

การตรวจการได้ยิน ในเด็ก

Hearing tests in children



พิทยาพล ปัตรวัชชัย

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพ
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพ
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

รพ. คณะแพ
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

การตรวจการได้ยิน ในเด็ก

Hearing tests in children

พิทยาพล ปัตธวัชชัย





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 (e-book) 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 ศอ นาสิกวิทยา 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 ซึ่งภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็กนี้จะส่งผลกระทบต่อทางสังคมและเศรษฐกิจของประเทศอย่างมาก แม้ว่าในหลายประเทศโดยเฉพาะประเทศที่พัฒนาแล้ว 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 ของผู้นิพนธ์ที่ทำการศึกษาในเด็กที่มีภาวะการได้ยินบกพร่องจากหนังสือตำรามาตรฐานซึ่งเป็นที่ยอมรับในระดับสากล อีกทั้งมีการอ้างอิงงานวิจัยที่เป็นพื้นฐานสำคัญรวมทั้งการอ้างอิงงานวิจัยที่ทันสมัยทั้งภายในประเทศและจากต่างประเทศ ซึ่งผู้นิพนธ์หวังเป็นอย่างยิ่งว่าหนังสือเล่มนี้จะเป็นสื่อการเรียนรู้ที่เป็นประโยชน์อีกเล่มหนึ่งสำหรับผู้สนใจ ไม่ว่าจะเป็น นักศึกษาทั่วไป นักศึกษาแพทย์ นักแก้ไขการพูดและนักแก้ไขการได้ยิน แพทย์ทั่วไป หรือแพทย์เฉพาะทางหูคอจมูกที่สนใจในการจะประเมินการได้ยินของเด็กที่อาจจะมีปัญหาภาวะการได้ยินบกพร่อง ทั้งนี้เพื่อให้การดูแลรักษาได้อย่างถูกต้องและเกิดประโยชน์สูงสุดต่อผู้ป่วยต่อไป

พิทยาพล ปิตรวัชชัย

children



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



children



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



children



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์

Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



คณะแพทยศาสตร์
มหาวิทยาลัย
สงขลานครินทร์



Hearing tests in children



กิตติกรรมประกาศ

ผู้นิพนธ์ขอขอบคุณ คุณวิธวัช 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 ปิตรวัชชัย

ประวัติผู้สมัคร

พิทยาพล 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

คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาลมหาวิทยาลัยมหิดล

พ.ศ. 2555 วุฒิปัตริโสต 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
ถึงที่มีการเจาะรูที่กั้นถังและมีสื่ออยู่เต็มซึ่งแขวนอยู่บนเพดานให้แกว่งกลับไปกลับมา แสดงถึงการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศขณะมีพลังงานเสียงส่งผ่าน	
รูปที่ 1.3	3
การเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลางที่เป็นอากาศขณะพลังงานเสียงส่งผ่าน	
รูปที่ 1.4	5
คลื่นเสียงจากการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศ	
รูปที่ 1.5	6
ลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นที่เกิดขึ้นในโมเลกุลตัวกลางต่างชนิดกัน	
รูปที่ 1.6	6
การใช้อุปกรณ์แสดงตำแหน่งของคลื่นเสียง	
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	

บทที่ 2	
รูปที่ 2.1	22
แสดงลักษณะกายวิภาคของใบหู และแสดง spectral pinna cue	
รูปที่ 2.2	23
ปริมาณความดังของเสียงที่ถูกขยายเพิ่มขึ้นในแต่ละความถี่ที่ต่างกัน	
รูปที่ 2.3	24
การออกแรงแกว่งซึ่งเข้าที่เป็นจังหวะพอดีตามความถี่ธรรมชาติของวัตถุ	
รูปที่ 2.4	25
ธรรมชาติของการสะท้อนกลับของคลื่นบนเชือก	
รูปที่ 2.5	26
ลักษณะของการแทรกสอดของยอดคลื่น (ครึ่งรอบของคลื่น) บนเชือก	
รูปที่ 2.6	27
ลักษณะของคลื่นเสียงทั้งยอดคลื่นและท้องคลื่น (ครึ่งหนึ่งรอบคลื่น)	
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 ออกจากเซลล์ชั้นใน		เซลล์ประสาทขาออกจากกระบบประสาทส่วนกลาง (efferent auditory nerve fiber หรือ olivocochlear bundle) จะฝากใยประสาทผ่าน vestibular branch ของเส้นประสาทสมองคู่ที่ 8 (vestibulocochlear nerve) ก่อนเข้าสู่ cochlea เพื่อไปเลี้ยงทั้งเซลล์ชั้นในและเซลล์ชั้นนอก	
รูปที่ 2.25	45	รูปที่ 2.32	52
โปรตีน connexin 26 ฝังอยู่ในผนังเซลล์ที่ชื่อว่า “supporting cell” ซึ่งเป็นเซลล์ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์ชั้นนอก โดยโปรตีนนี้มีความสำคัญในการเป็นช่องต่อสำคัญระหว่างผนังเซลล์ที่อยู่รอบ ๆ เซลล์ชั้นนอก ซึ่งเป็นทางให้โพแทสเซียมผ่านและถูกนำกลับไปได้ใหม่ได้เรื่อย ๆ ใน scala media เมื่อใดก็ตามที่โปรตีนนี้มีความผิดปกติก็จะทำให้โพแทสเซียมไม่ได้ถูกนำกลับใช้ใหม่ ส่งผลให้ปริมาณโพแทสเซียมลดลงใน endolymph และมีไม่เพียงพอสำหรับการนำกระแสประสาทในหูชั้นในได้		เซลล์ประสาทจาก olivocochlear bundle ที่ให้ใยประสาทมาเลี้ยงทั้งเซลล์ชั้นในและเซลล์ชั้นนอก	
รูปที่ 2.26	46	รูปที่ 2.33	52
เซลล์ประสาทของเส้นประสาทรับเสียงจะมีหน้าที่หลักในการตอบสนองต่อสารสื่อประสาท glutamate บริเวณปลายประสาทของเซลล์ชั้นใน		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 ให้มีการเปิดช่องให้โพแทสเซียมเคลื่อนที่เข้าสู่เซลล์ชั้นในมากขึ้น	
รูปที่ 2.28	48	รูปที่ 2.35	55
ความละเอียดของความถี่ (frequency resolution) ที่เฉพาะเจาะจงในแต่ละเซลล์ประสาท		เซลล์ชั้นใน 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) จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ชั้นในได้เพียง 1 เซลล์เท่านั้น ในทางตรงกันข้าม เซลล์ประสาทชนิดที่ 2 จะเข้าไปเลี้ยงเซลล์ชั้นนอกได้หลายเซลล์		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
การสั่นของหูชั้นกลางจากการสั่นของกะโหลกศีรษะสามารถจะส่งต่อคลื่นเสียงเข้าสู่หูชั้นในและกระตุ้นการทำงานของ cochlea ไปสู่ระบบประสาทการได้ยินได้ตามปกติ	
รูปที่ 3.17	83
การนำเสียงผ่านกระดูกจากการสั่นของกะโหลกศีรษะสามารถส่งผลให้เกิดการสั่นของหูชั้นนอกได้อีกเช่นกัน	
รูปที่ 3.18	83
คลื่นเสียงที่เข้ามาในหูชั้นนอกจากการนำเสียงผ่านกระดูกมักจะต้องการรั่วของคลื่นเสียงไปส่วนหนึ่งเสมอ	
รูปที่ 3.19	84
หูฟังชนิดที่ออกแบบมาให้ใส่ในช่องหูซึ่งมีขายอยู่ตามท้องตลาดทั่วไป หรือเครื่องช่วยฟังที่ใช้ขยายเสียงในคนที่มีความพิการการได้ยินบกพร่องที่มีการสูญเสียเฉพาะความถี่สูง ๆ, เครื่องช่วยฟังแบบอยู่ในหู และเครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหู	
รูปที่ 3.20	86
กลไกการนำเสียงทางอากาศ (AC) ที่เบากว่าที่ควรจะเป็นในผู้ป่วยที่มีปัญหา superior canal dehiscence	
รูปที่ 3.21	86
กลไกการนำเสียงทางกระดูก (BC) ที่ดีขึ้นกว่าเดิมในผู้ป่วยที่มีปัญหา superior canal dehiscence	
รูปที่ 3.22	88
ค่า IA ที่เป็นปัจจัยสำคัญในการประเมิน cross hearing	

บทที่ 4

รูปที่ 4.1	93
ตัวให้กำเนิดเสียง (noise maker) หลากหลายชนิด	
รูปที่ 4.2	93
เครื่อง audiometer สำหรับตรวจการได้ยินเพื่อปล่อยเสียงกระตุ้นที่ระดับความดังและความถี่ต่าง ๆ	
รูปที่ 4.3	95
พัฒนาการด้านการได้ยินของเด็กจะค่อย ๆ พัฒนามาร่วมกับพัฒนาการของกล้ามเนื้อหู	

รูปที่ 4.4	101
การตรวจการได้ยินด้วยวิธี BOA สามารถทำได้โดยใช้ตัวให้กำเนิดเสียงที่ทราบความถี่ว่าอยู่ในช่วงความถี่ต่ำ กลาง หรือ สูง เพื่อให้เกิดเสียงไปยังเด็ก	
รูปที่ 4.5	105
ห้องตรวจ VRA	
รูปที่ 4.6	106
ตัวอย่างตุ๊กตาที่ใช้สำหรับให้แรงเสริมเมื่อหันหาทิศทางของเสียงกระตุ้นโดยผู้ตรวจคนหนึ่งที่หนึ่ง	
รูปที่ 4.7	109
ตัวอย่างตุ๊กตาที่ขยับได้ชนิดต่าง ๆ	
รูปที่ 4.8	109
การให้แรงเสริมด้วยการเปิดไฟให้เห็นเฉพาะตุ๊กตาที่อยู่หนึ่ง ๆ	
รูปที่ 4.9	111
วิธีการหาระดับการได้ยินโดยวิธี modified Hughson-Westlake procedure	
รูปที่ 4.10	113
การตรวจการได้ยินด้วยวิธี CPA	
รูปที่ 4.11	116
เครื่องช่วยฟังแบบอยู่ในหู (in the ear hearing aid) และเครื่องช่วยฟังแบบทัดหลังหู (behind the ear hearing aid)	
รูปที่ 4.12	122
กราฟ performance-intensity (PI) function	
รูปที่ 4.13	123
ลักษณะที่แตกต่างกันของ PI function ซึ่งพบในภาวะการได้ยินบกพร่องที่มีสาเหตุแตกต่างกัน	
รูปที่ 4.14	126
การทราบระดับการได้ยินในทุกความถี่ตั้งแต่ 250-8,000 เฮิรตซ์	
รูปที่ 4.15	127
กราฟของระดับการได้ยินโดยเฉลี่ยของเด็กที่มีความพิการการได้ยินบกพร่องชนิด SNHL ทั้งหมดจำนวน 227 หู	

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 ทุติยภูมิ 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 สำหรับการใช้นิพจน์ภาวะการได้ยินบกพร่องในทารกแรกเกิด		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 จากการใช้ 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
		การคัดกรองการได้ยินเฉพาะทารกกลุ่มเสี่ยงต่อภาวะการได้ยินบกพร่อง (TNHS)	

รูปที่ 6.31 205

การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS)

รูปที่ 6.32 205

ค่า incremental cost-effectiveness ratio (ICER) สามารถลดลงได้ตามลำดับ หากสามารถควบคุมตัวแปรที่สำคัญให้อยู่ในเกณฑ์ที่ดีขึ้น

รูปที่ 6.33 206

เมื่อควบคุมให้อัตราการไม่มาติดตามอาการไม่เกินร้อยละ 5 โอกาสที่การคัดกรองการได้ยินในทารกแรกเกิดทุกคน (UNHS) จะมีความคุ้มค่าอยู่ที่ร้อยละ 94

รูปที่ 6.34 207

การส่งตรวจเพิ่มเติมเพื่อหาการติดเชื้อ CMV ในทารกแรกเกิดที่ได้ผลตรวจคัดกรองการได้ยินว่าไม่ผ่าน

บทที่ 7

รูปที่ 7.1 222

การสูญเสียการได้ยินเฉพาะช่วงความถี่ 250-500 เฮิรตซ์

รูปที่ 7.2 223

เสียงกระตุ้นชนิด click เป็นเสียงที่มีระยะเวลาของเสียงกระตุ้นค่อนข้างสั้นและรวมคลื่นเสียงหลายความถี่เข้าด้วยกัน

รูปที่ 7.3 225

กลุ่มสาเหตุการเกิดภาวะการได้ยินบกพร่องในเด็ก

รูปที่ 7.4 228

ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องที่ระดับความรุนแรงเพียงเล็กน้อยทั้งสองข้าง (mild degree of bilateral SNHL)

รูปที่ 7.5 228

ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องในหูซ้ายเพียงข้างเดียว (unilateral SNHL in the left side)

รูปที่ 7.6 229

ภาวะการได้ยินบกพร่องชนิดประสาทรับฟังเสียงบกพร่องบริเวณความถี่สูงในหูข้างซ้าย (unilateral high frequency SNHL in the left side)

รูปที่ 7.7 230

COM

รูปที่ 7.8 230

โพรงหนองที่หลังหูซ้าย (post auricular abscess) จากภาพถ่าย computed tomography (CT) scan

รูปที่ 7.9 231

ภาพถ่าย computed tomography (CT) scan แสดงหนองในสมองซีกซ้าย (temporal lobe) ที่เกิดจากภาวะแทรกซ้อนของ COM ในหูข้างซ้าย

รูปที่ 7.10 232

OME

รูปที่ 7.11 234

การใส่ท่อระบายน้ำในหูชั้นกลาง (myringotomy with grommet insertion)

รูปที่ 7.12 236

เสียงรบกวนที่ส่งผลกระทบต่อระดับการได้ยินของเด็ก (hearing threshold)

รูปที่ 7.13 238

หูฟังชนิด supra-aural earphone

รูปที่ 7.14 238

ห้องเก็บเสียง (sound proof room)

รูปที่ 7.15 244

ผลการตรวจของการคัดกรองการได้ยินบนหน้าจอเครื่อง TEOAE

รูปที่ 7.16 245

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)

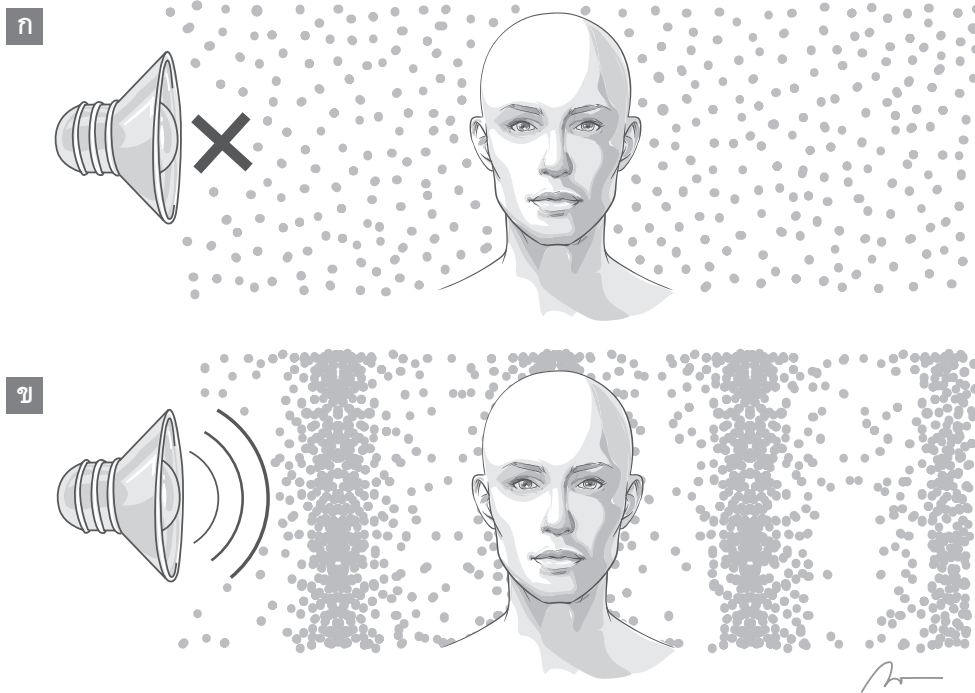
พิทยาภา ปิตรวิชัย

บทนำ

คลื่นเสียงถือเป็นพลังงานชนิดหนึ่งที่ประสาทสัมผัสของมนุษย์สามารถจะรับผ่านระบบประสาททางการได้ยินและรับรู้เป็นเสียงขึ้นมาได้ การทำความเข้าใจในธรรมชาติของเสียงจะทำให้ประเมินได้ว่าระดับเสียงต่าง ๆ ที่อยู่รอบตัวมนุษย์มีลักษณะอย่างไรและมีความดังมากน้อยเพียงใด ดังนั้น ความรู้ความเข้าใจธรรมชาติของคลื่นเสียง และทราบถึงวิธีการวัดคลื่นเสียงเหล่านี้จึงมีความสำคัญอย่างมากที่จะสื่อสารและอธิบายลักษณะของคลื่นเสียงที่มนุษย์ได้ยินอย่างถูกต้อง ในบทนี้ผู้อ่านจะได้รับความรู้เกี่ยวกับการวัดคลื่นเสียง ทราบถึงที่มาของคำจำกัดความต่าง ๆ รวมทั้งการใช้สูตรและหน่วยในการวัดคลื่นเสียงเหล่านั้น

ความรู้พื้นฐาน

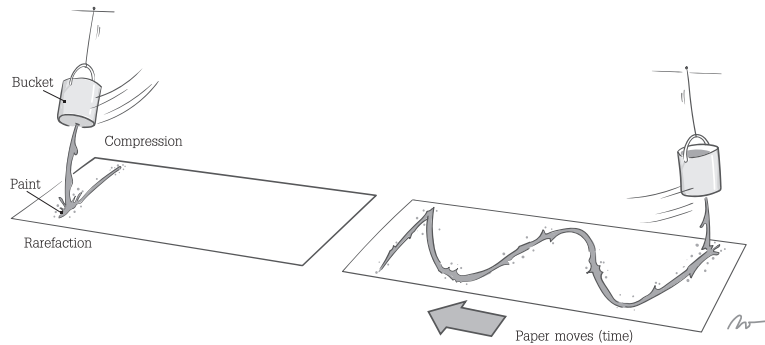
คลื่นเสียงคือพลังงานรูปแบบหนึ่งที่เกิดจากการสั่นสะเทือนของโมเลกุลตัวกลาง ไม่ว่าจะเป็น ของแข็ง ของเหลวหรืออากาศ การสั่นสะเทือนของโมเลกุลตัวกลางเหล่านี้จะทำหน้าที่ส่งพลังงานของเสียงต่อ ๆ กันไป หากยกตัวอย่างโมเลกุลตัวกลางของเสียงคือโมเลกุลอากาศที่ลอยอยู่ทั่วไป และมีแหล่งกำเนิดเสียงสร้างพลังงานเสียงขึ้น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



รูปที่ 1.1

ลักษณะของโมเลกุลอากาศที่มีการอัดแน่นและขยายสลับกันไปหลังจากมีแหล่งกำเนิดเสียง โดย (ก) แสดงถึงโมเลกุลอากาศที่กระจายอย่างไม่เป็นระเบียบปล่อยลอยบนอากาศทั่วไป ขณะที่ยังไม่มีคลื่นเสียงวิ่งผ่าน และ (ข) แสดงถึงการเรียงตัวของโมเลกุลอากาศที่มีการอัดแน่นและขยายสลับกัน หลังจากมีคลื่นเสียงเกิดขึ้นแล้ว (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

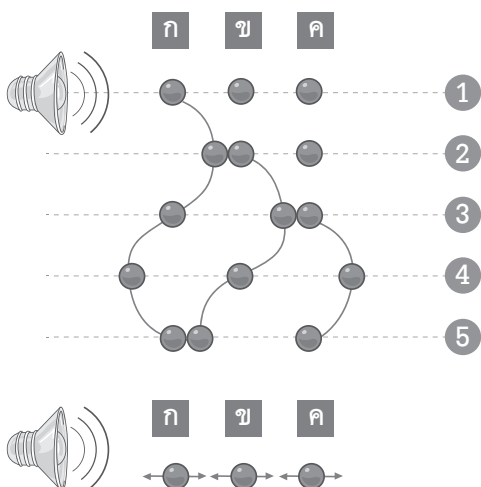
หากใช้ภาพประกอบเพื่อให้ง่ายต่อการทำความเข้าใจ โดยการใช้ถังที่มีสีอยู่เต็มซึ่งถูกผูกด้วยเชือก ที่แขวนอยู่บนเพดานและให้มีการแกว่งไปแกว่งมา หลังจากนั้นเจาะรูที่ฐานของถัง จะพบว่า สีที่ตกลงสู่ผ้าขาวบนพื้นซึ่งกำลังเลื่อนไปข้างหน้าอย่างช้า ๆ เป็นหลักฐานการเคลื่อนที่กลับไปกลับมาของถังที่มีลักษณะเป็นลูกคลื่นเกิดขึ้น เปรียบเสมือนว่า การเคลื่อนที่ของถังนั้นคือการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศกลับไปกลับมาขณะมีพลังงานเสียงส่งผ่าน ซึ่งมีลักษณะเป็นรูปลูกคลื่นดังรูปที่ 1.2



รูปที่ 1.2

ถังที่มีการเจาะรูที่ก้นถังและมีสีอยู่เต็มซึ่งแขวนอยู่บนเพดานให้แกว่งกลับไปกลับมา แสดงถึงการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศขณะมีพลังงานเสียงส่งผ่าน โดยการเคลื่อนที่ของถังนี้ ทำให้เกิดลายเส้นสลับผ่านขณะที่มีการเคลื่อนไปข้างหน้าอย่างช้า ๆ ในลักษณะรูปลูกคลื่นเกิดขึ้น (วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)

ซึ่งถังกลมที่ถูกห้อยและเคลื่อนที่กลับไปกลับมา จะเปรียบเสมือนโมเลกุลอากาศที่สั่นสะเทือนลักษณะกลับไปกลับมาเช่นกัน ทำให้เมื่อใดก็ตามที่มีโมเลกุลอากาศอื่น ๆ อยู่ใกล้กับโมเลกุลที่สั่นสะเทือนเหล่านี้ พลังงานเสียงก็จะสามารถส่งผ่านพลังงานเสียงไปสู่โมเลกุลอากาศถัดไปได้เรื่อย ๆ เช่นกัน ดังนั้นจะเห็นว่าพลังงานเสียงจะเกิดขึ้นได้ จำเป็นต้องมีโมเลกุลตัวกลางเพื่อจะนำเสียงต่อไปได้ หากเมื่อไรก็ตามขาดโมเลกุลตัวกลางเพื่อนำเสียง เช่น ในอวกาศ ที่ไม่มีโมเลกุลอากาศอยู่ จะพบว่าเสียงไม่สามารถเดินทางได้ เนื่องจากไม่มีโมเลกุลตัวกลางใด ๆ ที่จะนำพลังงานเสียงส่งต่อกันไปได้ แสดงว่า แม้จะมีแหล่งกำเนิดเสียงที่สามารถปล่อยความดังมากเท่าไรก็ตามในอวกาศ ก็ไม่สามารถจะส่งผ่านพลังงานเสียงเหล่านั้นเพื่อให้นักเรียนรู้และได้ยินได้นั่นเอง รูปที่ 1.3 แสดงลักษณะการเคลื่อนที่ของโมเลกุลอากาศขณะมีพลังงานเสียงส่งผ่าน สังเกตว่ามีการส่งต่อพลังงานไปสู่โมเลกุลอากาศอื่น 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) ยังส่งพลังงานไปสู่โมเลกุลอากาศ (ข) และ (ค) ซึ่งอยู่ถัด ๆ ไป สุดท้ายโมเลกุลอากาศ (ข) และ (ค) จะได้รับพลังงานเสียงทำให้เกิดการเคลื่อนที่กลับไปกลับมาเช่นเดียวกับโมเลกุลอากาศ (ก) เพื่อส่งผ่านพลังงานเสียงไปสู่โมเลกุลอากาศอื่น 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

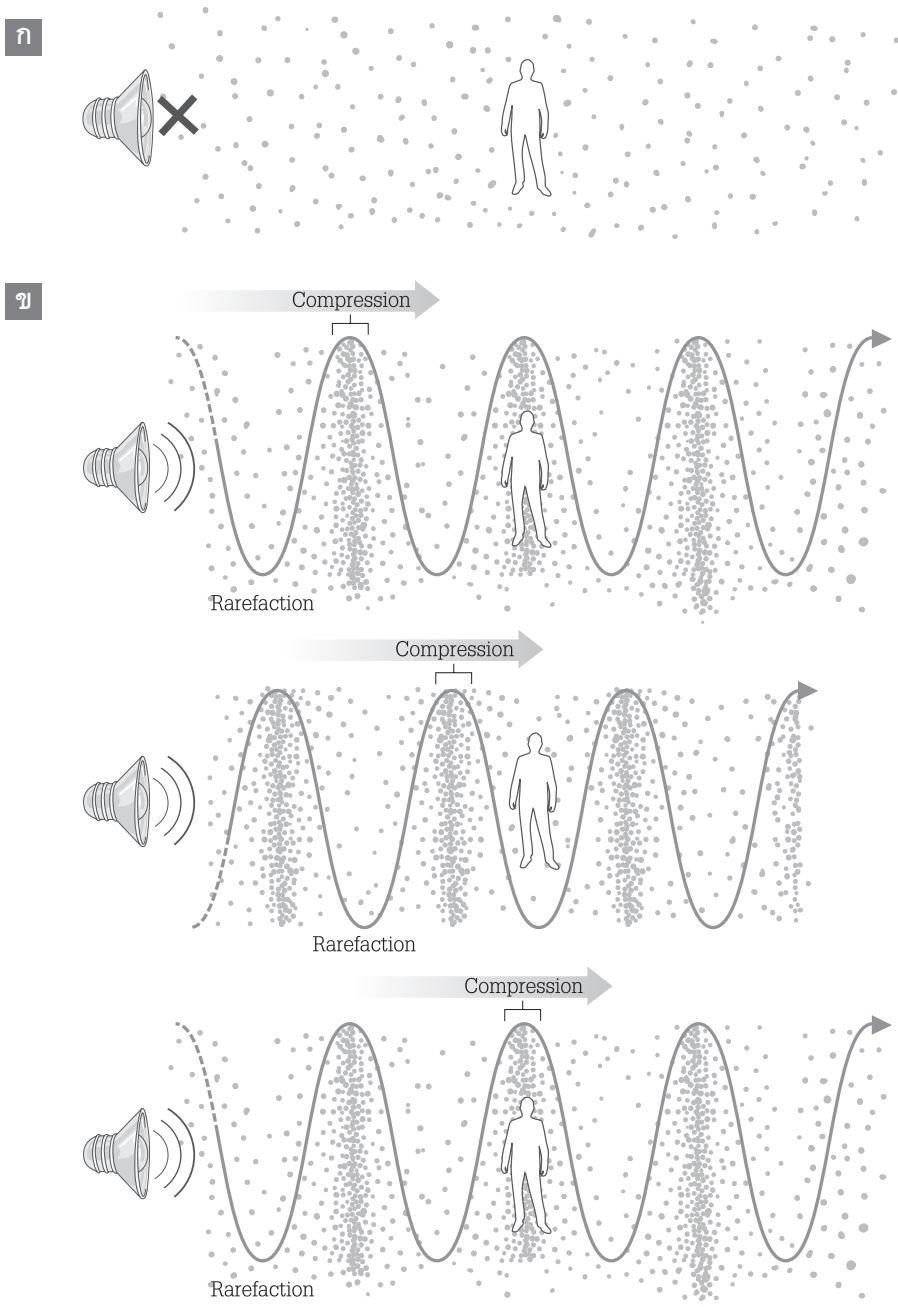
โดยทั่วไปลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นเหล่านี้สามารถแบ่งได้เป็นสองชนิด คือ คลื่นแนวยาว (longitudinal wave) และ คลื่นแนวขวาง (transverse wave) ซึ่งทั้งสองชนิดสามารถแยกจากกันโดยสังเกตจากการที่คลื่นมีการเคลื่อนที่ไปข้างหน้าขนานหรือตั้งฉากกับโมเลกุลตัวกลาง หากคลื่นที่เคลื่อนไปข้างหน้ามีลักษณะขนานไปกับการเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลาง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

1. การวัดคลื่นเสียง (sound measurement)

เมื่อใช้คลื่นเพื่อแสดงถึงลักษณะของพลังงานเสียง สังเกตได้ว่าการใช้อองศาตั้งแต่ 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)

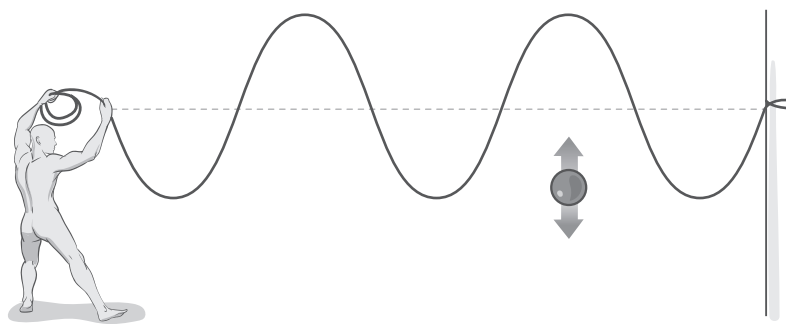
นอกจากการสังเกตระยะทางที่คลื่นสามารถเคลื่อนที่ไปได้มากน้อยแค่ไหนแล้ว การประเมินว่า คลื่นที่เคลื่อนที่ไปนั้นใช้ระยะเวลาเท่าไรก็มีความสำคัญเช่นกัน โดยทั่วไป การที่คลื่นสามารถเคลื่อนที่ได้กี่รอบในเวลา 1 วินาที จะถูกเรียกว่า “ความถี่” ซึ่งมีหน่วยเป็น รอบต่อวินาที หรือ เฮิรตซ์ (Hertz, Hz) ดังนั้น คลื่นที่มีความถี่เท่ากับ 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 ก็จะลดลงไปด้วยเช่นกัน ดังรูปที่ 1.8



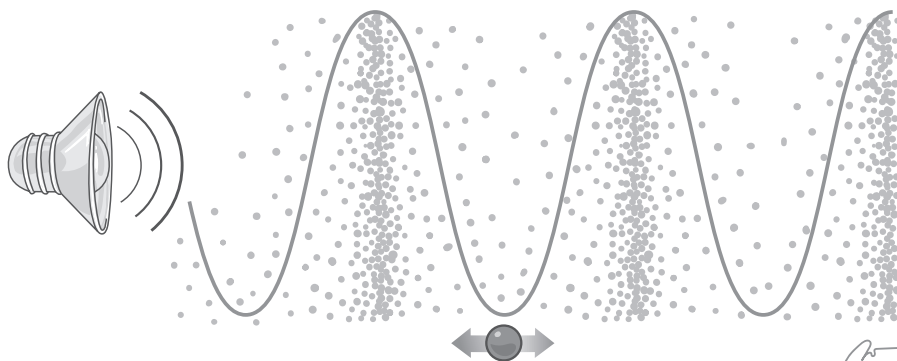
รูปที่ 1.4

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

ก

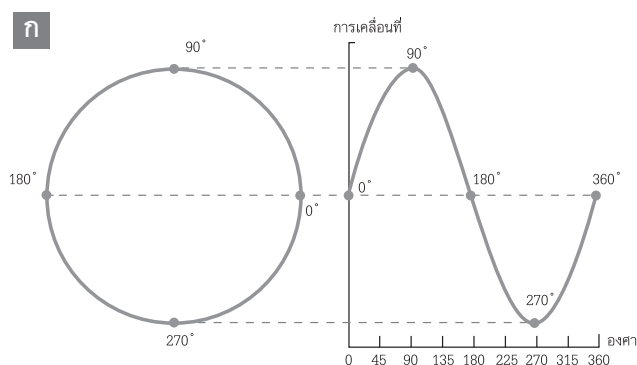


ข

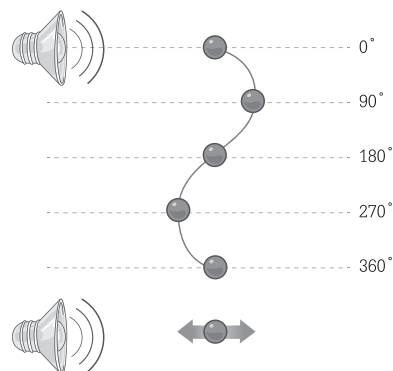


รูปที่ 1.5 ลักษณะการเคลื่อนที่ของคลื่นที่เกิดขึ้นในโมเลกุลตัวกลางต่างชนิดกัน (ก) แสดงคลื่นที่เคลื่อนไปข้างหน้า ลักษณะขนานไปกับการเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลาง ซึ่งเรียกคลื่นลักษณะนี้ว่า “คลื่นแนวยาว (longitudinal wave)” ในทางตรงกันข้าม หากคลื่นที่เคลื่อนไปข้างหน้า แต่เคลื่อนที่ในลักษณะตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของโมเลกุลตัวกลางจะเรียกคลื่นลักษณะนี้ว่า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

ก

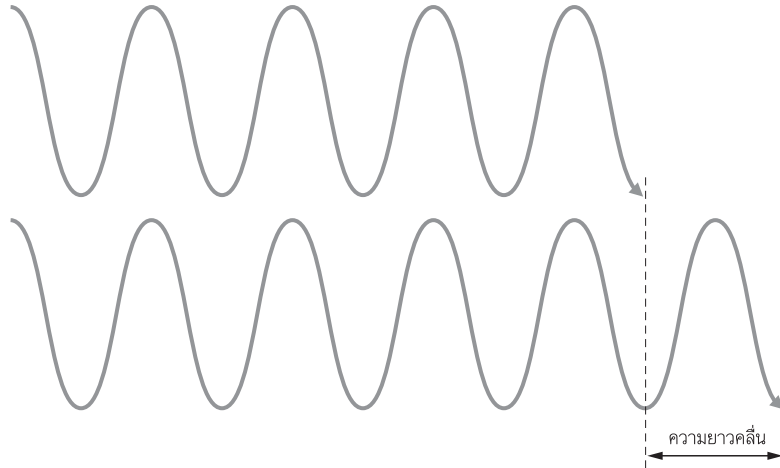


ข

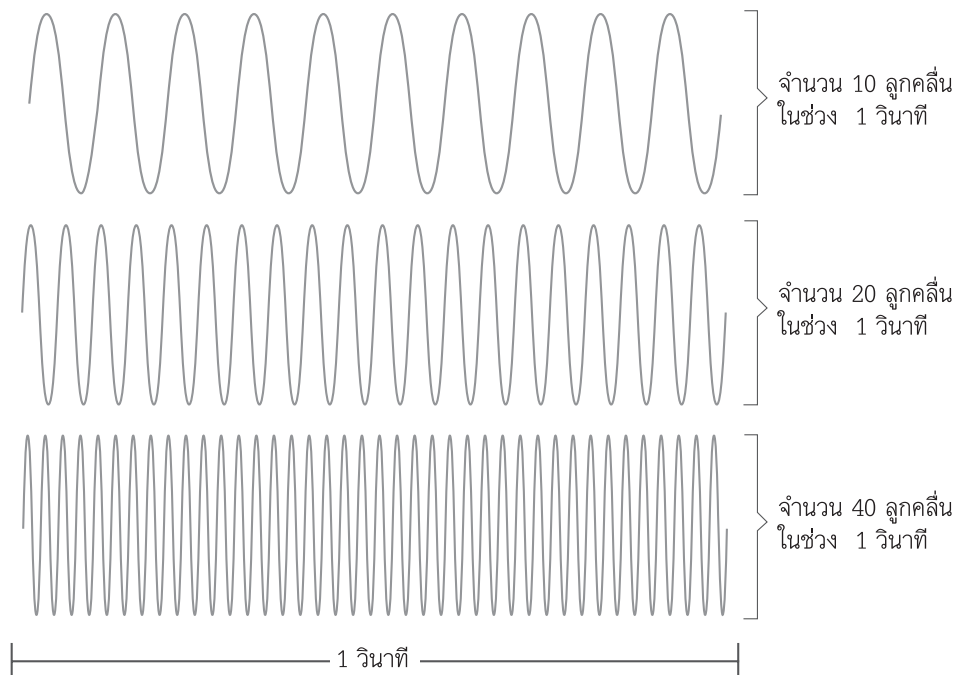


รูปที่ 1.6 การใช้องศาแสดงตำแหน่งของคลื่นเสียง (ก) แสดงการเคลื่อนที่ครบหนึ่งรอบเทียบเท่ากับคลื่นเคลื่อนที่ครบ 360 องศา และ (ข) แสดงโมเลกุลตัวกลางในการเคลื่อนที่ไปและกลับครบหนึ่งรอบที่ 360 องศาเช่นกัน
(วาดโดย วิสวัช แดงอ่อน หน่วยผลิตตำราคณะแพทยศาสตร์)



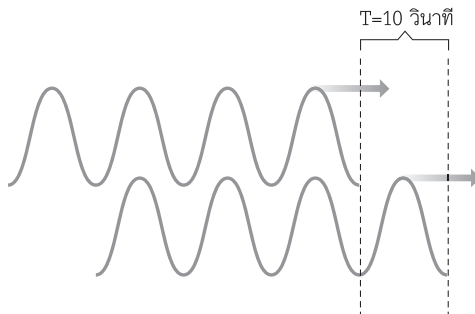


รูปที่ 1.7 | ความยาวคลื่นของคลื่นเสียง (wavelength) ที่แสดงถึงระยะทางที่คลื่นเสียงเดินทางครบหนึ่งรอบพอดี (เคลื่อนที่ครบ 360 องศา)



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) ซึ่งแสดงถึงการที่คลื่นสามารถเคลื่อนที่ได้กี่รอบ ในเวลา 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

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

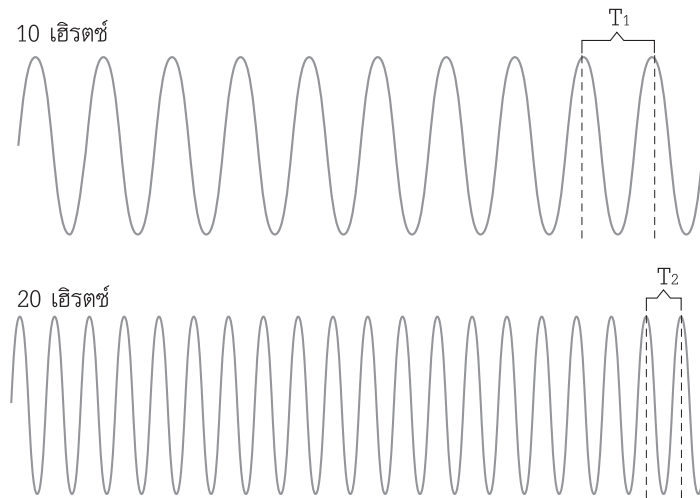
เมื่อ f คือ ความถี่คลื่น มีหน่วยเป็น เฮิรตซ์ (Hertz, Hz) หรือ รอบ/วินาที

T คือ คาบ มีหน่วยเป็น วินาที

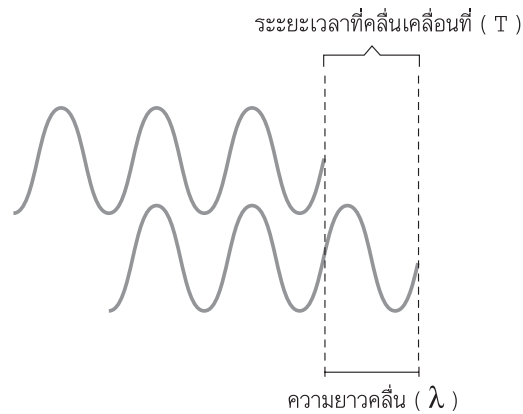
จากสูตร (1.1) จะพบว่า ยิ่งคลื่นใดมีความถี่มาก ๆ คลื่นนั้นจะยิ่งใช้เวลาที่สั้นในการเคลื่อนที่ได้ให้ครบ 1 รอบ ในทางตรงกันข้าม ยิ่งคลื่นใดมีความถี่น้อย ๆ คลื่นนั้นจะยิ่งใช้เวลานานในการเคลื่อนที่ได้ให้ครบ 1 รอบนั่นเอง รูปที่ 1.10 แสดงคลื่นความถี่ 10 เฮิรตซ์ และ 20 เฮิรตซ์ ที่มีค่า T_1 และ T_2 ต่างกันตามความสัมพันธ์ส่วนกลับกันและกันระหว่าง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

ตัวแปรที่สำคัญอีกชนิดของการพิจารณาตัวแปรต่าง ๆ ของคลื่นคือ ความเร็วคลื่น (C) ซึ่งเป็นตัวแปรที่แสดงคุณสมบัติของคลื่นว่า คลื่นชนิดนั้นสามารถเคลื่อนที่ได้ระยะทางเท่าไรและใช้เวลามากน้อยเพียงใดในระหว่างทางเหล่านั้น 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)