

การตอบสนองต่อกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ Stapedius ในผู้ป่วยเด็กที่ใช้อุปกรณ์รับเสียงฝังหูชั้นใน  
**Electrical Stapedius Reflex Threshold in Pediatric Cochlear Implant Users**

ภาณุพล วิบูลชัยชีพ (Panuphol Viboonchaicheep)\* กฤษณา เลิศสุขประเสริฐ (Krisna Lertsukprasert)\*\*  
 ดร.มนต์ทิพย์ เทียนสุวรรณ (Dr. Montip Tiensuwan)\*\*\*

**บทคัดย่อ**

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยเชิงทดลอง (Experimental research) โดยมีวัตถุประสงค์ เพื่อศึกษา electrical stapedius reflex threshold (ESRT) ในเด็กที่ใช้ cochlear implant จำนวน 19 คน เปรียบเทียบปริมาณกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้นให้เด็กรับรู้เสียงในระดับฟังสบายที่สุด ที่ได้จากการใช้ ESRT และ behavioral method และศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการจำแนกเสียงพูด ระหว่างการใช้โปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตามค่า ESRT และ behavioral method ผลการศึกษาพบว่า ปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ได้จากการใช้ ESRT method และ behavioral method ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุกช่องสัญญาณ (p-value > 0.05) และค่า speech discrimination scores ของโปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตามค่า ESRT และ behavioral method ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p-value > 0.05) การศึกษานี้ช่วยยืนยันว่า ค่าการตอบสนองที่ได้จาก ESRT สามารถใช้เป็นแนวทางในการกำหนดปริมาณกระแสไฟฟ้าให้เด็กที่ใช้ cochlear implant ที่ไม่ให้ความร่วมมือในการทำ behavioral method ได้ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของการฟัง อันจะเป็นประโยชน์ในการพัฒนาภาษาและการพูดต่อไป

**ABSTRACT**

This research is an experimental research. The purpose was to examine the electrical stapedius reflex threshold (ESRT) in 19 pediatric cochlear implant users. The study include comparison of M-level values between ESRT and behavioral method, and comparison of speech discrimination ability with the programs based on ESRT and behavioral method. The results showed that there were no significant difference in the means of M-level values between ESRT and behavioral method (p-value > 0.05) and also no significant difference in the means of speech discrimination scores between ESRT program and behavioral program (p-value > 0.05). The current results demonstrate the advantage of using ESRT to set M-level for young cochlear implant users. Application of ESRT may increase efficiency to predict M-levels at the initial fitting process in unco-operated patients and enhance listening performance for appropriate speech and language development in pediatric cochlear implant users.

**คำสำคัญ:** อุปกรณ์รับเสียงฝังหูชั้นใน การตอบสนองต่อกระแสไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ stapedius

**Key Words:** Cochlear Implant, Electrical stapedius reflex threshold

\* นักศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาความคิดปกติของการสื่อความหมาย (วิชาเอกแก้ไขการได้ยิน) คณะแพทยศาสตร์  
 โรงพยาบาลรามธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

\*\* รองศาสตราจารย์ ภาควิชาวิทยาศาสตร์สื่อความหมายและความคิดปกติของการสื่อความหมาย คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี  
 มหาวิทยาลัยมหิดล

\*\*\* รองศาสตราจารย์ ภาควิชาคณิตศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

**บทนำ**

กลไกการได้ยินเสียงตามปกติของมนุษย์ เริ่มต้นจากคลื่นเสียงผ่านเข้าสู่ช่องหูไปยังเยื่อแก้วหู ซึ่งเยื่อแก้วหูจะเกิดการสั่นสะเทือน แล้วส่งผ่านพลังงาน กลไปตามกระดูกหู 3 ชิ้น (กระดูกหมอน, ทัง และ โกลน) ที่เรียงต่อกันในหูชั้นกลาง โดยที่กระดูกโกลนจะเชื่อมต่ออยู่กับหูชั้นในที่บริเวณ oval window ของอวัยวะก้นหอย (cochlea) พลังงานที่ถูกถ่ายทอดมาทำให้ของเหลวที่อยู่ในอวัยวะก้นหอยเกิดการเคลื่อนไหว ซึ่งเป็นการกระตุ้นเซลล์ประสาทรับเสียงที่อยู่ในอวัยวะก้นหอยให้ส่งสัญญาณไปตามเส้นประสาทการได้ยินเข้าสู่สมอง สมองจะวิเคราะห์สัญญาณประสาทนี้เป็นการได้ยินเสียง (Loizou, 1999) หากเกิดความผิดปกติขึ้นในกระบวนการนี้ จะทำให้เกิดการสูญเสียการได้ยิน ซึ่งอาจเกิดตั้งแต่กำเนิดหรือเกิดขึ้นในภายหลัง หากมีการสูญเสียการได้ยินรุนแรงหรือหูหนวก เซลล์ประสาทรับเสียงส่วนใหญ่จะไม่สามารถสร้างสัญญาณประสาทที่เหมาะสมได้ ผู้ป่วยกลุ่มนี้จะมีปัญหาในการรับฟังเสียงเพื่อการสื่อสารเข้าใจคำพูด การใช้เครื่องช่วยฟังจะไม่ช่วยให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้ฟังคำพูดได้ชัดเจน (Rickett et al., 2006) เนื่องจากเซลล์ประสาทรับเสียงมีความเสียหายมากจนไม่สามารถสร้างสัญญาณประสาทที่เพียงพอต่อการทำงานของสมองในการวิเคราะห์เสียงพูด แพทย์จะแนะนำให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้ให้ใช้อุปกรณ์รับเสียงฝังหูชั้นใน (Cochlear implant)

Cochlear implant เป็นอุปกรณ์ที่ได้รับการยอมรับว่า สามารถช่วยให้ผู้ป่วยหูตึงรุนแรงหรือหูหนวกกลับมาได้ยินและเข้าใจคำพูดได้ใกล้เคียงคนปกติ (Hamzavi et al., 2003) หลักการทำงานของ cochlear implant คือ การส่งกระแสไฟฟ้าเข้าไปกระตุ้นเส้นประสาทการได้ยินโดยตรง อุปกรณ์นี้ประกอบด้วย ส่วนที่อยู่ภายในร่างกายและส่วนที่อยู่ภายนอกในร่างกาย ส่วนที่อยู่ภายในร่างกายประกอบด้วยตัวรับสัญญาณ (receiver) จะถูกติดไว้กับกระดูกศีรษะบริเวณหลังใบหู และขั้วไฟฟ้า (electrode array)

ที่สอดอยู่ใน cochlea ส่วนที่อยู่ภายนอกในร่างกายจะประกอบด้วย ไมโครโฟน อุปกรณ์แปลงเสียงพูด (speech processor) และ แม่เหล็กส่งสัญญาณ (transmitting coil)

ไมโครโฟน จะทำหน้าที่รับ และ ส่งสัญญาณเสียง ไปยังอุปกรณ์แปลงเสียงพูดซึ่งจะทำหน้าที่แปลงสัญญาณเสียงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า จากนั้นสัญญาณนี้จะถูกส่งไปยังตัวรับสัญญาณที่อยู่ภายในร่างกาย ผ่านทางแม่เหล็กส่งสัญญาณ ตัวรับสัญญาณจะส่งต่อสัญญาณไปยัง electrode array ที่สอดอยู่ในอวัยวะก้นหอย เพื่อกระตุ้นเส้นประสาทการได้ยินโดยตรง การใช้ cochlear implant ให้ได้ผลดี นักแก้ไขการได้ยินจำเป็นต้องปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้น (stimulation level) ให้เหมาะสม (Dawson et al., 1997) กระบวนการนี้เรียกว่า “mapping” ซึ่งขั้นตอนสำคัญของการ mapping คือ การกำหนดปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ได้เข้าไปกระตุ้นในแต่ละช่องสัญญาณ ให้ผู้ใช้อุปกรณ์รับรู้เสียงในระดับที่สบายที่สุด (most comfortable level : M-level) โดยทั่วไป จะต้องได้รับความร่วมมือจากผู้ใช้ในการตอบสนอง เพื่อบอกว่าเสียงที่ได้ยิน ดังอยู่ในระดับใด (behavioral method) แต่วิธีการนี้ไม่สามารถนำมาใช้กับเด็กเล็กได้ เนื่องจาก เด็กยังขาดความสามารถในการบอกระดับความดังที่พอดี อีกทั้งเด็กเล็กจะมีความสนใจสั้น ในการทำกิจกรรมตามที่กำหนด นอกจากนั้นยังขาดทักษะทางภาษา และการสื่อสาร ที่จำเป็นในการให้ความร่วมมือในการทำกิจกรรม (Gordon et al., 2004; Langman et al., 1996) นักแก้ไขการได้ยินจึงจำเป็นต้องคาดคะเนปริมาณกระแสไฟฟ้าจากการสังเกตพฤติกรรมตอบสนองต่อการได้ยินเสียงของเด็ก เช่น การหันหาเสียง การร้องไห้ การหยุดทำกิจกรรมที่กำลังทำอยู่อย่างกะทันหัน เป็นต้น ด้วยเหตุนี้ การกำหนดปริมาณกระแสไฟฟ้าสำหรับเด็กอาจมากกว่าหรือน้อยกว่าความเป็นจริง ทำให้ส่งผลกระทบต่อพัฒนาภาษาและการพูดของเด็กได้ (Kosaner et al., 2009) ดังนั้นจึงมีการนำวิธีการที่ไม่ต้องอาศัยการ

ตอบสนองของผู้ใช้ (objective method) มากำหนดปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ใส่เข้าไปกระตุ้นให้ได้ยินเสียงฟังสบายที่สุด เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพและความแม่นยำในการปรับเครื่อง (Mason, 1997; Shallop, 1993) วิธีการที่ไม่ต้องอาศัยการตอบสนองของผู้ใช้ที่นำมาใช้ในการ mapping มีหลายวิธี แต่วิธีที่ได้รับการยอมรับว่ามีประสิทธิภาพและความแม่นยำในการประมาณค่ากระแสไฟฟ้าที่ใส่เข้าไปกระตุ้นให้ได้ยินเสียงดังสบายที่สุด คือ การวัดการตอบสนองต่อกระแสไฟฟ้า ของกล้ามเนื้อ stapedius (electrical stapedius reflex threshold: ESRT) (Miller et al., 2008) จากการศึกษาในอดีต พบว่าค่ากระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิด ESRT จะมีความสัมพันธ์กับค่ากระแสไฟฟ้าที่ใส่เข้าไปกระตุ้นให้ได้ยินเสียงดังสบายที่สุด โดย Hodges et al. (1999) พบค่า correlation coefficient เท่ากับ 0.91 และ Stephan, Welzl-Muller (2000) พบค่า correlation coefficient เท่ากับ 0.92 นอกจากนี้ยังมีผลการวิจัย Lorens et al. (2004) ที่พบว่าปริมาณกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้นให้เกิด ESRT ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ( $p\text{-value} > 0.05$ ) กับปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ได้จาก behavioral method อีกด้วย

ถึงแม้ว่า การใช้ ESRT จะเป็นวิธีที่มีประโยชน์ในการ mapping แต่งานวิจัยเกี่ยวกับ ESRT ในเด็กยังมีน้อยมาก งานวิจัยส่วนใหญ่ในอดีต เป็นการวิจัยในกลุ่มตัวอย่างที่เป็นผู้ใหญ่ สำหรับในประเทศไทยยังไม่มีผู้ทำการศึกษาเกี่ยวกับ ESRT และแนวโน้มของผู้ที่เข้ารับการผ่าตัดใส่ Cochlear implant มีอายุลดน้อยลงกว่าเดิม เนื่องจากการตรวจพบปัญหาหูพิการแต่กำเนิดตั้งแต่เด็กอายุน้อย ทำได้ไม่ยาก (Grindle, 2014) ดังนั้น การศึกษาเพื่อหาค่า ESRT ในเด็กที่ใช้ Cochlear implant จะเป็นประโยชน์ในการปรับค่ากระแสไฟฟ้าสำหรับเด็ก ที่ไม่ให้ความร่วมมือในการปรับแบบ behavioral method ได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น

### วัตถุประสงค์การวิจัย

เพื่อศึกษา ESRT ในเด็กที่ใช้ Cochlear implant โดยทำการเปรียบเทียบปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้นให้รับรู้เสียงในระดับฟังสบายที่สุด จากการใช้ ESRT และ behavioral method และทำการเปรียบเทียบความสามารถในการจำแนกเสียงพูด ระหว่างการใช้โปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตามค่า ESRT และ โปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตาม behavioral method

### วิธีการวิจัย

#### กลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัยนี้ เป็นเด็กหูพิการแต่กำเนิดที่ได้รับการผ่าตัดใส่ cochlear implant ที่โรงพยาบาลรามาริมดี และได้รับการฟื้นฟูสมรรถภาพการฟัง และการพูดเรียบร้อยแล้ว สามารถฟังเข้าใจและสื่อสารด้วยการฟังและการพูดได้ มีอายุไม่เกิน 15 ปี ในวันที่เข้าร่วมวิจัย, ผลตรวจการทำงานของหูชั้นกลาง (tympanogram) ได้ผลเป็น type A ทั้ง 2 หูและทดสอบความสามารถในการจำแนกเสียงพูด (speech discrimination scores test) ได้

การวิจัยนี้ได้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาริมดี มหาวิทยาลัยมหิดล ผู้ปกครองและเด็กจะได้รับฟังคำอธิบายวิธีการวิจัย โดยผู้ปกครองต้องลงนามในใบยินยอมก่อนให้เด็กเข้าร่วมวิจัย

#### ระเบียบวิธีการวิจัย

ระเบียบวิธีการวิจัยจะแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน ดังนี้

1. ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นให้ได้ยินเสียงดังฟังสบายที่สุดด้วย behavioral method โดยจะทำการเพิ่มปริมาณของกระแสไฟฟ้าขึ้นทีละน้อย จนกระทั่งเด็กตอบสนองว่าได้ยินเสียงดังอยู่ในระดับฟังสบายแล้ว จึงหยุดเพิ่มปริมาณของกระแสไฟฟ้า โดยจะทำตามกระบวนการนี้ในทุกๆ

ช่องสัญญาณที่เปิดใช้ในอุปกรณ์ของกลุ่มตัวอย่าง เมื่อเรียบร้อยแล้ว ทำการบันทึกโปรแกรม

2. ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นด้วย ESRT method โดยจะใช้เครื่อง ตรวจการทำงาน ของหูชั้นกลาง บันทึกการตอบสนองของกล้ามเนื้อ stapedius ในหูด้านตรงข้ามกับที่ใส่ cochlear implant โดยจะตั้งค่าเครื่องตรวจการทำงานของหูชั้นกลางเป็น reflex decay testing mode เริ่มต้นกระตุ้นด้วยระดับกระแสไฟฟ้าที่ได้จากวิธี behavioral method ถ้าพบการตอบสนองของ กล้ามเนื้อ stapedius จะทำการลดกระแสไฟฟ้าลง 5 ยูนิต ถ้าไม่พบการตอบสนอง จะทำการเพิ่มกระแสไฟฟ้าขึ้น 2 ยูนิต ทำการบันทึกค่ากระแสไฟฟ้าที่น้อยที่สุดที่กระตุ้นให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อ stapedius หากเด็กแข็งแรงได้ยินเสียงดังจนเกินไป ก็จะหยุดเพิ่มปริมาณของกระแสไฟฟ้าทันที แม้จะไม่พบการตอบสนองของกล้ามเนื้อ stapedius ก็ตาม โดยจะทำตามกระบวนการนี้ในทุกๆช่องสัญญาณที่เปิดใช้ในอุปกรณ์ เนื่องจากการวัดค่า ESRT เด็กจำเป็นต้องนั่งนิ่งๆ ผู้วิจัยจึงเปิดวิดีโอ(การ์ตูนหรือ ภาพยนตร์)ให้เด็กดูเฉพาะภาพ แต่ไม่มีเสียงเพื่อลด artifact ที่อาจจะเกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหว เมื่อเรียบร้อยแล้ว ทำการบันทึกโปรแกรม

3. ทำการถ่ายข้อมูลโปรแกรมที่ตั้งค่าไว้ทั้งสองโปรแกรมลงในอุปกรณ์แปลงเสียงพูด จากนั้นจะทำการทดสอบความสามารถในการจำแนกเสียงพูดของทั้งสองโปรแกรม โดยจะทำการทดสอบในห้องเก็บเสียง (sound-proof room) ปกป้องเสียงพูดที่ความดัง 60 dBHL ผ่าน ลำโพงที่ตั้งทำมุม 90 องศา และมีระยะห่าง 1 เมตรจากเด็ก เสียงพูดที่ใช้ในการทดสอบคือชุดคำศัพท์ใน RAMA SD I&II โดยแต่ละ โปรแกรมจะถูกทดสอบด้วยชุดคำ 2 ชุด

**การวิเคราะห์ข้อมูล**

ใช้สถิติพรรณนาในการอธิบายลักษณะพื้นฐานของผู้เข้าร่วมวิจัย และใช้สถิติ Paired sample t-test ในการเปรียบเทียบปริมาณกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้นให้รับรู้

เสียงในระดับฟังสบายที่สุด ที่ได้จากการใช้ ESRT และ behavioral method และเปรียบเทียบความสามารถในการจำแนกเสียงพูด ระหว่างการใช้โปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตามค่า ESRT และ behavioral method โดยกำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติที่  $p < 0.05$

วิเคราะห์ข้อมูลทั้งหมดด้วยโปรแกรม Predictive Analysis Software Statistics เวอร์ชัน 18 (PASW 18)

**ผลการวิจัย**

ผู้เข้าร่วมวิจัยเป็นเด็กที่ใช้ cochlear implant จำนวน 19 คน อายุเฉลี่ย 11.16 ปี เป็นเพศชาย 8 คน และเพศหญิง 11 คน ข้อมูลพื้นฐานของผู้เข้าร่วมวิจัยแสดงในตารางที่ 1

มีผู้เข้าร่วมวิจัยเพียง 15 คน (ร้อยละ 79) ที่ตรวจพบค่า ESRT และผู้เข้าร่วมวิจัย 4 คน (ร้อยละ 21) แจ้งว่าเสียงดังจนเกินไป ก่อนที่จะพบ ESRT โดยผู้เข้าร่วมวิจัย 2 ใน 4 คน ไม่พบ ESRT ในทุกช่องสัญญาณ ผู้เข้าร่วมวิจัยอีก 2 คน ไม่พบ ESRT เฉพาะในช่องสัญญาณที่อยู่บริเวณฐานของ cochlea (basal portion of cochlea) เท่านั้น

ผลการศึกษาพบว่าปริมาณกระแสไฟฟ้า ที่ได้จากการใช้ ESRT method กับปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ได้จาก behavioral method ในทุกช่องสัญญาณ ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p > 0.05$ ) แสดงในตารางที่ 2 และค่า speech discrimination scores ที่ได้จากการใช้โปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตามค่า ESRT กับ behavioral method ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p > 0.05$ ) แสดงในตารางที่ 3

**อภิปรายและสรุปผลการวิจัย**

ผลจากการศึกษาพบว่า ผู้เข้าร่วมวิจัย 4 คน (ร้อยละ 21) แจ้งว่าเสียงดังจนเกินไป ก่อนที่จะพบ ESRT สาเหตุที่ไม่สามารถพบ ESRT นั้น อาจเกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทการได้ยิน ซึ่งเป็น

สาเหตุที่ทำให้หูหนวก ส่งผลให้เกิดจากการเสื่อมหรือลดลงของเส้นใยประสาท (neural fibres) ภายใน cochlea และ/หรือ เส้นประสาทการได้ยิน ทำให้การส่งสัญญาณประสาททำได้ไม่สมบูรณ์เพียงพอต่อการกระตุ้นให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อ stapedius (Battmer et al., 1990) สำหรับสาเหตุที่ไม่สามารถพบ ESRT ในช่องสัญญาณบริเวณฐานของ cochlea อาจเกิดจากตำแหน่งของ electrode array บริเวณฐานของ cochlea จะอยู่ห่างกับ modiolus มากกว่าบริเวณยอดของ cochlea (apical portion of cochlea) จึงจำเป็นต้องใช้กระแสไฟฟ้าปริมาณมากกว่าในการกระตุ้นให้เกิดตอบสนองของกล้ามเนื้อ stapedius ทำให้บางครั้งไม่สามารถหาค่า ESRT หรือได้ค่า ESRT ที่สูงกว่าปริมาณกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้นให้รับรู้เสียงในระดับฟังสบายที่สุดที่ได้จากการใช้ Behavioral method (Allum et al., 2002; Lorens et al., 2004) นอกจากนี้ยังมีอีกสมมติฐานหนึ่ง คือ ตามลักษณะทางกายภาพวิทยาของผู้มีการสูญเสียการได้ยินรุนแรงหรือหูหนวก บริเวณฐานของ cochlea จะมี neuron ที่สามารถทำงานได้ใน spiral ganglion น้อยกว่าบริเวณยอดของ cochlea (Nadol, 1997) ทำให้ต้องใช้ปริมาณกระแสไฟฟ้าปริมาณที่มากกว่าในการกระตุ้น (Firszt et al., 2002)

เมื่อเปรียบเทียบปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ได้จากการใช้ ESRT method และปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ได้จาก behavioral method ในกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยส่วนใหญ่พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ปริมาณกระแสไฟฟ้าจาก ESRT method จะมีค่าทั้งน้อยกว่าและมากกว่าจาก behavioral method สอดคล้องกับการศึกษาของ Spivak, Shute (1994a), Lorens et al. (2004) และ Walkowiak et al. (2011) ซึ่งให้ความเห็นในทิศทางเดียวกัน แม้ปริมาณกระแสไฟฟ้าจาก ESRT method จะมีค่ามากกว่าปริมาณกระแสไฟฟ้าจาก behavioral method แต่ปริมาณกระแสไฟฟ้านี้จะอยู่ใน dynamic range ของการรับรู้เสียง ไม่มากจนถึงระดับความดังที่ไม่สามารถทนฟังได้ (uncomfortable level) (Jerger et al., 1988; Stephan, Welzl-Muller, 2000)

ผลการวิจัยในด้านความสามารถในการจำแนกเสียงพูด ระหว่างการใช้โปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตามค่า ESRT และโปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตาม behavioral method ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับงานวิจัยของ Spivak et al. (1994b) และ Bresnihan et al. (2001)

จากผลการวิจัย สะท้อนให้เห็นว่า การใช้ ESRT สามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการกำหนดปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ใส่เข้าไปกระตุ้นให้รับรู้เสียงในระดับฟังสบายที่สุด สำหรับเด็กที่ไม่สามารถตอบสนองโดยวิธี behavioral method ได้ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในการปรับกระแสไฟฟ้าในช่วงเริ่มต้นใช้ cochlear implant ซึ่งเด็กยังไม่สามารถให้ข้อมูลการตอบสนองต่อเสียงที่น่าเชื่อถือได้ การนำค่า ESRT มาใช้ จะช่วยเพิ่มความสะดวกในการกำหนดปริมาณกระแสไฟฟ้าที่เหมาะสมเพื่อให้เด็กได้รับประโยชน์จากการใช้ cochlear implant มากที่สุด อีกทั้งยังช่วยลดระยะเวลาที่ใช้ในการปรับกระแสไฟฟ้า โดยกระบวนการที่ใช้ใน ESRT method จะใช้เวลาประมาณ 20-30 นาที ซึ่งอาจเป็นช่วงเวลาที่เด็กหลับ หรือดูวิดีโอที่ไม่มีเสียง อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดของวิธีนี้ คือ เด็กส่วนหนึ่งจะไม่มีการตอบสนองของกล้ามเนื้อ stapedius ร้อยละ 20-30 (Hodges et al., 1997; Caner G, 2007) กรณีนี้ นักแก้ไขการได้ยิน จึงต้องเลือกใช้วิธีอื่น

เนื่องจาก กลุ่มตัวอย่างในการวิจัยครั้งนี้ เป็นเด็กที่มีประสบการณ์ในการใช้ cochlear implant มาเป็นระยะมากกว่า 5 ปีแล้ว ทำให้ปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้นให้รับรู้เสียงในระดับฟังสบายที่สุดมีค่าค่อนข้างคงที่ อาจแตกต่างจากผู้เริ่มต้นใช้ cochlear implant ที่ปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้นให้รับรู้เสียงในระดับฟังสบาย จะมีการเปลี่ยนแปลง อาจไม่คงที่ ในช่วง 3-6 เดือนแรก (Henkin et al., 2006) ดังนั้นการศึกษาในอนาคต น่าจะมีการเปรียบเทียบ ESRT ในผู้ที่เพิ่งเริ่มใช้ แล้วติดตามการเปลี่ยนแปลง



เมื่อใช้ไปแล้วระยะหนึ่งจะช่วยให้ได้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์และสามารถนำไปใช้ได้อย่างแม่นยำขึ้น

#### กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงโดยได้รับความอนุเคราะห์จาก รศ.กฤษณาเลิศสูงประเสริฐ และรศ.ดร.มนต์ทิพย์ เทียนสุวรรณ ซึ่งได้กรุณาให้คำแนะนำปรึกษาในการทำงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ทุกท่านในคลินิกตรวจการได้ยินและฝึกพูดโรงพยาบาลรามาริบัติ ที่กรุณาให้ความช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกในการเก็บข้อมูลในการวิจัยครั้งนี้

#### เอกสารอ้างอิง

- Allum JH, Greisiger R, Probst R. Relationship of intraoperative electrically evoked stapedius reflex thresholds to maximum comfortable loudness levels of children with cochlear implants. *Int J Audiol* 2002; 41(2): 93-9.
- Battmer RD, Laszig R, Lehnhardt E. Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear and Hearing* 1990; 11(5): 370-4.
- Bresnihan M, Norman G, Scott F, Viani L. Measurement of comfort levels by means of electrical stapedial reflex in children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2001; 127(8): 963-6.
- Caner G, Olgun L, Gultekin G, Balaban M. Optimizing fitting in children using objective measures such as neural response imaging and electrically evoked stapedius reflex threshold. *Otol Neurotol* 2007; 28(5): 637-40.
- Dawson PW, Skok M, Clark GM. The effect of loudness imbalance between electrodes in cochlear implant users. *Ear and Hearing* 1997; 18(2): 156-65.
- Firszt JB, Chambers RD, Kraus N, Reeder RM. Neurophysiology of cochlear implant users I: effects of stimulus current level and electrode site on the electrical ABR, MLR, and N1-P2 response. *Ear and Hearing* 2002; 23(6): 502-15.
- Gordon KA, Papsin BC, Harrison RV. Programming cochlear implant stimulation levels in infants and children with a combination of objective measures. *Int J Audiol* 2004; 43(Suppl 1): S28-32.
- Grindle CR. Pediatric hearing loss. *Pediatr Rev* 2014; 35(11): 456-63; quiz 64.
- Hamzavi J, Baumgartner WD, Pok SM, Franz P, Gstoettner W. Variables affecting speech perception in postlingually deaf adults following cochlear implantation. *Acta Otolaryngol* 2003; 123(4): 493-8.
- Henkin Y, Kaplan-Neeman R, Kronenberg J, Migirov L, Hildesheimer M, Muchnik, C. A longitudinal study of electrical stimulation levels and electrode impedance in children using the Clarion cochlear implant. *Acta Otolaryngol* 2006; 126(6): 581-6.
- Hodges AV, Balkany TJ, Ruth RA, Lambert PR, Dolan-Ash S, Schloffman JJ. Electrical middle ear muscle reflex: use in cochlear implant programming. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1997; 117(3 Pt 1): 255-61.

- Hodges AV, Dolan-Ash S, Butts S, Balkany J. Using electrically evoked auditory reflex thresholds to fit the Clarion Cochlear Implant. *Ann Otol Rhi Laryngol* 1999; 108(4): 64-8.
- Jerger J, Oliver TA, Chmiel RA. Prediction of dynamic range from stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear and Hearing* 1988; 9(1): 4-8.
- Kosaner J, Anderson I, Turan Z, Deibl M. The use of ESRT in fitting children with cochlear implants. *Int Adv Otol* 2009; 5(1): 70-9.
- Langman AW, Quigley SM, Souliere CR Jr. Cochlear implants in children. *Pediatr Clin North Am* 1996; 43(6): 1217-31.
- Loizou PC. Introduction to cochlear implants. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1999; 18(1): 32-42.
- Lorens A, Walkowiak A, Piotrowska A, Skarzynski H, Anderson, I. ESRT and MCL correlations in experienced paediatric cochlear implant users. *Cochlear Implants Int* 2004; 5(1): 28-37.
- Mason S. Keynote lecture: objective measures. *Am J Otol* 1997; 18(Suppl 6): S84-7.
- Miller CA, Brown CJ, Abbas PJ, Chi SL. The clinical application of potentials evoked from the peripheral auditory system. *Hear Res* 2008; 242(1-2): 184-97.
- Nadol JB Jr. Patterns of neural degeneration in the human cochlea and auditory nerve: implications for cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1997; 117(3 pt 1): 220-8.
- Ricketts TA, DeChicchis AR, Bess FH. Hearing aids and assistive listening devices. In: Bailey BJ, Johnson JT, Newlands SD, editors. *Head and Neck surgery-otolaryngology*. Philadelphia: Lippincott William & Wilkins; 2006. p. 2279-93.
- Shallop JK. Objective electrophysiological measures from cochlear implant patients. *Ear and Hearing* 1993; 14(1): 58-63.
- Spivak LG, Chute PM. The relationship between electrical acoustic reflex thresholds and behavioral comfort levels in children and adult cochlear implant patients. *Ear and Hearing* 1994a; 15(2): 184-92.
- Spivak LG, Chute PM, Popp AL, Parisier SC. Programming the cochlear implant based on electrical acoustic reflex thresholds: patient performance. *Laryngoscope* 1994b; 104(10): 1225-30.
- Stephan K, Welzl-Muller K. Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants. *Audiology* 2000; 39(1): 13-8.
- Walkowiak A, Lorens A, Polak M, Kostek B, Skarzynski H, Szkielkowska A, Skarzynski PH. Evoked stapedius reflex and compound action potential thresholds versus most comfortable loudness level: assessment of their relation for charge-based fitting strategies in implant users. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 2011; 73(4): 189-95.

ตารางที่ 1 ข้อมูลพื้นฐานของผู้เข้าร่วมวิจัย

	เพศ		อายุ(ปี)	อายุเมื่อเริ่มใช้	ระยะเวลาในการใช้
	ชาย	หญิง	Mean ± SD	Cochlear implant(ปี)	Cochlear implant(ปี)
	จำนวน (ร้อยละ)	จำนวน (ร้อยละ)			
ผู้เข้าร่วมวิจัย	8 (42.1)	11 (57.9)	11.16 ± 2.90	5.34 ± 2.46	5.82 ± 1.53

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ย, ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน, ค่า t และค่า p-value ของปริมาณกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้นให้รับรู้เสียงใน ระดับฟังสบายที่สุดได้จากการใช้ Behavioral method และ ESRT method

ปริมาณกระแสไฟฟ้า (CU)	Behavioral Method		ESRT method		t	p-value
	(n=15)		(n=15)			
	Mean	SD	Mean	SD		
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 1	180.06	167.78	176.81	166.10	2.102	.054
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 2	184.46	169.34	184.01	169.61	0.267	.793
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 3	189.48	178.15	191.83	177.70	-1.383	.188
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 4	198.80	186.26	201.53	186.60	-0.826	.423
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 5	205.73	190.24	208.80	190.89	-0.753	.464
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 6	204.46	184.95	209.10	184.86	-1.258	.229
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 7	202.36	181.99	209.62	182.01	-1.451	.169
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 8	193.22	173.59	201.43	175.43	-1.708	.110
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 9	175.54	172.08	181.07	173.30	-1.032	.320
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 10	188.67	158.06	198.15	159.85	-1.505	.155
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 11	172.15	161.17	180.79	164.62	-1.295	.216
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 12	174.07	156.74	177.68	158.49	-1.018	.326
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 13	160.80	166.46	162.87	167.44	-0.595	.561
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 14	159.20	163.22	163.33	165.93	-1.211	.246
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 15	157.13	160.48	161.00	162.87	-0.75	.466
ช่องสัญญาณกระตุ้นที่ 16	113.07	151.59	118.47	156.86	-0.813	.430



ตารางที่ 3 ค่าเฉลี่ย, ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน, ค่า t และค่า p-value ของ speech discrimination scores ของโปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้าตามค่า ESRT และ behavioral method

ความสามารถในการ จำแนกเสียงพูด	โปรแกรมที่ปรับปริมาณกระแสไฟฟ้า		โปรแกรมที่ปรับปริมาณ กระแสไฟฟ้าตามค่า ESRT		t	p-value
	ตาม behavioral method					
	Mean	SD	Mean	SD		
Speech discrimination score (%)	60.80	16.16	59.87	16.64	0.722	.482