

1-1-1995

Otoacoustic emissions

P. Isipradit

P. Supiyaphun

P. Luangpitakchumpon

Follow this and additional works at: <https://digital.car.chula.ac.th/clmjournal>



Part of the [Medicine and Health Sciences Commons](#)

Recommended Citation

Isipradit, P.; Supiyaphun, P.; and Luangpitakchumpon, P. (1995) "Otoacoustic emissions," *Chulalongkorn Medical Journal*: Vol. 39: Iss. 1, Article 2.

DOI: 10.58837/CHULA.CMJ.39.1.2

Available at: <https://digital.car.chula.ac.th/clmjournal/vol39/iss1/2>

This Special Article is brought to you for free and open access by the Chulalongkorn Journal Online (CUJO) at Chula Digital Collections. It has been accepted for inclusion in Chulalongkorn Medical Journal by an authorized editor of Chula Digital Collections. For more information, please contact ChulaDC@car.chula.ac.th.

การตรวจวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นใน

เพิ่มทรัพย์ อธิประดิฐ*

ภาคภูมิ สุปิยพันธุ์* ปริญญา หลวงพิทักษ์ชุมพล**

Isipradit P, Supiyaphun P, Luangpitakchumpon P. Otoacoustic emissions. Chula Med J 1995 Jan;39(1): 3-11

Otoacoustic emissions (OAE) are audiofrequencies that are transmitted from the cochlea, precisely the outer hair cell, to the middle ear and into the external ear canal. There are four types of OAEs. These are spontaneous otoacoustic emission-SOAE, transient evoked otoacoustic emission-TEOAE, distortion-product otoacoustic emission-DPOAE and stimulus frequency otoacoustic emission -SFOAE. All are discussed but only TEOAEs and DPOAEs are the most commonly usable OAEs for both clinical practice and research. This paper presents the principles, scientific data and usefulness of the OAEs.

Key words : *Hearing screening, Otoacoustic emissions.*

Reprint request : Isipradit P, Department of Otolaryngology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand.

Received for publication. September 12, 1994.

* ภาควิชาโสต นาสิก ลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

** นักโสตสัมผัสวิทยา ภาควิชาโสต นาสิก ลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การตรวจวัดระบบการได้ยินทำได้ใน 3 ลักษณะ คือ 1) ตรวจว่ามีการสูญเสียการได้ยินหรือไม่ มีระดับการได้ยินเท่าไร ซึ่งได้แก่ pure tone audiometry 2) มีความเข้าใจภาษาพูดหรือไม่ เพียงไร ได้แก่ การหา speech discrimination score และ 3) ตรวจหาตำแหน่งของพยาธิสภาพในระบบการได้ยิน ซึ่งมีวิธีการตรวจมากมาย เช่น การตรวจ Short Increment Sensitivity Index (SISI), Alternate Binaural Loudness Balance (ABLB), tone decay test, stapedial reflex decay test รวมทั้งการตรวจวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นใน (otoacoustic emission) ซึ่งเป็นวิธีการใหม่ที่เพิ่งจะค้นพบและศึกษาอย่างจริงจังโดย Dr. David Kemp ในปี ค.ศ.1978⁽¹⁾ หลังจากนั้น ได้มีวิวัฒนาการของเครื่องมือ วิธีการตรวจต่างๆ และ ผลการศึกษาทางคลินิกในผู้ป่วยโรคหูชนิดต่างๆ มากมาย โดยเฉพาะในช่วงเวลา 4-5 ปีที่ผ่านมา

หน่วยโสตประสาทวิทยา ภาควิชาโสต นาสิก-ลาริงซ์วิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้นำเครื่องมือตรวจวัดเสียงสะท้อนจากหูชั้นในดังกล่าว มาใช้ประจำหน่วยในต้นปี พ.ศ. 2537 นี้ และกำลังศึกษาเก็บข้อมูลพื้นฐานของคนไทยปกติในช่วงอายุต่างๆ กัน เพื่อไว้เปรียบเทียบกับผู้ป่วยโรคหูชนิดต่างๆ ในภายหลัง บทความนี้จะจึงขอล่าวถึงความรู้พื้นฐานของเสียงสะท้อนจากหูชั้นใน การตรวจวัดเสียงสะท้อนวิธีต่างๆ รวมทั้งประโยชน์และการนำมาใช้ทางคลินิก

เสียงสะท้อนจากหูชั้นใน (otoacoustic emission-OAE)^(2,3)

เสียงสะท้อนจากหูชั้นใน คือ เสียงที่เกิดขึ้นจากการทำงานของหูชั้นในสะท้อนกลับออกมาผ่านหูชั้นกลาง เยื่อแก้วหูมายังช่องหูชั้นนอก ซึ่งสามารถบันทึกได้ด้วยไมโครโฟนที่มีความไวเป็นพิเศษ และแสดงออกมาทางจอคอมพิวเตอร์ เสียงนี้บางที่เรียกว่า cochlear echo ซึ่งหมายถึงสะท้อนออกมาจาก cochlea เสียงสะท้อนดังกล่าวนี้อาจจะเกิดขึ้นได้เอง (spontaneous otoacoustic emission) หรือเกิดขึ้นจากการใช้เสียงไปกระตุ้น (evoked otoacoustic emission)

ตำแหน่งของหูชั้นในซึ่งเป็นที่มาของเสียงสะท้อน เชื่อว่าอยู่บริเวณ organ of corti ภายใน cochlea ซึ่ง

ประกอบด้วยเซลล์มากมาย แต่ที่สำคัญคือ เซลล์ขน (hair cell) ที่มีทั้งเซลล์ขนชั้นนอก (outer hair cell-OHC) และเซลล์ขนชั้นใน (inner hair cell - IHC) โดยมี OHC เป็นส่วนสำคัญมากที่สุดในการรับเสียงบริเวณ cochlea และจะเป็นส่วนที่ถูกทำลายจากเสียงดัง หรือ ยา ก่อน IHC^(4,5) การศึกษาพบว่าภายใน OHC มีสาร actin และ spectrin ซึ่งมีลักษณะคล้ายใยของกล้ามเนื้อ เมื่อมีการกระตุ้นจะหดตัว ทำให้มีการเคลื่อนไหวของ OHC ก่อน และมีผลทำให้มีการขยับตัวของ basilar membrane และ IHC ต่อเนื่องกันไป^(1,4) ลักษณะดังกล่าวนอกจากจะมีการกระตุ้นให้เกิดพลังประสาทขึ้นไปตามเส้นประสาทรับเสียงแล้ว ยังมีพลังงานเสียงบางส่วนสะท้อนกลับออกทาง oval window กระถูกหูเยื่อแก้วหู และออกมาในช่องหูชั้นนอก พลังงานเสียงนี้ไม่ดังมากนัก แต่วัดได้ เรียกว่า otoacoustic emission (OAE)⁽¹⁻⁴⁾ ในกรณีที่ OHC ถูกทำลายไป ซึ่งทางคลินิกจะตรวจพบมีการสูญเสียการได้ยินชนิด cochlear loss จะตรวจไม่พบ OAE นั้นแสดงว่า OHC เป็นต้นกำเนิดของ OAE⁽¹⁻⁴⁾

ชนิดของเสียงสะท้อนจากหูชั้นใน (type of OAE)^(1-3,5)

OAE แบ่งได้หลายชนิดดังนี้

1. Spontaneous otoacoustic emission (SOAE) เป็นเสียง OAE ที่เกิดขึ้นเอง โดยไม่มีเสียงกระตุ้นจากภายนอก

2. Evoked otoacoustic emission (EOAE) เป็นเสียง OAE ที่ได้จากการกระตุ้น ด้วยวิธีการต่างๆ

2.1 Transient evoked otoacoustic emission (TEOAE) คือ OAE ที่ได้จากการกระตุ้นด้วยเสียงช่วงสั้นๆ

2.2 Distortion product otoacoustic emission (DPOAE) คือ OAE ที่ได้จากการกระตุ้นด้วยเสียง 2 เสียง ความถี่ต่างกันในช่วงขณะเดียวกัน

2.3 Stimulus frequency otoacoustic emission (SFOAE) เป็น OAE ที่เกิดจากการกระตุ้นด้วยเสียงบริสุทธิ์ (pure tone)

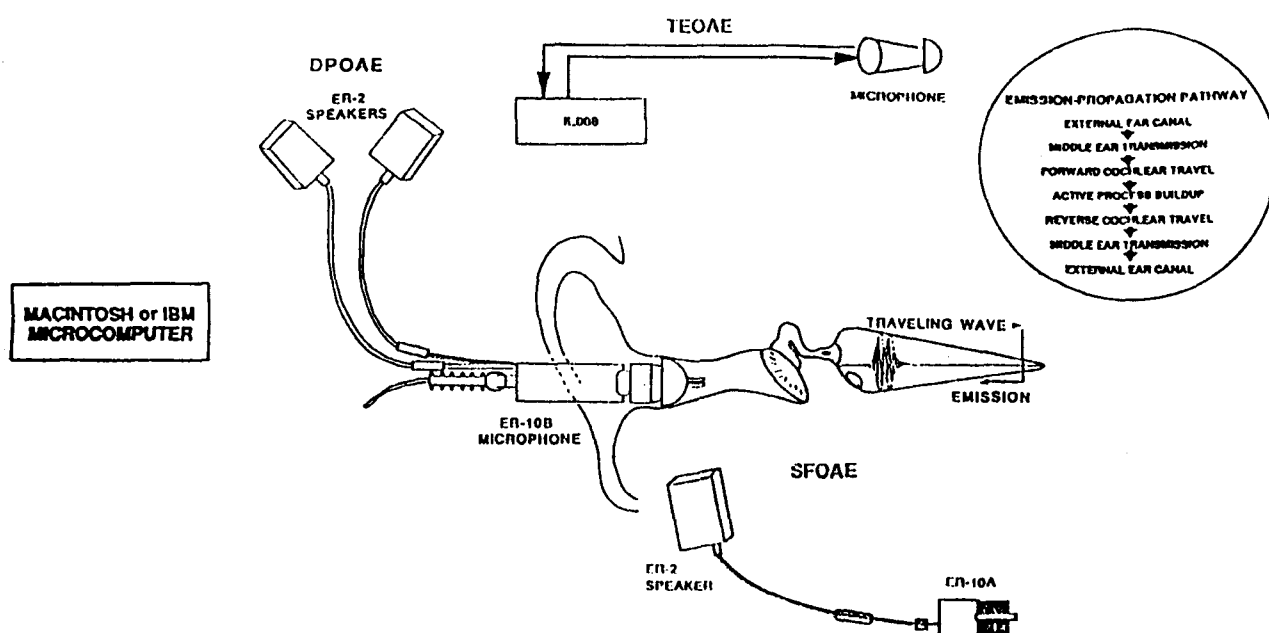


Figure 1. Schematic of various equipment and microphone/spectrum components used to measure evoked OAEs. The microcomputers at the left support the current commercially available systems that control the devices and procedures for eliciting, detecting, and analyzing OAEs. In the center, a typical configuration of a speaker/sensor system for measuring bitonal-evoked DPOAEs is illustrated. This layout shows the acoustic spectrum, containing the sound-delivery tubes and an often used microphone device (ER-10B) designed specifically to fit infant ears, in relation to the propagation pathway of the eliciting stimuli and returning emissions. Above, a commonly used TEOAE set-up based on the computer -controlled Otodynamic Analyzer (Otodynamics Ltd., ILO88) is shown along with its microphone assembly which contains a miniature speaker to deliver the click or toneburst stimuli. Below, a commercially available microphone system designed for adult ears (ER-10A) is depicted in an arrangement that permits the mea-surement of tonal-evoked SFOAEs. The inset at the top right presents the details of the emssion-propagation pathway.

การตรวจวัด OAE (รูปที่ 1)

1. เครื่องมือ เครื่องมือที่ใช้ตรวจวัด OAE มีส่วนประกอบสำคัญ ดังนี้

1.1 Probe เป็นแท่งโลหะที่สอดเข้าไปภายในช่องหูส่วนนอกของผู้ป่วย ที่ปลายมีช่องสำหรับเสียงที่สะท้อนกลับ (microphone) 1 ช่อง และมีช่องสำหรับใส่เสียงกระตุ้น 1 ช่อง สำหรับ probe ที่ใช้ตรวจ TEOAE และ 2 ช่องสำหรับ probe ที่ใช้ตรวจ DPOAE

1.2 แหล่งกำเนิดเสียง (signal generator) เป็นส่วนที่ให้เสียงกระตุ้นแบบต่างๆ ได้แก่ เสียง click และเสียงบริสุทธิ์ (pure tone)

1.3 ส่วนขยายเสียงและคัดกรองเสียง (amplifier and filter) ใช้สำหรับขยายเสียง OAE และคัดเสียงที่ไม่ต้องการออก เช่น เสียงรบกวนต่างๆ

1.4 เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลต่างๆ แสดงผลของการตรวจออกทางจอ และเก็บข้อมูลที่ตรวจได้ไว้ในหน่วยความจำ เพื่อนำมาใช้ในการศึกษาวิจัย

2. วิธีการตรวจ การตรวจ OAE ชนิดต่างๆ เป็นวิธีการตรวจที่ไม่จำเป็นต้องอาศัยความร่วมมือ และการแปลผลโดยผู้ป่วย (objective test) จึงสามารถนำมาตรวจระบบการได้ยินได้แม้ในทารกแรกเกิด ผู้ป่วยทางจิตประสาท และผู้ป่วยที่ต้องการการเรียกร่องคำชัดเจน เมื่อสูญเสียการได้ยินจากการทำงานหรืออุบัติเหตุ การตรวจ OAE ค่อนข้างง่าย ใช้เวลาในการตรวจน้อยประมาณ 1-2 นาทีต่อการตรวจ 1 ครั้ง ซึ่งต่างกับการตรวจระบบการได้ยินจากคลื่นบริเวณก้านสมอง (auditory brainstem response-ABR) ที่ต้องใช้เวลาน้อยกว่า 20 นาที และไม่มีปัญหาในการใส่ probe เข้าไปในช่องหูด้วย เนื่องจากไม่ต้องการความแน่นมากจนกันอากาศจากภายนอกเข้าไปภายในช่องหูเหมือนดังที่ใช้ในการตรวจ tympanometry และหา stapedial reflex ตรงกันข้ามเพียงใส่ probe ให้แน่นพอประมาณพอที่จะกันเสียงรบกวนจากภายนอกเท่านั้นก็เพียงพอแล้ว⁽⁶⁾

การตรวจ OAE โดยมากจะทำในท่าที่ผู้ป่วยนั่งสบายๆ แต่หนึ่งๆ ไม่ควรขยับตัว หรือทำให้น้อยที่สุด ไม่

พูดหรือกลืนน้ำลายขณะตรวจ และควรตรวจภายในห้องเก็บเสียง ถ้าไม่มีก็ควรใช้ห้องที่มีเสียงรบกวนน้อยที่สุด

ใส่ probe เข้าไปในช่องหู โดยมีฟองน้ำกันเสียงรบกวนจากภายนอกเข้าไปในช่องหู และช่วยยึด probe ให้อยู่คงที่บริเวณช่องหูด้วย และเริ่มการตรวจ OAE ชนิดต่างๆ ดังนี้

2.1 SOAE เป็น OAE ที่เกิดขึ้นเองโดยไม่ต้องใช้เสียงกระตุ้นจากภายนอกเชื่อว่าเกิดจากมีการทำงานมากเกินไปของเซลล์ต่างๆ ใน organ of corti และหูชั้นกลาง⁽²⁾

ลักษณะของ SOAE ที่เห็นจากจอคอมพิวเตอร์ (รูป 2 A) เป็นภาพเปรียบเทียบระหว่างความถี่ (แกนนอน) กับความดัง (แกนตั้ง) และมีค่าเฉลี่ยของความถี่ที่เกิดจากเสียงของสิ่งแวดล้อม หรือจากผู้รับการตรวจ เช่น การขยับตัว การกลืนน้ำลาย และในบางความถี่ จะมียอด (peak) สูงกว่าค่าเฉลี่ย ซึ่งถือว่าเป็นค่า SOAE⁽³⁾

จากผลการศึกษาต่าง ๆ พบว่า 50% ของคนที่มีการได้ยินปกติเท่านั้น ที่มี SOAE โดยเฉพาะในเด็กจะพบได้มากกว่า และมีความดัง (amplitude) มากกว่าในผู้ใหญ่ เพศหญิงกับเพศชายพบได้ในอัตราส่วน 2 ต่อ 1 ช่วงความถี่ที่พบมากคือช่วง 1, 000 - 5, 000 เฮิรตซ์ และมีความดังตั้งแต่ 3-20 dB SPL บางรายอาจจะพบ SOAE เพียงความถี่ใดความถี่เดียวเท่านั้น แต่บางรายก็พบได้หลายๆ ความถี่ เมื่อมีการเสื่อมการได้ยินลงมากกว่า 30 dB HL ณ ความถี่ใด จากการตรวจด้วย pure tone audiogram มักจะไม่มี SOAE ในความถี่นั้นด้วย ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ระหว่างการตรวจทั้ง 2 วิธี โดยเฉพาะเมื่อการได้ยินที่เสื่อมลง มีสาเหตุมาจาก cochlea^(1,3,7)

ความสัมพันธ์ระหว่าง SOAE กับ tinnitus พบได้เพียง 4.4 % เท่านั้น⁽¹⁾ ซึ่งถ้าสัมพันธ์กันจะพบว่า 1) tinnitus ควรจะหายไปเมื่อ SOAE ถูกกด 2) ความถี่ของ tinnitus ควรจะใกล้เคียงกับ SOAE เนื่องจากผู้ที่มีการได้ยินปกติบางคนก็ไม่มี SOAE ดังนั้นประโยชน์จึงค่อนข้างน้อย หูที่ตรวจพบมี SOAE แล้วภายหลังหายไป โดยไม่มีอาการอื่นๆ ใดเกิดขึ้นเลย

ในกรณีเช่นนี้อาจจะบอกได้ว่ามีความผิดปกติของระบบการได้ยินก่อนวิธีอื่น^(1,3,7)

2.2 TEOAE เป็น OAE ที่ตรวจพบได้ Dr. Kemp จึงเรียกกันโดยทั่วไปว่า Kemp echoes ซึ่งแต่เดิมเชื่อกันว่าเป็นเสียงสะท้อนของเสียงธรรมชาติ ไม่ใช่จากการทำงานของ OHC ดังกล่าวแล้ว

วิธีการวัดจะแตกต่างจาก SOAE โดยจะต้องมีการให้เสียงกระตุ้นระบบการได้ยิน โดยมากจะใช้เสียง click ซึ่งเป็นเสียงรวมทุกความถี่ แต่ไม่ใช่ความถี่ 300-400 เฮิรตซ์ เพราะเป็นเสียงความถี่เดียวกับเสียงรบกวนจากสิ่งแวดล้อม และเสียงที่เกิดจากภายในร่างกายผู้ป่วยเอง เมื่อหูชั้นในถูกกระตุ้น จะมีเสียงสะท้อนจาก cochlea (OAE) ในช่วงเวลา .020-.04 วินาที และเครื่องคอมพิวเตอร์จะบันทึกเอาไว้ และเฉลี่ยค่าต่างๆ ออกมา⁽⁸⁾

ลักษณะของ TEOAE (รูป 2B) ผลจากการศึกษาพบว่าช่วง OAE ความถี่สูงจะสะท้อนกลับมาก่อน OAE ความถี่ต่ำ ทั้งนี้เพราะ cochlea ที่รับเสียงความถี่สูงอยู่ใกล้ (basal turn) กว่า cochlea ที่รับเสียงความถี่ต่ำ (apical turn) ระยะเวลาที่บันทึก มีค่าเป็น 2 เท่าของระยะเวลาที่เสียงต้องใช้ผ่านเข้าไปภายในเพื่อกระตุ้น cochlea ตามตำแหน่งต่างๆ ดังนั้นจึงอาจเป็นข้อพิสูจน์อีกข้อหนึ่งได้ว่า TEOAE มีกำเนิดจาก cochlea และพบว่า latency จะสั้นลงเมื่อใช้เสียงกระตุ้นที่ดังมากขึ้น

TEOAE พบได้เกือบ 100% ในผู้ที่มีการได้ยินปกติ หรือเกือบปกติ ที่มีระดับการสูญเสียการได้ยินไม่เกิน 30 dB ถ้าสูญเสียการได้ยินมากกว่า 40-50 dB จะไม่พบ TEOAE เลย โดยปกติจะพบ TEOAE ในช่วงความถี่ 500-4,000 เฮิรตซ์ และมีการตอบสนองในเด็กดีกว่าในผู้ใหญ่ โดยเฉพาะคนชรา ค่า TEOAE จะต่ำ^(1,3,9)

ในปัจจุบันกำลังมีการศึกษาการใช้ TEOAE มาตรวจความผิดปกติของการได้ยินในเด็กทารกแรกเกิด และเด็กอ่อนแทนที่ ABR เนื่องจากใช้เวลาตรวจสั้นกว่า ตรวจได้ช่วงความถี่กว้างกว่า และตรวจได้ทันทีตั้งแต่แรกเกิด ซึ่งต่างกับ ABR ซึ่งการตรวจจะเชื่อถือได้เมื่อเด็กมีอายุเกิน 6 เดือนไปแล้ว เพราะในช่วงแรกเกิด

ระบบประสาทและสมองยังเจริญไม่เพียงพอ ดังนั้นจึงมีการนำเอา TEOAE มาใช้ในการตรวจสุขภาพการได้ยิน (screening test) สำหรับทารกแรกเกิดภายใน 7 วันแรกก่อนที่จะกลับบ้าน อย่างไรก็ตาม TEOAE นั้นตรวจได้เฉพาะความผิดปกติของ cochlea เท่านั้น ถ้าสงสัยจะมีความผิดปกติของระบบประสาทร่วมด้วย ควรใช้ ABR ด้วย⁽¹⁰⁻¹²⁾

ดังได้กล่าวแล้วว่ากลไกการสะท้อนของ OAE จะต้องอาศัยหูชั้นกลาง กระดูกหู และเยื่อแก้วหูด้วย ดังนั้นโรคของหูชั้นกลาง กระดูกหู และแก้วหู จะทำให้ตรวจไม่พบ OAE โดยเฉพาะถ้ามี air-bone gap มากกว่า 30 dB ส่วนในรายที่ใส่ท่ออากาศที่เยื่อแก้วหู (myringostomy ventilation tube) และมี air-bone gap ไม่มากจะตรวจพบ OAE ได้⁽¹⁾

ในส่วนที่เกี่ยวกับประสาทสมองคู่ที่ 8 ถ้ามีเนื้องอก (acoustic tumor) แม้ว่าจะมีการสูญเสียการได้ยินเกิน 25 dB ก็ตาม ยังอาจตรวจพบ TEOAE ได้ ซึ่งนำมาใช้ในการช่วยวินิจฉัยโรคได้ เพราะถ้าเป็นโรคที่ cochlea ไม่ควรจะมี TEOAE⁽¹³⁾

อีกประการหนึ่งมีการศึกษาเกี่ยวกับการหาระดับความดังของเสียงที่ใช้กระตุ้นเพื่อให้เริ่มมี TEOAE (OAE threshold) บ้างประปราย แต่ยังอยู่ในระหว่างการศึกษายังไม่ทราบประโยชน์ของการทดสอบดังกล่าว⁽¹⁾

อนึ่งได้มีการทดสอบ TEOAE เปรียบเทียบกับการตรวจด้วย pure tone audiogram เพื่อหาความสัมพันธ์กัน ก็ไม่ปรากฏมีความสัมพันธ์กันแต่อย่างใด⁽¹⁾

2.3 SFOAE เป็นหลักการเกี่ยวกับการทดสอบ TEOAE แต่เปลี่ยนเสียงกระตุ้นจาก click มาเป็นเสียงบริสุทธิ์ (pure tone) ซึ่งทำให้ได้ผลเฉพาะความถี่ที่แน่นอนกว่า แต่การวัดเสียง OAE ที่สะท้อนออกมาทำได้ลำบากกว่า เนื่องจากเสียงบริสุทธิ์ที่ใช้กระตุ้นกับเสียงที่สะท้อนออกมามีค่าความถี่เดียวกัน

ลักษณะของ SFOAE (รูป 2C) จะมีลักษณะยอด (peak) และจุดต่ำสุด (valleys) ในแต่ละความถี่ ซึ่งมีเครื่องมือพิเศษแยกว่าเป็น OAE หรือเป็นเสียงที่กระตุ้นเข้าไป⁽³⁾

A SOAE

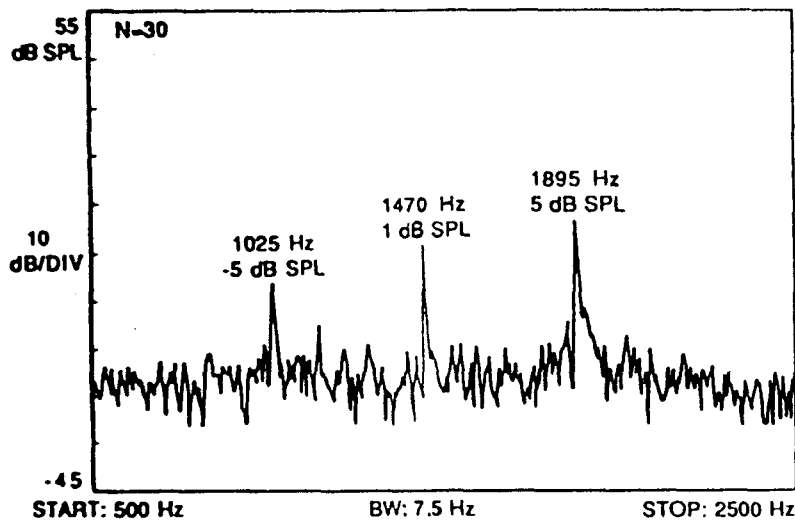


Figure 2A. Spectral average (n=30) of an ear-canal signal from one ear of a normally hearing human in which three SOAEs were detected.

B TEOAE

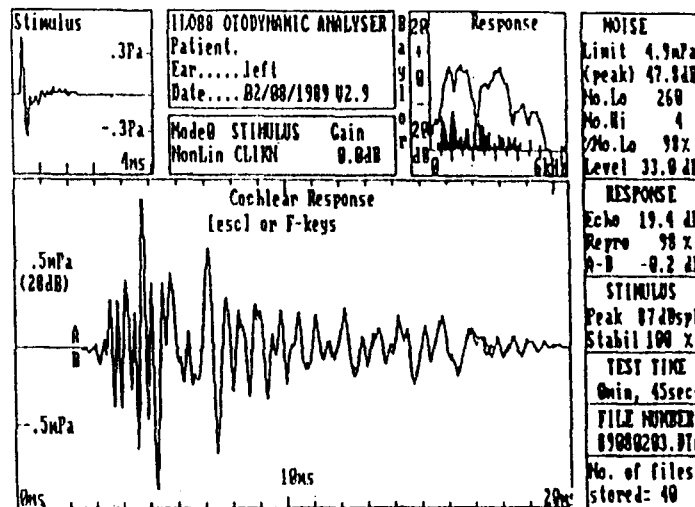


Figure 2B. A standard record depicting TEOAEs measured with an Otodynamic Analyzer (ILO88). Plot information includes the acoustic waveform of the click stimulus recorded in the ear canal (top left), the amplitude spectrum of the emission (top right) and associated noise (filled region), and two independent time waveforms (A and B) of the TEOAE superimposed on one another (below). Data describing the patient and mode of stimulation are itemized at the top center of the record. The panel at the far right lists several useful values regarding the noise level (A-B) during the recording and the preset value of the noise-rejection level (NOISE), the strength (Echo in dB) and reliability (Repro in %), of the emission (RESPONSE), details concerning the stimulus (STIMULUS), and other other information.

C SFOAE

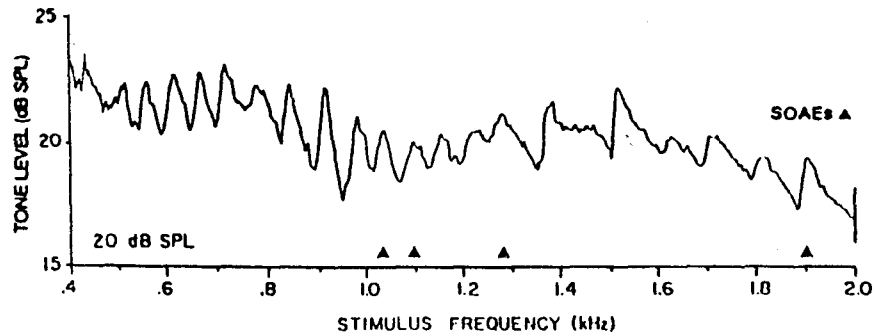


Figure 2C. Record of sound pressure level in the ear canal evoked by a continuous pure tone of 20 dB SPL, swept slowly (i.e., over 150 s) in frequency, from 0.4–2 kHz. Arrowheads delineate the frequencies of associated SOAEs in this ear. Ripples in the trace represent the interaction in the ear canal of the SFOAE with the swept tone.

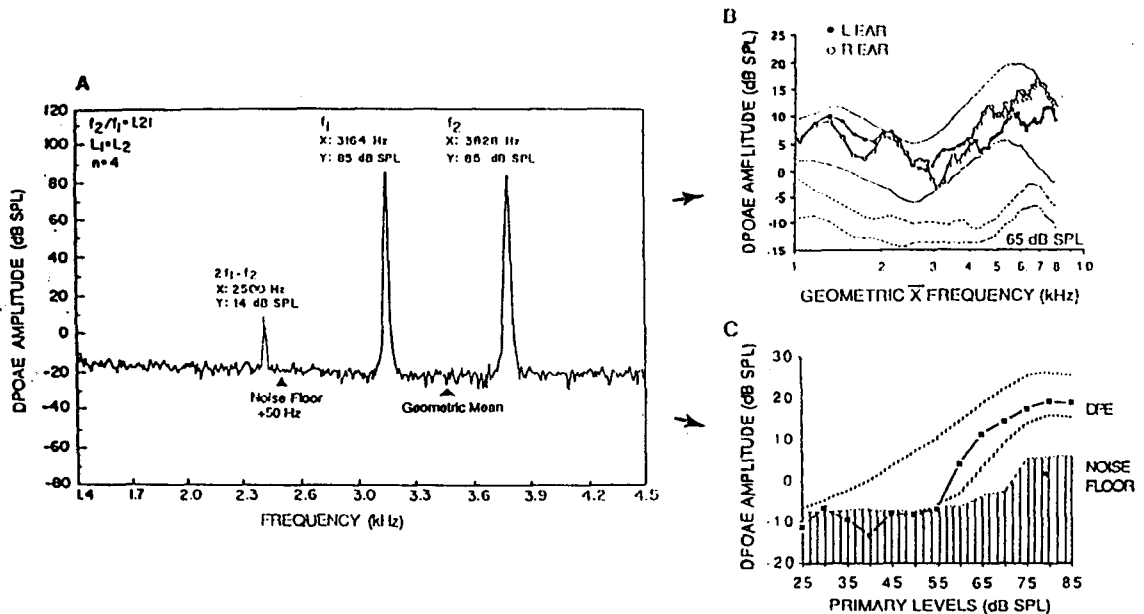


Figure 3. Spectral average ($n=4$) of a typical $2F_1-F_2$ DPOAE at 2.5 kHz recorded from a normally hearing individual. Details of the stimulus parameters are noted at the top left of the record and in association with each spectral peak representing the DPOAE, F_1 or F_2 . The solid triangles represent the frequency 50 Hz above the emission (left), at which the related noise-floor level was measured, and the geometric mean of F_1 and F_2 (right). An emission is assumed to be present if its amplitude at $2F_1-F_2$ is > 3 dB above the level of the corresponding noise floor at $(2F_1-F_2) + 50$ Hz. To the right are examples of the two DPOAE response forms, with the audiogram (top) displaying emission amplitude in response to equilevel primary tones, as a function of the geometric mean of the primaries, and the response/growth function (below) showing emission magnitude at one frequency as a function of systematic increases in the level of the primaries. The geometric mean of F_1 and F_2 is used for plotting purposes, because the DPOAE is believed to be generated around the cochlear place corresponding to the primary frequencies. The average range ($M+1SD$) of emission amplitudes for normally functioning ears is depicted by the top pair of broken lines in each plot, whereas the corresponding noise floors are represented by the lower pair of dashed lines in the audiogram and the vertical-striped lines in the growth function.

ในขณะนี้ SFOAE ให้ประโยชน์น้อยกว่าวิธีอื่นๆ และยังขาดข้อมูลการศึกษาต่างๆ อีกเป็นจำนวนมาก

2.4 DPOAE เป็น OAE ที่พัฒนาจาก TEOAE โดยทำการกระตุ้นหูด้วยเสียงบริสุทธิ์ 2 เสียงพร้อมๆ กัน โดยเสียงทั้งสองจะมีความถี่ต่างกัน (F_1 และ F_2) แต่ความดัง (L_1 และ L_2) ดังเท่ากัน

ความถี่ F_1 และ F_2 จะใช้ความถี่ในช่วง 500-8,000 เฮิรตซ์ โดยที่ความถี่ F_1 จะน้อยกว่าความถี่ F_2 และจากการศึกษาต่างๆ พบว่าอัตราส่วนของความถี่ F_2/F_1 ที่เหมาะสม ควรเท่ากับ 1.2-1.3^(1,3,14) ส่วนความดังจะให้ประมาณ 70 dB หรือให้ L_1 มากกว่า L_2 ประมาณ 10-15 dB⁽¹⁾ ผลการกระตุ้นดังกล่าวจะได้เสียงสะท้อน OAE ออกมาที่ความถี่เท่ากับ $2F_1 - F_2$ ความดัง amplitude เปลี่ยนแปลงไปตามความถี่ที่ใช้ อัตราส่วนของความถี่ และความดังของเสียงที่ใช้

ลักษณะของ DPOAE (รูป 3) ออกมาได้ 3 ลักษณะคือ

- Point spectrum แสดงถึงค่า F_1 , F_2 และ L_1 , L_2 รวมทั้งค่า $2F_1 - F_2$
- DP audiogram คือผลของการกระตุ้นโดยใช้ความดังของเสียงคงที่ แต่เปลี่ยนแปลงความถี่
- I/O function คือผลของการกระตุ้นโดยให้ความถี่คงที่ แต่เปลี่ยนแปลงระดับความดังของเสียง ผลที่จะได้รับคือ OAE threshold

ผลของการศึกษาต่างๆ พบว่าจะตรวจไม่พบ DPOAE เมื่อมีการเสื่อมการได้ยินมากถึงระดับ 50-60 dB

DP audiogram อาจจะเทียบได้กับ pure tone audiogram เมื่อใช้ความดังของเสียงมากพอ และพบว่าเมื่อการได้ยินปกติ DP audiogram จะมี amplitude สูง แต่ถ้ามีการสูญเสียการได้ยิน จะมี amplitude ต่ำ

การทดสอบ DPOAE มีข้อดีกว่า TEOAE อยู่หลายประการ^(11,12) เช่น

1. ตรวจได้ในผู้ป่วยที่มีการเสื่อมการได้ยินมากกว่า (DPOAE 50-60 dB ส่วน TEOAE 40-50 dB)
 2. ตรวจได้ในช่วงความถี่ที่กว้างกว่า
 3. การรบกวนผลที่ต้องการวัดน้อยกว่า เนื่องจากรู้ค่าความถี่ที่จะเกิด DPOAE ได้แน่นอน
- แต่ข้อที่ด้อยกว่าก็คือต้องใช้แหล่งกำเนิดเสียง 2 แหล่ง

สรุป

การตรวจ OAE มีประโยชน์ในการตรวจระบบการได้ยินโดยเฉพาะการเสื่อมการได้ยินที่มีสาเหตุมาจาก cochlea โดยเฉพาะที่เซลล์ขนชั้นนอก (OHC) การตรวจทำได้ง่าย ทำได้รวดเร็ว ไม่เจ็บปวด มีความแม่นยำในการตรวจสูง ไม่ต้องการบุคลากรที่ต้องมีความชำนาญเป็นพิเศษ นอกจากนี้ยังเป็นการทดสอบที่ไม่ต้องใช้การแปลผลจากผู้ป่วย (objective test) ดังนั้นจึงมีประโยชน์ในการตรวจระบบการได้ยินในเด็กทารกในบุคคลที่เป็นโรคจิตประสาท และบุคคลที่ต้องการเรียกร้องค่าชดเชยจากการเสื่อมการได้ยิน

กล่าวโดยสรุป ปัจจุบัน OAE โดยเฉพาะ TEOAE และ DPOAE ได้ถูกนำมาใช้ประโยชน์ดังต่อไปนี้

1. ใช้ตรวจสุขภาพการได้ยิน (screening test) ในทารกแรกเกิดในช่วง 7 วัน ก่อนกลับบ้าน
2. ใช้ตรวจเด็กเล็กที่สงสัยมีการเสื่อมการได้ยิน โดยเฉพาะในกลุ่มที่ให้ผลผิดปกติจาก ABR
3. ใช้ตรวจแยกตำแหน่งของการสูญเสียการได้ยินว่าเป็นจาก cochlea หรือจากเส้นประสาทสมองและสมอง
4. ใช้ตรวจเพื่อดูผลแทรกซ้อนของยา amino-glycosides ยาต้านมะเร็งที่ทำลายเซลล์ขน ถ้าพบการเปลี่ยนแปลงต้องรีบหยุดยาก่อนมีอาการทางคลินิก
5. ตรวจหาการทำลายของเซลล์ขนจากเสียงดังในโรงงานอุตสาหกรรมต่างๆ ทั้งนี้เพื่อลดการสูญเสียการได้ยินชนิดถาวรจากเสียง

อ้างอิง

1. Norton SJ, Stover LJ. Otoacoustic emissions: An emerging clinical tool. In: Jack Katz, ed. Handbook of Clinical Auditory. 4th ed. Williams & Wilkins 1994:448-64
2. Kemp DT, Ryan S, Bray P. A guide to effective use of otoacoustic emissions. Ear Hear 1990 Apr;11(2):93-105
3. De Vries SM, Decker TN. Otoacoustic emissions: Overview of measurement methodologies. Semin Hear 1992 Feb;13(1):15-21
4. Bruch-Sims GP, Ochs NT. The anatomic and physiologic bases of otoacoustic emissions. Hear J 1992 Nov;45(11):9-10
5. Lonsbury-Martin BL, McCoy MJ, Whitehead ML, Martin GR. Otoacoustic emissions: Future directions for research and clinical applications. Hear J 1992 Nov;45(11):47-52
6. Hall JW, Chase P. Answer to 10 common clinical questions about otoacoustic emissions today. Hear J 1993 Oct;46(10):29-34
7. Bonfils P. Spontaneous otoacoustic emissions: clinical interest. Laryngoscope 1989 Jul;99(7):752-6
8. Robinette MS. Clinical observation with transient evoked otoacoustic emission with adults. Semin Hear 1992 Feb;13(1):23-36
9. Collet L, Noulin A, Gartner M, Morgan A. Age-related changes in evoked otoacoustic emissions. Ann Otol Rhinol Laryngol 1990 Dec;99(12):993-7
10. Prieve BA. Otoacoustic emissions in infants and children: Basic characteristics and clinical application. Semin Hear 1992 Feb;13(1):37-51
11. Bonfils P, Dumont A, Marie P, Francois M, Narcy P. Evoked otoacoustic emissions in newborn hearing screening. Laryngoscope 1990 Feb;100(2 pt 1):186-9
12. Probst R, Lonbury-Martin BL, Martin GN, Coats AC. Otoacoustic emissions in ear with hearing loss. Am J Otolaryngol 1987 Mar-Apr;8(2):73-81
13. Cane MA, Lutman ME, O'Donoghue GN. Transient evoked changes in evoked otoacoustic emissions in patients with cerebellopontine angle tumors. Am J Otol 1994 Mar;15(2):207-16
14. Lafreniere D, Jung MD, Smurzynski J, Leonard G, Kim DO, Sasek J. Distortion-product and click-evoked otoacoustic emissions in healthy newborns. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1991 Dec;117(12):1382-9