนั้น การตรวจการได้ยินในเด็กที่เป็น Down syndrome ต้องประเมินเรื่องของ OME ควบคู่ด้วยเสมอ อย่างไรก็ตาม เนื่องจากเด็กเหล่านี้ก็มักจะมีปัญหาเรื่องของสติปัญญาที่ล่าช้า การเลือกวิธีการตรวจการได้ยินจึงมักจะไม่สามารถใช้อายุจริง (chronological age) ของเด็กได้ ซึ่งโดยทั่วไปเด็กที่อายุมากกว่า 6 เดือน เป็นต้นไปและไม่มีปัญหาด้านสติปัญญาหรือโรคร่วมอื่น ๆ สามารถจะร่วมมือในการตรวจ VRA ได้ดี แต่สำหรับเด็กที่เป็นโรค Down syndrome จะสามารถร่วมมือกับวิธีการตรวจของ VRA ได้สำเร็จก็ต่อเมื่อเด็กมีอายุตั้งแต่ 10-12 เดือน⁽²⁶⁾ ไปแล้ว และสำหรับการตรวจ CPA เนื่องจากเด็กที่มีโรค Down syndrome รวมถึงเด็กที่มีความบกพร่องทางสติปัญญาก็มักจะไม่วางใจวิธีการตรวจ CPA ได้ง่ายจากการอธิบายโดยผู้ตรวจ ดังนั้นในบางครั้ง การแสดงให้เด็กดูว่าทำอะไร เล่นของเล่นหรือตอบสนองต่อของเล่นอย่างไรเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้น จะช่วยให้เด็กเหล่านี้เข้าใจได้ง่ายกว่าการอธิบายโดยผู้ตรวจ นอกจากนี้ บิดามารดาหรือผู้ปกครองของเด็กสามารถมีส่วนช่วยให้เด็กเรียนรู้วิธีการตรวจหรือการเล่นของเล่นเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้นมาจากที่บ้านก่อนได้ ซึ่งจะทำให้การตรวจในห้องตรวจจริง ๆ ทำได้สำเร็จง่ายขึ้น และที่สำคัญเด็กที่มีความบกพร่องทางสติปัญญาก็มักจะใช้เวลาในการทำความเข้าใจการเล่นต่าง ๆ นานกว่าเด็กทั่วไปที่ไม่มี ความบกพร่องทางสติปัญญา การที่มีโอกาสได้ฝึกซ้อมที่บ้านมาก่อนจะทำให้เด็กคุ้นเคยและมีความพร้อมทันทีเมื่อทำการตรวจการได้ยินในห้องตรวจ

4) Attention deficit hyperactivity disorder (ADHD) เป็นโรคความผิดปกติทางสมอง โดยเฉพาะสมองส่วนหน้าซึ่งทำหน้าที่ควบคุมเรื่องของสมาธิจดจ่อ การยับยั้งชั่งใจ และการควบคุมอารมณ์ของตนเองเกิดความบกพร่อง มีการศึกษาพบว่า ความชุกของโรค ADHD ในเด็กทั่วไปมีประมาณร้อยละ 7⁽²⁷⁾ ซึ่งอาการของเด็กเหล่านี้มักจะมีอาการที่อยู่นิ่ง ชน หุนหันพลันแล่น รอคอยไม่ได้ ตื่นตัวตลอดเวลา ทำกิจกรรมต่าง ๆ ได้ไม่นาน มักจะขาดสมาธิจดจ่อต่องานที่ทำ นั่งไม่ติด ชอบวิ่งหรือปีนป่ายสิ่งรอบตัว ดังนั้น ผู้ตรวจต้องมีการเตรียมพร้อมสำหรับอาการต่าง ๆ ที่จะพบได้ในเด็กเหล่านี้ขณะที่ทำการตรวจการได้ยิน โดยเฉพาะการจัดความเป็นระเบียบในห้องตรวจ ไม่ควรจะมีของเล่นหรือสิ่งของวางอยู่โดยไม่จำเป็น อุปกรณ์และเครื่องมือที่ไม่ได้ใช้ควรจะเก็บหรือปกปิดให้มิดชิดเพื่อไม่ให้เกิดความสนใจและเข้าไปเล่น นอกจากนี้ แก้วน้ำสำหรับเด็กนั่ง ควรจะแข็งแรงมั่นคง มีการจัดวางที่แนบกับโต๊ะที่เด็กนั่งพอดี ทั้งนี้เพื่อลดโอกาสที่เด็กจะลุกออกจากแก้วน้ำได้ง่าย อีกทั้ง แก้วน้ำที่เด็กนั่งอยู่นั้นควรจะมี ความสูงพอดีที่เท่าเด็กจะสามารถแตะพื้นได้ เพื่อให้เด็กสามารถนั่งได้อย่างมั่นคง ให้นิ่งมากพอที่จะร่วมมือกับการตรวจ และที่สำคัญผู้ตรวจต้องคอยย้ำเด็กให้สนใจในการตรวจอยู่ตลอดเวลา พยายามอธิบายช้า ๆ หรือแสดงให้ดูเป็นช่วง ๆ และควรพยายามเปลี่ยนของเล่นหรือกิจกรรมที่ดึงดูดความสนใจเด็กอยู่เรื่อย ๆ เพื่อไม่ให้เกิดลุกออกจากแก้วน้ำไปสนใจสิ่งรอบตัวอื่น ๆ แทน นอกจากนี้ ถ้าหากผู้ตรวจสังเกตเห็นแล้วว่าเด็กเริ่มไม่ให้ความร่วมมือและ

เริ่มนั่งไม่ติดอยู่กับเก้าอี้ การให้เด็กได้พักหรือให้เด็กได้ออกกำลัง เช่น ยืนกระโดดตบ ออกไปวิ่งเล่นนอกห้อง ตรวจชั่วคราว เป็นต้น สามารถจะช่วยให้เด็กร่วมมือมากขึ้นหลังการพักหรือการได้ออกกำลังไปแล้ว

ตารางที่ 4.4 โรคร่วมที่พบได้บ่อยในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องและคำแนะนำสำคัญในการตรวจการได้ยิน

โรคร่วม	คำแนะนำสำคัญในการตรวจการได้ยิน
Autistic spectrum disorder	ผู้ตรวจควรจะทำกิจกรรมทุกอย่างไม่ว่าจะเป็นการชักประวัติ ตรวจร่างกายและการตรวจการได้ยินในห้องตรวจเพียงห้องเดียว เพื่อหลีกเลี่ยงการเปลี่ยนห้องบ่อย ๆ เนื่องจากเด็กมักจะมีส่วนร่วมหรือไม่ยอมรับการเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ ซึ่งเด็กบางรายอาจจะมีความรู้สึกไวต่อเสียงรอบตัวได้ง่าย ดังนั้นผู้ตรวจควรจะต้องเริ่มปล่อยเสียงกระตุ้นที่เขาและมีการเพิ่มความดังด้วยความระมัดระวัง นอกจากนี้ ผู้ตรวจควรจะเลี่ยงการสัมผัสตัวเด็กโดยไม่จำเป็น ซึ่งการตรวจการได้ยินนั้น อาจจะเริ่มจากการใช้เสียงกระตุ้นผ่านลำโพงดูก่อนที่จะใช้เสียงกระตุ้นผ่านหูฟังซึ่งจำเป็นต้องสัมผัสศีรษะของเด็ก เพราะเด็กเหล่านี้ก็มักจะปฏิเสธการใส่หูฟังได้ง่าย อย่างไรก็ตาม บิดามารดาหรือผู้ปกครองของเด็กสามารถมีส่วนช่วยให้เด็กยอมใส่หูฟังได้โดยการฝึกซ้อมเล่นและซ้อมใส่หูฟังกับเด็กที่บ้านมาก่อนที่จะมาตรวจการได้ยิน
Cerebral palsy	ในการตรวจการตรวจ VRA แก้วที่ใช้ตรวจเด็กควรจะมีเบาะรองรับศีรษะหากเด็กมีปัญหาของกล้ามเนื้อคอและไม่สามารถจะควบคุมและขยับศีรษะได้ด้วยตัวเอง อย่างไรก็ตาม ต้องระมัดระวังว่าเบาะรองรับศีรษะนั้นจะไม่ไปบดบังใบหูและทำให้เสียงกระตุ้นไม่สามารถไปถึงหูได้อย่างเหมาะสม และในบางครั้ง หากเด็กไม่สามารถจะหันศีรษะไปหาแรงเสริมได้ง่าย ผู้ตรวจอาจจะยอมรับการตอบสนองหรือการเคลื่อนไหวอื่น ๆ ที่เด็กสามารถจะทำได้ในเด็กแต่ละคน เช่น ยอมรับการขยับของดวงตาไปในทิศทางที่มีเสียงกระตุ้นแทนการหันศีรษะหาแรงเสริม เป็นต้น และสำหรับการตรวจ CPA หากเด็กไม่สามารถจะใช้กล้ามเนื้อมือหรือแขนร่วมเล่นกับผู้ตรวจได้ ผู้ตรวจอาจจะยอมรับการตอบสนองจากการยกแขนเพียงเล็กน้อยของเด็กหรือใช้เพียงการผงกศีรษะของเด็กทดแทนก็ได้เช่นกัน ซึ่งการเคลื่อนไหวหรือการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นของเด็กนั้นอาจจะช้าเนื่องจากพัฒนาการทางสมองและกล้ามเนื้อที่ผิดปกติ ดังนั้น ผู้ตรวจต้องทำความเข้าใจและให้เวลาอย่างเพียงพอกับเด็กเหล่านั้นขณะทำการตรวจการได้ยิน
Down syndrome	การเลือกวิธีการตรวจการได้ยินนั้นไม่ควรจะใช้อายุจริง (chronological age) ของเด็ก เนื่องจากควรจะให้เด็กพัฒนาการทางสมอง สติปัญญา รวมทั้งกล้ามเนื้อต่าง ๆ ของเด็กเหมาะสมเพียงพอที่จะร่วมมือในการตรวจการได้ยินก่อน โดยทั่วไป เด็กที่มีโรค Down syndrome รวมทั้งเด็กที่มีความบกพร่องทางสติปัญญา มักจะใช้เวลาในการทำความเข้าใจขั้นตอนการตรวจหรือการเล่นของเล่นชนิดต่าง ๆ นานกว่าเด็กทั่วไปที่ไม่มีความบกพร่องทางสติปัญญา อีกทั้งความบกพร่องทางสติปัญญาของเด็กเหล่านี้จะเป็นอุปสรรคในการทำความเข้าใจวิธีการตรวจจากการอธิบายโดยผู้ตรวจได้ ดังนั้นในบางครั้ง การแสดงให้เด็กดูว่าทำอะไร ร่วมมือในแต่ละขั้นตอนอย่างไร เล่นของเล่นหรือตอบสนองต่อของเล่นอย่างไรเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้น จะช่วยให้เด็กเข้าใจได้ง่ายกว่าการอธิบายโดยผู้ตรวจ นอกจากนี้ บิดามารดาหรือผู้ปกครองของเด็กสามารถมีส่วนช่วยให้เด็กเรียนรู้วิธีการตรวจหรือการเล่นของเล่นเมื่อได้ยินเสียงกระตุ้นมาจากที่บ้านก่อนได้ ซึ่งจะช่วยให้การตรวจในห้องตรวจจริง ๆ ทำได้สำเร็จง่ายขึ้น และที่สำคัญ การที่มีโอกาสได้ฝึกซ้อมที่บ้านมาก่อนจะทำให้เด็กคุ้นเคยและมีความพร้อมทันทีเมื่อทำการตรวจการได้ยินในห้องตรวจ

โรคร่วม	คำแนะนำสำคัญในการตรวจการได้ยิน
ADHD	<p>ผู้ตรวจต้องมีการเตรียมพร้อมสำหรับอาการต่าง ๆ ที่จะพบได้ในเด็กเหล่านี้ขณะทำการตรวจการได้ยิน โดยเฉพาะการจัดความเป็นระเบียบในห้องตรวจ ไม่ควรจะมีของเล่นหรือสิ่งของวางอยู่โดยไม่จำเป็น อุปกรณ์และเครื่องมือที่ไม่ได้ใช้ควรจะถูกเก็บหรือปิดให้มิดชิด</p> <p>นอกจากนี้ เก้าอี้สำหรับเด็กนั่ง ควรจะแข็งแรงมั่นคง มีการจัดวางที่แนบกับโต๊ะที่เด็กนั่งพอดี ทั้งนี้เพื่อลดโอกาสที่เด็กจะลุกออกจากเก้าอี้ได้ง่าย อีกทั้ง เก้าอี้ที่เด็กนั่งอยู่นั้น ควรจะมีความสูงพอดีที่เท้าเด็กจะสามารถแตะพื้นได้ เพื่อให้เด็กสามารถนั่งได้อย่างมั่นคง ให้นั่งมากพอที่จะร่วมมือกับการตรวจ และที่สำคัญ ผู้ตรวจต้องย้ำเด็กอยู่ตลอดเวลาให้สนใจในการตรวจ มีการอธิบายซ้ำหรือแสดงให้ดูเป็นช่วง ๆ และควรพยายามเปลี่ยนของเล่นหรือกิจกรรมที่ดึงดูดความสนใจอยู่เรื่อย ๆ เพื่อไม่让孩子หลุดออกจากเก้าอี้ไปสนใจสิ่งรอบตัวอื่น ๆ แทน นอกจากนี้ ถ้าหากผู้ตรวจสังเกตแล้วว่าเด็กเริ่มไม่ให้ความร่วมมือ และเริ่มนั่งไม่ติดต่อกับเก้าอี้ การให้เด็กได้พักหรือให้เด็กได้ออกกำลังกาย เช่น ยืนกระโดดตบ ออกไปวิ่งเล่นนอกห้องตรวจชั่วคราว เป็นต้น จะช่วยให้เด็กร่วมมือมากขึ้นหลังการพักหรือการได้ออกกำลังกายแล้ว</p>

หมายถึง ADHD: attention deficit hyperactivity disorder

3. การตรวจการได้ยินด้วยเสียงคำพูด (speech test)

การตรวจการได้ยินด้วยเสียงคำพูดเป็นการตรวจที่สำคัญอีกชนิดหนึ่งเพื่อประเมินความเข้าใจภาษาพูดโดยตรง ซึ่งหากเทียบกับการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์ตั้งแต่ความถี่ 250 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ การตรวจการได้ยินด้วยเสียงคำพูดจะเป็นการวัดความสามารถในการได้ยินที่ตรงกับการใช้ภาษาในชีวิตประจำวันของมนุษย์มากกว่า โดยทั่วไปการตรวจการได้ยินด้วยเสียงคำพูดมีจุดประสงค์ดังต่อไปนี้

- 1) เพื่อประเมินความเข้าใจทางภาษาพูด
- 2) เพื่อเทียบเคียงกับผลการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์
- 3) เพื่อประเมินความจำเป็นสำหรับการฝึกพูดและการใส่เครื่องช่วยฟัง
- 4) เพื่อใช้สำหรับแยกโรคร่วมกับผลการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์

การตรวจการได้ยินด้วยเสียงคำพูดที่สำคัญและนิยมใช้ในปัจจุบัน ได้แก่ speech detection threshold (SDT), speech recognition threshold (SRT) และ speech recognition score (SRS)

3.1 Speech detection threshold (SDT): การตรวจ SDT เป็นการวัดระดับของการได้ยินที่สามารถได้ยินเสียงกระตุ้นคำพูดอย่างน้อยร้อยละ 50 เป็นต้นไป แม้ว่าการตรวจ SDT จะไม่นิยมใช้ในผู้ใหญ่เนื่องจากผู้ใหญ่สามารถที่จะร่วมมือกับวิธีการตรวจชนิดอื่น ๆ ที่สามารถประเมินความเข้าใจทางภาษาพูดได้ดีกว่า การตรวจ SDT จะมีประโยชน์อย่างมากสำหรับการตรวจในเด็ก โดยเฉพาะในเด็กเล็ก ๆ (เช่น เด็กอายุน้อยกว่า 3 ปี) ซึ่งมีข้อจำกัดเรื่องของความร่วมมือและเรื่องของคำศัพท์ต่าง ๆ ในภาษาที่เด็กใช้อยู่ การตรวจ SDT ในเด็กที่เป็นที่รู้จักและนิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง คือ การใช้ Ling 6-sound test ด้วยการออกเสียง “อา” “อี” “อุ” “อิม” “ซื่อ” “ซิว” ที่ระดับความดังต่าง ๆ ผ่านวิธีการตรวจเช่นเดียวกับการตรวจด้วย VRA (สำหรับเด็กที่มีอายุมากกว่า 6 เดือน จนถึงอายุ 2.5 ปี) หรือ CPA (สำหรับเด็กที่

มีอายุมากกว่า 2.5 ปี จนถึงอายุ 5 ปี) ซึ่งการประเมินลักษณะนี้จะทำให้ทราบได้ว่าเด็กสามารถได้ยินเสียงคำพูดเหล่านี้หรือไม่ หากเด็กได้ยินก็สามารถหาคำศัพท์ที่ตรงกับเสียง (VRA) หรือตอบสนองโดยการเล่นไปกับผู้ตรวจได้ (CPA) เป็นต้น

3.2 Speech recognition threshold (SRT): การตรวจ SRT เป็นการวัดระดับของการได้ยินที่สามารถจำแนกเสียงคำพูดได้ถูกต้องอย่างน้อยร้อยละ 50 เป็นต้นไป โดยการใช้ชุดคำศัพท์สองพยางค์ (spondaic word) ซึ่งเป็นชุดคำศัพท์ที่มีคุณสมบัติที่สำคัญสามประการคือ เป็นคำศัพท์ที่มีการเน้นเสียงหรือมีความดังของทั้งสองพยางค์ใกล้เคียงกัน กล่าวคือ ความดังระหว่างสองพยางค์ต้องแตกต่างกันไม่เกิน 2 dB (homogeneity)⁽²⁹⁾ ประการที่สอง คือ เป็นคำศัพท์ที่ทุกคนคุ้นเคยและใช้อยู่ในชีวิตประจำวัน (familiarity) และ ประการที่สาม คือ ชุดคำศัพท์สองพยางค์เหล่านั้นไม่มีการออกเสียงที่คล้ายคลึงกันหรือมีความต่างทางสัทศาสตร์ของแต่ละคำศัพท์ (phonetic dissimilarity) ซึ่งการที่จะทราบว่าผู้ถูกตรวจสามารถจำแนกเสียงคำพูดได้ถูกต้องอย่างน้อยร้อยละ 50 เป็นต้นไปหรือไม่ สามารถประเมินได้จากการที่ผู้ถูกตรวจพูดตามเสียงกระตุ้นได้ถูกต้องเพียงใด และระดับความดังของเสียงกระตุ้นที่ผู้ถูกตรวจพูดตามได้ถูกต้องอย่างน้อยร้อยละ 50 ก็จะถือว่าเป็นค่า SRT ของผู้ถูกตรวจนั่นเอง และเมื่อมาพิจารณาการตรวจ SRT ในเด็กก็จะเห็นว่าหากต้องการประเมินความสามารถในการจำแนกเสียงคำพูดของเด็กได้อย่างถูกต้อง เด็กต้องสามารถพูดตามหรือสามารถใช้การชี้รูปภาพแทนการพูดตาม เพื่อแสดงว่าเด็กสามารถจำแนกเสียงคำพูดเหล่านั้นได้จริง ๆ เสียก่อน ผู้ตรวจจึงจะมั่นใจได้ว่าสามารถใช้การตรวจ SRT ในเด็กได้ นอกจากเด็กจะต้องพูดตามหรือจะสามารถชี้รูปภาพแทนการพูดตามแล้ว เด็กต้องคุ้นเคยกับชุดคำศัพท์ที่ใช้ตรวจเป็นอย่างดีเช่นกัน เด็กจึงจะสามารถจำแนกเสียงคำพูดเหล่านั้นได้อย่างถูกต้อง มิฉะนั้น หากเด็กไม่รู้จำหรือไม่คุ้นเคยกับคำศัพท์ที่ใช้ตรวจ ก็จะไม่สามารถประเมิน SRT ในเด็กได้อย่างน่าเชื่อถือ เช่น ในกรณีที่เด็กยังมีอายุน้อยมาก (อายุน้อยกว่า 3 ปี) หรือ มีข้อจำกัดเรื่องคำศัพท์ที่ยังไม่คุ้นเคย เป็นต้น การตรวจ SRT ก็จะไม่สามารถใช้ประเมินการจำแนกเสียงคำพูดของเด็กได้อย่างมีประสิทธิภาพนั่นเอง

ในต่างประเทศ ชุดคำศัพท์ต่าง ๆ โดยเฉพาะชุดคำศัพท์ภาษาอังกฤษ มีมากมายและเป็นชุดคำที่แตกต่างกันสัมพันธ์ตามอายุและการรู้คำศัพท์ที่มากขึ้นของเด็ก ซึ่งชุดคำศัพท์มาตรฐานสำหรับผู้ใหญ่จะใช้ได้ก็ต่อเมื่อเด็กมีอายุตั้งแต่ 10 ปี เป็นต้นไป⁽¹⁶⁾ สำหรับประเทศไทย ชุดคำศัพท์สองพยางค์ฉบับภาษาไทยที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในการตรวจ SRT คือ RAMA.SRT-1 และ RAMA.SRT-2 อย่างไรก็ตามชุดคำศัพท์เหล่านี้ถูกสร้างและออกแบบมาสำหรับตรวจ SRT ในผู้ใหญ่เท่านั้น ไม่สามารถจะนำมาใช้ในการวัด SRT ของเด็กได้ ซึ่งในปี ค.ศ. 2022 Dermatoranin และคณะ⁽³⁰⁾ ได้ทำการศึกษาและพัฒนาชุดคำศัพท์สองพยางค์ขึ้นมาใหม่ (RAMA.SRT-3) เพื่อใช้ตรวจ SRT ในเด็กอายุระหว่าง 4-8 ปี โดยประเมินจากความสามารถของเด็กที่จะพูดตามได้อย่างถูกต้อง แต่เนื่องจากชุดคำศัพท์นี้เพิ่งได้รับการพัฒนาขึ้นมาใหม่ ปัจจุบันจึงยังไม่ได้ถูกใช้กันอย่างแพร่หลายในประเทศไทย

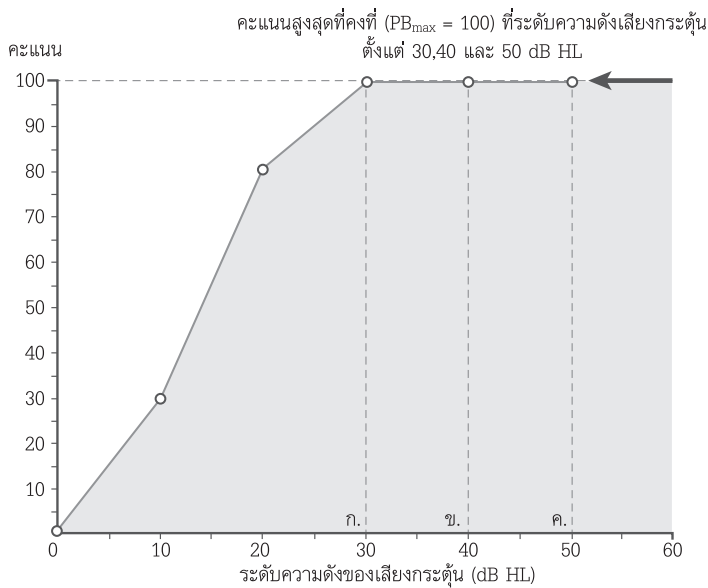
โดยทั่วไป ค่า SRT จะสัมพันธ์กับค่าระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยจากการตรวจด้วยเสียงบริสุทธิ์ (pure tone average, PTA) ตั้งแต่ 500, 1,000, 2,000 เฮิรตซ์ ซึ่งค่า SRT และ PTA จะมีค่าที่แตกต่างกันน้อยกว่า 12 dB⁽³¹⁾ หากค่า SRT และ PTA แตกต่างกันตั้งแต่ 12 dB เป็นต้นไป จะทำให้นักถึงภาวะผิดปกติบางอย่างได้ เช่น อาการแกล้งป่วย (malingering, functional hearing loss หรือ nonorganic

hearing loss) ซึ่งมักจะมีค่าของ SRT น้อยกว่าค่า PTA ตั้งแต่ 12 dB เป็นต้นไป^(16.32) อย่างไรก็ตาม การคำนวณค่า PTA เพื่อดูความสัมพันธ์กับค่าของ SRT ไม่จำเป็นต้องคำนวณจากระดับการได้ยินเฉลี่ยของ ความถี่ 500, 1,000 และ 2,000 เฮิรตซ์ เสมอไป เนื่องจากในบางกรณีที่ระดับการได้ยินของ 500, 1000, 2,000 เฮิรตซ์ มีความแตกต่างกันมากโดยเฉพาะที่ระดับการได้ยินของความถี่ 2,000 เฮิรตซ์ อาจจะแยกว่า ระดับการได้ยินของความถี่ 500 และ 1,000 เฮิรตซ์ อย่างมาก ทำให้ค่า PTA ที่คำนวณจากค่าระดับการได้ยินของความถี่ 500, 1,000 และ 2,000 เฮิรตซ์ ไม่ใช่ตัวแทนที่ดีสำหรับการหาค่าเฉลี่ย ดังนั้นในกรณี เช่นนี้ การคำนวณค่า PTA ควรใช้เพียงค่าระดับการได้ยินของความถี่ 500 และ 1,000 เฮิรตซ์ เท่านั้น⁽¹⁶⁾

3.3 Speech recognition score (SRS) หรือ speech discrimination (SD) score:

การตรวจ SRS หรือ SD score คือการประเมินระดับความเข้าใจภาษาพูดอีกชนิดหนึ่งซึ่งประเมินได้จาก ความสามารถของการจำแนกเสียงคำพูดได้ถูกต้องทั้งหมดที่ค่าและผู้ตรวจจะทำการแปลงคำที่ถูกต้องเหล่านั้น ออกมาเป็นคะแนน (ตั้งแต่ 0 ถึง 100 คะแนน) โดยชุดคำศัพท์ที่ใช้ในการหาค่า SRS หรือ SD score จะเป็นชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์ที่มีจำนวนความถี่ของคำศัพท์ในชุดคำใกล้เคียงกับจำนวนความถี่ของคำศัพท์ที่ ใช้กันในชีวิตประจำวัน (phonetic balance, PB) ดังนั้น SRS หรือ SD score จึงมักถูกเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า “PB score” ได้เช่นกัน นอกจากนี้ การหาค่า SRS หรือ SD score มักจะใช้เสียงกระตุ้นที่มีความดังมากกว่า ค่าระดับการได้ยินของผู้ถูกตรวจ (suprathreshold level) เพื่อให้มั่นใจได้ว่าผู้ถูกตรวจได้ยินคำศัพท์เหล่านั้น อย่างแน่นอนก่อนที่จะให้คะแนน เช่น หากสามารถหาค่า SRT ได้เรียบร้อยแล้ว ผู้ตรวจสามารถเพิ่มความดัง ของเสียงกระตุ้นไปอีก 30 dB (SRT + 30 dB) หลังจากนั้นจึงจะเริ่มทำการหาค่า SRS หรือ SD score ของ ระดับความดังที่ SRT + 30 dB HL ในลำดับถัดไป เป็นต้น โดยทั่วไป คนที่ไม่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่อง มักจะทำคะแนนได้สูงสุด (PB_{max}) ประมาณ 90 ถึง 100 คะแนน และสำหรับคนที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง ชนิดการนำเสียงทางอากาศบกพร่อง (conductive hearing loss, CHL) มักจะทำคะแนนได้สูงสุด (PB_{max}) ประมาณ 80 ถึง 100 คะแนน⁽¹⁶⁾ ซึ่งคะแนนจาก SRS, SD score หรือ PB score ที่ได้นั้นจะสูงขึ้นเรื่อย ๆ สัมพันธ์กับความดังเสียงกระตุ้นที่เพิ่มขึ้น กล่าวคือ ยิ่งเสียงกระตุ้นดังมากขึ้นเท่าไรยิ่งทำให้ผู้ถูกตรวจทำ คะแนนได้สูงขึ้นเท่านั้น ดังรูปที่ 4.12 ซึ่งแสดงคะแนนในการจำแนกเสียงคำพูดที่เพิ่มขึ้นจาก 0 ถึง 100 ของ คนที่มีการได้ยินที่ปกติเมื่อมีการเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นมากขึ้นเรื่อย ๆ ซึ่งกราฟนี้รู้จักกันในนามว่า “performance-intensity (PI) function” สังเกตว่า เมื่อคะแนนมากขึ้นจนถึงค่าสูงสุด (PB_{max}) ด้วยเสียง กระตุ้นที่ 30 dB HL (ก) การเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นต่อไปเป็น 40 dB HL (ข) และ 50 dB HL (ค) คะแนนจะคงที่อยู่เป็นแนวระนาบ (ลูกศร)

นอกจากนี้หากมาพิจารณากราฟ PI function ในคนที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด ต่าง ๆ (รูปที่ 4.13)⁽¹⁶⁾ จะพบว่า PI function ของแต่ละภาวะนั้น ๆ จะมีลักษณะสำคัญที่แตกต่างกัน รูปที่ 4.13ข PI function ของภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดการนำเสียงทางอากาศบกพร่อง (CHL) จะมี ลักษณะรูปร่างเหมือนกันกับ PI function ของคนปกติ (รูปที่ 4.13ก) เพียงแต่กราฟเลื่อนไปทางขวามาก ขึ้น แสดงว่า การเพิ่มความดังเสียงกระตุ้นที่มากเพียงพอสามารถทำให้ค่า SRS, SD score หรือ PB score มีคะแนนสูงสุด (PB_{max}) เต็ม 100 ได้เหมือนคนที่มีการได้ยินปกติทั่วไป ในทางตรงกันข้าม PI function ของภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดเส้นประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (sensorineural hearing loss, SNHL)

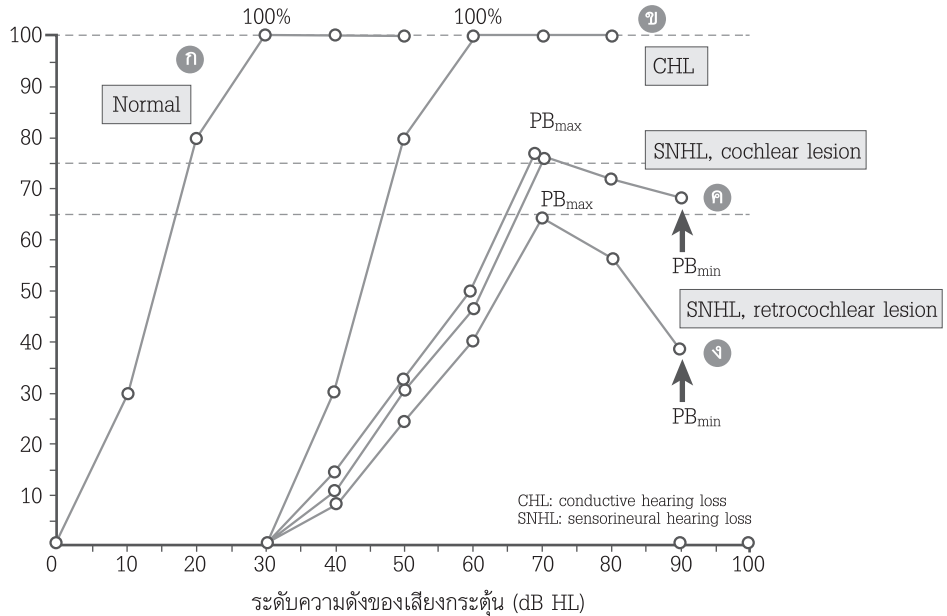


รูปที่ 4.12

กราฟ performance-intensity (PI) function แสดงคะแนนของ SRS, SD score หรือ PB score ที่ได้จะสูงขึ้นเรื่อยๆ สัมพันธ์กับความดังเสียงกระตุ้นที่เพิ่มขึ้น สังเกตว่าเมื่อคะแนนมากขึ้นจนถึงค่าสูงสุด (PB_{max}) ด้วยเสียงกระตุ้นที่ 30 dB HL (ก) การเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นต่อไปเป็น 40 dB HL (ข) และ 50 dB HL (ค) คะแนนจะคงที่อยู่ที่แนวระนาบ (ลูกศร)

ดังรูปที่ 4.13ค และ รูปที่ 4.13ง จะมีค่าของคะแนนลดลงอย่างต่อเนื่องเมื่อเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นมากขึ้นไปกว่าค่าเสียงกระตุ้นที่ทำให้ได้ค่า PB_{max} จนส่งผลให้เส้นกราฟหลังจากคะแนน PB_{max} เป็นค่าที่ไม่คงที่และไม่เป็นแนวระนาบอีกต่อไป และเมื่อพิจารณาค่าที่ลดลงไปเรื่อยๆ เหล่านี้ จะมีค่าตัวเลขที่ต่ำที่สุดเกิดขึ้น (PB_{min}) ดังลูกศร ซึ่งลักษณะการลดลงไปเรื่อยๆ ของค่าคะแนนที่พบใน SNHL เหล่านี้จะรู้จักกันในนามว่า “PI rollover” สาเหตุการเกิด PI rollover จะไม่พบใน CHL แต่จะพบใน SNHL เท่านั้น เนื่องจากว่าภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด CHL เป็นเพียงความผิดปกติของการนำเสียงที่หูชั้นนอกหรือหูชั้นกลาง ไม่ได้มีความผิดปกติในบริเวณหูชั้นในซึ่งเป็นส่วนสำคัญในการนำเสียงผ่านระบบประสาททางการได้ยิน ซึ่งคนที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL จะพบปัญหายอดคลื่นของ travelling wave บน basilar membrane มีลักษณะมนและไม่แหลมเช่นเดิม ส่งผลให้ความสามารถในการแยกแยะเสียงที่ละเอียดและเฉพาะเจาะจง (frequency resolution) ในการรับเสียงลดลงไป⁽³³⁾ จนไม่สามารถจะจำแนกคำศัพท์พยางค์เดี่ยวได้ดีอีกต่อไปนั่นเอง สังเกตว่าหากค่า PB_{min} ต่ำลงกว่าเดิมเล็กน้อย จะทำให้นักถึง SNHL ที่อาจมีสาเหตุมาจากพยาธิสภาพที่อวัยวะหอยโข่ง (cochlear lesion) ดังรูปที่ 4.13ค ในทางตรงกันข้าม หากค่า PB_{min} ต่ำลงกว่าเดิมมาก ๆ จะทำให้นักถึง SNHL ที่มีสาเหตุมาจากพยาธิสภาพหลังอวัยวะหอยโข่ง (retrocochlear lesion) ดังรูปที่ 4.13ง แทน ซึ่งการลดลงอย่างมีนัยสำคัญสามารถประเมินได้จากค่าของ PB_{min} ที่ลดลงไปจากค่าของ PB_{max} ในอัตราส่วนมากน้อยเพียงใด (rollover index, RI) โดยใช้สูตร $RI = (PB_{max} - PB_{min}) / PB_{max}$ และมีการศึกษาในอดีตพบว่า RI ที่มากกว่า 0.45 โดยการใช้ชุดคำศัพท์ Psycho-Acoustic Laboratory Phonetically Balanced 50 (PAL PB-50) จะบ่งบอกถึงภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL ที่มีสาเหตุมาจาก retrocochlear lesion ได้⁽³⁴⁾ และ หากใช้ชุดคำศัพท์ Northwestern University Auditory Test No. 6 (NU-6) ค่า RI ที่มากกว่า 0.25-0.35 จะบ่งบอกถึง SNHL ที่มีสาเหตุมาจาก retrocochlear lesion ได้อีกเช่นกัน⁽³⁵⁾ อย่างไรก็ตาม จะเห็นว่าค่าเกณฑ์ตัดสินของ RI ในการบ่งชี้ว่าเป็น SNHL ที่มีสาเหตุมาจาก

retrocochlear lesion หรือไม่ จะขึ้นอยู่กับชนิดของชุดคำศัพท์ที่ใช้ หากมีการใช้ชุดคำศัพท์ที่แตกต่างกัน ออกไป ค่าเกณฑ์ตัดสินของ RI ก็ย่อมเปลี่ยนแปลงตามชนิดของชุดคำศัพท์นั้น ๆ ดังนั้นผู้ตรวจต้องระมัดระวังว่า การจะประเมินเรื่องของ RI ต้องยึดเกณฑ์ตัดสินตามชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์ที่มีการศึกษามาแล้วเท่านั้น ไม่สามารถจะใช้เกณฑ์ตัดสินสำหรับชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์ชนิดอื่น ๆ ได้



รูปที่ 4.13

ลักษณะที่แตกต่างกันของ PI function ซึ่งพบในภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุแตกต่างกัน (ข) PI function ของภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดการนำเสียงทางอากาศบกพร่อง (CHL) จะมีลักษณะรูปร่างเหมือนกันกับ PI function ของคนปกติ (ก) เพียงแต่กราฟเลื่อนไปทางขวามากขึ้น แสดงว่า การเพิ่มความดังเสียงกระตุ้นที่มากเพียงพอสามารถทำให้ค่า SRS, SD score หรือ PB score มีคะแนนสูงสุด (PB_{max}) ได้เต็ม 100 ได้เหมือนคนที่มีการได้ยินปกติทั่วไป ในทางตรงกันข้าม PI function ของภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดเส้นประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (sensorineural hearing loss, SNHL) ดัง (ค) และ (ง) จะมีค่าของคะแนนลดลงอย่างต่อเนื่องเมื่อเพิ่มความดังของเสียงกระตุ้นมากขึ้นไปกว่าค่าเสียงกระตุ้นที่ทำให้ PB_{max} ส่งผลให้เส้นกราฟหลังจากคะแนน PB_{max} เป็นค่าที่ไม่คงที่และไม่เป็นแนวระนาบอีกต่อไป และเมื่อพิจารณาว่าค่าที่ลดลงไปเรื่อย ๆ เหล่านี้ จะมีค่าตัวเลขที่ต่ำที่สุดเกิดขึ้น (PB_{min}) ดังลูกศร ซึ่งลักษณะการลดลงไปเรื่อย ๆ ของค่าคะแนนที่พบใน SNHL เหล่านี้จะมีรูปร่างที่เหมือนกันในนามว่า “PI rollover”

โดยทั่วไป การตรวจหาค่า SRS, SD score, PB score หรือ PI function ผู้ตรวจจำเป็นต้องปล่อยเสียงกระตุ้นด้วยชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์เพื่อให้เด็กพูดตามหรือชี้รูปภาพแทน ซึ่งในต่างประเทศ ชุดคำศัพท์ต่าง ๆ สำหรับใช้ตรวจหาค่า SRS, SD score หรือ PB score มีมากมายและเป็นชุดคำที่แตกต่างกัน ล้มพันธ์ตามอายุและการรู้คำศัพท์ที่มากขึ้นของเด็ก เช่น word intelligibility by picture identification (WIPI)⁽³⁶⁾ และ the Northwestern university children’s perception of speech (NU-CHIPS)⁽³⁷⁾

เป็นชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์สำหรับเด็กอายุตั้งแต่ 3 ปี เป็นต้นไป โดยให้เด็กชี้รูปตามคำศัพท์ที่ได้ยินอย่างถูกต้อง หรือ phonetically-balanced kindergarten (PBK-50)⁽³⁸⁾ เป็นชุดคำหนึ่งพยางค์สำหรับเด็กอายุ 6-9 ปี โดยให้เด็กพูดตามได้อย่างถูกต้อง เป็นต้น สำหรับประเทศไทย ชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์ฉบับภาษาไทยที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย คือ Ramathibodi-Speech Discrimination Test No.1, 2 (RAMA.SD-1, SD-2) อย่างไรก็ตาม ชุดคำศัพท์เหล่านี้ถูกสร้างและออกแบบมาเพื่อตรวจในผู้ใหญ่เท่านั้น ไม่สามารถจะนำมาใช้ตรวจในเด็กได้ ซึ่งในปี ค.ศ. 2021 Hemakom และคณะ⁽³⁹⁾ ได้ทำการศึกษาและพัฒนาชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์ขึ้นมาใหม่ (NECTEC-CU-20 หรือ NCU-20) เพื่อใช้สำหรับการตรวจ SRS, SD score หรือ PB score ในเด็กก่อนวัยเรียน อย่างไรก็ตาม ชุดคำนี้ยังไม่ได้ใช้กันอย่างแพร่หลายนักในประเทศไทย

เป็นที่น่าสังเกตว่า ชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์ที่มีจำนวนความถี่ของคำศัพท์ในชุดคำใกล้เคียงกับจำนวนความถี่ของคำศัพท์ที่ใช้กันในชีวิตประจำวันหรือมีลักษณะที่เป็น phonetic balance นั้น ไม่ได้ส่งผลต่อค่าของ SRS, SD score หรือ PB score ในทางคลินิกอย่างมีนัยสำคัญ⁽⁴⁰⁾ อีกทั้งในความเป็นจริงแล้ว การพัฒนาชุดคำศัพท์หนึ่งพยางค์ที่ผ่านมาหลายชนิดก็ไม่ได้ยึดหลักของ phonetic balance เสมอไป⁽¹⁶⁾

4. ผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็ก

เป็นที่ทราบกันดีว่าการตรวจการได้ยินในเด็กมีความซับซ้อนมากกว่าในผู้ใหญ่เนื่องจากความร่วมมือของเด็กเป็นสิ่งสำคัญที่จะส่งผลให้ตรวจการได้ยินได้สำเร็จ สมบูรณ์ และน่าเชื่อถือมากน้อยเพียงใด ดังนั้นบ่อยครั้งการตรวจการได้ยินในเด็กมักจะไม่มีสมบูรณ์ โดยเฉพาะการไม่ทราบระดับการได้ยินของเด็กครบทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ในครั้งแรกของการตรวจ ซึ่งเหตุผลสำคัญที่ไม่สามารถจะทราบระดับการได้ยินในทุกความถี่ของเด็กสามารถพิจารณาได้เป็นสองประเด็นดังต่อไปนี้

4.1 กรณีเด็กอายุไม่เกิน 6 เดือน: ดังที่กล่าวไว้แล้วในเบื้องต้น การตรวจการได้ยินผ่านการสังเกตพฤติกรรมด้วยวิธี BOA ในเด็กอายุไม่เกิน 6 เดือน ยังไม่ถูกจัดว่าเป็นการตรวจการได้ยินที่น่าเชื่อถือเพียงพอในการยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก ดังนั้นผู้ตรวจจำเป็นต้องใช้การตรวจเชิงวัตถุวิสัยด้วย ABR/ASSR ในการยืนยันและวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กวัยนี้ อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดสำคัญในการใช้ ABR/ASSR เพื่อตรวจวัดระดับการได้ยินคือ

1) เครื่อง ABR/ASSR ที่ใช้กันทั่วไปในคลินิกหรือสถานรักษาพยาบาลปัจจุบันสามารถที่จะตรวจหาระดับการได้ยินในช่วงความถี่ 500–4,000 เฮิรตซ์ เท่านั้น การที่จะสามารถตรวจหาระดับการได้ยินให้ครบทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ได้ จำเป็นต้องใช้หูฟังชนิดพิเศษ อีกทั้งต้องมีซอฟต์แวร์ที่ออกแบบสำหรับการตรวจขึ้นมาโดยเฉพาะจากบริษัทผู้ผลิตเครื่องมือ⁽⁴¹⁾ ทำให้การตรวจหาระดับการได้ยินให้ครบทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ผ่านการใช้เครื่อง ABR/ASSR ไม่สะดวกในทางปฏิบัติ ดังนั้นผลตรวจที่ได้จากการทำ ABR/ASSR ที่ใช้กันโดยทั่วไปในคลินิกหรือสถานรักษาพยาบาลมักจะมีเพียงการวัดระดับการได้ยินตั้งแต่ความถี่ 500–4,000 เฮิรตซ์ เท่านั้น

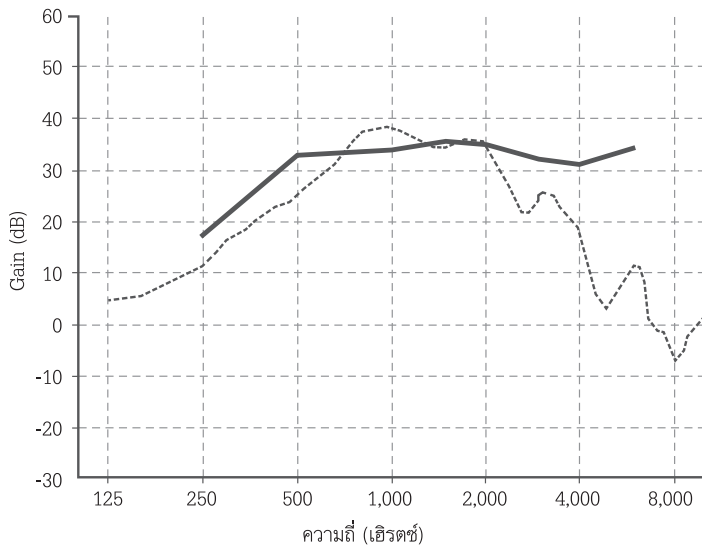
2) การตรวจ ABR/ASSR ในเด็กทารก (อายุไม่เกิน 6 เดือน) มักจะทำการตรวจก็ต่อเมื่อเด็กทารกหลับได้ตามธรรมชาติ⁽⁴²⁾ หากเด็กทารกสามารถหลับได้ลึกและสนิทเพียงพอ จะทำให้ได้ผลตรวจที่ชัดเจนและน่าเชื่อถือ อีกทั้งเมื่อเด็กทารกอยู่นิ่งมากพอ ก็จะไม่มีการขยับตัวของเด็กทารกที่อาจส่งผลต่อ

ความชัดเจนและความน่าเชื่อถือของกราฟผลตรวจได้ อย่างไรก็ตาม การตรวจ ABR/ASSR จะต้องมีการติดสายวัดระโยงระยางที่ศีรษะและผิวหนังของเด็กทารก รวมทั้งต้องมีปฏิกิริยาตอบสนองที่ระดับความดังต่าง ๆ ภายในช่องหู เด็กทารกก็อาจจะตื่นระหว่างการตรวจและทำให้ไม่สามารถจะตรวจได้สำเร็จและสมบูรณ์ในทุกครั้งที่ทำการตรวจ ดังนั้น จึงมีบ่อยครั้งที่เด็กทารกไม่หลับสนิทตลอดการตรวจ ผู้ตรวจจึงจำเป็นต้องหยุดตรวจ ส่งผลให้ไม่สามารถจะตรวจหาระดับการได้ยินจนครบทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ได้

4.2 กรณีเด็กอายุมากกว่า 6 เดือน: เนื่องจากการตรวจการได้ยินสำหรับเด็กอายุมากกว่า 6 เดือน สามารถที่จะตรวจการได้ยินผ่านการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงอัติวลิยได้อย่างน่าเชื่อถือได้ไม่ว่าจะด้วยวิธี VRA หรือ CPA อย่างไรก็ตาม การตรวจ VRA หรือ CPA จำเป็นต้องมีความร่วมมือของเด็กในการหันหาแรงเสริม (VRA) หรือร่วมเล่นไปกับผู้ตรวจ (CPA) ซึ่งบางครั้งการตรวจการได้ยินอาจจะไม่เสร็จสมบูรณ์เสมอไป ขึ้นอยู่กับ อารมณ์และความสนใจของเด็กในขณะที่ทำการตรวจอีกเช่นกัน กล่าวคือเด็กอาจจะหมดความสนใจและไม่ร่วมมือในการตรวจเมื่อไรก็ได้ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับสถานการณ์ในขณะนั้น ดังนั้น ผลตรวจที่ไม่สมบูรณ์ย่อมเกิดขึ้นได้เสมอโดยเฉพาะการตรวจการได้ยินในครั้งแรกสำหรับเด็กอายุมากกว่า 6 เดือน นอกจากนี้ เนื่องจากร้อยละ 30-40 ของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจะมีปัญหาด้านพัฒนาการต่าง ๆ และโรคอื่น ๆ ร่วมอยู่ด้วย⁽⁴³⁾ ทำให้เด็กบางคนไม่สามารถจะร่วมมือในการตรวจ VRA หรือ CPA ได้ตามปกติถึงแม้ว่าเด็กจะมีอายุมากกว่า 6 เดือนไปแล้วก็ตาม ทำให้การตรวจ ABR/ASSR ร่วมกับการให้ยา chloral hydrate หรือ midazolam เพื่อให้เด็กหลับสนิท จะเป็นอีกทางเลือกสำคัญในการที่จะประเมินระดับการได้ยินในเด็กเหล่านี้ให้สำเร็จ⁽⁴²⁾ อย่างไรก็ตาม ภาวะแทรกซ้อนและผลข้างเคียงจากยา ไม่ว่าจะเป็น อาการกระวนกระวายมากขึ้น อาการหลับลึกและหลับยาวนานเกินไป หรือแม้กระทั่งการขาดออกซิเจนจากการหยุดหายใจ⁽⁴⁴⁾ จะทำให้การให้ยาเพื่อให้เด็กหลับสนิทนั้น ต้องทำด้วยความระมัดระวัง และมีการใช้ขนาดยาที่ไม่มากจนเกินไปและใช้เวลาในการตรวจการได้ยินให้สั้นที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ ซึ่งสิ่งเหล่านี้จะส่งผลให้การตรวจหาระดับการได้ยิน โดยเฉพาะการตรวจหาระดับการได้ยินให้ครบทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ในครั้งแรกทำได้ไม่สำเร็จเสมอไป

5. การคาดคะเนผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็ก

การที่ได้ผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็ก โดยเฉพาะการไม่ทราบระดับการได้ยินครบทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ จะส่งผลต่อการวางแผนการดูแลรักษาโดยเฉพาะการใส่เครื่องช่วยฟัง เนื่องจากว่า ระดับการได้ยินในแต่ละความถี่จะมีผลต่อการวางแผนในการที่จะขยายเสียงให้มากหรือน้อยในแต่ละย่านความถี่ผ่านเครื่องช่วยฟัง กล่าวคือ ผู้ทำการดูแลรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องมีความจำเป็นต้องทราบระดับการได้ยินทุกความถี่ เพื่อจะได้ทราบว่าต้องเพิ่มความดังของเครื่องช่วยฟังให้มากเพียงไรเพื่อให้ได้ตามเป้าหมาย (target) ในแต่ละความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ (รูปที่ 4.14) เพื่อให้มั่นใจว่าทุก ๆ ย่านความถี่ เด็กสามารถได้ยินอย่างชัดเจนและสามารถใช้เครื่องช่วยฟังเพื่อการสื่อสารได้อย่างมีประสิทธิภาพ

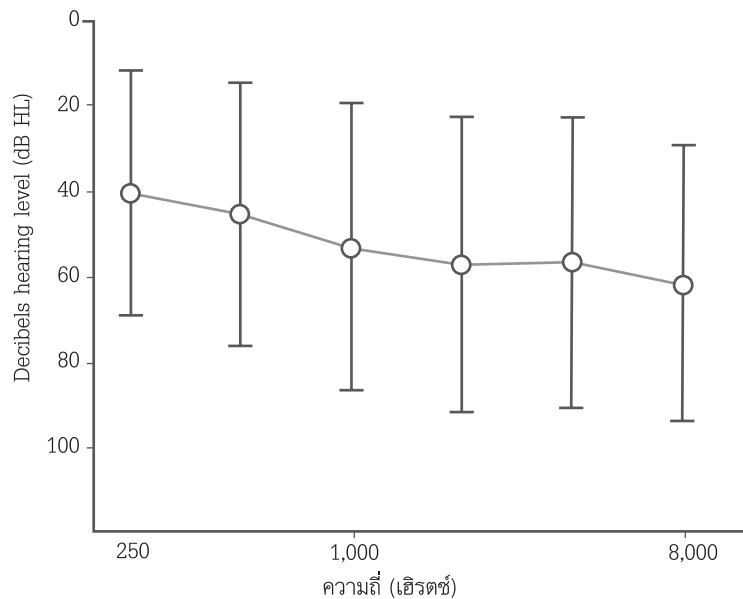


รูปที่ 4.14

การทราบระดับการได้ยินในทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ จะ มีผลต่อการประเมินให้แน่ใจว่าเสียง ที่เครื่องช่วยฟังขยายนั่น (เส้นประ) มีความเหมาะสมและพอดีตามเป้าหมายที่กำหนด (target gain, เส้นทึบ) ตลอดทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์

เนื่องจากเป็นที่ทราบกันดีว่า ผลตรวจการได้ยินของเด็กมักจะไม่สมบูรณ์และไม่ทราบระดับการได้ยินในทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ โดยเฉพาะในการตรวจการได้ยินครั้งแรกของเด็ก อย่างไรก็ตาม การดูแลรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องเพื่อให้มีพัฒนาการทางภาษาของเด็กที่ดีและเด็กสามารถสื่อสารได้ในอนาคตนั้น ไม่ควรจะรอให้ทราบระดับการได้ยินจนครบทุกความถี่แล้วจึงจะเริ่มใส่เครื่องช่วยฟัง⁽⁴⁵⁾ ในทางตรงกันข้าม การใส่เครื่องช่วยฟังในเด็กเพื่อให้เด็กได้ยินและสามารถฝึกพูดต่อไปได้นั้นควรจะต้องเริ่มให้เร็วที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ ซึ่งระดับการได้ยินในบางความถี่ที่ไม่ทราบ จำเป็นต้องอาศัยการคาดคะเนให้ใกล้เคียงกับระดับการได้ยินของเด็กจริง ๆ ในเบื้องต้นไปก่อน และหลังจากนั้นจึงค่อย ๆ มาปรับเปลี่ยนการขยายเสียงเครื่องช่วยฟังในภายหลังได้เมื่อทราบระดับการได้ยินของเด็กที่แน่นอนแล้ว^(45,46) โดยทั่วไป การทราบระดับการได้ยินอย่างน้อยอย่างละหนึ่งความถี่ที่บริเวณย่านความถี่ต่ำ (500 หรือ 2,000 เฮิรตซ์) และบริเวณย่านความถี่สูง (1,000 หรือ 4,000 เฮิรตซ์)⁽⁴⁶⁾ ก็สามารถจะเริ่มใส่เครื่องช่วยฟังให้เด็กได้ทันที ซึ่งระดับการได้ยินที่ไม่ทราบในบางความถี่นั้น ผู้ตรวจจำเป็นต้องใช้การคาดคะเนระดับการได้ยินโดยยึดข้อมูลระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากการศึกษาที่ผ่านมาในอดีต เช่น รูปที่ 4.15 แสดงกราฟค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL ทั้งหมดจำนวน 227 หู⁽⁴⁷⁾ โดยสังเกตที่ความชัน (slope) ของระดับการได้ยินในแต่ละความถี่ว่าต่างกันอยู่มากน้อยเท่าไร และความชันเหล่านี้สามารถใช้เพื่อคาดคะเนระดับการได้ยินบริเวณใกล้เคียงทั้งหมดในช่วงความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ที่ไม่ทราบค่าได้ อย่างไรก็ตาม การใช้ข้อมูลมาเป็นตัวแทนของค่าเฉลี่ยระดับการได้ยินของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL อาจจะไม่เหมือนกันในแต่ละพื้นที่ที่ใช้ในการศึกษา ทั้งนี้เนื่องจากสาเหตุที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL ที่อาจไม่เหมือนกันในแต่ละพื้นที่ จะมีผลต่อลักษณะรูปร่างกราฟของระดับการได้ยิน เช่น กราฟการได้ยินของ SNHL ที่สูญเสียการได้ยินเฉพาะย่านความถี่กลาง ๆ ช่วง 500–2,000 เฮิรตซ์ (cookie-bite audiogram หรือ mid-range frequency hearing loss) อาจมีสาเหตุมาจากความผิดปกติทางพันธุกรรม⁽⁴⁸⁾ กราฟการได้ยินของ SNHL ที่สูญเสียการได้ยินทุกย่านความถี่

ในระดับที่เท่า ๆ กัน ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ (flat audiogram) อาจมีสาเหตุมาจากการติดเชื้อหัดเยอรมัน⁽⁴⁹⁾ กราฟการได้ยินของ SNHL ที่เริ่มสูญเสียการได้ยินในย่านความถี่สูง ๆ (high-frequency hearing loss) อาจมีสาเหตุมาจากการได้รับยาเคมีบำบัด⁽⁵⁰⁾ หรือ กราฟการได้ยินของ SNHL ที่สูญเสียการได้ยินเฉพาะความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ (4 kHz-notch audiogram) อาจมีสาเหตุมาจากการได้รับเสียงที่ดังเป็นเวลานาน ๆ มากเกินไป^(51,52) เป็นต้น ซึ่งเป็นที่ทราบกันว่าสาเหตุที่ทำให้เกิดการสูญเสียการได้ยินย่อมมีความแตกต่างกันในแต่ละพื้นที่และสาเหตุที่ต่างกันก็มักจะสัมพันธ์กับสภาพทางเศรษฐกิจสังคมในแต่ละพื้นที่นั้น ๆ สำหรับประเทศที่พัฒนาแล้ว สาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดจากความผิดปกติทางพันธุกรรมและไม่เกี่ยวข้องกับพันธุกรรมมีประมาณร้อยละ 49 และ ร้อยละ 51 ของสาเหตุภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งหมดตามลำดับ ขณะที่ในประเทศกำลังพัฒนา สามารถพบสาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดจากความผิดปกติทางพันธุกรรมและไม่เกี่ยวข้องกับพันธุกรรมประมาณร้อยละ 25 และ ร้อยละ 75 ของสาเหตุภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งหมด ตามลำดับ⁽⁵³⁾ ดังนั้นการใช้ข้อมูลระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยจากการศึกษาของต่างประเทศเพื่อจะใช้คาดคะเนระดับการได้ยินที่ไม่ทราบค่าในแต่ละความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ต้องทำด้วยความระมัดระวัง เพราะรูปร่างกราฟค่าเฉลี่ยระดับการได้ยินในแต่ละพื้นที่ที่สนใจนั้นอาจจะไม่เหมือนในการศึกษาของต่างประเทศที่ผ่านมาเสมอไป

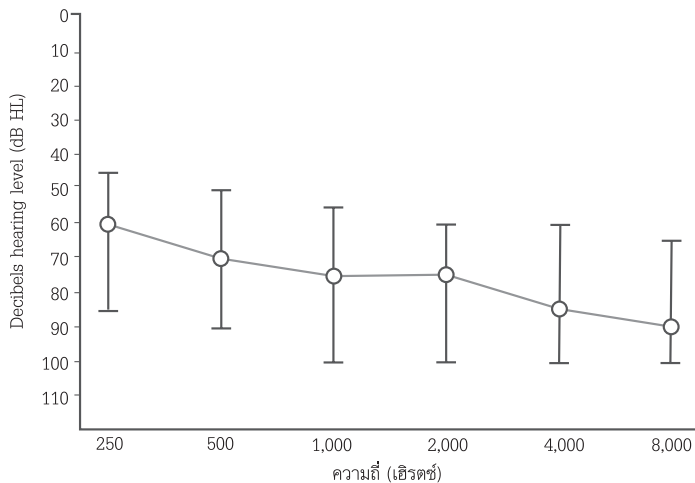


รูปที่ 4.15

กราฟของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL ทั้งหมดจำนวน 227 คน⁽⁴⁷⁾ โดยสังเกตที่ความชัน (slope) ของระดับความยินในแต่ละความถี่ว่าต่างกันอยู่มากน้อยเท่าไร และความชันเหล่านี้สามารถจะใช้เพื่อคาดคะเนระดับการได้ยินบริเวณใกล้เคียงทั้งหมดในช่วงความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ที่ไม่ทราบค่าได้ (วงกลมแสดงระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยในแต่ละความถี่ และ เส้นลากแนวตั้งแสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน)

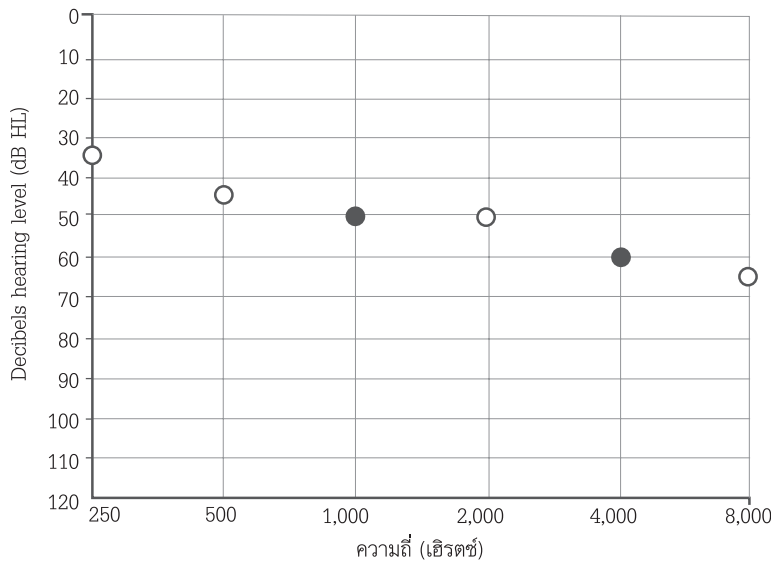
สำหรับประเทศไทย Pitathawatchai และคณะ⁽⁵⁴⁾ ได้ทำการศึกษาเพื่อหาระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กในประเทศไทยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL และพบว่า ระดับความรุนแรงของระดับการได้ยินค่อนข้างมีความรุนแรงมากกว่า เมื่อเทียบกับข้อมูลของการศึกษาที่ผ่านมาในต่างประเทศ ถึงแม้ว่าความชันและรูปร่างของกราฟไม่ได้แตกต่างกันมากก็ตาม กล่าวคือ ในการศึกษาของต่างประเทศ (รูปที่ 4.15) ระดับความรุนแรงของการสูญเสียการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กอยู่ที่ประมาณ 40–60 dB HL ขณะที่การศึกษาของประเทศไทยโดย Pitathawatchai และคณะ⁽⁵⁴⁾ พบว่าระดับความรุนแรงของการสูญเสียการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กอยู่ที่ประมาณ 60–90 dB HL (รูปที่ 4.16)

ดังนั้นจะเห็นว่าการคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กเป็นสิ่งจำเป็นเพื่อจะสามารถนำข้อมูลของระดับการได้ยินทั้งหมดไปใช้สำหรับใส่เครื่องช่วยฟังให้เด็กและช่วยขยายเสียงในทุก ๆ ความถี่ของการได้ยินให้เร็วที่สุด ซึ่งรายละเอียดวิธีการคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กโดยใช้ข้อมูลค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยินของเด็กไทย เป็นดังรูปที่ 4.17 โดยยกตัวอย่างว่า หากผู้ตรวจทราบค่าระดับการได้ยินอย่างน้อยหนึ่งความถี่ที่ย่านความถี่ต่ำและย่านความถี่สูงในการตรวจการได้ยินของเด็กแล้ว (50 dB HL ที่ 1,000 เฮิรตซ์ และ 60 dB HL ที่ 4,000 เฮิรตซ์) ระดับการได้ยินที่เหลือซึ่งยังไม่ทราบได้นั้น (วงกลมกลวง) สามารถคาดคะเนโดยยึดจากค่าความชันของระดับการได้ยินตั้งแต่ช่วงความถี่ 250 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ จากการศึกษาของ Pitathawatchai และคณะ⁽⁵⁴⁾ ทำให้สามารถทราบค่าระดับการได้ยินทั้งหมดตั้งแต่ความถี่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ได้ครบสมบูรณ์เพื่อจะนำค่าระดับการได้ยินที่คาดคะเนเหล่านี้ไปใช้ปรับเพิ่มความดังของเสียงเครื่องช่วยฟังสำหรับเด็กรายนั้น ๆ ตั้งแต่ความถี่ 250 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ ได้อย่างครบถ้วนสมบูรณ์ตั้งแต่เนิ่น ๆ เป็นต้น



รูปที่ 4.16

กราฟของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กไทยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL ในประเทศไทย (Pitathawatchai และคณะ⁽⁵⁴⁾) ซึ่งระดับความรุนแรงของระดับการได้ยินค่อนข้างมีความรุนแรงมากกว่า ถึงแม้ว่าความชันและรูปร่างของกราฟไม่ได้แตกต่างกันมาก เมื่อเทียบกับข้อมูลของการศึกษาที่ผ่านมาในต่างประเทศ (วงกลมแสดงระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยในแต่ละความถี่ และ เส้นลากแนวตั้งแสดงค่า interquartile range)



รูปที่ 4.17

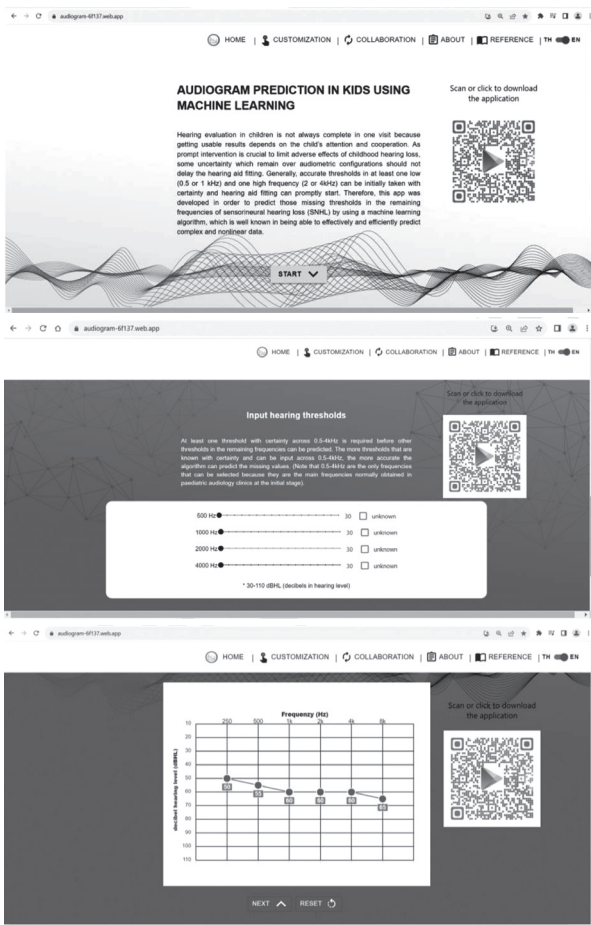
วิธีการคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กโดยใช้ข้อมูลค่าเฉลี่ยของระดับการได้ยินของเด็กไทยจากการศึกษาของ Pitathawatchai และคณะ⁽⁵⁴⁾ เมื่อผู้ตรวจทราบค่าระดับการได้ยินอย่างน้อยหนึ่งความถี่ (วงกลมทึบ) ที่ย่านความถี่ต่ำและย่านความถี่สูงในการตรวจการได้ยินของเด็กแล้ว (50 dB HL ที่ 1,000 เฮิรตซ์ และ 60 dB HL ที่ 4,000 เฮิรตซ์) ระดับการได้ยินที่เหลือซึ่งยังไม่ทราบได้นั้น (วงกลมกลวง) สามารถคาดคะเนโดยยึดจากค่าความชันของระดับการได้ยินตั้งแต่ช่วงความถี่ 250 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ จากการศึกษาของ Pitathawatchai และคณะ⁽⁵⁴⁾ ทำให้สามารถทราบค่าระดับการได้ยินทั้งหมดตั้งแต่ความถี่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ได้ครบสมบูรณ์ เพื่อจะนำค่าระดับการได้ยินเหล่านี้ไปใช้ปรับเพิ่มความดังของเสียงเครื่องช่วยฟังสำหรับเด็กรายนั้น ๆ ตั้งแต่ความถี่ 250 เฮิรตซ์ จนถึง 8,000 เฮิรตซ์ ได้อย่างครบถ้วนสมบูรณ์ตั้งแต่นั้น ๆ

อย่างไรก็ตาม วิธีการคาดคะเนโดยยึดจากค่าความชันของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของการศึกษาที่ผ่านมาในอดีตมีข้อเสียอยู่สองประการดังต่อไปนี้

1) ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ 25–30 dB HL⁽⁴⁷⁾ และค่า interquartile range ที่ 35–45 dB HL⁽⁵⁴⁾ จากค่าเฉลี่ยระดับการได้ยินของการศึกษาในอดีตที่ผ่านมาที่มีค่าที่กว้างมาก ทำให้การคาดคะเนระดับการได้ยินโดยใช้ข้อมูลค่าเฉลี่ยเหล่านี้ มีโอกาสคลาดเคลื่อนได้สูง ขณะที่การใส่เครื่องช่วยฟัง ควรจะต้องมีการปรับขยายเสียงความดังของเครื่องช่วยฟังให้ได้ดังตามเป้าหมายที่กำหนดไว้ไม่เกิน 5–8 dB HL⁽⁴⁶⁾

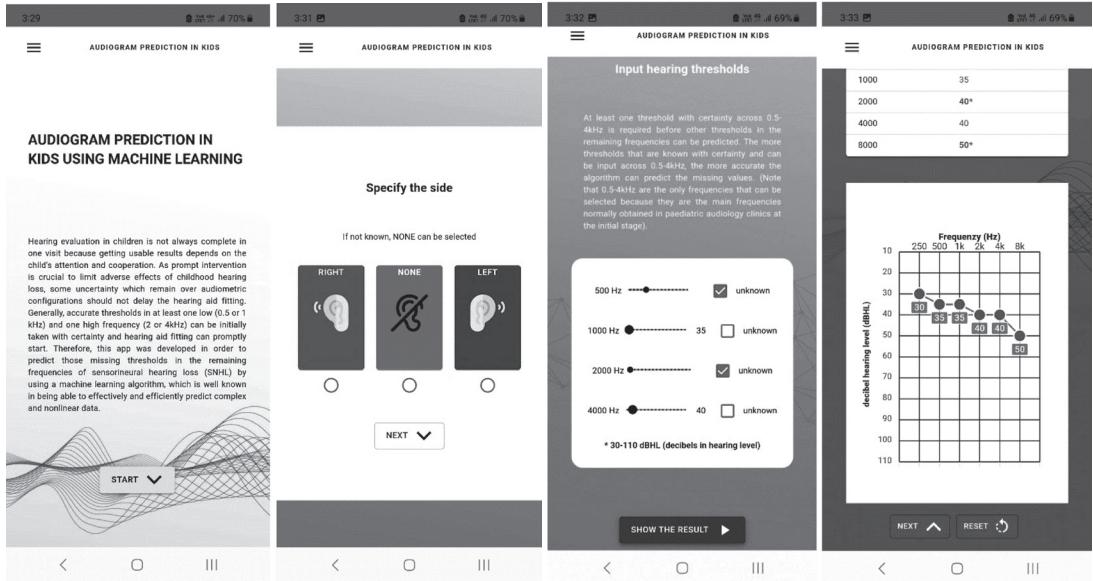
2) ค่าระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของการศึกษาที่ผ่านมาในอดีตไม่สามารถใช้ในพื้นที่อื่น ๆ ที่มีสภาพเศรษฐกิจสังคมที่แตกต่างออกไปจากประชากรที่ใช้ในการศึกษาที่ผ่านมาได้ เนื่องจาก สาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องที่แตกต่างกันในแต่ละพื้นที่ย่อมมีผลต่อลักษณะรูปร่างของกราฟระดับการได้ยินโดยเฉลี่ย⁽⁵⁰⁻⁵³⁾ ทำให้ระดับความรุนแรงและความชันของกราฟอาจแตกต่างกันไปในแต่ละพื้นที่ ดังนั้นจึงไม่สามารถนำข้อมูลระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยจากการศึกษาที่ผ่านมาในอดีตมาใช้ทดแทนกันได้เสมอไปดังที่กล่าวไว้แล้วในเบื้องต้น

เนื่องจากเป็นที่ทราบกันดีว่า ในปัจจุบันความรู้ด้านเทคโนโลยีและคอมพิวเตอร์สำหรับการคำนวณทางคณิตศาสตร์และสถิติมีการพัฒนาไปอย่างก้าวกระโดด โดยเฉพาะการใช้ปัญญาประดิษฐ์ (artificial intelligence, AI) เพื่อช่วยดูแลรักษาผู้ป่วยควบคู่ไปกับการดูแลรักษาตามมาตรฐานโดยแพทย์แผนปัจจุบัน⁽⁵⁵⁾ ซึ่ง Pitathawatchai และคณะ⁽⁵⁴⁾ ได้ทำการศึกษาและพัฒนาปัญญาประดิษฐ์ขึ้นมาเพื่อช่วยในการคาดคะเนระดับการได้ยินของเด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL (รูปที่ 4.18 แสดงการใช้ปัญญาประดิษฐ์เพื่อการคาดคะเนระดับการได้ยินผ่าน uniform resource locator, URL หรือ web address ที่ชื่อว่า “https://otology-audiology.web.app” บนเครื่องคอมพิวเตอร์แบบพกพา และ รูปที่ 4.19 แสดงการใช้ปัญญาประดิษฐ์เพื่อการคาดคะเนระดับการได้ยินผ่านซอฟต์แวร์ประยุกต์ หรือ software application บนโทรศัพท์มือถือ) ซึ่งผลการศึกษาพบว่า นอกจากปัญญาประดิษฐ์จะมีความน่าเชื่อถือในการคาดคะเนผลแล้ว ปัญญาประดิษฐ์ที่ถูกพัฒนาขึ้นมาแล้วยังสามารถคาดคะเนระดับการได้ยินได้แม่นยำมากกว่าวิธีเดิมซึ่งใช้เพียงการคาดคะเนจากค่าความชันของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL เท่านั้น⁽⁵⁴⁾ ซึ่งข้อได้เปรียบในการใช้ปัญญาประดิษฐ์เพื่อการคาดคะเนระดับการได้ยินของเด็กแทนการใช้การคาดคะเนจากค่าความชันของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยจากการศึกษาที่ผ่านมาในอดีตคือ



รูปที่ 4.18

การคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กโดยการใช้ปัญญาประดิษฐ์ผ่าน uniform resource locator (URL) หรือ web address ที่ชื่อว่า “https://otology-audiology.web.app” บนเครื่องคอมพิวเตอร์แบบพกพา



รูปที่ 4.19 การคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กโดยการใช้ปัญญาประดิษฐ์ผ่านซอฟต์แวร์ประยุกต์ (software application) บนโทรศัพท์มือถือ

1) การใช้ปัญญาประดิษฐ์มีความน่าเชื่อถือในการคาดคะเนและยังสามารถคาดคะเนระดับการได้ยินได้แม่นยำมากกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเทียบกับการคาดคะเนจากค่าความชันของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยจากการศึกษาที่ผ่านมาในอดีต⁽⁵⁴⁾ ดังนั้นการปรับความดังเพื่อขยายเสียงของเครื่องช่วยฟังที่จะใส่ให้กับเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL หลังจากปัญญาประดิษฐ์ได้คาดคะเนระดับการได้ยินจนครบทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ไปแล้ว ย่อมจะสามารถทำได้เหมาะสมมากกว่า

2) ปัญญาประดิษฐ์สามารถเรียนรู้ด้วยตัวเองตลอดเวลาอย่างไม่หยุดนิ่ง (automated continuous learning)⁽⁵⁶⁾ ทำให้การคาดคะเนระดับการได้ยินผ่านการใช้ปัญญาประดิษฐ์สามารถพัฒนาให้มีความแม่นยำได้อีกตราบเท่าที่จะมีการป้อนข้อมูลให้ปัญญาประดิษฐ์ได้เรียนรู้ด้วยตัวเองไปเรื่อย ๆ อย่างอัตโนมัติ ซึ่งหากข้อมูลที่ใช้ป้อนในแต่ละพื้นที่มีความแตกต่างกันทางสภาพเศรษฐกิจและสังคมกันมาก ปัญญาประดิษฐ์ก็ยังสามารถที่จะเลือกใช้เฉพาะข้อมูลที่มีความเหมาะสมกับสภาพเศรษฐกิจสังคมของแต่ละพื้นที่นั้น ๆ สำหรับการวิเคราะห์ เพื่อให้การคาดคะเนมีความแม่นยำมากที่สุดได้อีกเช่นกัน

สรุป

การตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมในเด็กจะถือว่าเป็นวิธีการตรวจที่มีความแม่นยำและน่าเชื่อถือมากที่สุดหากเด็กให้ความร่วมมือที่ดีและผู้ตรวจมีความชำนาญเพียงพอ ซึ่งการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมเหล่านี้ ไม่ว่าจะ เป็น VRA หรือ CPA ต้องพิจารณาถึงอายุและพัฒนาการทางสมอง รวมทั้งความพร้อมของกล้ามเนื้อต่าง ๆ ของเด็กว่าเหมาะสมหรือไม่กับวิธีการตรวจนั้น ๆ เพื่อให้มั่นใจได้ว่าการตรวจการได้ยินมีความน่าเชื่อถือและมีประสิทธิภาพ ซึ่งการปรับเปลี่ยนรูปแบบการตรวจ

การได้ยิน โดยเฉพาะ การปรับวิธีการตรวจของ VRA ให้มีความเหมาะสมมากขึ้นในเด็กบางราย เช่น ใช้การตรวจ VROCA หรือ TROCA เป็นต้น จะเป็นสิ่งสำคัญที่ทำให้โอกาสการตรวจการได้ยินในเด็กทำได้สำเร็จมากขึ้น อีกทั้งเป็นที่ทราบกันดีว่า การตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมอาจทำได้ไม่สำเร็จเสมอไป เนื่องจากเด็กอาจมีใคร่ร่วมอื่น ๆ ทำให้ไม่พร้อมหรือไม่สามารถจะร่วมมือกับผู้ตรวจได้ดี การตรวจการได้ยินเชิงวัตถุวิสัยไม่ว่าจะเป็น otoacoustic emission, tympanometry, acoustic reflex หรือ ABR/ASSR จะมีบทบาทสำคัญที่จะช่วยยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้ อย่างไรก็ตาม ผลตรวจการได้ยินในเด็กมักจะไม่สมบูรณ์ โดยเฉพาะ ผลของระดับการได้ยินมีไม่ครบทุกความถี่ตั้งแต่ 250–8,000 เฮิรตซ์ ดังนั้นการคาดคะเนระดับการได้ยินของผลการตรวจการได้ยินที่ไม่สมบูรณ์ของเด็กจึงเป็นสิ่งจำเป็นเพื่อจะสามารถนำข้อมูลของระดับการได้ยินทั้งหมดไปใช้สำหรับการใส่เครื่องช่วยฟังให้เด็กและช่วยขยายเสียงในทุก ๆ ความถี่ของการได้ยินให้เร็วที่สุด ซึ่งการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า การใช้ปัญญาประดิษฐ์สามารถจะช่วยคาดคะเนระดับการได้ยินได้อย่างน่าเชื่อถือและยังสามารถคาดคะเนผลตรวจการได้ยินได้อย่างแม่นยำมากกว่าการคาดคะเนผลตรวจด้วยวิธีเดิมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ อย่างไรก็ตามผู้นิพนธ์จะยึดหลักการสำคัญในเรื่องของการใช้ทั้งการตรวจจากการสังเกตพฤติกรรมร่วมกับการตรวจเชิงวัตถุวิสัยควบคู่กันไปเสมอ เพื่อให้มั่นใจได้ว่าผลการตรวจที่ได้มาในแต่ละครั้งมีความสอดคล้องกันและสามารถเชื่อถือผลเหล่านั้นได้ ทั้งนี้ก็เพื่อยืนยันได้ว่าผลตรวจที่สนใจนั้นถูกต้องและสามารถวางแผนการรักษาได้ต่อไป

เอกสารอ้างอิง

1. Ministry of public health of Thailand. Developmental surveillance and promotion manual (DSPM) [Internet]. 2020 [cited 2023 Jun 5]. Available from: <http://203.157.71.148/data/cluster/mom/download/DSPM-63.pdf>
2. Rosenfeld RM, Shin JJ, Schwartz SR, Coggins R, Gagnon L, Hackell JM, et al. Clinical practice guideline: otitis media with effusion (update). *Otolaryngol Head Neck Surg* 2016;154:S1-41.
3. Northern JL, Downs MP. Hearing in children. 6th ed. San Diego: Plural; 2014.
4. Moncur JP. Judge reliability in infant testing. *J Speech Hear Res* 1968;11:348-57.
5. Diefendorf AO. Assessment of hearing loss in children. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*, 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 459-75.
6. Maxon AB, Hochberg I. Development of psychoacoustic behavior: sensitivity and discrimination. *Ear Hear* 1982;3:301-8.
7. Moore JM, Wilson WR, Thompson G. Visual reinforcement of head-turn responses in infants under 12 months of age. *J Speech Hear Disord* 1977;42:328-34.

8. Moore JM, Thompson G, Folsom RC. Auditory responsiveness of premature infants utilizing visual reinforcement audiometry (VRA). *Ear Hear* 1992;13:187-94.
9. Widen JE. Behavioral screening of high-risk infants using visual reinforcement audiometry. *Semin Hear* 1990;11:342-55.
10. Greenberg DB, Wilson WR, Moore JM, Thompson G. Visual reinforcement audiometry (VRA) with young Down's syndrome children. *J Speech Hear Disord* 1978;43:448-58.
11. Thompson G, Thompson M, McCall A. Strategies for increasing response behavior of 1- and 2-year-old children during visual reinforcement audiometry (VRA). *Ear Hear* 1992;13:236-40.
12. Primus MA. Operant response in infants as a function of time interval following signal onset. *J Speech Hear Res* 1992;35:1422-5.
13. Lowery KJ, Von Hapsburg D, Plyler EL, Johnstone P. A comparison of video versus conventional visual reinforcement in 7- to 16-month-old infants. *J Speech Lang Hear Res* 2009;52:723-31.
14. Schmida MJ, Peterson HJ, Tharpe AM. Visual reinforcement audiometry using digital video disc and conventional reinforcers. *Am J Audiol* 2003;12:35-40.
15. Primus MA, Thompson G. Response strength of young children in operant audiometry. *J Speech Hear Res* 1985;28:539-47.
16. Gelfand SA. *Essentials of audiology*. 4th ed. New York: Thieme; 2016.
17. Chilosi AM, Comparini A, Scusa MF, Berrettini S, Forli F, Battini R, et al. Neurodevelopmental disorders in children with severe to profound sensorineural hearing loss: a clinical study. *Dev Med Child Neurol* 2010;52:856-62.
18. Fortnum HM, Stacey PC, Summerfield AQ. An exploration of demographic bias in a questionnaire survey of hearing-impaired children: implications for comparisons of children with and without cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2006;70:2043-54.
19. Mandell DS, Novak MM, Zubritsky CD. Factors associated with age of diagnosis among children with autism spectrum disorders. *Pediatrics* 2005;116:1480-6.
20. Zeidan J, Fombonne E, Scora J, Ibrahim A, Durkin MS, Saxena S, et al. Global prevalence of autism: a systematic review update. *Autism Res* 2022;15:778-90.
21. La Malfa G, Lassi S, Bertelli M, Salvini R, Placidi GF. Autism and intellectual disability: a study of prevalence on a sample of the Italian population. *J Intellect Disabil Res* 2004;48:262-7.
22. Tharpe AM, Gustafson S. Individuals with multiple disabilities. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 583-94.
23. Robinson RO. The frequency of other handicaps in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1973;15:305-12.
24. Rosenfeld RM, Tunkel DE, Schwartz SR, Anne S, Bishop CE, Chelius DC, et al. Clinical practice guideline: tympanostomy tubes in children (update). *Otolaryngol Head Neck Surg* 2022;166:S1-55.
25. Shott SR. Down syndrome: common otolaryngologic manifestations. *Am J Med Genet C Semin Med Genet* 2006;142:131-40.

26. Greenberg DB, Wilson WR, Moore JM, Thompson G. Visual reinforcement audiometry (VRA) with young Down's syndrome children. *J Speech Hear Disord* 1978;43:448-58.
27. Thomas R, Sanders S, Doust J, Beller E, Glasziou P. Prevalence of attention-deficit/hyperactivity disorder: a systematic review and meta-analysis. *Pediatrics* 2015;135:e994-1001.
28. Agung KB, Purdy SC, Kitamura C. The Ling sound test revisited. *Aust N Z J Audiol* 2005;27:33-41.
29. Hirsh IJ, Davis H, Silverman SR, Reynolds EG, Eldert E, Benson RW. Development of materials for speech audiometry. *J Speech Hear Disord* 1952;17:321-37.
30. Dermtoranin K, Lertsukprasert K, Lao M, Maroonroge S. Development of Thai spondee words for SRT measurement in children. *Biomed Sci Clin Med* 2022;61:16-24
31. Chaiklin JB, Ventry IM. Patient errors during spondee and pure tone threshold measurement. *J Aud Res* 1965;5:219-30.
32. Carhart R. Speech audiometry in clinical evaluation. *Acta Otolaryngol* 1952;41:18-42.
33. Johnstone BM, Patuzzi R, Yates GK. Basilar membrane measurements and the travelling wave. *Hear Res* 1986;22:147-53.
34. Jerger J, Jerger S. Diagnostic significance of PB word functions. *Arch Otolaryngol* 1971;93:573-80
35. Dirks DD, Kamm C, Bower D, Betsworth A. Use of performance-intensity functions for diagnosis. *J Speech Hear Disord* 1977;42:408-15
36. Ross M, Lerman J. A picture identification test for hearing-impaired children. *J Speech Hear Res* 1970;13:44-53
37. Kalikow DN, Stevens KN, Elliott LL. Development of a test of speech intelligibility in noise using sentence materials with controlled word predictability. *J Acoust Soc Am* 1977;61:1337-5.
38. Meyer TA, Pisoni DB. Some computational analyses of the PBK test: effects of frequency and lexical density on spoken word recognition. *Ear Hear* 1999;20:363-37.
39. Hemakom A, Jitwiriyant S, Rugchatjaroen A, Israsena P. The development of Thai monosyllabic word and picture lists applicable to interactive speech audiometry in preschoolers. *Clin Linguist Phon* 2021;35:809-28.
40. Martin FN, Champlin CA, Perez DD. The question of phonetic balance in word recognition testing. *J Am Acad Audiol* 2000;11:489-93.
41. Hall JW, Atcherson SR. FAQs on AEPs [Internet]. 2013 [cited 2023 Aug 9]. Available from: <https://www.audiologyonline.com/articles/faqs-on-aers-12060>
42. Rennert K, Stapells DR, Miranda T, Rainey J. British Columbia Early Hearing Program: audiology assessment protocol [Internet]. 2012 [cited 2023 Aug 9]. Available from: https://www.researchgate.net/publication/242482099_British_Columbia_Early_Hearing_Program_BCEHP_Audiology_Assessment_Protocol
43. Karchmer MA, Allen TE. The functional assessment of deaf and hard of hearing students. *Am Ann Deaf* 1999;144:68-77.
44. Vade A, Sukhani R, Dolenga M, Habisohn-Schuck C. Chloral hydrate sedation of children undergoing CT and MR imaging: safety as judged by American Academy of Pediatrics guidelines. *AJR Am J*

- Roentgenol 1995;165:905-9.
45. Dillon H. Hearing aids. 2nd ed. New York: Thieme; 2012.
 46. Feirn R, Wood S, Sutton G, Booth R, Meredith R, Brennan S, et al. Guidelines for fitting hearing aids to young infants [Internet]. 2014 [cited 2023 Aug 11]. Available from: https://eratraining.co.uk/onewebmedia/Infant%20HA%20Fitting%20guidelines%20v2%20FINAL_Feb%202014.pdf
 47. Pittman AL, Stelmachowicz PG. Hearing loss in children and adults: audiometric configuration, asymmetry, and progression. *Ear Hear* 2003;24:198-205.
 48. Grundfast KM, Lalwani AK. Practical approach to diagnosis and management of hereditary hearing impairment (HHI). *Ear Nose Throat J* 1992;71:479-84.
 49. Anvar B, Mencher GT, Keet SJ. Hearing loss and congenital rubella in Atlantic Canada. *Ear Hear* 1984;5:340-5.
 50. Baguley DM, Prayuenyong P. Looking beyond the audiogram in ototoxicity associated with platinum-based chemotherapy. *Cancer Chemother Pharmacol* 2020;85:245-50.
 51. Fuente A, Hickson L. Noise-induced hearing loss in Asia. *Int J Audiol* 2011;50:S3-10.
 52. Le TN, Straatman LV, Lea J, Westerberg B. Current insights in noise-induced hearing loss: a literature review of the underlying mechanism, pathophysiology, asymmetry, and management options. *J Otolaryngol Head Neck Surg* 2017;46:41.
 53. World Health Organization. Childhood hearing loss: strategies for prevention and care [Internet]. Geneva: WHO; 2016 [cited 2023 Aug 14]. Available from: http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/204632/1/9789241510325_eng.pdf
 54. Pitathawatchai P, Chaichulee S, Kirtsreesakul V. Robust machine learning method for imputing missing values in audiograms collected in children. *Int J Audiol* 2022;61:66-77.
 55. Obermeyer Z, Emanuel EJ. Predicting the Future - Big data, machine learning, and clinical medicine. *N Engl J Med* 2016;375:1216-9.
 56. Panch T, Szolovits P, Atun R. Artificial intelligence, machine learning and health systems. *J Glob Health* 2018;8:1-8.

children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children



Hearing tests in children





บทที่

5

การตรวจการได้ยิน จากการตอบสนองทางสรีระ (Physiological Tests)

พิทยาพล ปัตถวิชัย

บทนำ

เครื่องมือตรวจการได้ยินที่อาศัยการประเมินจากการตอบสนองทางสรีระหรือการตรวจเชิงวัตถุวิสัย (physiological tests หรือ objective hearing tests) ถือว่ามีบทบาทสำคัญอย่างมากในการช่วยวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่อง โดยเฉพาะการตรวจการได้ยินในเด็ก เนื่องจากเด็กบางรายอาจจะไม่สามารถร่วมมือกับผู้ตรวจได้เสมอไป ทำให้ไม่สามารถจะตรวจประเมินระดับการได้ยินของเด็กได้สำเร็จหรือสมบูรณ์จากการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงอัตวิสัย (behavioral tests หรือ subjective hearing tests) เพียงอย่างเดียว ดังนั้น การตรวจการได้ยินจากการตอบสนองทางสรีระจึงมีความจำเป็นอย่างมากในการประเมินภาวะการได้ยินบกพร่องในปัจจุบัน อีกทั้งการตรวจการได้ยินจากการตอบสนองทางสรีระผ่านเครื่องมือชนิดต่าง ๆ จะสามารถใช้ตรวจสอบความถูกต้องระหว่างเครื่องมือด้วยกัน (cross-check principal) และยังสามารถใช้ตรวจสอบความถูกต้องของการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมของเด็กได้เป็นอย่างดีเพื่อจะช่วยยืนยันภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้อย่างมั่นใจ ซึ่งในบทนี้ ผู้อ่านจะได้เรียนรู้และทำความเข้าใจเครื่องมือชนิดต่าง ๆ สำหรับการตรวจการได้ยินจากการตอบสนองทางสรีระไม่ว่าจะเป็น otoacoustic emission (OAE), tympanometry, auditory brainstem response (ABR) และ auditory steady-state response (ASSR)

ความรู้พื้นฐาน

1. Otoacoustic emission (OAE)

OAE คือเสียงที่ถูกสร้างขึ้นมาจากการทำหน้าที่ของเซลล์ขนชั้นนอก (outer hair cell) ใน cochlea และถูกค้นพบครั้งแรกในปี ค.ศ. 1978 ผ่านไมโครโฟนรับเสียงชนิดพิเศษที่สามารถจะตรวจจับคลื่นเสียงของ OAE ที่มาจากเซลล์ขนชั้นนอกได้ ซึ่งเสียง OAE ที่เกิดจากเซลล์ขนชั้นนอกนั้นเดินทางย้อนกลับมาจากหูชั้นใน เข้าสู่หูชั้นกลาง จนส่งผลให้มีการขยับกระดูกโกลน ทั้ง และข้อนตามลำดับ เมื่อกระดูกข้อนซึ่งฝังแน่นอยู่กับเยื่อแก้วหูมีการขยับ ตัวเยื่อแก้วหูเองก็จะขยับตามกระดูกข้อน ส่งผลให้โมเลกุลอากาศที่อยู่ในช่องหูชั้นนอก สามารถสั่นและส่งต่อคลื่นเสียง OAE ออกมาสู่หูชั้นนอกได้นั่นเอง ทำให้บทบาทสำคัญของการตรวจ OAE ในทางคลินิก คือ การประเมินการทำงานของหูชั้นในโดยเฉพาะการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอก ซึ่งเซลล์ขนชั้นนอกเหล่านี้จะมีหน้าที่สำคัญในการช่วยขยายเสียงที่มนุษย์ได้รับฟังอยู่ทุกวันในชีวิตประจำวัน⁽¹⁾ โดยปกติแล้ว การตรวจ OAE จะอาศัยการกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอกด้วยคลื่นเสียงกระตุ้นจากภายนอกก่อน (evoked OAE) หลังจากนั้นจึงค่อยเริ่มวัดเสียงที่ตอบสนองกลับออกมาจาก cochlea ผ่านหูชั้นกลางและหูชั้นนอกอีกครั้งหนึ่ง ซึ่งวิธีการตรวจ evoked OAE สามารถทำได้สองลักษณะ คือ transient evoked OAE (TEOAE) และ distortion product OAE (DPOAE) ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับชนิดและเทคนิคของการปล่อยเสียงกระตุ้น

1.1 TEOAE: การตรวจด้วย TEOAE นั้น จะเป็นการปล่อยเสียงกระตุ้นชนิด click ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีระยะเวลาของเสียงสั้นและรวมคลื่นเสียงหลายความถี่เข้าด้วยกัน โดยมีความดังสูงสุด (peak) อยู่ที่ประมาณ 80 dB peSPL (decibels peak equivalent sound pressure level)⁽²⁾ หลังจากนั้น จะเริ่มประเมินว่าคลื่นเสียงที่กลับออกมานั้นมีมากน้อยเพียงใด ซึ่งในปัจจุบัน ยังไม่มีการยอมรับเป็นมาตรฐานสากลว่าเกณฑ์เท่าใดที่ถือว่ามีการตรวจพบ TEOAE ในหูข้างที่ตรวจ และค่าเท่าใดที่ถือว่าผิดปกติหรือไม่ผิดปกติ ทั้งนี้จะขึ้นอยู่กับค่าของเครื่องมือและการศึกษาที่ใช้เกณฑ์ตรวจที่แตกต่างกันออกไป อย่างไรก็ตาม ห้องที่ใช้ตรวจ OAE ควรจะเงียบและมีความดังของเสียงรบกวน (background room noise level) ไม่เกิน 40 dB SPL (decibel sound pressure level)⁽²⁾ โดยทั่วไป การแปลผล TEOAE จะประเมินค่า reproducibility, stability และ signal to noise ratio (SNR) เป็นหลัก โดยค่า reproducibility คือ การประเมินผลของ TEOAE ที่วัดได้โดยภาพรวม และดูว่าค่า TEOAE ที่วัดได้นั้นมีการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิมมากน้อยเท่าไรในแต่ละครั้งที่มีการปล่อยเสียง click เข้าไปกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอก โดยค่า reproducibility นี้ไม่ควรจะต่ำกว่าร้อยละ 70⁽³⁾ สำหรับค่า stability ในการตรวจ TEOAE คือ ค่าที่ใช้ประเมินเสียงกระตุ้น click ว่ามีความดังคงที่เพียงพอนในการจะกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอกให้เกิด TEOAE ได้มากน้อยเพียงใด ซึ่งความดังของเสียงที่ใช้กระตุ้นไม่คงที่และผิดไปจากเดิม 1 dB จะทำให้เครื่องตรวจรายงานการสูญเสีย stability ไปประมาณร้อยละ 10 และค่า stability นี้ควรจะมีค่าไม่น้อยกว่าร้อยละ 80⁽⁴⁾ นอกจากนี้ การประเมินค่า SNR ในการตรวจ TEOAE คือ การประเมินว่า TEOAE (signal) ที่วัดได้มีค่าสูงกว่าเสียงรบกวนต่าง ๆ (noise) ในช่องหูมากน้อยเพียงไร หาก TEOAE (signal) มีความดังมากกว่าความดังของเสียงรบกวนในช่องหูมากเท่าไร จะยิ่งมั่นใจได้ว่าเซลล์ขนชั้นนอกยังทำงานได้ดี ซึ่งค่าของ SNR ควรจะมีค่าตั้งแต่ 3 dB เป็นต้นไป⁽⁵⁾ จึงจะถือว่ามีการตอบสนองที่ปกติของเซลล์ขนชั้นนอก

1.2 **DPOAE:** การตรวจ DPOAE จะใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) ในการกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอกเป็นหลัก โดยเสียงบริสุทธิ์ที่ใช้กระตุ้นจะมีความถี่แตกต่างกันจำนวนสองความถี่ (F_1 และ F_2) โดยความถี่ที่ไปกระตุ้นเหล่านี้จะมีอัตราส่วนกันและกันประมาณ 1.2 เสมอ ($F_2/F_1 = 1.2$) และความดังของเสียงบริสุทธิ์ทั้งสองที่ใช้กระตุ้นจะมีค่าอยู่ที่ประมาณ 65 dB SPL (L_1) และ 55 dB SPL (L_2) เมื่อปล่อยเสียงบริสุทธิ์ทั้งสองเสียงเข้าไปกระตุ้นพร้อม ๆ กันแล้ว จะเลือกวัด DPOAE เฉพาะความถี่เท่ากับ $2F_1 - F_2$ ของเสียงบริสุทธิ์เท่านั้น เนื่องจากเป็นย่านความถี่ที่มีความดังมากที่สุดและง่ายต่อการวัดและประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกของมนุษย์⁽⁵⁾ อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบัน ยังไม่มีการยอมรับเป็นมาตรฐานสากลว่าเกณฑ์ใดบ้างที่จะถือว่ามีการตรวจพบ DPOAE และค่าเท่าใดที่ถือว่าผิดปกติหรือไม่ผิดปกติ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับ การตั้งค่าของเครื่องมือและการศึกษาที่ใช้เกณฑ์ตรวจที่แตกต่างกันออกไป โดยทั่วไปการจะทราบว่าเซลล์ขนชั้นนอกยังทำงานได้ปกติสามารถประเมินได้จากค่า DPOAE (signal) ที่มีค่าอย่างน้อย -5 dB ขึ้นไป และ SNR มีค่าที่ไม่ต่ำกว่า 3 dB⁽⁴⁾

ปัจจุบัน มีการใช้ประโยชน์ของ OAE ในทางคลินิกกันอย่างกว้างขวาง ไม่ว่าจะเป็น การบอกพยาธิสภาพของโรคในหูชั้นใน การคาดคะเนระดับการได้ยิน การประเมินระดับการได้ยินจากการ ได้รับยาหรือสารเคมีที่อาจเป็นพิษต่อหูชั้นใน การใช้ OAE เพื่อช่วยวินิจฉัยอาการแสร้งป่วย (malingering) ที่พบได้ในคลินิก และ การใช้ OAE เพื่อตรวจคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิด ซึ่งรายละเอียดของประโยชน์ OAE ในทางคลินิกมีดังต่อไปนี้

1) การบอกพยาธิสภาพของโรคในหูชั้นในโดยเฉพาะบริเวณเซลล์ขนชั้นนอกสามารถ ประเมินจากการตรวจ OAE ได้ ซึ่งผู้ป่วยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากสาเหตุของหูชั้นในและตรวจพบ OAE มีความผิดปกติ ก็สามารถที่จะยืนยันได้ว่า เซลล์ขนชั้นนอกเป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยิน บกพร่อง ในทางตรงกันข้าม หากผู้ป่วยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากสาเหตุของหูชั้นในและผลตรวจ OAE ปกติดี ก็จะสามารถยืนยันได้ว่า ภาวะการได้ยินบกพร่องนั้นไม่ได้มีสาเหตุมาจากเซลล์ขนชั้นนอก แต่อาจจะมีสาเหตุมาจากส่วนอื่นของหูชั้นใน เช่น โรคกลุ่ม vestibular schwannoma ที่กดบดเสียงเส้นประสาท รับเสียง (auditory nerve) หรือ โรคกลุ่ม auditory neuropathy spectrum disorder ซึ่งพยาธิสภาพ ไม่ได้อยู่ที่เซลล์ขนชั้นนอก แต่เชื่อว่าอาจจะมีพยาธิสภาพอยู่ที่เซลล์ขนชั้นในหรือเส้นประสาทรับเสียง⁽⁶⁾ เป็นต้น

2) การตรวจ TEOAE หรือ DPOAE สามารถที่จะคาดคะเนระดับการได้ยินได้อย่างคร่าว ๆ เช่น TEOAE จะเริ่มมีความผิดปกติ ก็ต่อเมื่อระดับการได้ยินแยกกว่า 30 dB HL (decibel hearing level) เป็นต้นไป⁽⁷⁾ และ DPOAE จะเริ่มมีความผิดปกติ ก็ต่อเมื่อระดับการได้ยินแยกกว่า 35 dB HL เป็นต้นไป⁽⁸⁾ ดังนั้น ภาวะการได้ยินบกพร่องจากสาเหตุของเซลล์ขนชั้นนอกที่มีระดับการได้ยินที่แยกกว่า 30-35 dB HL จะเริ่มตรวจพบว่ามีค่า OAE มีความผิดปกติได้

3) เนื่องจากยาหรือสารเคมีที่เป็นพิษต่อหูชั้นในมักทำให้เกิดพยาธิสภาพที่บริเวณเซลล์ขน ชั้นนอกโดยเฉพาะในย่านความถี่สูง ๆ⁽⁹⁾ ดังนั้นการตรวจ OAE จึงมีบทบาทสำคัญที่จะใช้ประเมินภาวะการ ได้ยินบกพร่องจากยาหรือสารเคมีที่เป็นพิษต่อหูได้ อย่างไรก็ตาม การตรวจ DPOAE สามารถจะประเมินการทำงาน ของเซลล์ขนชั้นนอกในย่านความถี่สูง ๆ (6,000-8,000 เฮิรตซ์) ได้ดีกว่า TEOAE ทำให้การตรวจ

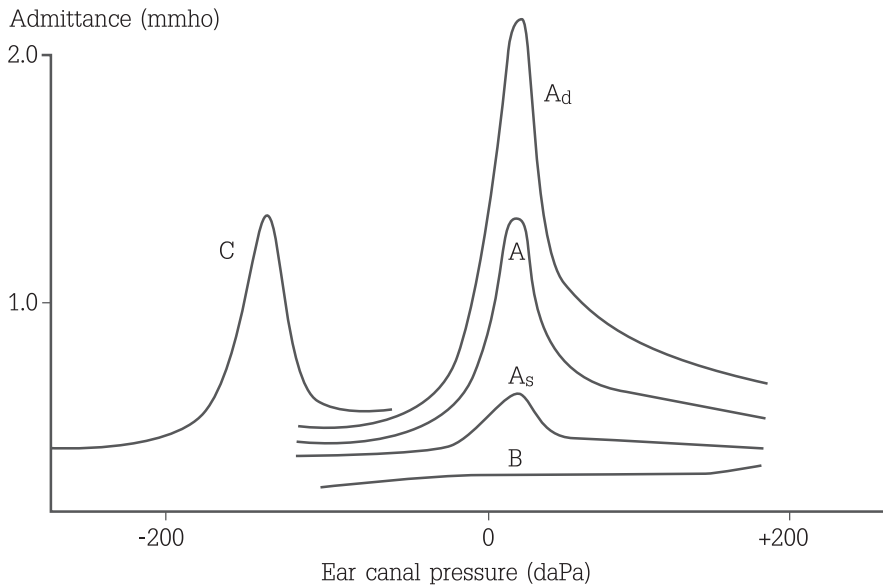
DPOAE เหมาะสำหรับการประเมินระดับการได้ยินหลังจากได้รับยาหรือสารเคมีที่เป็นพิษต่อหูมากกว่าการตรวจด้วย TEOAE และถึงแม้ว่ายังไม่มีค่าที่ยอมรับเป็นสากลว่าค่าเท่าใดจึงจะถือว่ายาหรือสารเคมีเหล่านั้นกำลังส่งผลเสียต่อเซลล์ขนชั้นนอก การลดลงของ TEOAE (signal) หรือ DPAOE (signal) อย่างน้อย 3-6 dB⁽¹⁰⁾ สามารถบ่งชี้ได้ว่ายาหรือสารเคมีเหล่านั้นเริ่มเป็นพิษต่อหูชั้นในแล้ว

4) ในบางครั้งการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงอัตวิสัย (behavioral tests หรือ subjective hearing tests) เพื่อหาภาวะการได้ยินบกพร่องอาจทำไม่สำเร็จและผลตรวจไม่น่าเชื่อถือ เนื่องจากผู้ป่วยมีความผิดปกติทางสมองหรือผู้ป่วยเด็กเล็ก ๆ ที่ไม่ให้ความร่วมมือในการตรวจ หรือแม้กระทั่งผู้ถูกตรวจแสร้งป่วย (malingering) ดังนั้น การใช้ OAE จึงมีบทบาทสำคัญที่จะใช้ช่วยประเมินได้ว่า ผลตรวจการได้ยินเหล่านั้นน่าเชื่อถือเพียงใด หากผลตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงอัตวิสัยบ่งชี้ว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่อง ผลตรวจ OAE ก็ควรจะมีความผิดปกติเช่นกัน เพื่อจะยืนยันว่าผลตรวจที่ได้นั้นถูกต้อง

5) เป็นที่ทราบกันดีว่าภาวะการได้ยินบกพร่องสามารถพบได้ในทารกแรกเกิด และหากไม่ได้รับการดูแลรักษาตั้งแต่เนิ่น ๆ จะทำให้พัฒนาการทางภาษาของเด็กเริ่มมีปัญหาและไม่สามารถจะสื่อสารกับผู้อื่นและเข้าสังคมได้เหมือนเด็กทั่วไป⁽¹¹⁾ ดังนั้น จึงมีความสำคัญมากในการที่จะตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องได้ตั้งแต่เนิ่น ๆ และให้การรักษาอย่างทันท่วงที ในปัจจุบันการใช้ OAE ถือว่าเป็นเครื่องมือมาตรฐานในการตรวจคัดกรองการได้ยิน เนื่องจาก OAE สามารถที่จะประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอก และสามารถช่วยวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องได้โดยเฉพาะในกลุ่มที่มีการสูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับปานกลางเป็นต้นไปได้ (มากกว่า 40 dB HL)⁽¹²⁾ อีกทั้ง การตรวจ OAE ยังสามารถตรวจได้ง่าย และถูกพัฒนาเพื่อให้เห็นผลตรวจได้ทันทีอย่างอัตโนมัติโดยไม่ต้องอาศัยความชำนาญเป็นพิเศษในการแปลผล ดังนั้น OAE จึงถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายเพื่อตรวจคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิด ซึ่งการพัฒนาเครื่องตรวจ OAE เพื่อให้เห็นผลตรวจคัดกรองภาวะการได้ยินออกมาว่า “ผ่าน” (pass) หรือ “ไม่ผ่าน” (refer) นั้น ถูกออกแบบให้ง่ายต่อผู้ใช้งานโดยมีการตั้งค่าเครื่องตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้แล้วในเครื่องตรวจ อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีการตั้งค่าเกณฑ์มาตรฐานสากลสำหรับการคัดกรองการได้ยินที่ยอมรับกันทั่วไป และที่สำคัญ เกณฑ์เหล่านี้มักถูกกำหนดขึ้นจากบริษัทผู้ผลิตและอาจแตกต่างกันได้ในแต่ละบริษัท ดังนั้น ความแม่นยำของเครื่องตรวจในการคัดกรองภาวะการได้ยินในทารกแรกเกิดย่อมขึ้นอยู่กับเกณฑ์ที่ถูกกำหนดไว้ในเครื่องตรวจ OAE แบบอัตโนมัติและอาจแตกต่างกันได้ในแต่ละเครื่องของบริษัทผู้ผลิต ขึ้นอยู่กับว่าใช้เกณฑ์ใดในการตรวจคัดกรอง เช่น Pitathawatchai และคณะ¹³ ใช้เกณฑ์ของการแสดงผลว่า “ผ่าน” ในหน้าจอเครื่องตรวจ TEOAE แบบอัตโนมัติ จากค่าของ reproducibility ที่มีค่าตั้งแต่ร้อยละ 60 เป็นต้นไป ค่า stability ที่มากกว่าร้อยละ 80 และ SNR ที่มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 6 dB อย่างน้อยสามในห้าความถี่ (1,000, 1,500, 2,000, 3,000, 4,000 เฮิรตซ์) ในการคัดกรองทารกแรกเกิดจำนวน 6,140 คนในประเทศไทย และแสดงให้เห็นว่าทารกแรกเกิดที่ผ่านการคัดกรองและตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องได้รับประโยชน์จากการใช้เครื่อง OAE แบบอัตโนมัติในการคัดกรอง

2. Tympanometry

Tympanometry เป็นเทคนิคการวัดเพื่อประเมินการทำงานของหูชั้นกลาง โดยประเมินจากความสามารถของคลื่นเสียง (เสียงบริสุทธิ์) ที่สามารถวิ่งผ่านหูชั้นกลางในสภาวะที่ความดันมีการเปลี่ยนแปลง ไม่ว่าจะเป็นความดันลบหรือความดันบวกซึ่งถูกจำลองขึ้นมาในช่องหูชั้นนอก โดยทั่วไปเสียงจะเดินทางได้ดีที่สุดเมื่อความดันระหว่างหูชั้นนอกและหูชั้นกลางมีค่าใกล้เคียงกันมากที่สุด กล่าวคือ หากความดันในหูชั้นกลางและหูชั้นนอกมีค่าเท่ากันทั้งสองฝั่ง เยื่อแก้วหูรวมทั้งกระดูกทั้งสามชั้นในหูชั้นกลาง ก็จะไม่ถูกขึงตึงมากเกินไป ในทางกลับกัน หากมีการเพิ่มหรือลดความดันในหูชั้นนอกมาก ๆ โดยที่ความดันในหูชั้นกลางยังคงที่ก็จะส่งผลให้เยื่อแก้วหูรวมทั้งกระดูกในหูชั้นกลางถูกขึงตึงมากกว่าปกติจนนำเสียงได้ไม่ได้นั่นเอง ดังนั้น หากคลื่นเสียงที่ตรวจวัดได้มีการนำเสียงที่ดีที่สุดขณะที่ความดันที่เกิดขึ้นในหูชั้นนอกเป็นลบ ก็จะอนุมานได้ว่าความดันในหูชั้นกลางน่าจะเป็นลบ เช่นเดียวกัน หากคลื่นเสียงที่ตรวจวัดได้มีการนำเสียงที่ดีที่สุดขณะที่ความดันที่เกิดขึ้นในหูชั้นนอกเป็นบวก ก็จะอนุมานได้ว่าความดันในหูชั้นกลางน่าจะเป็นบวก เป็นต้น รูปที่ 5.1 แสดงกราฟผลตรวจ tympanometry หลากหลายชนิด (type A, B, C, A_d, A_s) โดย type A จะแสดงผลตรวจของการทำงานของหูชั้นกลางที่ปกติ สังเกตที่ยอดแหลมของกราฟมีความสูงที่พอดีบริเวณที่เครื่องมีการปล่อยความดันในหูชั้นนอกที่ประมาณ 0 daPa



รูปที่ 5.1

ลักษณะกราฟของ tympanometry รูปแบบต่าง ๆ (type A, B, C, Ad, As) โดย type A จะแสดงผลตรวจของการทำงานของหูชั้นกลางที่ปกติ สังเกตที่ยอดแหลมของกราฟมีความสูงที่พอดีบริเวณที่เครื่องมีการปล่อยความดันในหูชั้นนอกที่ประมาณ 0 daPa

โดยทั่วไป เสียงบริสุทธิ์ที่นิยมใช้ในทางคลินิกเพื่อประเมินการทำงานของหูชั้นกลางผ่านเครื่อง tympanometer คือ เสียงความถี่ที่ 226 เฮิรตซ์ และ 1,000 เฮิรตซ์ โดยจะปล่อยเข้าไปในช่องหู หลังจากนั้นจะประเมินว่าเสียงบริสุทธิ์เหล่านี้ผ่านหูชั้นกลางได้มากน้อยเพียงใด มีเหลือค้างในหูชั้นนอกเท่าไรเมื่อมีการปล่อยความดันที่ระดับต่าง ๆ ในหูชั้นนอก ซึ่งการแปลผลจะยึดค่าพื้นฐานที่สำคัญอยู่ 4 ชนิด ได้แก่ acoustic admittance (Y), equivalent ear canal volume (V_{ea}), tympanometric peak pressure (TPP) และ tympanometric width (TW)

2.1 Acoustic admittance (Y): เป็นการประเมินว่าหูชั้นกลางสามารถนำเสียงได้มากน้อยเพียงใด ซึ่งสามารถประเมินได้จากความสูงของยอดกราฟของ tympanometry นั้นเอง หากมาพิจารณาปริมาณ admittance ที่เกิดขึ้นในคนปกติ สำหรับผู้ใหญ่ช่วงอายุ 20–30 ปี จะมีค่าอยู่ระหว่าง 0.3–1.8 mmho⁽¹⁴⁾ และในผู้ใหญ่ช่วงอายุ 48–69 ปี จะมีค่าระหว่าง 0.2–1.6 mmho⁽¹⁵⁾ ดังนั้นจะเห็นได้ว่าค่า admittance ที่ปกติในผู้ใหญ่อาจจะไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับว่าจะพิจารณาในช่วงอายุใด หากยึดค่าปกติ admittance ตามการศึกษาเหล่านี้ เมื่อ admittance ในผู้ใหญ่ มีค่าน้อยกว่า 0.2–0.3 mmho จะแสดงถึงความยืดหยุ่นของหูชั้นกลางลดลงมากกว่าปกติ (type A_s) และเมื่อ admittance ในผู้ใหญ่ มีค่ามากกว่า 1.6–1.8 mmho จะแสดงถึงความยืดหยุ่นของหูชั้นกลางที่มากเกินไป (type A_u) อย่างไรก็ตาม ค่า admittance ที่ปกติในเด็กจะมีค่าแตกต่างไปจากค่าของผู้ใหญ่ สำหรับเด็กอายุ 1–2 ปี จะมีค่าอยู่ระหว่าง 0.2–0.7 mmho⁽¹⁶⁾ ดังนั้นเมื่อประเมินการทำงานของหูชั้นกลางในเด็กเล็ก หากค่า admittance มีค่าน้อยกว่า 0.2 mmho ก็จะมีโอกาสความยืดหยุ่นของหูชั้นกลางมีการลดลงมากกว่าปกติ (type A_s)⁽¹⁷⁾ โดยสรุป การแปลค่า admittance เหล่านี้ควรจะทำด้วยความระมัดระวังร่วมกับการซักประวัติและการตรวจร่างกายที่สอดคล้องกับผลตรวจด้วยเครื่อง tympanometry เนื่องจากว่า ในปัจจุบันยังไม่มีมีการยอมรับโดยทั่วไปว่าจะยึดค่าปกติของการศึกษาใดเป็นหลักในการแปลผล และยังมีหลายการศึกษายืนยันว่าในคนปกติ รวมทั้งในผู้ป่วยที่มีหูชั้นกลางผิดปกติ ค่า admittance สามารถเหลื่อมล้ำกันเองระหว่างหูที่ปกติและที่ผิดปกติได้⁽¹⁸⁻²⁰⁾

2.2 Equivalent ear canal volume (V_{ea}): เนื่องจากหลักการของเครื่อง tympanometry จะต้องปล่อยเสียงและความดันผ่านช่องหูชั้นนอกและเข้าสู่หูชั้นกลาง ค่าที่วัดได้จึงเป็นค่าที่เกิดจากการนำเสียงผ่านทั้งหูชั้นนอกและหูชั้นกลางไปพร้อม ๆ กัน ซึ่งส่วนใหญ่ ขนาดของหูชั้นนอก (V_{ea}) มักจะประเมินขณะที่ความดันของหูชั้นนอกมีค่าเป็นบวกสูงที่สุด (ตำแหน่งของ ear canal pressure = +200 daPa) ในกราฟของ tympanometry และเมื่อไรก็ตามที่ใช้เสียงความถี่ 226 เฮิรตซ์ มาใช้วัดการทำงานในหูชั้นกลางว่าเสียงความถี่ 226 เฮิรตซ์ สามารถผ่านหูชั้นกลางได้มากน้อยเพียงใด ปริมาณของอากาศ (ลบ.ซม.) ที่ขังอยู่ในหูชั้นนอกจะมีค่าเท่ากับค่าปริมาณการนำเสียง (admittance) ที่เกิดขึ้นในหูชั้นนอกที่วัดด้วยหน่วย mmho พอดี กล่าวคือ เมื่อเครื่อง tympanometry ที่ใช้คลื่นเสียงที่ความถี่ 226 เฮิรตซ์ มาวัดการทำงานของทั้งหูชั้นนอกและหูชั้นกลาง หน่วยวัดของ admittance ที่เครื่องวัดได้ (หน่วยเป็น mmho) จะสามารถแปลงเป็นหน่วยของขนาดหูชั้นนอกและหูชั้นกลาง (หน่วยเป็น ลบ.ซม.) ได้ทันที ดังนั้น เมื่อไรก็ตาม ต้องการจะวัดค่า V_{ea} ต้องใช้เครื่อง tympanometry ด้วยคลื่นเสียงความถี่ 226 เฮิรตซ์มาวัด เพื่อจะหาขนาดของหูชั้นนอกหน่วยเป็น ลบ.ซม. ได้ ซึ่งเกิดจากการแปลงค่าการนำเสียง admittance ที่มีหน่วยเป็น mmho นั้นเอง อย่างไรก็ตาม หากต้องการประเมินการทำงานของหูชั้นกลางในเด็กเล็กที่มีอายุน้อยกว่า 6 เดือน ควรจะใช้

เสียงความถี่ที่ 1,000 เฮิรตซ์ ของ tympanometry แทนคลื่นเสียงความถี่ 226 เฮิรตซ์ เนื่องจาก คลื่นเสียงความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ สามารถตรวจพบพยาธิสภาพในหูชั้นกลางได้ไวกว่าและแม่นยำมากกว่าการใช้เสียงความถี่ 226 เฮิรตซ์⁽¹²⁾ ทั้งนี้เนื่องจากว่า ในเด็กอายุน้อยกว่า 6 เดือน ผนังหูชั้นนอกยังยึดหยุ่นมาก มีขนาดของหูชั้นกลางที่เล็ก และลักษณะของเยื่อแก้วหูมีการวางตัวในแนวอนมากกว่าเยื่อแก้วหูของเด็กโต⁽²¹⁻²³⁾ ดังนั้นในเด็กเล็กอายุน้อยกว่า 6 เดือน จะแนะนำให้ใช้เสียงความถี่ที่ 1,000 เฮิรตซ์ ของ tympanometry ในการหาค่า admittance ของหูชั้นกลาง และให้ใช้เสียงความถี่ที่ 226 เฮิรตซ์ ในการหาขนาดของหูชั้นนอก หรือ V_{ea} โดยทั่วไป ค่า V_{ea} ของผู้ใหญ่จะมีค่าระหว่าง 0.9–2.0 ลบ.ซม.⁽²⁴⁾ และค่า V_{ea} ของเด็กอายุตั้งแต่ 6 อาทิตย์ ถึง 6.7 ปี จะมีค่าระหว่าง 0.3–0.9 ลบ.ซม.⁽²⁵⁾ นอกจากนี้ ในทางคลินิก การสังเกตขนาดของ V_{ea} ที่แตกต่างกันในกราฟ type B ของ tympanometry ยังสามารถที่จะแยกพยาธิสภาพที่พบในหูที่แตกต่างกันได้อีกด้วย เช่น ชี้อุดตัน น้ำขังในหูชั้นกลาง (otitis media with effusion) และเยื่อแก้วหูทะลุ ล้วนทำให้เกิดกราฟของ tympanometry มีลักษณะแบนราบ (type B) เหมือน ๆ กัน แต่ค่าของ V_{ea} ของพยาธิสภาพทั้งสามจะต่างกันชัดเจน ในกรณีชื้ออุดตันในหูชั้นนอกจะตรวจพบว่าของ V_{ea} มีค่าที่ต่ำกว่าปกติ เนื่องจากชื้อที่อุดตดอยู่ในหูชั้นนอกส่งผลให้ช่องหูชั้นนอกมีขนาดเล็กลง ดังนั้น tympanometry จึงวัดค่าของ V_{ea} ได้น้อยกว่าปกติ อย่างไรก็ตาม สำหรับพยาธิสภาพของน้ำขังในหูชั้นกลาง เป็นปัญหาที่เกิดขึ้นในหูชั้นกลางเพียงอย่างเดียว ดังนั้นเมื่อวัดขนาดของหูชั้นนอกในคนที่น้ำขังในหูชั้นกลางจะพบว่ามีความ V_{ea} ที่ปกติ ในทางกลับกัน สำหรับคนที่มีแก้วหูทะลุ ขนาดของหูชั้นนอกจะมีค่ามากกว่าปกติ เนื่องจาก คนที่มีเยื่อแก้วหูทะลุหูชั้นกลางและหูชั้นนอกจะมีการเชื่อมกันผ่านรูทะลุ ทำให้เครื่อง tympanometry แสดงค่าของ V_{ea} ที่เกิดจากการรวมค่าของหูชั้นกลางและหูชั้นนอกเข้าด้วยกัน ซึ่งมีค่าแนะนำว่า หาก V_{ea} ในผู้ใหญ่มีค่ามากกว่า 2.5 ลบ.ซม.⁽²⁶⁾ และในเด็กวัยเรียนมีค่ามากกว่า 1 ลบ.ซม.⁽²⁷⁾ จะแสดงถึงขนาดของหูชั้นนอกใหญ่กว่าปกติ นอกจากเยื่อแก้วหูทะลุแล้ว การใส่ท่อระบายที่เยื่อแก้วหู (myringotomy with pressure-equalization tube placement) จะทำให้ค่าของ V_{ea} ใน tympanometry มากกว่าปกติได้เช่นกัน เนื่องจากท่อระบายจะเป็นช่องที่ทำให้หูชั้นกลางและหูชั้นนอกมีทางติดต่อกันได้โดยตรง ซึ่งการใช้ tympanometry เพื่อประเมินขนาดของหูชั้นนอกจะช่วยทราบได้ง่ายขึ้นว่าท่อระบายมีการอุดตันหรือมีการทำงานที่ได้อยู่หรือไม่ โดยเฉพาะในเด็กเล็ก ๆ ที่มีความร่วมมือที่จำกัดในการให้ตรวจหูด้วย otoscope การใช้ค่าของ V_{ea} ของการตรวจด้วย tympanometry สามารถช่วยประเมินได้เช่นกันว่าท่อระบายยังทำงานได้อยู่หรือไม่

2.3 Tympanometric peak pressure (TPP): โดยทั่วไปแล้ว Eustachian tube จะมีหน้าที่ควบคุมความดันในหูชั้นกลางไม่ให้มีค่าสูงหรือต่ำเกินไปจนมีผลกระทบต่อการทำงานของหูชั้นกลาง เมื่อใดก็ตาม Eustachian tube ทำงานผิดปกติ จะส่งผลให้ความดันในหูชั้นกลางมีความผิดปกติและส่งผลทำให้เยื่อแก้วหูรวมทั้งกระดูกในหูชั้นกลางถูกขึงตึงมากกว่าปกติจนน่าเสียงได้ไม่ตี ในทางกลับกัน หากความดันในหูชั้นกลางและหูชั้นนอกมีค่าเท่ากันทั้งสองฝั่ง เยื่อแก้วหูรวมทั้งกระดูกในหูชั้นกลางก็จะไม่ถูกขึงตึงมากเกินไปและสามารถนำเสียงได้ดี เมื่อสังเกตกราฟใน tympanometry ปกติ (รูปที่ 5.1) จะพบว่า จุดสูงสุดของกราฟซึ่งแสดงถึงการนำเสียง (admittance) ที่ดีที่สุดของคนปกติ (type A) จะอยู่บริเวณที่ความดันในหูชั้นนอกเข้าใกล้ศูนย์ ซึ่งเป็นบริเวณที่เครื่อง tympanometry ยังไม่มีการเพิ่มหรือลดความดันในหูชั้นนอกแต่อย่างใด (เป็นความดันของชั้นบรรยากาศโลกทั่วไป) ดังนั้น เมื่อไรก็ตามที่จุดสูงสุดของกราฟมีการ

เปลี่ยนตำแหน่งไปจากเดิม แปลว่า จุดที่เยื่อแก้วหูรวมทั้งกระดูกในหูชั้นกลางนำเสียงได้ดีที่สุดนั้นไม่ได้อยู่บริเวณความดันในหูชั้นนอกที่เป็นศูนย์อีกต่อไป การสังเกตจุดสูงสุดของกราฟ tympanometry ว่าอยู่ที่ตำแหน่งใดของความดันในหูชั้นนอกที่ถูกเครื่อง tympanometry สร้างขึ้น หรือ tympanometric peak pressure (TPP) สามารถบอกได้ว่าความดันในหูชั้นกลางจริง ๆ แล้วมีค่ามากกว่าหรือน้อยกว่าปกติเท่าไร ซึ่งจะส่งผลให้เยื่อแก้วหูรวมทั้งกระดูกหูชั้นกลางถูกขึงตึงมากหรือน้อยตามไปด้วย ดังนั้นจะเห็นว่า การที่สังเกต TPP ในผลตรวจ tympanometry ว่าเป็นอย่างไร สามารถบอกลักษณะความดันในหูชั้นกลางในทางอ้อมได้นั่นเอง อย่างไรก็ตาม การใช้วิธีสังเกตจุดสูงสุดของกราฟ tympanometry เพื่อจะหาค่าความดันในหูชั้นกลางและสรุปว่าค่าความดันในหูชั้นกลางนั้นมีค่าเท่ากับค่าของ TPP พอดีนั้นอาจจะไม่ถูกต้องนัก เนื่องจากในความเป็นจริงแล้ว ค่าของ TPP มักจะมากกว่าค่าความดันจริง ๆ ในหูชั้นกลาง เช่น หากพบค่าของ TPP ที่ -300 daPa ค่าความดันในหูชั้นกลางจริง ๆ อาจจะมีค่าเพียง -150 daPa เท่านั้น⁽²⁸⁾ ดังนั้นจึงแนะนำว่า ไม่ควรนำค่าของ TPP ที่ได้จากผลการตรวจอย่างเดี๋ยวมามาตัดสินว่าเป็นโรคหรือมีพยาธิสภาพในหูชั้นกลาง โดยเฉพาะหากพบว่าไม่มีการสูญเสียการได้ยินอย่างชัดเจนหรือตรวจหูไม่พบความผิดปกติใด ๆ โดยทั่วไป TPP ในผู้ใหญ่ที่หูปกติ (อายุ 20–30 ปี) จะมีค่าระหว่าง -103.5 ถึง 4.2 daPa⁽¹⁴⁾ สำหรับเด็กที่หูปกติ นั้น TPP มักจะมีค่าไม่ต่ำกว่า -200 daPa⁽¹⁷⁾

2.4 Tympanometric width (TW): การวัดความกว้างของกราฟใน tympanometry ก็สามารถบอกพยาธิสภาพได้เช่นกัน โดยเฉพาะการหาความกว้างของกราฟ (TW) ในพยาธิสภาพที่มีน้ำขังในหูชั้นกลาง สำหรับการคำนวณ TW ทำได้โดยการลากเส้นแนวตั้งจากจุดที่สูงที่สุดลงมาจุดที่ต่ำสุดของกราฟ และลากเส้นแนวนอนอีกหนึ่งเส้นให้ตั้งฉากที่ตำแหน่งตรงกลางของเส้นแนวตั้งเส้นแรก จะทำให้เกิดบริเวณที่เส้นแนวนอนวิ่งตัดผ่านกราฟ tympanometry ขึ้นมาสองจุด โดยความห่างของจุดทั้งสองนี้จะแสดงถึงความกว้างของกราฟ หรือ TW นั้นเอง โดยทั่วไปหากใช้เสียงความถี่ที่ 226 เฮิรตซ์ มาใช้วัดค่าของ TW ในผู้ใหญ่ ค่าปกติจะมีค่าอยู่ในระหว่าง 35 – 125 daPa⁽¹⁵⁾ และหากนำค่า TW มาใช้ประเมินพยาธิสภาพของหูชั้นกลางในเด็ก พบว่า หากมีค่าเพิ่มขึ้นตั้งแต่ 250 daPa เป็นต้นไป⁽¹⁷⁾ จะแสดงว่าเด็กนั้นเริ่มมีปัญหาในหูชั้นกลางแล้ว จำเป็นต้องซักประวัติและตรวจร่างกายอย่างละเอียดเพิ่มเติมเพื่อช่วยการวินิจฉัยน้ำขังในหูชั้นกลาง นอกจากนี้ยังมีการศึกษาพบอีกว่า การใช้ TW สามารถตรวจพบน้ำขังในหูชั้นกลางได้ไวกว่าการใช้ admittance^(29,30)

3. Auditory brainstem response (ABR)

การตรวจการได้ยินด้วยเครื่องตรวจ ABR เป็นการวัดกระแสไฟฟ้าของ action potential ที่ axon ของเซลล์ประสาทสมอง (neuron) ผ่านการทำงานของเซลล์ประสาทในระบบประสาทรับเสียงบริเวณก้านสมอง ซึ่งสามารถตรวจวัดได้บริเวณห่างศีรษะ (far-field response) หลังจากมีการปล่อยเสียงกระตุ้นชนิดต่าง ๆ เข้าไปในช่องหู ซึ่งผลตรวจ ABR ที่วัดได้เหล่านี้ ต้องมีการปล่อยกระแสไฟฟ้าของเซลล์ประสาทต่าง ๆ ที่มีจำนวนมากเพียงพอและเกิดขึ้นพร้อม ๆ กัน เครื่องจึงจะสามารถตรวจพบกระแสไฟฟ้าบริเวณผิวหนังศีรษะเหล่านั้นได้ ดังนั้นเสียงกระตุ้นที่มีความถี่เดียว เช่น เสียงบริสุทธิ์ (pure tone) จะไม่สามารถกระตุ้นเซลล์ประสาทในระบบประสาทได้เพียงพอ ในทางตรงกันข้าม เสียงกระตุ้นที่ใช้ในการตรวจ ABR จะเป็นเสียงกระตุ้นที่มีหลายความถี่ เช่น เสียง click ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีการรวมความถี่ของเสียงหลาย ๆ

ความถี่เข้าด้วยกันตั้งแต่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์⁽³¹⁾ เป็นต้น หรือ เสียงกระตุ้นที่มีหลายความถี่แต่จำกัดไว้ในย่านความถี่หนึ่งเพื่อยังคงความเฉพาะเจาะจงของความถี่ไว้ส่วนหนึ่ง เช่น เสียง tone burst เป็นต้น ปัจจุบัน การตรวจ ABR นิยมใช้ในทางคลินิกอยู่จำนวนสองแนวทาง คือ การหาพยาธิสภาพในหูชั้นในโดยเฉพาะ การประเมิน retrocochlear lesion ที่มักจะใช้ตรวจในผู้ใหญ่ และการหาระดับการได้ยิน ที่มักจะใช้ตรวจในเด็ก

3.1 การประเมิน retrocochlear lesion: ในปัจจุบัน การตรวจหาพยาธิสภาพบริเวณ retrocochlear lesion เป็นสิ่งจำเป็นอย่างมาก โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องการได้ยินร่วมด้วย แม้ว่าในปัจจุบัน เครื่องมือที่ยืนยันพยาธิสภาพที่ตำแหน่งเหล่านี้ ต้องอาศัยผลการตรวจของ magnetic resonance imaging (MRI) อย่างไรก็ตาม การใช้ ABR ก็ยังมีประโยชน์ในการช่วยประเมินเบื้องต้นว่าน่าจะมีพยาธิสภาพเหล่านี้หรือไม่ และที่สำคัญ การตรวจ ABR มีราคาที่ค่อนข้างถูกเมื่อเทียบกับ MRI ดังนั้นหากคำนึงถึงสภาพเศรษฐกิจและสังคมในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนา เช่นประเทศไทย การใช้ ABR เพื่อประเมินพยาธิสภาพบริเวณ retrocochlear lesion ยังมีความนิยมในปัจจุบัน โดยหลักการของการใช้ ABR เพื่อประเมินพยาธิสภาพบริเวณ retrocochlear lesion จะใช้เสียงกระตุ้นชนิดเสียง click เป็นหลัก สาเหตุที่นำเสียง click มาใช้ประเมิน retrocochlear lesion เนื่องจากว่า โดยปกติการจะกระตุ้นเซลล์ประสาทการได้ยิน และให้กราฟ ABR ที่ชัดเจน ต้องอาศัยกลุ่มเซลล์ประสาทการได้ยินทั้งจากหลากหลายบริเวณและหลากหลายความถี่เพื่อให้ปล่อยกระแสกันอย่างพร้อมเพรียงในช่วงระยะเวลาสั้น ๆ ขณะที่มีการกระตุ้น และหากมีจำนวนเซลล์ประสาทในการปล่อยกระแสประสาทมากเท่าไร ก็จะทำให้กราฟ ABR มีความชัดเจนมากยิ่งขึ้นเท่านั้น ซึ่งเสียงกระตุ้นชนิด click นี้ ถูกออกแบบมาเพื่อรวมตัวกระตุ้นหลากหลายความถี่เข้าด้วยกัน และมีระยะเวลาการดำเนินของเสียงที่สั้น (0.1 มิลลิวินาที)⁽³²⁾ ดังนั้นจึงทำให้เสียงกระตุ้นชนิด click ถูกนำมาใช้ประเมิน retrocochlear lesion เป็นหลัก เพื่อจะได้เห็น wave I, III และ V ที่ชัดเจน สามารถวัดค่าของ absolute latency, interwave latency หรือ amplitude ได้ง่าย ซึ่งเกณฑ์ต่าง ๆ ที่ใช้ตรวจและดูความผิดปกติของ ABR เพื่อช่วยในการวินิจฉัย retrocochlear lesion มีดังต่อไปนี้

1) ในผู้ป่วยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดเส้นประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (sensorineural hearing loss, SNHL) จะพบ absolute latency ที่มีค่ามากขึ้นโดยเฉพาะ wave III และ V อย่างไรก็ตาม ยังพอจะสังเกตลักษณะความแตกต่างของ waveform ระหว่าง SNHL of cochlear lesion และ SNHL of retrocochlear lesion ได้ โดยใน SNHL of cochlear lesion มักจะมีค่าของ absolute latency ของ wave I, III และ V มากกว่าปกติเพียงเล็กน้อย ซึ่งบางครั้งอาจจะตรวจไม่พบ wave I ได้ ในทางตรงกันข้าม หากเป็น SNHL of retrocochlear lesion จะมีค่าของ absolute latency ของ wave I ที่ปกติ แต่ absolute latency ของ wave III และ V จะมีค่ามากกว่าปกติอย่างชัดเจน ซึ่งโดยทั่วไป หากกระตุ้นด้วยความดังในช่วง 75–85 dB nHL (decibel normalized hearing level) ค่า absolute latency ของ wave V จะมีค่าอยู่ที่ประมาณ 5.5–6.0 มิลลิวินาที⁽³³⁻³⁶⁾ และหาก absolute latency ของ wave V มีค่ามากกว่า 6.4 มิลลิวินาที จะทำให้นักถึง SNHL of retrocochlear lesion มากขึ้น⁽³⁷⁾

2) เนื่องจากเนื้องอกบริเวณเส้นประสาทก้านสมองคู่ที่ 8 (vestibulocochlear nerve) มักจะส่งผลกระทบต่อบริเวณตำแหน่งระหว่าง distal auditory nerve และ cochlear nucleus (wave I-III)

ดังนั้น interwave latency มักจะมีค่าที่ผิดปกติในกลุ่มโรค retrocochlear lesion⁽³⁸⁾ โดยทั่วไป ค่า interwave latency ของ wave I-III ที่มากกว่า 2.4 มิลลิวินาที และ interwave latency ของ wave I-V ที่มากกว่า 4.4 มิลลิวินาที จะทำให้นักถึงพยาธิสภาพบริเวณ retrocochlear lesion⁽³⁹⁾ อย่างไรก็ตาม การใช้ interwave latency ต้องอาศัย wave I ที่เห็นได้ชัดเจน เพื่อจะวัดค่า interwave latency ของ wave I-III หรือ wave I-V ได้ ในกรณีที่ไม่สามารถตรวจพบ wave I โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องของ SNHL of cochlear lesion ร่วมอยู่ก่อนแล้ว จะทำให้ wave I มีขนาดเล็กหรือไม่สามารถตรวจพบได้ ในกรณีเช่นนี้ก็ไม่สามารถที่จะหาค่า interwave I-III และ I-V ได้

3) เนื่องจาก absolute latency สามารถนำมาใช้ประเมินพยาธิสภาพในหูข้างที่มีปัญหาได้ ดังนั้น ค่า absolute latency ของ wave V จึงถูกนำมาศึกษาและเปรียบเทียบกับระหว่างหูสองข้าง (interaural latency of wave V) เพื่อประเมิน retrocochlear lesion ได้เช่นกัน โดยหลักการแล้ว หากหูทั้งสองข้างมีระดับการได้ยินที่ใกล้เคียงกัน absolute latency ของ wave V ในหูทั้งสองข้าง ก็ควรจะมีความใกล้เคียงกัน หากผลของ interaural latency of wave V มีค่ามากกว่า 0.4 มิลลิวินาที⁽⁴⁰⁾ ก็จะทำให้คิดถึงพยาธิสภาพในหูข้างที่มี absolute latency ที่มากกว่าอีกข้างได้ อย่างไรก็ตาม การใช้ค่าของ interaural latency มาใช้ประเมินพยาธิสภาพใน retrocochlear lesion ต้องระมัดระวังการแปลผลในผู้ป่วยที่มี SNHL of cochlear lesion ร่วมอยู่ก่อนด้วย เนื่องจาก SNHL of cochlear lesion สามารถที่จะทำให้ absolute latency ของ wave V มีค่าที่มากกว่าปกติได้เช่นกัน ดังนั้นหากจะนำ interaural latency มาใช้ประเมินต้องนึกถึงปัจจัยเหล่านี้ด้วย ด้วยเหตุนี้จึงมีความพยายามที่จะตัดปัจจัยของ SNHL of cochlear lesion ที่ทำให้ absolute latency ของ wave V มีค่าที่มากกว่าปกติ และแปลผลเฉพาะ retrocochlear lesion เท่านั้น โดยการคำนวณค่าของ correction factor เพื่อพยายามจำกัดปัจจัยของ SNHL of cochlear lesion ให้ได้มากที่สุด ซึ่งค่า correction factor สามารถคำนวณได้จากการลบค่า absolute latency ของ wave V ด้วย 0.1 มิลลิวินาที ในทุก ๆ ระดับการได้ยิน 10 dB ที่แยกกว่า 50 decibel hearing level (dB HL) บริเวณความถี่ 4,000 เฮิรตซ์⁽⁴¹⁾ อย่างไรก็ตาม การใช้ correction factor ต้องพึงระลึกไว้เสมอว่า เป็นความพยายามจำกัดปัจจัยของ SNHL of cochlear lesion ที่ทำให้ absolute latency ของ wave V มีค่าที่มากกว่าปกติ โดยยึดจากการคำนวณเป็นหลัก ซึ่งย่อมจะมีความผิดพลาดและไม่แม่นยำเสมอไป

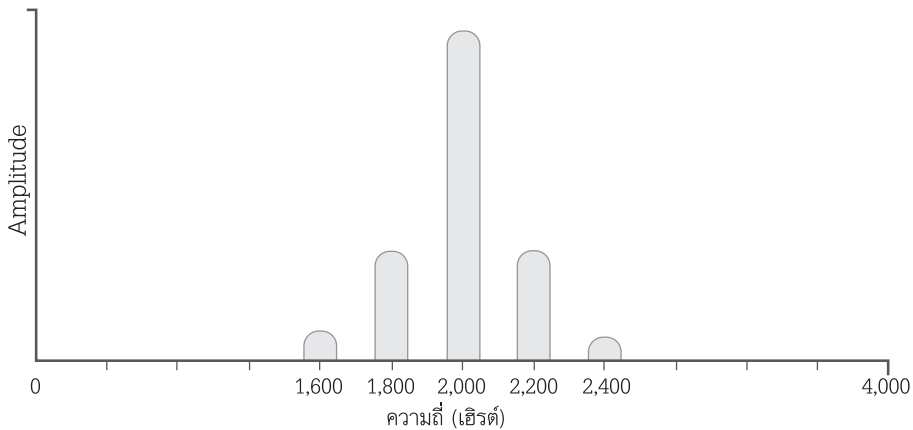
4) โดยทั่วไปความสูงของ wave V (amplitude) จะมากกว่า wave I ในผลตรวจ ABR ที่ปกติ ดังนั้น เมื่อใดก็ตามที่ wave V มีขนาดเล็กและ amplitude ต่ำกว่าปกติ อาจแสดงถึงพยาธิสภาพในหูชั้นในจาก retrocochlear lesion ได้ ซึ่งหากประเมินความสูงของ amplitude โดยสังเกตจากอัตราส่วนของ amplitude ระหว่าง wave V และ wave I แล้วมีค่าน้อยกว่า 0.75-1.0 ก็จะได้ถือว่า wave V มีความผิดปกติ และทำให้นักถึงโรคทาง retrocochlear lesion ได้มากขึ้น^(42,43)

3.2 การหาระดับการได้ยิน: โดยทั่วไป การใช้ ABR เพื่อประเมินระดับการได้ยินนั้น จะใช้ตัวกระตุ้นชนิด tone burst เป็นหลักซึ่งต่างกับการใช้ตัวกระตุ้นชนิด click เพื่อใช้ประเมินพยาธิสภาพระดับก้านสมอง สาเหตุที่ tone burst เป็นตัวกระตุ้นหลักในการประเมินระดับการได้ยิน เนื่องจากการจะทราบระดับการได้ยินของผู้ป่วยจำเป็นต้องทราบทุกความถี่เพื่อจะได้ประเมินได้ว่าการสูญเสียการได้ยินที่ความถี่ใดบ้าง ต่างจากการประเมินพยาธิสภาพบริเวณก้านสมอง ซึ่งต้องใช้ตัวกระตุ้นชนิด click ที่รวมความถี่

หลาย ๆ ความถี่เข้าด้วยกัน เพื่อที่จะรวบรวมเซลล์ประสาทที่ปล่อยกระแสประสาทให้มากที่สุดและเกิดกราฟของ ABR ที่ชัดเจน ง่ายต่อการวัดค่า absolute latency หรือ interwave latency ของ wave I, III และ V ซึ่งการใช้ตัวกระตุ้นชนิด click นี้ จะไม่สามารถเฉพาะเจาะจงความถี่ใดความถี่หนึ่งได้ นอกจากจะบอกเพียงภาพรวมคร่าว ๆ ของความถี่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่หลัก ๆ รวมอยู่ในเสียง click เท่านั้น ทำให้ความถี่ที่นอกเหนือจากนี้ ตัวกระตุ้น click ไม่สามารถจะบอกได้ว่ามีการสูญเสียการได้ยินหรือไม่ เช่น หากผู้ป่วยมีการสูญเสียการได้ยินเฉพาะความถี่ที่ต่ำกว่า 1,000 เฮิรตซ์ การตรวจ ABR โดยใช้ตัวกระตุ้นชนิด click จะพบว่าผลตรวจจะระดับการได้ยินในผู้ป่วยรายนี้ปกติดี อย่างไรก็ตาม การจะใช้ตัวกระตุ้นที่เฉพาะเจาะจงมาก ๆ เพียงความถี่เดียวอย่างเช่นเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) ก็ไม่สามารถจะกระตุ้นเซลล์ประสาทจำนวนมากพอที่จะทำให้เกิดกราฟของ ABR ขึ้นมาได้อย่างชัดเจน ดังนั้นจึงมีการพัฒนา tone burst ทดแทนการใช้ click เพื่อประเมินระดับการได้ยินขึ้นมา ซึ่ง tone burst นี้ เป็นการรวมตัวกระตุ้นที่มีความถี่หลากหลายจำนวน ๆ หนึ่งแต่ไม่มากเกินไปและเพียงพอที่จะกระตุ้นเซลล์ประสาทการได้ยินให้ปล่อยกระแสประสาท โดยยังคงความถี่ที่เฉพาะเจาะจงของตัวกระตุ้นไว้อยู่ เนื่องจากการประเมินระดับการได้ยินจะใช้เพียงแค่เห็นการตอบสนองของก้านสมองต่อตัวกระตุ้นที่ระดับความดังต่าง ๆ เท่านั้น การเห็น wave V ซึ่งเป็น wave ที่เห็นได้ง่ายที่สุดใน ABR ก็สามารถยืนยันได้ว่าที่ระดับความดังที่ใช้ตรวจนั้นมีการนำกระแสประสาทเกิดขึ้น และน่าจะบ่งบอกถึงระดับการได้ยินของผู้ถูกตรวจได้ สิ่งเหล่านี้ทำให้การใช้ tone burst เป็นตัวกระตุ้นเสียงใน ABR เพื่อที่จะใช้ประเมินเรื่องของระดับการได้ยินและทราบว่ามีความบกพร่องย่านความถี่ใดบ้าง รูปที่ 5.2 แสดงลักษณะของ tone burst ที่ความถี่ 2,000 เฮิรตซ์ สังเกตว่าความถี่หลักที่มี amplitude สูงสุดจะอยู่ที่ 2,000 เฮิรตซ์ ความถี่อื่น ๆ ถัด ๆ ไปจะมี amplitude ที่น้อยลงไป ซึ่งจะเป็นการกระตุ้นที่สามารถทำให้เกิดกราฟใน ABR และมีความเฉพาะเจาะจงที่ความถี่ 2,000 เฮิรตซ์ ได้ และในรูปที่ 5.3 แสดงกราฟของ ABR จากการกระตุ้น air conduction ด้วย tone burst ในคนปกติ สังเกตว่า มีเพียง wave V เท่านั้นที่เห็นได้ชัด แม้ไม่สามารถจะตรวจพบ wave I หรือ III ได้ ซึ่งการตรวจพบ wave V ก็เพียงพอที่จะบ่งบอกถึงการตอบสนองของเซลล์ประสาทระดับก้านสมองที่ระดับการได้ยินตามความดังของเสียงที่ใช้กระตุ้น ดังนั้นจะเห็นว่าการเลือกชนิดเสียงที่ใช้กระตุ้นใน ABR มีความสำคัญมากในการประเมินและแปลผลให้ถูกต้อง การเลือกใช้เสียงกระตุ้นที่ไม่เหมาะสมอาจทำให้แปลผลไม่ได้หรือให้ผลผิดพลาดไม่ตรงตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการจะประเมินได้เช่นกัน

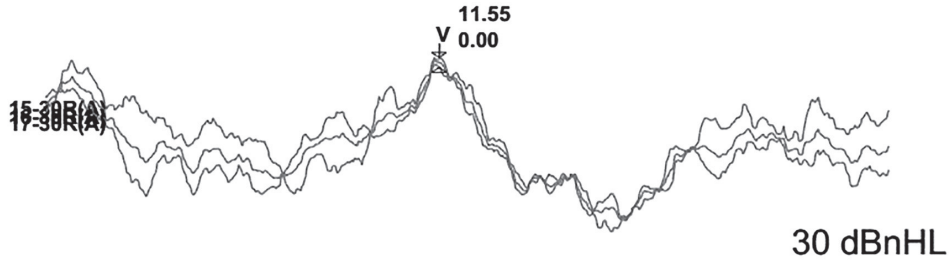
อย่างไรก็ตาม เนื่องจากการใช้ ABR เพื่อประเมินระดับการได้ยินเป็นการแปลผลจากกระแสประสาทก้านสมองที่ถูกกระตุ้นด้วยเสียง tone burst ซึ่งไม่ได้เป็นการวัดระดับการได้ยินโดยตรง ต่างจากการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรม เช่น pure tone audiometry ซึ่งใช้เสียงบริสุทธิ์และคอยสังเกตการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นของผู้ถูกตรวจโดยตรง ดังนั้นผลตรวจที่ได้จาก ABR มักจะมีค่าที่มากกว่าผลตรวจที่ได้จากการตรวจ pure tone audiometry เช่น หากตรวจการได้ยินจาก pure tone audiometry ที่ 1,000 เฮิรตซ์ ด้วยหูฟังผ่าน air conduction ได้ระดับการได้ยินที่ 30 dB HL แต่เมื่อใช้ ABR ตรวจวัด จะได้ระดับการได้ยินที่ 40 dB nHL แทน ซึ่งค่าความแตกต่างระหว่างผลตรวจ pure tone audiometry และ ABR เหล่านี้ (correction factor) จะมีค่าที่มากขึ้นอยู่กับ อายุของเด็ก ชนิดของเสียงกระตุ้น และหูฟังที่ใช้ปล่อยเสียงกระตุ้น ซึ่งค่าที่วัดได้จาก ABR (หน่วย dB nHL) ต้องถูกนำ

มาลบออกจากค่า correction factor เหล่านี้ก่อนเสมอ^(44,45) (ตารางที่ 5.1) นอกจากนี้ เพื่อให้เข้าใจตรงกันว่าระดับการได้ยินที่ตรวจวัดได้นั้นเกิดจากการแปลงค่าของการตรวจการได้ยินจากการตอบสนองทางสรีระ (physiological response) ที่ได้จากผลตรวจ ABR ไปเป็นค่าของการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรม (behavioral response) ที่ได้จากผลตรวจ pure tone audiometry แทน จึงแนะนำให้ใช้หน่วยวัดใหม่เป็น dB eHL (decibel estimated hearing level) หลังการแปลงค่าเรียบร้อยแล้ว เช่น หากตรวจ ABR และวัดระดับการได้ยินผ่าน air conduction ในเด็กที่อายุไม่เกิน 3 เดือน (corrected age) ด้วยหูฟังชนิด insert earphone ที่ความถี่ 500, 1,000, 2,000, 4,000 เฮิรตซ์ ได้ค่าเท่ากับ 40, 50, 60 และ 70 dB nHL ตามลำดับ ค่าระดับการได้ยินที่แปลงใหม่จะเท่ากับ 25, 40, 55 และ 70 dB eHL ตามลำดับ เป็นต้น (ใช้ค่า correction factor = 15, 10, 5, 0 dB ของความถี่ 500, 1,000, 2,000, 4,000 เฮิรตซ์ ตามลำดับ) อย่างไรก็ตาม ต้องพึงระลึกไว้เสมอว่าระดับเสียงกระตุ้นของ ABR มักจะมีความดังสูงสุดไม่เกิน 90–95 dB nHL เท่านั้น⁽³²⁾ ดังนั้น การตรวจ ABR ไม่ว่าจะเป็นการกระตุ้นด้วยเสียง click หรือ tone burst ในผู้ป่วยที่สูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับรุนแรงเป็นต้นไป (a severe degree of SNHL หรือ มีระดับการได้ยินที่แย่กว่า 70 dB HL) จะไม่สามารถประเมินหรือตรวจพบการนำกระแสประสาทใด ๆ ได้ เนื่องจากความดังของเสียงกระตุ้นใน ABR มีไม่มากพอที่จะกระตุ้นให้เกิดกระแสประสาทขึ้นมาที่บริเวณก้านสมอง ดังนั้นจึงไม่แนะนำให้ใช้ ABR ในการตรวจประเมินใด ๆ ในผู้ป่วยที่สูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับที่รุนแรงเป็นต้นไป



รูปที่ 5.2

ลักษณะของเสียงกระตุ้น tone burst ที่ความถี่ 2,000 เฮิรตซ์ สังเกตว่าความถี่หลักที่มี amplitude สูงสุดจะอยู่ที่ 2,000 เฮิรตซ์ ความถี่อื่น ๆ ถัด ๆ ไปจะมี amplitude ที่น้อยลงไป ซึ่งจะเป็นการกระตุ้นที่สามารถทำให้เกิดกราฟใน ABR และมีความเฉพาะเจาะจงที่ความถี่ 2,000 เฮิรตซ์ ได้



รูปที่ 5.3 ผลการตอบสนองของ ABR ในคนปกติเพศชายอายุ 36 ปี ซึ่งสามารถตรวจพบ wave V ที่ absolute latency เท่ากับ 11.55 มิลลิวินาที จากตัวกระตุ้น air conduction ชนิด tone burst ที่ความถี่ 500 เฮิรตซ์ ด้วยความดัง 30 dB nHL

ตารางที่ 5.1 ค่า correction factor สำหรับ ABR ในการแปลงหน่วยจาก dB nHL เป็น dB eHL ในเด็กที่อายุไม่เกิน 3 เดือน (corrected age) และตรวจ ABR ด้วยหูฟังชนิด insert earphone

	500 เฮิรตซ์	1,000 เฮิรตซ์	2,000 เฮิรตซ์	4,000 เฮิรตซ์
Air conduction (insert earphone)	15	10	5	0
bone conduction	-5	-5	5	0

ค่า correction factor สำหรับ ABR ในการแปลงหน่วยจาก dB nHL เป็น dB eHL ในเด็กที่อายุมากกว่า 3 เดือน (corrected age) โดยใช้หูฟังชนิด insert/supra-aural earphone

■ Air conduction				
<i>Insert earphone</i>				
อายุ > 3 เดือน ถึง 6 เดือน	20	15	10	5
อายุ > 6 เดือน	20	15	10	10
<i>Supra-aural earphone</i>				
ทุกช่วงอายุ	20	15	10	10
■ Bone conduction				
อายุ > 3 เดือน ถึง 6 เดือน	0	0	10	5
อายุ > 6 เดือน ถึง 2 ปี	5	5	10	10
อายุ > 2 ปี	20	15	10	10

นอกจากนี้การตั้งค่าที่สำคัญของการตรวจจะมีผลต่อกราฟที่เกิดขึ้นบน ABR ด้วยเช่นกัน ซึ่งการตั้งค่าที่สำคัญสรุปเป็นดังตารางที่ 5.2

ตารางที่ 5.2 สรุปการตั้งค่าที่สำคัญในการตรวจ ABR

คำแนะนำ	หมายเหตุ
Stimulus type	
Click สำหรับประเมิน retrocochlear lesion และ tone burst สำหรับประเมินระดับการได้ยินที่ต้องการจะแยกความถี่ให้ชัดเจน	เสียงกระตุ้นชนิด click เป็นการกระตุ้นเซลล์ประสาทการได้ยินหลาย ๆ ความถี่พร้อม ๆ กันในช่วงระยะเวลาที่สั้น ทำให้ได้กราฟของ ABR ที่ชัดเจน ง่ายต่อการ หา wave I, III และ V ทำให้การหาค่า absolute latency และ interaural latency ทำได้ง่าย สำหรับเสียงกระตุ้นชนิด tone burst นั้น เป็นการกระตุ้นเซลล์ประสาทที่เฉพาะเจาะจงกับความถี่เหมาะสำหรับการประเมินระดับการได้ยินที่ต้องการแยกความถี่ที่ชัดเจน ไม่จำเป็นต้องกระตุ้นเซลล์ประสาทการได้ยินหลาย ๆ ความถี่พร้อม ๆ กันเพื่อให้เห็นกราฟที่ชัดมาก ๆ เพียงแค่เห็นว่าสามารถตรวจพบ wave V ก็สามารถบอกระดับการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ได้
Transducer	
Insert earphone	การใช้ insert earphone ช่วยลด stimulus artifact ได้มากกว่าการใช้ supra-aural headphone หรือ circum-aural headphone เนื่องจาก insert earphone มีท่อพลาสติกต่อขึ้นมาจากตัวกำเนิดเสียง ทำให้ช่วยลด stimulus artifact นอกจากนี้ insert earphone ยังมีขนาดเล็กและเบา สะดวกกับการใช้งาน โดยเฉพาะในเด็กทารก นอกจากนี้ insert earphone ต้องใส่เข้าไปในช่องหู ทำให้สามารถถ่างช่องหูให้กว้างและทำให้เสียงกระตุ้นสามารถผ่านเข้าไปในช่องหูได้ตลอดเวลา อีกทั้ง insert earphone ยังมีค่า interaural attenuation (IA) ที่มากกว่า supra-aural headphone และ circum-aural headphone ทำให้โอกาสที่ต้องทำ masking มีน้อยกว่า
Sweeps	
1,500–2,000 ครั้ง	ให้เพิ่มจำนวน sweeps หากตรวจที่ความดังที่เริ่มใกล้เคียงกับระดับการได้ยินของผู้ถูกตรวจ (threshold)
Channels	
2 channels	ตรวจวัดทั้ง ipsilateral recording และ contralateral recording เพื่อประโยชน์ในการใช้ประเมิน cross hearing และความจำเป็นในการทำ masking
Masking intensity	
50 dB nHL	การใช้เสียงกระตุ้นสูงสุดของ insert earphone ผ่าน air conduction ใน ABR จะมีค่าประมาณ 90–95 dB nHL และเมื่อมาหักลบค่า interaural attenuation (IA) ของ insert earphone (60 dB) จะได้เสียงที่มี cross hearing ไปหูข้างที่ไม่ได้ตรวจเท่ากับ 95 - 60 = 35 dB nHL ซึ่งไม่เกินความดังที่แนะนำให้ใช้ในการ masking ที่ 50 dB nHL และสำหรับ bone conduction (IA = 0 dB) ค่าสูงสุดของตัวกระตุ้น bone vibrator ใน ABR โดยทั่วไปก็มักจะไม่เกิน 50 dB nHL ดังนั้นเมื่อมาหักลบค่า IA (0 dB) เสียงที่มี cross hearing ไปหูข้างที่ไม่ได้ตรวจก็มักจะไม่เกินค่าความดังของ masking ที่ 50 dB nHL อีกเช่นกัน (cross hearing = 50 - 0 = 50 dB nHL)

คำแนะนำ	หมายเหตุ
Polarity	
ใช้ condensation polarity หรือ rarefaction polarity สำหรับการตรวจผ่าน air conduction และ ใช้ alternating polarity สำหรับการตรวจผ่าน bone conduction และ tone burst	การตรวจผ่าน bone conduction มีโอกาสเกิด stimulus artifact ได้มาก ดังนั้น การใช้ alternating polarity ใน bone conduction จะช่วยหักล้าง stimulus artifact เหล่านั้น ได้มาก นอกจากนี้การใช้ alternating polarity สำหรับเสียงกระตุ้นชนิด tone burst สามารถช่วยให้เห็นกราฟของ ABR ได้ชัดเจนขึ้นโดยเฉพาะการตรวจในความถี่ต่ำ ๆ เช่นที่ 500 เฮิรตซ์ เป็นต้น
Filter	
100–3,000 เฮิรตซ์ (30–1,500 เฮิรตซ์ หรือ 30–3,000 เฮิรตซ์ สำหรับการตรวจเด็กทารก)	สำหรับในเด็กเล็กโดยเฉพาะเด็กที่อายุน้อยกว่า 1 ปี กระแสไฟฟ้า action potential ที่ axon ของเซลล์ประสาทสมองที่วัดได้จะมีพลังงานในช่วงความถี่ที่ต่ำกว่าของผู้ใหญ่ ดังนั้นการใช้ filter ในการตรวจเด็กทารกจะปรับในความถี่ที่ต่ำกว่าของผู้ใหญ่
Rate	
มากกว่า 20/วินาที (ใช้ rate ที่มากขึ้นเพื่อประหยัดเวลา สำหรับการประเมินระดับ การได้ยิน และใช้ rate ที่ น้อยลงหากต้องการให้ ได้ กราฟของ ABR ที่ชัดขึ้น)	ใช้ตัวเลขที่มีการลงท้ายเป็นจุดทศนิยม 35.1, 40.1 หรือ 45.1 เป็นต้น เพื่อหลีกเลี่ยงคลื่นรบกวนจากกระแสไฟฟ้าสลับที่ใช้ตามบ้านเรือนหรือตึกต่าง ๆ
Correction factor	
มีค่าที่มากน้อยแตกต่างกัน ขึ้นอยู่กับ อายุของเด็ก ชนิดของเสียงกระตุ้น และ หูฟังที่ใช้ปล่อยเสียงกระตุ้น (ตารางที่ 5.1)	เพื่อให้เข้าใจตรงกันว่าระดับการได้ยินที่ตรวจวัดได้นั้นเกิดจากการแปลงค่าของการตรวจ การได้ยินจากการตอบสนองทางสรีระ (physiological response) ที่ได้จากผลตรวจ ABR ไปเป็นค่าของการตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรม (behavioral response) ที่ได้จากผลตรวจ pure tone audiometry และแนะนำให้ใช้หน่วยวัดใหม่เป็น dB eHL (decibel estimated hearing level) แทน

4. Auditory steady-state response (ASSR)

การตรวจวินิจฉัยด้วย ASSR ได้เริ่มมีการตื่นตัวและมีความสำคัญในทางคลินิกอย่างมากตั้งแต่ มีการตีพิมพ์ผลงานวิจัยในปี ค.ศ. 1981⁽⁴⁶⁾ ซึ่งในช่วงแรกที่พยายามจะนำ ASSR มาใช้ในทางคลินิก เสียงกระตุ้นที่ใช้ในช่วงนั้นคือเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) ที่ถูกปรับแต่งตามความเหมาะสมเพื่อใช้กระตุ้นการทำงานของเซลล์ประสาทในสมอง ซึ่งเสียงกระตุ้นชนิดนี้ ให้ผลการตรวจที่ไม่แน่นอนและยังไม่น่าเชื่อถือ (ในขณะนั้น

ใช้ชื่อการตรวจด้วยเสียงกระตุ้นลักษณะนั้นว่า 40-Hz ASSR) กล่าวคือ ผลการตรวจของ 40-Hz ASSR จะเปลี่ยนแปลงไปทันทีเมื่อตรวจในขณะที่ผู้ป่วยหลับ⁽⁴⁷⁾ หรือ หากนำ 40-Hz ASSR ไปตรวจในเด็กทารก จะพบว่าไม่สามารถตรวจพบคลื่นไฟฟ้าที่ตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นได้อย่างชัดเจน⁽⁴⁸⁾ ดังนั้นการนำ ASSR มาใช้ในทางคลินิกจึงไม่ได้รับความนิยมในช่วงแรก ๆ ที่เริ่มมีการพัฒนาเครื่องมือ จนกระทั่งในช่วงปี ค.ศ. 1995 ได้มีการปรับเทคนิคการใช้เสียงกระตุ้นใหม่ โดยมีการปรับแต่งเสียงกระตุ้นที่ปล่อยเสียงที่ถี่มากขึ้น จากอัตราการปรับแต่งเสียงกระตุ้นจาก 40 ครั้งต่อวินาที (40 เฮิรตซ์) เป็น 70–100 ครั้งต่อวินาที (70–100 เฮิรตซ์) แทน ทำให้เสียงที่ใช้กระตุ้นส่งผลต่อเซลล์ประสาทบริเวณของก้านสมองโดยตรง ซึ่งการปรับแต่งเสียงที่ถี่ขึ้นเช่นนี้ จะช่วยให้การตรวจ ASSR ขณะที่ผู้ป่วยกำลังหลับหรือใช้ตรวจในเด็กทารกสามารถให้ผลการตรวจที่แน่นอนและยังคงน่าเชื่อถือ⁽⁴⁹⁾ ซึ่งเมื่อได้มีการปรับแต่งเสียงกระตุ้นแบบใหม่ลักษณะนี้ การตรวจวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องด้วย ASSR จึงเริ่มได้รับความนิยมมากขึ้น และเป็นเครื่องมือสำคัญในปัจจุบัน ซึ่งการตรวจด้วย ASSR เป็นการตรวจการทำงานของก้านสมองด้วยเทคนิคการปล่อยเสียงที่มีการปรับแต่งเสียงอย่างคงที่และสม่ำเสมอ โดยเสียงที่ใช้ในการกระตุ้นแต่ละครั้งจะเป็นเสียงบริสุทธิ์ในความถี่ช่วง 500–4,000 เฮิรตซ์ ที่มีการปรับแต่งความถี่ (frequency modulation, FM) หรือปรับแต่งความสูงของคลื่นเสียง (amplitude modulation, AM) เสียงกระตุ้นเหล่านี้จะดังค่อนข้างยาวนาน ซึ่งต่างจาก ABR ที่ใช้เสียงกระตุ้นในระยะเวลาดั้ง ๆ เช่น เสียงกระตุ้นชนิด click และ tone burst เป็นต้น เนื่องจากเสียงที่ใช้กระตุ้นของ ASSR เป็นเสียงที่ดังยาวนานกว่า ABR ส่งผลให้การปล่อยเสียงที่มีพลังงานและความดังของเสียงกระตุ้นใน ASSR ทำได้ง่ายและมีความดังมากกว่า ABR ที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน โดยทั่วไป เสียงกระตุ้นที่ดังสุดที่ ASSR สามารถปล่อยได้จะประมาณ 120 dB HL แต่ความดังสูงสุดของเสียงกระตุ้นในเครื่อง ABR ส่วนมากจะไม่เกินประมาณ 90–95 dB nHL⁽³²⁾ ดังนั้นการตรวจ ASSR จึงมีประโยชน์อย่างมากที่จะตรวจผู้ป่วยที่สูญเสียการได้ยินในระดับรุนแรง (severe degree หรือระดับการได้ยินแยกกว่า 70 dB HL) ซึ่งเป็นข้อจำกัดสำคัญของเสียงกระตุ้นใน ABR ที่ดังไม่พอในกรณีผู้ป่วยมีความรุนแรงของการสูญเสียการได้ยินในระดับนี้⁽⁵⁰⁾ นอกจากนี้ เสียงบริสุทธิ์ที่ใช้กระตุ้นใน ASSR มักจะถูกปรับแต่งด้วย FM หรือ AM ในอัตราคงที่ระหว่าง 70–110 ครั้งต่อวินาที (70–110 เฮิรตซ์) เพื่อให้เกิดผลการตรวจที่แน่นอนและน่าเชื่อถือจากการกระตุ้นเซลล์ประสาทในส่วนของก้านสมอง เนื่องจาก ASSR เป็นการตรวจที่ใช้เทคโนโลยีที่ทันสมัยเข้ามาประกอบเวลาประเมินผล โดยเฉพาะมีการแปลผลการตรวจโดยโปรแกรมวิเคราะห์ทางสถิติอัตโนมัติ ที่นิยมใช้ยู่สองชนิด ได้แก่ phase coherence และ F-test⁽⁵¹⁾ ซึ่งจะให้ผลออกมาเป็นค่าความน่าเชื่อถือตามหลักสถิติว่า ผลการตรวจการได้ยินนั้นมีความเป็นไปได้มากน้อยเพียงใดที่จะเป็นการตอบสนองของเซลล์ประสาทบริเวณก้านสมองของผู้ป่วยจริง ๆ นอกจากนี้ ผู้ตรวจสามารถที่จะแปลผลการตรวจได้ทันทีจากการรายงานผลอัตโนมัติของเครื่องตรวจ ASSR ว่ามีหรือไม่มี การตอบสนองของผู้ป่วยเมื่อมีการใช้เสียงกระตุ้นที่ความถี่ต่าง ๆ ซึ่งจะคล้ายคลึงกับการรายงานผลของ audiogram ทำให้ง่ายต่อการแปลผลอย่างมาก ซึ่งเมื่อมาเทียบกับการตรวจของ ABR แล้ว มีความจำเป็นที่จะต้องใช้เวลาอีกทั้งประสบการณ์ของผู้ตรวจเพื่ออ่านและรายงานผลจากเครื่องตรวจ ABR ว่ามีหรือไม่มี การตอบสนอง นอกจากนี้เสียงกระตุ้นของ ASSR ยังสามารถปล่อยเสียงหลายความถี่พร้อม ๆ กัน (500–4,000 เฮิรตซ์) ผ่านหูทั้งสองข้างของผู้ป่วย แทนที่จะปล่อยเสียงกระตุ้นเพียงแค่ความถี่เดียวผ่านหูหนึ่งข้างในการปล่อยเสียงกระตุ้นหนึ่งครั้ง

อย่างไรก็ตาม เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดเสียงกระตุ้นความถี่ต่าง ๆ ที่ปล่อยพร้อมกันมีการรบกวนกันเองขณะกระตุ้นการทำงานของเซลล์ประสาทบริเวณก้านสมอง เสียงที่ใช้กระตุ้นควรจะเป็นเสียงบริสุทธิ์ (500, 1,000, 2,000 และ 4,000 เฮิรตซ์) ที่ถูกปรับแต่งด้วย AM ในอัตราที่คงที่ในช่วง 70–110 ครั้งต่อวินาที (70–110 เฮิรตซ์) เท่านั้น และควรจะมีความดังของเสียงกระตุ้นที่ไม่เกิน 60 dB SPL ของแต่ละเสียงกระตุ้น⁽⁵²⁾

เนื่องจากการตรวจ ASSR เป็นการตรวจการทำงานของเซลล์ประสาทในส่วนของก้านสมองเช่นเดียวกับ ABR โดยวัดผ่านประจุที่เกิดขึ้นบริเวณรอบศีรษะโดยไม่ต้องอาศัยความร่วมมือของผู้ถูกตรวจที่จะแจ้งว่าได้ยินเสียงกระตุ้นนั้นหรือไม่ (physiological response) ระดับการได้ยินที่วัดได้ย่อมต่างจากการตรวจวินิจฉัยผ่านเครื่องมือ audiometry ซึ่งต้องอาศัยความร่วมมือของผู้ป่วย (behavioral response) ซึ่งส่วนใหญ่ระดับการได้ยินจาก physiological response มักจะแยกกว่า behavioral response ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องแปลงและคาดคะเนระดับการได้ยินจาก physiological response ไปเป็น behavioral response และใช้หน่วยสำหรับค่าที่ได้แปลงแล้วเป็น estimated hearing level (eHL)⁽⁵³⁾ ซึ่งเป็นหลักการเดียวกับ ABR ที่ต้องแปลงหน่วยจาก physiological response เป็น behavioral response เช่นกัน ดังนั้นการแปลงค่าเหล่านี้จึงมีความสำคัญอย่างมากเพื่อที่จะแสดงระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องที่ถูกต้อง ซึ่งจะส่งผลต่อการวางแผนการดูแลรักษาต่อไป และสำหรับการรายงานผล ASSR นั้น แม้ว่าเครื่องตรวจส่วนใหญ่จะแสดงระดับความดังของเสียงกระตุ้นเป็นหน่วย dB SPL (decibel in sound pressure level) หรือ dB HL (decibel in hearing level) ขึ้นอยู่กับค่าและการแสดงผลของเครื่อง ซึ่งหน่วย dB SPL และ dB HL จัดว่าเป็นหน่วยที่ใช้วัด physiological response ทั้งคู่ ดังนั้น การจะแปลผลทุกครั้งเพื่อใช้ประเมินระดับการได้ยิน ต้องแปลงเป็นหน่วย dB eHL (decibel in estimated hearing level) ซึ่งเป็นหน่วยที่อ้างอิงถึง behavioral response ก่อนเสมอ โดยค่าปกติสูงสุดของหน่วย dB HL ที่ถือว่าภาวะการได้ยินปกติ และค่าแปลงหน่วย (correction factor) เพื่อหาระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องให้เป็นหน่วย dB eHL เป็นดังตารางที่ 5.3 อย่างไรก็ตาม การใช้ตัวเลขคงที่เหล่านี้ในการแปลงค่า ยังจำเป็นต้องศึกษาและวิจัยเพิ่มเติมอีกเพื่อจะได้ค่าที่น่าเชื่อถือและเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไป⁽⁵¹⁾ ดังนั้นการใช้ค่า correction factor เพื่อการแปลผลการตรวจใน ASSR ควรจะใช้ด้วยความระมัดระวังและพึงระลึกเสมอว่า อาจมีการเปลี่ยนแปลงและค่าไม่เท่ากันได้ในแต่ละเครื่องตรวจ ขึ้นอยู่กับบริษัทผู้ผลิตใช้ค่าอ้างอิงใดในการแปลง (ในเครื่องตรวจ ASSR ส่วนใหญ่จะทำการแปลงค่าด้วย correction factor ที่ถูกเก็บเป็นหน่วยความจำในเครื่องและสามารถแสดงหน่วยเป็น dB eHL ออกมาได้อัตโนมัติ) สังเกตว่าในตารางที่ 5.3 ไม่มีค่า correction factor ของการนำเสียงชนิด bone conduction เนื่องจากการทำการตรวจ ASSR ผ่านทาง bone conduction ยังมีปัญหาเรื่องของคลื่นรบกวน (electromechanical artifact) อยู่มาก ทำให้แปลผลผิดพลาดได้ง่าย⁽⁵⁴⁾ อีกทั้งยังไม่มีหลักฐานทางวิจัยชัดเจนในการใช้ bone conduction เพื่อหาระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่อง ทำให้ในปัจจุบัน ยังไม่นิยมที่จะใช้ bone conduction ในการตรวจ ASSR ตามมาตรฐานเหมือน ABR และยังไม่มียุคค่า correction factor เพื่อใช้แปลงหน่วยของ bone conduction จาก dB HL เป็น dB eHL ที่ยอมรับกันโดยทั่วไปในการตรวจ ASSR

ตารางที่ 5.3 ค่าปกติสูงสุดของหน่วย dB HL (หน่วยวัด physiological response) จากการรายงานผลของเครื่อง ASSR ที่ถือว่าการได้ยินปกติ และค่าแปลงหน่วย (correction factor) เพื่อหาระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องเป็นหน่วย dB eHL (หน่วยวัด behavioral response)

(รวบรวมและเรียบเรียงข้อมูลจากเอกสารอ้างอิงที่ 51)

Air conduction	500 เฮิรตซ์	1,000 เฮิรตซ์	2,000 เฮิรตซ์	4,000 เฮิรตซ์
• Maximum levels for normal thresholds (dB HL)	40-50	40-45	40	40
• Correction factor	10-20	10-15	10-15	5-15

แม้ว่าการตรวจ ASSR จะเป็นเครื่องมือใหม่และมีการใช้เทคนิคการตรวจรวมทั้งการอ่านผลโดยวิธีการที่ทันสมัยทำให้ง่ายต่อผู้ตรวจในการแปลผลอย่างมาก ในปัจจุบัน ASSR ยังไม่สามารถจะทดแทน ABR เพื่อใช้ในการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องได้ทั้งหมด ซึ่งมีบางการศึกษาพบว่าความแม่นยำในการคาดคะเนระดับสูญเสียการได้ยินของ ASSR จะแย่มากขึ้นเรื่อย ๆ หากตรวจในผู้ป่วยที่มีระดับการได้ยินบกพร่องน้อยกว่า 60 dB HL ลงไป⁽⁵⁵⁾ กล่าวคือ ASSR จะให้ผลการตรวจที่ไม่แม่นยำในกลุ่มคนที่มีภาวะการได้ยินปกติหรือผู้ป่วยที่มีระดับการได้ยินบกพร่องไม่มาก นอกจากนี้ การตรวจ ASSR ยังถูกรบกวนได้ง่ายจากคลื่นรบกวนภายนอก เช่น คลื่นรบกวนจากการหดตัวของกล้ามเนื้อในร่างกายของผู้ถูกตรวจ ทั้งนี้เนื่องมาจากคลื่นรบกวนที่มีแหล่งกำเนิดมาจากกล้ามเนื้อมักจะอยู่ในช่วงความถี่ (20-50 เฮิรตซ์)⁽⁵⁶⁾ ซึ่งใกล้เคียงกับคลื่นหรือพลังงานที่วัดได้จากการกระตุ้นผ่าน ASSR (30-300 เฮิรตซ์) ทำให้การแปลผลผิดพลาดได้หากผู้ถูกตรวจไม่ได้อยู่นิ่งและมีการขยับตัวระหว่างทำการตรวจ อย่างไรก็ตาม แม้การศึกษาวิจัยของ ASSR ยังมีน้อยเมื่อเทียบกับการศึกษาวิจัยของ ABR การนำ ASSR มาใช้ควบคู่ไปกับการตรวจ ABR จะทำให้การวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องและการประเมินความรุนแรงของระดับการได้ยินมีประสิทธิภาพและสามารถให้ข้อมูลในการวางแผนการรักษาได้มากยิ่งขึ้น ซึ่งเครื่องมือทั้งสองชนิดมีทั้งข้อดีและข้อเสีย หากทราบข้อจำกัดของแต่ละเครื่องมือและนำข้อดีของทั้งการตรวจ ASSR และ ABR มาใช้ร่วมกัน จะมีประโยชน์อย่างมากในทางคลินิก ตารางที่ 5.4 แสดงการเปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียในการใช้ ABR และ ASSR เพื่อใช้ประเมินภาวะการได้ยินบกพร่อง และตารางที่ 5.5 แสดงการตั้งค่าที่สำคัญในการตรวจ ASSR สังเกตว่ากรณีที่ต้องประเมินระดับการได้ยินในผู้ป่วยที่สูญเสียการได้ยินไปแล้วมาก ๆ เช่น กรณีผู้ป่วยมีระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่ 70-80 dB HL เป็นต้นไป การใช้ ABR ตรวจนั้นจะไม่สามารถประเมินได้ว่าระดับการได้ยินอยู่ในช่วงใด เพราะเสียงกระตุ้นของ ABR มีความดังไม่มากพอที่จะกระตุ้นให้เกิดกระแสประสาทบริเวณก้านสมองในระดับความดังขนาดนั้นได้ อย่างไรก็ตาม หากใช้ ASSR เพื่อใช้ตรวจในผู้ป่วยที่สูญเสียการได้ยินในระดับที่ค่อนข้างรุนแรงเหล่านี้ จะสามารถบอกได้ว่าสูญเสียการได้ยินอย่างรุนแรงที่ระดับความดังเท่าไร ซึ่งข้อมูลเหล่านี้จำเป็นอย่างมากในการที่จะวางแผนต่อไปว่าการใช้เครื่องช่วยฟังจะมีประโยชน์มากน้อยเพียงใดและมีความจำเป็นต้องผ่าตัดฝังประสาทหูเทียมหรือไม่ เป็นต้น

ตารางที่ 5.4 การเปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียระหว่างการตรวจการได้ยินด้วย ABR และ ASSR⁽⁵⁸⁾
(รวบรวมและเรียบเรียงข้อมูลจากเอกสารอ้างอิงที่ 58)

หัวข้อ	ABR	ASSR
ผู้ตรวจ	ต้องใช้ความรู้และประสบการณ์ในการแปลผล	เครื่องตรวจแปลผลให้อัตโนมัติ
ผู้ถูกตรวจ	การตรวจถูกรบกวนจากการขยับตัวของผู้ถูกตรวจได้น้อยกว่า	การตรวจถูกรบกวนจากการขยับตัวของผู้ถูกตรวจได้มากกว่า ⁽³²⁾
การวินิจฉัย retrocochlear lesion	ทำได้	ทำไม่ได้
การวินิจฉัย auditory neuropathy	ทำได้	ทำไม่ได้
Correction factor	ข้อมูลมากพอและน่าเชื่อถือ	ยังเป็นข้อมูลเบื้องต้น ⁽⁵¹⁾
ระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องมากกว่า 70-80 dB HL	ไม่สามารถตรวจได้เนื่องจากเสียงกระตุ้นมีความดังไม่พอ	สามารถตรวจหาระดับการได้ยินได้เนื่องจากเสียงกระตุ้นมีความดังเพียงพอ
ระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่อง*	แม่นยำมากกว่าในระดับน้อยจนถึงระดับปานกลาง ⁽³²⁾	แม่นยำมากกว่าในกรณีแยกวาระดับปานกลาง ⁽⁵⁷⁾
งานวิจัยสนับสนุน	มีมากพอ	ยังเป็นข้อมูลเบื้องต้น

หมายเหตุ *ยังมีบางการศึกษาแย้งว่า ASSR มีความแม่นยำพอ ๆ กันในทุกุระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่อง

ตารางที่ 5.5 การตั้งค่าต่าง ๆ ที่ใช้ในเครื่องตรวจ ASSR⁽³²⁾

การตั้งค่า	คำแนะนำ
Transducer	Insert earphone
Slope	6 dB/octave
Amplification	×10,000
High pass filters	1 เฮิรตซ์ หรือ 10 เฮิรตซ์
Low pass filters	300 เฮิรตซ์ หรือ 500 เฮิรตซ์
Notch filter	ไม่มี
Modulation depth	Amplitude ที่ 100 เปอร์เซ็นต์, Frequency ที่ 20 เปอร์เซ็นต์
Modulation rate	82-106 เฮิรตซ์
Analysis algorithm	Phase coherence หรือ F-test

สรุป

เครื่องมือตรวจการได้ยินที่อาศัยการประเมินจากการตอบสนองทางสรีระหรือการตรวจเชิงวัตถุวิสัย (physiological tests หรือ objective hearing tests) ไม่ว่าจะเป็น OAE, tympanometry, ABR หรือ ASSR มีบทบาทสำคัญมากในการช่วยวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่อง ซึ่งเครื่องมือแต่ละชนิดย่อมมีการทำงานและถูกใช้ในแง่มุมต่าง ๆ เพื่อช่วยประเมินภาวะการได้ยินบกพร่องในทางคลินิกที่แตกต่างกันออกไป เช่น OAE ใช้เพื่อประเมินพยาธิสภาพในเซลล์ขนชั้นนอกซึ่งนำไปสู่การวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุมาจากเซลล์ขนชั้นนอกได้ หรือ การใช้ tympanometry ในการประเมินการทำงานของหูชั้นกลางและหาสาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องจากปัญหาของหูชั้นกลาง อีกทั้งการใช้ ABR หรือ ASSR ซึ่งนอกจากจะช่วยวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องแล้ว ยังสามารถที่จะช่วยประเมินหาระดับการได้ยินได้อย่างแม่นยำและน่าเชื่อถือเมื่อมีการใช้เครื่องมือทั้งสองร่วมกันในทางคลินิก ดังนั้น การทราบและเข้าใจการทำงานของเครื่องมือที่หลากหลายเหล่านี้จะมีประโยชน์อย่างมากในการตรวจ โดยเฉพาะการตรวจการได้ยินในเด็ก เนื่องจากเด็กบางรายอาจจะไม่สามารถร่วมมือกับผู้ตรวจได้เสมอไป ทำให้ไม่สามารถจะตรวจประเมินระดับการได้ยินของเด็กได้สมบูรณ์จากการสังเกตพฤติกรรมหรือการตรวจเชิงอัตวิสัย (behavioral tests หรือ subjective hearing tests) เพียงอย่างเดียว ซึ่งผู้นิพนธ์จะมีแนวทางการตรวจการได้ยินในเด็ก โดยยึดหลักการของการตรวจจากการสังเกตพฤติกรรมและการตรวจเชิงวัตถุวิสัยควบคู่กันไปเสมอ ทั้งนี้เพื่อให้มั่นใจได้ว่าการตรวจการได้ยินเหล่านั้น แม่นยำและเชื่อถือได้ สามารถที่จะใช้ข้อมูลจากการตรวจการได้ยินเพื่อวางแผนการรักษาต่อไปได้อย่างถูกต้อง

เอกสารอ้างอิง

1. Kemp DT. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. J Acoust Soc Am 1978;64:1386-91.
2. Kemp DT. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use. Br Med Bull 2002;63: 223-41
3. Hurley RM, Musiek FE. Effectiveness of transient-evoked otoacoustic emissions (TEOAEs) in predicting hearing level. J Am Acad Audiol 1994;5:195-203.
4. British Columbia Early Hearing Program: audiology assessment protocol [Internet]. 2012 [cited 2023 Sep 14]. Available from: https://www.researchgate.net/publication/242482099_British_Columbia_Early_Hearing_Program_BCEHP_Audiology_Assessment_Protocol
5. Robinette MS, Glatcke TJ. Otoacoustic emissions. 3rd ed. New York: Thieme; 2007. p. 43-63.
6. Norrix LW, Velenovsky DS. Auditory neuropathy spectrum disorder: a review. J Speech Lang Hear Res 2014;57:1564-76.

7. Prieve BA. Analysis of transient-evoked otoacoustic emissions in normal-hearing and hearing-impaired ears. *J Acoust Soc Am* 1993;93:3008-319.
8. Gorga MP, Neely ST, Ohlrich B, Hoover B, Redner J, Peters J. From laboratory to clinic: a large scale study of distortion product otoacoustic emissions in ears with normal hearing and ears with hearing loss. *Ear Hear* 1997;18:440-55.
9. American Academy of Audiology. Position statement and clinical practice guidelines: ototoxicity monitoring [Internet]. 2009 [cited 2023 Sep 14]. Available from: https://audiology-web.s3.amazonaws.com/migrated/OtoMonGuidelines.pdf_539974c40999c1.58842217.pdf
10. Cunningham RF. Otoacoustic emissions: beyond newborn hearing screening [Internet]. 2011 [cited 2023 Sep 14]. Available from: <https://www.audiologyonline.com/articles/otoacoustic-emissions-beyond-newborn-hearing-838>
11. Wittmann-Price RA, Pope KA. Universal newborn hearing screening. *Am J Nurs* 2002;102:71-7.
12. The Joint Committee on Infant Hearing. Year 2019 Position Statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *J Early Hear Detect Interv* 2019;4:1-44.
13. Pitathawatchai P, Khaimook W, Kirtsreesakul V. Pilot implementation of newborn hearing screening programme at four hospitals in southern Thailand. *Bull World Health Organ* 2019;97:663-71.
14. Roup CM, Wiley TL, Safady SH, Stoppenbach DT. Tympanometric screening norms for adults. *Am J Audiol* 1998;7:55-60.
15. Wiley TL, Nondahl DM, Cruickshanks KJ, Tweed TS. Five-year changes in middle ear function for older adults. *J Am Acad Audiol* 2005;16:129-39.
16. Roush J, Bryant K, Mundy M, Zeisel S, Roberts J. Developmental changes in static admittance and tympanometric width of infants and toddlers. *J Am Acad Audiol* 1995;6:334-8.
17. American Academy of Audiology. Childhood hearing screening guidelines [Internet]. 2011 [cited 2019 Oct 20]. Available from: https://www.cdc.gov/ncbddd/hearingloss/documents/AAA_Childhood%20Hearing%20Guidelines_2011.pdf
18. Jerger J. Clinical experience with impedance audiometry. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1970;92:311-24.
19. Jerger J, Anthony L, Jerger S, Mauldin L. Studies in impedance audiometry: III. Middle ear disorders. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1974;99:165-71.
20. Shahnaz N, Polka L. Standard and multifrequency tympanometry in normal and otosclerotic ears. *Ear Hear* 1997;18:326-41.
21. Holte L, Margolish RH, Cavanaugh RM. Developmental changes in multifrequency tympanograms. *Audiology* 1991;30:1-24.
22. Eavey RD. Abnormalities of the neonatal ear: otoscopic observations, histologic observations, and a model for contamination of the middle ear by cellular contents of amniotic fluid. *Laryngoscope* 1993;103:1-31.
23. Ruah CB, Schachern PA, Zelterman D, Paparella MM, Yoon TH. Age-related morphologic changes in the human tympanic membrane: a light and electron microscopic study. *Arch Otolaryngol Head*

Neck Surg 1991;117:627-34.

24. Wiley TL, Cruickshanks KJ, Nondahl DM, Tweed TS, Klein R, Klein BE. Tympanometric measures in older adults. *J Am Acad Audiol* 1996;7:260-8.
25. Shanks JE, Stelmachowicz PG, Beauchaine KL, Schulte L. Equivalent ear canal volumes in children pre-and post-tympanostomy tube insertion. *J Speech Hear Res* 1992;35:936-41.
26. Kileny PR, Zwolan TA. Diagnostic audiology. In: Flint PW, Haughey BH, Lund VJ, Niparko JK, Robbins KT, Thomas JR, et al, editors. *Cummings otolaryngology: head and neck surgery*. 6th ed. Philadelphia: Saunders; 2015. p. 2051-70.
27. American Speech-Language-Hearing Association. Childhood hearing screening [Internet]. 2016 [cited 2023 Sep 20]. Available from: https://www.asha.org/PRPSpecificTopic.aspx?folderid=8589935406§ion=Key_Issues
28. Hunter LL, Sanford CA. Tympanometry and wideband acoustic immittance. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 137-63.
29. Nozza RJ, Bluestone CD, Kardatzke D, Bachman R. Towards the validation of aural acoustic immittance measures for diagnosis of middle ear effusion in children. *Ear Hear* 1992;13:442-53.
30. Nozza RJ, Bluestone CD, Kardatzke D, Bachman R. Identification of middle ear effusion by aural acoustic admittance and otoscopy. *Ear Hear* 1994;15:310-23.
31. Don M, Eggermont JJ, Brackmann DE. Reconstruction of the audiogram using brain stem responses and high-pass noise masking. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1979;(3 Pt 2 Suppl 57) :1-20.
32. Hall JW. *New handbook of auditory evoked responses*. Boston: Pearson; 2007. p. 171-211.
33. Coats AC. Human auditory nerve action potentials and brain stem evoked responses. *Arch Otolaryngol* 1978;104:709-17.
34. Hecox K, Galambos R. Brain stem auditory evoked responses in human infants and adults. *Arch Otolaryngol* 1974;99:30-3
35. Picton TW, Woods DL, Baribeau-Braun J, Healey TM. Evoked potential audiometry. *J Otolaryngol* 1976;6:90-119
36. Starr A, Achor J. Auditory brain stem responses in neurological disease. *Arch Neurol* 1975;32:761-8.
37. Brown CJ, Johnson TA. Electrophysiologic assessment of hearing. In: Flint PW, Haughey BH, Lund VJ, Niparko JK, Robbins KT, Thomas JR, et al, editors. *Cummings Otolaryngology: head and neck surgery*. 6th ed. Philadelphia: Saunders; 2015. p. 2071-83.
38. Musiek FE, Josey AF, Glasscock ME 3rd. Auditory brain stem response: interwave measurements in acoustic neuromas. *Ear Hear* 1986;7:100-5.
39. Hood LJ. Auditory brainstem response: estimation of hearing sensitivity. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 249-65.
40. Musiek FE, Johnson GD, Gollegly KM, Josey AF, Glasscock ME. The auditory brain stem response interaural latency difference (ILD) in patients with brain stem lesions. *Ear Hear* 1989;10:131-4.

41. Selters WA, Brackmann DE. Acoustic tumor detection with brain stem electric response audiometry. *Arch Otolaryngol* 1977;103:181-7.
42. Musiek FE, McCormick CA, Hurley RM. Hit and false-alarm rates of selected ABR indices in differentiating cochlear disorders from acoustic tumors. *Am J Audiol* 1996;5:90-6.
43. Gelfand A. *Essentials of audiology*. 4th ed. New York: Thieme; 2016.
44. Stapells D. Threshold estimation by the tone-evoked auditory brainstem response: a literature meta-analysis. *J Speech Lang Pathol Audiol* 2000;24:74-83.
45. British Society of Audiology. Guidelines for the early audiological assessment and management of babies referred from the newborn hearing screening programme [internet]. BSA; 2021 [cited 2024 Aug 26]. Available from: <https://www.thebsa.org.uk/resources/>
46. Galambos R, Makeig S, Talmachoff PJ. A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proc Natl Acad Sci U S A* 1981;78:2643-7.
47. Cohen LT, Rickards FW, Clark GM. A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *J Acoust Soc Am* 1991;90:2467-79.
48. Stapells DR, Galambos R, Costello JA, Makeig S. Inconsistency of auditory middle latency and steady-state responses in infants. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1988;71:289-95.
49. Lins OG, Picton TW. Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995;96:420-32.
50. Brookhouser PE, Gorga MP, Kelly WJ. Auditory brainstem response results as predictors of behavioral auditory thresholds in severe and profound hearing impairment. *Laryngoscope* 1990;100:803-10.
51. Small SA, Stapells DR. Threshold assessment in infants using frequency-specific auditory brain stem response and auditory-steady-state response. In Tharpe AM, Seewald R, editors. *Comprehensive handbook of pediatric audiology*. 2nd ed. San Diego: Plural; 2017. p. 505-49
52. John MS, Lins OG, Boucher BL, Picton TW. Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters. *Audiology* 1998;37:59-82.
53. Bagatto M, Moodie S, Scollie S, Seewald R, Moodie S, Pumford J, et al. Clinical protocols for hearing instrument fitting in the Desired Sensation Level method. *Trends Ampli* 2005;9:199-226.
54. Small SA, Stapells DR. Artfactual responses when recording auditory steady-state responses. *Ear Hear* 2004;25:611-23.
55. Korczak P, Smart J, Delgado R, Strobel TM, Bradford C. Tutorial: Auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol* 2012;23:146-70.
56. Dimitrijevic A, Cone B. Auditory steady-state responses. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 267-90.
57. Rance G, Rickards FW, Cohen LT, De Vidi S, Clark GM. The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. *Ear Hear* 1995;16:499-507.
58. Herdman AT, Stapells DK. Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments. *Int J Audiol* 2003;42:237-48.



บทที่
6

การคัดกรองการได้ยิน ในทารกแรกเกิด (Newborn Hearing Screening)

พทยาภา ปัตธวัชชัย

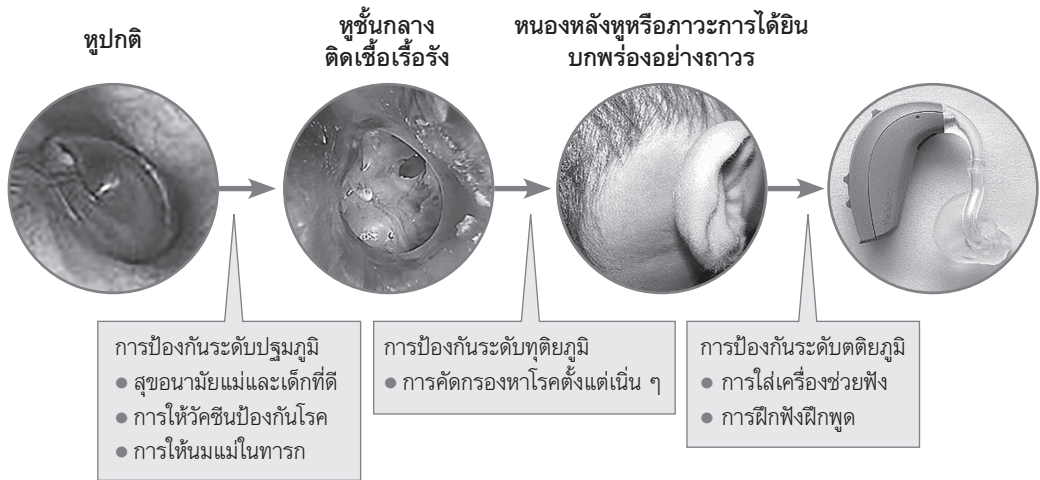
บทนำ

การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดถือเป็นวิธีการที่ช่วยให้ตรวจพบทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทันท่วงทีและทำให้ทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้ได้รับการดูแลรักษาตั้งแต่นั้น ๆ เพื่อให้โอกาสการพัฒนาการทางภาษาของทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องสามารถที่จะทัดเทียมกับพัฒนาการทางภาษาของเด็กปกติทั่วไปได้ ในบทนี้ผู้อ่านจะได้เรียนรู้หลักการสำคัญของการคัดกรองโรค เข้าใจประวัติความเป็นมาของการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด ทราบหลักการของเครื่องมือสำคัญและหลักการในการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดอย่างมีประสิทธิภาพ อีกทั้งยังได้ทราบถึงการพิจารณาเรื่องของความคุ้มค่าหรือต้นทุนในการที่จะผลักดันการคัดกรองการได้ยินให้สามารถครอบคลุมทารกแรกเกิดทุกคนอย่างทั่วถึง

ความรู้พื้นฐาน

1. หลักการของการคัดกรองโรค

องค์การอนามัยโลก (World Health Organization, WHO) ได้เน้นย้ำหลักการสำคัญในการที่จะป้องกันโรคต่าง ๆ ที่ส่งผลกระทบต่อมนุษย์ทุกเพศทุกวัยไว้สามระดับ ได้แก่ การป้องกันในระดับปฐมภูมิ ระดับทุติยภูมิ และระดับตติยภูมิ⁽¹⁾ สำหรับการป้องกันโรคในระดับปฐมภูมิ หมายถึง การดูแลป้องกันตั้งแต่ไม่ให้เกิดโรคขึ้น เช่น การให้การดูแลสุขอนามัยทั้งแม่และเด็กตั้งแต่ก่อนตั้งครรภ์ ระหว่างตั้งครรภ์ และหลังตั้งครรภ์ เพื่อไม่ให้มีโรคที่เกิดขึ้นส่งผลกระทบต่อแม่และเด็ก หรือ การให้วัคซีนป้องกันโรคติดเชื้อต่าง ๆ ที่อาจเป็นต้นเหตุของเกิดภาวะการได้ยินบกพร่อง ไม่ว่าจะเป็นการให้วัคซีนโรคหัด โรคคางทูม และโรคหัดเยอรมันในเด็กวัยทารก นอกจากนี้ การให้นมแม่สำหรับทารกแรกเกิดก็ถือว่ามีส่วนสำคัญและช่วยลดโอกาสการติดเชื้อในหูชั้นกลางและถือว่าการดูแลป้องกันตั้งแต่ระดับปฐมภูมิเช่นกัน สำหรับการป้องกันระดับทุติยภูมิ หมายความว่า เป็นการดูแลป้องกันโรคที่เกิดขึ้นแล้วไม่ให้แย่ลงหรือลุกลามจนเกิดภาวะแทรกซ้อนจากตัวโรคขึ้นมาได้ เช่น การให้ยาฆ่าเชื้อเพื่อรักษาโรคและป้องกันการติดเชื้อลุกลามไปอวัยวะข้างเคียง หรือ การให้การตรวจคัดกรองการได้ยินในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องไปแล้วตั้งแต่เนิ่น ๆ เพื่อจะได้ให้การดูแลรักษาอย่างทันที่วงที่ก่อนจะเกิดปัญหาทางด้านภาษา การเรียนรู้ หรือการแยกตัวออกจากสังคมของเด็กในอนาคต เป็นต้น และการป้องกันในระดับสุดท้ายคือ การป้องกันระดับตติยภูมิ ซึ่งหมายถึงการดูแลป้องกันโรคที่อาจมีภาวะแทรกซ้อนแล้วซึ่งไม่สามารถจะกลับมาสู่สภาพเดิมได้อีกต่อไป แต่การดูแลป้องกันนั้นจะช่วยฟื้นฟูเพื่อบรรเทาพยาธิสภาพหรือภาวะแทรกซ้อนเหล่านั้นเป็นหลัก เช่น การใส่เครื่องช่วยฟังในการฟื้นฟูการได้ยิน เพื่อช่วยให้เด็กสามารถจะได้ยินเพิ่มมากขึ้นกว่าเดิมและสามารถที่จะใช้ภาษาสื่อสารให้ได้มากที่สุด ถึงแม้ว่าเครื่องช่วยฟังนั้นจะไม่ได้ช่วยรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องให้หายขาดก็ตาม รูปที่ 6.1 แสดงตัวอย่างการป้องกันโรคติดเชื้อเรื้อรังในหูชั้นกลาง (chronic otitis media, COM) ทั้งสามระดับ โดยการป้องกันระดับปฐมภูมิ คือการดูแลป้องกันไม่ให้เกิดการติดเชื้อในหูชั้นกลาง ได้แก่ การให้การดูแลสุขอนามัยทั้งแม่และเด็กตั้งแต่ก่อนตั้งครรภ์ ระหว่างตั้งครรภ์ และหลังตั้งครรภ์ การให้วัคซีนป้องกันโรคติดเชื้อต่าง ๆ ที่จะส่งผลให้เกิด COM ได้ การให้นมแม่ในทารกเพื่อสร้างภูมิคุ้มกันในการป้องกันการติดเชื้อในหูชั้นกลาง เป็นต้น ซึ่งการป้องกันระดับปฐมภูมิเหล่านี้จะช่วยป้องกันไม่ให้เกิดโรค COM ในอนาคตนั่นเอง อย่างไรก็ตาม หากพบว่าเด็กมีโรค COM เกิดขึ้นแล้ว การดูแลป้องกันขั้นต่อไปคือการไม่ให้เกิดภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ ที่อาจเกิดขึ้นได้จาก COM ไม่ว่าจะเป็น การเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องอย่างถาวรจากการที่มีการติดเชื้อลุกลามจากหูชั้นกลางเข้าสู่หูชั้นใน หรือการเกิดหนองหลังหูหรือหนองในสมองขึ้นมาและอาจเป็นอันตรายถึงแก่ชีวิต เป็นต้น⁽²⁾ ซึ่งหนึ่งในการป้องกันระดับทุติยภูมิที่สำคัญมากวิธีหนึ่ง คือ การคัดกรองหาโรค COM ในเด็กทุกคนตั้งแต่เนิ่น ๆ เพื่อจะได้ให้การวินิจฉัยและสามารถให้การรักษาได้อย่างทันที่วงที่ก่อนจะเกิดภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ ขึ้นมาได้นั่นเอง และการป้องกันขั้นสุดท้ายคือการดูแลป้องกันระดับตติยภูมิ ซึ่งเป็นการดูแลป้องกันกรณีที่ COM นั้นส่งผลให้เกิดภาวะแทรกซ้อนไปแล้ว เช่น เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องอย่างถาวรและไม่สามารถจะทำให้การได้ยินนั้นกลับมาสู่ภาวะปกติได้อย่างเดิมไม่ว่าจะด้วยวิธีการให้ยาหรือผ่าตัดกรณีเช่นนี้ การใส่เครื่องช่วยฟังจะเป็นการฟื้นฟูรักษาให้ภาวะบกพร่องทางการได้ยินนั้นทุเลาลงและส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของเด็กให้น้อยที่สุด



รูปที่ 6.1

การดูแลป้องกันในระดับปฐมภูมิ ทุติยภูมิ และตติยภูมิของโรคติดเชื้อเรื้อรังในหูชั้นกลาง (chronic otitis media, COM) โดยการป้องกันระดับปฐมภูมิ คือการดูแลป้องกันไม่ให้เกิดการติดเชื้อในหูชั้นกลาง ได้แก่ การให้การดูแลสุขอนามัยทั้งแม่และเด็กตั้งแต่อ่อนต้งครรภ์ ระหว่างตั้งครรภ์ และหลังตั้งครรภ์ การให้วัคซีนป้องกันโรคติดเชื้อต่าง ๆ ที่จะส่งผลให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่อง การให้นมแม่ในทารก เป็นต้น และการป้องกันระดับทุติยภูมิ คือ การคัดกรองหาโรค COM ตั้งแต่เนิ่น ๆ ในเด็กทุกคนเพื่อจะได้ให้การวินิจฉัยและสามารถให้การรักษาได้อย่างทันท่วงทีก่อนจะเกิดภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ เกิดขึ้นตามมา และสุดท้ายคือการดูแลป้องกันระดับตติยภูมิ เช่น การใส่เครื่องช่วยฟังเพื่อฟื้นฟูรักษาให้ภาวะการได้ยินบกพร่องอย่างถาวรจากภาวะแทรกซ้อนของ COM นั้นทุเลาลงและส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของเด็กให้น้อยที่สุด

แม้ว่าการดูแลและป้องกันที่ได้แนะนำโดยองค์การอนามัยจะมีความสำคัญมากในทุก ๆ ระดับเพื่อที่จะดูแลรักษาโรคที่ส่งผลกระทบต่อชีวิตของมนุษย์ จะเห็นว่าการดูแลและป้องกันที่ดีที่สุดคือการดูแลป้องกันในระดับปฐมภูมิ เนื่องจากเป็นการป้องกันเพื่อไม่ให้เกิดโรคขึ้นมาตั้งแต่แรก ซึ่งหากป้องกันไม่ให้เกิดโรคได้แล้วภาวะแทรกซ้อนหรือภาวะผิดปกติและพยาธิสภาพทั้งแบบชั่วคราวหรือแบบถาวรต่าง ๆ ก็ย่อมจะไม่มีทางเกิดขึ้นได้ อย่างไรก็ตาม การดูแลป้องกันในระดับปฐมภูมิบางครั้งก็ไม่สามารถจะทำได้เสมอไป ด้วยข้อจำกัดต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นเรื่องของทุน เครื่องมือที่ใช้หรือบุคลากรชำนาญการต่าง ๆ ในพื้นที่ที่ยังไม่มีความพร้อม หรือในบางครั้ง เทคโนโลยีในการดูแลป้องกันโรค หรือการดูแลบางภาวะของโรคชนิดต่าง ๆ สำหรับระดับปฐมภูมิในปัจจุบันนั้น ยังมีข้อจำกัดและยังต้องอาศัยการพัฒนาเพิ่มเติมอีกมาก เช่น เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดจากการถ่ายทอดทางพันธุกรรมที่ผิดปกติ และสามารถพบได้มากถึงร้อยละ 40 ของสาเหตุทั้งหมดในการเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องของเด็ก⁽³⁾ ซึ่งปัจจุบันยังไม่มีวิธีการใด ๆ ที่ยืนยันและยอมรับโดยทั่วกันเพื่อใช้เปลี่ยนแปลงพันธุกรรมเหล่านั้นให้กลับมาเป็นปกติเหมือนคนทั่วไปได้ ดังนั้น การดูแลป้องกันระดับทุติยภูมิโดยเฉพาะการตรวจคัดกรองการได้ยินตั้งแต่เนิ่น ๆ เพื่อจะให้เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้รับการรักษาอย่างทันท่วงที จึงมีบทบาทอย่างมากในการดูแลรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้

โดยทั่วไป หลักของการคัดกรองโรคสำหรับการป้องกันในระดับทุติยภูมินั้น จะต้องมีการพิจารณาถึงแง่มุมต่าง ๆ อย่างถี่ถ้วน จนมั่นใจได้ว่าการคัดกรองนั้นมีประสิทธิภาพและเป็นไปได้จริง เนื่องจากหลักของการคัดกรองโรคคือการตรวจหาโรคที่สนใจในประชากรทั่วไปซึ่งอาจจะมีหรือไม่มีโรครออยู่ก็ได้ ดังนั้น จึงมีคำแนะนำว่าประเด็นสำคัญต่าง ๆ ที่ต้องพิจารณาเสมอก่อนจะเริ่มต้นทำการคัดกรองโรคที่สนใจมีดังต่อไปนี้⁽⁴⁾

1) โรคที่จะทำการคัดกรองนั้น จะต้องเป็นโรคที่มีความสำคัญต่อสุขภาพของมนุษย์ ซึ่งนัยของคำว่า “สำคัญต่อสุขภาพของมนุษย์” หมายความว่า โรคนั้นอาจจะมีความชุกสูง และสามารถส่งผลกระทบต่อสังคมเป็นวงกว้างได้ หรือ ว่าโรคที่สนใจอยู่นั้น แม้จะไม่ได้มีความชุกสูงมากนัก แต่หากเกิดโรคขึ้นมา จะส่งผลกระทบต่อสุขภาพของผู้ป่วยอย่างรุนแรงหรืออาจจะส่งผลให้เกิดอันตรายถึงขั้นเสียชีวิตได้ โดยโรคเหล่านี้ แม้จะไม่มี ความชุกที่สูงแต่ก็ถือว่าเป็นโรคที่มีความสำคัญต่อสุขภาพของมนุษย์และควรจะได้รับ การคัดกรองเพื่อหาโรคแต่เนิ่น ๆ เช่นกัน ดังนั้นจะเห็นว่าโรคที่ถือว่ามีความสำคัญต่อสุขภาพของมนุษย์นั้น จะพิจารณาทั้งในแง่ของตัวผู้ป่วยเองและในแง่ของผลกระทบต่อสังคมควบคู่ไปด้วยกันเสมอ ซึ่งหากมาพิจารณาเรื่องของการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิดก็จะพบว่า ภาวะการได้ยินบกพร่องถือเป็นความผิดปกติตั้งแต่กำเนิดที่สามารถพบได้บ่อยที่สุดในทารกแรกเกิด⁽⁵⁾ โดยความชุกของภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิดนี้อยู่ที่ประมาณร้อยละ 0.03 ถึง 0.15 ของเด็กแรกเกิดทุกคน⁽⁶⁾ และความชุกจะยิ่งสูงได้ถึง 10 ถึง 20 เท่าในเด็กที่มีความเสี่ยงสูงต่อการเกิดภาวะการได้ยินบกพร่อง ซึ่งสามารถพบได้ตั้งแต่ร้อยละ 0.7 ถึง 4.9 ของเด็กแรกเกิดทุกคนที่มีความเสี่ยงสูง⁽⁷⁾

2) ควรจะต้องมีวิธีการดูแลรักษาที่เป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปแล้วสำหรับโรคที่จะถูกคัดกรอง เนื่องจากหากยังไม่มี การรักษาที่ยอมรับกันทั่วไปหรือผลการรักษายังไม่แน่นอนว่าสามารถที่จะรักษาโรคที่จะทำการคัดกรองได้หรือไม่ การคัดกรองโรคเหล่านั้นในกลุ่มประชากรมาก ๆ ก็อาจจะไม่คุ้มค่าที่จะลงทุน อย่างไรก็ตาม หากมาพิจารณาภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดขึ้นในเด็กทารก ก็พบว่า มีหลักฐานและการศึกษามากมายพบว่าการดูแลรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้ประโยชน์จริง เช่น มีการศึกษาติดตามเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องในระยะยาว ระหว่างกลุ่มเด็กที่ได้รับการดูแลรักษาตั้งแต่เนิ่น ๆ เทียบกับกลุ่มเด็กที่ได้รับการรักษาในภายหลังแล้วพบว่า พัฒนาการทางด้านภาษาและการพูดในเด็กกลุ่มที่ได้รับการตรวจพบและดูแลรักษาตั้งแต่เนิ่น ๆ ดีกว่ากลุ่มเด็กที่ได้รับการตรวจพบและดูแลรักษาในภายหลังอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ^(8,9)

3) การวินิจฉัยและการดูแลรักษาโรคที่จะถูกคัดกรองควรจะต้องมีการเตรียมพร้อมควบคู่ไปกับการคัดกรองโรคเสมอ ทั้งนี้เพื่อให้กลุ่มประชากรที่ไม่ผ่านการคัดกรองในช่วงแรก ถูกส่งตัวและได้รับการวินิจฉัยและดูแลรักษาโรคได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยเฉพาะการคัดกรองการได้ยินในเด็กทารกแรกเกิด ซึ่งจะต้องมีความพร้อมของเครื่องมือและทีมงานที่จะต้องวินิจฉัยและรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทันท่วงทีหลังจากผ่านขั้นตอนการคัดกรองในช่วงแรกไปแล้ว เป็นที่น่าสังเกตว่า ความพร้อมของเครื่องมือและทีมงานเพื่อวินิจฉัยและรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้ บางครั้งอาจจะยังไม่มี ความพร้อมเพียงและอาจขาดแคลนในช่วงแรกของการเริ่มทำระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด เนื่องจากต้องใช้ทั้งความพยายามและรวบรวมทรัพยากรต่าง ๆ อีกมากเพื่อทำให้ระบบการคัดกรองการได้ยินเกิดขึ้นได้จริง อย่างไรก็ตาม มีโครงการคัดกรองการได้ยินสำหรับทารกแรกเกิดทุกคนในบางประเทศ

เช่น ประเทศสหรัฐอเมริกา กลับเป็นตัวเร่งสำคัญที่ทำให้มีการกระจายตัวของเครื่องมือรวมถึงทีมงานต่าง ๆ เพื่อสนับสนุนการรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเพิ่มมากขึ้นไปทั่วทั้งประเทศ⁽¹⁰⁾

4) โรคที่จะถูกคัดกรองควรจะต้องมีช่วงของระยะเวลาพักตัวมากพอ ก่อนที่จะมีอาการแสดงของโรคเหล่านั้นเกิดขึ้น ทั้งนี้ก็เพื่อให้เกิดกระบวนการรักษาได้ทันก่อนมีการแสดงอาการของโรคต่าง ๆ นั่นเอง อย่างไรก็ตาม หากโรคที่สนใจและจะทำการคัดกรองนั้นมีระยะพักตัวที่สั้นเกินไป ก็จะทำให้ระบบการดูแลรักษาหลังจากคัดกรองไปแล้ว ไม่สามารถเข้าถึงประชากรที่ไม่ผ่านการคัดกรองในช่วงแรกได้ทันก่อนจะเกิดอาการแสดงขึ้นมาและส่งผลกระทบต่อสุขภาพต่าง ๆ ขึ้นมาได้ ทำให้การคัดกรองตั้งแต่แรกเริ่มนั้นไร้ประโยชน์ ซึ่งหากมาพิจารณาเรื่องภาวะการได้ยินบกพร่องที่พบในเด็ก จะพบว่ามีคำแนะนำที่ยอมรับกันโดยทั่วไปในการให้การดูแลรักษาเด็กก่อนที่จะมีอายุครบ 6 เดือน⁽¹¹⁾ เพื่อให้พัฒนาการทางภาษาและคำพูดในอนาคตของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องไม่ต่างจากเด็กทั่วไปที่มีการได้ยินปกติ ซึ่งในช่วงระยะเวลา 6 เดือนถือว่ามากพอที่จะมีการเตรียมความพร้อมของเครื่องมือและบุคลากรต่าง ๆ ในการรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องนับตั้งแต่ทำการคัดกรองเด็กเหล่านั้นไปแล้วขณะยังเป็นทารกแรกเกิด

5) ต้องมีเครื่องมือที่เหมาะสมเพียงพอที่จะคัดกรองโรคที่สนใจ โดยเครื่องมือที่ใช้คัดกรองโรคนั้นสามารถที่จะคัดกรองโรคที่สนใจได้อย่างมีประสิทธิภาพและมีความแม่นยำเพียงพอในการจะใช้แยกประชากรที่เป็นโรคออกจากประชากรที่ไม่เป็นโรคได้ดี นอกจากนี้ เครื่องมือที่ใช้คัดกรองควรจะต้องทำได้ง่าย ไม่ซับซ้อน ไม่จำเป็นต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญ และสามารถตรวจคัดกรองได้อย่างรวดเร็ว และหากมาพิจารณาการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดจะพบว่า เครื่องมือที่ใช้คัดกรองในปัจจุบันสามารถจะคัดกรองได้อย่างมีประสิทธิภาพไม่ว่าจะเป็นเครื่องตรวจวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในแบบอัตโนมัติ (automated otoacoustic emission, aOAE) หรือ เครื่องตรวจการได้ยินระดับก้านสมองแบบอัตโนมัติ (automated auditory brainstem response, aABR) ซึ่งเครื่องมือทั้งสองชนิดนี้ สามารถจะใช้ตรวจได้โดยไม่ต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญ และสามารถตรวจคัดกรองได้สำเร็จในเวลาอันสั้นประมาณไม่เกิน 5-15 นาที^(5,12) หากเด็กทารกหนึ่งและสภาวะแวดล้อมของสถานที่สำหรับตรวจคัดกรองการได้ยินมีความเหมาะสมอย่างเพียงพอ

6) วิธีการตรวจคัดกรองโรคที่สนใจควรจะเป็นที่ยอมรับโดยทั่วไปของกลุ่มประชากรที่จะได้รับการตรวจคัดกรอง ถึงแม้ว่าวิธีการคัดกรองโรคนั้น จะมีประสิทธิภาพและความแม่นยำสูง หากประชากรที่จะได้รับการตรวจคัดกรองมีความรู้สึกว่าจะไม่สะดวกสบายหรือสร้างความลำบากใจให้กับผู้ถูกคัดกรอง การตรวจคัดกรองโรคที่สนใจนั้นก็ย่อมไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้จริงในทางปฏิบัติ ซึ่งหากมาพิจารณาการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดจะพบว่า การตรวจคัดกรองทำได้ง่ายโดยไม่ต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ สามารถตรวจคัดกรองขณะที่เด็กกำลังหลับและนิ่งพอ อีกทั้งยังสามารถใช้ระยะเวลาการตรวจคัดกรองที่สั้น ซึ่งสิ่งเหล่านี้ทำให้การตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดสามารถเป็นที่ยอมรับโดยทั่วไปได้

7) ต้องมีความเข้าใจธรรมชาติของโรคที่จะถูกคัดกรองในประชากรอย่างเพียงพอ เพื่อจะได้มั่นใจได้ว่าโรคที่สนใจเหล่านั้นมีการดำเนินโรคเป็นอย่างไร ระยะพักตัวก่อนจะส่งผลกระทบต่อสุขภาพและอนามยของประชากรมากแค่ไหน และหากไม่มีการดูแลรักษาโรคแต่เนิ่น ๆ จะมีผลเสียต่อประชากรทั่วไปเพียงใด เป็นต้น ซึ่งหากมาพิจารณาภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดขึ้นในเด็ก ก็จะมีผลเสียต่อประชากรทั่วไปเพียงใด จะต้องให้การดูแลรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องแต่เนิ่น ๆ มิฉะนั้นเด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่อง

เหล่านี้ จะมีปัญหาทางด้านภาษาและคำพูดสำหรับใช้ในการสื่อสาร และสุดท้ายส่งผลให้เกิดเกิดการแยกตัวออกจากสังคมในอนาคตได้

8) ควรจะมีนโยบายที่ชัดเจนสำหรับการคัดกรองโรคที่สนใจ เนื่องจาก หลักของการคัดกรองโรคคือการที่สามารถจะตรวจพบโรคที่สนใจได้ตั้งแต่เนิ่น ๆ ในกลุ่มประชากรทั่วไป ก่อนที่โรคนั้นจะมีอาการแสดงต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อสุขภาพได้ในอนาคต ซึ่งหากไม่มีนโยบายที่ชัดเจนสำหรับการคัดกรองโรคที่สนใจแล้ว อาจจะทำให้การส่งตัวและการรักษาไม่ตรงตามแผนของการคัดกรองโรค สำหรับการคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิด จะพบว่า มีนโยบายที่ค่อนข้างชัดเจนในหลาย ๆ ประเทศ ทั้งในประเทศกำลังพัฒนาหรือประเทศที่พัฒนาแล้ว เพื่อจะเอื้อให้การคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิดทุก ๆ คนทำได้ อย่างมีประสิทธิภาพ

9) การคัดกรองโรคที่สนใจในประชากรทั่วไปควรจะมีคุณค่าทางเศรษฐศาสตร์ เนื่องจากการคัดกรองโรคจะต้องทำการคัดกรองในประชากรจำนวนมาก ๆ ทั้งที่มีหรือไม่มีโรค ซึ่งเป็นการใช้ทั้งทรัพยากรมนุษย์และทุนทรัพย์ต่าง ๆ อย่างมาก ดังนั้น เมื่อโรคที่สนใจได้รับการรักษาได้ทันก่อนที่จะแสดงอาการจนกระทบสุขภาพและสังคมเป็นวงกว้าง ก็จะช่วยลดภาระและค่าใช้จ่ายในอนาคตต่าง ๆ ลงไปได้อย่างชัดเจน ซึ่งหากเป็นเรื่องของการคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กทารก จะพบว่า มีการศึกษาในหลายประเทศพบว่า มีคุณค่าทางเศรษฐศาสตร์⁽¹⁴⁻¹⁷⁾ สำหรับประเทศไทย การศึกษาของ Pitathawatchai และคณะ⁽¹⁸⁾ รวมถึง การศึกษาของโครงการประเมินเทคโนโลยีและนโยบายด้านสุขภาพ (Health Intervention and Technology Assessment Program, HITAP) ในประเทศไทย⁽¹⁹⁾ พบว่าการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน มีโอกาสที่จะเกิดคุณค่าทางเศรษฐศาสตร์ได้สูงเช่นกัน

10) ควรจะต้องมีการติดตามและเฝ้าระวังโรคที่สนใจต่อไปหลังจากทำการคัดกรองโรคไปแล้ว เพื่อให้มั่นใจได้ว่าโรคที่สนใจอยู่นั้น จะมีการอุบัติขึ้นมาใหม่อีกหรือไม่ และหากมีการเกิดโรคขึ้นมาแล้ว จะได้รับการวินิจฉัยและมีการติดตามดูแลรักษาได้อย่างมีประสิทธิภาพเช่นกัน โดยเฉพาะการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด ที่ยังต้องอาศัยการติดตามภาวะการได้ยินบกพร่องไปเรื่อย ๆ เช่นกัน เนื่องจาก เด็กทารกบางคนอาจจะยังไม่มีภาวะการได้ยินบกพร่องในช่วงทารกแรกเกิดและผ่านการตรวจคัดกรองการได้ยินไปได้ในช่วงแรก แต่เด็กเหล่านี้ จริง ๆ แล้วอาจจะเริ่มมีภาวะการได้ยินบกพร่องเกิดขึ้นในภายหลังได้เช่นกัน เมื่อเด็กทารกเติบโตขึ้น (late onset hearing loss)

จะเห็นว่าหลักการสำคัญทั้งสิบข้อที่กล่าวมานั้นมีความสำคัญอย่างมากในการประเมินการคัดกรองโรคแต่เนิ่น ๆ เพื่อช่วยดูแลรักษาโรคที่สนใจก่อนที่จะเกิดอาการแสดงหรือภาวะแทรกซ้อนจนส่งผลกระทบต่อสุขภาพของประชากร ซึ่งถือเป็นหลักของการป้องกันโรคในระดับทุติยภูมินั่นเอง และหากมาพิจารณาเรื่องของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดก็จะพบว่า สามารถที่จะเข้าเกณฑ์ได้ทั้งหมดทั้ง 10 ข้อ ซึ่งแสดงให้เห็นว่า การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดมีความสำคัญและมีความจำเป็นเพื่อป้องกันผลกระทบต่อพัฒนาการทางภาษาและการเข้าสังคมของเด็กในอนาคต

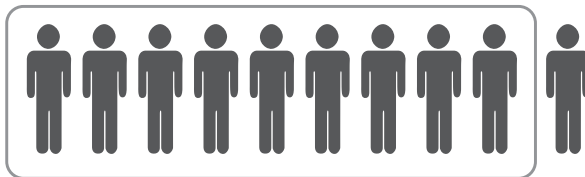
2. หลักของความไว (sensitivity) และ ความจำเพาะ (specificity) สำหรับการคัดกรองโรค

การจะเริ่มทำการคัดกรองโรคต่าง ๆ มีความจำเป็นที่จะต้องกำหนดประชากรเป้าหมายที่จะคัดกรองอย่างชัดเจน อีกทั้งต้องมีความเข้าใจเรื่องของความไวและความจำเพาะของเครื่องมือที่จะใช้คัดกรองกลุ่มประชากรเป้าหมายเหล่านั้น เพื่อให้มั่นใจได้ว่าการคัดกรองโรคที่สนใจอยู่นั้นมีประสิทธิภาพดีเพียงใด เช่น หากโรคที่สนใจเป็นโรคที่สำคัญและต้องได้รับการคัดกรองแต่เนิ่น ๆ แต่เครื่องมือที่จะใช้ทดสอบขาดความไวและความจำเพาะที่ดีในการตรวจพบโรค สิ่งเหล่านี้ก็จะส่งผลต่อประสิทธิภาพของการคัดกรองทั้งหมด และทำให้การคัดกรองโรคที่สนใจไม่สามารถเกิดขึ้นได้ ดังนั้น เพื่อให้การคัดกรองโรคมีประสิทธิภาพ ความไวและความจำเพาะของเครื่องมือที่ใช้คัดกรองจึงมีความสำคัญอย่างมากและเป็นสิ่งที่ใช้ในการพิจารณาเพื่อกำหนดความเป็นไปได้ในการทำการคัดกรองโรคที่สนใจ

2.1 **ความไว:** การจะทราบว่าคุณสมบัติที่เครื่องมือที่ใช้มีความสามารถในการตรวจพบโรคในประชากรที่เป็นโรคอยู่แล้วเท่าไร คือ การประเมินว่าเครื่องมือมีความไวเท่าไรนั่นเอง เช่น หากมีประชากรเป็นโรคทั้งหมด 10 คน และเครื่องมือที่ใช้คัดกรองสามารถตรวจพบประชากรที่เป็นโรคเหล่านั้นได้ทั้งหมด 9 คน เครื่องมือที่ใช้นี้จะถือว่ามีความไวเท่ากับ ร้อยละ 90 (9/10) และประชากรอีก 1 คนที่เหลือ เครื่องมือไม่สามารถจะตรวจพบได้ว่าเป็นโรค จะถูกเรียกว่า “ผลลบลวง (false negative)” ดังรูปที่ 6.2 ดังนั้นจะเห็นว่าการพิจารณาความไวของเครื่องมือ เป็นการประเมินกลุ่มประชากรที่สนใจเฉพาะที่เป็นโรคเท่านั้น ไม่ได้พิจารณาถึงประชากรที่ไม่เป็นโรคแต่อย่างใด

2.2 **ความจำเพาะ:** การจะทราบว่าคุณสมบัติที่เครื่องมือที่ใช้ สามารถบอกได้ว่าประชากรที่ไม่เป็นโรคนั้น ไม่ได้เป็นโรคจริง ๆ อยู่เท่าไร คือ การประเมินว่าเครื่องมือมีความจำเพาะเท่าไรนั่นเอง เช่น หากมีประชากรที่ไม่เป็นโรคทั้งหมด 10 คน เครื่องมือที่ใช้คัดกรองสามารถจะบอกได้ว่าประชากรเหล่านี้ไม่เป็นโรคอยู่จำนวน 8 คน เครื่องมือที่ใช้นี้จะถือว่ามีความจำเพาะเท่ากับ ร้อยละ 80 (8/10) และประชากรปกติที่เหลืออีก 2 คน เครื่องมือกลับแสดงผลว่าเป็นโรค จะถูกเรียกว่า “ผลบวกลวง (false positive)” ดังรูปที่ 6.3 ดังนั้นจะเห็นว่าการพิจารณาความจำเพาะของเครื่องมือ เป็นการประเมินประชากรที่สนใจเฉพาะที่ไม่เป็นโรคเท่านั้น ไม่ได้พิจารณาถึงประชากรที่เป็นโรคแต่อย่างใด

ประชากรที่เป็นโรคแล้วทั้งหมด 10 คน

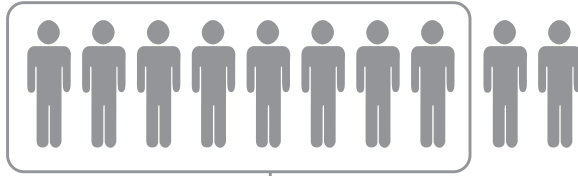


เครื่องมือคัดกรองแสดงผลว่าเป็นโรครวมทั้งหมด 9 คน และจะมีประชากรที่เป็นโรค 1 คน ที่เครื่องมือไม่สามารถจะตรวจพบได้ (ผลลบลวง, false negative)

รูปที่ 6.2

หากมีประชากรเป็นโรคทั้งหมด 10 คน และเครื่องมือที่ใช้คัดกรองสามารถตรวจพบประชากรที่เป็นโรคเหล่านั้นได้ทั้งหมด 9 คน เครื่องมือที่ใช้นี้จะถือว่ามีความไว (sensitivity) เท่ากับ ร้อยละ 90 (9/10)

ประชากรปกติ (ไม่เป็นโรค) ทั้งหมด 10 คน



เครื่องมือคัดกรองแสดงผลว่าปกติ (ไม่เป็นโรค) อยู่ทั้งหมด 8 คน
และจะมีประชากรที่ปกติ (ไม่เป็นโรค) จำนวน 2 คน ที่เครื่องมือรายงานผลผิดว่าเป็นโรค
(ผลบวกลวง, false positive)

รูปที่ 6.3

หากมีประชากรที่ไม่เป็นโรคทั้งหมด 10 คน เครื่องมือที่ใช้คัดกรองสามารถจะบอกได้ว่าประชากรเหล่านี้
ไม่เป็นโรคอยู่จำนวน 8 คน เครื่องมือที่ใช้จะถือว่ามีความจำเพาะ (specificity) เท่ากับ ร้อยละ 80 (8/10)

ดังนั้นจะเห็นว่า ประสิทธิภาพการคัดกรองการได้ยินในการตรวจหาเด็กที่มีภาวะการ
ได้ยินบกพร่องขึ้นอยู่กับความไวและความจำเพาะของเครื่องมือที่ใช้คัดกรองโดยตรง ซึ่งเครื่องมือที่
ใช้คัดกรองเหล่านี้ นอกจากจะสามารถตรวจพบว่าเป็นโรคได้อย่างแม่นยำแล้ว ยังต้องสามารถที่จะแยกคน
ไม่เป็นโรคได้อย่างแม่นยำด้วยเช่นกัน เพื่อจะทำให้การตรวจคัดกรองโรคในประชากรที่สนใจมีผลบวกลวง
หรือผลลบลวงให้น้อยที่สุด ยิ่งเครื่องมือมีความไวและค่าความจำเพาะสูงในการตรวจคัดกรองมากเท่าไร
ก็จะยิ่งบ่งบอกว่าเครื่องมือที่ใช้คัดกรองมีความแม่นยำในการตรวจแยกประชากรที่เป็นโรคและประชากร
ที่ไม่เป็นโรคได้แม่นยำเท่านั้น ซึ่งจะส่งผลให้มีประสิทธิภาพของการคัดกรองที่ดีในท้ายที่สุดนั่นเอง

3. ประวัติความเป็นมาของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด

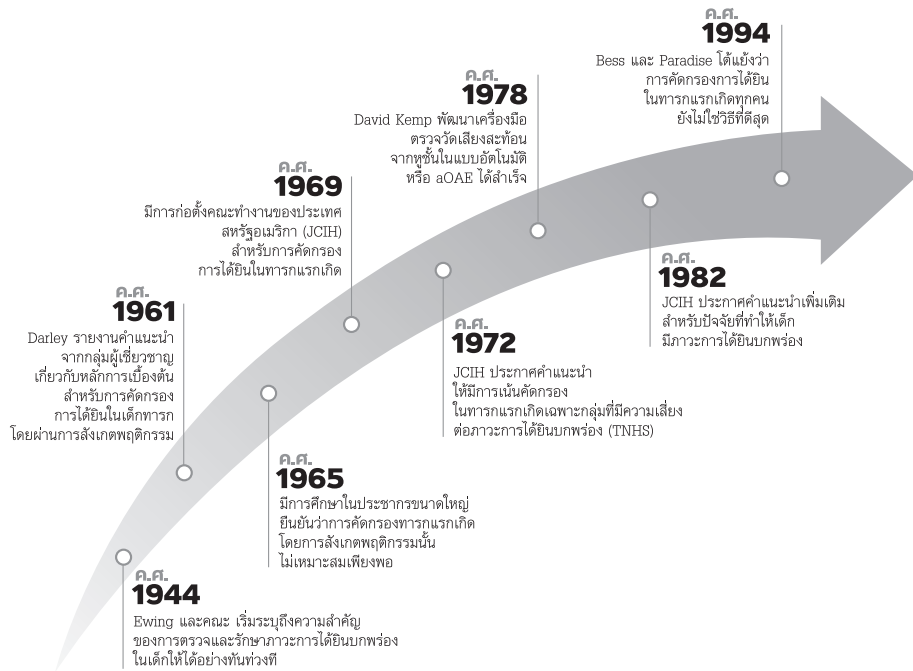
การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดมีการกล่าวถึงและพิจารณาถึงข้อดีข้อเสียในแวดวง
วิชาการเป็นวงกว้างมาหลายสิบปีจนกว่าจะสามารถทำให้เกิดขึ้นได้จริงและนิยมกันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน
ซึ่งการจะทำการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้สำเร็จและมีประสิทธิภาพ โดยเฉพาะหากต้องทำการ
คัดกรองทารกแรกเกิดทุกคน (universal newborn hearing screening, UNHS) ได้นั้น จำเป็นต้องได้รับ
การสนับสนุนทั้งทรัพยากรมนุษย์และเงินทุนมากมายจากภาครัฐ อีกทั้งอาศัยความร่วมมือจากภาคเอกชน
ส่วนต่าง ๆ รวมถึงภาคประชาชน ที่เข้าใจและตระหนักถึงความสำคัญของการคัดกรองโรคแต่เนิ่น ๆ เพื่อ
ป้องกันภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ จากภาวะการได้ยินบกพร่องที่อาจจะเกิดขึ้นได้ในภายหลัง ซึ่งหากไม่ได้รับ
การดูแลรักษาอย่างทัน่วงที ก็จะไม่สามารถกลับมาสู่ภาวะปกติได้อย่างเดิม ดังนั้นประวัติความเป็นมาของ
การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดในอดีต จึงมีประโยชน์ต่อการศึกษาและเรียนรู้ถึงความจำเป็นที่จะ
ต้องทำการคัดกรองเด็กทารกทุกคน ทั้งที่เกิดขึ้นในต่างประเทศและในประเทศไทย ซึ่งเป็นหลักฐานสำคัญ
สำหรับความพยายามของผู้เชี่ยวชาญและคณะทำงานทั้งภาครัฐและภาคเอกชนเพื่อจะทำการคัดกรองโรค
ให้เกิดขึ้นได้จริง อีกทั้งยังเป็นตัวอย่างหรือกรณีศึกษาสำหรับการเรียนรู้หลักของการคัดกรองโรคแต่เนิ่น ๆ
รวมทั้งการเข้าใจอุปสรรคต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นระหว่างการผลักดันให้เกิดการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด
ทุกคนได้เป็นอย่างดี



3.1 ประวัติความเป็นมาของการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดในต่างประเทศ: การตระหนักถึงความสำคัญของการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิด เพื่อจะวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องและเด็กสามารถจะได้รับการดูแลรักษาแต่เนิ่น ๆ ซึ่งจัดเป็นการป้องกันในระดับทุติยภูมิ มีการกล่าวถึงและพิจารณาในแวดวงวิชาการมาอย่างยาวนานตั้งแต่ ค.ศ. 1944 โดย Ewing และคณะ⁽²⁰⁾ ได้ระบุไว้อย่างชัดเจนว่า “มีความจำเป็นอย่างเร่งด่วนที่ต้องศึกษาและหาวิธีการใด ๆ เพื่อที่จะตรวจการได้ยินในเด็กเล็กให้ได้ โดยเฉพาะในช่วงหนึ่งขวบแรกของเด็ก เพื่อจะให้เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องสามารถจะได้รับการดูแลรักษาอย่างรวดเร็วที่สุด” ซึ่งต้องยอมรับว่าในสมัยก่อนกว่า 80 ปีที่แล้ว งานวิจัยหรือหลักฐานเชิงประจักษ์รวมทั้งเครื่องมือและเทคโนโลยีต่าง ๆ มีอย่างจำกัดมากเมื่อเทียบกับปัจจุบัน ซึ่งผู้เชี่ยวชาญและนักวิจัยต่าง ๆ ก็ได้ตระหนักและเห็นความสำคัญของการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิด โดยได้พยายามศึกษาวิจัยเพื่อจะสามารถคัดกรองและตรวจวินิจฉัยเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องให้ได้ภายในหนึ่งขวบแรกตามที่ Ewing และคณะ ได้ระบุไว้ อย่างไรก็ตาม การคัดกรองการได้ยินก็ยังมีข้อจำกัดอีกมากจากการตรวจคัดกรองผ่านการสังเกตพฤติกรรม (behavioral response) ของเด็ก โดยในปี ค.ศ. 1961 Darley⁽²¹⁾ ได้รายงานคำแนะนำจากกลุ่มผู้เชี่ยวชาญเกี่ยวกับหลักการเบื้องต้นสำหรับการคัดกรองการได้ยินในเด็กทารก โดยผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กเล็กอายุ 2 เดือน และประเมินว่าเด็กมีการสะดุ้ง ผวาหรือมีการขยับตาหลังจากมีการปล่อยเสียงที่มีความดังระดับหนึ่งไปแล้วหรือไม่ อย่างไรก็ตาม จะเห็นว่าหลักการประเมินการได้ยินในเด็กทารกโดยการสังเกตพฤติกรรมมีความน่าเชื่อถือค่อนข้างน้อย เนื่องจากเป็นที่ทราบกันดีว่าการตอบสนองของเด็กที่อายุน้อยกว่า 6 เดือน มักจะเกิดจากการตอบสนองในระดับเสียงกระตุ้นที่ต่ำกว่าระดับการได้ยิน (suprathreshold) อีกทั้งการสังเกตพฤติกรรมเหล่านี้มีอคติสูงจากผู้ตรวจ ที่คิดว่าเป็นการตอบสนองจากการได้ยินของเด็กจริง ๆ^(22,23) นอกจากนี้ ในปี ค.ศ. 1965 ยังมีการศึกษาในทารกแรกเกิดกว่า 1,000 คน โดยใช้การตรวจคัดกรองการได้ยินแบบสังเกตพฤติกรรม และได้ข้อสรุปว่า การตรวจคัดกรองการได้ยินโดยวิธีนี้ไม่เหมาะสมที่จะใช้ตรวจในทารกแรกเกิด⁽²⁴⁾ จนกระทั่งในปี ค.ศ. 1969 ได้มีการก่อตั้งคณะกรรมการในประเทศสหรัฐอเมริกา (Joint Committee on Infant Hearing, JCIH) ซึ่งเกิดขึ้นจากคณะทำงานจำนวนสามหน่วยงาน ได้แก่ สมาคมโสตสัมผัสวิทยาและการแก้ไขการพูดแห่งประเทศไทย (American Speech Language Hearing Association, ASHA) สถาบันจักษุวิทยาและโสต คอ นาสิกวิทยาแห่งประเทศไทย (American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology, AAOO) และสถาบันกุมารเวชศาสตร์แห่งประเทศไทย (American Academy of Pediatrics, AAP) โดยมีเป้าหมายหลักสองประการ คือ ให้คำแนะนำสำหรับการตรวจภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้ตั้งแต่เนิ่น ๆ และ ดำเนินการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด ซึ่งคณะกรรมการชุดนี้ถือเป็นคณะกรรมการที่มีส่วนสำคัญทำให้การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดเป็นที่ยอมรับและนิยมไปกันอย่างแพร่หลาย และในปี ค.ศ. 1972 ก็ได้ประกาศคำแนะนำให้มีการเน้นคัดกรองทารกแรกเกิดเฉพาะกลุ่มที่มีความเสี่ยงต่อภาวะการได้ยินบกพร่องก่อน (targeted newborn hearing screening, TNHS) และคอยติดตามอย่างใกล้ชิดสำหรับทารกกลุ่มเสี่ยงเหล่านี้ต่อไป อย่างไรก็ตาม เนื่องจากงานวิจัยและหลักฐานเชิงประจักษ์ต่าง ๆ ในช่วงแรก ๆ ของการก่อตั้งคณะกรรมการนั้นมียังจำกัด ซึ่งในขณะนั้น ยังไม่มีหลักฐานใด ๆ ยืนยันได้ว่า จะสามารถตรวจคัดกรองการได้ยินได้อย่างน่าเชื่อถือและสามารถทำในจำนวนประชากรปริมาณมาก ๆ ได้สำเร็จ ดังนั้นใน

ช่วง 10–20 ปี แรกของการก่อตั้งคณะทำงาน การดำเนินการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดให้เกิดขึ้น ได้จริงจึงเป็นไปอย่างล่าช้า

จุดเปลี่ยนที่สำคัญมากสำหรับความสำเร็จในการคัดกรองการได้ยินเด็กตั้งแต่ยังเป็นทารกแรกเกิด คือการพัฒนาเครื่องมือตรวจวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในแบบอัตโนมัติ หรือ aOAE ในปี ค.ศ. 1978 โดย David Kemp⁽²⁵⁾ และการพัฒนาเครื่องตรวจการได้ยินระดับก้านสมองแบบอัตโนมัติ หรือ aABR ในปี ค.ศ. 1995 โดย Herrmann และคณะ⁽²⁶⁾ ซึ่งการพัฒนาเครื่องมือคัดกรองการได้ยินเหล่านี้ได้สำเร็จ ถือเป็นก้าวกระโดดที่สำคัญของการพัฒนาการตรวจคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องจนสามารถคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนได้สำเร็จเป็นวงกว้างจนถึงปัจจุบัน อย่างไรก็ตาม แม้ว่าจะมีเครื่องมือทั้งสองชนิดที่ช่วยทำให้เกิดการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดจำนวนมาก ๆ ได้สำเร็จ อุปสรรคที่สำคัญอีกอย่างของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนซึ่งมีการกล่าวถึงและถกเถียงกันอย่างกว้างขวางในช่วงนั้น คือ ยังไม่มีงานวิจัยและหลักฐานเชิงประจักษ์ที่ชัดเจนและเป็นที่ยอมรับโดยทั่วกันว่าการใช้เครื่องมือคัดกรองเหล่านี้ จะให้ผลลัพธ์ว่าทารกแรกเกิดได้รับการตรวจวินิจฉัยและได้รับการรักษาจนสามารถกลับมาสื่อสารได้เหมือนอย่างเด็กที่มีการได้ยินปกติทั่วไปได้ และที่สำคัญ ยังขาดงานวิจัยเรื่องของความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ หากต้องทำการคัดกรองทารกแรกเกิดทุก ๆ คน ซึ่งต้องใช้ทั้งทรัพยากรมนุษย์และทุนมหาศาลอีกมาก ซึ่งในช่วงนั้น Bess และ Paradise⁽²⁷⁾ ได้โต้แย้งอย่างชัดเจนและตรงไปตรงมาในปี ค.ศ. 1994 ว่า การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนยังไม่ใช่วิธีที่ดีที่สุดในการตรวจพบเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้ตั้งแต่เนิ่น ๆ ทั้งนี้ยังจำเป็นต้องอาศัยข้อมูลและการวิจัยที่น่าเชื่อถือในทุก ๆ แง่มุม ไม่ว่าจะเป็นวิธีการคัดกรอง ประสิทธิภาพของเครื่องมือที่ใช้ ประโยชน์ของการคัดกรอง รวมถึงความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ของการคัดกรองทารกแรกเกิดทุกคน เพื่อจะแสดงถึงประโยชน์ที่เกิดขึ้นจริงก่อนที่จะพิจารณาให้ทำการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุก ๆ คน ซึ่งการท้วงติงและขาดหลักฐานทางวิจัยที่ชัดเจนต่าง ๆ เหล่านี้ ทำให้การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนยังไม่เป็นที่ยอมรับโดยทั่วกันในวงวิชาการ ถึงแม้ว่าจะมีเครื่องมือคัดกรองที่สามารถจะช่วยตรวจพบว่าทารกแรกเกิดมีภาวะการได้ยินบกพร่องได้แล้วก็ตาม อย่างไรก็ตาม ทางคณะทำงานจาก JCIH ตั้งแต่เริ่มก่อตั้งคณะทำงานขึ้นมา ก็ยังคงยึดความพยายามที่จะให้ข้อมูลสนับสนุนการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดเรื่อยมา โดยในปี ค.ศ. 1982 และ ปี ค.ศ. 1994 ก็ได้รายงานปัจจัยที่ส่งผลให้เด็กเกิดการสูญเสียการได้ยินอีกหลายปัจจัยเพิ่มเติม ซึ่งหลังจากมีการถกเถียงและตระหนักถึงการขาดหลักฐานทางวิจัยที่สำคัญต่าง ๆ ก็ได้มีการศึกษาเกิดขึ้นอย่างมากมายเพื่อยืนยันประโยชน์และความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ตามมาเรื่อย ๆ จนกระทั่งปัจจุบัน สามารถมั่นใจได้ว่า การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนมีประโยชน์ต่อทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง สามารถทำได้อย่างมีประสิทธิภาพและมีความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ โดยหนึ่งในประเทศที่ประสบความสำเร็จอย่างสูงคือประเทศสหรัฐอเมริกาที่สามารถคัดกรองการได้ยินครอบคลุมทารกแรกเกิดทุก ๆ คนได้สูงถึงร้อยละ 98 ตั้งแต่ในปี ค.ศ. 2009 (ไม่รวมข้อมูลของเด็กทารกที่เสียชีวิตหรือผู้ปกครองปฏิเสธการตรวจ)⁽²⁸⁾ รูปที่ 6.4 แสดงการสรุปลำดับเหตุการณ์สำคัญของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนที่เกิดขึ้นในต่างประเทศ



รูปที่ 6.4

ลำดับเหตุการณ์ที่สำคัญของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) ที่เกิดขึ้นในต่างประเทศ

3.2 ประวัติความเป็นมาของการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดในประเทศไทย: ใน

ประเทศไทย มีการตระหนักและให้ความสนใจเรื่องการตรวจคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดในช่วงเวลาห่างจากที่เกิดขึ้นในต่างประเทศอยู่ระยะเวลาหนึ่ง ซึ่งประเทศไทยได้มีการกำหนดนโยบายการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดมาตั้งแต่ ปี ค.ศ. 1990 อย่างไรก็ตาม ด้วยข้อจำกัดในหลายเรื่อง ๆ ไม่ว่าจะเป็น ข้อจำกัดในเรื่องของทรัพยากรทางการแพทย์ เช่น ขาดแคลนบุคลากรผู้เชี่ยวชาญในการที่จะตรวจวินิจฉัยและรักษาทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง หรือ ขาดทุนสนับสนุนค่าใช้จ่ายในการตรวจคัดกรองการได้ยินให้กับบิดามารดาหรือผู้ปกครองของทารกแรกเกิด รวมถึงการตระหนักและรับรู้ถึงความสำคัญของการคัดกรองการได้ยินในทารกของภาคประชาชนยังมีน้อย ทำให้การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดในช่วงนั้นมีอย่างจำกัด อย่างไรก็ตาม ก้าวที่สำคัญที่ทำให้เริ่มเห็นภาพชัดเจนมากขึ้นสำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดที่เกิดขึ้นได้อย่างเป็นระบบสำหรับประเทศไทย คือ ในปี ค.ศ. 2017 ได้มีการบันทึกความร่วมมือระหว่าง ราชวิทยาลัยโสต ศอ นาสิกแห่งประเทศไทย และ กระทรวงสาธารณสุขของประเทศไทย เพื่อจะให้มีการพัฒนาประสิทธิภาพการดูแลผู้ป่วยด้านโสต ศอ นาสิก ทั้งหมด 3 โครงการ ได้แก่

- 1) โครงการกำหนดศักยภาพระดับโรงพยาบาลในการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดและการรักษาผู้ป่วยมะเร็งช่องปาก
- 2) โครงการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด
- 3) โครงการดูแลผู้ป่วยมะเร็งช่องปาก

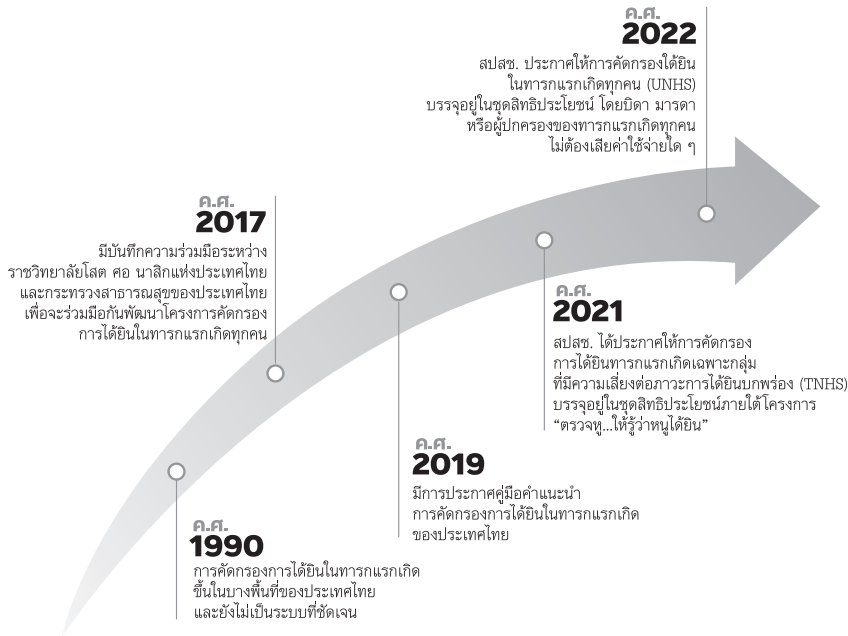
โดยทั้งสามโครงการถูกระบุกรอบการดำเนินงานให้แล้วเสร็จภายใน 3 ปี และหลังจากนั้นอีกสองปีต่อมา ในช่วงปี ค.ศ. 2019 ได้มีการประกาศคู่มือคำแนะนำสำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดของประเทศไทยขึ้นมาครั้งแรก ซึ่งจัดทำโดยคณะกรรมการจากหลายภาคส่วน ได้แก่ โรงพยาบาลราชวิถี กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ราชวิทยาลัยโสต ศอ นาสิกแพทย์แห่งประเทศไทย ราชวิทยาลัยกุมารแพทย์แห่งประเทศไทย ราชวิทยาลัยสูตินรีแพทย์แห่งประเทศไทย และสมาคมโสตสัมผัสวิทยาและการแก้ไขการพูดแห่งประเทศไทย เพื่อใช้คู่มือนี้เป็นแนวทางในการพัฒนาระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดให้มีมาตรฐานสำหรับประเทศไทย ซึ่งต่อมาในปี ค.ศ. 2021 สำนักงานหลักประกันสุขภาพแห่งชาติ (สปสช.) ก็ได้ประกาศให้การคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดเฉพาะกลุ่มที่มีความเสี่ยงต่อภาวะการได้ยินบกพร่อง (TNHS) บรรจุอยู่ในชุดสิทธิประโยชน์ ภายใต้โครงการที่ชื่อว่า “ตรวจหู...ให้รู้ว่าหูได้ยิน” เพื่อให้ทารกแรกเกิดที่มีความเสี่ยงต่อภาวะการได้ยินบกพร่องทุกคนสามารถได้รับการตรวจคัดกรองการได้ยินได้ตั้งแต่หลังคลอด โดยบิดามารดาหรือผู้ปกครองของทารกเหล่านี้ไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใด ๆ ซึ่งเป็นที่น่าสังเกตว่า ชุดสิทธิประโยชน์ที่ประกาศในปี ค.ศ. 2019 นี้ ครอบคลุมเฉพาะทารกกลุ่มเสี่ยงเท่านั้น เนื่องจากเป็นที่ทราบกันดีว่า หากจะต้องตรวจคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดทุกคนทั่วทั้งประเทศไทยแล้ว ยังจำเป็นต้องใช้บุคลากรทางการแพทย์ ผู้เชี่ยวชาญที่เกี่ยวข้องและทุนทรัพย์สนับสนุนด้านต่าง ๆ อย่างมากในการที่จะขับเคลื่อนและดำเนินโครงการทั่วทั้งประเทศให้สำเร็จ อย่างไรก็ตาม ได้มีคณะกรรมการประเมินเทคโนโลยีและนโยบายด้านสุขภาพ (Health Intervention and Technology Assessment Program, HITAP) ของประเทศไทย ผ่านการสนับสนุนทุนวิจัยจากสถาบันวิจัยระบบสาธารณสุข (สวรส.)⁽¹⁹⁾ เพื่อเริ่มทำการศึกษาในเรื่องของความเป็นไปได้ และความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนทั่วทั้งประเทศ ในหัวข้อวิจัยที่ชื่อว่า “การศึกษาการขยายบริการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดในประเทศไทย: ความเป็นไปได้ ต้นทุน และความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์” ตั้งแต่ปี ค.ศ. 2019 และเสร็จสิ้นในปี ค.ศ. 2022 โดยใช้ข้อมูลสำคัญจากงานวิจัยนี้เพื่อประชุมหารือกับทุกภาคส่วนในระดับนโยบายประเทศ ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ความเป็นไปได้ที่จะทำการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดทุกคนในประเทศไทย และมีความคุ้มค่าในทางเศรษฐศาสตร์ในการดำเนินโครงการทั่วทั้งประเทศ อย่างไรก็ตาม มีหนึ่งสาระสำคัญที่มีการถกเถียงและพิจารณากันอย่างรอบคอบด้วยความระมัดระวังซึ่งผู้เขียนเป็นส่วนหนึ่งในคณะกรรมการคือ แม้ว่าจะมีความเป็นไปได้ในการดำเนินโครงการในแง่ของต้นทุนการดำเนินโครงการ และมีความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ในระยะยาว แต่การขาดแคลนบุคลากรเพื่อทำการวินิจฉัยและรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง โดยเฉพาะ นักแก้ไขการได้ยินและนักแก้ไขการพูดในศูนย์ที่ทำหน้าที่รับการส่งต่อเด็กทารกที่ตรวจการคัดกรองการได้ยินแล้วไม่ผ่าน ยังเป็นปัญหาอย่างมากในประเทศไทย บุคลากรที่ชำนาญการเหล่านี้ มีไม่เพียงพอและยังไม่มีกระจายตัวทั่วประเทศไทย ซึ่งส่วนใหญ่ของนักแก้ไขการได้ยินและนักแก้ไขการพูดมักจะมีการกระจุกตัวอยู่ที่จังหวัดกรุงเทพมหานครเท่านั้น อย่างไรก็ตาม หากสามารถจะบริหารระบบการส่งตัวที่เป็นเครือข่ายอย่างชัดเจน มีการจัดการเลือกศูนย์ที่มีความพร้อมเพียงพอเพื่อจะรองรับการส่งตัวของทารกแรกเกิดที่ไม่ผ่านการคัดกรองการได้ยินในช่วงแรกของการดำเนินโครงการเพื่อการวินิจฉัยและรักษาการดำเนินการโครงการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดทุกคนยังมีความเป็นไปได้และสามารถบริหารจัดการได้อย่างมีประสิทธิภาพ และสิ่งสำคัญสำหรับการดำเนินโครงการระดับประเทศ คือ เมื่อมั่นใจว่าสามารถ

ทำให้เกิดประโยชน์ได้จริง ถึงแม้ว่าจะไม่มีความพร้อมอย่างทุกด้านในช่วงแรก ๆ ของการดำเนินโครงการ แต่เมื่อไรก็ตาม เกิดมีอุปสงค์ (demand) ขึ้นมาอย่างมาก เช่น มีการคัดกรองทารกแรกเกิดกระจายเกิดขึ้นทั่วทั้งประเทศ สิ่งนี้จะเป็นตัวขับเคลื่อนสำคัญที่จะส่งผลให้มีความต้องการของศูนย์การวินิจฉัยและการรักษาตามมาได้เช่นกัน ซึ่งความต้องการนี้จะเป็นตัวผลักดันให้เกิดอุปทาน (supply) หรือการขยายตัวของศูนย์วินิจฉัยและการรักษา เกิดการเร่งพัฒนาทั้งบุคลากรและความพร้อมของเครื่องมือต่าง ๆ สอดรับกับอุปสงค์ที่เกิดขึ้นตามมาได้ ดังนั้น ถึงแม้จะเป็นที่ทราบกันดีว่า โดยทฤษฎีแล้ว การคัดกรองโรคที่สนใจต่าง ๆ ควรจะต้องมีความพร้อมของศูนย์และทีมงานในการรองรับเพื่อการวินิจฉัยและการรักษาโรคที่ตรวจพบมากขึ้นในภายหลังได้เป็นอย่างดี แต่บางครั้งในเชิงการบริหารจัดการแล้ว การดำเนินโครงการที่ต้องใช้ทรัพยากรอย่างมาก โดยเฉพาะในระดับนโยบายประเทศนั้น หากต้องรอให้มีความพร้อมทุก ๆ ด้านทั้งหมดก่อน อาจจะไม่สามารถได้เริ่มต้นโครงการใด ๆ ได้เลย ซึ่งเป็นที่น่าสังเกตว่า ในบางประเทศซึ่งเป็นผู้นำด้านการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน เช่น ประเทศสหรัฐอเมริกา กลับพบว่า ในช่วงแรก ๆ ของการดำเนินการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน ก็ยังไม่มีศูนย์เพื่อรองรับการวินิจฉัยและการรักษาทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องอย่างเพียงพอ แต่เนื่องจากการคัดกรองทารกแรกเกิดทุก ๆ คนเกิดขึ้นไปทั่วทั้งประเทศ และมีความจำเป็นในการที่จะต้องส่งต่อทารกที่ตรวจการคัดกรองการได้ยินแล้วไม่ผ่านอีกจำนวนมาก สิ่งนี้จึงเป็นสิ่งผลักดันสำคัญเพื่อช่วยทำให้เกิดศูนย์รองรับสำหรับการวินิจฉัยและการรักษาทารกที่ไม่ผ่านการคัดกรองเกิดขึ้นตามมาภายหลัง จนมีการกระจายไปทั่วทั้งประเทศสหรัฐอเมริกาได้นั้นเอง⁽¹⁰⁾

ดังนั้น สำหรับประเทศไทย หลังจากมีความชัดเจนในเรื่องของความเป็นได้และความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ในปี ค.ศ. 2022 สปสช. จึงได้ประกาศให้การคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) บรรจุอยู่ในชุดสิทธิประโยชน์ โดยบิดามารดาหรือผู้ปกครองของทารกแรกเกิดทุกคน ไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใด ๆ ซึ่งการประกาศของ สปสช. ครั้งนี้ ถือเป็นความชัดเจนมากที่สุดในระดับนโยบายประเทศ ที่มีการผลักดันให้เกิดการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดทุก ๆ คนสำหรับประเทศไทย รูปที่ 6.5 แสดงการสรุปลำดับเหตุการณ์ที่สำคัญของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนที่เกิดขึ้นในประเทศไทย

4. เครื่องมือสำหรับการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด

เครื่องมือสำคัญสำหรับการตรวจการได้ยินในเด็กสามารถแบ่งเป็นสองกลุ่มใหญ่ ๆ คือ เครื่องมือที่อาศัยการประเมินจากการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก (behavioral test) และ เครื่องมือที่ไม่ได้อาศัยการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก หรือ การตรวจเชิงวัตถุวิสัย (objective test) ถึงแม้ว่าการตรวจการได้ยินที่อาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กจะถือว่าเป็นการตรวจที่ดีที่สุดหากตรวจได้สำเร็จ เด็กที่อายุน้อยกว่า 6 เดือน มักจะเกิดจากการตอบสนองในระดับเสียงกระตุ้นที่ต่ำกว่าระดับการได้ยินของเด็ก (suprathreshold) และการสังเกตพฤติกรรมมีอคติสูงจากผู้ทำการตรวจ^(22,23) ดังนั้น การตรวจคัดกรองการได้ยินในปัจจุบัน จึงใช้การตรวจเชิงวัตถุวิสัยเป็นหลัก และถือว่าเป็นหลักการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกที่เป็นมาตรฐานมาจนถึงปัจจุบัน ซึ่งเครื่องมือมาตรฐานที่นิยมใช้ได้แก่ aOAE และ aABR

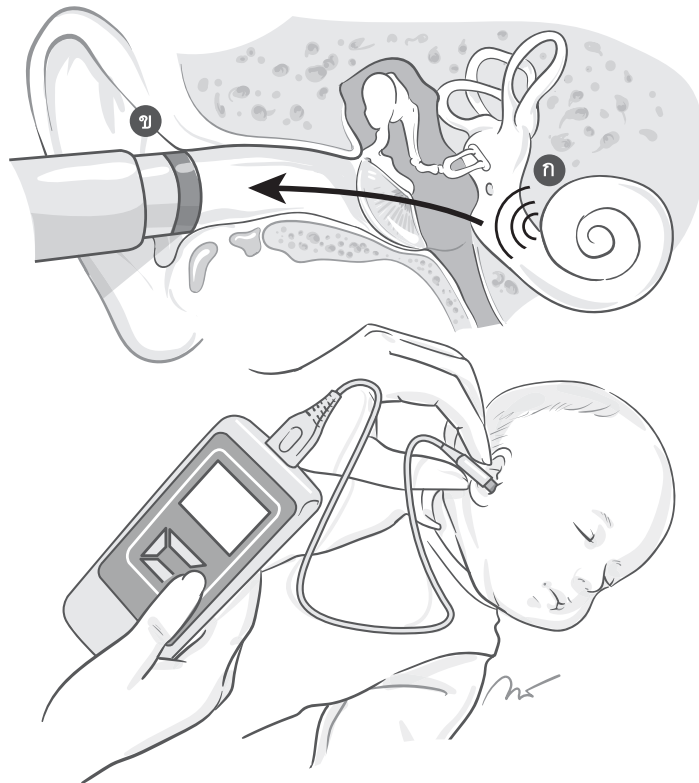


รูปที่ 6.5 ลำดับเหตุการณ์ที่สำคัญของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) ที่เกิดขึ้นในประเทศไทย

4.1 aOAE: ตั้งแต่ David Kemp สามารถพัฒนาเครื่องมือที่จะสามารถตรวจวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในแบบอัตโนมัติได้สำเร็จตั้งแต่ปี ค.ศ. 1978 การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดจึงเริ่มมีความเป็นไปได้ที่จะสามารถปฏิบัติได้จริงสำหรับทารกที่ฟังคลอดมาจากมารดาและสามารถตรวจคัดกรองในจำนวนมาก ๆ ในเวลาอันสั้น อีกทั้งยังมีความน่าเชื่อถือเพื่อจะนำไปสู่การวินิจฉัยและรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้เป็นอย่างดี ซึ่งโดยหลักการแล้ว การใช้เครื่อง aOAE มาคัดกรองการได้ยินในทารกนั้น เป็นการตรวจสอบว่ามีเสียงออกมาจากช่องหูเด็กทารกมากน้อยเพียงใด โดยมีไมโครโฟนรับเสียงชนิดพิเศษขนาดเล็กที่สามารถจะตรวจวัดคลื่นเสียงเหล่านั้นได้ และหากตรวจพบว่ามีเสียงเกิดขึ้นได้ในช่องหูทารกแรกเกิดก็แสดงว่า การทำงานของหูชั้นในเป็นปกติดี ดังรูปที่ 6.6 ซึ่งมีการพิสูจน์ชัดเจนแล้วว่า เสียงที่เกิดขึ้นมาในช่องหูชั้นนอกนั้น เกิดจากการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอก (outer hair cell) ที่อยู่ใน cochlea สร้างเสียงสะท้อนผ่านหูชั้นกลางและออกมาสู่ช่องหูชั้นนอกนั่นเอง⁽²⁵⁾ นอกจากนี้ ก็มีการศึกษายืนยันอีกว่า ผู้ป่วยที่มีการสูญเสียการได้ยินที่เกิดจากสาเหตุของเซลล์ขนชั้นนอกมีความผิดปกติ จะส่งผลให้เสียงสะท้อนจากหูชั้นในมีการลดลงอย่างชัดเจน⁽²⁹⁻³¹⁾

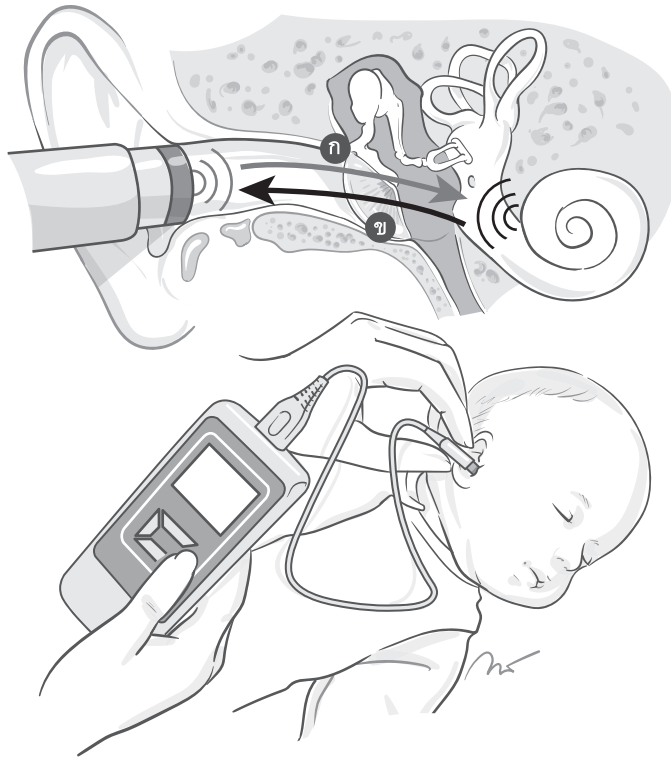
ในช่วงแรก ๆ ที่ตรวจพบ OAE ซึ่งเป็นเสียงที่เกิดจากหูชั้นในนั้น ยังเป็นการวัดเสียงที่เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติ ซึ่งเชื่อว่าเกิดจากเซลล์ขนชั้นนอกสร้างเสียงออกมา และมักจะมีควมดังประมาณ -10 ถึง 30 dB SPL (decibel sound pressure level)^(32,33) โดยเสียงสะท้อนที่เกิดขึ้นเองในหูชั้นนอกนี้จะรู้จักกันในชื่อว่า “spontaneous OAE” อย่างไรก็ตาม เป็นที่น่าสังเกตว่า spontaneous OAE นั้น ไม่สามารถจะ

ตรวจพบได้ในทุก ๆ คนแม้หูชั้นในจะมีความปกติก็ตาม ซึ่งการศึกษาที่ผ่านมา พบว่ามีประมาณมากถึงร้อยละ 20-40 ของคนปกติที่ไม่สามารถจะตรวจพบ spontaneous OAE ได้^(33,34) ดังนั้น ในปัจจุบันจึงไม่ได้ใช้ spontaneous OAE สำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด แต่จะมีการใช้อีกวิธีในการตรวจเสียงสะท้อน นั่นคือ แทนที่จะวัดปริมาณเสียงในหูชั้นนอกโดยตรง แต่จะมีการปล่อยเสียงกระตุ้นจากเครื่องมือเข้าไปในหูชั้นในก่อน และค่อยวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในนั้นใหม่อีกครั้ง และเรียกรูปการตรวจลักษณะนี้ว่า “evoked OAE” ดังรูปที่ 6.7 ซึ่งพบว่า การตรวจด้วยวิธีนี้ สามารถจะช่วยคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยวิธีการตรวจประเมิน evoked OAE สามารถทำได้สองลักษณะ ขึ้นอยู่กับชนิดและวิธีการปล่อยเสียงกระตุ้น หากใช้เสียงกระตุ้นที่มีช่วงเวลาของเสียงที่สั้นและมีการรวมหลายความถี่ของเสียงกระตุ้นเข้าไปด้วยกัน (เสียง click) จะเรียกว่า “transient evoked OAE (TEOAE)” แต่ถ้าหากใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) จำนวนสองความถี่เข้าไปกระตุ้นหูชั้นในก่อนและค่อยวัดเสียงที่สะท้อนออกมา ก็จะเรียกการตรวจลักษณะนี้ว่า “distortion product OAE (DPOAE)” ซึ่งทั้งสองวิธีสามารถนำมาใช้ตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้เช่นกัน



รูปที่ 6.6

หลักการของเครื่องตรวจ aOAE คือ การวัดเสียงสะท้อนที่ออกมาจากช่องหู (ก) โดยมีไมโครโฟนรับเสียงชนิดพิเศษขนาดเล็ก (ข) ที่สามารถจะตรวจรับคลื่นเสียงเหล่านั้นได้ และหากตรวจพบว่ามีเสียงเกิดขึ้นได้จริงในช่องหูชั้นนอก ก็แสดงว่า การทำงานของหูชั้นในเป็นปกติ (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 6.7

หลักการของเครื่องตรวจ evoked OAE คือ การปล่อยเสียงกระตุ้นเข้าไปในหูชั้นในก่อน (ก) และคอยวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในใหม่อีกครั้ง (ข) ซึ่งทำได้สองวิธี ขึ้นอยู่กับชนิดและวิธีการปล่อยเสียงกระตุ้น หากใช้เสียงกระตุ้นที่มีช่วงเวลาของเสียงที่สั้นและมีการรวมหลายความถี่ของเสียงกระตุ้นเข้าไปด้วยกัน (เสียง click) จะเรียกว่า “transient evoked OAE (TEOAE)” แต่ถ้าหากใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) จำนวนสองความถี่เข้าไปกระตุ้นหูชั้นในก่อนและคอยวัดเสียงที่สะท้อนออกมา ก็จะมีการตรวจลักษณะนี้ว่า “distortion product OAE (DPOAE)”
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

1) การใช้เสียงกระตุ้นของ TEOAE เป็นการใช้เสียง click ซึ่งถือว่าเป็นเสียงที่มีช่วงเวลาของการกระตุ้นที่สั้นและมีหลายเสียงหลายความถี่อยู่ด้วยกัน โดยเมื่อวัดความดังของเสียง click ที่ใช้กระตุ้นใน TEOAE จะพบว่า มีความดังสูงสุด (peak) อยู่ที่ประมาณ 80 dB peSPL (decibel peak equivalent sound pressure level) โดยเสียงกระตุ้น click นี้ จะเข้าไปกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอกตลอดแนว basilar membrane ของ cochlea และจะส่งผลให้เกิดการตอบสนองของเซลล์ขนชั้นนอกและเซลล์ประสาทรับเสียงที่ชัดเจนในช่วงความถี่ประมาณ 1,000–4,000 เฮิรตซ์⁽³⁵⁾ โดยทั่วไป ผลตรวจที่ได้จาก TEOAE สามารถจะประเมินได้ว่าเซลล์ขนชั้นนอกในช่วงความถี่ใดบน basilar membrane มีปัญหาหรือเซลล์ขนชั้นนอกในช่วงความถี่ใดที่ยังทำงานได้ปกติ โดยการสังเกตจากความดังของเสียงที่สะท้อนออกมาจากหูชั้นใน ว่ามีความดังมากกว่าเสียงรบกวนอื่น ๆ ที่อยู่ในช่องหูอยู่เท่าไร (signal to noise ratio, SNR) นอกจากนี้ การประเมินค่า stability หรือการประเมินว่าเสียงกระตุ้น click มีความดังคงที่อย่างเพียงพอในการกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอกมากน้อยแค่ไหน และการประเมินค่า reproducibility หรือการประเมินว่าเสียงสะท้อนที่วัดได้ในช่องหู

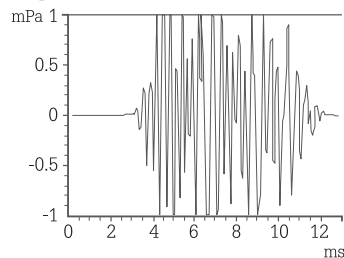
ชั้นนอกโดยภาพรวม มีการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิมมากน้อยเท่าไร ก็ถือว่าเป็นค่าที่สำคัญสำหรับใช้แปลผลการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกผ่านการใช้เครื่อง TEOAE เช่นกัน (รูปที่ 6.8) สำหรับการนำ TEOAE มาใช้คัดกรองการได้ยินในทารกนั้น เพื่อให้ง่ายต่อผู้ใช้งานและไม่จำเป็นต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลตรวจ จึงมีการกำหนดเกณฑ์ผ่านของการคัดกรองการได้ยินขึ้นมา โดยพิจารณาจากค่าของ SNR, stability และ reproducibility มาสรุปเป็นเกณฑ์ผ่านของการตรวจคัดกรองการได้ยิน เช่น Pitathawatchai และคณะ⁽³⁶⁾ ใช้เกณฑ์ reproducibility ไม่น้อยกว่าร้อยละ 60 ค่า stability มากกว่าร้อยละ 80 และ SNR ต้องมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 6 dB อย่างน้อยสามความถี่ของ 1,000, 1,500, 2,000, 3,000 หรือ 4,000 เฮิรตซ์ เพื่อใช้เป็นเกณฑ์ผ่านสำหรับการศึกษาเรื่องการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนของโรงพยาบาลในภาคใต้ของประเทศไทย เป็นต้น ซึ่งเครื่องมือที่ใช้สำหรับคัดกรองการได้ยินก็จะสามารถแสดงผลออกมาให้แบบอัตโนมัติบนหน้าจอบว่า “ผ่าน (pass)” หรือ “ส่งต่อ (refer)” ดังรูปที่ 6.9 อย่างไรก็ตาม เกณฑ์ผ่านที่กำหนดขึ้นมานั้น ยังไม่มีเกณฑ์มาตรฐานหรือเกณฑ์ที่ยอมรับกันโดยทั่วไป และเกณฑ์เหล่านี้ก็มักจะถูกกำหนดมาตั้งแต่เริ่มต้นโดยบริษัทผู้ผลิตเครื่องมือ ทำให้เกณฑ์ผ่านของแต่ละบริษัทอาจจะไม่ตรงกันเสมอไป ดังนั้นผู้ใช้งานเครื่อง aOAE ต้องตระหนักถึงเกณฑ์ที่อาจแตกต่างกันได้ในแต่ละบริษัท และเกณฑ์ที่แตกต่างกันเหล่านี้ย่อมจะส่งผลต่อค่าความไวและความจำเพาะของเครื่องมือในแต่ละบริษัทได้อีกเช่นกัน

Ear: Right
 Date/Time: 1/1/2002 1:10:30 Am
 Test type: TE-QuickScreen
 Stimulus: 83.4dBpe
 Mode: Neo Diag
 Tester ID: OAE
 Data file: 10GC11[8.DTA]
 Notes:

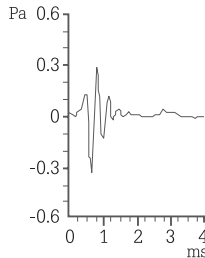
Test Summary

Total OAE response = 23.2dBspl Total Noise = 13.5dBspl

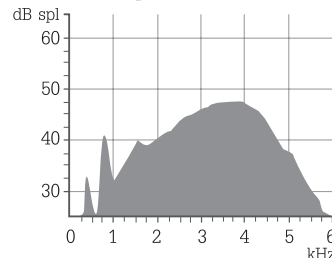
Response waveform



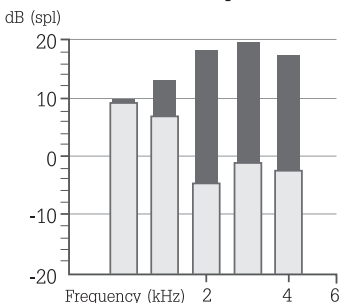
Checkfit stimulus



Ear canal response



Half octave band OAE power



Test Environment

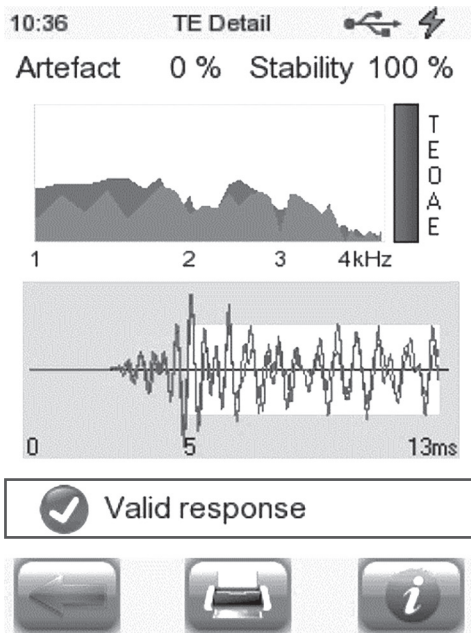
NLO = 260
 RejLev = 49.5dBspl
 Hardware = JSBOAE

NHi = 342
 Test time = 110s
 Repro = 90%
 Stim stab = 89%
 Probe = Probe 1

Freq (kHz)	Signal (dBspl)	Noise (dBspl)	SNR (dB)
1.0	-0.8	9.3	-10.1
1.4	12.9	6.8	6.2
2.0	17.8	-4.6	22.4
2.8	19.0	-1.3	20.2
4.0	17.1	-2.8	19.9

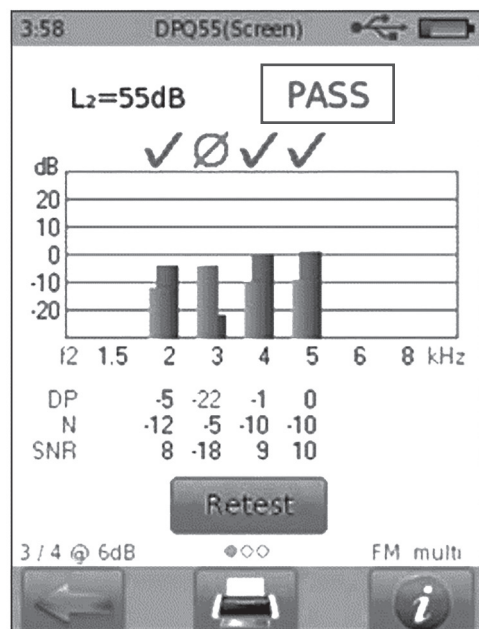
รูปที่ 6.8

ค่าเกณฑ์ต่าง ๆ เช่น SNR (ก) , stability (ข) และ reproducibility (ค) สำหรับใช้ในการแปลผล TEOAE เพื่อประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกและภาวะการได้ยินบกพร่อง



รูปที่ 6.9

เครื่อง aOAE (TEOAE) แสดงผลการคัดกรองการได้ยินบนหน้าจอว่า “ผ่าน (Valid response)”



รูปที่ 6.10

เครื่อง aOAE (DPOAE) แสดงผลการคัดกรองการได้ยินบนหน้าจอว่า “ผ่าน (PASS)”

2) การใช้เสียงกระตุ้นของ DPOAE จะเป็นการใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์แทนที่จะใช้เสียง click เหมือนใน TEOAE โดยเสียงบริสุทธิ์ที่ใช้ใน DPOAE นั้น เป็นเสียงที่มีความถี่แตกต่างกันจำนวนสองความถี่ (F_1 และ F_2) และมีอัตราส่วนกันและกันอยู่ที่ประมาณ 1.2 เสมอ ($F_2/F_1 = 1.2$) ซึ่งความดังของเสียงบริสุทธิ์ทั้งสองที่ใช้กระตุ้นนั้น จะมีค่าอยู่ที่ประมาณ 65 dB SPL (L_1) และ 55 dB SPL (L_2) และเมื่อปล่อยเสียงกระตุ้นทั้งสองความถี่เข้าไปกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอกพร้อม ๆ กันแล้ว จะสามารถวัดเสียงที่สะท้อนออกมาได้ โดยเฉพาะเสียงสะท้อนที่มีค่าความถี่เท่ากับ $2F_1 - F_2$ จะเป็นเสียงสะท้อนที่ดังมากที่สุด ในหูชั้นนอกของมนุษย์ที่สามารถวัดได้ ทำให้เสียงสะท้อนของ DPOAE ที่มีความถี่เท่ากับ $2F_1 - F_2$ ง่ายต่อการวัดและประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกนั่นเอง ซึ่งการนำ DPOAE มาใช้คัดกรองการได้ยิน จะมีการกำหนดเกณฑ์ผ่านของการคัดกรองการได้ยินขึ้นมาเช่นกัน อย่างไรก็ตาม เกณฑ์ผ่านเหล่านี้ ก็ยังไม่มีมาตรฐานหรือเกณฑ์ที่ยอมรับกันโดยทั่วไป และถูกกำหนดมาแล้วตั้งแต่เริ่มต้นจากบริษัทผู้ผลิตเครื่องมือ โดยสามารถจะแสดงผลออกมาให้แบบอัตโนมัติบนหน้าจอว่า “ผ่าน (pass)” หรือ “ส่งต่อ (refer)” ดังรูปที่ 6.10

จะเห็นว่าการใช้ aOAE เพื่อใช้คัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด ไม่ว่าจะเป็นการตรวจด้วยวิธี TEOAE หรือ DPOAE เป็นการประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกกว่ามีความปกติหรือไม่ หากมีความผิดปกติของเซลล์ขนชั้นนอกเหล่านี้ ก็จะต้องถือว่าเด็กมีภาวะการได้ยินบกพร่อง ซึ่งความผิดปกติของเซลล์ขนชั้นนอกถือว่าเป็นสาเหตุการสูญเสียการได้ยินชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (sensorineural hearing loss, SNHL) ที่พบเจอได้บ่อย เนื่องจากเซลล์ขนชั้นนอกมักจะถูกทำลายได้ง่ายจากยาที่เป็นพิษต่อ

หูชั้นใน การขาดออกซิเจนไปเลี้ยง หรือ เสียงที่ดังมาก ๆ เป็นต้น^(37,38) ดังนั้น หากการตรวจคัดกรองการได้ยินด้วย aOAE และได้ผลที่ไม่ผ่าน โดยเฉพาะในเด็กทารกที่ไม่มีปัญหาของหูชั้นกลางหรือหูชั้นนอกใด ๆ แสดงว่า เด็กทารกมีความผิดปกติของการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกและจะถือว่าเด็กทารกน่าจะมีภาวะการได้ยินบกพร่องนั่นเอง ซึ่งการศึกษาในอดีตที่ผ่านมาพบว่า ค่าความไวของการใช้ aOAE เพื่อใช้คัดกรองการได้ยิน จะอยู่ที่ประมาณ ร้อยละ 55-100^(39,40) และค่าความจำเพาะในการคัดกรองการได้ยินจะอยู่ที่ประมาณ ร้อยละ 71-91^(39,41) โดยการศึกษาในต่างประเทศยังพบอีกว่า อัตราการส่งต่อ (referral rate) หลังการตรวจคัดกรองการได้ยินครั้งแรกที่โรงพยาบาลด้วย aOAE มีค่าอยู่ที่ประมาณร้อยละ 6.5-13 หรืออีกนัยคือ ในจำนวนเด็กทารกทั้งหมด 100 คนที่ได้รับการคัดกรองการได้ยินด้วย aOAE ที่โรงพยาบาล จะมีโอกาสที่เด็กทารกจำนวนไม่เกิน 13 คน ไม่ผ่านการคัดกรองการได้ยินครั้งแรกจากโรงพยาบาลที่เด็กทารกคลอดนั่นเอง สำหรับประเทศไทย Pitathawatchai และคณะ⁽³⁶⁾ ได้ใช้ aOAE เพื่อคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดทุกคนในสี่โรงพยาบาลของภาคใต้และพบว่า อัตราการส่งต่อหลังการตรวจคัดกรองการได้ยินครั้งแรกที่โรงพยาบาลไปแล้ว มีค่าอยู่ที่ประมาณร้อยละ 11 (638/5922) ซึ่งมีค่าที่ค่อนข้างใกล้เคียงกับค่าของการศึกษาในต่างประเทศเช่นกัน อย่างไรก็ตาม หากทำการนัดตรวจคัดกรองการได้ยินซ้ำอีกครั้งสำหรับเด็กทารกที่ไม่ผ่านการตรวจคัดกรองการได้ยินในครั้งแรกที่โรงพยาบาล จะช่วยให้อัตราการส่งต่อของการใช้เครื่อง aOAE เพื่อการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดลดลงเหลืออยู่ที่ประมาณร้อยละ 1-1.5 เท่านั้น⁽⁴²⁻⁴⁵⁾ ทั้งนี้ เนื่องจากเด็กทารกหลังคลอดประมาณ 24-48 ชั่วโมงแรก มักจะมีไขทวารกหลังคลอดค้างอยู่มากในหูชั้นนอก หรืออาจมีน้ำขังในหูชั้นกลางอยู่ชั่วคราว (temporary otitis media with effusion) ซึ่งส่งผลให้เสียงสะท้อนจากหูชั้นในไม่สามารถจะเดินทางผ่านหูชั้นกลางหรือหูชั้นนอกเพื่อมาถึงไมโครโฟนรับเสียงของเครื่อง aOAE ได้สะดวก⁽⁴⁶⁻⁴⁸⁾ ดังนั้น การนัดตรวจซ้ำหลังเด็กทารกคลอดจากโรงพยาบาลใหม่เป็นครั้งที่สอง จะช่วยให้ไขทวารกหลังคลอดและน้ำขังในหูชั้นกลางลดน้อยลงหรือหายไป ทำให้เครื่อง aOAE สามารถจะวัดเสียงสะท้อนผ่านหูชั้นกลางและหูชั้นนอกได้ตามปกติ จนส่งผลให้อัตราการส่งต่อลดลงไปอย่างมากเมื่อเทียบกับอัตราการส่งต่อหลังการตรวจคัดกรองครั้งแรกที่โรงพยาบาลนั่นเอง

สำหรับการใช้ aOAE เพื่อการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดนั้น ควรจะต้องทำในสถานที่ที่เงียบเพียงพอ แต่ไม่จำเป็นต้องใช้สถานที่ถึงขั้นเป็นห้องเก็บเสียงเพราะอาจทำให้สิ้นเปลืองได้โดยไม่จำเป็น และผู้ทำการคัดกรองจะต้องสังเกตช่องหูของทารกให้แน่ใจว่าไม่มีการอุดตันจากขี้หูหรือไขทวารกหลังคลอด (vernix caseosa) ซึ่งการใช้นิ้วมือนวดเบา ๆ บริเวณแถว tragus ของหู สามารถช่วยให้เศษขี้หูหรือไขทวารกหลังคลอดหลุดลอกในบริเวณช่องหูชั้นนอก อีกทั้งยังทำให้มั่นใจได้ว่าช่องหูของทารกที่มักจะเล็กและอ่อนตัวง่าย ไม่ได้ยุบตัว (collapsed ear canal) บดบังไมโครโฟนหรือตัวปล่อยเสียงของเครื่อง aOAE ในช่องหูได้อีกด้วย และที่สำคัญ หากพบว่าเครื่อง aOAE รายงานผลว่าไม่ผ่านการตรวจคัดกรองการได้ยิน ผู้ทำการคัดกรองต้องตรวจสอบให้แน่ใจว่า ขี้หูหรือไขทวารกหลังคลอดไม่ได้ไปอุดตันไมโครโฟนหรืออุดตัวปล่อยเสียงของเครื่อง aOAE จนทำให้เครื่องรายงานผลว่าเด็กทารกไม่ผ่านการคัดกรองการได้ยินโดยทั่วไป ระยะเวลาในการตรวจคัดกรองการได้ยินด้วยเครื่อง aOAE จะใช้เวลาในการตรวจไม่เกิน 5 นาที ในสภาวะแวดล้อมของสถานที่ตรวจมีความเหมาะสมและเด็กทารกอยู่นิ่ง⁽¹²⁾ ซึ่งข้อดีข้อเสียของการใช้เครื่อง aOAE ในการตรวจคัดกรองการได้ยินมีดังต่อไปนี้

ข้อดี

1) การใช้เครื่อง aOAE สามารถทำได้ง่ายและค่อนข้างสะดวก เนื่องจากเป็นเพียงการนำไมโครโฟนและตัวปล่อยเสียงของเครื่องใส่ให้พอดีกับช่องหูของเด็กทารก ก็สามารถตรวจวัดเสียงสะท้อนได้ทันที (รูปที่ 6.11) โดยไม่มีความจำเป็นต้องมีสายวัดหรือตัวนำไฟฟ้าแปะผิวหนัง (electrode) สำหรับวัดกระแสไฟฟ้าบนศีรษะเพิ่มเติมเหมือนเครื่องตรวจ aABR

2) ค่าวัสดุสิ้นเปลืองของเครื่อง aOAE มักถูกกว่าค่าวัสดุสิ้นเปลืองของเครื่อง aABR เนื่องจากไม่ต้องมีการใช้สายวัดหรือตัวนำไฟฟ้าแปะผิวหนังเพิ่มเติม

3) การตรวจคัดกรองด้วยเครื่อง aOAE มักจะใช้เวลาในการตรวจที่สั้นกว่าการตรวจคัดกรองด้วยเครื่อง aABR⁽⁴⁹⁾

ข้อเสีย

1) เครื่อง aOAE สามารถตรวจได้เฉพาะภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุจากเซลล์ขนชั้นนอกผิดปกติเท่านั้น ไม่สามารถใช้ประเมินภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุมาจากความผิดปกติของเซลล์ขนชั้นใน (inner hair cell) หรือความผิดปกติจากเส้นประสาทรับเสียง (auditory nerve) เช่น ภาวะการได้ยินบกพร่องในกลุ่มโรค auditory neuropathy spectrum disorder (ANSD) ได้

2) หากหูชั้นกลางหรือหูชั้นนอกมีพยาธิสภาพอื่น ๆ เช่น น้ำขังในหูชั้นกลาง ขี้หูอุดตันหรือไขทวารกหลังคลอดในหูชั้นนอก จะส่งผลให้เครื่อง aOAE แสดงผลว่าไม่ผ่านการคัดกรอง เนื่องจากเสียงสะท้อนจากหูชั้นในไม่สามารถจะเดินทางมาถึงหูชั้นนอกได้ ถึงแม้ว่าเด็กทารกนั้นจะมีการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกที่ปกติและไม่มีการได้ยินบกพร่องก็ตาม (ผลบวกลวง, false positive)

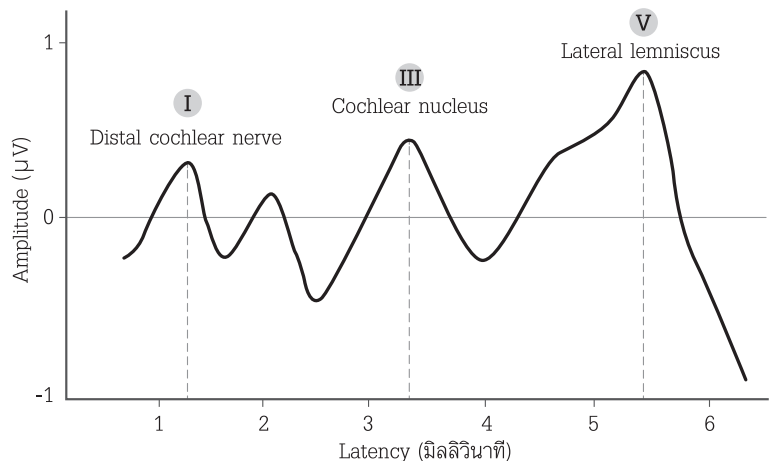


รูปที่ 6.11

การนำไมโครโฟนและตัวปล่อยเสียงของเครื่อง aOAE (ลูกศร) ใส่ให้พอดีกับช่องหูของเด็กทารกก็สามารถจะตรวจวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในและประเมินภาวะการได้ยินบกพร่องของเด็กได้ทันที



4.2 aABR: การใช้เครื่องคัดกรองการได้ยินชนิด aABR มีหลักการที่แตกต่างจากการใช้เครื่องคัดกรองการได้ยินชนิด aOAE เนื่องจาก aABR จะใช้การปล่อยเสียงเข้าไปกระตุ้นหูชั้นในและวัดกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากการตอบสนองของเซลล์ประสาทรับเสียงที่อยู่บริเวณก้านสมอง ซึ่งสามารถจะวัดกระแสไฟฟ้านั้นได้ผ่านผิวหนัง แทนที่จะใช้การวัดเสียงสะท้อนโดยตรงจากหูชั้นในเหมือนเครื่อง aOAE ดังนั้น แม้จุดประสงค์ของการทำงานของ aOAE และ aABR จะเหมือนกัน แต่ลักษณะเครื่องมือและการทำงานที่แตกต่างกัน จึงส่งผลให้ประสิทธิภาพและข้อดีข้อเสียของเครื่องมือย่อมจะแตกต่างกัน โดยทั่วไปเสียงที่ใช้กระตุ้นสำหรับ aABR มักจะใช้เสียง click ในการกระตุ้นเพื่อให้เกิดการนำเสียงผ่านหูชั้นในและไปถึงก้านสมองเพื่อให้เซลล์ประสาทรับเสียงถูกกระตุ้นและมีกระแสไฟฟ้าระหว่างมีการนำเสียงเกิดขึ้น โดยกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนผิวหนังบริเวณศีรษะเหล่านี้ จะสามารถวัดได้เป็นกราฟที่เห็นชัดเจนตั้งแต่ wave I, wave II, wave III, wave IV จนถึง wave V ซึ่งมีแหล่งกำเนิดของไฟฟ้ามาจาก distal auditory nerve, proximal auditory nerve, cochlear nucleus, superior olivary complex และ lateral lemniscus ตามลำดับ⁽⁵⁰⁾ อย่างไรก็ตาม เมื่อสังเกตกราฟที่เกิดขึ้นจากการใช้เสียงกระตุ้นเซลล์ประสาทระดับก้านสมอง จะพบว่า wave V เป็นตำแหน่งที่เห็นชัดเจนที่สุด (รูปที่ 6.12) ดังนั้น เครื่อง aABR ที่ใช้ในปัจจุบัน จึงใช้ wave V เป็นหลักในการแปลผลอย่างอัตโนมัติว่าการได้ยินมีความบกพร่องหรือไม่ หากปล่อยเสียงกระตุ้นที่ความดังระดับต่าง ๆ และพบว่าสามารถตรวจพบ wave V ที่ระดับความดังของเสียงกระตุ้นนั้น ๆ ได้ ก็แสดงว่ามีการตอบสนองของเซลล์ประสาทรับเสียงบริเวณก้านสมองเกิดขึ้น และสามารถแปลผลอย่างอัตโนมัติได้ว่าที่ระดับความดังของเสียงกระตุ้นที่สนใจ เด็กทารกมีการได้ยินที่ปกติหรือไม่ ซึ่งทำให้ง่ายต่อการอ่านผลโดยไม่ต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญ (รูปที่ 6.13) โดยทั่วไป ความดังของเสียงกระตุ้นในเครื่อง aABR ที่ผ่านมาและใช้กันอย่างแพร่หลายในงานวิจัยมักจะถูกตั้งไว้ที่ระดับ 35 dB nHL (decibel normalized hearing level) เป็นค่าเริ่มต้น⁽⁵¹⁾ อย่างไรก็ตาม เครื่อง aABR ของบางบริษัทเครื่องมือ ก็ยังสามารถเปลี่ยนระดับความดังของเสียงกระตุ้นที่หลากหลายเพิ่มเติมได้อีกเช่นกัน ทำให้สามารถจะเปลี่ยนเกณฑ์ของการคัดกรองการได้ยินเพื่อคัดแยกระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องที่แตกต่างกันได้จากระดับความดังเสียงกระตุ้นที่หลากหลายของเครื่อง aABR



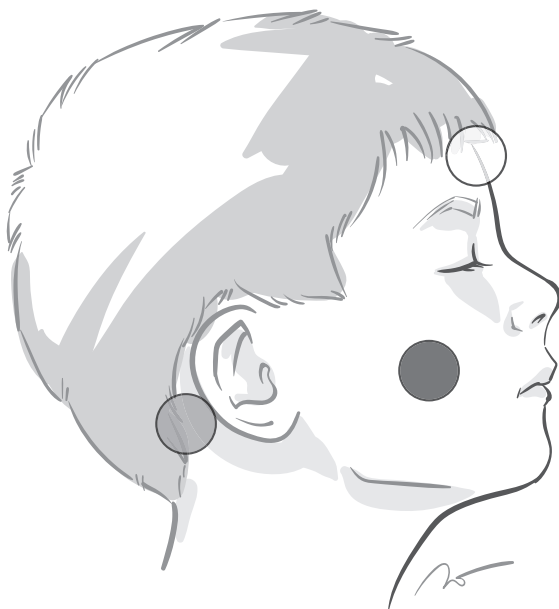
รูปที่ 6.12

กราฟการตอบสนองของเซลล์ประสาทรับเสียงตั้งแต่เส้นประสาทรับเสียงจนถึงระดับก้านสมอง สังเกตว่า wave V จะเห็นชัดเจนกว่า wave I และ wave III

ตัวปล่อยเสียงของเครื่อง aABR ในช่องหูของทารก นอกจากนี้ ผู้ทำการคัดกรองต้องทำความสะอาดผิวหนัง บริเวณที่จะติดตัวนำไฟฟ้าแปะผิวหนัง เพื่อวัดกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนศีรษะของทารกแรกเกิดขณะทำการ คัดกรองด้วย โดยสามารถที่จะติดตัวนำไฟฟ้าแปะผิวหนังไว้ที่หน้าผาก แก้ม และกระดูกมาสตอยด์หลังหู ข้างที่จะทำการตรวจ ดังรูปที่ 6.14 โดยระยะเวลาในการตรวจคัดกรองการได้ยินด้วยเครื่อง aABR จะใช้ เวลาในการตรวจประมาณ 5–20 นาที^(12,60) ขึ้นอยู่กับสภาวะแวดล้อมของสถานที่ว่ามีความเงียบเพียงพอ และเด็กทารกอยู่นิ่งมากน้อยเพียงใด ซึ่งข้อดีข้อเสียของการใช้เครื่อง aABR ในการตรวจคัดกรองการได้ยิน มีดังต่อไปนี้

ข้อดี

1) เครื่อง aABR เป็นการประเมินการทำงานตั้งแต่หูชั้นในจนกระทั่งไปถึงเซลล์ประสาท รับเสียงระดับก้านสมอง ดังนั้น การใช้เครื่อง aABR คัดกรองการได้ยิน นอกจากจะสามารถประเมินภาวะ การได้ยินบกพร่องจากเซลล์ขนชั้นนอกได้แล้ว ยังสามารถที่จะประเมินภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุ มาจากความผิดปกติของเซลล์ขนชั้นในและความผิดปกติจากเส้นประสาทรับเสียง โดยเฉพาะใน ANSD ได้ด้วยเช่นกัน ซึ่งสาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดภาวะบกพร่องทางการได้ยินใน ANSD ได้แก่ ความผิดปกติทาง พันธุกรรมที่ส่งผลต่อการสร้างโปรตีน otoferlin⁽⁶¹⁾ หรือ ความผิดปกติทางกายวิภาค เช่น auditory nerve hypoplasia เป็นต้น⁽⁶²⁾ โดยปัจจัยเสี่ยงสำหรับ ANSD ได้แก่ น้ำหนักแรกเกิดน้อย การคลอดก่อนกำหนด ที่อายุครรภ์น้อยกว่า 28 อาทิตย์ การใช้เครื่องช่วยหายใจ การใช้ยาที่เป็นพิษต่อหูชั้นใน การเกิดภาวะ hyperbilirubinemia จนต้องได้รับการเปลี่ยนถ่ายเลือด มี intraventricular hemorrhage, hypoxic ischemic encephalopathy, anoxia, respiratory distress หรือมี intrauterine growth restriction เป็นต้น⁽⁶³⁻⁶⁷⁾ ซึ่งจะสังเกตเห็นว่าเด็กทารกที่มีโอกาสจะเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องและมีความเสี่ยงเกิด ANSD ได้ ก็มักจะอยู่ที่ห้องอภิบาลทารกแรกเกิดภาวะวิกฤต (neonatal intensive care unit, NICU)



รูปที่ 6.14

ตำแหน่งการติดตัวนำไฟฟ้าแปะผิวหนัง บนศีรษะ (หน้าผาก แก้ม และกระดูกมาสตอยด์หลังหู) ของเครื่อง aABR เพื่อวัดกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้น หลังการปล่อยเสียงกระตุ้นผ่านช่องหูชั้นนอกเพื่อ ทำการตรวจคัดกรองการได้ยิน

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำรา คณะแพทยศาสตร์)

เป็นส่วนใหญ่ ดังนั้น การใช้เครื่อง aABR สำหรับการคัดกรองการได้ยินทารกที่อยู่ใน NICU จึงเหมาะสมมากกว่าการใช้เครื่อง aOAE ทั้งนี้ก็เพื่อที่จะสามารถคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องจาก ANSD ได้ด้วยนั่นเอง มีการศึกษาที่ผ่านมาในอดีตพบว่า ความชุกของโรคกลุ่ม ANSD พบได้ตั้งแต่ร้อยละ 1.8 จนถึงร้อยละ 16.4 ของเด็กที่สูญเสียการได้ยินแบบถาวรทั้งหมด⁽⁶⁷⁻⁷¹⁾

2) เครื่อง aABR สามารถที่ตรวจคัดกรองการได้ยินทารกที่อาจจะมีพยาธิสภาพในหูชั้นกลางหรือหูชั้นนอกเล็ก ๆ น้อย ๆ ได้ หากพยาธิสภาพนั้นไม่ได้มีมากจนทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องอย่างชัดเจน รวมทั้งเสียงกระตุ้นของเครื่อง aABR ยังมีความดังเพียงพอที่จะเข้าไปกระตุ้นหูชั้นในได้ ซึ่งตรงกันข้ามกับเครื่อง aOAE ที่ไม่สามารถจะตรวจวัดเด็กทารกมีพยาธิสภาพในหูชั้นกลางหรือหูชั้นนอกได้ เนื่องจากเสียงสะท้อนจากหูชั้นในอาจจะถูกขัดขวางหรือบดบังจากพยาธิสภาพบริเวณหูชั้นกลางหรือหูชั้นนอกเหล่านั้น ทำให้เสียงสะท้อนจากหูชั้นในไม่สามารถจะเดินทางมาถึงไมโครโฟนวัดเสียงของเครื่อง aOAE ได้สะดวก

3) เครื่อง aABR มีอัตราการส่งต่อเพื่อการวินิจฉัยที่น้อยกว่า เมื่อเทียบกับเครื่อง aOAE ดังนั้น จำนวนเด็กทารกที่ไม่ผ่านการคัดกรองการได้ยินด้วย aABR จึงมีแนวโน้มที่น้อยกว่า ส่งผลให้ภาระงานในการที่จะต้องวินิจฉัยโรคและฟื้นฟูรักษาเด็กทารกที่ตรวจการคัดกรองการได้ยินแล้วไม่ผ่าน มีจำนวนที่น้อยกว่า

ข้อเสีย

1) การใช้เครื่อง aABR มีขั้นตอนที่มากกว่าขั้นตอนการใช้เครื่อง aOAE โดยเฉพาะต้องมีการทำความสะอาดผิวหนังบริเวณศีรษะเพื่อใช้สายวัดและตัวนำไฟฟ้าแปะบนผิวหนังเพิ่มเติม เพื่อจะวัดกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นขณะปล่อยเสียงกระตุ้นจากเครื่อง aABR เข้าไปในหูชั้นใน

2) เครื่อง aABR มีค่าวัสดุสิ้นเปลืองจากตัวนำไฟฟ้าแปะผิวหนังที่เพิ่มเติมทุกครั้งที่มีการตรวจคัดกรองการได้ยิน

3) การตรวจคัดกรองด้วยเครื่อง aABR มักจะใช้เวลาในการตรวจที่มากกว่าการตรวจคัดกรองด้วยเครื่อง aOAE เนื่องจากต้องมีการทำความสะอาดผิวหนังบริเวณศีรษะของเด็กทารกเพื่อเอาสิ่งสกปรก รวมทั้งขี้โคลต่าง ๆ ออก ซึ่งจะช่วยลดความต้านทานและเพิ่มประสิทธิภาพในการนำกระแสไฟฟ้าขณะตรวจ aABR

4) เนื่องจาก aABR เป็นการประเมินเซลล์ประสาทรับเสียงระดับก้านสมองโดยตรง ดังนั้น เด็กทารกที่แม้ไม่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจริง แต่กรณีเด็กทารกบางรายที่มีระบบประสาทต่าง ๆ ที่ยังเจริญเติบโตไม่เต็มที่ ก็อาจจะส่งผลต่อกราฟของ aABR และเครื่องสามารถรายงานผลว่าไม่ผ่านการคัดกรองการได้ยินได้ (ผลบวกлож, false positive)⁽⁷²⁾

5. หลักการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด

ในอดีตที่ยังไม่มีการค้นพบเครื่องมือ aOAE หรือ aABR การคัดกรองได้ยินเด็กตั้งแต่ยังเป็นทารกแรกเกิด จะอาศัยเพียงแต่การตรวจจากการสังเกตพฤติกรรมเท่านั้น ซึ่งเป็นที่ทราบกันดีว่า การตรวจการได้ยินจากการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก มีอคติจากผู้ตรวจได้สูง และการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นของเด็ก

ก็ไม่สามารถจะแสดงถึงระดับการได้ยินของเด็กที่แท้จริงได้ นอกจากนี้ ยังมีการศึกษาพบอีกว่า บิดาและมารดา หรือผู้ปกครองของเด็กมักจะพาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องทางการได้ยินมาตรวจเมื่อเด็กอายุ 2 ถึง 3 ปีไปแล้ว⁽⁷³⁾ ซึ่งถือว่าช้าเกินไปและไม่ทันการณ์ที่จะดูแลรักษาฟื้นฟูภาวะการได้ยินบกพร่องของเด็กได้อย่างทันทั่วทั้งที่ หรือหากเด็กมีภาวะสูญเสียการได้ยินที่ระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยและไม่เกิน 40 dB HL (decibel hearing level) ก็มักจะถูกรวบรวมว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่องในช่วงที่เด็กอายุประมาณ 6 ถึง 7 ปี⁽⁷⁴⁾ ดังนั้น การที่สามารถพัฒนาเครื่องมือคัดกรองการได้ยินให้สามารถตรวจคัดกรองเด็กได้ตั้งแต่วัยยังเป็นทารกแรกเกิด จึงมีความสำคัญอย่างมากที่จะทำให้ทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องสามารถได้รับการวินิจฉัยได้ตั้งแต่นั้น ๆ และได้รับการรักษาฟื้นฟูภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทันทั่วทั้งที่ มีการศึกษาพบว่า หากสามารถให้การดูแลรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องภายในอายุไม่เกิน 1 ปี เด็กเหล่านี้ก็สามารถที่จะมีพัฒนาการทางภาษาเหมือนเด็กปกติทั่วไปได้ภายในอายุ 5 ปี^(75,76) ซึ่งหลักสำคัญสำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดเพื่อที่จะสามารถตรวจวินิจฉัยและรักษาฟื้นฟูเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องให้ได้ทันทั่วทั้งที่มีดังต่อไปนี้

5.1 การกำหนดกลุ่มประชากรเป้าหมาย: โดยทั่วไป การจะคัดกรองโรคทุกชนิดนั้นมีความสำคัญมากที่จะต้องกำหนดกลุ่มประชากรเป้าหมายสำหรับการคัดกรองให้ได้อย่างชัดเจน เนื่องจากประสิทธิภาพและความแม่นยำต่าง ๆ ของการคัดกรองโรค จะเปลี่ยนไปทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนแปลงนโยบายของกลุ่มประชากรเป้าหมาย เป็นที่ทราบกันดีว่า เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องแบบถาวรและมีระดับความรุนแรงตั้งแต่ปานกลางเป็นต้นไป จะมีผลต่อกระทบต่อพัฒนาการทางด้านภาษา การพูด การเรียน และการเข้าถึงสังคมในท้ายที่สุด⁽⁷⁷⁾ ดังนั้นอย่างน้อยที่สุด การคัดกรองการได้ยินควรจะต้องมีกลุ่มประชากรเป้าหมายที่มีความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องแบบถาวรในหูทั้งสองข้างที่ระดับปานกลางเป็นต้นไป อย่างไรก็ตาม มีการศึกษาในระยะหลังหลายการศึกษายืนยันว่า จริง ๆ แล้ว การสูญเสียการได้ยินแบบถาวรเพียงเล็กน้อยนั้น ก็สามารถส่งผลกระทบต่อพัฒนาการทางภาษาและพัฒนาการด้านอื่น ๆ ของเด็กได้เช่นกัน โดยพบว่า ประมาณร้อยละ 37 ของเด็กที่สูญเสียการได้ยินแบบถาวรเพียงเล็กน้อย มีปัญหาด้านการใช้ภาษาในการสื่อสาร และไม่สามารถเรียนทันเพื่อนที่โรงเรียนจนต้องถูกซ้ำชั้น⁽⁷⁸⁻⁸⁰⁾ ซึ่งเครื่องมือในคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องในปัจจุบันยังมีข้อจำกัดในการคัดกรองอยู่บ้าง โดยเฉพาะเครื่อง aOAE ที่ยังไม่สามารถใช้ตรวจภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีความรุนแรงระดับเพียงเล็กน้อยได้ เนื่องจากว่า เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรูปฟังเสียงบกพร่องเพียงเล็กน้อยนั้น (mild degree of SNHL) เซลล์ขนชั้นนอกจำนวนหนึ่งยังคงสามารถสร้างเสียงสะท้อนกลับออกมาจากหูชั้นในได้ ทำให้เครื่อง aOAE ยังสามารถวัดเสียงสะท้อนและแปลผลว่าปกติ^(29,31) อย่างไรก็ตาม เครื่อง aABR จากบางบริษัทเครื่องมือสามารถจะปรับเกณฑ์ของเสียงกระตุ้นที่ต่ำกว่า 35 dB nHL ได้ ในกรณีเช่นนี้ เครื่อง aABR สามารถจะนำไปใช้คัดกรองกลุ่มประชากรเป้าหมายที่มีความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องระดับเพียงเล็กน้อยได้

นอกจากประเด็นเรื่องความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องที่จะต้องพิจารณาเพื่อกำหนดกลุ่มประชากรเป้าหมายให้ชัดเจนว่าจะเลือกคัดกรองกลุ่มใดแล้ว สิ่งสำคัญอีกประการสำหรับการกำหนดกลุ่มประชากรเป้าหมายในการคัดกรองคือ การเลือกที่จะคัดกรองประชากรเฉพาะบางกลุ่มหรือไม่ เหตุผลสำคัญที่จำเป็นต้องเลือกคัดกรองเฉพาะกลุ่มและไม่คัดกรองการได้ยินเด็กทารกทุก ๆ คน อาจจะ

เนื่องมาจากการขาดความพร้อมด้านทรัพยากรมนุษย์หรือทุนทรัพย์ต่าง ๆ ที่จะทำให้การคัดกรองเด็กทารกทุกคนได้สำเร็จ ซึ่งองค์การอนามัยโรคได้เน้นย้ำและให้คำแนะนำชัดเจนว่า รูปแบบของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดสามารถปรับเปลี่ยนได้ เพื่อจะสามารถนำรูปแบบการคัดกรองการได้ยินไปปฏิบัติได้จริงอย่างเหมาะสมตามพื้นที่นั้น ๆ โดยมีการพิจารณาบริบทต่าง ๆ อย่างครอบคลุม ไม่ว่าจะเป็นเรื่องของความพร้อมของบุคลากรทางการแพทย์ ความพร้อมของเครื่องมือต่าง ๆ ที่ใช้ในการคัดกรอง วินิจฉัย และรักษาฟื้นฟู ลักษณะวัฒนธรรมของชุมชน สภาพเศรษฐกิจและสังคมของพื้นที่นั้น ๆ เป็นต้น นอกจากนี้ หากไม่สามารถคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดทุกคนได้ โดยเฉพาะในช่วงเริ่มต้นของการทำโครงการการคัดกรอง การเลือกคัดกรองเฉพาะบางกลุ่มเท่านั้นก็ยังมีประโยชน์ ไม่ว่าจะเป็นการคัดกรองเฉพาะกลุ่มเสี่ยงต่อภาวะการได้ยินบกพร่อง (ตารางที่ 6.1)⁽¹¹⁾ การคัดกรองเฉพาะทารกแรกเกิดที่อยู่ใน NICU หรือ การคัดกรองเฉพาะทารกแรกเกิดที่อยู่ในบางพื้นที่ (geographical subset) ซึ่งพื้นที่เหล่านั้นมีความพร้อมเพียงพอที่จะสามารถให้การวินิจฉัยและรักษาฟื้นฟูทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างมีประสิทธิภาพ^(10,81) ดังนั้น การคัดกรองการได้ยินในทารกจะต้องพิจารณาถึงประสิทธิภาพและความเป็นไปได้ตั้งแต่เริ่มทำการคัดกรองจนถึงจะสามารถที่จะดูแลรักษาทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทั่วถึง การปรับรูปแบบการคัดกรองต่าง ๆ ตามบริบทของสถานที่ที่จะทำการคัดกรองโดยเฉพาะในช่วงริเริ่มทำการคัดกรองการได้ยิน จึงมีความจำเป็นที่จะต้องนำมาพิจารณาอย่างถี่ถ้วน เนื่องจากการคัดกรองการได้ยินในทารกต้องใช้บุคลากรทางการแพทย์และทรัพยากรอื่น ๆ อย่างมาก เพื่อให้การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้ประโยชน์สูงสุด

ตารางที่ 6.1 ปัจจัยเสี่ยงที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่อง

(รวบรวมและเรียบเรียงข้อมูลจากเอกสารอ้างอิงที่ 11)

- | | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <ul style="list-style-type: none"> • ครอบครัวมีภาวะการได้ยินบกพร่องในวัยเด็ก • ได้รับการดูแลใน NICU มากกว่า 5 วัน • มีภาวะตัวเหลืองจนต้องได้รับการถ่ายเลือด • รับประทานยาเชื้อในกลุ่ม aminoglycoside มากกว่า 5 วัน • ขาดอากาศหายใจระหว่างคลอดหรือสมองขาดเลือด • ได้รับการรักษาด้วยเครื่องช่วยพยุงการทำงานของหัวใจและปอด • การติดเชื้อในมดลูกจากมารดา เช่น เชื้อ cytomegalovirus, herpes simplex, rubella, syphilis หรือ zika เป็นต้น | <ul style="list-style-type: none"> • มีโครงสร้างของกะโหลกศีรษะและใบหน้ารวมทั้งความผิดปกติของช่องหูและใบหูที่ผิดปกติ • มีโรคทางพันธุกรรมที่สัมพันธ์กับความผิดปกติของหู เช่น neurofibromatosis, Usher syndrome, Waardenburg syndrome, Pendred syndrome เป็นต้น • ติดเชื้อเยื่อหุ้มสมองหรือติดเชื้อในสมอง • อุบัติเหตุทางศีรษะ • รับประทานเคมีบำบัด • ผู้ปกครองหรือผู้ดูแลมีความกังวลว่าเด็กมีปัญหาทางการได้ยิน |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|



5.2 การตรวจคัดกรองหลังทารกคลอดไปแล้วมากกว่า 24–48 ชั่วโมง: โดยทั่วไป เด็กทารก หลังคลอดประมาณ 24–48 ชั่วโมงแรก มักจะมีไขทวารกหลังคลอดค้างอยู่เยอะในหูชั้นนอกหรืออาจมีน้ำขัง ในหูชั้นกลางอยู่ชั่วคราว ซึ่งจะส่งผลทำให้การตรวจคัดกรองการได้ยินแล้วไม่ผ่านได้ง่าย⁽⁴⁶⁻⁴⁸⁾ มีการศึกษาเพื่อ การตรวจคัดกรองการได้ยินทารกแรกคลอดจำนวน 31,092 คน และพบว่า หากทำการคัดกรองหลังทารก คลอดที่ 24 ชั่วโมง จะมีทารกได้ผลผ่านจากการคัดกรอง จำนวนร้อยละ 71 ของทารกทั้งหมดที่ได้รับการ คัดกรอง แต่หากเลื่อนไปทำการคัดกรองหลังทารกคลอดที่ 120 ชั่วโมงแทน จะมีทารกได้ผลผ่านจากการ คัดกรอง เพิ่มขึ้นเป็นจำนวนร้อยละ 94 ของทารกทั้งหมดที่ได้รับการคัดกรอง⁽⁸²⁾ ดังนั้น หากจะทำการคัด กรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้อย่างมีประสิทธิภาพ ควรจะเริ่มทำการคัดกรองการได้ยินหลังทารกคลอด ไปแล้วมากกว่า 24–48 ชั่วโมง เพื่อลดโอกาสที่จะต้องส่งต่อเด็กที่การได้ยินเป็นปกติแต่เครื่องรายงานว่า ผลการคัดกรองไม่ผ่าน หรือ เกิดผลบวกลวง (false positive) จากสาเหตุของไขทวารกหลังคลอดค้างอยู่เยอะ ในหูชั้นนอกหรือน้ำขังในหูชั้นกลางชั่วคราว เป็นต้น

5.3 การนัดตรวจคัดกรองการได้ยินซ้ำ (rescreening): ถึงแม้ว่าการคัดกรองการได้ยิน ในทารกแรกเกิดควรจะต้องทำหลังจากทารกคลอดไปแล้ว 24–48 ชั่วโมงก็ตาม ในความเป็นจริงแล้ว ทารก หลังคลอดที่โรงพยาบาลส่วนใหญ่มักไม่ได้พักฟื้นนาน และทารกที่ปกติก็มีแนวโน้มที่จะกลับไปพักฟื้นที่บ้าน ได้เร็ว เนื่องจากทารกมีสุขภาพที่แข็งแรงรวมทั้งสถานพยาบาลมีความจำเป็นที่ต้องบริหารจัดการจำนวน เตียงและทีมบุคลากรให้เหมาะสมเพียงพอสำหรับการดูแลผู้ป่วยทุกคน ทำให้บางครั้งมีความจำเป็นต้อง ทำการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดก่อนที่จะกลับบ้านให้สำเร็จโดยเร็ว ซึ่งไขทวารกหลังคลอดหรือน้ำขังใน หูชั้นกลางอยู่ชั่วคราวก็ย่อมมีโอกาสน้อยลงที่จะหายไปได้ทันหากทำการคัดกรองการได้ยินหลังทารกคลอด ได้ไม่นาน ส่งผลให้การคัดกรองการได้ยินที่โรงพยาบาลเพียงหนึ่งครั้ง มีอัตราที่ทารกมีผลการคัดกรองไม่ ผ่านที่สูง ดังนั้น จึงมีคำแนะนำว่า ควรจะต้องมีการนัดตรวจคัดกรองซ้ำอีกครั้งหลังจากทารกกลับไปพักฟื้น ที่บ้านแล้ว มิฉะนั้น หากทำการคัดกรองการได้ยินเพียงครั้งเดียวที่โรงพยาบาล จะมีโอกาสที่จำนวนทารกที่ ได้ผลการคัดกรองว่าไม่ผ่านที่สูง ส่งผลให้เพิ่มภาระงานที่มากเกินไปในการที่จะต้องวินิจฉัยยืนยันว่าทารกที่ ได้ผลการคัดกรองไม่ผ่านเหล่านี้มีภาวะการได้ยินบกพร่องจริงหรือไม่ ซึ่งเป็นที่ทราบกันดีว่า การยืนยันการ วินิจฉัยและการรักษาฟื้นฟูเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องต้องมีความแม่นยำ เชื่อถือได้ ทำให้ต้องใช้เวลา นานและต้องการทีมผู้เชี่ยวชาญในการดูแล ดังนั้น อัตราการส่งต่อเพื่อการวินิจฉัยหรือเพื่อการรักษาฟื้นฟู ที่สูงเกินไปย่อมจะส่งผลต่อประสิทธิภาพโดยภาพรวมของทั้งการคัดกรอง วินิจฉัย และรักษาฟื้นฟูตามมาได้ อย่างไรก็ตาม การคัดกรองการได้ยินซ้ำที่มากเกินไป จะทำให้โอกาสของผลการตรวจการคัดกรองที่ได้ผลว่า ผ่านโดยบังเอิญเพิ่มมากขึ้น ซึ่งทำให้ทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจริง แต่ได้ผลการตรวจคัดกรองว่าผ่าน หรือผลลบลวง (false negative) เพิ่มมากขึ้นได้⁽⁸³⁻⁸⁵⁾ ดังนั้นผู้ทำการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดต้อง พึงระลึกไว้เสมอว่า ในกรณีที่ทารกได้ผลตรวจการคัดกรองว่าไม่ผ่าน และพยายามที่จะตรวจคัดกรองซ้ำ ๆ จนได้ผลตรวจการคัดกรองว่าผ่าน จะทำให้โอกาสของทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจริง ๆ แต่ได้ผลตรวจ การคัดกรองว่าผ่านและไม่ได้รับการวินิจฉัยแต่เนิ่น ๆ เพิ่มมากขึ้น

5.4 การเลือกรูปแบบการใช้เครื่องมือในการคัดกรอง: เนื่องจากทั้งเครื่องตรวจ aOAE และ aABR มีข้อดีข้อเสียที่แตกต่างกันออกไป การเลือกใช้เครื่องมือคัดกรองที่เหมาะสมตามบริบทของ

พื้นที่ที่จะทำการคัดกรองจึงมีความสำคัญและส่งผลต่อประสิทธิภาพการคัดกรองได้เช่นกัน โดยทั่วไป การเลือกรูปแบบการใช้เครื่องมือสำหรับคัดกรองการได้ยิน สามารถที่จะเลือกใช้เครื่องมือเพียงชนิดเดียวในการคัดกรอง (single technology protocol) เลือกใช้ทั้งสองเครื่องมือพร้อมกันสำหรับการคัดกรองครั้งแรก (2-technology protocol) หรือ เลือกใช้ทั้งสองเครื่องมือแต่ไม่ได้ใช้พร้อมกันสำหรับการคัดกรองครั้งแรก (2-stage protocol) ซึ่งข้อดีการเลือกใช้เครื่องมือชนิดเดียว คือ ง่ายต่อการฝึกสอนผู้ทำการคัดกรอง โดยฝึกสอนเพียงเครื่องมือชนิดเดียวและประหยัดค่าใช้จ่ายในการจัดซื้อ รวมทั้งประหยัดค่าใช้จ่ายในการซ่อมบำรุงจากเครื่องมือเพียงชนิดเดียว แต่การเลือกใช้เครื่องมือชนิดเดียวก็มีข้อเสีย คือ ไม่สามารถนำจุดเด่นของ aOAE ที่ใช้งานได้ง่ายและใช้ระยะเวลาที่สั้นในการตรวจ หรือ จุดเด่นของ aABR ที่สามารถตรวจหา กลุ่มโรค ANSD มาใช้ประโยชน์ร่วมกันได้

สำหรับรูปแบบของ 2-technology protocol หมายความว่า มีการใช้เครื่อง aOAE และ aABR ในการตรวจคัดกรองครั้งแรก ซึ่งทารกต้องได้ผลว่าผ่านทั้งจากเครื่อง aOAE และ aABR จึงจะถือว่าได้ผลผ่านจากการคัดกรอง หากได้ผลว่าไม่ผ่านจาก aOAE หรือ aABR เพียงเครื่องใดเครื่องหนึ่ง จะถือว่าได้ผลการคัดกรองที่ไม่ผ่านทันที กรณีที่ได้ผลว่าการคัดกรองไม่ผ่านในครั้งแรก จะมีการนัดทารกมาตรวจคัดกรองซ้ำ แต่จะใช้เครื่องคัดกรองชนิดใดชนิดหนึ่งเพียงอย่างเดียว หรือ จะใช้พร้อมกันทั้งสองเครื่องมือเหมือนการคัดกรองครั้งแรกก็ได้เช่นกัน ซึ่งข้อดีการใช้รูปแบบของ 2-technology protocol คือ ใช้จุดเด่นของเครื่อง aOAE ที่ใช้งานได้ง่ายในระยะเวลาที่สั้น และเครื่อง aABR ที่สามารถตรวจหา ANSD ได้นำมาใช้คัดกรองในคราวเดียวกัน สำหรับข้อเสียการใช้รูปแบบของ 2-technology protocol คือ จำเป็นต้องฝึกสอนเครื่องมือทั้งสองชนิดให้ผู้ทำการคัดกรอง มีค่าใช้จ่ายสูงขึ้นในการจัดซื้อ รวมทั้งมีค่าใช้จ่ายในการซ่อมบำรุงสำหรับเครื่องมือทั้งสองชนิด ใช้เวลาในการตรวจคัดกรองที่นานขึ้นจากการที่จะต้องตรวจให้เสร็จทั้งสองเครื่องมือ และมีโอกาสที่จำนวนทารกได้ผลการคัดกรองว่าไม่ผ่านที่สูง เนื่องจากต้องได้ผลการคัดกรองที่ผ่านทั้งสองเครื่องมือ ส่งผลให้เพิ่มภาระงานมากขึ้นในการที่จะต้องวินิจฉัยยืนยันว่าทารกที่มีผลการคัดกรองว่าไม่ผ่านมีภาวะการได้ยินบกพร่องจริงหรือไม่

สำหรับการเลือกใช้รูปแบบของ 2-stage protocol อาจจะเลือกใช้เครื่อง aOAE สำหรับการคัดกรองครั้งแรก และนัดทารกมาคัดกรองซ้ำด้วยเครื่อง aABR อีกครั้งกรณีที่ทารกได้ผลการคัดกรองว่าไม่ผ่านในครั้งแรก (1st aOAE / 2nd aABR) หรือ อาจจะเลือกใช้เครื่อง aABR สำหรับการคัดกรองครั้งแรกแทน และนัดทารกมาคัดกรองซ้ำด้วยเครื่อง aOAE ในกรณีที่ทารกได้ผลการคัดกรองว่าไม่ผ่านในครั้งแรก (1st aABR / 2nd aOAE) ก็ได้เช่นกัน สังเกตว่า การเลือกรูปแบบ 2-stage protocol นี้ จะยังมีโอกาสที่ทารกจำนวนหนึ่ง โดยเฉพาะที่มีปัญหา ANSD ได้ผลว่าผ่านการคัดกรองในครั้งใดครั้งหนึ่งกรณีมีการตรวจด้วยเครื่อง aOAE เนื่องจากทารกที่มีปัญหา ANSD เหล่านี้ ไม่ได้มีปัญหาคีเซลล์ขนชั้นนอกเป็นหลัก ทำให้ aOAE ที่ใช้ประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอก ไม่สามารถจะตรวจพบความผิดปกติได้ อย่างไรก็ตาม มีการศึกษาพบว่า ทารกที่พักฟื้นในหอผู้ป่วยเด็กที่มีสุขภาพดี (well-baby nursery) มีความชุกของ ANSD ที่ต่ำมาก (เพียงร้อยละ 0.006–0.030 เท่านั้น)⁽⁸⁶⁾ ดังนั้น ปัจจุบันจึงยอมรับการใช้รูปแบบของ 2-stage protocol สำหรับการคัดกรองทารกที่พักฟื้นในหอผู้ป่วยเด็กที่มีสุขภาพดี แม้ว่าจะมีโอกาสที่ไม่สามารถจะตรวจพบทารกที่มี ANSD อยู่จำนวนหนึ่งก็ตาม ในทางตรงกันข้าม ไม่แนะนำให้มีการใช้เครื่อง aOAE

มาทำการคัดกรองการได้ยินในทารกที่ได้รับการดูแลรักษาใน NICU เนื่องจาก ทารกเหล่านี้มีโอกาสตรวจพบ ANSD ได้มากและเครื่อง aOAE ไม่สามารถจะใช้ตรวจ ANSD ในทารกเหล่านี้ได้ ซึ่งข้อดีการใช้รูปแบบของ 2-stage protocol คือ ค่าใช้จ่ายในการคัดกรองน้อยกว่าการเลือกใช้เครื่อง aABR เพียงอย่างเดียว และโอกาสที่จำนวนทารกได้ผลการคัดกรองว่าไม่ผ่านที่ต่ำเมื่อเทียบกับการเลือกใช้เครื่อง aOAE เพียงอย่างเดียว สำหรับข้อเสียการใช้รูปแบบของ 2-stage protocol คือ จำเป็นต้องฝึกสอนเครื่องมือทั้งสองชนิดให้ผู้ทำการคัดกรอง และมีค่าใช้จ่ายสูงขึ้นในการจัดซื้อ รวมทั้งค่าใช้จ่ายในการซ่อมบำรุงสำหรับเครื่องมือทั้งสองชนิด ตารางที่ 6.2 สรุปข้อดีและข้อเสียของการเลือกใช้เครื่องมือสำหรับการคัดกรองการได้ยินในรูปแบบต่าง ๆ

ตารางที่ 6.2 ข้อดีและข้อเสียของการเลือกใช้เครื่องมือสำหรับการคัดกรองการได้ยินในรูปแบบต่าง ๆ

รูปแบบการเลือกเครื่องมือ	ข้อดี	ข้อเสีย
ใช้เครื่อง aOAE เท่านั้น	<p>ง่ายต่อการฝึกสอนผู้ทำการคัดกรองด้วยเครื่องมือเพียงชนิดเดียว</p> <ul style="list-style-type: none"> • เครื่องมือใช้งานง่ายและใช้ระยะเวลาที่สั้นในการตรวจ • ค่าใช้จ่ายของวัสดุสิ้นเปลืองน้อย • มีค่าใช้จ่ายในการซื้อและค่าใช้จ่ายในการซ่อมบำรุงจากเครื่องมือเพียงชนิดเดียว 	<ul style="list-style-type: none"> • ไม่สามารถใช้ตรวจ ANSD ได้ • อัตราการส่งต่อสูงเมื่อเทียบกับเครื่อง aABR
ใช้เครื่อง aABR เท่านั้น	<p>ง่ายต่อการฝึกสอนผู้ทำการคัดกรองด้วยเครื่องมือเพียงชนิดเดียว</p> <ul style="list-style-type: none"> • สามารถตรวจคัดกรอง ANSD ได้ • อัตราการส่งต่อต่ำเมื่อเทียบกับเครื่อง aOAE • มีค่าใช้จ่ายในการจัดซื้อและค่าใช้จ่ายในการซ่อมบำรุงจากเครื่องมือเพียงชนิดเดียว 	<p>ใช้ระยะเวลาการตรวจที่นาน เมื่อเทียบกับ aOAE เนื่องจากต้องทำความสะอาดผิวหนังบริเวณศีรษะเพื่อใช้สายวัดและตัวนำไฟฟ้าปะบนผิวหนัง</p> <ul style="list-style-type: none"> • ค่าใช้จ่ายของวัสดุสิ้นเปลืองมากเมื่อเทียบกับเครื่อง aOAE
ใช้เครื่อง aOAE และ aABR พร้อมกันในการคัดกรองครั้งแรก (2-technology protocol)	<p>จุดเด่นของเครื่อง aOAE ที่ใช้งานได้ง่ายในระยะเวลาที่สั้น และเครื่อง aABR ที่สามารถตรวจ ANSD ได้ ถูกนำมาใช้คัดกรองในคราวเดียวกัน</p>	<p>ต้องฝึกสอนเครื่องมือทั้งสองชนิดให้ผู้ทำการคัดกรอง</p> <ul style="list-style-type: none"> • มีค่าใช้จ่ายในการจัดซื้อรวมทั้งค่าใช้จ่ายในการซ่อมบำรุงจากเครื่องมือทั้งสองชนิด • ใช้เวลาในการตรวจคัดกรองที่นานขึ้นจากการต้องตรวจให้เสร็จทั้งสองเครื่องมือ • อัตราการส่งต่อสูง เนื่องจากต้องได้ผลการคัดกรองว่าผ่านทั้งสองเครื่องมือ
ใช้ทั้งเครื่อง aOAE และ aABR แต่ไม่ใช้คัดกรองในคราวเดียวกัน (2-stage protocol)	<p>ค่าใช้จ่ายในการคัดกรองน้อยกว่าการเลือกใช้เครื่อง aABR เพียงอย่างเดียว</p> <ul style="list-style-type: none"> • อัตราการส่งต่อต่ำ เมื่อเทียบกับการเลือกใช้เครื่อง aOAE เพียงอย่างเดียว 	<p>ต้องฝึกสอนเครื่องมือทั้งสองชนิดให้ผู้ทำการคัดกรอง</p> <ul style="list-style-type: none"> • มีค่าใช้จ่ายในการจัดซื้อและค่าใช้จ่ายในการซ่อมบำรุงจากเครื่องมือทั้งสองชนิด

5.5 **หลักการ 1-3-6:** เนื่องจากมีการศึกษายืนยันชัดเจนว่า เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง หากได้รับการวินิจฉัยภายในอายุไม่เกิน 6 เดือนและได้รับการรักษาฟื้นฟูทันที จะมีพัฒนาการทางภาษาและคำพูดดีกว่าเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องแต่ได้รับการวินิจฉัยและรักษาหลังเด็กอายุมากกว่า 6 เดือนไปแล้วอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ⁽⁸⁷⁻⁸⁹⁾ ดังนั้นหากยึดหลักฐานเชิงประจักษ์เหล่านี้ การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดจึงมีการกำหนดเป้าหมายชัดเจนว่า ทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องต้องได้รับการรักษาและฟื้นฟูก่อนเด็กมีอายุครบ 6 เดือน และเพื่อให้เป้าหมายของการรักษาและฟื้นฟูนี้ทำได้สำเร็จ จึงมีคำแนะนำว่าทารกแรกเกิดทุกคนควรจะได้รับ การคัดกรองการได้ยินก่อนทารกจะมีอายุครบ 1 เดือน และควรจะได้รับ การวินิจฉัยก่อนทารกจะมีอายุครบ 3 เดือน ดังนั้น จึงเป็นที่มาของหลักการ 1-3-6 สำหรับคัดกรอง-วินิจฉัย-รักษาฟื้นฟู นั่นเอง ซึ่งในปัจจุบันยังแนะนำอีกว่า หากพื้นที่ใดสามารถจะทำหลักการของ 1-3-6 ได้อย่างมีประสิทธิภาพแล้ว สามารถจะปรับเป็นหลักการ 1-2-3 ได้อีกด้วย นั่นคือ ให้การรักษาฟื้นฟูทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องก่อนอายุครบ 3 เดือน⁽¹¹⁾ ซึ่งถือว่าเป็นความท้าทายอย่างมากที่จะสามารถทำหลักการ 1-2-3 ได้อย่างตรงตามเป้าหมายและมีประสิทธิภาพ สังเกตว่า การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้แนะนำให้ทำสำเร็จสิ้นก่อนทารกจะอายุครบ 1 เดือน ซึ่งยังรวมถึง การทำการคัดกรองซ้ำ (rescreening) ก่อนทารกอายุครบ 1 เดือน เช่นกัน ทั้งนี้ก็เพื่อจะมั่นใจได้ว่าทารกที่ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นภาวะการได้ยินบกพร่อง จะได้รับการรักษาและฟื้นฟูได้อย่างทันที่ทันที่นั่นเอง สำหรับในบางกรณีที่ทารกแรกเกิดมีปัญหาว่า รูหูตันหรือติบอย่างชัดเจนในหูข้างใดข้างหนึ่งจนไม่สามารถจะใส่ไมโครโฟนหรือตัวปล่อยเสียงของเครื่องมือได้สำเร็จ กรณีเช่นนี้ให้ถือว่าผลการคัดกรองในหูข้างที่มีปัญหาของรูหูนั้นไม่ผ่านโดยอัตโนมัติ และไม่จำเป็นต้องทำการคัดกรองการได้ยินในหูข้างที่มีปัญหาเหล่านี้ ผู้ทำการคัดกรองสามารถส่งต่อทารกเพื่อการวินิจฉัยยืนยันว่ารูหูข้างที่ตันหรือติบนั้นมีภาวะการได้ยินบกพร่องมากน้อยเพียงใดก่อนที่ทารกจะมีอายุครบ 3 เดือนได้ทันที ตามหลักการของ 1-3-6 นั่นเอง

6. การวินิจฉัยและการดูแลรักษาทารกที่ได้ผลตรวจการคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่าน

เป้าหมายสูงสุดของการคัดกรองการได้ยินคือ การที่จะสามารถตรวจพบทารกทุกคนที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้เร็วและสามารถรักษาทารกเหล่านั้นได้อย่างทันที่ทันที่ เพื่อให้พัฒนาการทางด้านภาษาของทารกมีความปกติและไม่กระทบต่อความสามารถในการสื่อสารใด ๆ ในอนาคต ดังนั้น หลังจากมีการคัดกรองการได้ยินไปแล้ว จะต้องมีความพร้อมรับที่สามารถให้การวินิจฉัยและรักษาฟื้นฟูทารกที่ได้ผลการคัดกรองว่าไม่ผ่านได้อย่างทั่วถึง มิฉะนั้นการคัดกรองการได้ยินจะไร้ประโยชน์ทันทีและจะเป็นเหมือนดาบสองคมหากไม่มีการวินิจฉัยและฟื้นฟูรักษาที่มีประสิทธิภาพ ทั้งนี้เนื่องจากทั้งทรัพยากรมนุษย์และทุนทรัพย์จะถูกใช้ไปในการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดอย่างมาก แต่หากได้ผลลัพธ์ที่ไม่ดีจากควมไร้ประสิทธิภาพของการวินิจฉัยและรักษาฟื้นฟู ทรัพยากรต่าง ๆ ที่ใช้ไปทั้งหมดก็จะสูญเปล่า รวมทั้งยังตัดโอกาสในการนำทรัพยากรที่จำกัดเหล่านั้นซึ่งควรถูกใช้อย่างคุ้มค่าและให้เกิดประโยชน์สูงสุดเพื่อไปใช้ในการดูแลรักษาโรคต่าง ๆ หรือเพื่อจัดการระบบทางสาธารณสุขอื่น ๆ ของประเทศที่มียังมีความต้องการและจำเป็นอีกมาก ดังนั้น การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดจึงต้องพิจารณาควบคู่ไปกับระบบการวินิจฉัยและรักษาฟื้นฟูที่มีประสิทธิภาพเสมอ

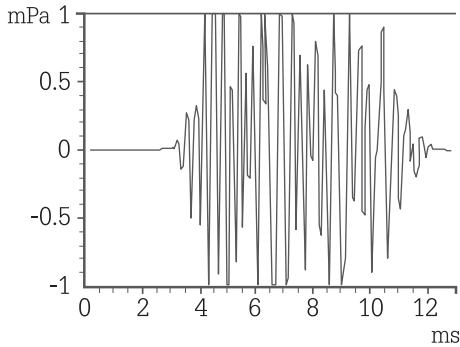
6.1 การวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกที่ได้ผลการตรวจคัดกรองการได้ยินว่า

ไม่ผ่าน: ทารกที่ได้ผลการคัดกรองว่าไม่ผ่าน ทารกเหล่านี้จะต้องถูกส่งต่อเพื่อให้ได้รับการวินิจฉัยแต่เนิ่น ๆ ในลำดับต่อไป โดยหลักการของการวินิจฉัย คือ การใช้เครื่องมือที่ต้องมีความแม่นยำและเชื่อถือได้ ถึงแม้ว่าเครื่องมือเหล่านั้นอาจมีความซับซ้อน ต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ และอาจใช้เวลาในการตรวจนานก็ตาม ทั้งนี้ก็เพื่อจะตัดสินว่าทารกมีภาวะการได้ยินบกพร่องหรือไม่ มีการสูญเสียในระดับความรุนแรงเท่าไร หรือเป็นภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดใด ซึ่งจะเป็นข้อมูลสำคัญในการวางแผนการรักษาและฟื้นฟูทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพ ดังนั้น จะเห็นชัดเจนว่า หลักของการคัดกรองซึ่งเน้นการปฏิบัติที่สะดวก รวดเร็ว ไม่ต้องอาศัยผู้เชี่ยวชาญ และสามารถทำการตรวจได้ครั้งละมาก ๆ ในกลุ่มประชากรใหญ่ ๆ โดยมีเป้าหมายเพื่อคัดกรองโรคในกลุ่มประชากรเบื้องต้น จะต่างกับหลักของการวินิจฉัยอย่างชัดเจนซึ่งจะเน้นการตรวจที่แม่นยำ เชื่อถือได้ อาศัยผู้เชี่ยวชาญ และมักจะตรวจได้ในกลุ่มประชากรเล็ก ๆ เนื่องจากใช้เวลากการประเมินที่นาน มีเป้าหมายเพื่อตัดสินว่าเป็นโรคหรือไม่ ทั้งนี้เพื่อจะได้วางแผนการรักษาฟื้นฟูต่อไปได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพ โดยทั่วไปแล้ว เครื่องมือสำคัญสำหรับตรวจการได้ยินที่แนะนำให้ใช้เพื่อการวินิจฉัยทารกที่ได้ผลการตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่าน ได้แก่ diagnostic TEOAE/DPOAE, tympanometry และ diagnostic ABR/ASSR (auditory steady-state response)

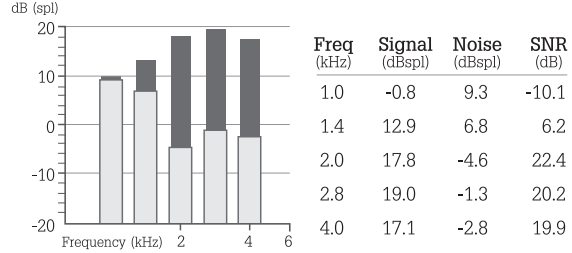
1) การใช้เครื่อง diagnostic TEOAE/DPOAE เพื่อการวินิจฉัยทารกที่ได้ผลการตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่านนั้น ก็เพื่อจะประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกที่ความถี่ต่าง ๆ บริเวณ basilar membrane ของหูชั้นใน ว่ามีความผิดปกติ และเป็นสาเหตุที่ทำให้ทารกมีภาวะการได้ยินบกพร่องหรือไม่ (รูปที่ 6.15) ซึ่งเป็นที่ทราบกันดีว่า ความผิดปกติของเซลล์ขนชั้นนอกเป็นสาเหตุการสูญเสียการได้ยินชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (SNHL) ที่พบเจอได้บ่อย เนื่องจากเซลล์ขนชั้นนอกมักจะถูกทำลายได้ง่ายจากยาที่เป็นพิษต่อหูชั้นใน การขาดออกซิเจนไปเลี้ยง หรือเสียงที่ดังมาก ๆ นั้นเอง^(37,38) นอกจากนี้การประเมิน TEOAE/DPOAE ยังช่วยบอกพยาธิสภาพและสาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดจากเซลล์ขนชั้นนอกได้อีกด้วย ซึ่งเป็นข้อมูลสำคัญในการวางแผนดูแลรักษาต่อไป เช่น หากเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องมีผลตรวจของ TEOAE/DPOAE ที่ปกติ แสดงว่า พยาธิสภาพที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องนี้ไม่ได้เกิดจากเซลล์ขนชั้นนอก อาจจะมีพยาธิสภาพที่เซลล์ขนชั้นใน (inner hair cell) หรือความผิดปกติจากเส้นประสาทรับเสียง (auditory nerve) แทน เช่น พยาธิสภาพที่ในโรคกลุ่ม ANSD เป็นต้น ซึ่งการศึกษาในอดีตพบว่า ความชุกของโรคกลุ่ม ANSD สามารถพบได้ตั้งแต่อายุ 1.8 จนถึงอายุ 16.4 ของเด็กที่สูญเสียการได้ยินแบบถาวรทั้งหมด⁽⁶⁷⁻⁷¹⁾ ซึ่งแผนการรักษาเด็กที่เป็น ANSD นี้ จะค่อนข้างต่างจากเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากพยาธิสภาพบริเวณเซลล์ขนชั้นนอก เนื่องจาก มีการศึกษาพบว่า มีเพียงครึ่งหนึ่งของ ANSD เท่านั้น ที่เมื่อได้รับการรักษาด้วยการใส่เครื่องช่วยฟังแล้วเด็กมีพัฒนาการทางภาษาที่ดีขึ้น สำหรับเด็กที่เหลืออีกครึ่งหนึ่งกลับไม่ได้ประโยชน์จากการใส่เครื่องช่วยฟัง ทำให้การผ่าตัดเพื่อฝังประสาทหูเทียม (cochlear implantation) ในเด็กที่มีปัญหาเรื่อง ANSD เป็นการรักษาที่สำคัญอีกทางเลือกหนึ่งเพื่อทดแทนการรักษาด้วยการใส่เครื่องช่วยฟัง⁽⁶⁶⁾

Ear: Right
 Date/Time: 1/1/2002 1:10:30 Am
 Test type: TE-QuickScreen
 Stimulus: 83.4dBpe
 Mode: Neo Diag
 Tester ID: OAE
 Data file: 10GC11[8.DTA]
 Notes:

Response waveform



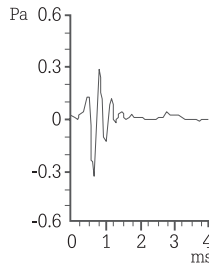
Half octave band OAE power



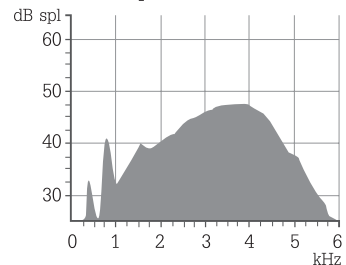
Test Summary

Total OAE response = 23.2dBspl Total Noise = 13.5dBspl

Checkfit stimulus



Ear canal response



Test Environment

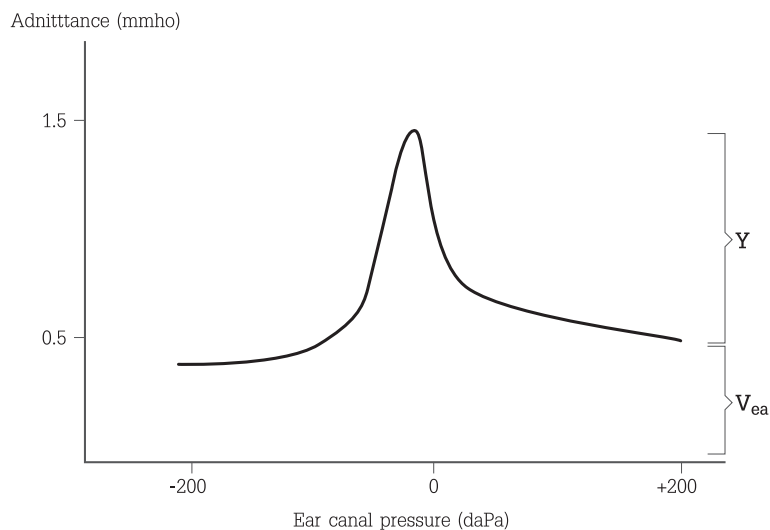
NLo = 260 NHi = 342 Test time = 110s
 RejLev = 49.5dBspl Repro = 90% Stim stab = 89%
 Hardware = JSBOAE Probe = Probe 1

รูปที่ 6.15 เครื่อง diagnostic TEOAE แสดงการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกบริเวณความถี่ตั้งแต่ 1,000, 1,400, 2,000, 2,800, 4,000 เฮิรตซ์

2) หนึ่งในสาเหตุที่สำคัญอีกประการสำหรับทารกที่ได้ผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่าน คือ การมีพยาธิสภาพที่หูชั้นกลาง โดยเฉพาะน้ำขังในหูชั้นกลาง (otitis media with effusion) มีการศึกษาในต่างประเทศรายงานว่า ทารกที่ได้ผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่านและถูกยืนยันการวินิจฉัยว่ามีสาเหตุมาจากน้ำขังในหูชั้นกลาง มีมากถึงร้อยละ 56 ของทารกที่ได้รับการวินิจฉัยว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งหมด⁽⁹⁰⁾ สำหรับประเทศไทย Pitathawatchai และคณะ⁽³⁶⁾ ทำการคัดกรองทารกแรกเกิดจำนวน 6,140 คน และพบว่า ในจำนวนทารกที่ได้ผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่านและถูกยืนยันการวินิจฉัยว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่องจริงทั้งหมด 12 คน มีทารกจำนวน 9 คน (ร้อยละ 75) มีปัญหาของน้ำขังในหูชั้นกลางร่วมอยู่ด้วย ซึ่งจะเห็นว่า น้ำขังในหูชั้นกลางเป็นหนึ่งในสาเหตุสำคัญของทารกแรกเกิดที่ถูกวินิจฉัยว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่อง นอกจากนี้ การดูแลรักษาน้ำขังในหูชั้นกลางจะค่อนข้างแตกต่างจากการดูแลรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุจากการสูญเสียการได้ยินชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (SNHL) ที่มักจะได้รับการดูแลรักษาด้วยการใส่เครื่องช่วยฟังหรือการผ่าตัดฝังประสาทหูเทียมร่วมกับการฝึกพูดฝึกฟัง ซึ่งการดูแลรักษาน้ำขังในหูชั้นกลางมักจะใช้เพียงวิธีการเฝ้ารอภาวะแทรกซ้อนเท่านั้น เนื่องจากน้ำขังในหูชั้นกลางมักจะเป็นเพียงชั่วคราวและส่วนใหญ่สามารถจะหายได้เอง⁽⁹¹⁾ ดังนั้น การประเมินทารกที่ได้ผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่าน จะต้องมีการประเมินการทำงานของหูชั้นกลางด้วยเสมอ โดยเฉพาะการใช้เครื่อง

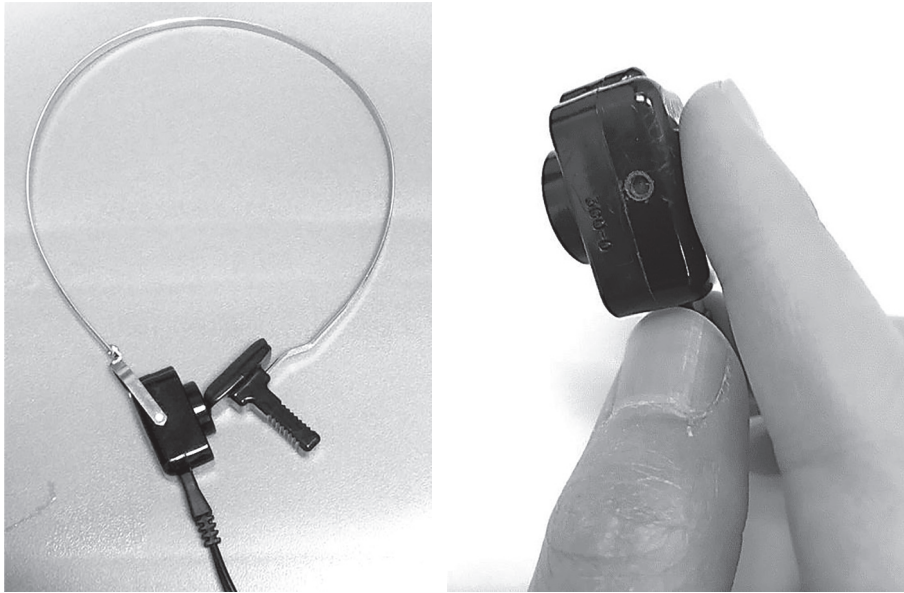
tympanometry เพื่อประเมินขนาดของหูชั้นนอกหรือที่เรียกว่า “equivalent ear canal volume (V_{ea})” และการประเมินการนำเสียงของหูชั้นกลางหรือที่เรียกว่า “acoustic admittance (Y)” ทั้งนี้เพื่อจะมั่นใจได้ว่าทารกมีปัญหาเรื่องของน้ำขังในหูชั้นกลางหรือมีพยาธิสภาพอื่น ๆ ในหูชั้นกลางหรือไม่ (รูปที่ 6.16) อย่างไรก็ตาม การประเมินการทำงานของหูชั้นกลางในเด็กเล็กที่มีอายุน้อยกว่า 6–9 เดือน ควรจะเลือกใช้เสียง (probe tone) ของเครื่อง tympanometry ที่ความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ แทนการใช้คลื่นเสียงความถี่ที่ 226 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นความถี่ที่นิยมใช้กันทั่วไป เนื่องจาก คลื่นเสียงความถี่ที่ 1,000 เฮิรตซ์ สามารถตรวจพบพยาธิสภาพในหูชั้นกลางได้ไวกว่าและแม่นยำมากกว่าการใช้เสียงความถี่ 226 เฮิรตซ์ ในเด็กเล็กที่มีอายุน้อยกว่า 6–9 เดือน^(11,92) ซึ่ง ในเด็กเล็กเหล่านี้ ผนังของหูชั้นนอกจะยังยึดหยุ่นมาก อีกทั้งขนาดของหูชั้นกลางที่ค่อนข้างเล็ก และเยื่อแก้วหูของเด็กเล็กจะวางตัวในแนวอนมากกว่าเยื่อแก้วหูของเด็กโตนั่นเอง⁽⁹³⁻⁹⁵⁾

3) เครื่องมือที่ขาดไม่ได้สำหรับการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในทารก คือ เครื่อง diagnostic ABR/ASSR เนื่องจากเครื่อง diagnostic ABR/ASSR นอกจากจะสามารถแยกความรุนแรงภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีความรุนแรงระดับเท่าไรแล้ว เครื่องมือเหล่านี้ยังสามารถวินิจฉัยและแยกชนิดภาวะการได้ยินบกพร่องได้ตั้งแต่ประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (SNHL) การนำเสียงทางอากาศบกพร่อง (conductive hearing loss, CHL) หรือแบบผสม (mixed hearing loss, mixed HL) นอกจากนี้ เครื่อง diagnostic ABR/ASSR ก็ยังสามารถนำไปใช้เพื่อยืนยันการวินิจฉัยกลุ่มโรค ANSD ได้อีกเช่นกัน ซึ่งถือว่ามีประโยชน์อย่างมากที่จะนำข้อมูลเหล่านี้มาวางแผนการรักษาทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องต่อไป โดยทั่วไป สิ่งสำคัญสำหรับการตั้งค่าต่าง ๆ ในเครื่อง diagnostic ABR เพื่อการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในทารก คือ การใช้ bone-conduction vibrator (รูปที่ 6.17) และการใช้เสียงเสียงกระตุ้นที่เป็น tone burst



รูปที่ 6.16

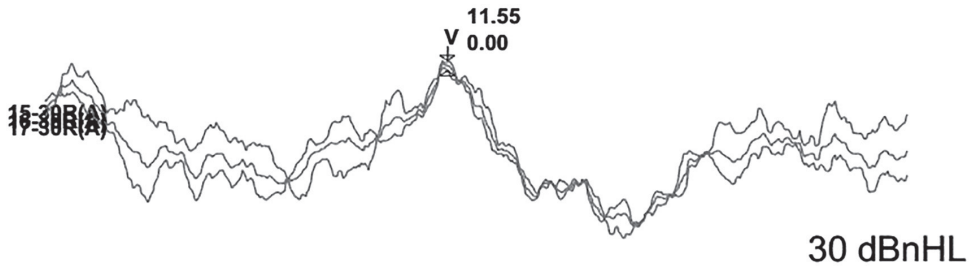
ลักษณะการทำงานของหูชั้นกลางผ่านเครื่องตรวจ tympanometry เพื่อประเมินขนาดของหูชั้นนอกหรือที่เรียกว่า “equivalent ear canal volume (V_{ea})” และการประเมินการนำเสียงของระบบในหูชั้นกลางหรือที่เรียกว่า “acoustic admittance (Y)”



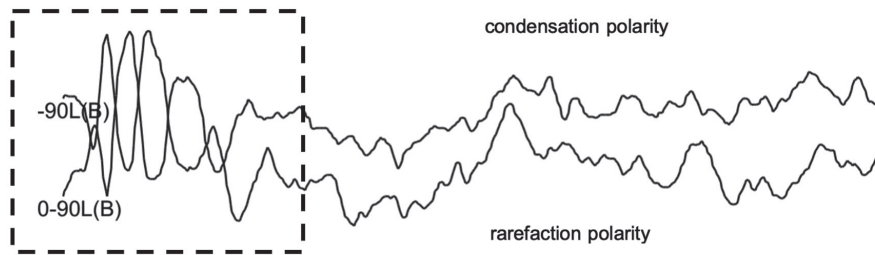
รูปที่ 6.17 | Bone-conduction vibrator ของเครื่อง diagnostic ABR สำหรับการใช้นิ่วจจัยภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิด

ในเครื่อง diagnostic ABR (รูปที่ 6.18) ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่เฉพาะเจาะจง สามารถที่จะระบุได้ว่ามีการตอบสนองของการได้ยินที่ความถี่นั้น ๆ หรือไม่ นอกจากนี้ การใช้เสียงกระตุ้นชนิด click ซึ่งเป็นเสียงกระตุ้นที่มีความถี่หลาย ๆ ความถี่ตั้งแต่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ รวมอยู่ด้วยกัน โดยการใช้ทั้ง condensation polarity และ rarefaction polarity ของเสียงกระตุ้น ก็มีความสำคัญในการใช้ประเมิน cochlear microphonic ในกลุ่มโรค ANSD เช่นกัน (รูปที่ 6.19) ดังนั้นจะเห็นว่า มีความจำเป็นที่จะต้องใช้เครื่อง diagnostic ABR ในการประเมินและวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิด อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดสำคัญของเครื่อง diagnostic ABR คือ เสียงกระตุ้นไม่สามารถจะปล่อยเสียงที่ดังเกิน 70–80 dB HL ได้ ดังนั้น ในกรณีที่ทารกมีการสูญเสียการได้ยินที่มากกว่า 70–80 dB HL การใช้เครื่อง diagnostic ABR จะไม่สามารถประเมินได้ว่าทารกสูญเสียการได้ยินเพียงใดและความถี่ไหนบ้าง จึงทำให้ไม่สามารถจะวางแผนการรักษาต่าง ๆ ต่อไปได้ โดยเฉพาะ การใส่เครื่องช่วยฟัง ซึ่งจะไม่ทราบว่าต้องให้เครื่องช่วยฟังขยายเสียงที่ความดังระดับเท่าไรและความถี่ใดบ้างในทารกเหล่านี้ ในทางตรงกันข้าม หากนำเครื่อง diagnostic ASSR มาช่วยในการประเมินภาวะการได้ยินบกพร่องร่วมด้วย จะสามารถประเมินระดับความรุนแรงในกรณีที่ทารกมีการสูญเสียการได้ยินที่มากกว่า 70–80 dB HL ได้ เนื่องจาก เครื่อง diagnostic ASSR สามารถจะปล่อยเสียงกระตุ้นที่มีความดังได้มากถึง 110–120 dB HL อย่างไรก็ตาม เป็นที่ทราบกันดีว่า ข้อจำกัดที่สำคัญของเครื่อง diagnostic ASSR คือ เสียงกระตุ้นที่ใช้จะไม่สามารถตรวจหา cochlear microphonic เพื่อใช้สำหรับยืนยันการวินิจฉัยกลุ่มโรค ANSD ได้ อีกทั้งการตรวจด้วย bone-conduction vibrator ยังมีปัญหาเรื่องของคลื่นรบกวน (electromechanical artifact) อยู่มากขณะตรวจด้วยเครื่อง diagnostic ASSR ซึ่งอาจทำให้แปลผลผิดพลาดได้ง่าย⁽⁹⁶⁾ ทำให้ปัจจุบันยังไม่มีหลักฐานเชิงประจักษ์ชัดเจนที่จะแนะนำ

ให้ใช้ bone-conduction vibrator สำหรับเครื่อง diagnostic ASSR เพื่อหาระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องในทารก ดังนั้นจะเห็นว่า ทั้งเครื่อง diagnostic ABR และ diagnostic ASSR ต่างก็มิใช่ข้อดีข้อเสียที่แตกต่างกันไป การใช้เครื่องมือทั้งสองชนิดร่วมกันจึงเป็นสิ่งสำคัญในการประเมินและวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกให้ได้อย่างถูกต้อง และนำข้อมูลที่ได้จากการประเมินเหล่านั้นมาวางแผนการดูแลรักษาต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ



รูปที่ 6.18 ผลตรวจของ diagnostic ABR จากเสียงกระตุ้นชนิด tone burst ที่ความถี่ 500 เฮิรตซ์ ด้วยความดัง 30 dB nHL



รูปที่ 6.19 ผลตรวจ diagnostic ABR จากการใช้ condensation polarity และ rarefaction polarity ของเสียงกระตุ้นชนิด click แสดง cochlear microphonic (กรอบล่นประ) ซึ่งเมื่อนำผลตรวจของกราฟทั้งสองมาซ้อนกัน จะได้กราฟที่เป็นส่วนกลับกันและกัน

6.2 การดูแลรักษาทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง: โดยหลักของการรักษาภาวะการได้ยิน

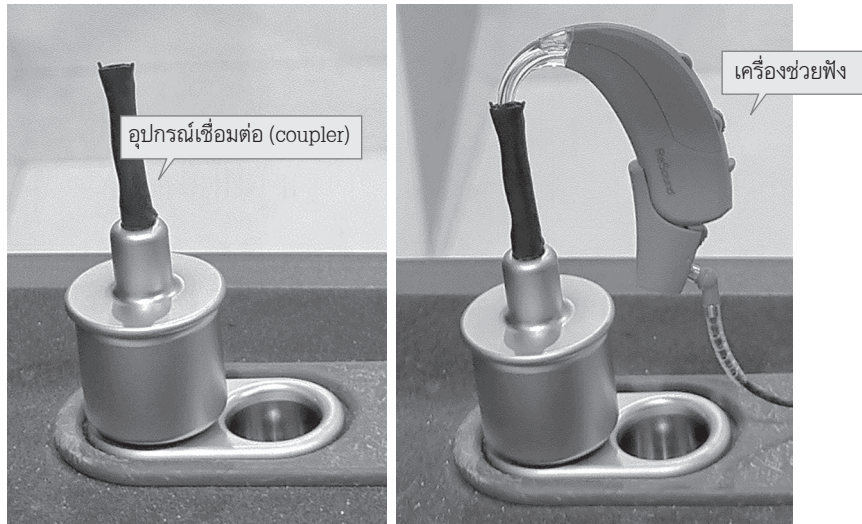
บกพร่องแล้ว ก็มักจะต้องดูแลรักษาไปตามสาเหตุที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่อง อย่างไรก็ตาม เนื่องจากภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิดมีสาเหตุมาจากพันธุกรรมถึงเกือบครึ่งหนึ่งของสาเหตุทั้งหมด⁽³⁾ ซึ่งการรักษาที่เป็นที่ยอมรับในปัจจุบันเพื่อจะแก้ไขสาเหตุทางพันธุกรรมยังไม่มีหลักฐานเชิงประจักษ์อย่างชัดเจนในการที่จะนำมาใช้ในการรักษาทางคลินิก และบางพยาธิสภาพก็ทำให้ทารกมีภาวะการได้ยินบกพร่องอย่างถาวรไปแล้ว หรือในบางกรณี สาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกจะเป็นแบบชั่วคราว เช่น น้ำขังในหูชั้นกลาง⁽⁹¹⁾ เป็นต้น ดังนั้น การดูแลรักษาทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง ส่วนใหญ่ก็มักจะเป็นการฟื้นฟูการได้ยินด้วยการใส่เครื่องช่วยฟังหรือการฝังประสาทหูเทียมร่วมกับการฝึกพูดฝึกฟังเป็นหลักเพื่อให้

ทารกสามารถกลับมาได้ยินอีกครั้งและมีพัฒนาการทางภาษาได้เหมือนเด็กปกติทั่วไป อย่างไรก็ตาม การใส่เครื่องช่วยฟังในทารกจะแตกต่างจากการใส่เครื่องช่วยฟังในผู้ใหญ่อยู่บ้าง โดยเฉพาะขั้นตอนการใส่เครื่อง เนื่องจากทารกยังไม่สามารถจะให้ความร่วมมือในการปรับความดังของเครื่องช่วยฟังได้ อีกทั้ง ทารกจะไม่สามารถอยู่นิ่งพอเหมือนในผู้ใหญ่ขณะทำการปรับความดังของเครื่องช่วยฟัง ซึ่งการใส่เครื่องช่วยฟังในทารกจะมีหลักการเบื้องต้นดังต่อไปนี้

1) การตรวจวัดเสียงเพื่อประเมินการใส่เครื่องช่วยฟังถือว่ามีความสำคัญอย่างมากในการที่จะทราบว่าเสียงของเครื่องช่วยฟังขยายเสียงไปมากน้อยเพียงใดในช่องหู โดยทั่วไป การตรวจวัดเสียงสามารถทำได้สองวิธี คือ การตรวจวัดเสียงในหูจริง (real-ear measurement, REM) และการตรวจวัดเสียงผ่านกล่องทดสอบ หรือ test box (รูปที่ 6.20) ผ่านการใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อ หรือ coupler (รูปที่ 6.21) สำหรับการตรวจวัดเสียงในหูจริง คือ การประเมินวัดเสียงต่าง ๆ ของเครื่องช่วยฟังในหูคนจริง ซึ่งถือว่าเป็นการตรวจวัดที่เชื่อถือและแม่นยำมากที่สุด เนื่องจากการวัดเสียงจากหูของบุคคลที่ต้องการจะใส่เครื่องช่วยฟังโดยตรง อย่างไรก็ตาม หากไม่สามารถจะตรวจวัดเสียงในหูคนจริงได้ โดยเฉพาะในเด็ก ซึ่งไม่สามารถจะให้ความร่วมมือและอยู่นิ่งเพียงพอในการตรวจวัด กรณีเช่นนี้ก็จะแนะนำให้ใช้เครื่องทดสอบร่วมกับการใช้อุปกรณ์ต่อเชื่อมในการตรวจวัดแทน โดยถือว่าตัวเครื่องทดสอบนี้ถูกออกแบบให้เสมือนหูคนจริง ๆ และการปรับขยายเสียงของเครื่องช่วยฟังก็จะยึดตามเครื่องทดสอบที่ใช้ ซึ่งมีประโยชน์มากในกรณีที่ไม่สามารถจะใช้ตรวจวัดในหูคนจริงได้ เช่น การตรวจวัดเสียงในทารก เป็นต้น

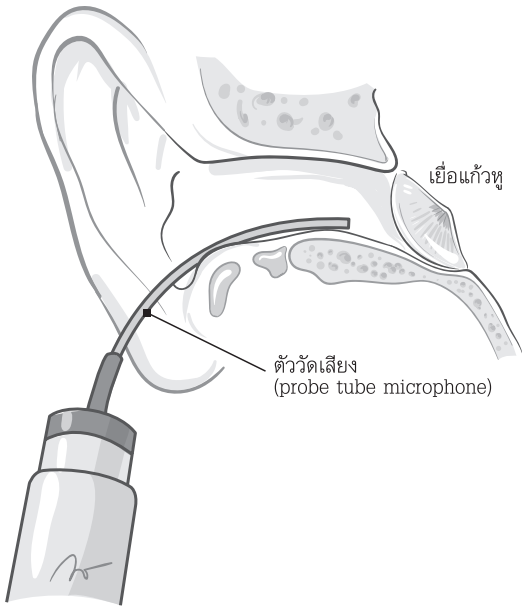


รูปที่ 6.20 | กล่องทดสอบ (test box) สำหรับใช้ตรวจวัดเสียงในการใส่เครื่องช่วยฟัง



รูปที่ 6.21 | อุปกรณ์เชื่อมต่อ (coupler) สำหรับใช้ต่อกับกล่องทดสอบขณะทำการปรับขยายเสียงในเครื่องช่วยฟัง

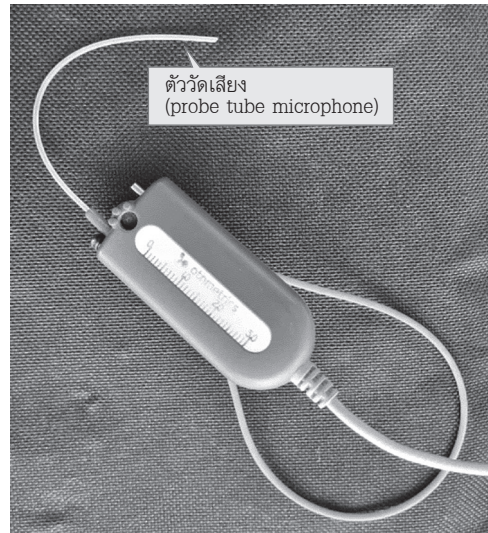
2) โดยทั่วไปการตรวจวัดเสียงในหูจริง จะเป็นการประเมินเบื้องต้นก่อนว่าเสียงที่ใช้ทดสอบเดินทางมาถึงเยื่อแก้วหูในระดับความดังเท่าไรขณะที่ยังไม่ได้ใส่เครื่องช่วยฟัง (รูปที่ 6.22) ซึ่งรู้จักกันในชื่อว่า “real-ear unaided gain (REUG)” โดยจะมีการใช้ตัววัดเสียง (probe tube microphone) ดังรูปที่ 6.23 ที่มีลักษณะเป็นท่อขนาดเล็กและมีความนุ่มใส่เข้าไปในช่องหูชั้นนอก โดยวางอยู่หน้าต่อเยื่อแก้วหูเพื่อจะคอยวัดความดังของเสียงที่มาตกกระทบบริเวณเยื่อแก้วหูว่ามีความดังอยู่ที่ระดับเท่าไร หลังจากนั้นจะมาประเมินต่อว่า เมื่อทำการใส่เครื่องช่วยฟังที่มีการตั้งค่าตามความต้องการไปแล้ว เสียงที่ถูกขยายด้วยเครื่องช่วยฟังและเดินทางมาถึงเยื่อแก้วหูนั้นมีด้วยความดังอยู่เท่าไรผ่านการใช้ตัววัดเสียงตัวเดิมนั้นเอง (รูปที่ 6.24) ซึ่งการวัดในขั้นตอนนี้จะรู้จักกันในชื่อว่า “real-ear aided gain (REAG)” ดังนั้น จะเห็นว่าการวัดเสียงทั้ง REUG และ REAG เป็นการประเมินว่า เสียงทดสอบที่เครื่องช่วยฟังขยายเสียงออกไปนั้น มีความดังมากขึ้นกว่าเดิมไปเท่าไรขณะตกกระทบที่เยื่อแก้วหู และผู้ที่ทำตรวจวัดเสียงก็สามารถที่จะปรับขยายความดังของเครื่องช่วยฟังเพิ่มขึ้นหรือลดลงตามความต้องการ เพื่อให้มั่นใจได้ว่าเสียงที่ถูกขยายด้วยเครื่องช่วยฟังมีความดังที่เหมาะสมและเพียงพอขณะที่เสียงตกกระทบบริเวณเยื่อแก้วหู สังเกตว่า ความแตกต่างระหว่างค่าของ REAG และ REUG (REAG-REUG) ก็คือ ค่าความดังที่เครื่องช่วยฟังขยายเพิ่มไปจากเดิมเท่าไรนั่นเอง อย่างไรก็ตาม แม้ว่าการใช้หูจริงเพื่อทำการตรวจวัดเสียงสำหรับการใส่เครื่องช่วยฟัง ในบางครั้งก็อาจจะไม่สามารถทำได้เสมอไป การใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อกับกล่องทดสอบมาทดแทนการใช้หูจริงก็เป็นอีกทางเลือกสำคัญในการใส่เครื่องช่วยฟัง เนื่องจากอุปกรณ์เชื่อมต่อที่ใช้ในกล่องทดสอบนั้นถูกออกแบบให้เสมือนหูจริงของผู้ใหญ่มากที่สุดขณะที่กำลังทำการวัดเสียง รูปที่ 6.25 แสดงการตรวจวัดเสียงสำหรับการใส่เครื่องช่วยฟังผ่านการใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อกับกล่องทดสอบ สังเกตว่า อุปกรณ์เชื่อมต่อ (coupler) ก็เปรียบเสมือนหูจริงของมนุษย์ (ยึดตามค่าเฉลี่ยของช่องหูผู้ใหญ่) และกล่องทดสอบเปรียบเสมือนเครื่องปล่อยเสียงและวัดเสียงขณะที่มีการใส่เครื่องช่วยฟังนั่นเอง



รูปที่ 6.22

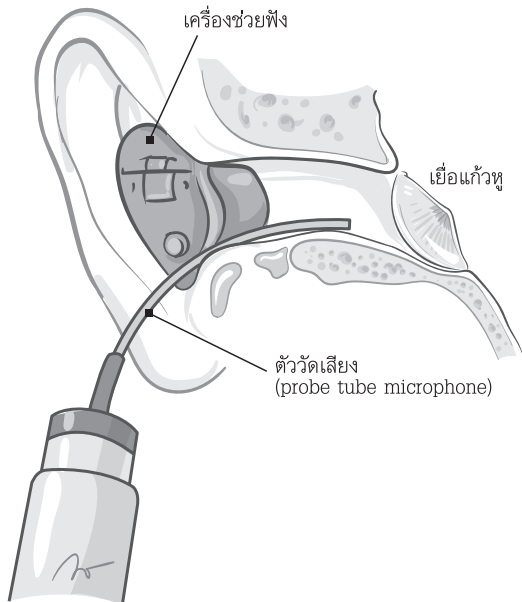
การตรวจ real-ear unaided gain (REUG)

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 6.23

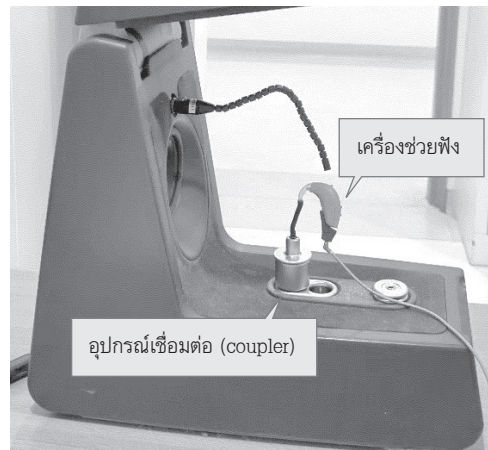
ตัววัดเสียง (probe tube microphone) ที่มีลักษณะเป็นท่อขนาดเล็กและมีความนุ่ม เพื่อใช้สำหรับใส่เข้าไปในช่องหูชั้นนอก โดยจะวางอยู่หน้าต่อเยื่อแก้วหู และคอยวัดความดังของเสียงที่มาตกกระทบบริเวณเยื่อแก้วหูว่ามีความดังอยู่ที่ระดับเท่าไร



รูปที่ 6.24

การตรวจ real-ear aided gain (REAG)

(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



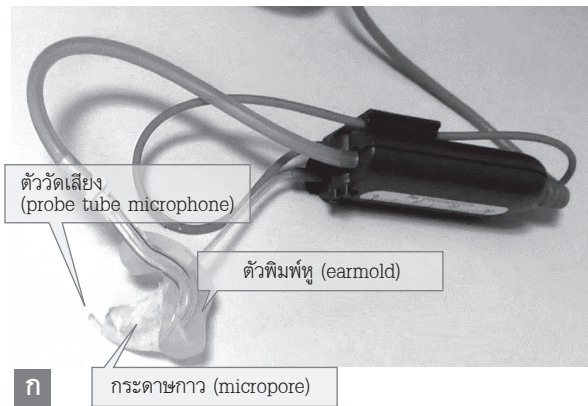
รูปที่ 6.25

การตรวจวัดเสียงสำหรับการใส่เครื่องช่วยฟังผ่านการใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อกับกล่องทดสอบ สังเกตว่าอุปกรณ์เชื่อมต่อ (coupler) ก็เปรียบเสมือนหูจริงของมนุษย์ (ยึดตามค่าเฉลี่ยของช่องหูผู้ใหญ่) และกล่องทดสอบคือเครื่องที่ใช้ปล่อยและวัดเสียงขณะที่มีการประเมินเครื่องช่วยฟังนั่นเอง

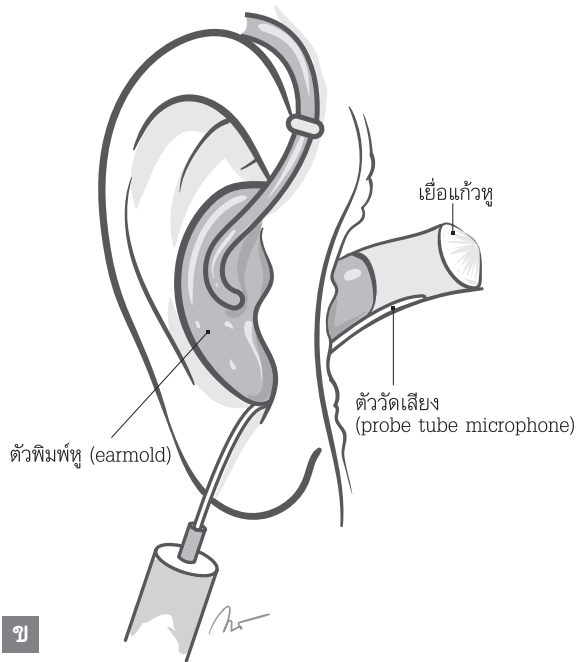


3) เนื่องจากทารกไม่สามารถจะให้ความร่วมมือและอยู่นิ่งพอที่จะสามารถใช้ในการตรวจวัดเสียงในหูจริงผ่านการวัด REUG และ REAG ได้ ดังนั้นการใช้ทั้งอุปกรณ์เชื่อมต่อร่วมกับกล่องทดสอบจึงเป็นวิธีที่สำคัญสำหรับการตรวจวัดเสียงสำหรับการใส่เครื่องช่วยฟังในทารก อย่างไรก็ตาม อุปกรณ์เชื่อมต่อที่ใช้ในกล่องทดสอบนั้น ถูกออกแบบและเป็นค่าเฉลี่ยของช่องหูในผู้ใหญ่ ไม่ได้ถูกออกแบบมาให้ใช้ตรวจวัดช่องหูในทารกหรือเด็ก ดังนั้น การตรวจวัดเสียงเพื่อใส่เครื่องช่วยฟังในทารก จะมีการเพิ่มการตรวจวัดเสียงใหม่ขึ้นมาอีกหนึ่งขั้นตอนผ่านการใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อร่วมกับกล่องทดสอบ ซึ่งเรียกขั้นตอนที่เพิ่มขึ้นใหม่นี้ว่า “real-ear-to-coupler-difference (RECD)” โดยหลักของ RECD คือการพยายามตรวจวัดเสียงขณะที่ยังเสียงเดินทางเข้าไปในช่องหูของทารกซึ่งใช้เวลาเพียงสั้น ๆ ประมาณ 2-3 วินาที (รูปที่ 6.26) และนำค่าที่วัดได้นั้นมาเทียบกับการตรวจวัดเสียงผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อที่ถูกออกแบบและใช้ค่าเฉลี่ยจากช่องหูของผู้ใหญ่ (รูปที่ 6.27) ซึ่งการเปรียบเทียบค่าทั้งสองนี้จะทำให้ทราบว่า การวัดเสียงในช่องหูของทารกมีความแตกต่างจากการวัดเสียงในช่องหูของผู้ใหญ่โดยเฉลี่ยผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อที่ใช้ในกล่องทดสอบมากน้อยเพียงใด โดยค่าความแตกต่างที่เทียบกันนั้นก็คือค่าของ RECD นั่นเอง หลังจากนั้น ก็สามารถทำการปรับขยายความดังของเครื่องช่วยฟังผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อที่ใช้ในกล่องทดสอบสำหรับผู้ใหญ่ได้ตามปกติ (รูปที่ 6.25) โดยทุกครั้งที่มีการวัดเสียง ซอฟต์แวร์และระบบปฏิบัติการในเครื่องที่ใช้ใส่เครื่องช่วยฟัง จะมีการนำค่า RECD มาเป็นตัวแปรในการคำนวณทุกครั้ง เพื่อให้แน่ใจได้ว่า การใช้อุปกรณ์เชื่อมต่อในกล่องทดสอบซึ่งมีการออกแบบและใช้ค่าเฉลี่ยของขนาดช่องหูในผู้ใหญ่ ได้คำนวณผ่านการปรับค่าสำหรับใช้ตรวจวัดเสียงในหูจริงของเด็กเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ดังนั้น จะเห็นว่า ค่าความแตกต่างของการวัดเสียงที่เทียบกันระหว่างช่องหูของเด็กและช่องหูของผู้ใหญ่โดยเฉลี่ย หรือ RECD นั้น จะมีค่าที่เปลี่ยนไปเรื่อย ๆ ได้ตามขนาดของช่องหูทารกที่มีขนาดใหญ่ขึ้นเมื่อเด็กโตขึ้นนั่นเอง และในกรณีที่ไม่สามารถจะวัดค่า RECD จากการวัดเสียงผ่านช่องหูทารกเพื่อไปเปรียบเทียบได้สำเร็จ สามารถใช้ค่าเฉลี่ย RECD ของช่องหูในเด็กทั่วไปที่มีในซอฟต์แวร์และระบบปฏิบัติการในเครื่องที่ใช้ใส่เครื่องช่วยฟังได้อีกเช่นกัน ซึ่งสามารถนำค่าเฉลี่ยเหล่านี้มาใช้คำนวณได้ทันที อย่างไรก็ตาม ค่า RECD ที่มีการวัดเสียงผ่านขั้นตอนการวัดในช่องหูของเด็กที่จะต้องใส่เครื่องช่วยฟังจริง ๆ ย่อมมีความแม่นยำมากกว่าการใช้ค่า RECD ที่ได้จากค่าเฉลี่ยของช่องหูเด็กทั่วไป ดังนั้น การใส่เครื่องช่วยฟังในเด็ก ควรจะใช้ค่า RECD ที่มีการวัดเสียงจากช่องหูของเด็กจริง ๆ ก่อนเสมอ

4) การใส่เครื่องช่วยฟังจะมีการประเมินให้แน่ใจว่าเสียงที่เครื่องช่วยฟังขยายนั้นมีความเหมาะสมและพอดีตามเป้าหมายที่กำหนดไว้หรือไม่ (target gain) ดังรูปที่ 6.28 ซึ่งเป้าหมายของระดับความดังเหล่านี้ สามารถคำนวณได้จากการใช้สูตรที่มีการวิจัยและหลักฐานเชิงประจักษ์สนับสนุนซึ่งเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปในแวดวงวิชาการ เช่น สูตรของ National Acoustic Laboratories (NAL) จากประเทศออสเตรเลีย หรือ สูตรของ Desired Sensation Level (DSL) จากประเทศแคนาดา เป็นต้น โดยทั่วไป การปรับขยายเสียงเครื่องช่วยฟังให้เป็นตามเป้าหมายนั้น ควรจะมีการขยายเสียงที่ไม่มากกว่าหรือน้อยกว่าเป้าหมายเกิน 5-8 dB⁽⁹⁷⁾



ก



ข

รูปที่ 6.26

การตรวจวัดเสียงในช่องหูของทารกสำหรับขั้นตอนในการวัดหาค่า RECD (ก) แสดงการใช้กระดาษขาว (micropore) ในการพัน probe tube microphone ให้ยึดติดกับตัวพิมพ์หู (earmold) ของทารกคนหนึ่ง เพื่อป้องกันไม่ให้ probe tube microphone เลื่อนหลุดขณะใส่ตัวพิมพ์หูเข้าไปในช่องหูของทารก (ข) แสดงตัวพิมพ์หูที่ใส่เข้าไปในหูชั้นนอกเป็นที่เรียบร้อย โดยมี probe tube microphone วางอยู่หน้าต่อเยื่อแก้วหูเพื่อใช้วัดเสียงและหาค่า RECD ซึ่งขั้นตอนนี้จะใช้เวลาในการวัดเพียงสั้น ๆ ประมาณ 2-3 วินาที

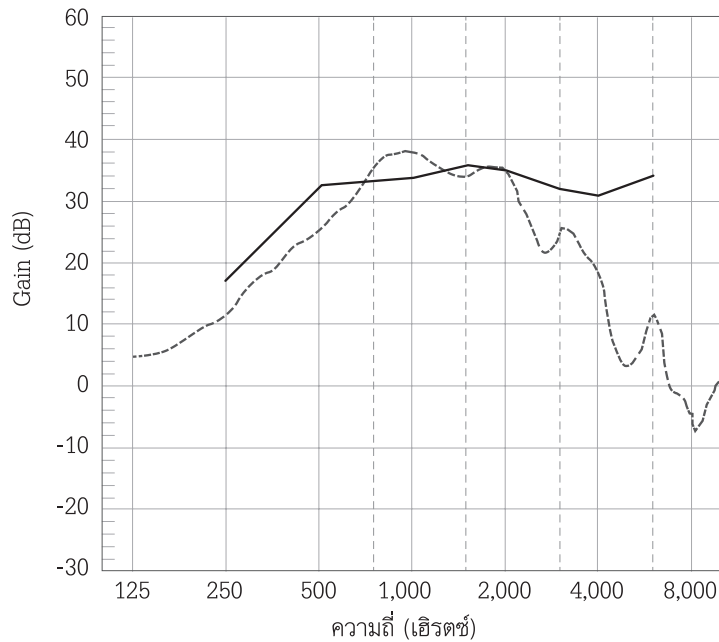
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



รูปที่ 6.27

การตรวจวัดเสียงผ่านอุปกรณ์เชื่อมต่อที่ถูกออกแบบให้ใกล้เคียงกับขนาดช่องหูชั้นนอกของผู้ใหญ่โดยเฉลี่ย

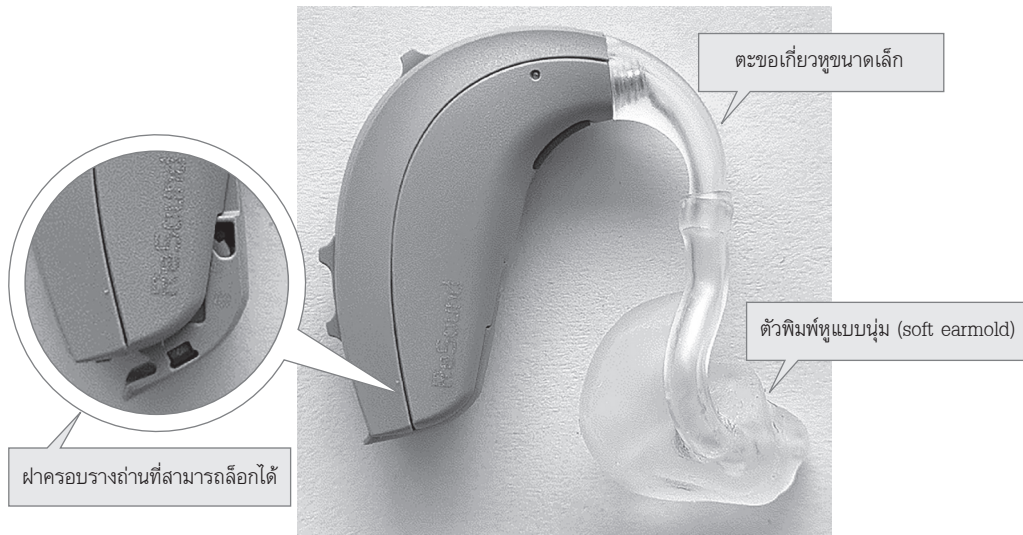




รูปที่ 6.28

การประเมินให้แน่ใจว่าเสียงที่เครื่องช่วยฟังขยายนั้น (เส้นประ) มีความเหมาะสมและพอดีตามเป้าหมายที่กำหนดไว้หรือไม่ (target gain, เส้นทึบ) สังเกตว่าที่บริเวณความถี่มากกว่า 2,000 เฮิรตซ์ เป็นต้นไป เสียงที่เครื่องช่วยฟังขยาย (เส้นประ) ยังไม่ดังพอจนถึงเป้าหมาย (เส้นทึบ) ดังนั้น ยังมีความจำเป็นในการที่จะปรับเพิ่มการขยายเสียงของเครื่องช่วยฟังในย่านความถี่เหล่านี้เพื่อให้ความดังของเสียงที่เพียงพอสำหรับการได้ยิน

5) เครื่องช่วยฟังที่ใช้ในเด็กจะมีความแตกต่างจากของเครื่องช่วยฟังที่ใช้ในผู้ใหญ่อยู่บ้าง ซึ่งเครื่องช่วยฟังสำหรับเด็ก จะมีการแนะนำให้ใช้เครื่องช่วยฟังชนิดทัดหลังหูเป็นหลัก (behind the ear hearing aid) โดยใช้ตัวพิมพ์หูแบบนุ่ม และเครื่องช่วยฟังควรจะมีตะขอเกี่ยวหูที่มีขนาดเล็กเพื่อเกี่ยวใบหูได้พอดี ดังรูปที่ 6.29 สังเกตว่าเครื่องช่วยฟังชนิดแบบทัดหลังหู จะมีตัวเครื่องขนาดใหญ่ สามารถสังเกตเห็นได้ง่ายโดยผู้ปกครองขณะเด็กกำลังใช้งานเครื่องช่วยฟัง และที่สำคัญหากเกิดอุบัติเหตุแตกหักของตัวเครื่อง ก็ไม่ทำอันตรายต่อช่องหูชั้นนอกของเด็กได้ เนื่องจากมีตัวพิมพ์หูแบบนุ่มรองรับอยู่ในช่องหูชั้นนอกแทนตัวเครื่อง นอกจากนี้ การมีฝาครอบที่ใช้ครอบรางถ่านของเครื่องช่วยฟังที่สามารถถอดได้ ก็มีความจำเป็นอย่างมาก เพื่อป้องกันไม่让孩子สามารถหยิบถ่านไปเล่นหรือทาน ซึ่งหากเด็กแกะฝาครอบและนำถ่านสำหรับเครื่องช่วยฟังขนาดเล็กเหล่านี้ไปเล่นหรือทาน อาจเป็นอันตรายต่ออวัยวะในร่างกาย เช่น เยื่อจมูก ช่องหู หลอดอาหาร หรือ แม้กระทั่งเด็กอาจจะสำลักถ่านลงหลอดลม และเกิดอันตรายถึงขั้นเสียชีวิตได้ เป็นต้น



รูปที่ 6.29 | เครื่องช่วยฟังชนิดทัดหลังหู (behind the ear hearing aid) สำหรับเด็ก โดยมีตัวพิมพ์หูแบบนุ่ม ตะขอเกี่ยวหูขนาดเล็ก และฝาครอบรางถ่านที่สามารถถอดได้

7. ความคุ้มค่าในการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน

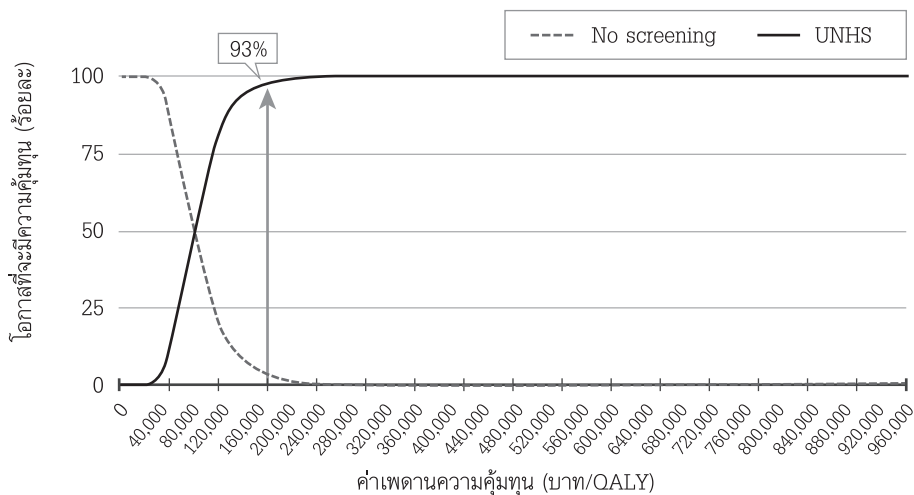
ดังที่กล่าวไปแล้วในเบื้องต้นว่าการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน นอกจากจะต้องประเมินเรื่องของประสิทธิภาพของการคัดกรองแล้ว การประเมินความคุ้มค่าเชิงเศรษฐศาสตร์ก็มีความสำคัญไม่ยิ่งหย่อนไปกว่ากัน เนื่องจากการคัดกรองการได้ยินโดยเฉพาะการคัดกรองในทารกแรกเกิดทุกคน จำเป็นต้องใช้ทั้งทรัพยากรมนุษย์ที่เกี่ยวข้องและทุนทรัพย์ในการดำเนินโครงการจำนวนมาก จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการประเมินความคุ้มค่าทุนก่อนเสมอ ซึ่งการกำหนดนโยบายประเทศด้านสาธารณสุขต่าง ๆ มักจะใช้การวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผล (cost-effectiveness analysis) ในการประเมินว่าคุ้มค่าพอหรือไม่ ในการที่จะลงทุนและดำเนินโครงการทั่วทั้งประเทศ การวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผล คือ การประเมินว่าในสถานการณ์ที่ทรัพยากรมีอย่างจำกัดและไม่สามารถจะตอบสนองต่อความต้องการได้ทั้งหมดนั้น มีภาวะโรคใดบ้างที่ควรจะถูกจัดลำดับให้ได้รับการดูแลรักษาก่อนเป็นลำดับต้น ๆ บนพื้นฐานของทรัพยากรที่มีอยู่อย่างจำกัดเหล่านั้น เพื่อให้มั่นใจได้ว่าทรัพยากรได้ถูกใช้อย่างคุ้มค่ามากที่สุด

อย่างไรก็ตาม การจะวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผลได้สำเร็จ จำเป็นต้องทราบตัวแปรที่สำคัญที่เรียกว่า “จำนวนปีสุขภาพ (Quality-Adjusted Life Year, QALY)” ซึ่ง QALY นี้จะเป็นค่าที่แสดงถึงอายุขัยของผู้ป่วยที่เป็นโรค แต่จะเป็นอายุขัยในมุมมองที่มีสุขภาพสมบูรณ์เท่านั้น วิธีการแปลงอายุขัยของผู้ป่วยที่เป็นโรคให้เป็นมุมมองของอายุขัยของคนปกติที่มีสุขภาพสมบูรณ์ จะต้องนำไปคำนวณกับค่าที่เรียกว่า “ค่าอรรถประโยชน์ (utility unit)” ซึ่งจะมีค่าตั้งแต่ 0 (สุขภาพไม่มีชีวิตหรือตาย) ถึง 1 (สุขภาพสมบูรณ์) โดยค่าอรรถประโยชน์นี้จะเป็ค่าที่สำคัญในการแปลงอายุขัยของคนที่เป็นโรคให้เป็นอายุขัยที่ปราศจากโรคได้ สำหรับประเทศไทย Pitathawatchai และคณะ⁽⁹⁸⁾ ได้ทำการศึกษาค่าอรรถประโยชน์ของคนไทยที่มีภาวะ

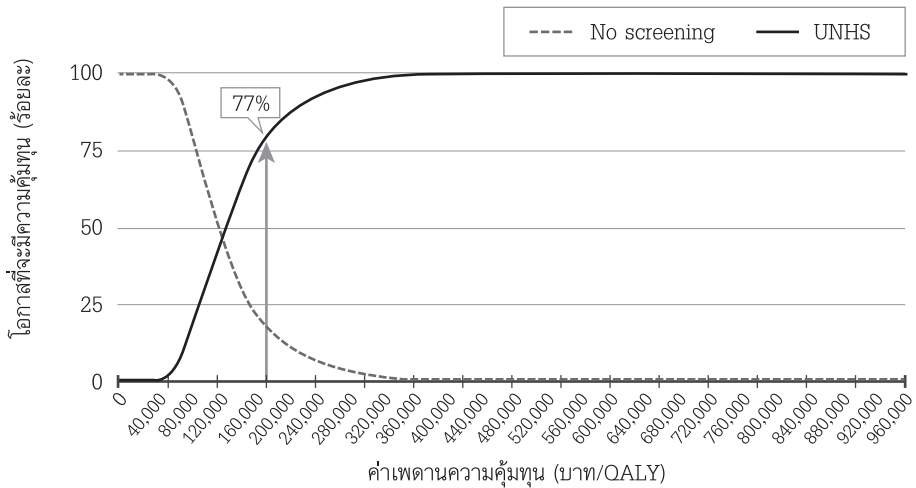
การได้ยินบกพร่องและพบว่ามีความอยู่ที่ประมาณ 0.8 ดังนั้น หากนำค่าอรรถประโยชน์นี้มาคูณกับค่าอายุขัยของคนไทยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง ก็จะได้ค่า QALY ขึ้นมานั่นเอง เช่น ผู้ป่วยคนไทยที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องและใช้ชีวิตมา 10 ปี จะเทียบเท่าได้กับคนปกติทั่วไปที่ใช้ชีวิตด้วยสุขภาพสมบูรณ์ที่ 8 ปี ($QALY = 10 \times 0.8 = 8$) เป็นต้น ซึ่งการแปลงให้เป็นอายุขัยของคนปกติทั่วไปที่ใช้ชีวิตด้วยสุขภาพที่สมบูรณ์ลักษณะนี้ จะทำให้สามารถนำค่าอายุขัยที่ถูกแปลงไปเปรียบเทียบกับอายุขัยในโรคหรือภาวะอื่น ๆ ที่สนใจได้ทั้งหมด เนื่องจากอายุขัยเหล่านี้ถูกแปลงให้เป็นอายุของคนปกติทั่วไปที่ใช้ชีวิตด้วยสุขภาพสมบูรณ์เหมือน ๆ กันเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ดังนั้น หากต้องการจะวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผลเพื่อประเมินและจัดลำดับว่าโรคหรือภาวะใดใช้ต้นทุนน้อยและมีความคุ้มค่าในการลงทุนมากที่สุด ก็เพียงประเมินว่า โรคหรือภาวะใดใช้การลงทุนน้อยที่สุดและได้จำนวนปีสุขภาพมากที่สุด โรคหรือภาวะนั้นก็ถือว่ามีความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์มากที่สุดนั่นเอง ซึ่งสามารถคำนวณได้จาก การนำจำนวนต้นทุนในการดูแลรักษาโรคที่สนใจทั้งหมดหารด้วยจำนวนปีสุขภาพที่ได้มาจากการดูแลรักษาโรคเหล่านั้น ($cost/QALY$) ซึ่งรู้จักกันนามว่า “incremental cost-effectiveness ratio, ICER” หรืออีกนัยหนึ่งก็คือ ต้องใช้เงินจำนวนเพิ่มขึ้นเท่าไรเพื่อจะให้ได้ปีสุขภาพเพิ่มขึ้นมา 1 ปี หากการคำนวณของการดูแลรักษาโรคหรือภาวะใดพบว่าได้ค่าของ ICER น้อยที่สุด จะถือว่าการลงทุนดูแลรักษาโรคหรือภาวะนั้นจะมีความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์มากที่สุดนั่นเอง นอกจากการใช้การคำนวณค่า ICER เพื่อประเมินและเปรียบเทียบว่าการลงทุนดูแลรักษาโรคหรือภาวะใดมีความคุ้มค่ามากกว่าอีกโรคหรือภาวะใดภาวะหนึ่งแล้ว ยังสามารถใช้ค่า ICER มาใช้เพื่อตัดสินว่า การดูแลรักษาโรคใดโรคหนึ่งมีความคุ้มค่าหรือไม่คุ้มค่า โดยการนำค่า ICER ไปเปรียบเทียบกับเพดานความคุ้มค่า ($cost-effectiveness threshold$) ซึ่งค่าเพดานความคุ้มค่านี้นี้จะมีการกำหนดเพดานไว้ในแต่ละประเทศโดยยึดตามสภาพเศรษฐกิจและสังคมของประเทศนั้น ๆ เมื่อใดก็ตามที่ค่า ICER ของการลงทุนดูแลรักษาโรคที่สนใจต่ำกว่าเพดานความคุ้มค่า ก็จะถือว่าการลงทุนนั้นมีความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์สำหรับประเทศนั้น ๆ ในทางตรงกันข้าม หากค่า ICER ของการลงทุนดูแลรักษาโรคที่สนใจสูงกว่าเพดานความคุ้มค่านี้นี้ก็จะถือว่าการลงทุนนั้นไม่มีความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์สำหรับประเทศนั้น ๆ นั่นเอง

สำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด มีการศึกษาในต่างประเทศหลายการศึกษาที่มีการวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผลและพบว่าการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนมีความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์⁽⁹⁹⁻¹⁰²⁾ อย่างไรก็ตาม องค์การอนามัยโรคได้ระบุไว้อย่างชัดเจนว่า การวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผลของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดควรจะต้องมีการประเมินในแต่ละพื้นที่ของตัวเอง ไม่สามารถจะนำผลการวิเคราะห์จากพื้นที่หนึ่งมาใช้แทนผลอีกพื้นที่หนึ่งได้เสมอไป เนื่องจากสภาพเศรษฐกิจและสังคมในแต่ละพื้นที่สำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดย่อมจะมีความแตกต่างกัน ส่งผลให้การวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผลอาจมีความแตกต่างกันได้⁽¹⁰³⁾ สำหรับประเทศไทย เพดานความคุ้มค่าได้ถูกกำหนดไว้ที่ 160,000 บาท/QALY ตั้งแต่ในปี ค.ศ. 2013 หรืออีกนัยหนึ่งก็คือ การดูแลรักษาโรคจะต้องมีการใช้เงินไม่เกิน 160,000 บาท เพื่อให้ได้มาซึ่งปีสุขภาพเพิ่มขึ้น 1 ปี จึงจะถือว่าคุ้มค่า ดังนั้นการลงทุนดูแลรักษาโรคหรือภาวะใด ๆ ในประเทศไทยจะถือว่าคุ้มค่าและคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ก็ต่อเมื่อค่า ICER ของการลงทุนดูแลรักษาโรคหรือภาวะนั้นมีค่าต่ำกว่า 160,000 บาท/QALY นั่นเอง⁽¹⁰⁴⁾

Pitathawatchai และคณะ⁽¹⁸⁾ ได้ทำการศึกษาวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผลสำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดของประเทศไทย ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ความคุ้มค่าในระยะยาวตั้งแต่ทารกแรกเกิดจนถึงอายุขัยเฉลี่ยของคนไทยที่ 78 ปี (อ้างอิงจากฐานข้อมูลปี ค.ศ. 2019)⁽¹⁰⁵⁾ และมีการนำต้นทุนทางตรงทั้งที่เกี่ยวข้องและไม่เกี่ยวข้องกับการแพทย์ อีกทั้งต้นทุนทางอ้อมทั้งหมด เช่น ค่าเสียเวลาและเสียโอกาสของบิดามารดาหรือผู้ปกครองเมื่อต้องดูแลทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องมาทำการวิเคราะห์ ซึ่งการศึกษาพบว่า หากทำการคัดกรองการได้ยินเฉพาะทารกกลุ่มเสี่ยงต่อภาวะการได้ยินบกพร่อง (TNHS) จะมีโอกาสที่การคัดกรองนั้นมีความคุ้มค่าได้ถึงร้อยละ 93 ภายใต้เพดานความคุ้มค่าของประเทศไทยที่ 160,000 บาท/QALY (รูปที่ 6.30) ซึ่งผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่า การคัดกรองการได้ยินเฉพาะทารกกลุ่มเสี่ยงต่อภาวะการได้ยินบกพร่องในประเทศไทยมีโอกาสคุ้มค่าสูงมาก นอกจากนี้ Pitathawatchai และคณะ⁽¹⁸⁾ ยังได้ทำการวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผลสำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนสำหรับประเทศไทย (UNHS) และพบว่า โอกาสที่การทำการคัดกรองนั้นจะมีความคุ้มค่าอยู่ที่ประมาณร้อยละ 77 ภายใต้เพดานความคุ้มค่าของประเทศไทยที่ 160,000 บาท/QALY (รูปที่ 6.31) แม้ว่าโอกาสความคุ้มค่าสำหรับการคัดกรองการได้ยินในทารกทุกคนจะยังไม่สูงนัก แต่เมื่อมาวิเคราะห์รายละเอียดและปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อผลลัพธ์ของต้นทุนประสิทธิผล ก็พบว่าค่า ICER สามารถลดลงได้อีกหากสามารถควบคุมตัวแปรที่สำคัญให้อยู่ในเกณฑ์ที่ดีขึ้น เช่น อัตราการไม่มาติดตามอาการที่ลดลงจากร้อยละ 25 ไปสู่ ร้อยละ 5 ค่าเดินทางลดลงจาก 800 บาท จนเหลือ 192 บาท ระยะเวลาในการดูแลรักษาเมื่อมาติดตามอาการในแต่ละครั้งลดลงจาก 5.77 ชั่วโมง จนเหลือ 1.5 ชั่วโมง ซึ่งจะส่งผลให้ค่าเสียเวลาและเสียโอกาสของผู้ปกครองในการมาติดตามอาการแต่ละครั้งลดลงตามไปด้วย (รูปที่ 6.32) นอกจากนี้ หากสามารถควบคุมให้อัตราการไม่มาติดตามอาการไม่เกินร้อยละ 5 ค่าเดินทางไม่เกิน 192 บาท และ ระยะเวลาในการดูแลรักษาไม่เกิน

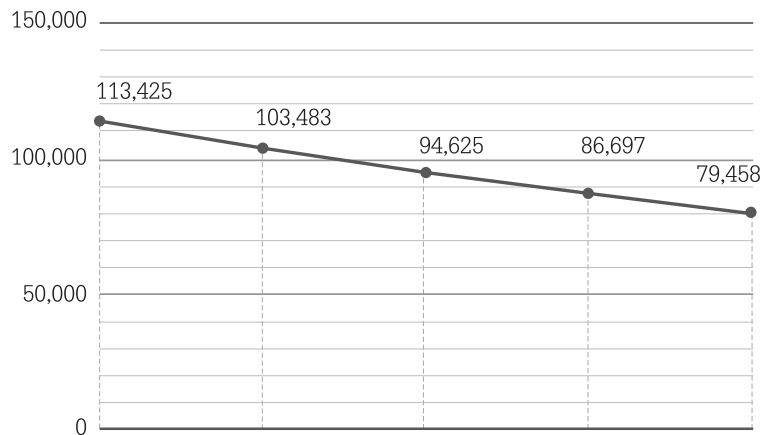


รูปที่ 6.30 การคัดกรองการได้ยินเฉพาะทารกกลุ่มเสี่ยงต่อภาวะการได้ยินบกพร่อง (TNHS) จะมีโอกาสที่การคัดกรองนั้นมีความคุ้มค่าได้ถึงร้อยละ 93 ภายใต้เพดานความคุ้มค่าของประเทศไทยที่ 160,000 บาท/QALY



รูปที่ 6.31 การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) จะมีโอกาสที่การคัดกรองนั้นมีความคุ้มค่าอยู่ที่ร้อยละ 77 ภายใต้เกณฑ์ความคุ้มค่าของประเทศไทยที่ 160,000 บาท/QALY

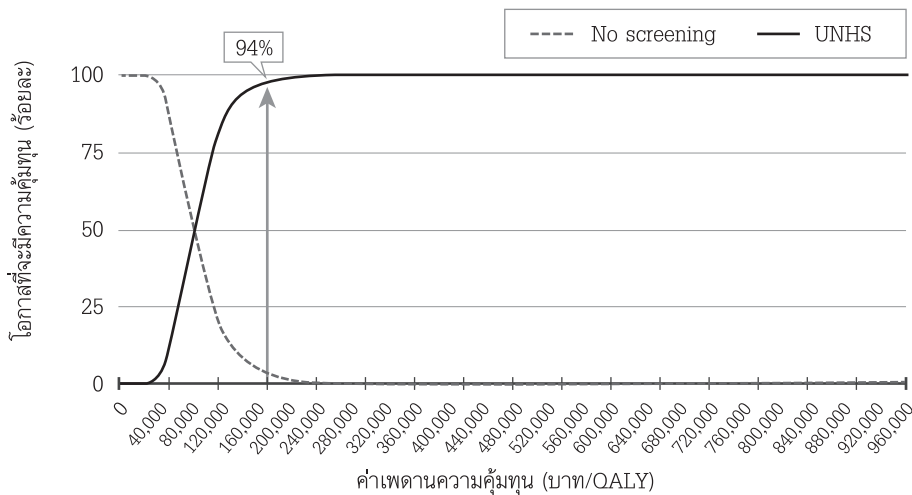
ICER (บาท/QALY)



อัตราการไม่มาติดตาม	25%	20%	15%	10%	5%
ระยะเวลาในการดูแลรักษาเมื่อมาติดตามอาการแต่ละครั้ง (ชั่วโมง)	5.77	5	4	3	1.5
ค่าเดินทาง (บาท)	800	704	480	320	192
ค่าเสียเวลาและเสียโอกาสในการมาติดตามอาการแต่ละครั้ง (บาท)	480	416	352	356	128

รูปที่ 6.32 ค่า incremental cost-effectiveness ratio (ICER) สามารถลดลงได้ตามลำดับ หากสามารถควบคุมตัวแปรที่สำคัญให้อยู่ในเกณฑ์ที่ดีขึ้น โดยเฉพาะ อัตราการไม่มาติดตามอาการลดลงจากร้อยละ 25 ไปสู่ ร้อยละ 5 ค่าเดินทางลดลงจาก 800 บาท จนเหลือ 192 บาท ระยะเวลาในการดูแลรักษาเมื่อมาติดตามอาการในแต่ละครั้งลดลงจาก 5.77 ชั่วโมง จนเหลือ 1.5 ชั่วโมง ซึ่งจะส่งผลให้ค่าเสียเวลาและเสียโอกาสของผู้ปกครองในการมาติดตามอาการแต่ละครั้งลดลงตามไปด้วย

1.5 ชั่วโมง เมื่อมาติดตามอาการในแต่ละครั้ง โอกาสที่การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนจะมีความคุ้มค่าที่สูงขึ้นไปได้ถึงร้อยละ 94 ภายใต้เพดานความคุ้มค่าของประเทศไทยที่ 160,000 บาท/QALY (รูปที่ 6.33) ดังนั้นจากการศึกษานี้แสดงให้เห็นอย่างชัดเจนว่า การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนสำหรับประเทศไทยมีความเป็นไปได้ในเรื่องของความคุ้มค่าเศรษฐศาสตร์และมีโอกาสคุ้มค่าสูงหากมีการควบคุมให้การดำเนินการคัดกรองการได้ยินสามารถทำได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยเฉพาะประเด็นเรื่องของอัตราการมาติดตามอาการที่ดี ค่าเดินทางของผู้ปกครองที่ไม่สูง รวมทั้งระยะเวลาในการดูแลรักษาเมื่อมาติดตามอาการแต่ละครั้งที่ไม่มากซึ่งจะส่งผลให้ค่าเสียเวลาและเสียโอกาสของผู้ปกครองลดลงตามไปด้วยนั่นเอง



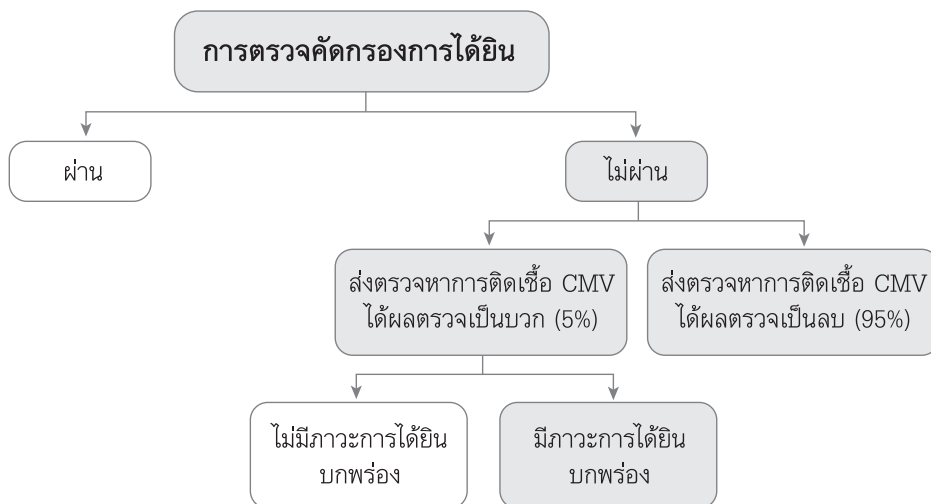
รูปที่ 6.33 เมื่อควบคุมให้อัตราการไม่มาติดตามอาการไม่เกินร้อยละ 5 ค่าเดินทางไม่เกิน 192 บาท และ ระยะเวลาในการดูแลรักษาไม่เกิน 1.5 ชั่วโมง เมื่อมาติดตามอาการในแต่ละครั้ง โอกาสที่การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) จะมีความคุ้มค่าอยู่ที่ร้อยละ 94 ภายใต้เพดานความคุ้มค่าของประเทศไทยที่ 160,000 บาท/QALY

8. การคัดกรองการได้ยินร่วมกับการคัดกรองวิธีอื่น ๆ

ถึงแม้ว่าสาเหตุการเกิดภาวะการได้ยินในทารกแรกเกิดจะมีอยู่หลายสาเหตุ ความผิดปกติทางพันธุกรรมและการติดเชื้อตั้งแต่แรกเกิดโดยเฉพาะการติดเชื้อไวรัส cytomegalovirus (CMV) ยังเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้ทารกจำนวนมากมีโอกาสเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องได้ ดังนั้น จึงมีความพยายามที่จะมีการทำการคัดกรองและตรวจเพิ่มเติมเรื่องสาเหตุทางพันธุกรรมและการติดเชื้อ CMV ร่วมไปกับการคัดกรองการได้ยินโดยเครื่อง aOAE/aABR เพื่อจะได้เพิ่มโอกาสที่จะตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิดที่มากขึ้นและนำไปสู่การรักษาหรือเฝ้าระวังผลที่อาจจะเกิดตามมาจากสาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องได้ง่ายขึ้น แม้ว่าในปัจจุบันการตรวจหา CMV และการตรวจคัดกรองทางพันธุกรรมยังไม่ได้นแนะนำและยอมรับกันโดยทั่วไปในการตรวจทารกแรกเกิดทุกคน ในอนาคตเมื่อเทคโนโลยีของการตรวจมี

การพัฒนาเรื่องของความแม่นยำอย่างไม่หยุดนิ่งและมีแนวโน้มที่ต้นทุนการตรวจจะลดลงเรื่อย ๆ จึงปฏิเสธไม่ได้ว่าการตรวจเหล่านี้ย่อมจะมีประโยชน์ที่จะทำให้การดูแลทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องสามารถจะได้รับการวินิจฉัยและรักษาได้อย่างทันทั่วทั้งที่และมีประสิทธิภาพ

8.1 **CMV:** การติดเชื้อ CMV ถือเป็นสาเหตุการติดเชื้อไวรัสที่พบบ่อยที่สุดในทารกแรกเกิด มีการศึกษาพบว่า การติดเชื้อ CMV ตั้งแต่แรกเกิด สามารถพบได้ตั้งแต่ร้อยละ 0.5 จนถึงร้อยละ 1.7⁽¹⁰⁶⁻¹⁰⁸⁾ อย่างไรก็ตาม การติดเชื้อ CMV ในทารกส่วนใหญ่มักจะไม่มีแสดงอาการ โดยทั่วไปประมาณร้อยละ 20 ของทารกแรกเกิดที่ติดเชื้อ CMV จะมีอาการและส่งผลให้เกิดความพิการถาวรได้ โดยความพิการที่พบบ่อยที่สุดในทารกที่ติดเชื้อ CMV ตั้งแต่แรกเกิดก็คือภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (SNHL) นั่นเอง⁽¹⁰⁶⁻¹⁰⁸⁾ มีการศึกษาพบอีกว่า อุบัติการณ์การเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิดที่ติดเชื้อ CMV พบได้ประมาณร้อยละ 10-15 โดยครึ่งหนึ่งของทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้จะแย่งเรื่อย ๆ (progressive hearing loss) เมื่อทารกเติบโตขึ้น⁽¹⁰⁹⁾ ดังนั้นจะเห็นว่าการติดเชื้อ CMV ในทารกแรกเกิดเป็นปัญหาสำคัญและส่งผลต่อความพิการโดยเฉพาะเรื่องของการได้ยินอย่างชัดเจน ซึ่ง Stehel และคณะ⁽¹¹⁰⁾ ได้ทำการศึกษาดลองใช้การตรวจหาเชื้อ CMV ในปัสสาวะของทารกแรกเกิดด้วยวิธีการเพาะเชื้อและการตรวจ polymerase chain reaction (PCR) ควบคู่ไปกับการตรวจคัดกรองการได้ยิน (รูปที่ 6.34) ซึ่งการศึกษาพบว่า สามารถพบการติดเชื้อ CMV ในทารกแรกเกิดที่ได้ผลการตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่านประมาณร้อยละ 5 ซึ่งทารกที่พบการติดเชื้อ CMV เหล่านี้ จะได้รับการประเมินและวางแผนเพิ่มเติมสำหรับการดูแลรักษาการติดเชื้อ CMV รวมถึงการฟื้นฟูและการเฝ้าระวังอย่างใกล้ชิดสำหรับภาวะการได้ยินบกพร่องที่อาจจะแย่งต่อไปได้ในอนาคต



รูปที่ 6.34 | การส่งตรวจเพิ่มเติมเพื่อหาการติดเชื้อ CMV ในทารกแรกเกิดที่ได้ผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่าน โดยการศึกษาของ Stehel และคณะ⁽¹¹¹⁾

8.2 การตรวจพันธุกรรม: ความผิดปกติทางพันธุกรรมสามารถทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องได้ทั้งใน nonsyndromic hearing loss และ syndromic hearing loss โดยประมาณร้อยละ 80 ของภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุจากพันธุกรรมจะเป็นกลุ่ม nonsyndromic hearing loss⁽¹¹¹⁻¹¹³⁾ ซึ่งความผิดปกติของพันธุกรรมในกลุ่ม nonsyndromic hearing loss ที่รู้จักดี คือ ความผิดปกติของพันธุกรรมที่ชื่อว่า “DFNB1 หรือ gap junction beta 2 (GJB2)” โดยส่งผลให้การสร้างโปรตีน connexin 26 ซึ่งใช้สำหรับเป็นช่องทางผ่านของโพแทสเซียมในหูชั้นในเกิดความผิดปกติ มีการศึกษาพบว่า ความผิดปกติของพันธุกรรม DFNB1 หรือ GJB2 พบได้ถึงครึ่งหนึ่งของความผิดปกติในกลุ่ม nonsyndromic hearing loss ทั้งหมด ซึ่งเด็กที่มีความผิดปกติของพันธุกรรม DFNB1 หรือ GJB2 ก็มักจะมีภาวะการได้ยินบกพร่องในระดับรุนแรงถึงขั้นหูหนวกทั้งสองข้าง⁽¹¹⁴⁾ นอกจากความผิดปกติของพันธุกรรม DFNB1 หรือ GJB2 แล้ว ความผิดปกติพันธุกรรมอันดับรองลงมาในกลุ่ม nonsyndromic hearing loss คือ ความผิดปกติของพันธุกรรม DFNB16 ซึ่งถือว่าเป็นความผิดปกติทางพันธุกรรมที่พบได้บ่อยที่สุดในกลุ่มที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องระดับเล็กน้อยจนถึงระดับปานกลาง⁽¹¹³⁾ สำหรับความผิดปกติทางพันธุกรรมในกลุ่ม syndromic hearing loss โรค Pendred syndrome ถือว่าพบได้บ่อยเช่นกัน ซึ่งในบางการศึกษาสามารถพบ Pendred syndrome ได้มากถึงร้อยละ 10 ของภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งหมดที่มีสาเหตุมาจากพันธุกรรม⁽¹¹⁵⁾ โดยทั่วไป เด็กที่เป็นโรค Pendred syndrome มักจะมีปัญหาภาวะการได้ยินในระดับรุนแรงถึงขั้นหูหนวก แม้บางครั้งอาจจะพบความรุนแรงระดับเล็กน้อยจนถึงปานกลางได้บ้าง⁽¹¹⁵⁾ นอกจากนี้ ความผิดปกติของ enlarged vestibular aqueduct ในหูทั้งสองข้างก็สามารถพบเรื่อย ๆ ใน Pendred syndrome และเด็กเหล่านี้ก็มักจะมีปัญหาของคอพอก (goiter) ตามมาในช่วงอายุประมาณ 10–20 ปี ถึงแม้ว่าจะไม่มีความผิดปกติของฮอร์โมนใด ๆ ก็ตาม (euthyroid)⁽¹¹⁶⁾

เนื่องจากภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิดมีสาเหตุมาจากพันธุกรรมถึงเกือบครึ่งหนึ่งของสาเหตุทั้งหมด⁽³⁾ ในปัจจุบัน จึงมีความพยายามนำการตรวจพันธุกรรมมาใช้ควบคู่กับการคัดกรองการได้ยินเพื่อเพิ่มโอกาสการตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกเกิด อีกทั้งยังสามารถนำผลการตรวจทางพันธุกรรมมาประเมินโอกาสการถ่ายทอดความผิดปกติของพันธุกรรมในบุตรคนต่อไปของผู้ปกครองได้อีกด้วย มีการศึกษาในประเทศจีนพบว่าการตรวจพันธุกรรมร่วมกับการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดไปพร้อม ๆ กัน มีโอกาสตรวจพบทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้เพิ่มขึ้นมากกว่าเดิมประมาณร้อยละ 13 เมื่อเทียบกับการใช้การตรวจคัดกรองการได้ยินเพียงอย่างเดียว⁽¹¹⁷⁾ อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีคำแนะนำหรือมีการยอมรับกันโดยทั่วไปในการส่งตรวจพันธุกรรมควบคู่กับการตรวจคัดกรองการได้ยินด้วย aOAE/aABR ทั้งนี้เนื่องจากค่าใช้จ่ายในการตรวจพันธุกรรมยังคงเป็นอุปสรรคสำคัญสำหรับการนำไปใช้ในทางปฏิบัติ ดังนั้น เมื่อไรก็ตามที่เทคโนโลยีของการตรวจหาความผิดปกติของพันธุกรรมสามารถตรวจหาความผิดปกติต่าง ๆ ที่เดียวได้ครั้งละมาก ๆ และสามารถที่จะลดต้นทุนของการตรวจได้จากความก้าวหน้าของเทคนิคการตรวจ ก็ย่อมจะมีความเป็นไปได้ที่จะใช้การตรวจทางพันธุกรรมมาคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้ในอนาคต

9. ข้อจำกัดของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด

การศึกษาในอดีตที่ผ่านมาตามประเทศต่าง ๆ⁽¹⁰⁾ พบว่าการคัดกรองการได้ยินสามารถตรวจพบทารกที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องอยู่ที่ประมาณร้อยละ 0.1 (จากการศึกษาของประเทศบราซิล เซอร์เบีย และสวีเดน) ร้อยละ 0.16 (จากการศึกษาของประเทศอินเดีย) ร้อยละ 0.1–0.18 (จากการศึกษาของประเทศสหรัฐอเมริกา) ร้อยละ 0.1–0.3 (จากการศึกษาของประเทศจีน) และ ร้อยละ 0.1–0.3 (จากการศึกษาของประเทศฟิลิปปินส์) ในขณะที่การศึกษาของประเทศไทย^(118,119) พบทารกที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องอยู่ที่ประมาณร้อยละ 0.17–0.4 ดังนั้นจะเห็นว่า การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไปและมีการดำเนินโครงการกันแล้วในหลายประเทศ อย่างไรก็ตาม การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดก็ยังมีข้อจำกัดที่สำคัญดังต่อไปนี้

9.1 เครื่อง aOAE/aABR ไม่สามารถคัดกรองการสูญเสียการได้ยินที่มีความรุนแรงเพียงเล็กน้อยได้: เครื่องมือคัดกรองการได้ยินที่นิยมใช้อยู่ในปัจจุบัน ได้แก่ aOAE และ aABR ซึ่งยังมีข้อจำกัดในการตรวจคัดกรองทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อย โดยผลตรวจของ aOAE ในทารกเหล่านี้จะแสดงผลว่า “ผ่าน (pass)” ได้ เนื่องจากเซลล์ขนชั้นนอกจำนวนมากหนึ่งยังคงสามารถสร้างเสียงสะท้อนกลับออกมาจากหูชั้นใน ส่งผลให้เครื่อง aOAE ยังคงสามารถวัดออกมาเป็นค่าเสียงสะท้อนในช่องหูอยู่ได้^(29,31) สำหรับเครื่อง aABR ค่าเกณฑ์ผ่านของระดับการได้ยินที่ใช้คัดกรองมักจะถูกตั้งโดยบริษัทเครื่องมือไว้ที่ 35 dB nHL ซึ่งเป็นเกณฑ์ที่ถูกตั้งขึ้นและใช้กันอย่างแพร่หลายเพื่อคัดกรองเด็กที่สูญเสียการได้ยินระดับปานกลางเป็นต้นไป⁽⁵¹⁾ ทำให้ทารกแรกเกิดที่สูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยยังสามารถมีผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่า “ผ่าน (pass)” ได้อีกเช่นกัน ยกเว้นว่าเครื่อง aABR สามารถจะถูกปรับเปลี่ยนเกณฑ์ผ่านของระดับการได้ยินที่ใช้คัดกรองให้มีค่าต่ำกว่า 35 dB nHL ได้ ภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีความรุนแรงระดับเพียงเล็กน้อยจึงจะถูกตรวจพบได้ด้วยเครื่อง aABR

9.2 เครื่อง aOAE/aABR ไม่สามารถตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องเฉพาะบางช่วงความถี่ (isolated frequency hearing loss) ได้: เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเฉพาะบางช่วงความถี่ (isolated frequency hearing loss) เช่น มีการสูญเสียการได้ยินเฉพาะช่วงความถี่ต่ำ ๆ (250–1,000 เฮิรตซ์) หรือ การสูญเสียการได้ยินเฉพาะช่วงความถี่สูง ๆ (4,000–8,000 เฮิรตซ์) จะไม่สามารถถูกตรวจพบได้ด้วยเครื่อง aOAE/aABR เนื่องจากว่า ทั้งเครื่องตรวจ aOAE และ aABR มักจะใช้เสียงกระตุ้นชนิด click ในการกระตุ้นหูชั้นในเป็นหลัก ซึ่งเสียงกระตุ้น click นี้ เป็นเสียงที่รวมคลื่นเสียงหลายความถี่เข้าด้วยกัน ซึ่งมีพลังงานเสียงโดยรวมอยู่ในช่วงความถี่ประมาณ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ หรือ ประมาณ 2,000–4,000 เฮิรตซ์^(37,120) ทำให้การประเมินผลการได้ยินจากเครื่องทั้งสองจะสามารถประเมินระดับการได้ยินได้เฉพาะในช่วงความถี่เหล่านี้เท่านั้น เสียงกระตุ้นชนิดนี้จึงไม่สามารถจะใช้ตรวจคัดกรองระดับการได้ยินนอกเหนือจากช่วงความถี่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ ไปได้ ดังนั้น การใช้เครื่องตรวจ aOAE และ aABR เพื่อคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องลักษณะเฉพาะบางความถี่ โดยเฉพาะในช่วงความถี่ 250–1,000 เฮิรตซ์ หรือ ในช่วงความถี่ 4,000–8,000 เฮิรตซ์ จะให้ผลว่า “ผ่าน (pass)” ทำให้ทารกเหล่านี้ แม้ว่าจะมีภาวะการได้ยินบกพร่องจริงในบางช่วงความถี่ ระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดด้วยเครื่อง aOAE/aABR ก็จะไม่สามารถตรวจพบความผิดปกติได้

9.3 เครื่อง aOAE/aABR ไม่สามารถตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดขึ้นในภายหลัง (delayed-onset hearing loss) ได้: การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน เป็นเพียงการคัดกรองการได้ยินเฉพาะช่วงแรกเกิดของเด็กเท่านั้น ไม่ได้เป็นการยืนยันว่า เมื่อเด็กโตขึ้น จะไม่มีภาวะการได้ยินบกพร่องที่สามารถเกิดขึ้นได้ในภายหลัง (delayed-onset hearing loss) ทำให้เด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้ ซึ่งไม่ได้แสดงอาการในช่วงแรกคลอดแต่มักจะแสดงอาการออกมาในภายหลังเมื่อเด็กโตขึ้น ไม่สามารถจะถูกตรวจพบด้วยระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้

9.4 ทารกที่มีการได้ยินปกติจำนวนหนึ่งอาจจะมีปัญหาหรือโรคต่าง ๆ ที่อาจเกิดขึ้นระหว่างที่เด็กโตขึ้นได้: แม้ว่าเด็กทารกจะเกิดมาและไม่มีภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่แรกเกิด เด็กที่มีการได้ยินปกติจำนวนหนึ่งอาจจะมีปัญหาหรือโรคต่าง ๆ ที่อาจเกิดขึ้นระหว่างที่เด็กโตขึ้นได้ โดยเฉพาะการติดเชื้อในหูชั้นกลางเรื้อรัง (COM) หรือ มีปัญหา น้ำขังในหูชั้นกลางเรื้อรัง (otitis media with effusion, OME) ซึ่งเป็นสองโรคหลักที่ทำให้เกิดการสูญเสียการได้ยินที่พบบ่อยสุดในเด็กเล็กและเด็กโต^(1,121) ดังนั้น ทารกที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องในภายหลังจากสาเหตุโรคต่าง ๆ ขณะที่เด็กโตขึ้น ระบบการคัดกรองการได้ยินทารกแรกเกิดก็ย่อมไม่สามารถตรวจพบความผิดปกติใด ๆ ได้

9.5 เครื่องมือคัดกรองทุกชนิดที่ใช้ในการคัดกรองย่อมมีความคลาดเคลื่อนได้เสมอ: เนื่องจากเครื่องมือคัดกรองทุกชนิดมีความคลาดเคลื่อนได้ โดยเฉพาะค่าของผลลบลง (false negative) ที่สามารถเกิดขึ้นได้เมื่อทำการคัดกรองการได้ยิน ซึ่งเป็นค่าความคลาดเคลื่อนที่เครื่องมือคัดกรองนั้นตรวจไม่พบว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่องในทารก และให้ผลตรวจการได้ยินว่าผ่านได้ ทั้งที่ทารกเหล่านั้นมีภาวะการได้ยินบกพร่องอยู่จริง ๆ ดังนั้น แม้ทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจริง แต่เครื่องมือที่ใช้คัดกรองไม่ว่าจะเป็น aAOE/aABR ไม่สามารถจะคัดกรองได้ถูกต้องทั้งหมดเสมอไปจากผลลบลงที่เกิดขึ้น ทำให้ทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้ ไม่ได้รับการส่งต่อเพื่อวินิจฉัยและดูแลรักษาภาวะการได้ยินได้ตั้งแต่เนิ่น ๆ

สรุป

การทำการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดถือว่าเป็นการป้องกันในระดับทฤษฎีเพื่อช่วยให้ตรวจพบทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทันท่วงทีและทำให้ทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้ได้รับการดูแลรักษาตั้งแต่เนิ่น ๆ ซึ่งเครื่องมือที่มีบทบาทสำคัญในการคัดกรองการได้ยินในปัจจุบัน คือ aOAE และ aABR อย่างไรก็ตาม เครื่องมือเหล่านี้ย่อมมีข้อดีข้อเสียแตกต่างกัน การทำความเข้าใจการใช้เครื่องมือทั้งสองอย่างละเอียดย่อมช่วยให้ใช้ประโยชน์ของเครื่องมือในการทำการคัดกรองได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยทั่วไป การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด ควรจะต้องมีการกำหนดกลุ่มประชากรเป้าหมายอย่างชัดเจน ร่วมกับใช้หลักการสำคัญของการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด ไม่ว่าจะเป็นการตรวจคัดกรองหลังทารกคลอดไปแล้วมากกว่า 24-48 ชั่วโมง การนัดตรวจคัดกรองการได้ยินซ้ำ (rescreening) และหลักการ 1-3-6 (สำหรับ คัดกรอง-วินิจฉัย-รักษาฟื้นฟู) นอกจากนี้ การวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผลของการคัดกรองจะเป็นสิ่งสำคัญที่จะช่วยสนับสนุนการคัดกรองเพื่อให้เกิดความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์โดยเฉพาะโครงการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) เพื่อให้มั่นใจได้ว่า การคัดกรองการได้ยินจะช่วยให้สามารถตรวจพบทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องและได้รับการรักษาฟื้นฟูอย่างทันท่วงทีด้วยการคัดกรอง



ที่มีประสิทธิภาพและมีความคุ้มค่าในทางเศรษฐศาสตร์ ซึ่งผู้ปกครองจะยึดหลักแนวทางสำคัญของการคัดกรองโรคต่าง ๆ โดยเฉพาะเรื่องความพร้อมของระบบการวินิจฉัยและรักษาที่จะรองรับโรคที่สนใจไว้เสมอ ทั้งนี้เนื่องจากการคัดกรองโรคในประชากรทั่วไปจำนวนมาก ๆ นั้น มีต้นทุนที่สูง การที่ไม่สามารถจะวินิจฉัยและรักษาโรคที่ได้คัดกรองมาแล้วได้อย่างมีประสิทธิภาพ กลับเป็นผลเสียมากกว่าผลดี เนื่องจากการลงทุนคัดกรองโรคที่สนใจก็จะไร้ประโยชน์และสูญเสียทรัพยากรมากมายที่ได้ถูกใช้ในการทำการคัดกรองไปแล้วนั่นเอง

เอกสารอ้างอิง

1. Smith AW. WHO activities for prevention of deafness and hearing impairment in children. *Scand Audiol Suppl* 2001;93-100.
2. Yorgancilar E, Yildirim M, Gun R, Bakir S, Tekin R, Gocmez C, et al. Complications of chronic suppurative otitis media: a retrospective review. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2013;270:69-76.
3. World Health Organization. Childhood hearing loss: strategies for prevention and care [Internet]. 2016 [cited 1 Mar 2023]. Available from: https://www.who.int/docs/default-source/imported2/childhood-hearing-loss--strategies-for-prevention-and-care.pdf?sfvrsn=cbbbb3cc_0
4. Wilson JM, Jungner G. Principles and practice of screening for disease [Internet]. Geneva: World Health Organization; 1968 [cited 2023 Mar 5]. Available from: http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/37650/WHO_PHP_34.pdf?sequence=17
5. White KR. Newborn hearing screening. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p. 437-58.
6. Neumann K, Euler HA, Chadha S, White KR. A survey on the global status of newborn and infant hearing screening. *J Early Hear Detect Interv* 2020;5:63-84.
7. Verma RR, Konkimalla A, Thakar A, Sikka K, Singh AC, Khanna T. Prevalence of hearing loss in India. *Natl Med J India* 2021;34:216-22.
8. Ching TYC, Dillon H, Leigh G, Cupples L. Learning from the Longitudinal Outcomes of Children with Hearing Impairment (LOCHI) study: summary of 5-year findings and implications. *Int J Audiol* 2018;57:S105-11.
9. Yoshinaga-Itano C, Manchaiah V, Hunnicutt C. Outcomes of Universal Newborn Screening Programs: Systematic Review. *J Clin Med* 2021;10:2784
10. World Health Organization. Newborn and infant hearing screening: current issues and guiding principles for action [Internet]. Geneva: World Health Organization; 2010 [cited 2023 Mar 1]. Available from: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/339288>

27. Bess FH, Paradise JL. Universal screening for infant hearing impairment: not simple, not risk-free, not necessarily beneficial, and not presently justified. *Pediatrics* 1994;93:330-4.
28. Centers for Disease Control and Prevention (CDC). 2009 Annual Data Early Hearing Detection and Intervention (EHDI) Program [Internet]. 2009 [cited 2023 Mar 20]. Available from: <https://www.cdc.gov/ncbddd/hearingloss/ehdi-data2008.html>
29. Gorga MP, Neely ST, Ohlrich B, Hoover B, Reaner J, Peters J. From laboratory to clinic: a large scale study of distortion product otoacoustic emissions in ears with normal hearing and ears with hearing loss. *Ear Hear* 1997;18:440-55
30. Liberman MC, Dodds LW. Single neuron labeling and chronic cochlear pathology: III. Stereocilia damage and alterations of threshold tuning curves. *Hear Res* 1984;16:55-74.
31. Prieve BA, Gorga MP, Schmidt A, Neely S, Peters J, Schultes L, et al. Analysis of transient-evoked otoacoustic emissions in normal-hearing and hearing-impaired ears. *J Acoust Soc Am* 1993;93:3308-19.
32. Penner MJ, Zhang T. Prevalence of spontaneous otoacoustic emissions in adults revisited. *Hearing Res* 1997;103:28-34.
33. Burns EM, Arehart KH, Campbell SL. Prevalence of spontaneous otoacoustic emissions in neonates. *J Acoust Soc Am* 1992;91:1571-5.
34. Talmadge CL, Long GR, Murphy WJ, Tubis A. New off-line method for detecting spontaneous otoacoustic emissions in human subjects. *Hearing Res* 1993;71:170-82.
35. Don M, Eggermont JJ, Brackmann DE. Reconstruction of the audiogram using brain stem responses and high-pass noise masking. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1979;(3 Pt 2 Suppl 57):1-20.
36. Pitathawatchai P, Khaimook W, Kirtsreesakul V. Pilot implementation of newborn hearing screening programme at four hospitals in southern Thailand. *Bull World Health Organ* 2019;97:663-71.
37. Kemp DT. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use. *Br Med Bull* 2002;63:223-41.
38. Brown CJ, Johnson TA. Electrophysiologic assessment of hearing. In: Flint PW, Haughey BH, Lund VJ, Niparko JK, Robbins KT, Thomas JR, et al, editors. *Cummings Otolaryngology: head and neck surgery*. 6th ed. Philadelphia: Saunders; 2015. p. 2071-83.
39. Roth DA, Hildesheimer M, Bardenstein S, Goidel D, Reichman B, Maayan-Metzger A, et al. Preauricular skin tags and ear pits are associated with permanent hearing impairment in newborns. *Pediatrics* 2008;122:e884-90.
40. Stevens JC, Webb HD, Hutchinson J, Connell J, Smith MF, Buffin JT. Click evoked otoacoustic emissions in neonatal screening. *Ear Hear* 1990;11:128-33.
41. Apostolopoulos NK, Psarommatis IM, Tsakanikos MD, Dellagrammatikas HD, Douniadakis DE. Otoacoustic emission-based hearing screening of a Greek NICU population. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1999;47:41-8.
42. Attias J, Al-Masri M, Abukader L, Cohen G, Merlov P, Pratt H, et al. The prevalence of congenital and early-onset hearing loss in Jordanian and Israeli infants. *Int J Audiol* 2006;45:528-36.

43. Chen G, Yi X, Chen P, Dong J, Yang G, Fu S. A large-scale newborn hearing screening in rural areas in China. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2012;76:1771-4.
44. Vohr BR, Oh W, Stewart EJ, Bentkover JD, Gabbard S, Lemons J, et al. Comparison of costs and referral rates of 3 universal newborn hearing screening protocols. *J Pediatr* 2001;139:238-44.
45. Watkin PM. Outcomes of neonatal screening for hearing loss by otoacoustic emission. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 1996;75:F158-68.
46. Akinpelu OV, Peleva E, Funnell WR, Daniel SJ. Otoacoustic emissions in newborn hearing screening: a systematic review of the effects of different protocols on test outcomes. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2014;78:711-7.
47. Clarke P, Iqbal M, Mitchell S. A comparison of transient-evoked otoacoustic emissions and automated auditory brainstem responses for pre-discharge neonatal hearing screening. *Int J Audiol* 2003;42:443-7.
48. Van Dyk M, Swanepoel de W, Hall JW 3rd. Outcomes with OAE and AABR screening in the first 48 h-implications for newborn hearing screening in developing countries. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2015;79:1034-40
49. Berg AL, Prieve BA, Serpanos YC, Wheaton MA. Hearing screening in a well-infant nursery: profile of automated ABR-fail/OAE-pass. *Pediatrics* 2011;127:269-75.
50. Møller AR, Jannetta PJ. Neural generators of the auditory brainstem response. In: Jacobson JT, editor. *The Auditory Brainstem Response*. San Diego: College-Hill Press; 1985. p. 13-32.
51. Johnson JL, White KR, Widen JE, Gravel JS, James M, Kennalley T, et al. A multicenter evaluation of how many infants with permanent hearing loss pass a two-stage otoacoustic emissions/automated auditory brainstem response newborn hearing screening protocol. *Pediatrics* 2005;116:663-72.
52. Shimizu H, Walters RJ, Proctor LR, Kennedy DW, Allen MC, Markowitz RK. Identification of hearing impairment in the neonatal intensive care unit population: outcome of a five-year project at the Johns Hopkins hospital. *Semin Hear* 1990;11:150-60.
53. Smyth V, Scott J, Tudehope D. The utility of the auditory brainstem response as a screening procedure. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1990;19:45-55.
54. Durieux-Smith A, Picton TW, Bernard P, MacMurray B, Goodman JT. Prognostic validity of brainstem electric response audiometry in infants of a neonatal intensive care unit. *Audiology* 1991;30:249-65.
55. Savio G, Perez-Abalo MC, Gaya J, Hernandez O, Mijares E. Test accuracy and prognostic validity of multiple auditory steady state responses for targeted hearing screening. *Int J Audiol* 2006;45:109-20.
56. Barsky-Firkser L, Sun S. Universal newborn hearing screenings: a three-year experience. *Pediatrics* 1997;99:E4.
57. Lin HC, Shu MT, Lee KS, Lin HY, Lin G. reducing false positives in newborn hearing screening program: how and why. *Otol Neurotol* 2007;28:788-92.
58. Mason JA, Herrmann KR. Universal infant hearing screening by automated auditory brainstem response measurement. *Pediatrics* 1998;101:221-8.

59. Stewart DL, Mehl A, Hall JW 3rd, Thomson V, Carroll M, Hamlett J. Universal newborn hearing screening with automated auditory brainstem response: a multisite investigation. *J Perinatol* 2000;20:S128-31.
60. Mason S, Davis A, Wood S, Farnsworth A. Field sensitivity of targeted neonatal hearing screening using the Nottingham ABR Screener. *Ear Hear* 1998;19:91-102.
61. Varga R, Kelley PM, Keats BJ, Starr A, Leal SM, Cohn E, et al. Non-syndromic recessive auditory neuropathy is the result of mutations in the otoferlin (OTOF) gene. *J Med Genet* 2003;40:45-50.
62. Buchman CA, Roush PA, Teagle HF, Brown CJ, Zdanski CJ, Grose JH. Auditory neuropathy characteristics in children with cochlear nerve deficiency. *Ear Hear* 2006;27:399-408.
63. Sininger YS. Identification of auditory neuropathy in infants and children. *Semin Hear* 2002;23:193-200.
64. Berg AL, Spitzer JB, Towers HM, Bartosiewicz C, Diamond BE. Newborn hearing screening in the NICU: profile of failed auditory brainstem response/passed otoacoustic emission. *Pediatrics* 2005;116:933-8.
65. Madden C, Rutter M, Hilbert L, Greinwald JH Jr, Choo DI. Clinical and audiological features in auditory neuropathy. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2002;128:1026-30.
66. Rance G, Beer DE, Cone-Wesson B, Shepherd RK, Dowell RC, King AM, et al. Clinical findings for a group of infants and young children with auditory neuropathy. *Ear Hear* 1999;20:238-52.
67. Berlin CI, Hood LJ, Morlet T, Wilensky D, Li L, Mattingly KR, et al. Multi-site diagnosis and management of 260 patients with auditory neuropathy/dys-synchrony (auditory neuropathy spectrum disorder). *Int J Audiol* 2010;49:30-43
68. Kraus N, Ozdamar O, Stein L, Reed N. Absent auditory brain stem response: peripheral hearing loss or brain stem dysfunction? *Laryngoscope* 1984;94:400-6.
69. Vohr BR, Widen JE, Cone-Wesson B, Sininger YS, Gorga MP, Folsom RC, et al. Identification of neonatal hearing impairment: characteristics of infants in the neonatal intensive care unit and well-baby nursery. *Ear Hear* 2000;21:373-82.
70. Starr A, Rance G. Auditory neuropathy. *Handb Clin Neurol* 2015;129:495-508.
71. Berlin CI, Hood LJ, Morlet T, Wilensky D, St John P, Montgomery E, et al. Absent or elevated middle ear muscle reflexes in the presence of normal otoacoustic emissions: a universal finding in 136 cases of auditory neuropathy/dys-synchrony. *J Am Acad Audiol* 2005;16:546-53.
72. Turchetta R, Orlando MP, Cammeresi MG, Altissimi G, Celani T, Mazzei F, et al. Modifications of auditory brainstem responses (ABR): observations in full-term and pre-term newborns. *J Matern Fetal Neonatal Med* 2012;25:1342-7.
73. Canale A, Favero E, Lacilla M, Recchia E, Schindler A, Roggero N, et al. Age at diagnosis of deaf babies: a retrospective analysis highlighting the advantage of newborn hearing screening. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2006;70:1283-9.
74. Yoshinaga-Itano C, Sedey AL, Coulter DK, Mehl AL. Language of early- and later-identified children with hearing loss. *Pediatrics* 1998;102:1161-71.

75. Calderon R, Bargones J, Sidman S. Characteristics of hearing families and their young deaf and hard of hearing children. Early intervention follow-up. *Am Ann Deaf* 1998;143:347-62.
76. Moeller MP. Early intervention and language development in children who are deaf and hard of hearing. *Pediatrics* 2000;106:E43.
77. Carney AE, Moeller MP. Treatment efficacy: hearing loss in children. *J Speech Lang Hear Res* 1998;41:S61-84.
78. Tarpe AM, Bess FH. Identification and management of children with minimal hearing loss. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1991;21:41-50.
79. Bess FH, Dodd-Murphy J, Parker RA. Children with minimal sensorineural hearing loss: prevalence, educational performance, and functional status. *Ear Hear* 1998;19:339-54.
80. McKay S, Gravel JS, Tarpe AM. Amplification considerations for children with minimal or mild bilateral hearing loss and unilateral hearing loss. *Trends Amplif* 2008;12:43-54.
81. World Health Organization. Hearing screening: considerations for implementation [Internet]. Geneva: WHO; 2021 [cited 2023 Apr 4]. Available from: <https://www.who.int/publications/i/item/9789240032767>
82. Berninger E, Westling B. Outcome of a universal newborn hearing-screening programme based on multiple transient-evoked otoacoustic emissions and clinical brainstem response audiometry. *Acta Otolaryngol* 2011;131:728-39.
83. Benjamini Y, Yekutieli D. Quantitative trait Loci analysis using the false discovery rate. *Genetics* 2005;171:783-90.
84. Hochberg Y, Benjamini Y. More powerful procedures for multiple significance testing. *Stat Med* 1990;9:811-8.
85. Zhang JH, Chung TD, Oldenburg KR. A Simple Statistical Parameter for Use in Evaluation and Validation of High Throughput Screening Assays. *J Biomol Screen* 1999;4:67-73.
86. Korver AM, Van Zanten GA, Meuwese-Jongjeugd A, Van Straaten HL, Oudesluys-Murphy AM. Auditory neuropathy in a low-risk population: a review of the literature. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2012;76:1708-11.
87. Apuzzo ML, Yoshinaga-Itano C. Early identification of infants with significant hearing loss and the Minnesota Child Development Inventory. *Semin Hear* 1995;16:124-37
88. Yoshinaga-Itano C, Apuzzo ML. The development of deaf and hard of hearing children identified early through the high-risk registry. *Am Ann Deaf* 1998;143:416-24.
89. Yoshinaga-Itano C, Apuzzo ML. Identification of hearing loss after age 18 months is not early enough. *Am Ann Deaf* 1998;143:380-87.
90. Acke FRE, De Vriese C, Van Hoecke H, De Leenheer EMR. Twelve years of neonatal hearing screening: audiological and etiological results. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2022;279:3371-78.
91. Rosenfeld RM, Tunkel DE, Schwartz SR, Anne S, Bishop CE, Chelius DC, et al. Clinical practice guideline: tympanostomy tubes in children (update). *Otolaryngol Head Neck Surg* 2022;166 Suppl 1:S1-55.

92. Hoffmann A, Deuster D, Rosslau K, Knief A, Am Zehnhoff-Dinnesen A, Schmidt CM. Feasibility of 1000 Hz tympanometry in infants: tympanometric trace classification and choice of probe tone in relation to age. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2013;77:1198-203.
93. Holte L, Margolish RH, Cavanaugh RM. Developmental changes in multifrequency tympanograms. *Audiology* 1991;30:1-24.
94. Eavey RD. Abnormalities of the neonatal ear: otoscopic observations, histologic observations, and a model for contamination of the middle ear by cellular contents of amniotic fluid. *Laryngoscope* 1993;103:1-31.
95. Ruah CB, Schachern PA, Zelteman D, Paparella MM, Yoon TH. Age-related morphologic changes in the human tympanic membrane: a light and electron microscopic study. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1991;117:627-34.
96. Small SA, Stapells DR. Artifactual responses when recording auditory steady-state responses. *Ear Hear* 2004;25:611-23.
97. Feim R, Wood S, Sutton G, Booth R, Meredith R, Brennan S, et al. Guidelines for fitting hearing aids to young infants [Internet]. 2014 [cited 2023 May 20]. Available from: https://eratrainig.co.uk/onewebmedia/Infant%20HA%20Fitting%20guidelines%20v2%20FINAL_Feb%202014.pdf
98. Pitathawatchai P, Wannaro W, Pongprawat P, Tunthanathip T, Lourencone L. Health Utility Scores of Hearing-Impaired Thais. *J Health Sci Med Res* 2020;38:17-24.
99. Kemper AR, Downs SM. A cost-effectiveness analysis of newborn hearing screening strategies. *Arch Pediatr Adolesc Med* 2000;154:484-8.
100. Keren R, Helfand M, Homer C, McPhillips H, Lieu TA. Projected cost-effectiveness of statewide universal newborn hearing screening. *Pediatrics* 2002;110:855-64.
101. Huang LH, Zhang L, Tobe RY, Qi FH, Sun L, Teng Y, et al. Cost-effectiveness analysis of neonatal hearing screening program in China: should universal screening be prioritized? *BMC Health Serv Res* 2012;17:12:97.
102. Santos-Cortez RL, Chiong CM. Cost-analysis of universal newborn hearing screening in the Philippines. *Acta Medica Philippina* 2013;31:52-7.
103. World Health Organization. Multi-country assessment of national capacity to provide hearing care [Internet]. Geneva: WHO; 2013 [cited 2023 May 22]. Available from: <https://www.who.int/publications/item/9789241506571>
104. Health Intervention and Technology Assessment Program. Brief policy: what is the value of a quality-adjusted life year and how much is it? [Internet]. 2015 [cited 2023 May 23]. Available from: <https://www.hitap.net/en/documents/171724>
105. World Health Organization. Life tables by country [Internet]. Geneva: WHO; 2021 [cited 2023 May 24]. Available from: <https://apps.who.int/gho/data/view.main.61640?lang=en>
106. Foulon I, Naessens A, Faron G, Foulon W, Jansen AC, Gordts F. Hearing thresholds in children with a congenital CMV infection: a prospective study. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2012;76:712-7.

107. Foulon I, Naessens A, Foulon W, Casteels A, Gordts F. A 10-year prospective study of sensorineural hearing loss in children with congenital cytomegalovirus infection. *J Pediatr* 2008;153:84-8.
108. Kenneson A, Cannon MJ. Review and meta-analysis of the epidemiology of congenital cytomegalovirus (CMV) infection. *Rev Med Virol* 2007;17:253-76.
109. Fowler KB. Congenital cytomegalovirus infection: audiologic outcome. *Clin Infect Dis* 2013;57 Suppl 4: S182-4.
110. Stehel EK, Shoup AG, Owen KE, Jackson GL, Sendelbach DM, Boney LF, et al. Newborn hearing screening and detection of congenital cytomegalovirus infection. *Pediatrics* 2008;121:970-5.
111. Smith RJ, Robin NH. Genetic testing for deafness--GJB2 and SLC26A4 as causes of deafness. *J Commun Disord* 2002;35:367-77.
112. Samanich J, Lowes C, Burk R, Shanske S, Lu J, Shanske A, et al. Mutations in GJB2, GJB6, and mitochondrial DNA are rare in African American and Caribbean Hispanic individuals with hearing impairment. *Am J Med Genet A* 2007;143A:830-8.
113. Sloan-Heggen CM, Bierer AO, Shearer AE, Kolbe DL, Nishimura CJ, Frees KL, et al. Comprehensive genetic testing in the clinical evaluation of 1119 patients with hearing loss. *Hum Genet* 2016;135: 441-50.
114. Sundstrom RA, Van Laer L, Van Camp G, Smith RJ. Autosomal recessive nonsyndromic hearing loss. *Am J Med Genet* 1999;89:123-9.
115. Everett LA, Glaser B, Beck JC, Idol JR, Buchs A, Heyman M, et al. Pendred syndrome is caused by mutations in a putative sulphate transporter gene (PDS). *Nat Genet* 1997;17:411-22.
116. Kopp P. Pendred's syndrome: identification of the genetic defect a century after its recognition. *Thyroid* 1999;9:65-9.
117. Wang Q, Xiang J, Sun J, Yang Y, Guan J, Wang D, et al. Nationwide population genetic screening improves outcomes of newborn screening for hearing loss in China. *Genet Med* 2019;21:2231-8.
118. Yimtae K. Neonatal hearing screening. *Srinagarind Med J* 2004;19:241-8.
119. Poonual W, Navacharoen N, Kangsanarak J, Namwongprom S. Prevalence and risk factors of hearing impairment in newborns under universal hearing screening program in northern Thailand [Internet]. 2016 [cited 2023 Nov 6]. Available from: <https://rsucon.rsu.ac.th/files/proceedings/inter2016/G1-06.pdf>
120. Rennert K, Stapells DR, Miranda T, Rainey J. British Columbia Early Hearing Program: audiology assessment protocol [Internet]. 2012 [cited 2023 Jun 2]. Available from: https://www.researchgate.net/publication/242482099_British_Columbia_Early_Hearing_Program_BCEHP_Audiology_Assessment_Protocol
121. Qureishi A, Lee Y, Belfield K, Birchall JP, Daniel M. Update on otitis media - prevention and treatment. *Infect Drug Resist* 2014;7:15-24.

การคัดกรองการได้ยินในเด็ก

(Childhood Hearing Screening)

พิทยาพล ปัตร์วัชชัย

บทนำ

การคัดกรองการได้ยินถือว่าเป็นขั้นตอนที่สำคัญอย่างมากเพื่อที่จะนำไปสู่การวินิจฉัยและดูแลรักษาเด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทันท่วงทีที่สามารถที่จะลดปัญหาต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการสื่อสารรวมทั้งการใช้ภาษาของเด็กได้ในอนาคต สำหรับการคัดกรองการได้ยินในเด็กเล็กหรือเด็กโตจะมีความแตกต่างจากการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด เนื่องจากลักษณะและความชุกของโรคที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งในเด็กเล็กและเด็กโตนั้นมีความแตกต่างจากโรคที่พบเจอในทารกแรกเกิด อีกทั้งความร่วมมือของทารกแรกเกิด เด็กเล็กและเด็กโตมีความแตกต่างกันตามอายุที่ต่างกันออกไป ทำให้วิธีการตรวจคัดกรองรวมถึงเครื่องมือที่ใช้ในการคัดกรองย่อมมีความแตกต่างกันในแต่ละช่วงอายุของเด็ก ดังนั้นเพื่อให้มั่นใจได้ว่าการคัดกรองการได้ยินนั้นมีประสิทธิภาพและทำได้จริงในบริบทของผู้ทำการตรวจคัดกรองการได้ยินและบริบทของสิ่งแวดล้อมหรือสถานที่ต่าง ๆ ขณะทำการตรวจคัดกรองในเด็กเล็กและเด็กโต จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่ผู้อ่านจะเข้าใจหลักการ รวมถึงเหตุผลการเลือกใช้เครื่องมือและวิธีการต่าง ๆ เพื่อทำการคัดกรองการได้ยินในเด็กเล็กและเด็กโตอย่างมีประสิทธิภาพและถูกต้อง ในบทนี้ผู้อ่านจะได้รับความรู้เกี่ยวกับเครื่องมือที่สำคัญเพื่อใช้ในการคัดกรองการได้ยินในเด็ก ทราบถึงระดับความดังของเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในสถานที่ตรวจซึ่งอาจจะส่งผลต่อประสิทธิภาพในการคัดกรองการได้ยิน ทราบวิธีการใช้เครื่องมือแต่ละชนิดว่าทำงานอย่างไร อีกทั้งยังได้ทราบถึงข้อดีและข้อจำกัดของเครื่องมือต่าง ๆ เหล่านี้ ไม่ว่าจะเป็นเรื่องของความแม่นยำในการคัดกรองการได้ยินของแต่ละเครื่องมือ และความยากง่ายในการใช้เครื่องมือในกลุ่มเด็กที่มีอายุและความร่วมมือในการตรวจที่แตกต่างกันออกไป

ความรู้พื้นฐาน

1. ความสำคัญของการคัดกรองการได้ยินในเด็กเล็กและเด็กโต

โดยทั่วไป การวินิจฉัยโรคที่แม่นยำจะนำไปสู่การรักษาที่ถูกต้องและมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตาม การจะสามารถวินิจฉัยโรคได้แม่นยำนั้น มักจะต้องใช้เครื่องมือที่มีคุณภาพและอาจมีราคาที่สูง ต้องใช้บุคลากรที่มีความสามารถและประสบการณ์ในการใช้เครื่องมือวินิจฉัย อีกทั้งอาจต้องใช้ระยะเวลาในการตรวจอย่างเพียงพอเพื่อให้ได้ผลตรวจที่มีความแม่นยำสูงสุด ดังนั้น จึงเป็นไปได้หากจะต้องทำการวินิจฉัยโรคที่สนใจในคนจำนวนมาก ๆ ทุก ๆ คน โดยยังไม่ทราบได้ว่าใครคือคนที่ปกติหรือใครที่กำลังเป็นโรคได้อย่างมีประสิทธิภาพ เนื่องจากว่า การจะตรวจวินิจฉัยโรคสำหรับทุก ๆ คนได้นั้น จะต้องใช้ทั้งเครื่องมือที่มีความแม่นยำ บุคลากรที่ชำนาญอย่างเพียงพอ และใช้เงินทุนมาก เพื่อจะทำการวินิจฉัยโรคที่สนใจให้ครบทุกคน ดังนั้น การใช้กระบวนการคัดกรองโรคที่ง่าย สะดวก รวดเร็ว มาทดแทนกระบวนการวินิจฉัย เพื่อจะคัดกรองคนจำนวนมาก ๆ เบื้องต้นก่อน และพิจารณาต่อไปว่า ใครมีโอกาasเป็นโรคสูง หรือใครมีโอกาasเป็นโรคต่ำ หลังจากนั้น จึงคัดแยกเฉพาะคนที่มีโอกาasเป็นโรคสูงเข้าสู่กระบวนการวินิจฉัยในขั้นต่อไป จึงมีความเป็นไปได้ในทางปฏิบัติมากที่สุด⁽¹⁾ ดังนั้น ในปัจจุบัน จึงมีการแนะนำให้ทำการตรวจคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (universal newborn hearing screening)⁽²⁾ เพื่อที่จะนำไปสู่การวินิจฉัยและรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทันท่วงที ซึ่งจะช่วยลดผลกระทบของการใช้ภาษาและการสื่อสารที่อาจจะเกิดขึ้นจากการสูญเสียการได้ยินเมื่อเด็กเหล่านี้โตขึ้นให้ได้มากที่สุด อย่างไรก็ตาม แม้ว่าการตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กตั้งแต่แรกเกิดทุกคนจะเป็นที่ยอมรับและใช้กันอย่างกว้างขวาง ในหลายประเทศทั่วโลก รวมถึงประเทศไทย⁽³⁻⁶⁾ ยังมีเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องอีกจำนวนหนึ่ง ไม่สามารถจะถูกคัดกรองเพื่อนำไปสู่การวินิจฉัยและได้รับการรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องได้ตั้งแต่นั้น ๆ เนื่องจากเหตุผลสำคัญ 5 ประการ ดังต่อไปนี้

1) ระบบคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนได้ถูกพัฒนาขึ้นช่วงแรก (ประมาณ ค.ศ. 1990–1995 ในประเทศสหรัฐอเมริกา) มีเป้าหมายเพื่อที่จะใช้คัดกรองเด็กที่สูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับปานกลางเป็นต้นไป (moderate or greater degree of hearing loss) เท่านั้น^(7,8) ถึงแม้ว่าจะมีการศึกษายังในภายหลังแล้วว่า การสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยในเด็กบางคน (mild degree of hearing loss) ก็อาจกระทบต่อพัฒนาการทางภาษาได้เช่นกัน⁽⁹⁻¹¹⁾ อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบัน กลุ่มเป้าหมายในการคัดกรองการได้ยิน ยังคงเป็นเด็กทารกที่สูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับปานกลางเป็นต้นไป⁽²⁾ ซึ่งหากมาพิจารณาเครื่องมือคัดกรองการได้ยินที่นิยมใช้ขณะนี้ ซึ่งได้แก่ เครื่องตรวจการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกแบบอัตโนมัติ (automated otoacoustic emission, aOAE) และ เครื่องตรวจการได้ยินระดับก้านสมองแบบอัตโนมัติ (automated auditory brainstem response, aABR) ก็ยังมีข้อจำกัดในการตรวจคัดกรองทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินที่สูญเสียเพียงเล็กน้อยได้อย่างมีประสิทธิภาพ^(2,12) กล่าวคือ ในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องเพียงเล็กน้อย (mild degree of sensorineural hearing loss) ผลตรวจของ aOAE ยังจะแสดงผลว่า “ผ่าน (pass)” ได้เช่นกัน เนื่องจากเด็กเหล่านี้ เซลล์ขนชั้นนอกจำนวนหนึ่ง ยังคงสามารถสร้างเสียงสะท้อนกลับออกมาจากหูชั้นใน และเครื่อง aOAE ยังคงสามารถวัดออกมาเป็นค่าเสียงสะท้อนในช่องหูอยู่ได้^(13,14) สำหรับเครื่อง aABR ค่าเกณฑ์ผ่านของระดับการได้ยินที่ใช้คัดกรอง มักจะ



ถูกตั้งโดยบริษัทเครื่องมือไว้ที่ 35 dB nHL (decibel normal hearing level) ซึ่งเป็นเกณฑ์ที่ถูกตั้งขึ้นและใช้กันอย่างแพร่หลายเพื่อคัดกรองเด็กที่สูญเสียการได้ยินระดับปานกลางเป็นต้นไป⁽¹⁵⁾ ทำให้ทารกแรกเกิดที่สูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อย ยังจะสามารถให้ผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่า “ผ่าน (pass)” ได้อีกเช่นกัน ดังนั้นจะเห็นว่า ทารกแรกเกิดที่สูญเสียการได้ยินไม่มาก อาจจะไม่ได้ออกคัดกรองด้วยระบบคัดกรองการได้ยินในเด็กทารกแรกเกิดทุกคนอย่างที่มีการแนะนำให้ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน ทำให้เด็กเหล่านี้ย่อมไม่ได้ถูกคัดกรองและได้รับการตรวจยืนยันว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่อง

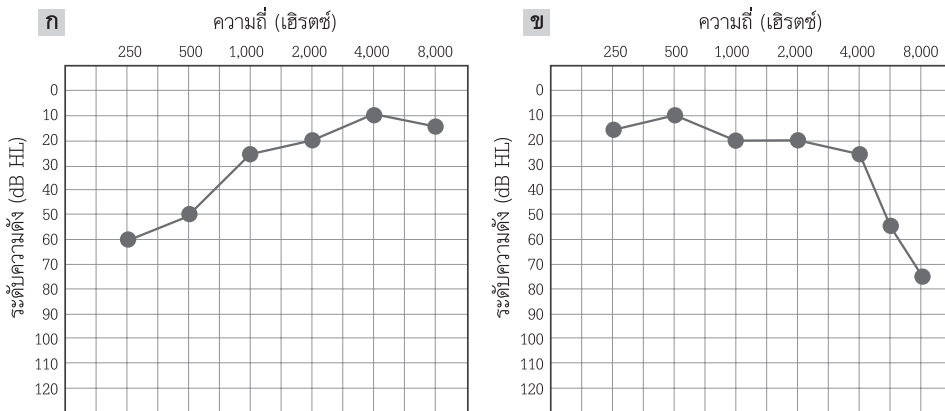
2) เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเฉพาะบางช่วงความถี่ (isolated frequency hearing loss) เช่น มีการสูญเสียการได้ยินเฉพาะช่วงความถี่ต่ำ ๆ (250–1,000 เฮิรตซ์) หรือ การสูญเสียการได้ยินเฉพาะช่วงความถี่สูง ๆ (4,000–8,000 เฮิรตซ์) ดังรูปที่ 7.1 จะไม่สามารถถูกคัดกรองด้วยระบบคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนได้ เนื่องจากว่า เครื่องมือปัจจุบันที่ใช้คัดกรอง ทั้งเครื่องตรวจ aOAE และ aABR มักจะใช้เสียงกระตุ้นชนิด click ในการกระตุ้นหูชั้นในเป็นหลัก (รูปที่ 7.2) ซึ่งเสียงกระตุ้น click นี้ เป็นเสียงที่มีระยะเวลาของเสียงกระตุ้นค่อนข้างสั้นและรวมคลื่นเสียงหลายความถี่เข้าด้วยกัน ซึ่งมีพลังงานเสียงโดยรวมอยู่ในช่วงความถี่ประมาณ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ หรือ ประมาณ 2,000–4,000 เฮิรตซ์^(16,17) ทำให้การประเมินผลการได้ยินจากเครื่องทั้งสอง จะสามารถประเมินระดับการได้ยินได้เฉพาะในช่วงความถี่เหล่านี้เท่านั้น เสียงกระตุ้นชนิดนี้จึงไม่สามารถจะใช้ตรวจระดับการได้ยินนอกเหนือจากช่วงความถี่ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ ไปได้ ดังนั้น การใช้เครื่องตรวจ aOAE และ aABR เพื่อคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องลักษณะเฉพาะบางความถี่ โดยเฉพาะในช่วงความถี่ 250–1,000 เฮิรตซ์ หรือ ในช่วงความถี่ 4,000–8,000 เฮิรตซ์ จะให้ผลว่า “ผ่าน (pass)” ทำให้ทารกเหล่านี้ แม้ว่าจะมีภาวะการได้ยินบกพร่องจริงในบางช่วงความถี่ ระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน ก็จะไม่สามารถตรวจพบความผิดปกติได้

3) โดยทั่วไป การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน มักจะแนะนำให้ทำการคัดกรองหลังทารกคลอดแล้วประมาณ 24–48 ชั่วโมง⁽¹⁸⁻²⁰⁾ เพื่อลดโอกาสเกิดการตรวจคัดกรองไม่ผ่านจากหูชั้นนอกมีไขทารกหลังคลอด (vernix caseosa) ค้างอยู่เยื่อ หรือ หูชั้นกลางมีน้ำขังอยู่ชั่วคราว (temporary otitis media with effusion) อย่างไรก็ตาม การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน เป็นเพียงการคัดกรองการได้ยินเฉพาะช่วงแรกเกิดของเด็กเท่านั้น ไม่ได้เป็นการยืนยันว่า เมื่อเด็กโตขึ้น จะไม่มีภาวะการได้ยินบกพร่องที่สามารถเกิดขึ้นได้ในภายหลัง (delayed-onset hearing loss) ทำให้เด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องเหล่านี้ ซึ่งไม่ได้แสดงอาการในช่วงแรกคลอดแต่มักจะแสดงอาการออกมาในภายหลังเมื่อเด็กโตขึ้น และไม่สามารถจะถูกตรวจพบด้วยระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดได้ ซึ่งความเสี่ยงที่เด็กจะมีโอกาสเกิดปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องในภายหลัง ได้แก่ เด็กทารกมีประวัติคนในครอบครัวมีภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่กำเนิด^(21,22) มีประวัติได้รับเครื่องช่วยพุงการทำงานของหัวใจและปอด (extracorporeal membrane oxygenation, ECMO) มีประวัติการติดเชื้อไวรัส cytomegalovirus (CMV) ตั้งแต่ในครรภ์ มีโรคทางพันธุกรรมที่เกี่ยวข้องกับการสูญเสียการได้ยิน เช่น neurofibromatosis, osteopetrosis, Usher syndrome, Hunter syndrome, Friedreich ataxia, Charcot-Marie-Tooth syndrome⁽²³⁾ มีการติดเชื้อไวรัสหรือแบคทีเรียที่ทำให้เกิดการสูญเสียการได้ยินได้ เช่น เยื่อหุ้มสมองอักเสบจากการติดเชื้อ เริม

หรือ งูสวัด เป็นต้น^(24,25) มีประวัติอุบัติเหตุทางศีรษะและกระดูก temporal bone แตกหัก⁽²⁶⁻²⁸⁾ และ เด็กมีประวัติการได้รับยาเคมีบำบัด (chemotherapy)⁽²⁹⁾

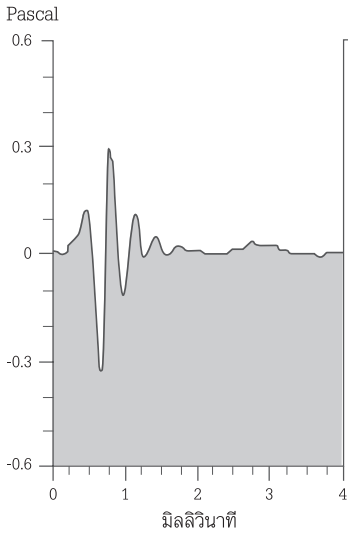
4) แม้ว่าเด็กทารกจะเกิดมาและไม่มีภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่แรกเกิด เด็กที่มีการได้ยินปกติจำนวนหนึ่งอาจจะมีปัญหาหรือโรคต่าง ๆ ที่อาจเกิดขึ้นระหว่างที่เด็กโตขึ้นได้ โดยเฉพาะการติดเชื้อในหูชั้นกลางเรื้อรัง (chronic otitis media, COM) หรือ มีปัญหาน้ำขังในหูชั้นกลางเรื้อรัง (otitis media with effusion, OME) ซึ่งเป็นสองโรคหลักที่ทำให้เกิดการสูญเสียการได้ยินที่พบบ่อยสุดในเด็กเล็กและเด็กโต^(30,31) ดังนั้น เด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องในภายหลังจากสาเหตุโรคต่าง ๆ ขณะที่เด็กโตขึ้น ระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนจะไม่สามารถตรวจพบความผิดปกติได้

5) เนื่องจากเครื่องมือทุกชนิดที่ใช้ในการคัดกรองย่อมมีความคลาดเคลื่อนได้เสมอ โดยเฉพาะค่าของผลลบ (false negative) ที่สามารถเกิดขึ้นได้ขณะทำการคัดกรองการได้ยิน ซึ่งเป็นค่าความคลาดเคลื่อนที่เครื่องมือคัดกรองนั้นตรวจไม่พบว่ามีภาวะการได้ยินบกพร่องในทารก และให้ผลตรวจที่ผ่านไปได้ ทั้งที่ทารกเหล่านั้นมีภาวะการได้ยินบกพร่องอยู่จริง ๆ โดยทั่วไป เครื่องมือคัดกรองการได้ยินที่นิยมใช้ในปัจจุบันจะมีค่าของ sensitivity และ specificity ในการตรวจหาภาวะการได้ยินบกพร่องเหมาะสมอยู่ระดับหนึ่ง โดย aOAE มีค่าของ sensitivity อยู่ในช่วงร้อยละ 55–100^(32,33) และ specificity อยู่ในช่วงร้อยละ 71–91^(32,34) สำหรับ aABR มีค่าของ sensitivity อยู่ในช่วง ร้อยละ 45–100^(33,35,36) และ specificity อยู่ในช่วงร้อยละ 71–99^(37,38) ดังนั้น จะเห็นว่า แม้เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจริง แต่เครื่องมือที่ใช้คัดกรองเหล่านี้ไม่สามารถจะคัดกรองได้ถูกต้องทั้งหมดเสมอไปจากผลลบที่เกิดขึ้น ทำให้ทารกที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องแต่เครื่องมือตรวจไม่พบและคลาดเคลื่อน ไม่ได้รับการส่งต่อเพื่อวินิจฉัยและดูแลรักษาภาวะการได้ยินได้ตั้งแต่นั้น ๆ ด้วยระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนที่แนะนำให้ใช้อยู่ในปัจจุบัน



รูปที่ 7.1

การสูญเสียการได้ยินเฉพาะช่วงความถี่ 250–500 เฮิรตซ์ (ก) และ การสูญเสียการได้ยินเฉพาะช่วงความถี่ 6,000–8,000 เฮิรตซ์ (ข) สังเกตที่ระดับการได้ยินช่วงความถี่บริเวณ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ ทั้งใน ก. และ ข. จะมีค่าที่ปกติ ดังนั้น การใช้เครื่องตรวจ aOAE และ aABR เพื่อคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดที่มีการสูญเสียการได้ยินลักษณะเฉพาะบางช่วงความถี่ของทั้งสองกรณี จะให้ผลว่า “ผ่าน (pass)” ทำให้ทารกเหล่านี้ แม้ว่าจะมีภาวะการได้ยินบกพร่องจริง ระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคนก็จะไม่สามารถตรวจพบความผิดปกติได้



รูปที่ 7.2

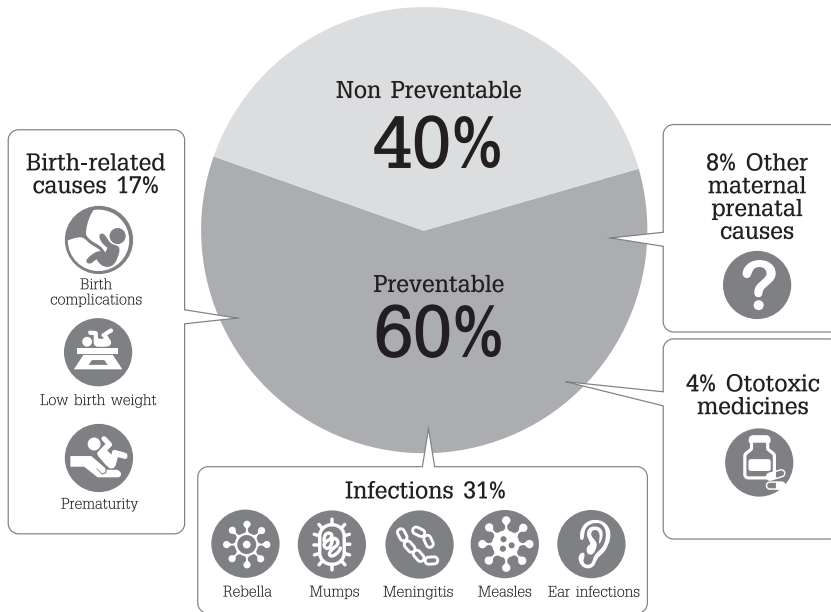
เสียงกระตุ้นชนิด click เป็นเสียงที่มีระยะเวลาของเสียงกระตุ้นค่อนข้างสั้น และรวมคลื่นเสียงหลายความถี่เข้าด้วยกัน ซึ่งจะมีพลังงานเสียงโดยรวมอยู่ในช่วงความถี่ประมาณ 1,000–4,000 เฮิรตซ์ หรือ 2,000–4,000 เฮิรตซ์

เนื่องจากเหตุผลทั้ง 5 ประการ ดังที่กล่าวไปแล้วนั้น ทำให้ระบบการตรวจคัดกรองการได้ยิน ในทารกแรกเกิดทุกคน ไม่สามารถจะตรวจคัดกรองการได้ยินเพื่อนำไปสู่การวินิจฉัยและรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่เนิ่น ๆ ในเด็กเล็กและเด็กโตได้ทั้งหมด ดังนั้น การตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กในภายหลัง ไม่ว่าจะเป็น การคัดกรองการได้ยินเด็กในช่วงก่อนเข้าโรงเรียน หรือคัดกรองเด็กที่อยู่ในวัยเรียนแล้วก็ตาม จึงมีความจำเป็นอย่างมาก เพื่อให้เด็กเล็กหรือเด็กโตที่ปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่อง สามารถที่จะได้รับการรักษาอย่างทันท่วงที ก่อนที่การสูญเสียการได้ยินหรือภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ จะส่งผลกระทบต่อพัฒนาการทางด้านภาษาและพัฒนาการในด้านอื่น ๆ ของเด็กตามมา ซึ่งมีการศึกษาพบว่า เกือบร้อยละ 50 ของเด็กที่มีการสูญเสียการได้ยินแบบถาวรทั้งหมด เกิดขึ้นใหม่ในช่วงวัยก่อนเข้าเรียนและช่วงในวัยเรียน⁽³⁹⁾ ดังนั้น หากมีเพียงระบบการตรวจคัดกรองการได้ยินเฉพาะในทารกแรกเกิดทุกคนเท่านั้น แต่ไม่มีระบบการคัดกรองการได้ยินในเด็กเล็กและเด็กโต จะมีเด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องจำนวนอีกเกือบครึ่งหนึ่งถูกละเลย และไม่ได้รับการตรวจวินิจฉัยและรักษาแต่เนิ่น ๆ นั่นเอง

เมื่อมาพิจารณาถึงความชุกของภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กที่มีรายงานในอดีตจนถึงปัจจุบัน จะพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมาก ตั้งแต่ร้อยละ 3 จนไปถึงร้อยละ 33⁽⁴⁰⁻⁴⁵⁾ ทั้งนี้เนื่องมาจากว่าในแต่ละการศึกษา มีการใช้เกณฑ์ในการเลือกกลุ่มประชากรที่ต้องการศึกษาในแง่ต่าง ๆ ที่ไม่เหมือนกัน บางการศึกษา รวมกลุ่มประชากรเฉพาะที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากสาเหตุของประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (sensorineural hearing loss, SNHL) อย่างเดียว บางการศึกษาจะรวมกลุ่มประชากรที่สูญเสียการได้ยินจากการนำเสียงทางอากาศบกพร่องอย่างถาวร (permanent conductive hearing loss) เข้ามาในการศึกษาด้วย นอกจากนี้ การศึกษาหลายการศึกษา ยังคัดเลือกกลุ่มประชากรที่มีระดับความรุนแรงของการได้ยินที่แตกต่างกัน เช่น บางการศึกษาจะรวมเด็กที่สูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับเล็กน้อยเป็นต้นไป (mild degree of hearing loss) เข้ามาในการศึกษา หรือ บางการศึกษาจะรวมเฉพาะเด็กที่สูญเสียการได้ยินระดับปานกลางเป็นต้นไปเท่านั้น (moderate or greater degree of hearing loss) อีกทั้งในบางการศึกษา จะรวมเด็กที่สูญเสียการได้ยินเพียงข้างเดียว หรือ รวมเด็กที่สูญเสียการได้ยินเพียงชั่วคราว

เช่น เด็กสูญเสียการได้ยินจากน้ำขังในหูชั้นกลางเพียงชั่วคราว (temporary OME) เข้ามาในการศึกษาด้วย ดังนั้น การประเมินความชุกของภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กเล็กและเด็กโต จะต้องประเมินด้วยความระมัดระวัง และพิจารณาอย่างถี่ถ้วนว่า การศึกษาเหล่านั้น ศึกษาในเด็กกลุ่มอายุเท่าใดบ้าง มากน้อยเพียงใด มีการรวมเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่ระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยเข้ามาในการศึกษาหรือไม่ หรือ ให้ความสำคัญกับการสูญเสียการได้ยินเพียงข้างเดียว รวมทั้งได้พิจารณาถึงการสูญเสียการได้ยินเพียงชั่วคราวด้วยหรือไม่ เช่น มีการศึกษาในประเทศอังกฤษ⁽⁴⁶⁾ ซึ่งทำการศึกษาในเด็กวัยเรียนตั้งแต่อายุ 7 ถึง 8 ปี จำนวนประมาณ 100,000 คน พบความชุกของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่ระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยเป็นต้นไป อยู่ที่ประมาณร้อยละ 3 ขณะที่การศึกษาในประเทศสหรัฐอเมริกา⁽⁴¹⁾ ซึ่งทำการศึกษาในเด็กวัยเรียนตั้งแต่อายุ 6 ถึง 19 ปี จำนวนประมาณ 7,000,000 คน พบความชุกของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่ระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยเป็นต้นไป รวมทั้งเด็กที่มีการสูญเสียการได้ยินเพียงข้างเดียว และเด็กที่สูญเสียการได้ยินชั่วคราวจากน้ำขังในหูชั้นกลาง รวมแล้วมากถึงประมาณร้อยละ 15 ดังนั้น จะเห็นว่าความชุกของภาวะการได้ยินบกพร่องของการศึกษาจากทั้งสองประเทศนี้แตกต่างกันอย่างชัดเจน เนื่องจากกลุ่มอายุเด็กที่ศึกษาค่อนข้างแตกต่างกัน อีกทั้งการพิจารณาว่าจะนำกลุ่มเด็กที่มีการสูญเสียการได้ยินเพียงข้างเดียวหรือเด็กที่อาจสูญเสียการได้ยินเพียงชั่วคราวจากน้ำขังในหูชั้นกลางเข้ามาในการศึกษาด้วยหรือไม่ นั่นเอง สำหรับในประเทศไทย มีรายงานความชุกของภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กจำนวน 12,395 คน อายุ 6 ถึง 15 ปี โดยทำการศึกษาทั้งในกรุงเทพมหานคร (จำนวน 10,242 คน) และ ต่างจังหวัด (จำนวน 2,153 คน) พบว่า เด็กมีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (SNHL) ที่มีความรุนแรงระดับปานกลางเป็นต้นไปในทุกทั้งสองข้าง ประมาณร้อยละ 3.5 ในกรุงเทพมหานคร และ ประมาณร้อยละ 3.6 ในต่างจังหวัด⁽⁴⁷⁾ ดังนั้น จะเห็นว่าความชุกของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องที่พบในประเทศไทยซึ่งจัดเป็นกลุ่มประเทศกำลังพัฒนา มีแนวโน้มที่สูงกว่าความชุกที่พบในกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้ว เช่น ในประเทศอังกฤษ เป็นต้น

โดยทั่วไป สาเหตุการเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กสามารถแบ่งออกได้เป็นสองกลุ่ม ได้แก่ กลุ่มสาเหตุที่ไม่สามารถป้องกันได้ (จากพันธุกรรม) คิดเป็นประมาณร้อยละ 40 และ กลุ่มสาเหตุที่สามารถป้องกันได้อีกประมาณ ร้อยละ 60 ซึ่งกลุ่มสาเหตุที่สามารถป้องกันได้นี้ จะมีสาเหตุได้ตั้งแต่จากการติดเชื้อที่สามารถส่งผลให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก (ร้อยละ 31) หรือ สาเหตุที่เกี่ยวข้องกับสุขอนามัยของแม่และเด็กขณะตั้งครรภ์ (ร้อยละ 17) เป็นต้น⁽⁴⁸⁾ (รูปที่ 7.3) อย่างไรก็ตาม อัตราส่วนของสาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กเหล่านี้ จะเปลี่ยนแปลงตามสภาพเศรษฐกิจและสังคมของประเทศต่าง ๆ เช่น สาเหตุภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กของกลุ่มประเทศที่กำลังพัฒนา อาจพบสาเหตุที่สามารถป้องกันได้สูงถึงร้อยละ 75 และ สาเหตุที่ไม่สามารถป้องกันได้ที่ร้อยละ 25 ในทางตรงกันข้าม สาเหตุภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กของกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้ว อาจพบสาเหตุที่สามารถป้องกันได้ประมาณร้อยละ 50 และสาเหตุที่ไม่สามารถป้องกันได้อีกประมาณร้อยละ 50 ซึ่งอัตราส่วนของสาเหตุภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กที่แตกต่างกันระหว่างกลุ่มประเทศกำลังพัฒนาและกลุ่มประเทศพัฒนาแล้ว เชื่อว่าเกิดจากเรื่องของการติดเชื้อต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการได้ยินมีจำนวนมากกว่าและการดูแลสุขภาพอนามัยของแม่และเด็กที่แยกกว่าในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนา⁽⁴⁸⁾



รูปที่ 7.3

กลุ่มสาเหตุการเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก ซึ่งเกิดจากสาเหตุที่ไม่สามารถป้องกันได้ (จากพันธุกรรม) ประมาณร้อยละ 40 และ สาเหตุที่สามารถป้องกันได้อีกประมาณร้อยละ 60

2. กลุ่มประชากรเป้าหมายสำหรับการคัดกรองการได้ยิน

ก่อนเริ่มคัดกรองการได้ยินในเด็ก จะต้องให้ความสำคัญกับการตั้งกลุ่มประชากรเป้าหมายให้เหมาะสมและชัดเจนเสมอ เนื่องจากประสิทธิภาพของระบบการคัดกรอง จะขึ้นอยู่กับกลุ่มประชากรเป้าหมายที่สนใจและเครื่องมือต่าง ๆ ที่ใช้คัดกรองกลุ่มประชากรเป้าหมายเหล่านั้น ถึงแม้ว่าจะเป็นเครื่องมือคัดกรองชนิดเดียวกัน แต่เมื่อนำไปคัดกรองกลุ่มประชากรเป้าหมายที่ต่างกัน ความแม่นยำและประสิทธิภาพในการคัดกรองของเครื่องมือชนิดนั้น อาจมีการเปลี่ยนแปลงไปได้ ทั้งนี้เนื่องจากว่า เครื่องมือที่ใช้คัดกรองจะมีทั้งข้อดี ข้อเสีย รวมทั้งข้อจำกัดต่าง ๆ ของเครื่องมือคัดกรองอย่างเฉพาะตัว เครื่องมือคัดกรองชนิดหนึ่งอาจจะเหมาะสมและแม่นยำอย่างมากในกลุ่มประชากรเป้าหมายหนึ่ง แต่อาจจะไม่เหมาะสม ขาดความแม่นยำ และใช้งานไม่ได้ในกลุ่มประชากรเป้าหมายอีกกลุ่มหนึ่งได้ เช่น เครื่องมือคัดกรองที่ต้องอาศัยความร่วมมือของเด็ก จะมีความแม่นยำและมีประสิทธิภาพมากในกลุ่มเด็กอายุมาก ๆ ซึ่งมักให้ความร่วมมือเป็นอย่างดี เช่น กลุ่มเด็กที่อายุมากกว่า 4-5 ปี เป็นต้นไป แต่หากนำเครื่องมือนี้ไปใช้ในกลุ่มเด็กที่อายุน้อย ๆ เช่น กลุ่มเด็กที่มีอายุในช่วง 1-2 ปี ซึ่งความร่วมมือมีอยู่อย่างจำกัด จะส่งผลให้ประสิทธิภาพของเครื่องมือที่นั้นแยกลง และอาจต้องพิจารณาใช้เครื่องมือชนิดอื่นที่ไม่ต้องอาศัยความร่วมมือของเด็กมากมาใช้ในการคัดกรองแทน แม้ว่าเครื่องมือที่นั้นอาจมีความแม่นยำที่ลดลง แต่จะได้ประสิทธิภาพในการคัดกรองที่ดีกว่า รวมถึงความสำเร็จที่มากกว่ามาทดแทน เป็นต้น

กลุ่มประชากรที่สนใจในการคัดกรองการได้ยิน อาจจะเป็นเด็กที่สูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับความรุนแรงของการได้ยินเพียงเล็กน้อยเป็นต้นไป หรือกลุ่มประชากรเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งแบบชั่วคราวและแบบถาวร กลุ่มประชากรเด็กที่มีปัญหาของโรคหูชั้นกลาง เช่น COM หรือ OME เป็นต้น ดังนั้น การทำระบบคัดกรองการได้ยินในเด็กเล็กและเด็กโต เมื่อตั้งกลุ่มประชากรเป้าหมายที่ต้องการจะคัดกรองเพื่อนำไปสู่การวินิจฉัย และรักษาเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องแต่เนิ่น ๆ ได้อย่างเหมาะสมและชัดเจนแล้ว การเลือกเครื่องมือที่ใช้คัดกรองการได้ยินก็จะทำได้ถูกต้อง เหมาะสม และคัดกรองได้อย่างแม่นยำ ซึ่งจะนำไปสู่ระบบคัดกรองการได้ยินในเด็กที่มีประสิทธิภาพในการคัดกรองเด็กทุก ๆ คนนั่นเอง อย่างไรก็ตาม การตั้งกลุ่มประชากรเป้าหมายเหล่านี้ อาจมีความแตกต่างกันได้ในแต่ละพื้นที่ เนื่องจากความชุกและชนิดของโรคต่าง ๆ ที่จะส่งผลให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในแต่ละพื้นที่ที่อาจจะแตกต่างกัน ทำให้ต้องพิจารณาเลือกเครื่องมือที่จะใช้คัดกรองให้ถูกต้องและเหมาะสมต่อไปตามกลุ่มประชากรเป้าหมายในพื้นที่นั้น ๆ

2.1 ระดับการได้ยิน: การตั้งกลุ่มประชากรเป้าหมายในการคัดกรองสามารถพิจารณาจากระดับความรุนแรงของการสูญเสียการได้ยินเป็นหลักได้ เนื่องจากระดับความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องย่อมส่งผลโดยตรงต่อการรับรู้ภาษาและการสื่อสารของเด็กในอนาคต เช่น การตั้งกลุ่มประชากรเป้าหมายที่เป็นเด็กซึ่งมีความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่ระดับปานกลาง หรือ การตั้งกลุ่มเป้าหมายที่เป็นเด็กซึ่งมีความรุนแรงของภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่ระดับเล็กน้อยเป็นต้นไป ซึ่งในปัจจุบันมีการศึกษามากขึ้นเรื่อย ๆ ในกลุ่มเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องในระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยและพบว่าเด็กจำนวนหนึ่งมีปัญหาด้านพัฒนาการทางภาษา อีกทั้งมีโอกาสช้าขึ้นเรียนสูง และสุดท้ายเกิดปัญหาทางด้านอารมณ์และการเข้าสังคมได้⁽⁴⁹⁻⁵¹⁾ ทำให้เด็กเหล่านี้ไม่ควรจะถูกปล่อยและควรได้รับการช่วยเหลือเพื่อให้กลับมาได้ยินอย่างปกติ อย่างไรก็ตาม การที่จะสามารถคัดกรองการได้ยินเพื่อประเมินเด็กเล็กและเด็กโตที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องในระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยทำได้ไม่เสมอไป เนื่องจากข้อจำกัดของเครื่องมือที่ใช้ในการคัดกรอง เช่น กรณีใช้เครื่องมือที่ไม่ได้อาศัยความร่วมมือของเด็กมาก เช่น aOAE หรือ aABR จะประสบปัญหาเช่นเดียวกับระบบการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิด จากที่เครื่องมือเหล่านี้ไม่ได้ถูกออกแบบเพื่อใช้คัดกรองระดับการได้ยินเพียงเล็กน้อยได้ กล่าวคือ ในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทหูฟังเสียงบกพร่องเพียงเล็กน้อย (mild degree of SNHL) เซลล์ขนชั้นนอก (outer hair cell) จำนวนหนึ่งยังคงสามารถสร้างเสียงสะท้อนกลับออกมาจากหูชั้นใน และเครื่อง aOAE ยังคงสามารถวัดออกมาเป็นค่าปกติได้^(13,14) สำหรับเครื่อง aABR ค่าเกณฑ์ผ่านของระดับการได้ยินที่ใช้คัดกรองมักจะใช้ค่าที่ 35 dB nHL เป็นส่วนใหญ่จากบริษัทผลิตเครื่อง ซึ่งเป็นค่าสำหรับคัดกรองการได้ยินสำหรับความรุนแรงระดับปานกลางเป็นต้นไปเท่านั้น⁽¹⁵⁾ นอกจากนี้ ข้อจำกัดของสิ่งแวดล้อมและสถานที่ต่าง ๆ เพื่อใช้ในการคัดกรอง อาจส่งผลทำให้ไม่สามารถจะคัดกรองการได้ยินเด็กเล็กและเด็กโตที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องในระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยได้ โดยเฉพาะ การคัดกรองการได้ยินเด็กวัยเรียน ซึ่งจะต้องใช้สถานที่ในโรงเรียนเพื่อความสะดวกในการคัดกรองเด็กนักเรียนปริมาณมาก ๆ แต่มักจะประสบปัญหาของเสียงรบกวนต่าง ๆ จากสภาพแวดล้อมและบริบทของโรงเรียนที่ไม่เอื้ออำนวยต่อสถานที่เงียบ ๆ สำหรับการคัดกรอง แม้ว่าเด็กในวัยเรียนมักจะมีความร่วมมือเป็นอย่างดีแล้วก็ตาม ทำให้เครื่องมือที่นิยมใช้คัดกรองในเด็กวัยนี้ โดยเฉพาะ เครื่องมือคัดกรองการได้ยินด้วย audiometry ซึ่งเป็นเครื่องมือสำหรับปล่อยเสียง

บริสุทธิ์ (pure tone) ในแต่ละความถี่ที่แตกต่างกัน และดูการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก ว่าสามารถรับฟังเสียงกระตุ้นเหล่านั้นด้วยค่าความดังที่ต่ำสุดเท่าไรในแต่ละช่วงความถี่ของเสียงกระตุ้น ไม่สามารถจะกำหนดเกณฑ์ระดับเสียงกระตุ้นในการคัดกรองให้มีค่าต่ำเพียงพอสำหรับระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยในกลุ่มประชากรเป้าหมายได้ เนื่องจากอาจถูกเสียงรบกวนของสถานที่ในโรงเรียนกลบเสียงกระตุ้นจากเครื่อง audiometry ไปจนหมด เป็นต้น

2.2 การสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อย (minimal hearing loss): การตั้งกลุ่มประชากรเป้าหมายในการคัดกรองที่ครอบคลุมไปถึงเด็กที่สูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อย มีการให้ความสนใจมากขึ้นเรื่อย ๆ ในปัจจุบัน เนื่องจาก เด็กเหล่านี้มีโอกาสที่การสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยนั้นจะส่งผลกระทบต่อพัฒนาการทางภาษาและพัฒนาการด้านอื่น ๆ ของเด็กได้เช่นกัน โดยพบว่า ประมาณร้อยละ 37 ของเด็กที่สูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อย มีปัญหาด้านการใช้ภาษาในการสื่อสาร และไม่สามารถเรียนทันเพื่อนที่โรงเรียนจนต้องถูกซ้ำชั้น⁽⁴⁹⁻⁵¹⁾ ซึ่งจากการศึกษาในประเทศสหรัฐอเมริกาพบว่า ความซุกของเด็กที่มีการสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยมีประมาณร้อยละ 5.4 ของเด็กอายุช่วง 9 ถึง 15 ปี⁽⁵⁰⁾ อย่างไรก็ตาม ความซุกของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเพียงเล็กน้อยย่อมขึ้นอยู่กับนิยามของการสูญเสียการได้ยินว่ารุนแรงในระดับเท่าใด ตารางที่ 7.1 แสดงนิยามของการสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยโดย Bess และคณะ⁽⁵⁰⁾ ในปี ค.ศ. 1998 ซึ่งในบางการศึกษาอาจจะไม่ได้ใช้นิยามนี้เสมอไปในการรายงานข้อมูลต่าง ๆ ของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเพียงเล็กน้อย ดังนั้น เมื่อต้องการเปรียบเทียบความซุกต่าง ๆ เหล่านี้ในแต่ละการศึกษา ควรจะต้องมีการประเมินเรื่องนิยามที่ใช้ว่ามีความแตกต่างกันมากน้อยเพียงใด กลุ่มอายุประชากรที่ใช้ในการศึกษาใกล้เคียงกันมากน้อยเพียงใด สามารถนำมาเปรียบเทียบกันได้หรือไม่ เป็นต้น

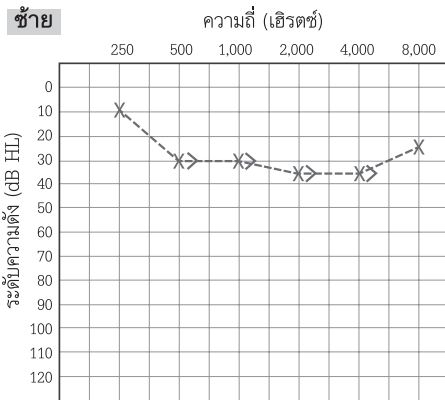
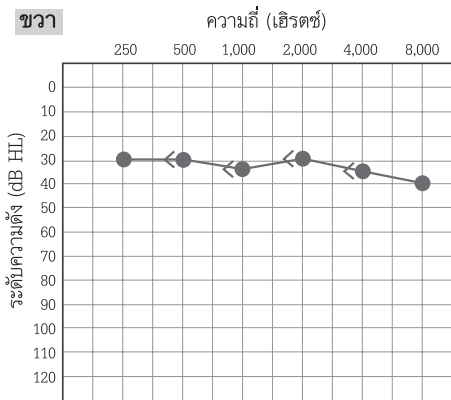
ตารางที่ 7.1 นิยามของการสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยโดย Bess และคณะ⁽⁵⁰⁾ ในปี ค.ศ. 1998

Minimal hearing loss	
Unilateral minimal SNHL	500–2,000 Hz PTA \geq 20–40 dB HL ในหูข้างที่แย่กว่า 500–2,000 Hz PTA \leq 15 dB HL ในหูข้างที่ดีกว่า
Bilateral minimal SNHL	500–2,000 Hz PTA เท่ากับ 20–40 dB HL ในหูทั้งสองข้าง
High-frequency SNHL	มีอย่างน้อย 2 ความถี่ในช่วง 3,000, 4,000, 6,000 และ 8,000 Hz มีค่า \geq 25 dB HL ในหูข้างเดียวหรือหูทั้งสองข้าง
Conductive hearing loss	500–2,000 Hz PTA \geq 25 dB HL ในหูข้างเดียวหรือหูทั้งสองข้าง 500–2,000 Hz air-bone gap \geq 10 dB Type B tympanogram

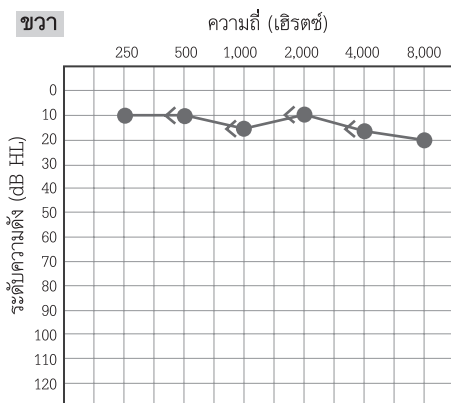
หมายเหตุ Hz: Hertz (เฮิร์ตซ์), SNHL: sensorineural hearing loss, dB HL: decibel hearing level, PTA: pure tone average

โดยทั่วไป การสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยสามารถแยกชนิดของการสูญเสียได้ดังต่อไปนี้^(50,52)

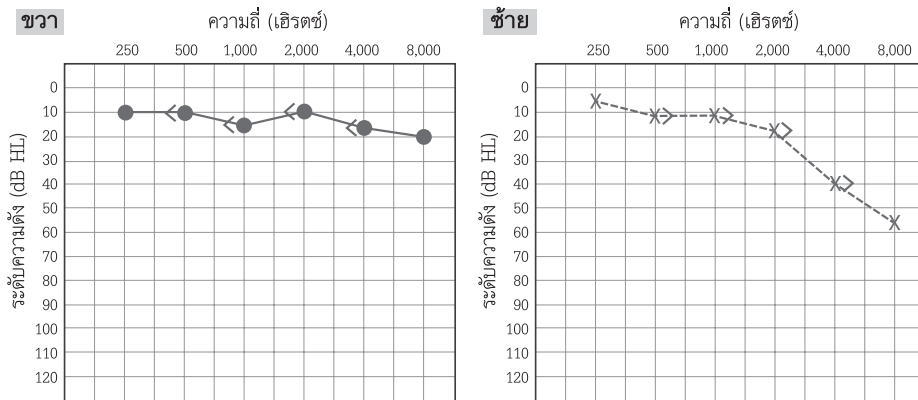
- 1) กลุ่มเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องที่ระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยทั้งสองข้าง (mild degree of bilateral SNHL) ซึ่งระดับการสูญเสียของการได้ยินทั้งสองข้างต้องไม่มากกว่า 40 dB HL^(50,52) (รูปที่ 7.4)
- 2) กลุ่มเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องเพียงข้างเดียว (unilateral SNHL) ซึ่งเด็กเหล่านี้จะมีหูอีกข้างที่การได้ยินปกติ (รูปที่ 7.5)
- 3) กลุ่มเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงในหูอย่างน้อยหนึ่งข้าง (unilateral or bilateral high frequency SNHL) โดยค่าเฉลี่ยระดับการได้ยินของ air conduction (ac) อย่างน้อย 2 ความถี่ที่มากกว่า 2,000 เฮิรตซ์ มีค่ามากกว่า 25 dB HL^(50,52) (รูปที่ 7.6)



รูปที่ 7.4 ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องที่ระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยทั้งสองข้าง (mild degree of bilateral SNHL)



รูปที่ 7.5 ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องในหูซ้ายเพียงข้างเดียว (unilateral SNHL in the left side)



รูปที่ 7.6

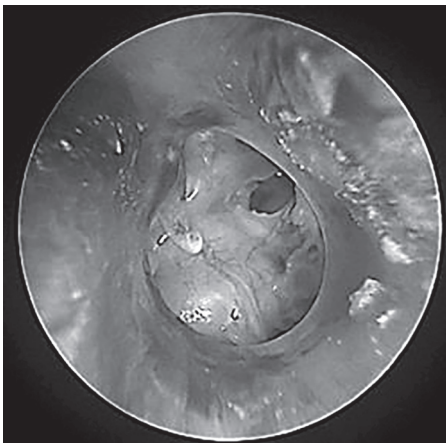
ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงในหูข้างซ้าย (unilateral high frequency SNHL in the left side) ซึ่งค่าเฉลี่ยระดับการได้ยินของ air conduction (ac) อย่างน้อย 2 ความถี่ที่มากกว่า 2,000 เฮิรตซ์ มีค่ามากกว่า 25 dB HL

โดยมีการศึกษาช่วงปี ค.ศ. 1998–1994 ถึงช่วงปี ค.ศ. 2005–2006 พบว่าเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูง มีแนวโน้มสูงขึ้นจาก ร้อยละ 12.8 ถึง ร้อยละ 16.4 ในเด็กช่วงอายุระหว่าง 12 ถึง 19 ปี จำนวนทั้งหมด 4,699 คน ที่เข้าร่วมโครงการวิจัย⁽⁵³⁾ ซึ่งสาเหตุที่สามารถอธิบายถึงความชุกที่มีแนวโน้มสูงขึ้นเหล่านี้ อาจจะมาจก เครื่องเล่นเพลงแบบพกพา หรือโทรศัพท์มือถือที่สามารถใช้ฟังเพื่อความบันเทิงต่าง ๆ มีมากขึ้น ทำให้เด็กสามารถเข้าถึงได้ง่ายและใช้งานกันมากขึ้นในเด็กทุกเพศทุกวัยรวมถึงเด็กวัยเรียนและเด็กวัยรุ่น ซึ่งมีการศึกษายืนยันว่าเด็กมีการใช้อุปกรณ์เหล่านี้ในระดับที่ดังมากพอที่จะทำให้เกิดการสูญเสียการได้ยินได้^(54,55) อย่างไรก็ตาม เป็นที่น่าสังเกตว่า ในบางการศึกษารายงานว่า ความชุกของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงนั้นอาจไม่ได้มีแนวโน้มที่สูงขึ้นจริงตามที่คาดการณ์ไว้ เนื่องจาก การศึกษาที่ผ่านมาในอดีต อาจมีการสอบเทียบเครื่องมือในการวัด (calibration) ไม่ดีพอ หรือ มีการใช้หูฟังสำหรับการตรวจการได้ยินที่ไม่ได้ออกแบบมาใช้สำหรับในการตรวจการได้ยินในย่านความถี่สูง ๆ ส่งผลให้มีค่าความคลาดเคลื่อนและไม่แน่นอนของผลตรวจระดับการได้ยินในย่านความถี่สูง ซึ่งทำให้การประเมินความชุกของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องบริเวณความถี่สูงนั้น สูงกว่าความเป็นจริง^(56,57) อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบัน ยังไม่มีการศึกษาใด ยืนยันได้ชัดเจนว่าจำนวนเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องบริเวณความถี่สูงมีจำนวนเพิ่มขึ้น อีกทั้ง การศึกษาทางคลินิกเพื่อพิสูจน์ว่าเครื่องเล่นเพลงแบบพกพาหรือโทรศัพท์มือถือทำให้เด็กเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงได้นั้น ยังไม่สามารถสรุปได้อย่างชัดเจน เนื่องจาก การจะออกแบบการศึกษาเหล่านี้ให้ติดตามหลักการแล้วจะต้องมีการศึกษาไปข้างหน้าร่วมกับการแบ่งกลุ่มผู้เข้าร่วมโครงการเป็นกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุมอย่างชัดเจนด้วยวิธีการสุ่ม (randomized-controlled trial) ก่อนที่จะสรุปว่าเสียงดังจากเครื่องเล่นเพลงแบบพกพาหรือโทรศัพท์มือถือทำให้กลุ่มทดลองเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงเมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งการจะออกแบบงานวิจัยลักษณะนี้ทำได้ค่อนข้างยากในทางคลินิกตามหลักจริยธรรมการวิจัย

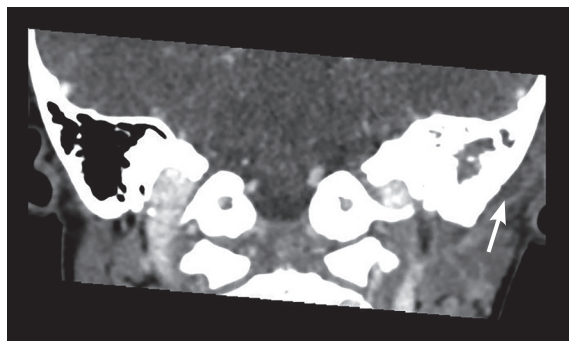
โน้มนำชรัย ทำใหัเป็นข้อจำกัดที่สำคัญในการจะยืนยันถึงเครื่องเล่นเพลงแบบพกพาหรือโทรศัพท์มือถือทำให้เด็กเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงในปัจจุบัน อย่างไรก็ตามโดยทฤษฎีแล้ว เสียงที่ดังมากเกินไปในเครื่องเล่นเพลงหรือโทรศัพท์พกพาเหล่านี้ สามารถจะทำให้เด็กเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงได้ หากมีการรับฟังเสียงเหล่านั้นเป็นระยะเวลาานาน ๆ อย่างต่อเนื่อง⁽⁵⁸⁾

2.3 Chronic otitis media (COM): กลุ่มประชากรเป้าหมายที่สำคัญอีกกลุ่มของการคัดกรองการได้ยินในเด็ก คือ กลุ่มเด็กที่มีปัญหาการติดเชื้อในหูชั้นกลางเรื้อรัง (COM) เนื่องจากการติดเชื้อนี้เป็นปัญหาที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องที่พบบ่อยมากที่สุดเ็นเด็กของกลุ่มประเทศกำลังพัฒนานั้นเอง⁽³⁰⁾ องค์การอนามัยโลก (World Health Organization, WHO) ได้นิยาม COM คือการติดเชื้อเรื้อรังของหูชั้นกลางอย่างน้อย 2 อาทิตย์จนส่งผลให้เกิดเยื่อแก้วหูทะลุ ซึ่งอาจจะมีหนอง (chronic suppurative otitis media) หรือ ไม่มีหนอง (chronic perforation of the tympanic membrane) ก็ได้⁽⁵⁹⁾ (รูปที่ 7.7)

มีหลายการศึกษายืนยันว่า COM สามารถทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องได้ตั้งแต่ 20 dB HL จนถึง 60 dB HL⁽⁶⁰⁻⁶²⁾ ดังนั้น COM จึงสามารถเป็นสาเหตุที่ทำให้เด็กมีภาวะการได้ยินบกพร่องมากเพียงพอที่จะส่งผลต่อพัฒนาการทางภาษาและพัฒนาการด้านอื่น ๆ ได้ นอกจากนี้ หากโรค COM ไม่ได้รับการดูแลรักษาอย่างใกล้ชิด อาจเกิดภาวะแทรกซ้อน เช่น เกิดโพรงหนองบริเวณหลังหู (รูปที่ 7.8) การติดเชื้อลุกลามไปยังเยื่อหุ้มสมอง หรือ เกิดหนองขึ้นในสมอง (รูปที่ 7.9) ซึ่งอาจเป็นอันตรายถึงขั้นเสียชีวิตได้อีกเช่นกัน⁽⁶³⁾ ดังนั้น การคัดกรองการได้ยินในเด็กเพื่อจะหาภาวะการได้ยินบกพร่องที่อาจจะมีสาเหตุมาจาก COM จึงมีความสำคัญอย่างมากโดยเฉพาะในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนาที่มีโอกาสพบโรคนี้ได้สูง

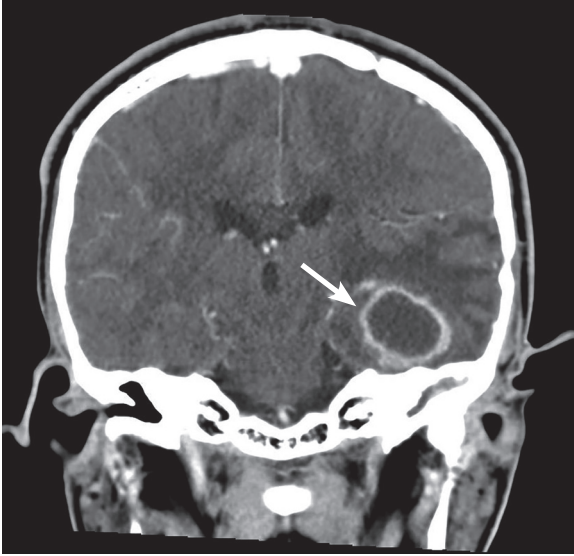


รูปที่ 7.7 COM



รูปที่ 7.8

โพรงหนอง (ลูกศร) ที่หลังหูซ้าย (post auricular abscess) จากภาพถ่าย computed tomography (CT) scan



รูปที่ 7.9

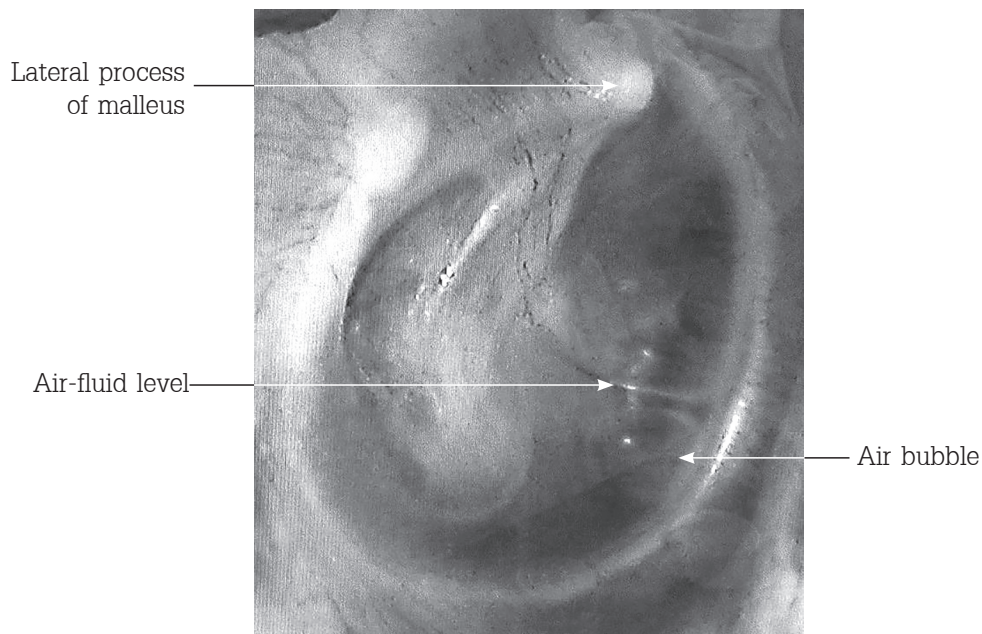
ภาพถ่าย computed tomography (CT) scan แสดงหนอง (ลูกศร) ในสมองซีกซ้าย (temporal lobe) ที่เกิดจากภาวะแทรกซ้อนของ COM ในหูข้างซ้าย

องค์การอนามัยโลกได้เน้นย้ำว่า หากความชุกของ COM ในเด็กสูงกว่าร้อยละ 1 จะถือว่าเป็นปัญหาที่สำคัญในระบบสาธารณสุข ซึ่งควรจะได้รับการแก้ไข และ หากมีค่าความชุกที่สูงกว่าร้อยละ 4 แสดงว่าปัญหา COM นั้น จะกระทบต่อระบบสาธารณสุขของประเทศอย่างมากและเป็นวงกว้าง ซึ่งมีความจำเป็นต้องได้รับการแก้ไขอย่างเร่งด่วน⁽⁵⁹⁾ หากมาพิจารณาความชุกของ COM ในประเทศต่าง ๆ ทั่วโลก จะพบว่า ความชุกของ COM มีค่าที่ค่อนข้างแตกต่างกันอย่างมาก ตั้งแต่ร้อยละ 1 จนถึงร้อยละ 46⁽⁵⁹⁾ ทั้งนี้เนื่องจากภาวะทางเศรษฐกิจและสังคมที่แตกต่างกันอย่างชัดเจนในแต่ละประเทศ ทำให้ความชุกมีค่าที่หลากหลายและต่างกันมาก ตารางที่ 7.2 แสดงความชุกของ COM ในแต่ละพื้นที่ทั่วโลก สังเกตว่าความชุกของ COM ในเด็กจะสูงมากในพื้นที่ที่ระบบสาธารณสุขยังไม่สามารถดูแลได้ทั่วถึง เช่น เด็กชาวพื้นเมืองที่อาศัยอยู่แถบขั้วโลกเหนือ (ร้อยละ 12–46) เด็กชาวพื้นเมืองของประเทศฟิลิปปินส์ (ร้อยละ 35) และเด็กชาวพื้นเมืองของประเทศออสเตรเลีย (ร้อยละ 12–25) ซึ่งความชุกของ COM ในเด็กพื้นที่เหล่านี้แตกต่างอย่างชัดเจนกับความชุกของ COM ในเด็กที่อยู่ในกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้ว เช่น ประเทศอังกฤษหรือประเทศสหรัฐอเมริกา ซึ่งพบความชุกของ COM ในเด็กไม่ถึงร้อยละ 1 สำหรับประเทศไทยพบว่า ความชุกของ COM ในเด็ก จากจำนวนนักเรียนชั้นประถมศึกษาทั้งหมด 2,184 คน มีประมาณร้อยละ 1.74^(67,68) ซึ่งจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า ปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิด COM ในเด็กเหล่านี้คือ ภาวะความยากจน การพักอาศัยอยู่ในที่แออัดของชุมชน การไม่ได้รับนมแม่ตั้งแต่แรกเกิดอย่างเพียงพอ เด็กมีการขาดสารอาหาร มีสุขอนามัยที่ไม่ดี การได้รับควินบูทรี เป็นต้น⁽⁵⁹⁾

2.4 Otitis media with effusion (OME): กลุ่มประชากรเป้าหมายที่สำคัญอีกกลุ่มของการคัดกรองการได้ยินในเด็ก คือ กลุ่มเด็กที่มีปัญหาน้ำขังในหูชั้นกลาง (OME) เนื่องจากน้ำขังในหูชั้นกลางนี้เป็นสาเหตุที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องที่พบบ่อยมากที่สุดของเด็กของกลุ่มประเทศพัฒนาแล้ว⁽³¹⁾ โดยทั่วไป นิยามของ OME คือ ภาวะน้ำขังในหูชั้นกลางที่ไม่มีอาการหรืออาการแสดงทางคลินิกที่บ่งชี้ถึงการติดเชื้อในหูชั้นกลางใด ๆ⁽⁶⁹⁾ (รูปที่ 7.10)

ตารางที่ 7.2 ความชุกของ chronic otitis media (COM) ทั่วโลก

	ความชุก ⁽⁵⁹⁾ (ร้อยละ)
ชาวพื้นเมืองที่อาศัยอยู่แถบขั้วโลกเหนือ	12-46
ชาวพื้นเมืองของประเทศฟิลิปปินส์	35
ชาวพื้นเมืองของประเทศออสเตรเลีย	12-25
ชาวพื้นเมืองของประเทศอเมริกา	4-8
เยเมน	7.4 ⁽⁶⁴⁾
แอฟริกา	3-6
มาเลเซีย	4.4 ⁽⁶⁵⁾
เวียดนาม	4.2 ⁽⁶⁶⁾
อินเดีย	2
เกาหลี	2
ไทย	1.74 ^(67,68)
อังกฤษ	< 1
สหรัฐอเมริกา	< 1



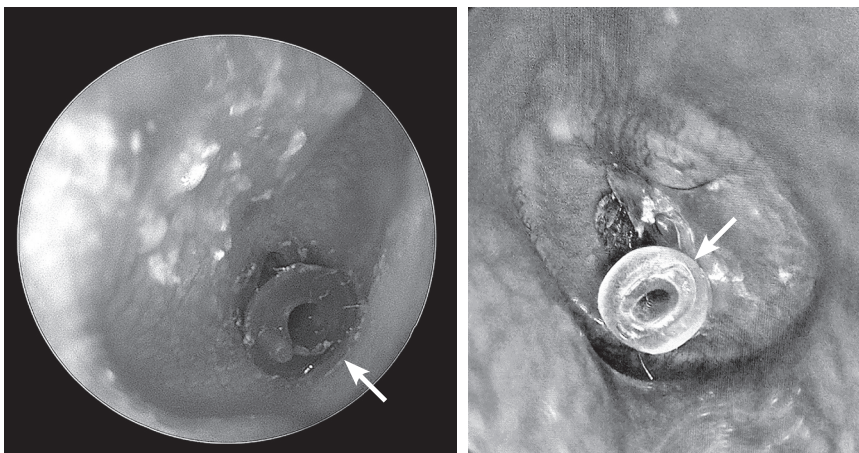
รูปที่ 7.10 | OME

มีการศึกษาพบว่า OME สามารถทำให้สูญเสียการได้ยินได้มากถึง 55 dB HL และมักจะ ทำให้สูญเสียการได้ยินโดยเฉลี่ยประมาณ 28 dB HL (อีกประมาณร้อยละ 20 ของ OME จะมีการสูญเสีย การได้ยินที่มากกว่า 35 dB HL)⁽⁶⁹⁻⁷¹⁾ ดังนั้น OME จึงสามารถเป็นสาเหตุที่ทำให้เด็กมีภาวะการได้ยิน บกพร่องมากเพียงพอที่จะส่งผลกระทบต่อพัฒนาการทางภาษาและพัฒนาการด้านอื่น ๆ ได้เช่นกัน จากการศึกษาที่ ผ่านมาพบว่า OME สามารถทำให้เด็กมีการตอบสนองต่อเสียงช้าลง มีความจำกัดของการใช้คำศัพท์ต่าง ๆ และทำให้สมาธิลดลงได้⁽⁷²⁾ อีกทั้งเด็กที่มี OME มักจะไม่สามารถจดจ่อทำงานในห้องเรียน⁽⁷³⁾ นอกจากนี้ OME ยังจะส่งผลให้เกิดปัญหาเรื่องของการนอนหลับ การทรงตัว และปัญหาทางพฤติกรรมต่าง ๆ ในเด็ก ได้อีกด้วย^(74,75) หากมาพิจารณาเรื่องความชุกของ OME ในเด็ก จะพบว่ามีความชุกที่ค่อนข้างสูงมาก มีการ ศึกษาในเด็กกว่า 2,097 คน ซึ่งมีอายุระหว่าง 5 ถึง 6 ปี และพบว่าสามารถพบ OME ในเด็กเหล่านี้ได้มาก ถึงประมาณร้อยละ 10⁽⁷⁶⁾ และในบางการศึกษาอาจจะพบความชุกของ OME ในเด็กได้สูงถึงร้อยละ 30⁽⁷⁷⁾ นอกจากนี้ หากพิจารณาถึงประเด็นที่เด็กเคยมีประวัติเป็น OME มาก่อนจะพบว่า ในเด็กอายุน้อยกว่า 1 ปี (มากกว่าร้อยละ 50) ในเด็กอายุน้อยกว่า 2 ปี (มากกว่าร้อยละ 60) และในเด็กก่อนวัยเรียน (มากกว่าร้อยละ 90) เคยมีประวัติเป็น OME มาก่อน⁽⁷⁸⁻⁸¹⁾ ทั้งนี้เนื่องจากเป็นที่ทราบกันดีว่า ในเด็กเล็ก ๆ เหล่านี้ หน้าที่การทำงานของ Eustachian tube ยังทำหน้าที่ได้ไม่เต็มที่ในการระบายน้ำในหูชั้นกลางเมื่อเทียบกับ Eustachian tube ของผู้ใหญ่ จึงทำให้มีการคั่งค้างของน้ำในหูชั้นกลางของเด็กได้ง่าย โดยเฉพาะในกลุ่มเด็ก Down syndrome หรือ กลุ่มเด็กที่มีเพดานโหว่ (cleft palate) จะยิ่งพบความชุกของ OME ได้มากถึงร้อยละ 60-85^(82,83) เนื่องจากกล้ามเนื้อบริเวณเพดานปากที่มีการฟ่อและอ่อนแรงกว่าปกติในกลุ่มเด็ก Down syndrome⁽⁸⁴⁾ หรือ กล้ามเนื้อบริเวณเพดานปากที่เกิดการโหว่ในกลุ่มเด็ก cleft palate⁽⁸⁵⁾ ซึ่งกล้ามเนื้อที่ผิดปกติเหล่านี้ (โดยเฉพาะ tensor veli palatini) เป็นตัวการสำคัญทำให้ Eustachian tube ไม่สามารถจะขับน้ำออกจากหู ชั้นกลางได้ดีนั่นเอง โดยความเสี่ยงที่ทำให้เกิด OME ในเด็ก ได้แก่ การได้รับควันบุหรี่ การอยู่ในสถานรับเลี้ยง เด็ก เพศชาย และอายุเด็กที่น้อย⁽⁸⁶⁾ ในทางตรงกันข้าม ปัจจัยที่ช่วยลดให้เด็กมีโอกาสเป็น OME ได้น้อยลง คือ การได้รับนมแม่ตั้งแต่แรกเกิด และโอกาสการเกิด OME จะยิ่งน้อยลง ถ้าเด็กได้รับนมแม่ได้นานยิ่งขึ้น⁽⁸⁷⁾ อย่างไรก็ตาม แม้ว่า OME จะสามารถพบได้มากในเด็ก ส่วนใหญ่ OME ที่พบในเด็กเหล่านี้ก็มักจะหายได้เอง โดยเฉพาะ OME ที่เกิดภายหลังจากการติดเชื้อในหูชั้นกลางชนิดเฉียบพลัน (acute otitis media, AOM) ซึ่งการศึกษาในอดีตที่ผ่านมาพบว่า โอกาสการหายได้เองของ OME โดยทั่วไปมีประมาณร้อยละ 56-90 โดยที่ไม่จำเป็นต้องได้รับการรักษาใด ๆ⁽⁸⁸⁾ แต่สำหรับเด็กที่มี OME เป็นระยะเวลานาน ๆ และไม่สามารถ จะหายไปได้เอง โดยเฉพาะหากพบ OME ในเด็กกลุ่มที่มีความเสี่ยงสูง (ตารางที่ 7.3) OME จะส่งผลกระทบต่อพัฒนาการในด้านต่าง ๆ ของเด็กเหล่านี้ได้อีกมาก ซึ่งเด็กเหล่านี้ควรจะได้รับการเจาะเยื่อแก้วหูและ ใส่ท่อระบายน้ำในหูชั้นกลาง^(69,89) (รูปที่ 7.11) เพื่อลดผลกระทบจาก OME และให้เด็กกลับมาได้ยินอีกครั้ง

ตารางที่ 7.3 ปัจจัยเสี่ยงที่ OME จะส่งผลกระทบต่อพัฒนาการในด้านต่าง ๆ ของเด็กได้มาก

(รวบรวมและเรียบเรียงข้อมูลจากเอกสารอ้างอิงที่ 69 และ 89)

- การได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่อง (sensorineural hearing loss, SNHL)
- ตาบอดหรือปัญหาทางสายตาที่แก้ไขไม่ได้ (blindness or uncorrected visual impairment)
- เพดานโหว่ (cleft palate)
- Autism spectrum disorder
- โรคสมาธิสั้น (attention deficit hyperactivity disorder, ADHD)
- ภาวะการเรียนรู้บกพร่อง (learning disability)
- ภาวะบกพร่องทางสติปัญญา (intellectual disability)
- กลุ่มโรคที่มีพัฒนาการทางสมองหรือภาษาที่ช้า เช่น Down syndrome, craniofacial anomaly
- คาดว่าหรือยืนยันว่ามีพัฒนาการทางภาษาที่ช้ากว่าปกติ
- พัฒนาการล่าช้าและไม่สมวัย (developmental delay)



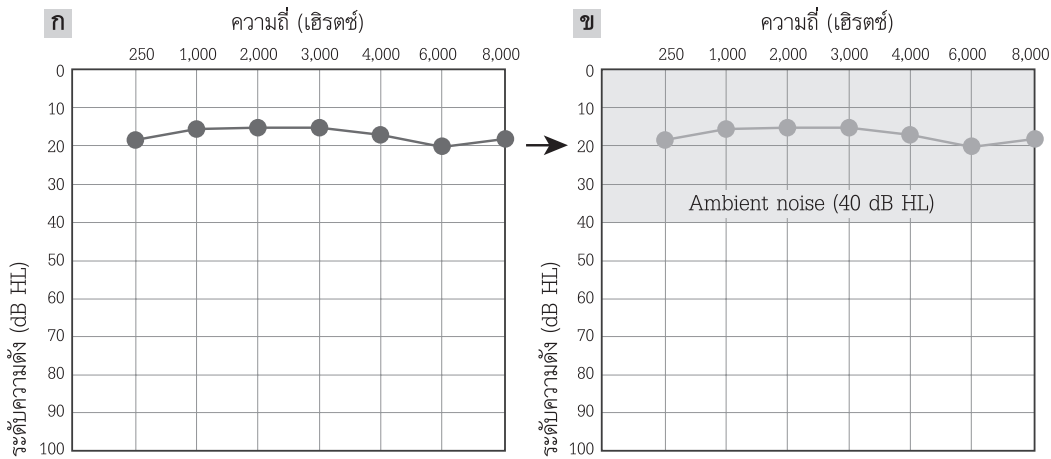
รูปที่ 7.11 | การใส่ท่อระบายน้ำ (ลูกศร) ในหูชั้นกลาง (myringotomy with grommet insertion)

แม้ว่าจะมีการศึกษายืนยันชัดเจนและทราบกันดีว่า OME สามารถส่งผลกระทบต่อพัฒนาการทางด้านภาษาและพัฒนาการด้านอื่น ๆ ของเด็กได้อีกมากหากปล่อยทิ้งไว้และไม่ได้รับการแก้ไข ในปัจจุบันยังไม่มีข้อสรุปที่ชัดเจนว่า ควรจะต้องมีการคัดกรอง OME ในเด็กทุกคนหรือไม่ ซึ่งการทำโครงการคัดกรอง OME ในเด็กทุกคน จะต้องใช้บุคลากรทางการแพทย์และเงินทุนจำนวนมาก เนื่องจากโรค OME มีความชุกที่สูงและพบได้บ่อยในเด็ก ทำให้มีโอกาสที่จะคัดกรองเด็กที่มี OME ได้อีกมากมายและถูกส่งตัวเพื่อการวินิจฉัยเพิ่มเติมสูงขึ้นตาม อย่างไรก็ตาม OME ส่วนใหญ่เมื่อให้การวินิจฉัยแล้วจะสามารถหายได้เอง โดยไม่ได้มีความจำเป็นต้องได้รับการรักษาใด ๆ ดังนั้นการคัดกรองโรค OME ในเด็กทุกคนจึงอาจจะมองได้ว่าไม่มีประสิทธิภาพและไม่มีความคุ้มค่าหากจะทำการคัดกรองเพื่อหาโรค OME ในเด็กทุกคน⁽⁶⁹⁾

3. ระดับของเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในสถานที่ตรวจ (permissible ambient noise level)

การคัดกรองการได้ยินในเด็กจำเป็นต้องมีการประเมินเสียงรบกวน (ambient noise) ของสถานที่คัดกรองเสมอ เนื่องจากเสียงรบกวนนั้น จะมีผลกระทบต่อประสิทธิภาพของการคัดกรองโดยตรง กล่าวคือ เสียงรบกวนของสถานที่คัดกรองสามารถจะกลบเสียงกระตุ้นของเครื่องมือคัดกรอง จนทำให้เด็กที่แม้ว่าจะมีการได้ยินที่ปกติก็ไม่สามารถจะได้ยินเสียงกระตุ้นได้ขณะทำการคัดกรอง ซึ่งผู้ตรวจอาจจะเข้าใจว่าเด็กไม่ได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านั้นและลงผลตรวจการคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่านได้ รูปที่ 7.12 แสดงถึงเสียงรบกวนที่ส่งผลกระทบต่อระดับการได้ยินของเด็ก (hearing threshold) สังเกตว่า หากเริ่มต้นเด็กมีระดับการได้ยินที่ประมาณ 20 dB HL (decibel hearing level) เมื่อนำเด็กนี้ไปตรวจคัดกรองการได้ยินในสถานที่ที่มีเสียงรบกวนมาก และวัดเสียงรบกวนนั้นขณะทำการคัดกรองได้ที่ 40 dB HL เสียงรบกวนนี้จะส่งผลให้ระดับการได้ยินของเด็กเปลี่ยนแปลงไป โดยทำให้เด็กมีระดับการได้ยินใหม่เกิดขึ้นที่ 40 dB HL ตามระดับความดังของเสียงรบกวนนั้นแทน เมื่อไรก็ตาม มีการปล่อยเสียงกระตุ้นของเครื่องมือคัดกรองการได้ยินที่มีค่าต่ำกว่า 40 dB HL เด็กจะไม่สามารถตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นนั้นได้ ยกเว้นว่าเสียงกระตุ้นต้องมีค่าที่สูงกว่า 40 dB HL เด็กจึงจะเริ่มตอบสนองว่าได้ยินเสียงกระตุ้นที่ถูกปล่อยออกมาจากเครื่องตรวจ ซึ่งจะเห็นว่า หากมีเสียงรบกวนขณะทำการคัดกรองการได้ยินที่มาก จะทำให้ค่าระดับการได้ยินของเด็กผิดไปจากเดิม เนื่องจากถูกเสียงรบกวนกลบจนทำให้ระดับการได้ยินของเด็กเหล่านั้นสูงมากขึ้นกว่าเดิมนั่นเอง ดังนั้น การจะคัดกรองการได้ยินเมื่อมีเสียงรบกวนต่าง ๆ ตามสถานที่คัดกรอง ผู้ทำการตรวจคัดกรองการได้ยินต้องมั่นใจได้ว่าเสียงรบกวนของสถานที่สำหรับการตรวจคัดกรองนั้น มีเสียงรบกวนที่ยอมรับได้สูงสุดเท่าไร และเสียงกระตุ้นของเครื่องมือคัดกรองที่ปล่อยออกไปเพื่อทดสอบการได้ยินของเด็ก จะไม่เบาไปกว่าเสียงรบกวนของสถานที่ตรวจ มิฉะนั้น หากมีการใช้เสียงกระตุ้นที่เบากว่าเสียงรบกวน จะมีผลทำให้เด็กที่มีระดับการได้ยินน้อยกว่าความดังของเสียงรบกวน ไม่ตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นเหล่านั้น และประเมินผิดได้ว่าผลของการคัดกรองการได้ยินของเด็กไม่ผ่านหรือเด็กมีภาวะการได้ยินบกพร่องนั่นเอง ซึ่งมีการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบผลกระทบของเสียงรบกวนต่อระดับการได้ยิน และพบว่าในอาสาสมัครทั้งสิ้น 250 คน เมื่อทำการตรวจหาระดับการได้ยินในห้องเก็บเสียงตามมาตรฐานเปรียบเทียบกับ การตรวจหาระดับการได้ยินในสถานที่ตรวจที่มีเสียงรบกวนประมาณ 40–45 dB SPL (decibel sound pressure level) เมื่อยอมรับค่าความคลื่อนได้ไม่เกิน 5 dB พบว่าเกือบร้อยละ 30 ของอาสาสมัคร มีระดับการได้ยินเปลี่ยนไปจากเดิม⁽⁹⁰⁾

จะเห็นว่าเสียงรบกวนในสถานที่คัดกรองจะส่งผลให้ระดับการได้ยินของเด็กเปลี่ยนแปลงไปได้ ดังนั้น การที่จะคัดกรองการได้ยินได้อย่างมีประสิทธิภาพ สถานที่ที่ใช้คัดกรองควรจะต้องมีเสียงรบกวนไม่มาก เพื่อที่จะสามารถแยกเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องออกจากเด็กที่ปกติให้ได้อย่างชัดเจน ยิ่งเสียงรบกวนมีความดังที่น้อยเท่าไร ก็จะสามารถใช้เสียงกระตุ้นของเครื่องมือคัดกรองที่เบา มาก ๆ เพื่อจะทดสอบว่าเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นที่เบา มาก ๆ ได้ ในทางตรงกันข้าม หากเสียงรบกวนของสถานที่คัดกรองมีความดังมาก ๆ ก็ทำให้ไม่สามารถจะใช้เสียงกระตุ้นของเครื่องมือคัดกรองที่เบา ๆ ได้ ซึ่งผู้ตรวจคัดกรองจะไม่สามารถทราบได้เลยว่า หากใช้เสียงกระตุ้นที่เบา ๆ เสียงที่ใช้นั้นจะถูกกลบด้วยเสียงรบกวนจนเด็กที่ปกติไม่ได้ยินเสียงกระตุ้น หรือ เด็กมีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องจริง ๆ แล้วไม่ได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านั้นหรือไม่ ดังนั้น การที่จะสามารถใช้ระดับเสียงกระตุ้นในการคัดกรองการได้ยินที่เบา ๆ เพื่อการคัดกรองได้มากเท่าไร



รูปที่ 7.12 | เสียงรบกวนที่ส่งผลกระทบต่อระดับการได้ยินของเด็ก (hearing threshold) สังเกตว่า หากเริ่มต้นเด็กมีระดับการได้ยินที่ประมาณ 20 dB HL (ก) เมื่อนำเด็กนี้ไปตรวจคัดกรองการได้ยินในสถานที่ที่มีเสียงรบกวนขณะทำการคัดกรองอยู่ที่ 40 dB HL จะส่งผลให้ระดับการได้ยินของเด็กเปลี่ยนแปลงไป โดยทำให้เด็กมีค่าระดับการได้ยินใหม่เกิดขึ้นที่ 40 dB HL ตามระดับความดังของเสียงรบกวนนั้นแทน (ข)

จะยิ่งช่วยให้สามารถแยกเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องระดับเพียงเล็กน้อยออกจากเด็กปกติได้ง่ายขึ้นเท่านั้น ตารางที่ 7.4 แสดงวิธีการหาระดับของเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในสถานที่ตรวจคัดกรองการได้ยิน (permissible ambient noise level) สำหรับการตรวจด้วยเสียงกระตุ้นผ่านทาง air conduction (ac) ในช่วงความถี่ 500 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ ผ่านหูฟังชนิด supra-aural earphone (รูปที่ 7.13) เพื่อจะมั่นใจได้ว่าเสียงกระตุ้นสำหรับการคัดกรองการได้ยินนั้นเหมาะสม เชื่อถือได้ และไม่ต่ำไปกว่าความดังของเสียงรบกวน สังเกตว่าวิธีการหาระดับเสียงรบกวนที่ยอมรับได้เหล่านี้ เริ่มต้นจากค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์ (pure-tone audiometry) ที่ใช้ในห้องเก็บเสียง (sound proof room) สำหรับการตรวจการได้ยินทางคลินิก (รูปที่ 7.14) ซึ่งยึดตามเกณฑ์มาตรฐานความดังของเสียงรบกวนที่ยอมรับกันทั่วไป (American National Standards Institute, ANSI)⁽⁹¹⁾ หลังจากนั้น ค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในสถานที่คัดกรองที่คำนวณมาได้จะขึ้นอยู่กับระดับความดังของเสียงที่จะใช้กระตุ้น (screening level) ว่าต้องการใช้ค่าที่เท่าไรในการคัดกรองการได้ยินของเด็กเพื่อจะประเมินว่าเด็กผ่านหรือไม่ผ่านการคัดกรอง เช่น หากต้องการจะใช้เกณฑ์การคัดกรองว่าผ่านหรือไม่ผ่าน ที่ระดับความดัง 20 dB HL ของเสียงกระตุ้นความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ (ตารางที่ 7.4ก) ก็จะนำค่า 20 นี้ไปบวกเพิ่มจากค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ของค่าเริ่มต้นที่ใช้ในการตรวจการได้ยินในห้องเก็บเสียงสำหรับความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ (37 dB SPL) หลังจากนั้น ก็จะได้ค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในสถานที่ตรวจคัดกรองการได้ยินซึ่งต้องไม่เกิน 57 dB SPL (37 + 20) ของเสียงความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ ที่วัดได้นั้นเอง อย่างไรก็ตาม หากเสียงรบกวนที่ความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ ของสถานที่ที่จะใช้คัดกรองนั้นมีค่าสูงกว่า 57 dB SPL การจะใช้เกณฑ์การคัดกรองว่าผ่านหรือไม่ผ่าน ที่ระดับความดัง 20 dB HL ของเสียงกระตุ้นความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ จะไม่สามารถทำได้อีกต่อไป เนื่องจากมีโอกาสที่เสียงกระตุ้นนี้จะถูกกลบด้วยเสียงรบกวนของสถานที่ตรวจและทำให้ไม่สามารถได้ยินเสียงกระตุ้นที่

จะใช้คัดกรองการได้ยินนั้นได้ ดังนั้น จึงมีความจำเป็นต้องเพิ่มเกณฑ์การคัดกรองว่าผ่านหรือไม่ผ่านดังกล่าว ในระดับความดังที่สูงขึ้นกว่าเดิม เพื่อจะมั่นใจได้ว่า เสียงที่ใช้กระตุ้นนั้นจะไม่ถูกลบด้วยเสียงรบกวนใน สถานที่ตรวจ เช่น เพิ่มระดับความดังของเกณฑ์การคัดกรองว่าผ่านหรือไม่ผ่าน เป็น 30 dB HL ของเสียง กระตุ้นความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ แทน (ตารางที่ 7.4ข) หลังจากนั้น นำค่า 30 นี้ไปบวกเพิ่มจากค่าเสียงรบกวนที่ ยอมรับได้ของค่าเริ่มต้นที่ใช้ในการตรวจการได้ยินในห้องเก็บเสียงสำหรับความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ (37 dB SPL) สุดท้าย จะได้ค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในสถานที่ตรวจคัดกรองการได้ยินที่ต้องไม่เกิน 67 dB SPL (37 + 30) ของเสียงความถี่ 4,000 เฮิรตซ์ ที่วัดได้นั่นเอง

ตารางที่ 7.4 วิธีการหาระดับของเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ในสถานที่ตรวจคัดกรองการได้ยิน (permissible ambient noise level) สำหรับการตรวจด้วยเสียงกระตุ้นผ่านทาง air conduction (ac) ในช่วงความถี่ 500 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ ผ่านหูฟังชนิด supra-aural earphone

ก	ความถี่ (เฮิรตซ์)					
	125	250	500	1,000	2,000	4,000
ค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้สำหรับใช้ตรวจในห้องเก็บเสียง (screening level = 0 dB HL)	49	35	21	26	34	37
	+20	+20	+20	+20	+20	+20
ค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้สำหรับเกณฑ์ในการคัดกรองด้วยเสียงกระตุ้นระดับ 20 dB HL (screening level = 20 dB HL)	69	55	41	46	54	57
ข	ความถี่ (เฮิรตซ์)					
	125	250	500	1,000	2,000	4,000
ค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้สำหรับใช้ตรวจในห้องเก็บเสียง (screening level = 0 dB HL)	49	35	21	26	34	37
	+30	+30	+30	+30	+30	+30
ค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้สำหรับเกณฑ์ในการคัดกรองด้วยเสียงกระตุ้นระดับ 20 dB HL (screening level = 20 dB HL)	79	65	51	56	64	67

หมายเหตุ dB HL: decibel hearing level

โดยหลักการหาค่าความดังของเสียงรบกวนที่ยอมรับได้สำหรับสถานที่คัดกรองที่แสดงนี้ ใช้สำหรับการทำการคัดกรองการได้ยินของเด็กในช่วงความถี่ 500 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ เท่านั้น และเสียงรบกวนที่วัดได้ในย่านความถี่ตั้งแต่ 125 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ ต้องไม่มีค่าใดเกินที่กำหนดไว้ในแต่ละความถี่สาเหตุที่แม้ว่าจะตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กในย่านความถี่ช่วง 500 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ แต่มีความจำเป็นต้องกำหนดเสียงรบกวนในย่านความถี่ที่ต่ำกว่า 500 เฮิรตซ์ เนื่องจากว่า โดยธรรมชาติของเสียงนั้น เสียงรบกวนที่มีความถี่ต่ำ ๆ จะยังคงสามารถกลบเสียงที่มีความถี่สูงกว่าได้⁽⁹²⁾ ซึ่งเรียกคุณสมบัติลักษณะนี้ว่า “upward spread of masking” ดังนั้น จึงมีความจำเป็นต้องกำหนดเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ของความถี่ 125 เฮิรตซ์ และ 250 เฮิรตซ์ เพื่อใช้สำหรับคัดกรองการได้ยินในช่วงความถี่ 500 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ ด้วย เพื่อป้องกันไม่ให้เสียงรบกวนของความถี่ 125 เฮิรตซ์ และ 250 เฮิรตซ์ ไปกลบเสียงกระตุ้นที่ความถี่ตั้งแต่ 500 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ จนหมด ในทางตรงกันข้าม เสียงรบกวนที่มีความถี่สูง จะไม่สามารถกลบเสียงที่มีความถี่ต่ำกว่าได้⁽⁹²⁾ ดังนั้น จึงไม่มีความจำเป็นต้องกำหนดหรือหาค่าความดังของเสียงรบกวนที่ความถี่สูงกว่า 4,000 เฮิรตซ์ เพื่อการตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กในย่านความถี่ช่วง 500 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ นั่นเอง



รูปที่ 7.13

หูฟังชนิด supra-aural earphone



รูปที่ 7.14

ห้องเก็บเสียง (sound proof room) ที่ถูกออกแบบให้มีเสียงรบกวนน้อยที่สุดตามเกณฑ์มาตรฐานที่ยอมรับกันทั่วไป (American National Standards Institute, ANSI)⁽⁹⁰⁾ เพื่อใช้ในการตรวจการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์ (pure-tone audiometry)

อย่างไรก็ตาม การจะทราบว่าเสียงรบกวนมีค่ามากน้อยเท่าไรในสถานที่ที่จะใช้ตรวจคัดกรอง เพื่อประเมินและกำหนดเกณฑ์การคัดกรองการได้ยินว่าผ่านหรือไม่ผ่าน จำเป็นต้องใช้เครื่องมือ sound level meter (SLM) เพื่อหาค่าเสียงรบกวนแต่ละความถี่ของพื้นที่นั้น อย่างไรก็ตาม เครื่องมือและบุคลากร อาจจะไม่พร้อมเสมอไปขณะทำการคัดกรอง เนื่องจาก SLM มีราคาค่อนข้างสูง อีกทั้งต้องใช้บุคลากรที่มีประสบการณ์ในการใช้ ดังนั้น หากไม่สามารถจะใช้ SLM ในการหาค่าเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ของสถานที่ที่จะใช้คัดกรองการได้ยิน มีคำแนะนำให้ใช้อีกทางเลือกหนึ่ง คือ ใช้การตรวจการได้ยินในคนที่ไม่เคยมีปัญหาทางการได้ยินมาก่อนและทราบดีว่าการได้ยินตัวเองปกติ โดยตรวจ ณ สถานที่ที่จะใช้เพื่อคัดกรองการได้ยิน เพื่อประเมินว่าคนที่ไม่เคยมีปัญหาการได้ยินนี้ยังสามารถได้ยินเสียงกระตุ้นที่ปล่อยออกมา น้อยกว่าเกณฑ์ที่จะใช้คัดกรองอย่างน้อย 10 dB เป็นต้นไปหรือไม่⁽⁵²⁾ เช่น หากกำหนดเกณฑ์ที่จะใช้ประเมินการคัดกรองการได้ยินว่าผ่านหรือไม่ผ่าน ไว้ที่ 15 dB HL วิธีการประเมินเสียงรบกวนที่ยอมรับได้ คือ ใช้เสียงกระตุ้นที่ 5 dB HL หรือเบากว่า ในทุกความถี่ที่ต้องการจะคัดกรอง ตรวจคนที่มีการได้ยินปกติและประเมินว่าได้ยินเสียงเหล่านี้ทุกความถี่หรือไม่ ถ้าสามารถจะได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านี้ทุกความถี่ที่ระดับเสียงกระตุ้น 5 dB HL หรือเบากว่า ก็ถือว่า สถานที่คัดกรองนั้นมีเสียงรบกวนไม่มากเกินไปเกณฑ์การคัดกรองการได้ยินที่ 15 dB HL และสามารถใช้เป็นสถานที่การคัดกรองได้

4. เครื่องมือสำคัญเพื่อใช้ตรวจคัดกรองการได้ยินในเด็ก

เครื่องมือสำคัญสำหรับการตรวจการได้ยินในเด็กสามารถแบ่งเป็นสองกลุ่มใหญ่ ๆ คือ เครื่องมือที่อาศัยการประเมินจากการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กหรือการตรวจเชิงอัตวิสัย (behavioral tests หรือ subjective hearing tests) และ เครื่องมือที่ไม่ได้อาศัยการประเมินจากการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กหรือการตรวจเชิงวัตถุวิสัย (physiological tests หรือ objective hearing tests) ซึ่งการตรวจการได้ยินโดยอาศัยการประเมินจากการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก ที่แนะนำให้ใช้ในปัจจุบันคือ visual reinforcement audiometry (VRA) และ conditioned play audiometry (CPA) ผ่านการใช้เครื่อง audiometer และสำหรับการตรวจเชิงวัตถุวิสัยที่แนะนำให้ใช้ในปัจจุบัน คือ การตรวจการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอก (otoacoustic emission, OAE) และ การตรวจการทำงานของหูชั้นกลาง (tympanometry) ซึ่งการเลือกใช้เครื่องมือเหล่านี้มีความสำคัญอย่างมาก ในการที่จะเลือกใช้ได้อย่างถูกต้องและทำให้การคัดกรองการได้ยินในเด็กมีประสิทธิภาพและตรงตามเป้าหมายกลุ่มประชากรที่ต้องการจะคัดกรอง

การเลือกใช้เครื่องมือเพื่อคัดกรองการได้ยินในเด็กนั้น ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลัก ๆ สองประการ คือ ความร่วมมือของเด็กในแต่ละวัยซึ่งจะมากขึ้นสัมพันธ์กับอายุเด็กที่เพิ่มขึ้น และ กลุ่มประชากรเป้าหมายที่ต้องการจะคัดกรอง สำหรับประการแรก หากเด็กสามารถร่วมมือได้อย่างเต็มที่และผู้ตรวจมีประสบการณ์เพียงพอ การตรวจด้วยเครื่องมือที่อาศัยการประเมินการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก หรือการตรวจเชิงอัตวิสัยจะถือว่าดีที่สุด ไม่ว่าจะ เป็นจะตรวจด้วย VRA หรือ CPA ผ่านเครื่อง audiometer เนื่องจาก เป็นการตรวจและประเมินเสียงกระตุ้นผ่านเส้นทางระบบประสาทรับเสียงทั้งหมดของมนุษย์ ตั้งแต่ในระดับใหญ่ไปจนถึงระดับสมองส่วนบน และเด็กได้มีการตอบสนองเป็นลักษณะพฤติกรรมว่า

สามารถได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านั้นหรือไม่ ขณะที่การตรวจเชิงวัตถุวิสัยซึ่งไม่ได้อาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก จะเป็นการตรวจเส้นทางเดินของระบบประสาทรับเสียงของมนุษย์เพียงบางส่วนเท่านั้น เช่น เครื่อง aOAE จะใช้ประเมินการได้ยินในระดับเซลล์ขนชั้นนอก หรือ เครื่อง tympanometer จะประเมินเฉพาะการทำงานของหูชั้นกลางเท่านั้น ดังนั้น เมื่อไรก็ตามเด็กขาดความร่วมมือที่ดี หรือเด็กมีอายุน้อยมาก ๆ จนทำให้การสังเกตพฤติกรรมของเด็กไม่สามารถจะเชื่อถือได้ การตรวจด้วยเครื่องมือที่อาศัยการประเมินการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กย่อมจะทำได้ไม่สำเร็จหรือขาดความน่าเชื่อถือ กรณีเช่นนี้ จะต้องเลือกใช้เครื่องมือที่ไม่ได้อาศัยการประเมินการตอบสนองจากการสังเกตของเด็กแทน เช่น ใช้เครื่อง aOAE เพื่อการคัดกรองการได้ยินทดแทนการคัดกรองด้วย VRA หรือ CPA เป็นต้น ซึ่งเครื่องมือต่าง ๆ ที่จะใช้เพื่อคัดกรองการได้ยินในเด็กเหล่านี้ มีทั้งข้อดีและข้อเสียในแต่ละเครื่องมือแตกต่างกันออกไป ซึ่งมีความจำเป็นที่ผู้ทำการคัดกรองการได้ยินมีความเข้าใจและมีประสบการณ์เพียงพอในการใช้เครื่องมือเหล่านี้ สำหรับปัจจัยสำคัญของการเลือกเครื่องมือประเภทที่สอง คือ การเลือกกลุ่มประชากรเป้าหมาย ซึ่งจะมีผลต่อการเลือกใช้เครื่องมือเป็นอย่างมากเพื่อให้การคัดกรองมีประสิทธิภาพที่สุดถึงแม้ว่าจะเป็นเครื่องมือชนิดเดียวกัน หากเลือกประชากรเป้าหมายที่ไม่เหมาะสม ประสิทธิภาพของการคัดกรองในเครื่องมือชนิดนั้น ก็ย่อมเปลี่ยนแปลงไปตามกลุ่มประชากรเป้าหมาย เช่น หากต้องการจะคัดกรองเด็กที่มีโรคของหูชั้นกลาง ไม่ว่าจะ COM หรือ OME อาจพิจารณาเลือกใช้เครื่อง tympanometer เพื่อประเมินหน้าที่การทำงานของหูชั้นกลางโดยตรงเป็นอันดับแรก มากกว่าที่จะใช้ VRA หรือ CPA ผ่านเครื่อง audiometer เพื่อวัดระดับการได้ยินที่แย่งลงจากพยาธิสภาพในหูชั้นกลาง เนื่องจาก หากต้องการจะใช้ audiometer เพื่อคัดกรองพยาธิสภาพของหูชั้นกลาง เสียงกระตุ้นที่ใช้ใน audiometer นั้น ควรจะต้องมีความถี่ของ 500 เฮิรตซ์ อยู่ด้วย เช่น การใช้เสียงกระตุ้นในการคัดกรองการได้ยินที่ความถี่ตั้งแต่ 500 เฮิรตซ์ ถึง 4,000 เฮิรตซ์ เป็นต้น เพราะพยาธิสภาพในหูชั้นกลางมักจะเกิดและส่งผลกระทบต่อความถี่เสียงมากที่สุดบริเวณย่านความถี่ต่ำ ๆ⁽⁹³⁾ อย่างไรก็ตาม แม้ว่าการใช้เสียงกระตุ้นที่ความถี่ 500 เฮิรตซ์ จะช่วยให้สามารถคัดกรองพยาธิสภาพในหูชั้นกลางได้ดีขึ้น หากเทียบกับเครื่องมือ tympanometer ที่ประเมินพยาธิสภาพในหูชั้นกลางโดยตรง จะพบว่าการใช้ audiometer ที่มีการใช้เสียงกระตุ้นที่ 500 เฮิรตซ์ รวมอยู่ด้วย ก็ยังมีประสิทธิภาพที่ต่ำกว่า tympanometer นอกจากนี้ เสียงกระตุ้นที่ความถี่ 500 เฮิรตซ์ มักจะถูกกลบด้วยเสียงรบกวนของสถานที่ตรวจได้ง่ายมาก ทำให้สุดท้ายการคัดกรองพยาธิสภาพในหูชั้นกลางโดยใช้เครื่อง audiometer ไม่มีประสิทธิภาพ ถึงแม้ว่าจะมีการรวมความถี่ของเสียงกระตุ้นที่ 500 เฮิรตซ์ เพื่อใช้เป็นเกณฑ์การคัดกรองการได้ยินแล้วก็ตาม^(52,94)

4.1 Pure tone audiometric sweep test: เครื่อง audiometer ถือว่าเป็นเครื่องมือสำคัญและเป็นเครื่องมืออันดับแรกเพื่อใช้คัดกรองการได้ยินในเด็ก โดยเฉพาะ ในกลุ่มที่เด็กให้ความร่วมมือเป็นอย่างดีและสามารถประเมินการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กผ่าน VRA หรือ CPA ได้ ซึ่งการตรวจด้วย audiometer จะเน้นการปล่อยเสียงกระตุ้นที่เฉพาะเจาะจงในแต่ละความถี่ กวาดไปในคราวเดียวของการปล่อยเสียงกระตุ้นในแต่ละความถี่ที่ต้องการจะคัดกรอง (sweep test) และดูว่า เด็กสามารถได้ยินเสียงกระตุ้นเหล่านั้นหรือไม่ เช่น ปล่อยเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังตามเกณฑ์คัดกรองที่ได้ตั้งไว้ กวาดไล่ตั้งแต่ความถี่ 1,000 เฮิรตซ์ จนถึง 4,000 เฮิรตซ์ และประเมินว่าเด็กมีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้น

ที่ปล่อยออกไปทั้งหมดในแต่ละความถี่หรือไม่ ซึ่งจะแตกต่างจากการตรวจการได้ยินตามมาตรฐานในห้องเก็บเสียง ที่มีการเพิ่มและลดเสียงกระตุ้นในความถี่ที่สนใจ (modified Hughson-Westlake procedure) จนมั่นใจว่ามีการตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นเพื่อหาระดับการได้ยินของผู้ถูกตรวจ ซึ่งการใช้เครื่อง audiometer สำหรับการตรวจ VRA หรือ CPA นี้ มีประเด็นสำคัญที่ต้องคำนึงถึง ได้แก่ ความดังเสียงกระตุ้น ความถี่เสียงกระตุ้น และจำนวนครั้งในการปล่อยเสียงกระตุ้นผ่านเครื่อง audiometer

1) ความดังของเสียงกระตุ้นถือมีความสำคัญมากในการที่จะคัดกรองการได้ยินและตัดสินใจว่าผ่านหรือไม่ผ่านการคัดกรอง โดยทั่วไป การตั้งเกณฑ์คัดกรองของระดับการได้ยิน ย่อมจะขึ้นอยู่กับเสียงรบกวนของสถานที่ที่จะใช้ตรวจคัดกรอง หากสถานที่คัดกรองนั้น มีเสียงรบกวนไม่มาก ก็สามารถปรับเกณฑ์ให้ต่ำ ๆ และสามารถคัดกรองกลุ่มประชากรเป้าหมายที่มีการสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยได้ในทางตรงกันข้าม หากสถานที่คัดกรองนั้น มีเสียงรบกวนที่ดังมาก ก็จำเป็นต้องปรับเกณฑ์ความดังของเสียงกระตุ้นที่สูงขึ้น จนมั่นใจได้ว่าเสียงกระตุ้นนั้นจะไม่ถูกกลบด้วยเสียงรบกวน และเกณฑ์ความดังนั้นอาจจะนำไปใช้คัดกรองประชากรเป้าหมายเฉพาะกลุ่มที่มีการสูญเสียการได้ยินในระดับปานกลางเป็นต้นไปเท่านั้น ดังนั้น หากสามารถปรับเกณฑ์ความดังของเสียงกระตุ้นที่ต่ำได้มากเท่าไร โอกาสที่จะคัดกรองกลุ่มประชากรเป้าหมายที่มีการสูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยได้มากขึ้นเท่านั้น มีการศึกษาเปรียบเทียบเกณฑ์คัดกรองด้วยระดับเสียงกระตุ้นระหว่าง 20 dB HL และ 25 dB HL โดยใช้ pure tone audiometric sweep test ในเด็กจำนวน 1,219 คน และพบว่า เมื่อใช้เกณฑ์คัดกรองที่ระดับ 20 dB HL ค่าความไว/ค่าความจำเพาะ (sensitivity/specificity) ของการคัดกรองสำหรับกลุ่มประชากรเป้าหมายที่สูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยเป็นต้นไป จะมีค่าเท่ากับ ร้อยละ 61.5/ร้อยละ 94.4 ในขณะที่ การใช้เกณฑ์คัดกรองระดับ 25 dB HL ประเมินประชากรเป้าหมายกลุ่มเดิมจะได้ ค่าความไว/ค่าความจำเพาะ เท่ากับ ร้อยละ 35.4/ร้อยละ 98.3 แทน ซึ่งจะเห็นว่า ค่าของความไว ลดลงอย่างชัดเจน จากร้อยละ 61.5 ไปสู่อ้อยละ 35.4 เมื่อเปลี่ยนเกณฑ์คัดกรองด้วยระดับเสียงกระตุ้นจาก 20 dB HL เป็น 25 dB HL แสดงว่า หากใช้เกณฑ์คัดกรองด้วยระดับเสียงกระตุ้นที่สูงขึ้นกว่าเดิม ประชากรกลุ่มเป้าหมายจะถูกตรวจพบได้น้อยลงนั่นเอง อย่างไรก็ตาม หากมีการพิจารณาในกลุ่มประชากรเป้าหมายใหม่ โดยเลือกกลุ่มเด็กที่มีการสูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับปานกลางเป็นต้นไป จะพบว่า ได้ค่าความไว/ค่าความจำเพาะ ระหว่างเกณฑ์คัดกรองระดับ 20 dB HL และ 25 dB HL ที่ใกล้เคียงกันมาก คือ ร้อยละ 100/ร้อยละ 92.2 และ ร้อยละ 97.5/ร้อยละ 97.4 ตามลำดับ⁽⁵²⁾ จะสังเกตเห็นว่าจำนวนประชากรเป้าหมายที่ถูกตรวจพบด้วยเกณฑ์ทั้งสองมีความใกล้เคียงกันมาก นอกจากนี้ ยังมีอีกการศึกษาที่คล้ายคลึงกัน ศึกษาเปรียบเทียบเกณฑ์คัดกรองด้วยระดับเสียงกระตุ้นระหว่าง 20 dB HL และ 25 dB HL โดยใช้ pure tone audiometric sweep test ในเด็กจำนวน 82 คน และพบว่า เมื่อพิจารณาในกลุ่มประชากรเป้าหมายที่สูญเสียการได้ยินเพียงเล็กน้อยเป็นต้นไป ค่าความไว/ค่าความจำเพาะ ระหว่างเกณฑ์คัดกรองระดับ 20 dB HL และ 25 dB HL จะเท่ากับ ร้อยละ 100/ร้อยละ 53 และ ร้อยละ 60/ร้อยละ 81 ตามลำดับ ซึ่งจะเห็นว่า ค่าของความไวลดลงอย่างชัดเจน จากร้อยละ 100 ไปสู่อ้อยละ 60 แต่เมื่อมีการพิจารณาในกลุ่มประชากรเป้าหมายใหม่ โดยเลือกกลุ่มเด็กที่มีการสูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับปานกลางเป็นต้นไป จะพบว่า ได้ค่าความไว/ค่าความจำเพาะ ระหว่างเกณฑ์คัดกรองระดับ 20 dB HL และ 25 dB HL เท่ากับ ร้อยละ 100/ร้อยละ 50 และ ร้อยละ 100/ร้อยละ 78 ตามลำดับ⁽⁵²⁾ ดังนั้นโดยสรุป

หากต้องการกำหนดกลุ่มประชากรเป้าหมายสำหรับคัดกรองการได้ยินในเด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องเพียงเล็กน้อยเป็นต้นไป ควรจะเลือกใช้เกณฑ์คัดกรองด้วยระดับเสียงกระตุ้นที่ไม่เกิน 20 dB HL เพื่อเพิ่มโอกาสตรวจพบประชากรเป้าหมายเหล่านี้ได้เพิ่มขึ้นนั่นเอง อย่างไรก็ตาม ดังที่กล่าวไปแล้วในเบื้องต้น เสียงรบกวนของสถานที่สำหรับใช้ทำการคัดกรองการได้ยินในเด็ก บางครั้งอาจจะเป็นอุปสรรคทำให้ไม่สามารถจะกำหนดเกณฑ์คัดกรองด้วยระดับเสียงกระตุ้นที่ต่ำถึง 20 dB HL ได้เสมอไป

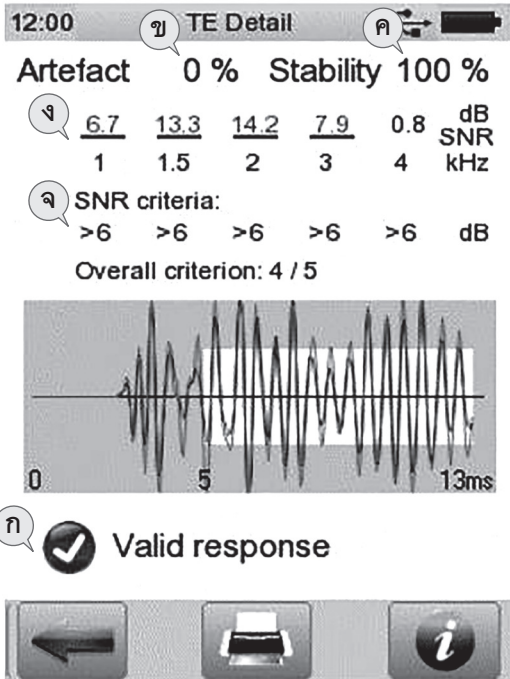
2) ความถี่ของเสียงกระตุ้นถือว่าเป็นอีกปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อโอกาสการตรวจพบประชากรเป้าหมายและประสิทธิภาพของการคัดกรองการได้ยินในเด็ก โดยทั่วไป หากมีการใช้เสียงกระตุ้นหลาย ๆ ความถี่ โดยเฉพาะเสียงกระตุ้นความถี่ที่สูง ๆ ก็จะช่วยเพิ่มโอกาสการตรวจพบประชากรเป้าหมายที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องบริเวณความถี่สูง ๆ มากขึ้น ในขณะที่การใช้เสียงกระตุ้นที่มีความถี่ต่ำ ๆ ในการคัดกรอง มักจะไม่สำเร็จเนื่องจาก เสียงกระตุ้นความถี่ต่ำ ๆ มักจะถูกกลบด้วยเสียงรบกวนของสถานที่คัดกรองได้ง่าย อย่างไรก็ตาม แม้การเพิ่มจำนวนความถี่ของเสียงกระตุ้นเพื่อการคัดกรองการได้ยินจะช่วยเพิ่มโอกาสการตรวจพบการสูญเสียการได้ยินในหลาย ๆ ความถี่ จำนวนความถี่ของเสียงกระตุ้นที่เพิ่มขึ้นในเกณฑ์คัดกรองก็ย่อมจะเพิ่มระยะเวลาในการคัดกรองต่อเด็กหนึ่งรายเช่นกัน ในปัจจุบันแนะนำให้จำนวนความถี่อย่างน้อย 3 หรือ 4 ความถี่ของเสียงกระตุ้นเพื่อใช้ในการคัดกรอง เช่น ใช้ความถี่ที่ 1,000, 2,000, 4,000 เฮิรตซ์ หรือ ใช้ความถี่ที่ 500, 1,000, 2,000, 4,000 เฮิรตซ์ เป็นเกณฑ์ในการคัดกรอง เป็นต้น นอกจากนี้การเพิ่มความถี่สูง ๆ เข้าไปในเกณฑ์คัดกรอง เช่น 6,000 เฮิรตซ์ หรือ 8,000 เฮิรตซ์ จะเพิ่มโอกาสการตรวจพบเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องในช่วงความถี่สูง ๆ ได้เพิ่มขึ้น⁽⁹⁵⁾

3) จำนวนครั้งของการปล่อยเสียงกระตุ้นสามารถเป็นปัจจัยที่มีผลต่อประสิทธิภาพของการคัดกรองการได้ยินในเด็กได้เช่นกัน เนื่องจากการปล่อยเสียงกระตุ้นเพียงหนึ่งครั้งสำหรับการคัดกรองในแต่ละความถี่ มีความเป็นไปได้ที่เด็กอาจจะไม่ตอบสนองต่อเสียงกระตุ้น หากเด็กนั้นยังไม่ได้ให้ความสนใจเสียงกระตุ้นเหล่านั้นอย่างเพียงพอ หรือ เสียงรบกวนของสถานที่ตรวจอาจมีความดังเบาไม่เท่ากันโดยตลอด ทำให้มีการกลบเสียงกระตุ้นได้ในบางจังหวะ หรือ แม้กระทั่งเด็กอาจจะไม่ตอบสนองหากเสียงกระตุ้นมีค่าใกล้เคียงกับระดับการได้ยิน (hearing threshold) ของเด็กพอดี ดังนั้น จึงมีคำแนะนำว่า สามารถปล่อยเสียงกระตุ้นมากกว่าหนึ่งครั้งในแต่ละความถี่ได้หากเด็กไม่ตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นในครั้งแรก เพื่อให้มั่นใจได้ว่าเด็กที่ไม่ตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นครั้งแรกในแต่ละความถี่นั้น ไม่ได้เกิดจากเด็กยังไม่ให้ความสนใจ หรือ เสียงรบกวนกลบเสียงกระตุ้นพอดี หรืออาจจะเกิดจากเสียงกระตุ้นมีค่าใกล้เคียงกับระดับการได้ยินของเด็กเป็นต้น อย่างไรก็ตาม จำนวนครั้งของเสียงกระตุ้นที่มากเกินไปในแต่ละความถี่ ก็อาจจะเพิ่มโอกาสที่ผู้ตรวจจะเข้าใจผิดคิดว่าเด็กตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นนั้นจริง ๆ ทั้งที่เด็กอาจจะมีภาวะการได้ยินบกพร่องอยู่ได้ ดังนั้น จึงมีคำแนะนำว่า จำนวนครั้งของเสียงกระตุ้นที่ปล่อยไปในแต่ละความถี่ขณะทำการคัดกรองไม่ควรจะเกิน 4 ครั้ง⁽⁵²⁾

4.2 การตรวจการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอก (otoacoustic emission, OAE): OAE เป็นเครื่องมือที่ใช้ประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกซึ่งสามารถส่งผลให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กได้ โดย OAE สามารถแบ่งเป็นสองชนิด ได้แก่ transient evoked otoacoustic emission (TEOAE) และ distortion product otoacoustic emission (DPOAE) ซึ่ง OAE ทั้งสองชนิดเป็นการประเมินการ

ทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกทั้งคู่หลังมีการปล่อยเสียงกระตุ้นเข้าไปช่องหูเบื้องต้นก่อนและหลังจากนั้นจึงจะดูการตอบสนองของเซลล์ขนชั้นนอกจากเสียงที่สะท้อนกลับออกมาในช่องหูอีกครั้ง แตกต่างกันแต่เพียงว่า ใน TEOAE จะใช้เสียงกระตุ้นที่มีระยะเวลาของเสียงสั้นและรวมคลื่นเสียงหลายความถี่เข้าด้วยกัน (click) ในขณะที่ DPOAE จะใช้เสียงบริสุทธิ์ที่มีความถี่แตกต่างกันจำนวนสองความถี่ (F_1 และ F_2) โดยความถี่ที่ไปกระตุ้นเหล่านี้จะมีอัตราส่วนกันและกันที่ 1.2 เสมอ ($F_2/F_1 = 1.2$) และ ความดังของเสียงบริสุทธิ์ทั้งสองที่ใช้กระตุ้นจะมีค่าอยู่ที่ประมาณ 65 dB SPL (L_1) และ 55 dB SPL (L_2) โดยหลักการของ OAE จะประเมินว่าเสียงสะท้อนที่ถูกสร้างมาจากเซลล์ขนชั้นนอกนั้น (TEOAE หรือ DPOAE signal) มีค่ามากกว่าเสียงรบกวนในช่องหู (noise) มากเท่าไร ซึ่งรู้จักกันนามว่า “signal to noise ratio (SNR)” ยิ่งมีค่า SNR มากเท่าไรจะยิ่งแสดงถึงการทำงานที่ดีของเซลล์ขนชั้นนอกมากขึ้นเท่านั้น นอกจากนี้ ค่า reproducibility ซึ่งเป็นการประเมินผลของ OAE ที่วัดได้ในแต่ละการทดสอบว่ามีการเปลี่ยนแปลงไปจากเดิมมากน้อยเท่าไรระหว่างมีการปล่อยเสียงกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอก ก็ถือว่ามีความสำคัญเพื่อให้มั่นใจได้ว่า ผลของ OAE ที่ออกมานั้นเชื่อถือได้และมีค่าที่ใกล้เคียงกันโดยตลอด อีกทั้ง ค่า stimulus stability ซึ่งเป็นค่าที่ใช้ประเมินเสียงกระตุ้นว่ามีความดังคงที่เพียงพอขณะกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอกก็ถือว่ามีความสำคัญอย่างมาก เพื่อให้มั่นใจได้ว่า เสียงกระตุ้นนั้นมีความดังที่เพียงพอที่จะกระตุ้นเซลล์ขนชั้นนอกให้ตอบสนองและปล่อยเสียงสะท้อนออกมา อย่างไรก็ตาม ในปัจจุบัน ยังไม่มีเกณฑ์มาตรฐานสากลว่าค่าเกณฑ์ SNR, reproducibility หรือ stimulus stability เท่าใดที่จะถือว่าการตรวจพบ TEOAE หรือ DPOAE และสามารถสรุปได้ว่ามีการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกที่ปกติ ส่วนใหญ่เกณฑ์ที่ใช้ประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกมักจะขึ้นอยู่กับค่าที่ตั้งค่าโดยบริษัทเครื่องมือที่ติดตั้งมากับเครื่องตั้งแต่แรกและยังขึ้นอยู่กับการศึกษาที่ผ่าน ๆ มาว่าใช้เกณฑ์การประเมินอย่างไร ซึ่งอาจจะแตกต่างกันออกไปในแต่ละการศึกษาได้ เช่น Pitathawatchai และคณะ⁶ ใช้เกณฑ์ของ TEOAE ในการคัดกรองการได้ยินที่ถูกตั้งค่ามาจากบริษัทเครื่องมือตั้งแต่เริ่มต้น คือ ค่า stimulus stability มากกว่าร้อยละ 80 ค่า artifact มีค่าน้อยกว่าร้อยละ 20 ค่า reproducibility มีค่าตั้งแต่อ้อยละ 60 เป็นต้นไป และค่า SNR ต้องมีค่าไม่ต่ำกว่า 6 dB อย่างน้อย 3 ใน 5 ความถี่ของ 1,000, 1,500, 2,000, 3,000, 4,000 เฮิรตซ์ จึงจะถือว่าเด็กผ่านเกณฑ์การคัดกรองการได้ยิน เป็นต้น รูปที่ 7.15 แสดงหน้าจอเครื่องมือ TEOAE จากบริษัทหนึ่งที่กำหนดเกณฑ์คัดกรองมาในเครื่องตั้งแต่เริ่มต้นและแสดงผลการคัดกรองการได้ยินว่า “ผ่าน (pass)” และจะเห็นว่าเป็นการแปลผลตรวจออกมาอย่างอัตโนมัติตามเกณฑ์ผ่านหรือไม่ผ่านที่ถูกตั้งไว้ในเครื่อง โดยที่ผู้ทำการคัดกรองไม่จำเป็นต้องแปลผลตรวจด้วยตนเอง ซึ่งการแปลผลอย่างอัตโนมัติของเครื่องมือรู้จักกันทั่วไปว่า “automated OAE หรือ aOAE” นั่นเอง

การใช้เครื่องมือ aOAE เพื่อคัดกรองการได้ยินในเด็กจะมีประโยชน์อย่างมากในกรณีที่เด็กไม่ให้ความร่วมมือกับการตรวจ VRA หรือ CPA ผ่านเครื่อง audiometer with sweep test อาจจะทำให้เกิดผลว่าเด็กมีอายุน้อยเกินไปที่จะให้ความร่วมมือและเข้าใจวิธีการตรวจผ่านการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก หรือ ในบางครั้งเด็กอาจจะมีโรคร่วมที่มีผลต่อกล้ามเนื้อ ระบบประสาท หรือ มีพัฒนาการทางสมองบกพร่อง ยากที่เด็กจะตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นของ audiometer ทำให้ไม่สามารถสังเกตพฤติกรรมของเด็กได้หลังมีการปล่อยเสียงกระตุ้นไปแล้ว อย่างไรก็ตาม ประสิทธิภาพของ aOAE ในการคัดกรองการได้ยินในเด็กไม่สามารถจะเทียบเท่าการใช้ audiometer with sweep test ได้หากเด็ก



รูปที่ 7.15

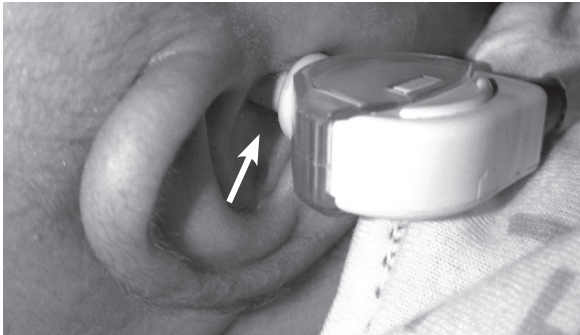
ผลการตรวจของการคัดกรองการได้ยินบนหน้าจอเครื่อง TEOAE ที่แสดงผลว่า “ผ่าน” (ก) โดยมีค่า artifact ร้อยละ 0 (ข) และ ค่า stability ร้อยละ 100 (ค) ซึ่งเกณฑ์ผ่านการคัดกรองที่กำหนดมากับเครื่องมือคือค่า SNR ที่ต้องมากกว่า 6 dB อย่างน้อย 4 ใน 5 ความถี่ของ 1,000, 1,500, 2,000, 3,000, 4000 เฮิรตซ์ (ง) สังเกตว่า ค่าของ SNR ในหน้าจอ (จ) มีค่ามากกว่า 6 dB ทั้งหมด 4 ใน 5 ความถี่ (SNR เท่ากับ 6.7, 13.3, 14.2 และ 7.9 dB ที่ความถี่ 1,000, 1,500, 2,000 และ 3,000 เฮิรตซ์ ตามลำดับ)

สามารถร่วมมือในการตรวจ VRA หรือ CPA ซึ่งมีการศึกษาในเด็กวัยเรียนจำนวน 940 คน และพบว่าค่าความไว/ความจำเพาะ ของ TEOAE ในการตรวจหาภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กเท่ากับ ร้อยละ 68/ร้อยละ 90 เท่านั้น⁽⁹⁶⁾ ดังนั้น จะเห็นว่า TEOAE ไม่สามารถจะตรวจพบเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องสูงถึงร้อยละ 32 (ยึดจากค่า sensitivity เท่ากับร้อยละ 68 ที่แสดงว่า ในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งหมดจำนวน 100 คน เครื่อง TEOAE จะสามารถตรวจพบได้จำนวน 68 คน) ถึงแม้ว่า aOAE จะมีข้อได้เปรียบที่เป็นเครื่องมือคัดกรองการได้ยินซึ่งไม่ได้อาศัยความร่วมมือและการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กหลังมีการปล่อยเสียงกระตุ้นแต่อย่างใด ประสิทธิภาพของเครื่อง aOAE ยังไม่สามารถจะใช้ทดแทนการตรวจที่ใช้การตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กเป็นหลักได้ ดังนั้น โดยภาพรวมสำหรับการใช้ aOAE เพื่อคัดกรองการได้ยินในเด็ก มีข้อดีและข้อเสียดังต่อไปนี้

ข้อดี

1) เป็นเครื่องมือคัดกรองการได้ยินที่ไม่ต้องอาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กในการตรวจ หากเด็กสามารถอยู่นิ่งพอเพื่อให้สามารถนำตัวปล่อยสัญญาณเสียงใส่เข้าไปในหูเด็กในช่วงระยะเวลาสั้น ๆ ดังนั้น การใช้ aOAE จะช่วยคัดกรองเด็กที่ไม่ให้ความร่วมมือหรือไม่เข้าใจการตรวจที่ต้องอาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก เด็กที่มีปัญหาเรื่องกล้ามเนื้อต่อการเคลื่อนไหว มีปัญหาระบบประสาทในร่างกายต่าง ๆ หรือ มีพัฒนาการทางสมองที่ผิดปกติ เด็กเหล่านี้จะไม่สามารถแสดงการตอบสนองผ่านพฤติกรรมหลังได้รับเสียงกระตุ้นได้อย่างน่าเชื่อถือ ทำให้ aOAE สามารถจะใช้ตรวจทดแทนได้ในเด็กเหล่านี้

2) การใช้งานที่ง่าย สะดวก และรวดเร็ว เพียงแค่ใส่ตัวปล่อยเสียงกระตุ้นในช่องหูของ เด็กให้ได้อย่างกระชับแน่นพอดี (รูปที่ 7.16) และเมื่อเด็กอยู่นิ่งเพียงพอ ก็สามารถทราบผลการคัดกรองการ ได้ยินได้ทันที ผ่านการแสดงผลบนหน้าจอเครื่อง aOAE (รูปที่ 7.15ก) มีการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า มีการใช้เวลา ทั้งหมดของเครื่อง aOAE (โดยใช้ TEOAE) ตั้งแต่ 25 วินาที จนถึง 330 วินาที (หรือประมาณ 0.5-5 นาที) เพื่อคัดกรองการได้ยินในเด็กให้สำเร็จ⁽⁹⁶⁻⁹⁸⁾ ซึ่งถือว่าเป็นเครื่องมือที่ใช้เวลาสำหรับการคัดกรองได้ค่อนข้างเร็ว



รูปที่ 7.16

ตัวปล่อยเสียงกระตุ้นของเครื่อง aOAE ที่มีขนาดไม่ใหญ่หรือเล็กเกินไป สามารถใส่เข้าไปในช่องหูของเด็กได้อย่างกระชับและแน่นพอดี (ลูกศร)

ข้อเสีย

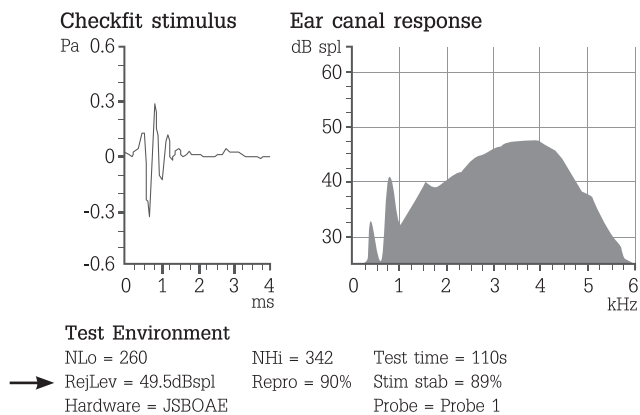
1) ไม่สามารถใช้คัดกรองระดับการได้ยินที่สูญเสียเพียงเล็กน้อยได้ เนื่องจาก เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องเพียงเล็กน้อย (mild degree of SNHL) เซลล์ขนชั้นนอก (outer hair cell) จำนวนหนึ่งยังคงสามารถสร้างเสียงสะท้อนกลับออกมาจากหูชั้นใน ทำให้เครื่อง aOAE ยังสามารถวัดเสียงสะท้อนและแปลผลว่าปกติได้^(13,14) ดังนั้น หากนำเครื่อง aOAE ใช้สำหรับคัดกรองการได้ยินในเด็กเหล่านี้ เครื่องอาจจะแสดงผลว่าผ่านการคัดกรองได้

2) ความแม่นยำของเครื่อง aOAE ในการคัดกรองเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่อง ไม่สามารถจะเทียบเท่าความแม่นยำของ pure tone audiometric sweep test ได้หากเด็กให้ความร่วมมือในการตรวจ VRA หรือ CPA และผู้ทำการคัดกรองสามารถจะสังเกตพฤติกรรมหลังจากเด็กได้ยินเสียงกระตุ้นผ่านเครื่อง audiometer ได้

3) ปัญหาโรคหูชั้นนอกหรือหูชั้นกลาง เช่น ขี้หู หรือ น้ำขังในหูชั้นกลาง เป็นต้น จะทำให้ผลตรวจ aOAE รายงานผลว่าไม่ผ่านได้ถึงแม้ว่าเด็กเหล่านี้จะไม่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องก็ตาม เนื่องจาก aOAE เป็นการตรวจเสียงสะท้อนที่เกิดขึ้นจากเซลล์ขนชั้นนอกสร้างออกมาให้สามารถวัดได้ หากมีพยาธิสภาพที่หูชั้นนอกหรือหูชั้นกลาง เสียงสะท้อนที่ถูกสร้างมาจากเซลล์ขนชั้นนอกที่ปกติเหล่านี้ หลังจากการถูกกระตุ้นด้วยเสียง click ก็จะถูกบดบังและไม่สามารถสะท้อนกลับออกมาได้อย่างเต็มที่ ทำให้เครื่อง aOAE ไม่สามารถตรวจพบเสียงสะท้อนเหล่านั้นและรายงานผลว่าไม่ผ่านการคัดกรองการได้ยิน (false negative) ได้ ดังนั้น จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมั่นใจว่าเด็กที่ได้รับการคัดกรองนั้นไม่ได้มีปัญหาหรือมีโรคของหูชั้นนอกหรือหูชั้นกลาง หากจะใช้เครื่อง aOAE เป็นเครื่องมือในการคัดกรองการได้ยิน

4) การประเมิน OAE เป็นเพียงการประเมินการทำงานของเซลล์ขนชั้นนอกเพื่อระบุว่าเด็กมีภาวะการได้ยินบกพร่องหรือไม่เท่านั้น ไม่ได้ประเมินเส้นทางเดินของระบบประสาทรับเสียงของมนุษย์ทั้งหมด ดังนั้น เครื่อง aOAE ไม่สามารถจะใช้คัดกรองเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากสาเหตุอื่น ๆ ที่นอกเหนือจากเซลล์ขนชั้นนอก (outer hair cell) ได้ เช่น โรคกลุ่ม auditory neuropathy spectrum disorder (ANSD) ซึ่งพยาธิสภาพไม่ได้อยู่ที่เซลล์ขนชั้นนอก แต่เชื่อว่าพยาธิสภาพอยู่ที่เซลล์ขนชั้นใน (inner hair cell) หรือ มีพยาธิสภาพที่เส้นประสาทรับเสียง (auditory nerve) แทน⁽⁹⁹⁾ ดังนั้น การคัดกรองการได้ยินด้วยเครื่อง aOAE ในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากสาเหตุเหล่านี้ เครื่องจะแสดงผลการคัดกรองว่าผ่านได้ การศึกษาที่ผ่านมาพบว่า ความชุกของโรคกลุ่ม ANSD ในเด็กที่สูญเสียการได้ยิน มีการรายงานค่อนข้างจะแตกต่างกันในแต่ละการศึกษา ซึ่งพบได้ตั้งแต่ร้อยละ 1.8 จนถึงร้อยละ 16.4 ของเด็กที่สูญเสียการได้ยินแบบถาวรทั้งหมด⁽¹⁰⁰⁻¹⁰³⁾

5) เสียงรบกวนจากสถานที่ตรวจ (ambient noise) ที่ดังมากเกินไปซึ่งจัดเป็นเสียงรบกวนจากภายนอก (external noise) หรือ เสียงต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นจากตัวเด็ก (physiological noise) เนื่องจากเด็กอาจอยู่นิ่งพอ การขยับศีรษะ คอ การอ้าปาก หาว การพูด การร้อง หรือมีเสียงหายใจที่ดังเกินไป ซึ่งจัดเป็นเสียงรบกวนจากภายใน (internal noise) ก็อาจเป็นอุปสรรคทำให้เครื่อง aOAE ใช้เวลาในการอ่านวิเคราะห์ และแปลผลการคัดกรองการได้ยินที่นานขึ้น หรือ แม้กระทั่งอาจจะไม่สามารถคัดกรองได้สำเร็จจากเสียงรบกวนเหล่านี้ โดยทั่วไป เครื่อง aOAE จะมีระบบตัดเสียงรบกวนอัตโนมัติอยู่ในเครื่องอยู่ค่าหนึ่ง (รูปที่ 7.17) หากค่าเสียงรบกวนมีค่าเกินกำหนดที่ตั้งไว้สำหรับเครื่อง เสียงรบกวนจะถูกตัดก่อนที่จะมีการนำไปคำนวณค่า SNR เพื่อแปลผล แต่หากเสียงรบกวนมีมากเกินไปก็จะมีผลต่อการวิเคราะห์ที่ล่าช้า และเครื่องอาจจะมีการแจ้งเตือนว่าไม่สามารถวิเคราะห์ได้เนื่องจากเสียงรบกวนของสถานที่ตรวจมีความดังมากเกินไปนั่นเอง มีการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า เสียงรบกวนของสถานที่ตรวจในช่วงความดังระหว่าง 34–51 dB SPL เป็นช่วงระดับความดังที่ยอมรับได้เพื่อจะตรวจคัดกรองการได้ยินด้วยเครื่อง aOAE ให้สำเร็จ⁽¹⁰⁴⁾



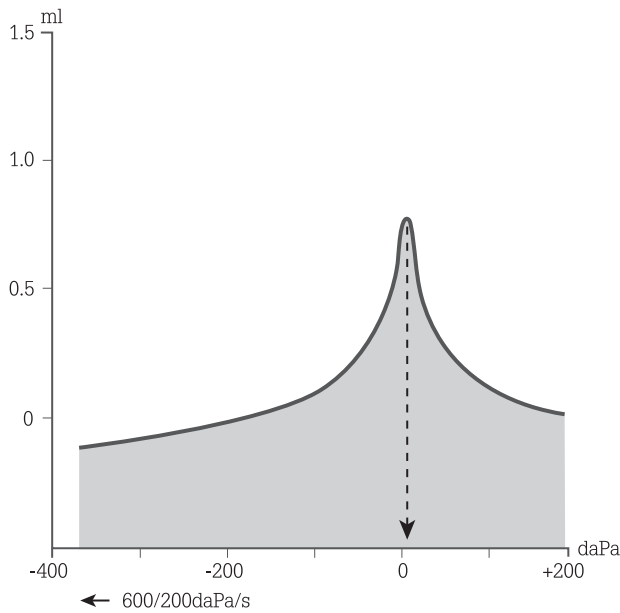
รูปที่ 7.17 | ระบบตัดเสียงรบกวนอัตโนมัติที่อยู่ในเครื่อง aOAE หากค่าเสียงรบกวนของสถานที่ตรวจมีค่าเกิน 49.5 dB SPL (ลูกศร) เครื่องจะทำการตัดเสียงรบกวนนั้นออกก่อนจะทำการวิเคราะห์ข้อมูล

6) ค่าเกณฑ์ผ่านการคัดกรองที่กำหนดไว้จากบริษัทเครื่องมือตั้งแต่เริ่มต้นมักจะถูกตั้งไว้สำหรับการคัดกรองในทารกแรกเกิดเท่านั้น ดังนั้นการศึกษาที่ผ่าน ๆ มา จะใช้เกณฑ์ค่าเหล่านี้มาใช้ศึกษาประสิทธิภาพและความแม่นยำการคัดกรองภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งในเด็กเล็กและเด็กโต ซึ่งในความเป็นจริงแล้ว เกณฑ์ที่ถูกตั้งมาสำหรับทารกแรกเกิด อาจจะดีกว่าหรือแย่กว่าเกณฑ์ที่ใช้สำหรับเด็กเล็กหรือเด็กโต ก็เป็นได้ ดังนั้น การประเมินประสิทธิภาพและความแม่นยำของ aOAE ในการคัดกรองการได้ยินสำหรับเด็กเล็กและเด็กโตโดยเฉพาะ ยังคงต้องการการศึกษาเพิ่มเติมอีกมาก โดยเฉพาะค่าเกณฑ์ผ่านการคัดกรองที่เหมาะสมมากที่สุดสำหรับเด็กกลุ่มนี้ ไม่ว่าจะเป็นค่าเกณฑ์ SNR, reproducibility หรือ stimulus stability รวมถึงจำนวนความถี่และความถี่ที่สำคัญสำหรับการนำมาวิเคราะห์ และเกณฑ์ตัดสินว่าผ่านหรือไม่ผ่านการคัดกรอง เพื่อให้ได้ข้อสรุปที่ชัดเจนว่ามีประสิทธิภาพและความแม่นยำมากน้อยเพียงใดในการคัดกรองการได้ยินในเด็กเหล่านี้

4.3 การตรวจการทำงานของหูชั้นกลาง (tympanometry): เครื่อง tympanometer ถือเป็นเครื่องมือสำคัญอีกชนิดหนึ่งที่ใช้ในการคัดกรองการได้ยินในเด็กเล็กและเด็กโต เนื่องจาก tympanometer เป็นเครื่องมือที่ถูกออกแบบมาใช้ประเมินหน้าที่การทำงานของหูชั้นกลางโดยเฉพาะ ดังนั้น หากต้องการจะคัดกรองพยาธิสภาพในหูชั้นกลางต่าง ๆ ที่อาจส่งผลต่อการได้ยินในเด็กได้ การใช้ tympanometer จึงเป็นเครื่องมืออันดับแรก ๆ ที่จะถูกเลือกใช้สำหรับประชากรเป้าหมายเหล่านั้น ดังที่กล่าวไว้แล้วในเบื้องต้นว่า โรค COM หรือ OME ถือเป็นโรคหลักของหูชั้นกลางที่ส่งผลต่อการได้ยินทั้งในเด็กเล็กและเด็กโต โดยเฉพาะในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนาและกลุ่มประเทศที่พัฒนาแล้ว ตามลำดับ แม้ว่าจะมีคามพยายามใช้เครื่องมือชนิดอื่นมาคัดกรองโรคในหูชั้นกลาง เช่น pure tone audiometric sweep test หรือ aOAE ประสิทธิภาพและความแม่นยำก็ไม่สามารถจะเทียบเท่าเครื่อง tympanometer ได้ดังที่ได้กล่าวไปแล้วในเบื้องต้น

หลักการของเครื่อง tympanometer คือ การวัดความสามารถของคลื่นเสียงที่สามารถวิ่งผ่านหูชั้นกลางได้มากน้อยแค่ไหน (admittance) ในสภาวะที่ความดันของหูชั้นนอกมีการเปลี่ยนแปลง ขณะที่เครื่องสร้างความดันขึ้นในช่องหูชั้นนอก ตั้งแต่ความดันเป็นลบ (ความดันน้อยกว่าบรรยากาศโลก) จนกระทั่งความดันเป็นบวก (ความดันมากกว่าบรรยากาศโลก) ซึ่งคลื่นเสียงจะเดินทางได้ดีที่สุดก็ต่อเมื่อความดันระหว่างหูชั้นนอกและหูชั้นกลางมีค่าใกล้เคียงกันมากที่สุด หากคลื่นเสียงที่เครื่อง tympanometer ปล่อยเข้าไปในช่องหูสามารถจะผ่านหูชั้นกลางไปได้มาก เครื่อง tympanometer ก็จะแปลผลออกมาว่า การทำงานของหูชั้นกลางนั้นยังปกติ ในทางตรงกันข้าม หากคลื่นเสียงที่เครื่อง tympanometer ปล่อยเข้าไปในช่องหู ไม่สามารถจะผ่านหูชั้นกลางไปได้และค้างอยู่ในหูชั้นนอกมาก เครื่อง tympanometer ก็จะแปลผลออกมาว่า การทำงานของหูชั้นกลางมีปัญหาเนื่องจากคลื่นเสียงที่เครื่อง tympanometer ปล่อยออกไปไม่สามารถจะผ่านหูชั้นกลางไปได้นั่นเอง รูปที่ 7.18 แสดงผลตรวจ tympanometry ซึ่งยอดคลื่นจะแสดงถึงการนำเสียงในหูชั้นกลางที่ดีที่สุดที่ความดัน (tympanometric peak pressure) ประมาณ 15 daPa

โดยทั่วไป การคัดกรองพยาธิสภาพของหูชั้นกลางโดย tympanometry ใช้เกณฑ์พิจารณาที่สำคัญดังต่อไปนี้ tympanometric width, static admittance, tympanometric peak pressure (middle ear pressure) และ equivalent ear canal volume (V_{ea})



รูปที่ 7.18

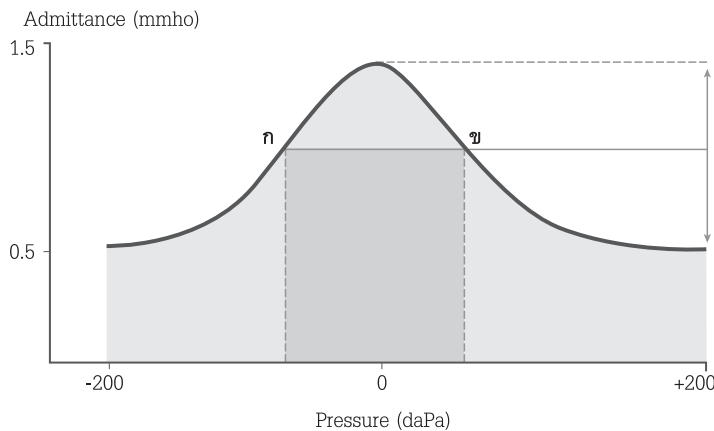
ผลตรวจ tympanometry ซึ่งยอดคลื่นหมายถึง การนำเสียงในหูชั้นกลางที่ดีที่สุดที่ความดัน (tympanometric peak pressure) ประมาณ 15 daPa

1) Tympanometric width ถือว่าเป็นค่าที่สำคัญที่สุดในการคัดกรอง OME เนื่องจากเป็นค่าที่ไวที่สุดในการตรวจหา OME เมื่อเทียบกับการใช้ค่าอื่น ๆ ของ tympanometry^(105,106) การหาค่า tympanic width สามารถทำได้โดยลากเส้นแนวตั้งจากจุดที่สูงสุดของกราฟผลตรวจของ tympanometry ลงมาถึงจุดที่ต่ำสุดของกราฟ หลังจากนั้น ให้ลากเส้นแนวนอนขึ้นมาอีกเส้นหนึ่งเพื่อให้ง่ากกับเส้นแนวตั้งเส้นแรกที่ตำแหน่งตรงกลางของเส้นแนวตั้งเส้นแรกพอดี และสังเกตว่าบริเวณที่เส้นแนวนอนวิ่งตัดผ่านกราฟ tympanometry ทั้งสองฝั่งนั้น จะทำให้เกิดจุดตัดระหว่างเส้นแนวนอนและกราฟ tympanometry ขึ้นมาสองจุด (จุด ก. และ จุด ข. ในรูปที่ 7.19) โดยระยะห่างระหว่างสองจุดนี้จะเป็นค่าของ tympanometric width นั้นเอง มีการศึกษาพบว่า สำหรับเด็กในชวงอายุ 3 ปี ถึง 12 ปี ค่า tympanometric width ที่มากกว่า 250 daPa สามารถบ่งชี้ได้ว่าเด็กกำลังมีปัญหา OME ในหูชั้นกลาง⁽¹⁰⁵⁾

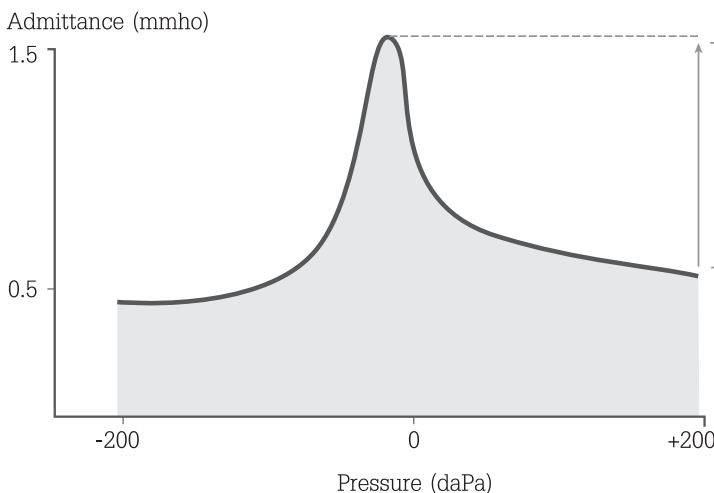
2) แม้ว่า tympanometric width จะเป็นค่าของ tympanometry ในการตรวจหา OME ได้ไวที่สุด แต่ในทางปฏิบัติ การใช้ค่า tympanometric width ไม่ได้มีการแสดงผลออกมาผ่านหน้าจอเครื่อง tympanometer เสมอไป ในเครื่องบางรุ่น ผู้ใช้งานจำเป็นต้องมีการวัดค่าเองหลังจากมีผลกราฟ tympanometry แสดงออกมาแล้ว ดังนั้น จึงมีการใช้ค่าของ tympanometry ตัวอื่น ที่ยังคงมีความแม่นยำในการตรวจหา OME และสามารถแสดงผลออกมาผ่านหน้าจอเครื่องได้อย่างอัตโนมัติทุกครั้งโดยไม่ต้องมีการวัดเองสำหรับผู้ใช้งานในทางคลินิก ซึ่งค่า tympanometry อีกค่าที่นิยมใช้ในการตรวจหา OME คือ ค่าของ static admittance โดยค่านี้เป็นค่าที่ประเมินว่าคลื่นเสียงที่ถูกสร้างโดยเครื่อง tympanometer สามารถผ่านหูชั้นกลางไปได้มากเท่าใด ซึ่งสามารถสังเกตได้จากความสูงของกราฟที่วัดจากฐานถึงยอด (รูปที่ 7.20) ยิ่งความสูงน้อยเท่าไรจะยิ่งบ่งบอกว่าหูชั้นกลางมีปัญหาและคลื่นเสียงไม่สามารถจะผ่านหูชั้นกลางไปได้ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า หากค่าของ static admittance น้อยกว่า 0.2 mmho จะถือว่าเด็กกำลังมีปัญหา OME⁽¹⁰⁷⁾ อย่างไรก็ตาม การใช้เกณฑ์ค่าของ static admittance ที่น้อยกว่า 0.2 mmho เพื่อประเมิน

OME ในเด็กเอเชียอาจจะต้องใช้ด้วยความระมัดระวัง เพราะ มีการศึกษาในเด็กเชื้อสายจีนพบว่า ค่าของ static admittance น้อยกว่า 0.2 mmho ไม่สามารถบ่งชี้ว่ามีพยาธิสภาพในหูชั้นกลางได้เสมอไป^(108,109)

3) Tympanometric peak pressure หรือ ความดันในหูชั้นกลาง (middle ear pressure) ถือเป็นค่าที่สำคัญอีกตัวหนึ่งสำหรับการใช้คัดกรองพยาธิสภาพของหูชั้นกลางโดยเฉพาะ OME ซึ่งสามารถสังเกตจากว่ายอดกราฟอยู่ที่ความดันเท่าไรเพื่ออนุมานว่าหูชั้นกลางมีความดันตามยอดกราฟนั้น โดยปกติค่า tympanometric peak pressure หรือ ความดันในหูชั้นกลางในเด็กไม่ควรมีค่าต่ำกว่า -200 daPa หากเครื่อง tympanometer แสดงค่าความดันในหูชั้นกลางที่ต่ำกว่า -200 daPa จะสามารถบ่งชี้ว่า เด็กอาจมี OME ได้ อย่างไรก็ตาม มีการศึกษายืนยันว่าค่า tympanometric peak pressure ไม่สามารถใช้อ้อนุมานความดันในหูชั้นกลางได้แม่นยำนัก เช่น ค่า tympanometric peak pressure ที่วัดได้จากเครื่องเท่ากับ -300 daPa แต่ความดันในหูชั้นกลางจริง ๆ แล้วกลับมีค่าเท่ากับ -150 daPa⁽¹¹⁰⁾ เป็นต้น ดังนั้นจึงมีคำแนะนำว่า ไม่ควรจะใช้ค่า tympanometric peak pressure นี้เพียงค่าเดียวในการใช้ตรวจหา OME และ ควรจะใช้ค่า tympanometric peak pressure ประเมินร่วมกับค่าอื่น ๆ เสมอ



รูปที่ 7.19
การหาค่า tympanometric width จากระยะห่างระหว่าง (ก) และ (ข)



รูปที่ 7.20
การวัดค่า static admittance

4) ค่าที่สำคัญของ tympanometry อีกค่า คือ ขนาดของหูชั้นนอก (equivalent ear canal volume หรือ V_{ea}) ซึ่ง V_{ea} ส่วนใหญ่จะประเมินขณะที่ความดันมีค่าเป็นบวกสูงที่สุด (รูปที่ 7.21 แสดงบริเวณที่ลูกศรชี้ตรงตำแหน่งของความดันเท่ากับ +200 daPa) ค่า V_{ea} จะมีบทบาทอย่างมาก หากถูกนำมาใช้หาพยาธิสภาพของ COM ในเด็ก ซึ่งถือเป็นโรคที่ทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องที่พบบ่อยมากที่สุดของเด็กของกลุ่มประเทศกำลังพัฒนา⁽³⁰⁾ โดยหลักการแล้ว หากมีเยื่อแก้วหูทะลุจาก COM ค่า V_{ea} ที่วัดได้จะเกิดจากขนาดของหูชั้นนอกรวมกับขนาดของหูชั้นกลาง เนื่องจากเยื่อแก้วหูที่ทะลุนั้นเป็นทางเชื่อมต่อระหว่างหูชั้นนอกและหูชั้นกลางจนเป็นระบบเดียวกัน ทำให้เครื่อง tympanometer แสดงผล V_{ea} ที่มาจากขนาดของทั้งหูชั้นนอกและหูชั้นกลางรวมกันนั่นเอง อย่างไรก็ตาม หากต้องการใช้ค่า V_{ea} เพื่อคัดกรองพยาธิสภาพในเด็กเล็ก และเด็กโต ต้องใช้เสียงความถี่ 226 เฮิรตซ์ ในเครื่อง tympanometer เป็นตัววัด เนื่องจาก admittance ที่เครื่องวัด (หน่วยเป็น mmho) จะสามารถแปลงเป็นหน่วยของขนาดหูชั้นนอก (หน่วยเป็น ลบ.ซม.) ได้โดยทั่วไป หากค่า V_{ea} มีค่ามากกว่า 1.0 ลบ.ซม. จะแสดงถึงขนาดของหูชั้นนอกที่ใหญ่มากกว่าปกติ⁽⁵²⁾ และนี่ถึงพยาธิสภาพของ COM ในเด็กได้

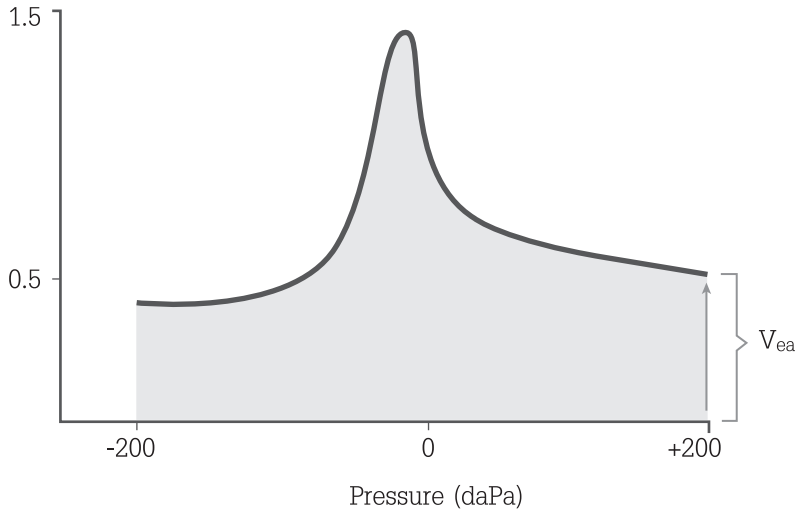
5. ตารางสรุปเกณฑ์ผ่านของเครื่องมือสำคัญสำหรับการคัดกรองการได้ยิน (ตารางที่ 7.5)

ตารางที่ 7.5 เกณฑ์ผ่านของเครื่องมือสำคัญสำหรับการคัดกรองการได้ยินในเด็ก

ความถี่ (เฮิรตซ์)	ระดับความดัง	จำนวนเสียงกระตุ้น	เกณฑ์ไม่ผ่านการคัดกรอง
Audiometer			
1,000, 2,000, 4,000	20 dB HL	ไม่เกิน 4 ครั้งในแต่ละความถี่	ไม่ตอบสนองความถี่ใดความถี่หนึ่งเป็นต้นไป
ชนิด			
aOAE			
TEOAE	80 dB SPL	เสียง click	ยึดตามเกณฑ์ที่ถูกตั้งขึ้นโดยอัตโนมัติจากบริษัท
DPOAE	65 dB SPL (L_1) 55 dB SPL (L_2)	เสียงบริสุทธิ์	ยึดตามเกณฑ์ที่ถูกตั้งขึ้นโดยอัตโนมัติจากบริษัท
เกณฑ์วัด		เกณฑ์ไม่ผ่านการคัดกรอง	
Tympanometer			
Tympanometric width		เท่ากับหรือมากกว่า 250 daPa	
Static admittance		น้อยกว่า 0.02 mmho	

หมายเหตุ dB HL: decibel hearing level, dB SPL: decibel sound pressure level, aOAE: automated otoacoustic emission, TEOAE: transient evoked otoacoustic emission, DPOAE: distortion product otoacoustic emission

Admittance (mmho)



รูปที่ 7.21

การวัดค่า equivalent ear canal volume (V_{ea})

6. การตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียน (preschool-aged hearing screening)

การตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียน มีความจำเป็นต้องเลือกเครื่องมือในการคัดกรองที่เหมาะสมและไม่ต้องอาศัยความร่วมมือของเด็กมาก เนื่องจากเด็กในวัยนี้เป็นเด็กที่มีอายุน้อยกว่า 5-6 ปี ลงไป หมายความว่า ความร่วมมือและความเข้าใจของเด็กวัยนี้ในการตรวจการได้ยินมาตรฐานโดยใช้ pure tone audiometric sweep test และให้เด็กตอบสนองว่าได้ยินหรือไม่ได้ยินเช่นเดียวกับการตรวจในผู้ใหญ่ นั้นมีอย่างจำกัด ดังนั้น หากต้องเลือกเครื่องมือที่อาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็ก ในการประเมินการคัดกรองการได้ยิน จำเป็นต้องใช้การตรวจ VRA สำหรับเด็กอายุตั้งแต่ประมาณ 6 เดือน จนถึง 2.5 ปี และ ใช้การตรวจ CPA สำหรับเด็กอายุตั้งแต่ประมาณ 2.5 ปี จนถึง 5 ปี อย่างไรก็ตาม เนื่องจากการคัดกรองการได้ยิน คือการตรวจคัดกรองเด็กในปริมาณที่มาก ๆ ทั้งที่มีหรือไม่มีภาวะบกพร่องทางการได้ยิน ดังนั้น โดยหลักการของการคัดกรองแล้ว ต้องสามารถทำได้ง่าย รวดเร็ว สะดวก และยังสามารถแม่นยำที่ดี ซึ่งโดยส่วนใหญ่ ผู้ทำการคัดกรองการได้ยินก็มักจะไม่ใช่ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะทาง และไม่จำเป็นต้องเป็นแพทย์ พยาบาล หรือ นักแก้ไขการได้ยิน อาจเป็นบุคลากรสาธารณสุขหรือบุคคลทั่วไปที่ได้ผ่านการฝึกทำการคัดกรองการได้ยินมาแล้วช่วงเวลาหนึ่ง จนมีความชำนาญเพียงพอที่จะทำการคัดกรองได้อย่างมีประสิทธิภาพในเครื่องมือที่เอื้อให้ใช้งานได้ง่ายต่อการคัดกรองการได้ยิน ซึ่งทั้งหมดจะอยู่ภายใต้การควบคุมดูแลของผู้เชี่ยวชาญ อย่างไรก็ตาม ในบางครั้งการตรวจคัดกรองในเด็กที่ยังไม่เข้าโรงเรียน อาจจะพบอุปสรรคที่ว่าเด็กในวัยนี้จะไม่ให้ความร่วมมือกับการใช้เครื่องมือที่ต้องอาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมเท่าที่ควร หรือ ในบางครั้ง ผู้ทำการคัดกรองไม่มีความชำนาญเพียงพอในการตรวจด้วยวิธีที่อาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กไม่ว่าจะเป็น VRA หรือ CPA ซึ่งมีการศึกษาการคัดกรองการได้ยินในเด็กวัยนี้เพื่อดูความร่วมมือในการตรวจด้วยเครื่อง audiometer และพบว่า มีจำนวนมากถึงร้อยละ 55 ของเด็กอายุ 3 ปี ไม่สามารถจะทำการคัดกรองการได้ยินด้วยเครื่อง audiometer ได้สำเร็จ⁽⁵²⁾

เนื่องจากเหตุผลเรื่องอายุที่น้อยและความร่วมมือที่จำกัดในเด็กวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียนเหล่านี้ ทำให้เครื่องมือตรวจการได้ยินเชิงวัตถุวิสัยโดยเฉพาะการใช้เครื่อง aOAE มีบทบาทในการคัดกรองอย่างมากในเด็กวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียน เนื่องจากการใช้เครื่อง aOAE ไม่ต้องอาศัยการตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรมของเด็กแต่อย่างใด เพียงแค่เด็กสามารถอยู่นิ่งในระยะเวลาสั้น ๆ ช่วงเวลาหนึ่ง ก็เพียงพอสำหรับการแสดงผลของเครื่อง aOAE ถึงแม้ว่าเครื่องมือตรวจการได้ยินเชิงวัตถุวิสัยชนิดนี้จะมีจุดด้อยอยู่บ้าง โดยเฉพาะการไม่สามารถใช้คัดกรองเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยได้ หรือ อาจจะทำให้ผลบวกลวง (false positive) ได้กรณีที่เด็กมีปัญหาหูชั้นนอกหรือหูชั้นกลางร่วมด้วย การใช้เครื่อง aOAE ก็ถือว่ามีประสิทธิภาพอย่างมากและเป็นอีกทางเลือกสำคัญสำหรับเครื่องมือในการคัดกรองการได้ยินในเด็กวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียน

การทำการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียน นอกจากควรที่จะกำหนดกลุ่มเป้าหมายในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่ความรุนแรงระดับเล็กน้อยเป็นต้นไปแล้ว การประเมินหูชั้นนอกและหูชั้นกลางด้วย otoscope ในเด็กกลุ่มเป้าหมายก่อนทำการคัดกรองการได้ยินจะช่วยให้การคัดกรองมีประสิทธิภาพอย่างมาก เนื่องจากปัญหาหรือโรคในหูชั้นนอกและหูชั้นกลาง ไม่ว่าจะเป็นสิ่งแปลกปลอมในหูชั้นนอก น้ำขังในหูชั้นกลาง การอักเสบติดเชื้อในหูชั้นนอกหรือหูชั้นกลาง อาจส่งผลให้ประสิทธิภาพการคัดกรองลดลงได้ เช่น หากผู้ทำการคัดกรองใช้ otoscope ตรวจช่องหูเบื้องต้นแล้วพบว่าเด็กกำลังมีปัญหาการอักเสบบริเวณหูชั้นนอก มีปัญหาสิ่งแปลกปลอมในหูชั้นนอก หรือ กำลังมีการติดเชื้อในหูชั้นกลางจนมีหนองไหล เป็นต้น เด็กเหล่านี้ก็ควรจะได้รับ การส่งต่อไปแพทย์เพื่อการรักษาโรคทางหูชั้นนอกหรือหูชั้นกลางเหล่านี้โดยตรง ก่อนที่จะเริ่มทำการคัดกรองการได้ยินใด ๆ มิฉะนั้น หากยังไม่ได้แก้ปัญหามือชั้นนอกหรือหูชั้นกลางก่อน การคัดกรองการได้ยินอาจจะให้ผลบวกลวงได้ (false positive) กล่าวคือ เด็กเหล่านี้ อาจจะมีเฉพาะปัญหาของหูชั้นนอกหรือหูชั้นกลางเพียงชั่วคราว และยังไม่มีความบกพร่องทางการได้ยินใด ๆ แต่เครื่องมือคัดกรองรายงานผลการคัดกรองได้ยินว่าไม่ผ่าน ซึ่งอาจจะเกิดจากข้อจำกัดของเครื่องมือเอง หรือ เด็กอาจจะไม่ให้ความร่วมมือในการตรวจขณะมีการใส่อุปกรณ์สำหรับการคัดกรองในหูเด็ก ทำให้เด็กอาจจะรู้สึกเจ็บหรือไม่สะดวกสบาย ส่งผลให้ไม่สามารถใช้เครื่องมือเพื่อทำการคัดกรองการได้ยินได้สำเร็จ ดังนั้น หากผู้ทำการคัดกรองมีความรู้ ความชำนาญและทักษะในการใช้ otoscope เพื่อการตรวจและประเมินหูชั้นนอกและหูชั้นกลางที่ดี ก็จะช่วยให้การคัดกรองภาวะการได้ยินในเด็กมีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้นนั่นเอง

สำหรับเครื่องมือเริ่มต้นอันดับแรกที่เหมาะสมสำหรับการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียน คือ การใช้ pure tone audiometric sweep test ผ่านวิธีการตรวจด้วย VRA หรือ CPA ในเด็กกลุ่มเป้าหมาย อย่างไรก็ตาม ดังที่กล่าวไปแล้วในตอนต้นว่า การตรวจ VRA และ CPA ต้องอาศัยความรู้ ความชำนาญ ซึ่งในบางครั้งผู้ทำการคัดกรองอาจจะไม่มีความชำนาญเพียงพอในการทำ VRA หรือ CPA เสมอไป ดังนั้น การคัดกรองการได้ยินในเด็กวัยนี้ สามารถเลือกใช้เครื่อง aOAE ซึ่งแม้จะมีข้อจำกัดอยู่บ้าง แต่ใช้ทดแทนเครื่อง audiometer สำหรับ pure tone audiometric sweep test ได้ในระดับหนึ่ง นอกจากนี้ เครื่องมืออีกชนิดที่อาจจะพิจารณาใช้เพื่อการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยก่อนเข้าโรงเรียน คือ tympanometer เพื่อแยกภาวะน้ำขังในหูชั้นกลาง (OME) ออกจากกลุ่มเด็กเป้าหมาย เพื่อลดโอกาสการเกิดผลบวกลวงได้เช่นกัน เนื่องจากเป็นที่ทราบกันดีว่า OME พบได้บ่อยมากในเด็ก (การศึกษาที่ผ่านมามีพบว่ามีมากกว่าร้อยละ 60

ในเด็กอายุน้อยกว่า 2 ปี และ มากกว่าร้อยละ 90 ในเด็กก่อนวัยเรียน เคยมีประวัติเป็น OME มาก่อน⁽⁷⁸⁻⁸¹⁾ ถึงแม้จะยังไม่มีการสรุปชัดเจนและเป็นที่ยอมรับกันว่าควรจะต้องทำการคัดกรอง OME ในเด็กทุก ๆ คน เพื่อให้มีการรักษาเบื้องต้นหรือไม่ การใช้เครื่อง tympanometer เพื่อแยกกลุ่มประชากรเป้าหมายออกจากโรค OME ให้ชัดเจนจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการคัดกรองได้ แผนภูมิที่ 7.1 แสดงตัวอย่างขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินโดยมีการใช้เครื่อง tympanometer มาอยู่ในขั้นตอนการคัดกรองเพื่อพยายามแยก OME ออกจากกลุ่มประชากรเป้าหมายและเพิ่มประสิทธิภาพของการคัดกรองการได้ยิน สังเกตว่า เมื่อผู้คัดกรองทำการตรวจหูด้วย otoscope ไม่พบความผิดปกติของหูชั้นนอกหรือชั้นกลางแล้ว ให้เริ่มทำการคัดกรองด้วย pure tone audiometric sweep test หรือ aOAE ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ และหากทำการคัดกรองครั้งแรกไม่ผ่าน ให้ทำการคัดกรองซ้ำด้วย pure tone audiometric sweep test หรือ aOAE ในกรณีเด็กไม่ร่วมมืออีกครั้งทันที (แผนภูมิที่ 7.1ก) โดยแนะนำให้เปลี่ยนผู้คัดกรองและเครื่องมือใหม่ถ้าเป็นไปได้ รวมทั้งอธิบายวิธีการตรวจให้เด็กฟังอีกครั้ง และในกรณีที่ใช้เครื่อง audiometer ในการคัดกรอง แนะนำให้ขยับและวาง supra-aural earphone ใหม่ทุกครั้งก่อนทำการตรวจซ้ำ เนื่องจากการวาง supra-aural earphone ไม่เหมาะสมหรือไม่ถูกต้องอาจทำให้เกิดภาวะการได้ยินบกพร่องจากการกดเบียดช่องหูของเด็กจนตีบ (ear canal collapse) จาก supra-aural earphone ได้⁽¹¹¹⁾ นอกจากนี้จะสังเกตว่า หากการตรวจคัดกรองซ้ำแล้วยังไม่ผ่าน จะมีการใช้เครื่อง tympanometer มาตรวจต่อทันที (แผนภูมิที่ 7.1ข) เพื่อประเมินว่าสาเหตุที่คัดกรองซ้ำแล้วไม่ผ่าน น่าจะมีสาเหตุมาจาก OME หรือไม่ หากผล tympanometry บ่งชี้ไปทางว่าไม่มีปัญหา OME ใด ๆ แปลว่าการตรวจคัดกรองซ้ำและไม่ผ่านนั้นไม่ได้มาจาก OME ซึ่งมักจะเป็นเพียงชั่วคราว และน่าจะเป็นปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดถาวร (permanent hearing loss) เช่น SNHL มากกว่าเป็นต้น ดังนั้น เด็กเหล่านี้จะถือว่าไม่ผ่านการคัดกรองและแนะนำให้ส่งต่อไปยังสถานที่ที่สามารถยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องได้ ในทางตรงกันข้าม หากผล tympanometry บ่งชี้ไปทางว่าเด็กกำลังมีปัญหา OME แนะนำให้ นัดตรวจคัดกรองการได้ยินใหม่อีกครั้งที่ระยะเวลาประมาณ 8-10 อาทิตย์ ไปแล้วหลังคัดกรองการได้ยินครั้งแรก เพื่อรอให้ OME หายได้เอง (ประมาณร้อยละ 56-90 ของเด็กที่มี OME สามารถหายได้เองโดยไม่จำเป็นต้องได้รับการรักษาใด ๆ ซึ่งร้อยละ 74 มักจะหายได้เองภายในเวลา 3 เดือน)⁽⁸⁸⁾ และเริ่มทำการตรวจคัดกรองใหม่ด้วยเครื่องมือ pure tone audiometric sweep test หรือ aOAE ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ เหมือนการทำการคัดกรองครั้งแรก (แผนภูมิที่ 7.1ค) ซึ่งในการนัดทำการคัดกรองรอบนี้ หากคัดกรองด้วย pure tone audiometric sweep test หรือ aOAE กรณีเด็กไม่ให้ความร่วมมือแล้วยังไม่ผ่าน แนะนำให้ส่งต่อไปยังสถานที่ที่สามารถยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องต่อไป (แผนภูมิที่ 7.1ง) เพื่อยืนยันว่าการคัดกรองที่ไม่ผ่านทั้งสองครั้งหลังจากติดตามอาการมาประมาณ 8-10 อาทิตย์แล้ว มีสาเหตุมาจากภาวะการได้ยินบกพร่องหรือภาวะ OME ที่ไม่น่าจะหายได้ด้วยตัวเองหรือไม่

จะเห็นว่า การคัดกรองการได้ยินในเด็ก บางครั้งอาจจะมีการนำ tympanometer มาใช้เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการคัดกรองให้ดียิ่งขึ้น ทั้งนี้ยอมรับกับทรัพยากรบุคคลที่เพียงพอ ความเชี่ยวชาญของผู้คัดกรอง และทุนในการทำการคัดกรองว่ามีจำกัดมากน้อยเพียงใด อย่างไรก็ตาม การใช้ tympanometer มาเป็นอีกเครื่องมือในการคัดกรองการได้ยิน อาจต้องระมัดระวังว่า หากเครื่อง tympanometer แสดงผลว่าไม่ผ่านเนื่องจากปัญหาในหูชั้นกลาง เช่น OME เป็นต้น เด็กที่ได้ผลไม่ผ่านเหล่านี้ จะต้องได้รับการตรวจคัด

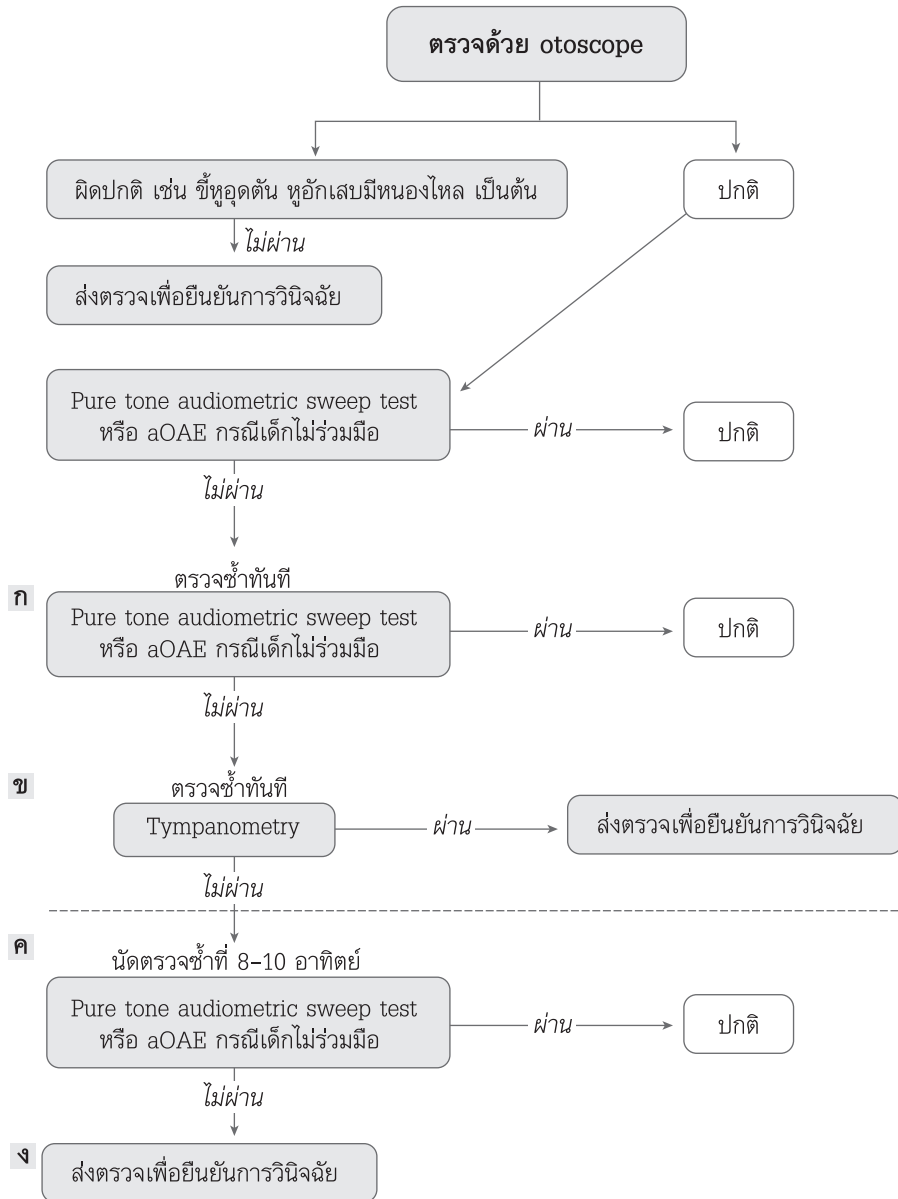
กรองซ้ำอีกครั้งเมื่อระยะเวลาผ่านไปแล้วประมาณ 8-10 อาทิตย์ ทั้งนี้เพื่อรอให้ OME หายได้เอง แล้วจึงเริ่มตรวจคัดกรองใหม่อีกครั้ง ซึ่งการมีระยะเวลารอคอยลักษณะนี้ บางครั้งเด็กอาจจะมีปัญหาทั้ง OME และภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดถาวร เช่น SNHL ร่วมอยู่ด้วยได้ ส่งผลให้มีโอกาสจะเกิดความล่าช้าในการรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดถาวรได้เช่นกัน ดังนั้น การเลือกเครื่อง tympanometer เข้ามามีส่วนช่วยในการคัดกรองมีทั้งข้อดีข้อเสีย ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับบริบทของแต่ละสถานที่ที่ทำการคัดกรองการได้ยินว่าจะเลือกเครื่อง tympanometer มาช่วยในการคัดกรองหรือไม่ แผนภูมิที่ 7.2 แสดงตัวอย่างขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินโดยไม่ได้มีการใช้เครื่อง tympanometer ในการช่วยแยก OME ออกจากกลุ่มเด็กเป้าหมาย สังเกตว่าเมื่อผู้คัดกรองทำการตรวจหูด้วย otoscope ไม่พบความผิดปกติของหูชั้นนอกหรือชั้นกลางแล้ว ให้เริ่มทำการคัดกรองด้วย pure tone audiometric sweep test หรือ aOAE ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ และหากทำการคัดกรองครั้งแรกไม่ผ่าน ให้ทำการคัดกรองซ้ำด้วย pure tone audiometric sweep test หรือ aOAE ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ อีกครั้งทันที (แผนภูมิที่ 7.2ก) โดยแนะนำให้เปลี่ยนผู้คัดกรองและเครื่องมือใหม่ถ้าเป็นไปได้ รวมทั้งอธิบายวิธีการตรวจให้เด็กฟังอีกครั้ง และในกรณีที่ใช้เครื่อง audiometer ในการคัดกรอง แนะนำให้ขยับและวาง supra-aural earphone ใหม่ทุกครั้งก่อนทำการตรวจซ้ำ หากการตรวจคัดกรองซ้ำแล้วยังไม่ผ่าน ให้ถือว่าคัดกรองการได้ยินไม่ผ่านและนัดมาทำการคัดกรองซ้ำอีกครั้งที่ระยะเวลาประมาณ 6-8 อาทิตย์ ด้วย pure tone audiometric sweep test หรือ aOAE ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ (แผนภูมิที่ 7.2ข) ทั้งนี้เพื่อรอให้กรณีที่สาเหตุการคัดกรองไม่ผ่านจาก OME มีโอกาสหายได้เองก่อน อย่างไรก็ตาม จะสังเกตเห็นว่า ระยะเวลาการรอการคัดกรองซ้ำอาจจะสั้นกว่าการคัดกรองการได้ยินที่มีการใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย เนื่องจากว่าผลการคัดกรองไม่ผ่านในครั้งแรกนั้น อาจจะมาจกสาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดถาวร เช่น SNHL ได้เช่นกัน การรอตรวจคัดกรองในระยะเวลาที่นานเกินไป อาจส่งผลให้เด็กกลุ่มนี้ได้รับการดูแลรักษาที่ช้าจนเกินไปนั่นเอง และหากผลการคัดกรองการได้ยินที่นัดให้มาตรวจซ้ำอีกครั้งที่ประมาณ 6-8 อาทิตย์ ยังไม่ผ่าน แนะนำให้ส่งต่อไปยังสถานที่ที่สามารถยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่อง (แผนภูมิที่ 7.2ค) เพื่อวินิจฉัยเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องในลำดับต่อไป

7. การตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียน (school-aged hearing screening)

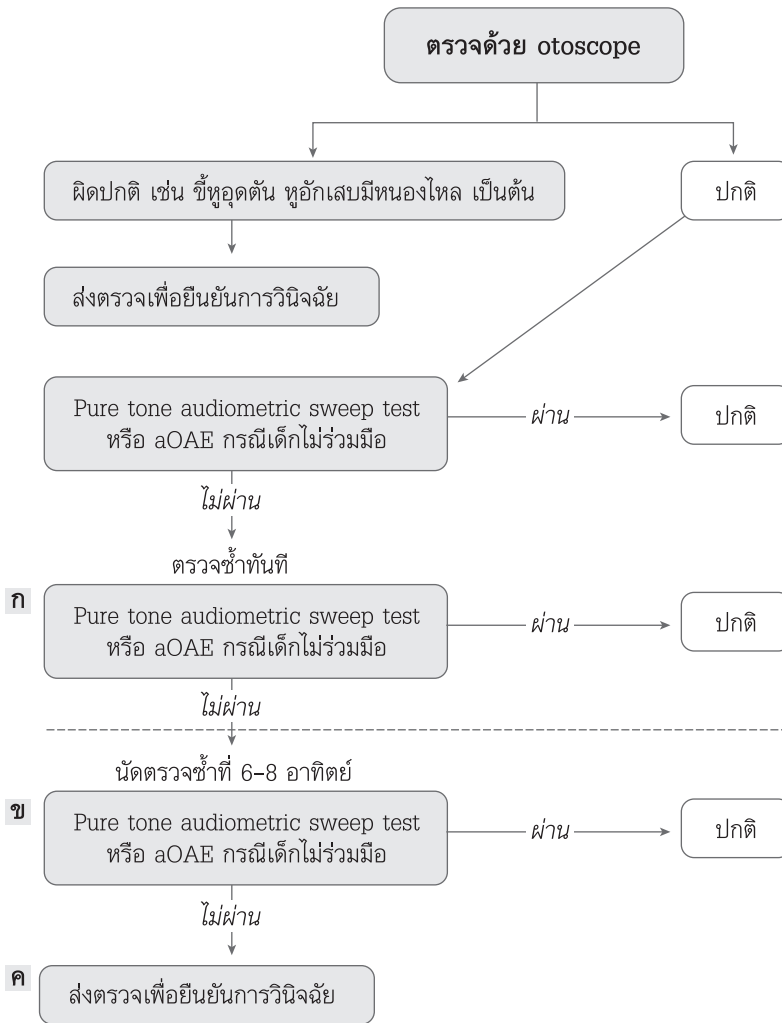
การตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียน เป็นการคัดกรองการได้ยินกลุ่มประชากรเป้าหมายที่เป็นเด็กอายุตั้งแต่ 5-6 ปี เป็นต้นไป ซึ่งการตรวจคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียนนี้ถือว่าเป็นการคัดกรองที่สำคัญและสามารถทำให้เกิดการคัดกรองการได้ยินเด็กทุกคนได้อย่างมีประสิทธิภาพ เนื่องจากเด็กวัยนี้จะเริ่มเข้าโรงเรียนประถมศึกษาและมีมัธยมศึกษาอย่างจริงจัง ทำให้สามารถจะคัดกรองการได้ยินเด็กทุกคนไปพร้อม ๆ กันและครั้งละมาก ๆ ได้ในสถานที่ที่เดียว อีกทั้งเด็กในวัยนี้โตพอที่จะให้การตอบสนองผ่านการสังเกตพฤติกรรม ด้วยการตรวจการได้ยินมาตรฐานโดยใช้ pure tone audiometric sweep test เช่นเดียวกับการตรวจในผู้ใหญ่ ถึงแม้ว่าจะมีอยู่บ้างที่ผู้คัดกรองอาจจะปรับวิธีการตรวจ เช่น ปรับเป็นการใช้ CPA สำหรับเด็กบางรายที่ยังไม่สามารถตอบสนองต่อเสียงกระตุ้นได้อย่างผู้ใหญ่ แต่ก็ถือว่าเป็นเด็กส่วนน้อยที่ต้องใช้วิธีการตรวจ CPA ในเด็กวัยเรียนเหล่านี้ ซึ่งเด็กกลุ่มเป้าหมายก็จะเหมือนกับการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยก่อนเข้าเรียนเช่นกัน นั่นคือ เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องตั้งแต่ความรุนแรงระดับเล็กน้อย เป็นต้นไป

โดยเครื่องมือที่ใช้เป็นหลักคือ audiometer และอาจจะมีการใช้ร่วมกับการตรวจ tympanometry เพื่อแยก OME ออกจากกลุ่มประชากรเป้าหมายได้เช่นกัน

แผนภูมิที่ 7.1 ขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียนกรณีใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย



แผนภูมิที่ 7.2 ขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยที่ยังไม่เข้าโรงเรียนกรณีไม่ได้ใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย



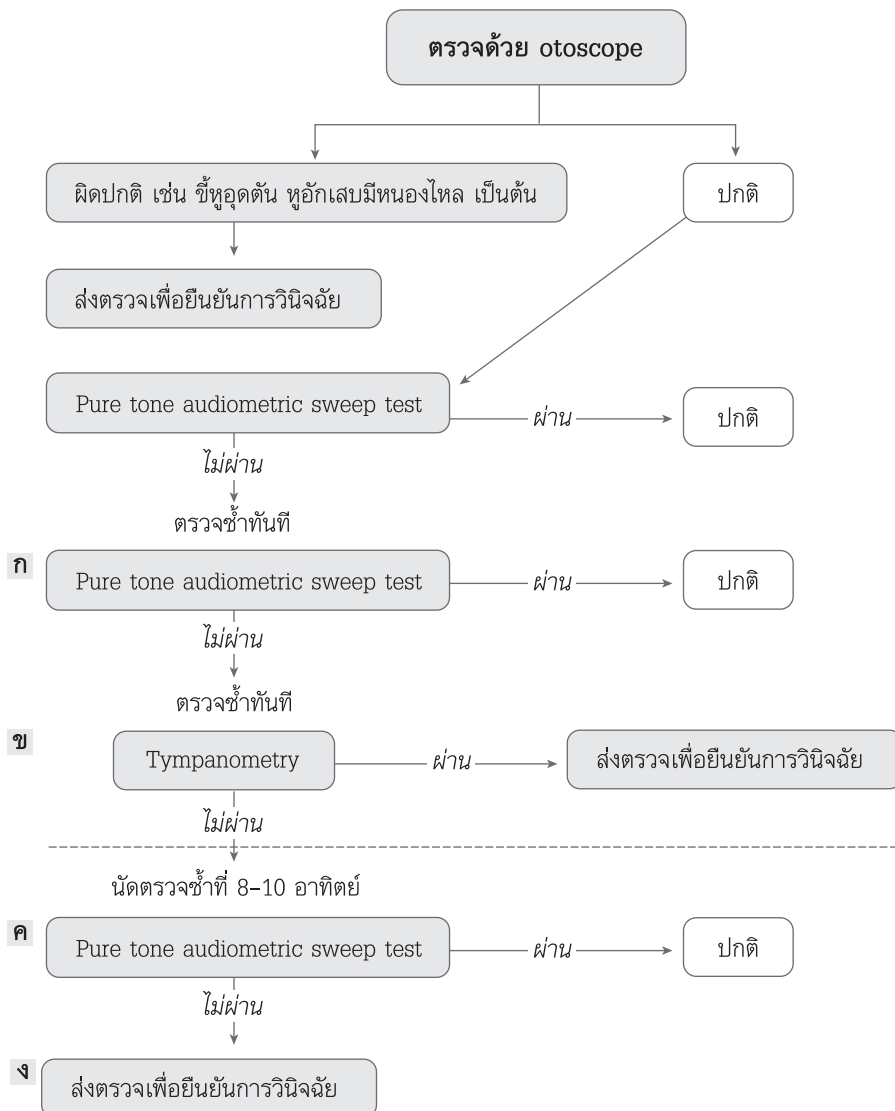
สำหรับขั้นตอนการคัดกรองโดยมีการใช้เครื่อง tympanometer มาอยู่ในขั้นตอนการคัดกรอง เพื่อพยายามแยก OME ออกจากกลุ่มประชากรเป้าหมายและเพิ่มประสิทธิภาพของการคัดกรองการได้ยิน (แผนภูมิที่ 7.3) จะเริ่มตั้งแต่การประเมินหูชั้นนอกและหูชั้นกลางด้วย otoscope ในเด็กกลุ่มเป้าหมายก่อน เพื่อประเมินว่ามีปัญหาโรคในหูชั้นนอกหรือหูชั้นกลางหรือไม่ ซึ่งจะช่วยให้เพิ่มประสิทธิภาพการคัดกรองและหลีกเลี่ยงผลบวกลงได้ หากผู้ทำการคัดกรองตรวจพบความผิดปกติจาก otoscope แนะนำให้ส่งต่อไปยังสถานที่ที่สามารถยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องโดยตรง ในกรณีที่ผู้ทำการคัดกรองใช้ otoscope ตรวจแล้วไม่พบความผิดปกติใด ๆ ก็สามารถเริ่มการตรวจคัดกรองการได้ยินด้วย pure tone audiometric sweep test ผ่านวิธีการตรวจการได้ยินมาตรฐานเหมือนผู้ใหญ่ หรือ CPA ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ และถ้าหาก

ทำการคัดกรองครั้งแรกไม่ผ่าน ให้ทำการคัดกรองซ้ำด้วย pure tone audiometric sweep test ผ่านวิธีการตรวจการได้ยินมาตรฐานเหมือนผู้ใหญ่ หรือ CPA ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ อีกครั้งทันที (แผนภูมิที่ 7.3ก) โดยแนะนำให้เปลี่ยนผู้คัดกรองและเครื่องมือใหม่ถ้าเป็นไปได้ อธิบายวิธีการตรวจให้เด็กฟังอีกครั้ง รวมทั้งขยับและวาง supra-aural earphone ใหม่ทุกครั้งก่อนทำการตรวจซ้ำ หากการคัดกรองซ้ำทันทีให้ผลที่ไม่ผ่าน ลำดับถัดไป ให้ทำการคัดกรองต่อด้วยเครื่อง tympanometer ทันที (แผนภูมิที่ 7.3ข) เพื่อประเมินว่าสาเหตุที่คัดกรองซ้ำแล้วไม่ผ่าน น่าจะมีสาเหตุมาจาก OME หรือไม่ หากผล tympanometry บ่งชี้ไปทางว่าไม่มีปัญหา OME ใด ๆ แปลว่าการตรวจคัดกรองซ้ำที่ไม่ผ่านนั้นไม่ได้มาจาก OME ซึ่งมักจะเป็นเพียงชั่วคราว และน่าจะเป็นปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดถาวร (permanent hearing loss) เช่น SNHL มากกว่า เด็กเหล่านี้จะถือว่าผลตรวจการคัดกรองว่าไม่ผ่านและแนะนำให้ส่งต่อไปยังสถานที่ที่สามารถยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องได้ ในทางตรงกันข้าม หากผล tympanometry บ่งชี้ไปทางว่าเด็กกำลังมีปัญหา OME แนะนำให้ นัดตรวจคัดกรองการได้ยินใหม่อีกครั้งที่ระยะเวลาประมาณ 8-10 อาทิตย์ ไปแล้ว หลังคัดกรองการได้ยินครั้งแรก เพื่อรอให้ OME หายได้เอง และเริ่มทำการตรวจคัดกรองใหม่ด้วยเครื่อง pure tone audiometric sweep test เหมือนการทำการคัดกรองครั้งแรก (ผังงานที่ 7.3ค) ซึ่งในการนัดทำการคัดกรองรอบนี้ หากคัดกรองด้วย pure tone audiometric sweep test ผ่านวิธีการตรวจการได้ยินมาตรฐานเหมือนผู้ใหญ่ หรือ CPA ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ แล้วยังไม่ผ่าน แนะนำให้ส่งต่อไปยังสถานที่ที่สามารถยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่องต่อไป (ผังงานที่ 7.3ง) เพื่อยืนยันว่าการคัดกรองที่ไม่ผ่าน ทั้งสองครั้งหลังจากติดตามอาการมาประมาณ 8-10 อาทิตย์แล้ว มีสาเหตุมาจากภาวะการได้ยินบกพร่องหรือภาวะ OME ที่ไม่น่าจะหายได้ด้วยตัวเองหรือไม่

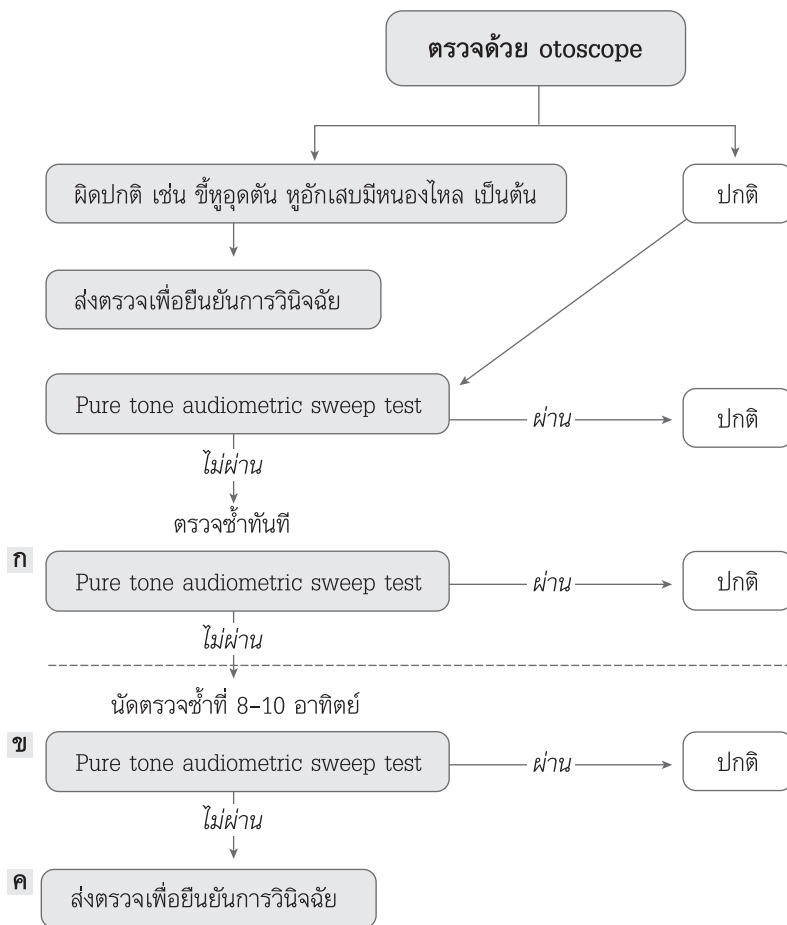
ดังที่กล่าวไว้แล้วในเบื้องต้น กรณีการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียนโดยใช้ tympanometer ร่วมด้วย ต้องระมัดระวังว่า หากเครื่อง tympanometer แสดงผลว่าไม่ผ่าน เด็กที่ไม่ผ่านเหล่านี้จะได้รับการตรวจคัดกรองซ้ำอีกครั้งเมื่อระยะเวลาผ่านไปแล้วประมาณ 8-10 อาทิตย์ เพื่อรอให้ OME หายได้เอง แล้วจึงเริ่มตรวจคัดกรองใหม่อีกครั้ง ซึ่งระยะเวลาการคอยนี้ อาจส่งผลให้มีโอกาสเกิดความล่าช้าในการตรวจภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดถาวรได้เช่นกัน ดังนั้น การเลือกเครื่อง tympanometer เข้ามามีส่วนช่วยในการคัดกรองมีทั้งข้อดีข้อเสีย ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับบริบทของแต่ละสถานที่ที่ทำการคัดกรองการได้ยินว่าจะเลือกเครื่อง tympanometer มาช่วยในการคัดกรองหรือไม่ แผนภูมิที่ 7.4 แสดงตัวอย่างขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียนโดยไม่ได้มีการใช้เครื่อง tympanometer สังเกตว่าเมื่อผู้คัดกรองทำการตรวจหูด้วย otoscope ไม่พบความผิดปกติของหูชั้นนอกหรือหูชั้นกลางแล้ว จะเริ่มทำการคัดกรองด้วย pure tone audiometric sweep test ผ่านวิธีการตรวจการได้ยินมาตรฐานเหมือนผู้ใหญ่ หรือ CPA ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ และหากทำการคัดกรองครั้งแรกไม่ผ่าน จะทำการคัดกรองซ้ำด้วย pure tone audiometric sweep test ผ่านวิธีการตรวจการได้ยินมาตรฐานเหมือนผู้ใหญ่ หรือ CPA ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ อีกครั้งทันที (แผนภูมิที่ 7.4ก) โดยแนะนำให้เปลี่ยนผู้คัดกรองและเครื่องมือใหม่ถ้าเป็นไปได้ อธิบายวิธีการตรวจให้เด็กฟังอีกครั้ง รวมทั้งขยับและวาง supra-aural earphone ใหม่ทุกครั้งก่อนทำการตรวจซ้ำ หากการตรวจคัดกรองซ้ำแล้วยังไม่ผ่าน ให้ถือว่าคัดกรองการได้ยินไม่ผ่านและนัดมาทำการคัดกรองซ้ำอีกครั้งที่ระยะเวลาประมาณ 6-8 อาทิตย์ ด้วย pure tone audiometric sweep test ผ่านวิธีการตรวจการได้ยินมาตรฐานเหมือนผู้ใหญ่ หรือ CPA

ในกรณีเด็กไม่ร่วมมือ (แผนภูมิที่ 7.4ข) ทั้งนี้เพื่อรอให้กรณีที่สาเหตุการคัดกรองไม่ผ่านจาก OME สามารถหายได้เองก่อน อย่างไรก็ตาม จะสังเกตเห็นว่าระยะเวลาการรอการคัดกรองซ้ำอาจจะสั้นกว่าการคัดกรองการได้ยินที่มีการใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย เนื่องจากว่าผลการคัดกรองไม่ผ่านในครั้งแรกนั้น อาจจะมาจากสาเหตุของภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดถาวร เช่น SNHL ได้เช่นกัน การรอตรวจคัดกรองในระยะเวลาที่นานเกินไป อาจส่งผลให้กลุ่มเด็กเหล่านี้ได้รับการดูแลรักษาที่ช้าจนเกินไปนั่นเอง และหากผลการคัดกรองการได้ยินที่นัดให้มาตรวจซ้ำอีกครั้งที่ประมาณ 6-8 อาทิตย์ ยังไม่ผ่าน แนะนำให้ส่งต่อไปยังสถานที่ที่สามารถยืนยันการวินิจฉัยภาวะการได้ยินบกพร่อง (แผนภูมิที่ 7.4ค) เพื่อยืนยันการวินิจฉัยเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องในลำดับต่อไป

แผนภูมิที่ 7.3 ขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียนกรณีใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย



แผนภูมิที่ 7.4 ขั้นตอนการคัดกรองการได้ยินเด็กในวัยเรียนกรณีไม่ได้ใช้เครื่อง tympanometer ร่วมด้วย



เนื่องจากการคัดกรองการได้ยินเด็กทั้งในวัยก่อนเข้าโรงเรียนและในวัยเรียนจะสามารถช่วยตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องได้มากขึ้นหลังจากที่มีการคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดในช่วงแรก ๆ ไปแล้ว ดังนั้น ช่วงเวลาที่เหมาะสมในการเริ่มที่จะทำการคัดกรองการได้ยินในเด็กย่อมมีความสำคัญที่จะส่งผลต่อประสิทธิภาพของการคัดกรอง รวมถึงสามารถช่วยตรวจพบเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องให้ได้รับการดูแลรักษาแต่เนิ่น ๆ เพิ่มมากขึ้นได้เช่นกัน แม้ว่าการศึกษาทั้งต่างประเทศและในประเทศไทยพบว่า การตรวจคัดกรองการได้ยินตั้งแต่ทารกแรกเกิดจะช่วยให้อาการดีขึ้นได้เร็วกว่าที่ทำการคัดกรองการได้ยินในวัยก่อนเข้าโรงเรียน (ก่อนอายุ 5-6 ปี) จะสามารถตรวจพบเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเพิ่มขึ้นได้อีกประมาณร้อยละ 25 ถึงร้อยละ 50 ของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องทั้งหมด⁽⁵²⁾ ในขณะที่การคัดกรองการได้ยินในเด็กก่อนวัยเข้าโรงเรียนร่วมกับทำการคัดกรองเด็กชั้นประถมศึกษาปีที่ 1, 3 และ 5 ไปด้วยกัน จะสามารถเพิ่มประสิทธิภาพการคัดกรองในการที่จะตรวจพบเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องเพิ่มขึ้นได้อีกประมาณร้อยละ 50 ถึงร้อยละ 75 ของเด็กที่มีภาวะการได้ยิน

บคพร่องทั้งหมด⁽⁵²⁾ ซึ่งจะเห็นว่า การเพิ่มการคัดกรองการได้ยินเด็กวัยเรียนร่วมไปด้วย จะทำให้การคัดกรองมีประสิทธิภาพที่ดีกว่าเมื่อเทียบกับการคัดกรองการได้ยินเฉพาะเด็กในวัยก่อนเข้าโรงเรียนเพียงอย่างเดียว นอกจากนี้ หากทำการคัดกรองการได้ยินในเด็กก่อนวัยเข้าโรงเรียนร่วมกับทำการคัดกรองเด็กชั้นประถมศึกษาปีที่สูงขึ้นกว่าเดิม โดยเฉพาะเด็กในชั้นประถมศึกษาปีที่ 1, 2 และ 3 ร่วมไปด้วย จะสามารถตรวจพบเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้สูงถึงประมาณร้อยละ 90 ของเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องที่เกิดขึ้นใหม่หลังจากผ่านการคัดกรองการได้ยินตั้งแต่ทารกแรกเกิดไปแล้ว⁽⁵²⁾ ซึ่งการคัดกรองลักษณะนี้ถือเป็นการคัดกรองการได้ยินที่สามารถครอบคลุมเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้ค่อนข้างสูง อย่างไรก็ตาม สังเกตว่าอีกร้อยละ 10 ที่ยังไม่สามารถจะครอบคลุมได้ทั้งหมดนั้น ส่วนใหญ่มักจะเป็นเด็กในวัยชั้นประถมศึกษาตอนปลาย และเด็กโตที่กำลังศึกษาในชั้นมัธยมศึกษาทั้งตอนต้นและตอนปลาย ซึ่งเป็นวัยที่สามารถตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูง (high frequency SNHL) ได้มาก⁽⁵²⁾

8. การใช้ความก้าวหน้าของเทคโนโลยีในปัจจุบันมาช่วยตรวจคัดกรองการได้ยินในเด็ก

ในปัจจุบัน เทคโนโลยีในด้านต่าง ๆ เพื่ออำนวยความสะดวกให้กับมนุษย์ถือว่ามีการพัฒนาไปอย่างมากและก้าวกระโดด โดยเฉพาะเทคโนโลยีของโทรศัพท์เคลื่อนที่ ทำให้โทรศัพท์เคลื่อนที่ที่มีเทคโนโลยีที่ทันสมัยเหล่านี้ มีการใช้กันในทุกเพศทุกวัย อีกทั้งยังสามารถใช้งานได้ง่าย สามารถใช้ติดต่อสื่อสารกันแบบข้ามพรมแดนผ่านระบบสัญญาณอินเทอร์เน็ตที่เข้าถึงได้ง่ายและมีการใช้กันอย่างแพร่หลายไปทั่วทุกมุมโลก ดังนั้นประโยชน์ของเทคโนโลยีด้านการสื่อสารและโทรศัพท์เคลื่อนที่เหล่านี้ จึงสามารถที่จะสร้างโอกาสต่าง ๆ ในการที่จะใช้เพื่อการดูแลรักษาผู้ป่วยในวงการแพทย์และสาธารณสุขเพื่อลดข้อจำกัดต่าง ๆ ที่สามารถจะก้าวข้ามด้วยเทคโนโลยีที่ทันสมัยและยังสามารถจะเพิ่มคุณภาพชีวิตให้กับผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ สำหรับการคัดกรองการได้ยินเพื่อการดูแลรักษาเด็กที่มีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่องให้ได้แต่เนิ่น ๆ ก็เช่นกัน การใช้เทคโนโลยีของโทรศัพท์เคลื่อนที่ที่กำลังมีบทบาทมากขึ้นไปเรื่อย ๆ เนื่องจากอุปสรรคสำคัญของการคัดกรองการได้ยิน ยังคงยึดติดและขึ้นอยู่กับเครื่องมือพิเศษที่ราคาค่อนข้างสูง ต้องมีการฝึกหัดและให้ผู้ใช้งานมีความความคุ้นเคยเครื่องมือพิเศษเหล่านั้นไม่ว่าจะเป็น audiometer, aOAE หรือ tympanometer จนมั่นใจได้ว่าการคัดกรองการได้ยินในเด็กจะยังคงมีประสิทธิภาพขณะมีการใช้งานเครื่องมือคัดกรองสิ่งเหล่านี้ถือว่าเป็นอุปสรรคสำคัญอย่างมากในการที่จะทำให้เกิดการคัดกรองการได้ยินในเด็กในวัยก่อนเข้าโรงเรียนหรือวัยเรียนได้อย่างทั่วถึงและครอบคลุมในเด็กทุกคน เพื่อจะให้เด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องได้รับการดูแลรักษาได้อย่างทันท่วงที ดังนั้น เมื่ออุปสรรคที่กล่าวถึงสามารถถูกแก้ไขและลดข้อจำกัดต่าง ๆ ด้วยเทคโนโลยีด้านการสื่อสารและโทรศัพท์เคลื่อนที่ในปัจจุบัน ย่อมจะส่งผลให้การคัดกรองการได้ยินในเด็กมีประสิทธิภาพและเข้าถึงได้ง่ายขึ้น โดยเฉพาะในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนาที่ยังมีจำนวนเด็กอีกมากไม่สามารถจะเข้าถึงระบบสาธารณสุขของประเทศและไม่สามารถจะได้รับการดูแลรักษาภาวะการได้ยินบกพร่องได้อย่างทั่วถึงและทันท่วงที

เทคโนโลยีสำคัญที่ถูกสร้างขึ้นมากในโทรศัพท์เคลื่อนที่ต่าง ๆ โดยเฉพาะเทคโนโลยีที่ถูกออกแบบมาเพื่อการใช้งานสำหรับซอฟต์แวร์ประยุกต์ (application software, app) ทำให้การใช้งานซอฟต์แวร์ประยุกต์มีความคล่องตัว อีกทั้งยังสามารถใช้งานผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่ได้ทุกที่และทุกเวลา ทำให้ปัจจุบันนี้ ซอฟต์แวร์

ประยุกต์ได้ถูกออกแบบและนำมาใช้สำหรับการคัดกรองการได้ยินมากขึ้น เนื่องจากความสะดวกสบายในการใช้งาน อีกทั้งผู้ใช้งานมีความคุ้นเคยกับโทรศัพท์เคลื่อนที่ที่ตนเองกำลังใช้งานอยู่แล้ว สามารถจะใช้โทรศัพท์เคลื่อนที่เหล่านั้น เป็นอุปกรณ์สำหรับการตรวจคัดกรองการได้ยินได้ทันที โดยไม่จำกัดเวลาและสถานที่นั่นเอง ดังนั้น เมื่อสามารถใช้ซอฟต์แวร์ประยุกต์ในโทรศัพท์เคลื่อนที่เพื่อการคัดกรองการได้ยินได้สะดวกขึ้น ข้อจำกัดของผู้คัดกรองที่ต้องผ่านการฝึกใช้เครื่องมือพิเศษก็ลดน้อยลง โดยทั่วไปซอฟต์แวร์ประยุกต์ที่ใช้งานในโทรศัพท์เคลื่อนที่เพื่อการคัดกรองการได้ยินในเด็ก สามารถแบ่งเป็นสองชนิดได้แก่ clinical app และ consumer app

1) Clinical app คือซอฟต์แวร์ประยุกต์ที่ถูกออกแบบมาเพื่อใช้งานในการคัดกรองการได้ยินโดยใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์หลาย ๆ ความถี่ (tone stimulus) ขณะทำการตรวจประเมินโดย clinical app เหล่านี้จะต้องมีอุปกรณ์เสริมที่ผลิตและออกแบบมาจากบริษัทผู้ให้บริการโดยตรง โดยอุปกรณ์เสริมเหล่านี้ ไม่ว่าจะเป็นหูฟังพิเศษ หรือ ซอฟต์แวร์ ที่บริษัทผู้ให้บริการผลิตขึ้นมา จำเป็นต้องมีการสอบเทียบเครื่องมือวัด (calibration) และผ่านมาตรฐานเครื่องมือแพทย์ก่อนจะสามารถนำมาใช้งานได้ ในทางคลินิก ทั้งนี้เพื่อให้แน่ใจว่าคุณภาพเสียงกระตุ้นและการตรวจวัดต่าง ๆ ผ่าน clinical app ที่บริษัทผลิตขึ้นมาเป็นไปตามมาตรฐานที่ต้องการ อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดสำคัญสำคัญของ clinical app คือ ความจำเป็นที่ต้องใช้อุปกรณ์เสริมโดยเฉพาะหูฟังพิเศษของบริษัทซึ่งมีการสอบเทียบเครื่องมือวัดและผ่านมาตรฐานเครื่องมือแพทย์จากผู้ให้บริการ clinical app เท่านั้น ไม่สามารถจะใช้หูฟังชนิดอื่น ๆ นอกเหนือจากบริษัทผู้ให้บริการซอฟต์แวร์ประยุกต์นั้น ๆ ได้

2) Consumer app คือซอฟต์แวร์ประยุกต์อีกชนิดหนึ่งที่ถูกออกแบบมาเพื่อใช้งานในการคัดกรองการได้ยินโดยตรง ซึ่งอาจจะมีการใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงบริสุทธิ์ หรือ เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงคำพูด (speech stimulus) ก็ได้ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับบริษัทผู้ให้บริการว่าจะใช้เสียงกระตุ้นชนิดใด โดย consumer app เหล่านี้ จะไม่กำหนดให้อุปกรณ์เสริมหรือหูฟังต้องผ่านมาตรฐานเครื่องมือแพทย์ ทำให้สามารถจะใช้ซอฟต์แวร์ประยุกต์เหล่านี้ร่วมกับหูฟังชนิดอื่น ๆ ได้ง่ายและสะดวกมากขึ้น อย่างไรก็ตาม เนื่องจากอุปกรณ์เสริมและหูฟังจาก consumer app ไม่ได้ผลิตและต้องผ่านมาตรฐานเครื่องมือแพทย์ ดังนั้น ความแม่นยำและความน่าเชื่อถือของการใช้ consumer app เหล่านี้ จึงเป็นข้อจำกัดสำคัญในการนำมาใช้เพื่อคัดกรองการได้ยินในเด็ก โดยเฉพาะการใช้ consumer app ที่ใช้เสียงกระตุ้นชนิดเสียงบริสุทธิ์ในการคัดกรองการได้ยิน โดยการใช้เสียงบริสุทธิ์นี้ จะต้องมีการสอบเทียบเครื่องมือวัดก่อนใช้งานเสมอ และซอฟต์แวร์ประยุกต์นี้ยังขาดความแม่นยำหากมีการใช้ร่วมกับหูฟังและอุปกรณ์เสริมอื่น ๆ ที่ไม่ได้ผลิตจากบริษัทผู้ให้บริการเอง⁽¹¹⁶⁾ ในขณะที่ consumer app ที่ใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงคำพูดในการคัดกรอง เป็นซอฟต์แวร์ประยุกต์ที่ไม่จำเป็นต้องต้องมีการสอบเทียบเครื่องมือวัด สามารถจะใช้งานร่วมกับเครื่องมือและหูฟังชนิดอื่น ๆ ได้หลากหลาย^(117,118) ทำให้ง่ายและสะดวกสบายในการใช้งานอย่างมาก นอกจากนี้ การใช้เสียงคำพูดสำหรับเสียงกระตุ้นในการคัดกรองการได้ยินถือว่าการตรวจคัดกรองการได้ยินที่สะท้อนถึงเสียงที่ใกล้เคียงกับการติดต่อสื่อสารในชีวิตประจำวันของมนุษย์มากกว่าการใช้เสียงบริสุทธิ์อีกด้วย ดังนั้น consumer app ที่ได้ถูกทดลองใช้ในการคัดกรองการได้ยิน จึงมักจะเป็นซอฟต์แวร์ประยุกต์ที่ใช้เสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงคำพูดมากกว่าจะเป็นเสียงบริสุทธิ์ อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดที่สำคัญของการใช้เสียงคำพูดเป็นเสียงกระตุ้นในการคัดกรองการได้ยิน

คือ การที่ไม่สามารถแยกแยะว่าสูญเสียการได้ยินที่ความถี่ใด ๆ ได้ เพราะเสียงกระตุ้นที่เป็นเสียงพูดเป็นเสียงความถี่รวม ๆ เท่านั้น หากเด็กมีภาวะการได้ยินบกพร่องเฉพาะบางความถี่ การคัดกรองการได้ยินโดยการใช้น้ำเสียงคำพูดเป็นเสียงกระตุ้นซึ่งเป็นเสียงที่มีหลายความถี่อยู่ด้วยกัน เด็กอาจจะยังคงได้ยินต่อเสียงคำพูดเหล่านั้นและถูกประเมินว่าผลการคัดกรองปกติได้ อย่างไรก็ตาม องค์การอนามัยได้ให้คำแนะนำการใช้ consumer app ว่าเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการคัดกรองการได้ยินในเด็ก หนึ่งใน consumer app เหล่านั้นคือ HearWHO app (รูปที่ 7.22) ซึ่งเป็น consumer app ที่ใช้เสียงกระตุ้นเป็นเสียงคำพูดตัวเลขร่วมกับมีการปล่อยเสียงรบกวนแทรกเข้าไปในเสียงกระตุ้น (digits-in-noise test) เพื่อประเมินว่าเด็กสามารถจะได้ยินเสียงคำพูดตัวเลข เช่น 4-5-7 ขณะมีเสียงรบกวนได้มากน้อยเพียงใด อย่างไรก็ตาม HearWHO app ยังมีข้อจำกัดเรื่องของอายุเด็กที่สามารถใช้คัดกรองการได้ยินที่ต้องมากกว่า 9 ปี และยังใช้ได้เฉพาะเสียงพูดที่เป็นภาษาอังกฤษเท่านั้น⁽¹¹⁹⁾ สำหรับประเทศไทย ได้มีการศึกษาของ Yimtae และคณะ⁽¹²⁰⁾ โดยพัฒนาซอฟต์แวร์ประยุกต์ที่เป็นภาษาไทยสำหรับคัดกรองการได้ยินเด็กไทยอายุ 4-5 ปี จำนวน 185 คน ซึ่งพบว่าค่าความไว และ ค่าความจำเพาะในการคัดกรองการได้ยินอยู่ที่ร้อยละ 76.67 และร้อยละ 95.83 ตามลำดับ โดยใช้เวลาในการคัดกรองต่อเด็กหนึ่งคนประมาณ 2-3 นาที ซึ่งการศึกษานี้เป็นการแสดงให้เห็นว่าโอกาสการใช้ซอฟต์แวร์ประยุกต์ในการคัดกรองการได้ยินในเด็กไทยมีความเป็นไปได้



รูปที่ 7.22 | ซอฟต์แวร์ประยุกต์ชนิด consumer app สำหรับใช้ตรวจคัดกรองการได้ยิน (HearWHO app)

จะเห็นว่าซอฟต์แวร์ประยุกต์ไม่ว่าจะเป็น clinical app หรือ consumer app ถูกออกแบบมาเพื่อประโยชน์ในการที่เด็กสามารถจะเข้าถึงการตรวจคัดกรองการได้ยินให้มากที่สุด ผ่านการก้าวข้ามข้อจำกัดในเรื่องของความจำเป็นในการใช้เครื่องมือพิเศษไม่ว่าจะเป็น audiometer หรือ aOAE ซึ่งโดยปกติผู้ทำการคัดกรองต้องมีความรู้ ความชำนาญ และประสบการณ์ในการใช้เครื่องมือพิเศษเหล่านี้ นำไปสู่การใช้โทรศัพท์เคลื่อนที่ซึ่งผู้คัดกรองมักจะไม่มีความคุ้นเคยในการใช้งานอยู่แล้วในระดับหนึ่ง อีกทั้งมีความสะดวกสบายในการใช้โทรศัพท์เคลื่อนที่โดยไม่จำกัดเวลาและสถานที่ในการใช้งาน ถึงแม้ว่าจะมีข้อจำกัดของ clinical app และ consumer app อยู่บ้าง ไม่ว่าจะเป็นเรื่องการสอบเทียบเครื่องวัดหรือการผ่านมาตรฐานเครื่องมือแพทย์ รวมถึงความแม่นยำในการคัดกรองอยู่บ้าง ซอฟต์แวร์ประยุกต์เหล่านี้จะเป็นอีกทางเลือกที่สำคัญเพื่อใช้ในการคัดกรองการได้ยินในเด็กได้อย่างทั่วถึง โดยเฉพาะในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนาที่มักจะขาดแคลนทั้งทรัพยากรบุคคลและแหล่งทุนต่าง ๆ ในการจัดหาเครื่องมือพิเศษหรือผู้คัดกรองที่มีความชำนาญเพียงพอในการคัดกรองการได้ยินในเด็กให้ได้อย่างมีประสิทธิภาพและทั่วถึง

สรุป

การทำกรคัดกรองการได้ยินในเด็กเล็กและเด็กโตมีความสำคัญอย่างยิ่งเพื่อช่วยในการตรวจพบภาวะการได้ยินบกพร่องอย่างทันที่หลังจากผ่านการคัดกรองการได้ยินตั้งแต่วัยทารกมาแล้ว ซึ่งเครื่องมือพิเศษที่สำคัญสำหรับการคัดกรองไม่ว่าจะเป็นการตรวจ pure tone audiometric sweep test ผ่านเครื่อง audiometer หรือ การใช้งานเครื่อง aOAE และ tympanometer สำหรับการคัดกรองการได้ยินในเบื้องต้นนั้น จำเป็นต้องมีการปรับและเลือกใช้อย่างเหมาะสมตามวัยและพัฒนาการของเด็ก เพื่อให้มั่นใจได้ว่าการคัดกรองการได้ยินมีประสิทธิภาพเพียงพอ ซึ่งความรู้พื้นฐานและหลักเกณฑ์ต่าง ๆ ในแต่ละเครื่องมือย่อมเป็นสิ่งสำคัญสำหรับผู้ทำการคัดกรองที่จะต้องมีความเข้าใจอย่างถ่องแท้ สามารถจะเลือกใช้เครื่องมือต่าง ๆ ในการคัดกรองและตรวจภาวะการได้ยินบกพร่องในกลุ่มประชากรเป้าหมายได้อย่างถูกต้อง แม่นยำ และทันที่วงที่ โดยผู้นิพนธ์จะยึดแนวทางการคัดกรองการได้ยินที่มีการเลือกใช้เครื่องมือในการตรวจการได้ยินที่หลากหลายและมีความถูกต้องแม่นยำในการที่จะคัดกรองโรคที่สนใจ หากเลือกใช้เครื่องมือต่าง ๆ สำหรับการคัดกรองโรคที่สนใจไม่ถูกต้อง ก็จะทำให้การคัดกรองนั้นไม่มีประสิทธิภาพนั่นเอง ถึงแม้ว่าเครื่องมือที่ใช้คัดกรองการได้ยินต่าง ๆ อาจจะมีข้อจำกัดอยู่บ้างในเรื่องของราคาและการอาศัยผู้ทำการคัดกรองที่มีความชำนาญ ซึ่งมักจะขาดแคลนในกลุ่มประเทศกำลังพัฒนา เทคโนโลยีสมัยใหม่ที่พัฒนาไปอย่างก้าวกระโดดในปัจจุบัน โดยเฉพาะเทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับการใช้งานซอฟต์แวร์ประยุกต์สำหรับการตรวจคัดกรองการได้ยินผ่านการใช้งานบนโทรศัพท์เคลื่อนที่ สามารถเป็นอีกทางเลือกสำคัญเพื่อใช้ในการคัดกรองการได้ยินในเด็กอย่างทั่วถึงได้เช่นกัน

เอกสารอ้างอิง

1. Wilson JMG, Jungner G. Principles and Practice of Screening for Disease [Internet]. Geneva: World Health Organization; 1968 [cited 2023 Feb 1]. Available from: <http://www.who.int/bulletin/volumes/86/4/07-050112BP.pdf>
2. Joint Committee on Infant Hearing. Year 2019 position statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *J Early Hear Detect Interv* 2019;4:1-44.
3. Olusanya BO, Davis AC, Hoffman HJ. Hearing loss: rising prevalence and impact. *Bull World Health Organ* 2019;97:646-646A.
4. Huddle MG, Goman AM, Kernizan FC, Foley DM, Price C, Frick KD, Lin FR. The Economic Impact of Adult Hearing Loss: A Systematic Review. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg* 2019;143:1040-8.
5. World Health Organization. Global costs of unaddressed hearing loss and cost-effectiveness of interventions: a WHO report [Internet]. Geneva: WHO; 2017 [cited 2023 Feb 18]. Available from: <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/254659/9789241512046-eng.pdf?sequence=1>
6. Pitathawatchai P, Khaimook W, Kirtsreesakul V. Pilot implementation of newborn hearing screening programme at four hospitals in southern Thailand. *Bull World Health Organ* 2019;97:663-71.
7. Johnson JL, White KR, Widen JE, Gravel JS, James M, Kennalley T, et al. A multicenter evaluation of how many infants with permanent hearing loss pass a two-stage otoacoustic emissions/automated auditory brainstem response newborn hearing screening protocol. *Pediatrics* 2005;116:663-72.
8. Norton SJ, Gorga MP, Widen JE, Folsom RC, Sininger Y, Cone-Wesson B, et al. Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance. *Ear Hear* 2000;21:508-28.
9. Tharpe AM. Unilateral and mild bilateral hearing loss in children: past and current perspectives. *Trends Amplif* 2008;12:7-15.
10. Gravel JS, Wallace IF, Ruben RJ. Auditory consequences of early mild hearing loss associated with otitis media. *Acta Otolaryngol* 1996;116:219-21.
11. Walker EA, Holte L, McCreery RW, Spratford M, Page T, Moeller MP. The influence of hearing aid use on outcomes of children with mild hearing loss. *J Speech Lang Hear Res* 2015;58:1611-25.
12. American Academy of Pediatrics, Joint Committee on Infant Hearing. Year 2007 position statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics* 2007;120:898-921.
13. Prieve BA, Gorga MP, Schmidt A, Neely S, Peters J, Schultes L, et al. Analysis of transient-evoked otoacoustic emissions in normal-hearing and hearing-impaired ears. *J Acoust Soc Am* 1993;96:3308-19.
14. Gorga MP, Neely ST, Ohlrich B, Hoover B, Reaner J, Peters J. From laboratory to clinic: a large scale study of distortion product otoacoustic emissions in ears with normal hearing and ears with hearing loss. *Ear Hear* 1997;18:440-55
15. Johnson JL, White KR, Widen JE, Gravel JS, James M, Kennalley T, et al. A multicenter evaluation of how many infants with permanent hearing loss pass a two-stage otoacoustic emissions/automated

- auditory brainstem response newborn hearing screening protocol. *Pediatrics* 2005;116:663-72.
16. Kemp DT. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use. *Br Med Bull* 2002;63: 223-41.
 17. Rennert K, Stapells DR, Miranda T, Rainey J. British Columbia Early Hearing Program: audiology assessment protocol [Internet]. 2012 [cited 2023 Jun 2]. Available from: https://www.researchgate.net/publication/242482099_British_Columbia_Early_Hearing_Program_BCEHP_Audiology_Assessment_Protocol
 18. Akinpelu OV, Peleva E, Funnell WR, Daniel SJ. Otoacoustic emissions in newborn hearing screening: a systematic review of the effects of different protocols on test outcomes. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2014;78:711-7.
 19. Clarke P, Iqbal M, Mitchell S. A comparison of transient-evoked otoacoustic emissions and automated auditory brainstem responses for pre-discharge neonatal hearing screening. *Int J Audiol* 2003;42: 443-7.
 20. Van Dyk M, Swanepoel de W, Hall JW 3rd. Outcomes with OAE and AABR screening in the first 48 h --Implications for newborn hearing screening in developing countries. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2015;79:1034-40.
 21. Cone-Wesson B, Vohr BR, Sininger YS, Widen JE, Folsom RC, Gorga MP, et al. Identification of neonatal hearing impairment: infants with hearing loss. *Ear Hear* 2000;21:488-507.
 22. Morton CC, Nance WE. Newborn hearing screening--a silent revolution. *N Engl J Med* 2006;354: 2151-64.
 23. Roizen NJ. Nongenetic causes of hearing loss. *Ment Retard Dev Disabil Res Rev* 2003;9:120-7.
 24. Arditi M, Mason EO Jr, Bradley JS, Tan TQ, Barson WJ, Schutze GE, et al. Three-year multicenter surveillance of pneumococcal meningitis in children: clinical characteristics, and outcome related to penicillin susceptibility and dexamethasone use. *Pediatrics* 1998;102:1087-97.
 25. Biernath KR, Reefhuis J, Whitney CG, Mann EA, Costa P, Eichwald J, et al. Bacterial meningitis among children with cochlear implants beyond 24 months after implantation. *Pediatrics* 2006;117: 284-9.
 26. Lew HL, Lee EH, Miyoshi Y, Chang DG, Date ES, Jerger JF. Brainstem auditory-evoked potentials as an objective tool for evaluating hearing dysfunction in traumatic brain injury. *Am J Phys Med Rehabil* 2004;83:210-5.
 27. Vartiainen E, Karjalainen S, Kärjä J. Auditory disorders following head injury in children. *Acta Otolaryngol* 1985;99:529-36.
 28. Zimmerman WD, Ganzel TM, Windmill IM, Nazar GB, Phillips M. Peripheral hearing loss following head trauma in children. *Laryngoscope* 1993;103:87-91.
 29. Bertolini P, Lassalle M, Mercier G, Raquin MA, Izzi G, Corradini N, et al. Platinum compound-related ototoxicity in children: long-term follow-up reveals continuous worsening of hearing loss. *J Pediatr Hematol Oncol* 2004;26:649-55.

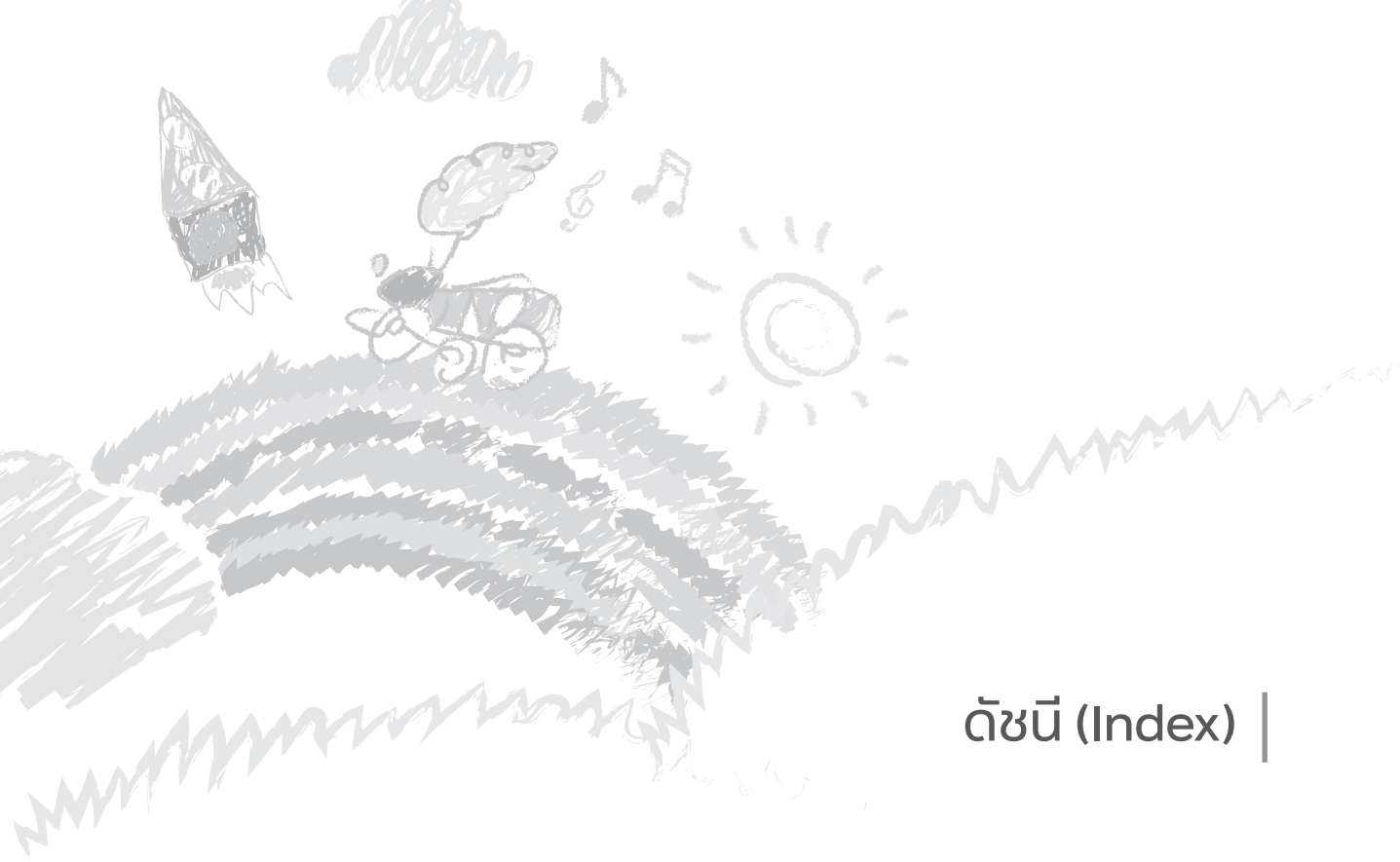
45. Gelfand SA. Essentials of audiology. 4th ed. New York: Thieme; 2016.
46. Fonseca S, Forsyth H, Neary W. School hearing screening programme in the UK: practice and performance. *Arch Dis Child* 2005;90:154-6.
47. Prasansuk S. Incidence/prevalence of sensorineural hearing impairment in Thailand and Southeast Asia. *Audiology* 2000;39:207-11.
48. World Health Organization. Childhood hearing loss: strategies for prevention and care [Internet]. 2016 [cited 2023 Mar 12]. Available from: https://www.who.int/docs/default-source/imported2/childhood-hearing-loss--strategies-for-prevention-and-care.pdf?sfvrsn=cbbbb3cc_0
49. Tarpe AM, Bess FH. Identification and management of children with minimal hearing loss. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1991;21:41-50.
50. Bess FH, Dodd-Murphy J, Parker RA. Children with minimal sensorineural hearing loss: prevalence, educational performance, and functional status. *Ear Hear* 1998;19:339-54.
51. McKay S, Gravel JS, Tarpe AM. Amplification considerations for children with minimal or mild bilateral hearing loss and unilateral hearing loss. *Trends Amplif* 2008;12:43-54.
52. American Academy of Audiology. Childhood hearing screening guidelines [Internet]. 2011 [cited 2023 Jan 2]. Available from: https://www.cdc.gov/ncbddd/hearingloss/documents/aaa_childhood-hearing-guidelines_2011.pdf
53. Shargorodsky J, Curhan SG, Curhan GC, Eavey R. Change in prevalence of hearing loss in US adolescents. *JAMA* 2010;304:772-8.
54. Smith PA, Davis A, Ferguson M, Lutman ME. The prevalence and type of social noise exposure in young adults in England. *Noise Health* 2000;2:41-56.
55. Sliwinska-Kowalska M, Davis A. Noise-induced hearing loss. *Noise Health* 2012;14:274-80.
56. Henderson E, Testa MA, Hartnick C. Prevalence of noise-induced hearing-threshold shifts and hearing loss among US youths. *Pediatrics* 2011;127:e39-46.
57. Schlauch RS, Carney E. Are false-positive rates leading to an overestimation of noise-induced hearing loss? *J Speech Lang Hear Res* 2011;54:679-92.
58. Vasconcellos AP, Kyle ME, Gilani S, Shin JJ. Personally modifiable risk factors associated with pediatric hearing Loss: a systematic review. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2014;151:14-28.
59. World Health Organization. Prevention of hearing impairment from chronic otitis media: report of a WHO/CIBA Foundation Workshop [Internet]. Geneva: WHO; 1998 [cited 2023 Mar 6]. Available from: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/63870>
60. Seely DR, Gloyd SS, Wright AD, Norton SJ. Hearing loss prevalence and risk factors among Sierra Leonean children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;121:853-8.
61. Kaplan DM, Fliss DM, Kraus M, Dagan R, Leiberman A. Audiometric findings in children with chronic suppurative otitis media without cholesteatoma. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1996;35:89-96.
62. Bluestone CD. Epidemiology and pathogenesis of chronic suppurative otitis media: implications for prevention and treatment. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1998;42:207-23.

63. Verhoeff M, Van der Veen EL, Rovers MM, Sanders EA, Schilder AG. Chronic suppurative otitis media: a review. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2006;70:1-12.
64. Muftah S, Mackenzie I, Faragher B, Brabin B. Prevalence of Chronic Suppurative Otitis Media (CSOM) and Associated Hearing Impairment Among School-aged Children in Yemen. *Oman Med J* 2015;30:358-65.
65. Elango S, Purohit GN, Hashim M, Hilmi R. Hearing loss and ear disorders in Malaysian school children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 1991;22:75-80.
66. Balle VH, Tos M, Dang HS, Nhan TS, Le T, Tran KP, et al. Prevalence of chronic otitis media in a randomly selected population from two communes in southern Vietnam. *Acta Otolaryngol Suppl* 2000;543:51-3.
67. Mahadevan M, Navarro-Lochin G, Tan HK, Yamanaka N, Sonsuwan N, Wang PC, et al. A review of the burden of disease due to otitis media in the Asia-Pacific. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2012;76:623-35.
68. Chayarpham S, Stuart J, Chongsuvivatwong V, Chinpairaj S, Lim A. A study of the prevalence of and risk factors for ear diseases and hearing loss in primary school children in Hat Yai, Thailand. *J Med Assoc Thai* 1996;79:468-72.
69. Rosenfeld RM, Shin JJ, Schwartz SR, Coggins R, Gagnon L, Hackell JM, et al. Clinical Practice Guideline: Otitis Media with Effusion (Update). *Otolaryngol Head Neck Surg* 2016;154:S1-S41.
70. Hunter LL, Margolis RH, Giebink GS. Identification of hearing loss in children with otitis media. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1994;163:59-61.
71. Sabo DL, Paradise JL, Kurs-Lasky M, Smith CG. Hearing levels in infants and young children in relation to testing technique, age group, and the presence or absence of middle-ear effusion. *Ear Hear* 2003;24:38-47.
72. Bellussi L, Mandalà M, Passàli FM, Passàli GC, Lauriello M, Passali D. Quality of life and psycho-social development in children with otitis media with effusion. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 2005;25:359-64.
73. Roberts JE, Burchinal MR, Collier AM, Ramey CT, Koch MA, Henderson FW. Otitis media in early childhood and cognitive, academic, and classroom performance of the school-aged child. *Pediatrics* 1989;83:477-85.
74. Brouwer CN, Maillé AR, Rovers MM, Grobbee DE, Sanders EA, Schilder AG. Health-related quality of life in children with otitis media. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2005;69:1031-41.
75. Karkanevatos A, Lesser TH. Grommet insertion in children: a survey of parental perceptions. *J Laryngol Otol* 1998;112:732-41.
76. Martines F, Bentivegna D, Di Piazza F, Martinciglio G, Sciacca V, Martines E. The point prevalence of otitis media with effusion among primary school children in Western Sicily. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2010;267:709-14.
77. Tos M. Epidemiology and natural history of secretory otitis. *Am J Otol* 1984;5:459-62.
78. Zielhuis GA, Rach GH, Van den Broek P. Screening for otitis media with effusion in preschool children. *Lancet* 1989;1:311-4.

79. Casselbrant ML, Brostoff LM, Cantekin EI, Flaherty MR, Doyle WJ, Bluestone CD, et al. Otitis media with effusion in preschool children. *Laryngoscope* 1985;95:428-36.
80. Aydemir G, Ozkurt FE. Otitis media with effusion in primary schools in Princes' Islands, Istanbul: prevalence and risk factors. *J Int Med Res* 2011;39:866-72.
81. Martines F, Martines E, Sciacca V, Bentivegna D. Otitis media with effusion with or without atopy: audiological findings on primary schoolchildren. *Am J Otolaryngol* 2011;32:601-6.
82. Maris M, Wojciechowski M, Van de Heyning P, Boudewyns A. A cross-sectional analysis of otitis media with effusion in children with Down syndrome. *Eur J Pediatr* 2014;173:1319-25.
83. Flynn T, Möller C, Jönsson R, Lohmander A. The high prevalence of otitis media with effusion in children with cleft lip and palate as compared to children without clefts. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2009;73:1441-6.
84. Austeng ME, Akre H, Øverland B, Abdelnoor M, Falkenberg ES, Kværner KJ. Otitis media with effusion in children with in Down syndrome. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2013;77:1329-32.
85. Sheahan P, Blayney AW. Cleft palate and otitis media with effusion: a review. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)* 2003;124:171-7.
86. Todberg T, Koch A, Andersson M, Olsen SF, Lous J, Homøe P. Incidence of otitis media in a contemporary Danish National Birth Cohort. *PLoS One* 2014;9:e111732.
87. Schilder AG, Lok W, Rovers MM. International perspectives on management of acute otitis media: a qualitative review. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004;68:29-36.
88. Rosenfeld RM, Kay D. Natural history of untreated otitis media. *Laryngoscope* 2003;113:1645-57.
89. Rosenfeld RM, Tunkel DE, Schwartz SR, Anne S, Bishop CE, Chelius DC, et al. Clinical practice guideline: tympanostomy tubes in children (update). *Otolaryngol Head Neck Surg* 2022;166:S1-55.
90. World Health Organization. Hearing aids for developing countries: report of an informal consultation to launch the WHO guidelines for hearing aids and services for developing countries [Internet]. Geneva: WHO; 2001 [cited 2023 Mar 30]. Available from: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/6695>
91. Frank T. ANSI update: maximum permissible ambient noise levels for audiometric test rooms. *Am J Audiol* 2000;9:3-8.
92. Ehmer RH. Masking patterns of tones. *J Acoust Soc Am* 1959;31:1115-20.
93. Silman S, Silverman CA, Arick DS. Pure-tone assessment and screening of children with middle-ear effusion. *J Am Acad Audiol* 1994;5:173-82.
94. Melnick W, Eagles EL, Levine HS. Evaluation of a recommended program of identification audiometry with school-age children. *J Speech Hear Disord* 1964;29:3-13.
95. Meinke DK, Dice N. Comparison of audiometric screening criteria for the identification of noise-induced hearing loss in adolescents. *Am J Audiol* 2007;16:S190-202.
96. Driscoll C, Kei J, McPherson B. Outcomes of transient evoked otoacoustic emission testing in 6-year-old school children: a comparison with pure tone screening and tympanometry. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2001;57:67-76.

97. Richardson MP, Williamson TJ, Lenton SW, Tarlow MJ, Rudd PT. Otoacoustic emissions as a screening test for hearing impairment in children. *Arch Dis Child* 1995;72:294-7.
98. Sideris I, Glattke TJ. A comparison of two methods of hearing screening in the preschool population. *J Commun Disord* 2006;39:391-401.
99. Norrix LW, Velenovsky DS. Auditory neuropathy spectrum disorder: a review. *J Speech Lang Hear Res* 2014;57:1564-76.
100. Kraus N, Ozdamar O, Stein L, Reed N. Absent auditory brain stem response: peripheral hearing loss or brain stem dysfunction? *Laryngoscope* 1984;94:400-6.
101. Vohr BR, Widen JE, Cone-Wesson B, Sinsinger YS, Gorga MP, Folsom RC, et al. Identification of neonatal hearing impairment: characteristics of infants in the neonatal intensive care unit and well-baby nursery. *Ear Hear* 2000;21:373-82.
102. Starr A, Rance G. Auditory neuropathy. *Handb Clin Neurol* 2015;129:495-508.
103. Berlin CI, Hood LJ, Morlet T, Wilensky D, St John P, Montgomery E, et al. Absent or elevated middle ear muscle reflexes in the presence of normal otoacoustic emissions: a universal finding in 136 cases of auditory neuropathy/dys-synchrony. *J Am Acad Audiol* 2005;16:546-53.
104. Driscoll C, Kei J, Bates D, McPherson B. Transient evoked otoacoustic emissions in children studying in special schools. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2002;64:51-60.
105. Nozza RJ, Bluestone CD, Kardatzke D, Bachman R. Towards the validation of aural acoustic immittance measures for diagnosis of middle ear effusion in children. *Ear Hear* 1992;13:442-53.
106. Nozza RJ, Bluestone CD, Kardatzke D, Bachman R. Identification of middle ear effusion by aural acoustic admittance and otoscopy. *Ear Hear* 1994;15:310-23.
107. Roush J, Bryant K, Mundy M, Zeisel S, Roberts J. Developmental changes in static admittance and tympanometric width in infants and toddlers. *J Am Acad Audiol* 1995;6:334-8.
108. Wan IK, Wong LL. Tympanometric norms for Chinese young adults. *Ear Hear* 2002;23:416-21.
109. Wong LL, Au JW, Wan IK. Tympanometric characteristics of Chinese school-aged children. *Ear Hear* 2008;29:158-68.
110. Hunter LL, Sanford CA. Tympanometry and wideband acoustic immittance. In: Katz J, Chasin M, English K, Hood LJ, Tillery KL, editors. *Handbook of clinical audiology*. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2015. p.137-63.
111. Dourado EC, Corona AP, Ferrite S. Ear canal collapse prevalence and associated factors among users of a center of prevention and rehabilitation for disabilities. *Revista CEFAC* 2017;19:749-55.
112. World Health Organization. Newborn and infant hearing screening: current issues and guiding principles for action [Internet]. Geneva: WHO; 2010 [cited 2023 Mar 1]. Available from: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/339288>
113. Yimtae K. Neonatal hearing screening. *Srinagarind Med J* 2004;19:241-8
114. Poonual W, Navacharoen N, Kangsanarak J, Namwongprom S. Prevalence and risk factors of hearing impairment in newborns under universal hearing screening program in northern Thailand [Internet]. 2016 [cited 2023 Nov 6]. Available from: <https://rsucon.rsu.ac.th/files/proceedings/inter2016/G1-06.pdf>

115. Wen C, Zhao X, Li Y, Yu Y, Cheng X, Li X, et al. A systematic review of newborn and childhood hearing screening around the world: comparison and quality assessment of guidelines. *BMC Pediatr* 2022;22:160.
116. Bright T, Pallawela D. Validated smartphone-based apps for ear and hearing assessments: a review. *JMIR Rehabil Assist Technol* 2016;3:e13.
117. Smits C, Merkus P, Houtgast T. How we do it: The Dutch functional hearing-screening tests by telephone and internet. *Clin Otolaryngol* 2006;31:436-40.
118. Potgieter JM, Swanepoel de W, Myburgh HC, Hopper TC, Smits C. Development and validation of a smartphone-based digits-in-noise hearing test in South African English. *Int J Audiol* 2015;55:405-11.
119. World Health Organization. Hearing screening considerations for implementation [Internet]. Geneva: WHO; 2019 [cited 2023 Mar1]. Available from: <https://www.who.int/publications/i/item/9789240032767>
120. Yimtae K, Israsena P, Thanawirattananit P, Seesutas S, Saibua S, Kasemsiri P, et al. A Tablet-based mobile hearing screening system for preschoolers: design and validation study. *JMIR Mhealth Uhealth* 2018;6:e186.



ดัชนี (Index) |

ก

การแทรกสอด,	16, 17, 18, 19, 24, 26, 27, 28
การเลี้ยวเบน,	16, 59
การสั่นพ้อง,	23, 24, 28, 29
การหักเห,	16, 17

ข

ของแข็ง,	16
ของเหลว,	2, 10, 19, 29, 80, 81, 85, 86

ค

คลื่นนิ่ง,	24, 27, 28, 29, 30
คลื่นแนวขวาง,	4, 6
คลื่นแนวยาว,	4
ความจำเพาะ,	262
ความดัน,	12, 13, 14, 34, 141, 142, 143, 144, 247, 248, 249, 250
ความยาวคลื่น,	4, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 18, 19, 30, 60, 61
ความเร็วคลื่น,	8, 9, 10, 11
ความไว,	167, 168, 177, 179, 182, 241, 244, 262
คาบ,	8, 9, 10

ข

ซ้อน,	29, 32
-------	--------

ท

ตั้ง,	31, 32
-------	--------

ธ

ธรรมชาติ,	1, 19, 23, 24, 174
-----------	--------------------

บ

บัพ,	28, 29
------	--------

ป

ปฏิบัติ,	28, 29, 30
----------	------------

พ

พลังงานเสียง,	2, 3, 4, 5, 10, 22, 29, 32, 33, 34, 35, 41, 53, 76, 77, 79, 87, 88, 223
---------------	----------------------------------------------------------------------------

ล

ลำโพง,	76, 77, 78, 79
--------	----------------

ว	
วัตตุวิสัย,	70, 73, 92, 102, 124, 132, 137, 156, 173, 239, 252

ส	
ส่วนขยาย,	4
ส่วนอัด,	4

อ	
อวกาศ,	3
อัติวิสัย,	92, 137, 140, 156, 239

A	
Acetylcholine,	51
Acoustic reflex,	72, 73, 85, 114, 132
Acoustic shadow,	60, 61
Action potential	44, 45, 46, 47, 53, 54, 55, 56, 57, 144, 151
Active,	35, 37, 38, 39, 51, 57
Admittance,	142, 143, 144, 247, 250
Air-bone gap,	72, 227
Air conduction,	72, 84, 147, 148, 149, 150, 151, 228, 229
Air conduction,	154
Amplifier,	37
Amplitude,	35, 75, 145, 146, 147, 148, 155
Annulus,	32
Antihelix,	22
Antinode,	28, 29
Antitragus,	22
Area ratio,	32, 33
Attention deficit hyperactivity disorder,	117, 119, 234
Autism spectrum disorder,	114, 115, 234
Autonomic nerve fiber,	47, 51
Autophony,	85

B	
Biaural,	59, 61
Bipolar,	47, 49
Buckling effect,	32, 33

C	
Carhart's notch,	85
Cerebral palsy,	114, 115, 118
Characteristic frequency,	47, 48
Cochlear nucleus,	57, 58, 59, 145, 181
Common cochlear artery,	51, 52
Concha cavum,	22
Concha cymba,	22
Connexin 26,	44, 45, 208
Correction factor,	146, 147, 148, 149, 151, 153, 154, 155

Cost-effectiveness, 202, 203, 205
 Coupler, 196, 197, 198
 Cross-check principal, 72, 137
 Cross hearing, 87, 88, 150
 Cytomegalovirus, 186, 206, 221

D

Depolarization, 43
 Diffraction, 16, 18, 59, 60
 Down syndrome, 102, 114, 117, 118, 233, 234

E

Endolymph, 41, 43, 44, 45

F

Force, 12
 Fossa triangularis, 22
 Free-field, 76, 77, 78, 79, 105

G

Glutamate, 43, 44, 46, 47, 53

H

Headphone, 76, 79, 87, 88
 Hearing aid, 83, 116, 201, 202

I

Impedance, 29
 Incus, 29
 Inferior colliculus, 57, 58, 59
 Inner hair cell, 41, 42, 180, 191, 246
 Insert earphone, 76, 79, 87, 105,
 108, 148, 149, 150, 155
 Interaural, 59, 60, 61, 87, 146, 150
 Interference, 16, 17, 24, 26, 27

L

Lateral lemniscus, 57, 58, 59, 181
 Lever ratio, 29, 32, 33
 Linear, 38, 39
 Localization, 22, 59
 Loudspeaker, 76, 77, 78

M

Malleus, 29, 232
 Masking, 87, 88, 150, 238
 Medial geniculate, 58, 59

N

Natural frequency, 23
 Nerve fiber, 41, 47, 48, 49,
 50, 51, 52, 57, 58
 Node, 28, 29
 Non-linear, 38

O

Olivocochlear bundle, 47, 50, 51, 52
 Otitis media, 117, 143, 162, 163, 179, 192,
 210, 221, 222, 230, 231, 232, 233
 Otosclerosis, 84, 85, 89
 Outer hair cell, 35, 138, 174, 226, 245, 246

P

Passive, 35, 37
 Perilymph, 29
 Period, 8
 Place coding, 54
 Prelingual deafness, 44
 Prestin, 37, 38, 39

R

Rarefaction, 4, 5, 7, 151, 194
 Reflection, 16, 77, 78, 79
 Reinforcement, 73, 92, 98, 102,
 106, 113, 114, 239
 Repolarization, 43
 Resonance, 23, 145
 Rosenthal's canal, 47, 49

S

Scala media, 34, 35, 41, 43, 44, 45, 80, 81, 86
 Scala tympani, 34, 80, 81, 85, 86
 Scala vestibuli, 34, 80, 81, 85, 86
 Sensitivity, 167, 222, 241, 244
 Sound level meter, 14, 99, 101, 239

Specificity,	167, 168, 222, 241	Test box,	196
Speech	72, 73, 75, 119, 120, 121, 123, 124, 169 261	Tip-link,	41, 42, 53
Spiral ganglion cell,	47, 49	Tonotopic,	35
Standing wave,	24, 28	Transducer,	76, 79, 87, 150, 155
Stapes,	29, 84	Travelling wave,	35, 37, 38, 39, 40, 41, 53, 57, 80, 81, 86, 122
Superior canal dehiscence,	84, 85, 86, 89		
Superior/inferior crura of the antihelix,	22	U	
Superior olivary complex,	50, 57, 58, 59, 181	Umbo,	32
Supporting cell,	35, 44, 45		
		V	
T		Vent,	83
Temporal coding,	54, 57	Vestibulocochlear nerve,	50, 51, 145



การตรวจการได้ยิน ในเด็ก

Hearing tests in children



RSU คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

สาขาวิชา โสต ศอ นาสิกวิทยา
คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์