



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ทุนวิจัย

กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช

รายงานวิจัย

การพัฒนาแก้ไขปัญหา Loudness Recruitment  
ในเครื่องช่วยฟัง โดยใช้การบีบอัดไม่เชิงเส้น

สถาบันวิจัยบริการ

โดย

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

นิศาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย

ปริญญา หลวงพิทักษ์ชุมพล

กันยายน 2549

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ทุนวิจัย

กองทุนรัชดาภิเษกสมโภช

รายงานผลการวิจัย

การพัฒนาแก้ไขปัญหา Loudness Recruitment ในเครื่องช่วยฟัง

โดยใช้การบีบอัดไม่เชิงเส้น

โดย

ผศ. ดร.นิสาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย

รศ. นพ. ปริญญา หลวงพิทักษ์ชุมพล

30 กันยายน พ.ศ. 2549

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการวิจัยกรรมวิธีสัญญาณดิจิทัล ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งเป็นสถานที่ทำวิจัยหลัก และขอขอบคุณนายปพิชญา ชัยสกุล สำหรับการเป็นผู้ช่วยวิจัยที่มีความรับผิดชอบและกระตือรือร้นอย่างยิ่ง

นอกจากนี้ การดำเนินโครงการวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งจากกองทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ทุนวิจัยสนับสนุนงานวิจัยนี้เป็นอย่างดีตลอดโครงการ รวมถึงคำแนะนำและข้อคิดเห็นต่างๆ ที่เป็นประโยชน์จากกรรมการผู้ทรงคุณวุฒิทุกคน ผู้วิจัยจึงขอกราบขอบพระคุณมา ณ ที่นี้

สุดท้ายนี้ ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวของผู้วิจัย สำหรับรอยยิ้มที่สดใสและกำลังใจอย่างล้นเหลือเสมอมา

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

โครงการวิจัย	การพัฒนาวิธีการกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง เพื่อช่วยเพิ่มพิสัยพลวัต
ผู้วิจัยหลัก	ผศ. ดร.นิสาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย
ผู้วิจัยร่วม	รศ. นพ. ปริญญา หลวงพิทักษ์ชุมพล
ผู้ช่วยวิจัย	นาย ปพิชญา ชัยสกุล
เดือนและปีที่ทำวิจัยสำเร็จ	30 กันยายน พ.ศ. 2549
ระยะเวลาดำเนินการ	12 เดือน (1 ตุลาคม พ.ศ. 2548 – 30 กันยายน พ.ศ. 2549)

#### บทคัดย่อ

เครื่องช่วยฟังเป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ถูกนำมาใช้งานเพื่อให้ผู้สูญเสียการได้ยินสามารถได้ยิน สัญญาณเสียงออกที่มีความดังมากขึ้น อย่างไรก็ตาม การใช้ค่าอัตราขยายแบบคงที่ในเครื่องช่วยฟัง แบบเดิม (Conventional Hearing Aids) ไม่สามารถตอบสนองต่อความต้องการของผู้สูญเสียการได้ยินโดย ส่วนมากที่มีระดับการสูญเสียการได้ยินไม่เท่ากันในแต่ละช่วงความถี่ได้ นอกจากนี้ ค่าอัตราขยายของ เครื่องช่วยฟังจะถูกจำกัดไว้เพื่อไม่ให้เกิดเสียงหวีดรบกวนผู้ใช้เครื่องช่วยฟังเมื่อมีสัญญาณเสียงป้อนกลับ ดังนั้น ระบบการกำจัดเสียงป้อนกลับ (Acoustic Feedback Cancellation System) ที่มีประสิทธิภาพจึงเป็น ส่วนสำคัญในการออกแบบเครื่องช่วยฟังที่มีสมรรถนะสูง

การใช้งานของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย (Multi-band Compression Hearing Aids) จะสามารถตอบสนองต่อระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้สูญเสียการได้ยินได้อย่างเหมาะสม มากกว่าเครื่องช่วยฟังแบบเดิม โครงการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา และค้นหาจำนวนช่วงความถี่ย่อย ที่เหมาะสมที่สุดในการเพิ่มประสิทธิภาพการกำจัดเสียงป้อนกลับของเครื่องช่วยฟัง ในเชิงวัตถุวิสัย (Objective) นอกจากนี้ ยังคำนึงถึงพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟัง ที่สอดคล้องกับ ลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้สูญเสียการได้ยินตัวอย่าง 12 คนจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ผลการ จำลองระบบบนคอมพิวเตอร์เมื่อใช้สัญญาณเสียงพูดเป็นสัญญาณเข้าของเครื่องช่วยฟังนั้น สนับสนุน ประสิทธิภาพของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยที่ศึกษาในโครงการวิจัยนี้

**Project Title** On the improvement of Loudness Recruitment in Hearing Aids using Non-linear Compression

**Name of the Investigator** Asst. Prof. Dr. Nisachon Tangsangiumvisai

**Name of the Co-Investigator** Assoc. Prof. Parinya Luangpitakchumpon

**Research Assistance** Mr Papichaya Chaisakul

**Duration** 1 October 2005 – 30 September 2006

### **Abstract**

Hearing-aid devices are normally employed to compensate for hearing loss in hearing-impaired people. However, conventional hearing aids, where all sounds at different frequencies are amplified with the same amount of gain, cannot properly compensate for the hearing loss characteristics that are normally frequency-dependent. In addition, the acoustic feedback problem, which is perceived as howling by the hearing-aids users and interferes with the conversation, limits the possible maximum gain of the devices. The Acoustic Feedback Cancellation (AFC) system is therefore necessary to eliminate the acoustic feedback signal.

The use of Multi-band Compression Hearing Aids (MCHA) is therefore considered to be more appropriate for hearing loss compensation than the conventional ones. This project aims to find the most suitable number of bands so that significant improvement in the performance of the AFC system is obtained in objective manner. Moreover, the dynamic range of the hearing-aid output signal should correspond to the hearing loss characteristics of 12 patients obtained from King Chulalongkorn Memorial hospital. Computer simulations based on real speech signals demonstrate the effectiveness of the investigated systems.

# สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	2
บทคัดย่อภาษาไทย	3
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	4
สารบัญ	5
รายการรูปภาพประกอบ	7
รายการตารางประกอบ	12
ดัชนีคำศัพท์	15
บทที่ 1 บทนำ	20
1.1 เครื่องช่วยฟังกับการสูญเสียการได้ยิน	20
1.1.1 ลักษณะการสูญเสียการได้ยิน	20
1.1.2 องค์ประกอบของเครื่องช่วยฟัง	22
1.1.3 รูปแบบของเครื่องช่วยฟัง	23
1.2 ปัญหาที่เกิดขึ้นในการใช้งานเครื่องช่วยฟัง	26
1.2.1 ปัญหา Loudness Recruitment	26
1.2.2 ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับ	29
1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย	31
บทที่ 2 วิธีการดำเนินการวิจัย	33
บทที่ 3 ผลการวิจัย	35
3.1 การศึกษางานวิจัยและเทคนิคต่างๆ ที่มีการนำเสนอ ของระบบ AFC สำหรับการ ใช้งานในเครื่องช่วยฟัง	36
3.1.1 การใช้การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า	40
3.1.2 การใช้ความหน่วงเวลาแบบคงที่	44
3.2 การศึกษาและออกแบบการทดสอบการได้ยินสำหรับบุคคลทั่วไป รวมถึง การเก็บข้อมูลผู้สูญเสียการได้ยิน	45
3.2.1 ระดับการสูญเสียการได้ยิน	45

3.2.2 การทดสอบการได้ยิน	46
3.2.3 ข้อมูลผู้ป่วยตัวอย่างที่มีปัญหาการได้ยิน	47
3.3 การพัฒนาปรับปรุงประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC	50
3.3.1 เครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่	50
3.3.2 เทคนิคการบีบอัด	53
3.3.3 เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย	57
3.3.4 การจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์	59
3.4 การกำจัดเสียงป้อนกลับของเครื่องช่วยฟังในช่วงความถี่ต่างๆ ในปริมาณที่ต่างกัน	102
3.4.1 ระบบ AFC ที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย	102
3.4.2 การเปรียบเทียบความซับซ้อนในการคำนวณของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย กับระบบ AFC แบบเดิม	111
3.5 คุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟัง	112
<b>บทที่ 4 สรุปและวิจารณ์ผลการวิจัย</b>	<b>117</b>
<b>บทที่ 5 งานที่จะพัฒนาต่อไปในอนาคต</b>	<b>120</b>
<b>เอกสารอ้างอิง</b>	<b>121</b>
<b>ภาคผนวก ก การทดสอบการได้ยิน</b>	<b>124</b>
<b>ภาคผนวก ข ระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่างทั้ง 12 คน</b>	<b>127</b>
<b>ภาคผนวก ค ค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในผู้ป่วยหมายเลข 3 ถึงผู้ป่วยหมายเลข 12</b>	<b>133</b>
<b>ภาคผนวก ง บทความทางวิชาการของทีมผู้วิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์</b>	<b>149</b>



## รายการรูปภาพประกอบ

		หน้า
รูปที่ 1-1	สถิติและการประมาณจำนวนประชากรโลกที่มีการสูญเสียการได้ยิน	20
รูปที่ 1-2	องค์ประกอบหลักของเครื่องช่วยฟัง	22
รูปที่ 1-3	ตัวอย่างเครื่องช่วยฟังในรูปแบบต่างๆ	23
รูปที่ 1-4	ระดับความดังเสียง (SPL) ของผู้สูญเสียการได้ยินและผู้มีการได้ยินปกติ	26
รูปที่ 1-5	พิสัยพลวัตการได้ยินของ (ก) ผู้มีการได้ยินปกติ และ (ข) ผู้สูญเสียการได้ยิน	27
รูปที่ 1-6	พิสัยพลวัตการได้ยินของผู้สูญเสียการได้ยินที่ถูกขยายขนาดด้วยอัตราขยายคงที่ตลอดทุกความถี่	28
รูปที่ 1-7	ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับในการใช้งานของเครื่องช่วยฟัง	30
รูปที่ 3-1	บล็อกไดอะแกรมของระบบ AFC ที่ใช้วงจรกรองที่มีการปรับตัวอย่างต่อเนื่อง	36
รูปที่ 3-2	บล็อกไดอะแกรมแสดงเทคนิค FLP	40
รูปที่ 3-3	ระบบกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังที่ใช้เทคนิค FLP	42
รูปที่ 3-4	บล็อกไดอะแกรมของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่มีการใช้ความหน่วงเวลาแบบคงที่ในวิถีไปหน้า	44
รูปที่ 3-5	กราฟ Pure Tone Audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้สูญเสียการได้ยินตัวอย่าง 2 คน และผู้มีการได้ยินปกติ 1 คน	49
รูปที่ 3-6	การบีบอัด 3 แบบ สำหรับการลดพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง	53
รูปที่ 3-7	การบีบอัดสัญญาณเสียง (ก) แบบป้อนกลับ (ข) แบบป้อนไปหน้า	55
รูปที่ 3-8	ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยที่ใช้การประวิงเวลาแบบคงที่ และการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า	56
รูปที่ 3-9	การบีบอัดสัญญาณเสียงในเครื่องช่วยฟัง	58
รูปที่ 3-10	สัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง (ก) โดเมนเวลา (Time-domain) (ข) โดเมนความถี่ (Frequency-domain)	60
รูปที่ 3-11	แบบจำลองของวิถีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง	62
รูปที่ 3-12	การเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง ( * ) กับค่า ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยิน ( o ) ที่ผู้มีการสูญเสียการได้ยินสามารถรับฟังได้	63
รูปที่ 3-13	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบ	



	บีบอัด 1 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1	66
รูปที่ 3-14	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz	68
รูปที่ 3-15	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz	70
รูปที่ 3-16	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-2000 Hz	72
รูปที่ 3-17	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 2000-4000 Hz	73
รูปที่ 3-18	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-1,000 Hz	75
รูปที่ 3-19	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 1,000-2,000 Hz	76
รูปที่ 3-20	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-500 Hz	77
รูปที่ 3-21	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 500-1,000 Hz	78
รูปที่ 3-22	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-250 Hz	80
รูปที่ 3-23	เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 250-500 Hz	81
รูปที่ 3-24	การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 1 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0034	85
รูปที่ 3-25	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 1 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่า THR ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 1 เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจาก ระบบ AFC	87
รูปที่ 3-26	การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด	

	ที่ใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 1 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0034	88
รูปที่ 3-27	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบ บีบอัด 2 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1	90
รูปที่ 3-28	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบ บีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1	90
รูปที่ 3-29	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบ บีบอัด 4 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1	91
รูปที่ 3-30	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบ บีบอัด 5 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1	91
รูปที่ 3-31	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบ บีบอัด 6 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1	92
รูปที่ 3-32	การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 2 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0025	93
รูปที่ 3-33	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบของ ผู้ป่วยหมายเลข 2 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่า THR ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วย หมายเลข 2 เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทน พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC	95
รูปที่ 3-34	การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ที่ใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 2 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0025	96
รูปที่ 3-35	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบ	

	บีบอัด 2 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2	98
รูปที่ 3-36	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2	98
รูปที่ 3-37	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2	99
รูปที่ 3-38	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2	99
รูปที่ 3-39	พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วงความถี่ (เส้นสี่เหลี่ยม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2	100
รูปที่ 3-40	ระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ fullband	103
รูปที่ 3-41	ระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband (AFB/SFB)	104
รูปที่ 3-42	Frequency response ของ AFB ที่เป็นแบบ Maximally Decimated	104
รูปที่ 3-43	ระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband (tree structure, $k=2$ , $M=4$ )	105
รูปที่ 3-44	WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ Fullband	107
รูปที่ 3-45	ERLE performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ Fullband	107
รูปที่ 3-46	ERLE performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ Subband	108
รูปที่ 3-47	WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband (band 0)	109
รูปที่ 3-48	WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband (band 1)	109

รูปที่ 3-49	WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband (band 2)	110
รูปที่ 3-50	WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband (band 3)	110
รูปที่ 3-51	การให้คะแนนสัญญาณเสียงด้วยวิธี Absolute Ratings of Sound Quality	113
รูปที่ ก-1	กราฟ Pure tone audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ถูกทดสอบคนที่ 1 (High-frequency hearing loss)	125
รูปที่ ก-2	กราฟ Pure tone audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ถูกทดสอบคนที่ 2 (Moderate-to-severe hearing loss)	126
รูปที่ ข-1	กราฟ Pure Tone Audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้สูญเสียการได้ยิน 12 คน จากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	132

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## รายการตารางประกอบ

		หน้า
ตารางที่ 2-1	แผนงานการดำเนินการวิจัยของโครงการภายในระยะเวลา 12 เดือน	33
ตารางที่ 3-1	ค่าความซับซ้อนในการคำนวณสำหรับขั้นตอนวิธี NLMS	39
ตารางที่ 3-2	ค่าความซับซ้อนในการคำนวณสำหรับส่วน FLP	43
ตารางที่ 3-3	การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้นด้วยหลักเกณฑ์ “POGO”	51
ตารางที่ 3-4	การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้นด้วยหลักเกณฑ์ “NAL”	52
ตารางที่ 3-5	ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลาย ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1	65
ตารางที่ 3-6	ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลาย ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 2	82
ตารางที่ 3-7	ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละ ช่วงความถี่ ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 2	83
ตารางที่ 3-8	การเปรียบเทียบค่าความซับซ้อนในการคำนวณของระบบที่มีโครงสร้างแบบ ช่วงความถี่ย่อยกับระบบที่ทำงานในโดเมนเวลา	112
ตารางที่ 3-9	ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข 6	114
ตารางที่ 3-10	ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข 8	115
ตารางที่ 3-11	ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข 9	115
ตารางที่ ค-1	ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง แบบหลายช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 3	133
ตารางที่ ค-2	ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 3	134
ตารางที่ ค-3	ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง แบบหลายช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 4	135
ตารางที่ ค-4	ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 4	135
ตารางที่ ค-5	ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง	





แบบหลายช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 12	148
ตารางที่ ค-20 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 12	148



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## ดัชนีคำศัพท์

การกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับ	Acoustic Feedback Cancellation
การจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์	Simulation
การทดสอบการได้ยิน	Hearing Test
การทดสอบด้วยสัญญาณเสียงพูด	Speech Test
การทดสอบด้วยเสียงความถี่เดียว	Pure Tone Test
การบีบอัดแบบป้อนกลับ	Feedback Compression System
การประกอบ / การสังเคราะห์	Synthesize
การประมวลผลสัญญาณดิจิทัล	Digital Signal Processing (DSP)
การประมวลผลสัญญาณแอนะล็อก	Analogue Signal Processing
การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า	Forward Linear Predictor (FLP)
การพุ่งเกินชั่วคราว	Overshoot
การรัน (โปรแกรม)	Run
การรับรู้ด้านสเตอริโอ	Stereo Perception
การแยกชัดทางความถี่	Frequency Resolution
การสลับเปลี่ยนของเวกเตอร์ / เมตริกซ์	Transposition
ขั้นตอนวิธี	Adaptive Filtering Algorithms
ขี้หู	Ear Wax
ค่าการคูณจำนวนจริงต่อสัญญาณเข้า 1 ค่า	Real Multiplication (RMP) per Input Sample
ค่ากลาง	Median
ค่าช่วงก้าว	Step-size
ค่าอัตราส่วนการบีบอัด	Compression Ratio
เครื่องช่วยฟัง	Hearing Aids (HA)
เครื่องช่วยฟังแบบเดิม	Conventional Hearing Aids
เครื่องช่วยฟังแบบแวนตา	Eyeglass Hearing Aids
เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด	Compression Hearing Aids (CHA)

เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดช่วงความถี่เดียว	Single-band Compression Hearing Aids (SCHA)
เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย	Multi-band Compression Hearing Aids (MCHA)
เครื่องช่วยฟังแบบพกพา	Body Hearing Aids
เครื่องช่วยฟังแบบใส่ในช่องหู	In-the-canal (ITC) Hearing Aids
เครื่องช่วยฟังแบบใส่ในรูหู	In-the-ear (ITE) Hearing Aids
เครื่องช่วยฟังแบบใส่หลังใบหู	Behind-the-ear (BTE) Hearing Aids
โครงสร้างต้นไม้	Tree Structure
โครงสร้างเป็นช่วงความถี่ย่อย	Subband Structure
คลังวงจรกรองวิเคราะห์	Analysis Filter Bank (AFB)
คลังวงจรกรองสังเคราะห์	Synthesis Filter Banks (SFB)
ความซับซ้อนในการคำนวณ	Computational Complexity
ความถี่ซีกตัวอย่าง / อัตราการซีกตัวอย่าง	Sampling Frequency / Sampling Rate
ความหน่วงเวลากลุ่ม	Group Delay
ความหน่วงเวลาแบบคงที่	Fixed Delay
ความหน่วงเวลาแบบเปลี่ยนตามเวลา	Time-varying Delay
จุดเริ่มเปลี่ยน	Threshold
ช่วงความถี่ออกเทพ	Octave Band
ช่วงความถี่ออกเทพ 1/3	One-Third Octave Band
ช่วงเวลาที่มีมาเสมอ	Periodically
ช่องหู	Ear Canal
ช่องอากาศ	Air Vent
เชิงเส้น	Linear
โดเมนความถี่	Frequency Domain
โดเมนเวลา	Time Domain
ตั้งโปรแกรมได้	Programmable
ตัวขยายสัญญาณ	Amplifier
ตัวต้นแบบ	Prototype
ตัวปรับความดัง	Volume Control

ตัวรับ / ลำโพง	Receiver / Loudspeaker
ตัวอย่าง	Sample
นักโสตสัมผัสวิทยา	Audiologist
บีบอัด	Compression
แบตเตอรี่	Battery
แบบดั้งเดิม	Conventional
แบบอิสระ	Individually
ปรับค่าได้ละเอียด	Fine Tuning
ผลตอบสนองต่ออิมพัลส์แบบจำกัด	Finite Impulse Response (FIR)
ผลตอบสนองต่ออิมพัลส์แบบไม่จำกัด	Infinite Impulse Response (IIR)
ผลต่างของความหน่วงเวลาของสองสัญญาณ	Inter-aural Delay
ผู้สูญเสียการได้ยิน	Hearing Loss / Hearing Impairment
พิมพ์หู	Ear Mold
พิสัยพลวัต	Dynamic Range
พิสัยพลวัตการได้ยิน	Dynamic Range of Hearing
พิสัยพลวัตของระดับการขยายขนาดที่ใช้การได้	Dynamic Range of Maximum Useable Gain
ฟังก์ชันถ่ายโอน	Transfer Function
เมตริกซ์	Matrix
เมตริกซ์ผกผัน	Inverse of a Matrix
เมตริกซ์อัตโนมัติสหสัมพันธ์ผกผัน	Inverse of the Autocorrelation Matrix
เมตริกเอกลักษณ์	Identity Matrix
ไมโครโฟน	Microphone
ไมโครโฟนแบบมีทิศทาง	Directional Microphone
ระดับ	Level / Degree
ระดับการสูญเสียการได้ยิน	Degree of Hearing Loss
ระดับความดังเสียง	Sound Pressure Level (SPL)
ระดับความดังเสียงมากที่สุดที่ยังคงยอมรับได้	Uncomfortable Level (UCL)
ระดับเริ่มต้นในการได้ยิน	Threshold of Hearing (THR)

	หรือ Hearing Threshold
	หรือ Threshold in Quiet
ระบบที่เปลี่ยนไปตามเวลา	Time-Variant System
ระบบที่ไม่เปลี่ยนไปตามเวลา	Time-Invariant System
ลักษณะการสูญเสียการได้ยินค่อนข้างแบนราบ	Flat Hearing Loss
ลักษณะการสูญเสียการได้ยินค่อนข้างสูง	High-frequency Hearing Loss
วิถีของสัญญาณเสียงป้อนกลับ	Acoustic Feedback Path
วิถีไปหน้า	Forward Path
เวกเตอร์	Vector
วงจรกรองแบบปรับตัว	Adaptive Filter
วงจรกรองแบบผ่านต่ำ	Lowpass Filter
วงจรกรองแบบผ่านสูง	Highpass Filter
วงจรกรองผ่านทุกความถี่แบบเปลี่ยนตามเวลา	Higher-Order Time-Varying Allpass Filter (HO-TV-APF)
สัญญาณที่ใช้ในการสอนระบบ	Training Sequence
สัญญาณผิดพลาดในการประมาณ	Prediction Error
สัญญาณรบกวนขาว	White Noise
สัญญาณรบกวนขาวแบบเกาส์	White Gaussian Noise
สัญญาณรบกวนพื้นหลัง	Background Noise
สัญญาณเสียงที่มีความดังต่ำ	Soft Sound
สัญญาณเสียงที่มีความดังสูง	Loud Sound
สัญญาณเสียงป้อนกลับ	Acoustic Feedback Signal
สภาวะอยู่ตัว	Steady State
สหสัมพันธ์ข้าม	Cross-Correlation
สาย	Cord
เสียง	Sound
หูหนวก	Profoundly Deaf
อัตราการลดทอน	Decay Rate

อัตราขยาย

อัตราขยายกาลมัน

อัตตสหสัมพันธ์

Amplification Gain

Kalman Gain

Auto-Correlation



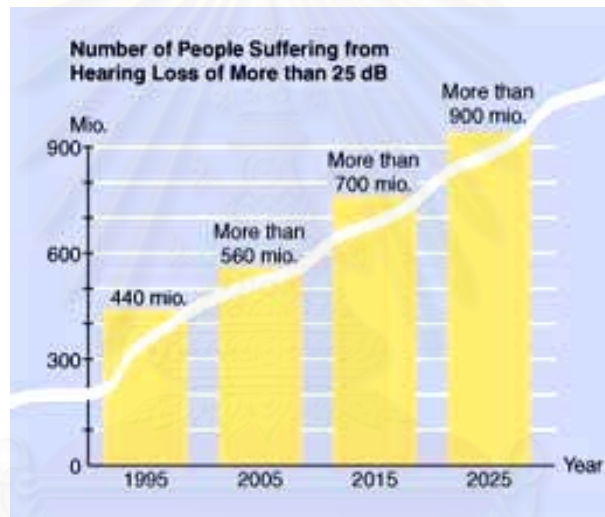
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 เครื่องช่วยฟังกับการสูญเสียการได้ยิน

การประมาณและคาดการณ์จำนวนผู้สูญเสียการได้ยิน (Hearing Loss / Hearing Impairment) ทั่วโลก มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ และจะมากถึงกว่า 700 ล้านคนในปี ค.ศ. 2015 [1] ดังแสดงในรูปที่ 1-1 ในหัวข้อนี้ จะกล่าวถึงรายละเอียดต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการช่วยฟัง อันได้แก่ ลักษณะการสูญเสียการได้ยิน องค์ประกอบของเครื่องช่วยฟัง และรูปแบบของเครื่องช่วยฟัง โดยรายละเอียดเพิ่มเติมของการสูญเสียการได้ยินจะได้กล่าวถึงในบทถัดไป



รูปที่ 1-1 สถิติและการประมาณจำนวนประชากรโลกที่มีการสูญเสียการได้ยิน [1]

#### 1.1.1 ลักษณะการสูญเสียการได้ยิน

สำหรับลักษณะการสูญเสียการได้ยินนั้น สามารถแบ่งออกเป็น 3 กลุ่มใหญ่ตามสาเหตุหรือปัจจัยที่ทำให้เกิดการสูญเสียการได้ยิน [2] ดังต่อไปนี้

##### 1. การนำเสียงเสื่อม (Conductive Hearing Loss)

เป็นความผิดปกติที่เกิดจากการถูกปิดกั้นการส่งผ่านของเสียง ซึ่งส่วนมากเกิดขึ้นในบริเวณหูชั้นนอกและหูชั้นกลาง ทำให้เสียงไม่สามารถผ่านเข้าไปถึงหูชั้นในได้ เช่น กระจกหูบางขึ้น ได้รับความเสียหาย แก้วหูทะลุ หนองหู หรือแม้กระทั่งการมีขี้หู (Ear Wax) จำนวนมากอยู่ใน

ช่องหู (Ear Canal) เป็นต้น อาการของการสูญเสียการได้ยินกลุ่มนี้สามารถบรรเทาเสียงได้หากไม่มีสิ่งกีดขวางการส่งผ่านของเสียง ดังตัวอย่างที่กล่าวมา

## 2. ประสาทหูเสื่อม (Sensorineural Hearing Loss)

เกิดจากการแพ้ยา มีโรค หรือเกิดความผิดปกติของหูชั้นใน ทำให้เกิดความพิการหรือการสูญเสียในระดับเส้นประสาท (Hair Cells) ภายในหูชั้นใน โดยเฉพาะอย่างยิ่งตรงส่วนที่เรียกว่า Cochlea ซึ่งการสูญเสียกลุ่มนี้ไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้ นอกเสียจากการผ่าตัดใส่ประสาทหูเทียม (Cochlea implant) โดยส่วนมากแล้ว ปัจจัยที่ทำให้เกิดการสูญเสียการได้ยินกลุ่มนี้ ได้แก่ การสัมผัสเสียงที่มีความดัง (Excessive Exposure to Loud Noise) มากเกิน 90 เดซิเบล (Decibels: dB) ขึ้นไป อยู่เป็นเวลานานหรือเป็นประจำ อายุขัยที่เพิ่มขึ้น การกระทบกระเทือนบริเวณหู พันธุกรรมที่ทำให้ผู้มีปัญหาการได้ยินมาตั้งแต่กำเนิด การได้รับยาบางชนิดเกินขนาดอยู่เป็นประจำ เช่น ยาแอสไพริน เป็นต้น และการเป็นโรคบางชนิด เช่น หัดเยอรมัน (German Measles) คางทูม (Mump) อีสุกอีใส (Small Pox, Chicken Pox) งูสวัด (Herpes Zoster Oticus) เป็นต้น

## 3. ความผิดปกติแบบผสม

เกิดจากความผิดปกติของหูชั้นนอก หรือหูชั้นกลาง ร่วมกับความผิดปกติของหูชั้นใน เช่น ประสาทหูเสื่อม และแก้วหูฉีกขาดร่วมด้วย เป็นต้น

ผู้สูญเสียการได้ยินจะไม่สามารถได้ยินเสียงอย่างชัดเจนเท่าเดิม หรือเท่าที่คนปกติควรได้ยิน ตัวอย่างอาการที่พบ เช่น

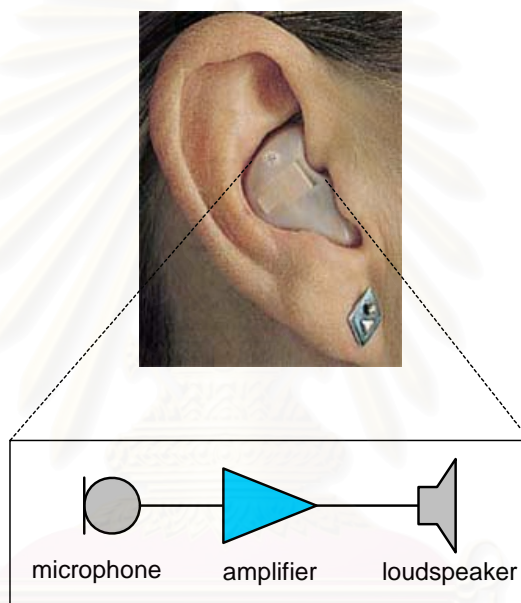
- High Frequency Hearing Loss หมายถึง การไม่ได้ยินเสียงความถี่สูง (High-pitched Sound) เช่น เสียงของเด็ก เสียงของผู้หญิง และเสียงพยัญชนะบางเสียง เป็นต้น
- Low Frequency Hearing Loss หมายถึง การไม่ได้ยินเสียงความถี่ต่ำ (Low-pitched Sound) เช่น เสียงสระ เป็นต้น
- Flat Hearing Loss หมายถึง ความยากลำบากในการได้ยินเสียงที่ทุกๆ ความถี่อย่างเท่าเทียมกัน เมื่อเปรียบเทียบกับ การได้ยินเสียงเหล่านี้ในผู้มีการได้ยินปกติ

ถ้าหากผู้สูญเสียการได้ยินไม่ได้รับการดูแลรักษาอย่างเหมาะสม ก็อาจจะนำไปสู่การประสบปัญหาในด้านอื่นๆ ตามมา เช่น ปัญหาการเข้าสังคม ปัญหาทางจิตใจ (Social and Psychological Problems) หรือแม้กระทั่งปัญหาทางร่างกายได้ (Physical Problems) เป็นต้น



### 1.1.2 องค์ประกอบของเครื่องช่วยฟัง

เครื่องช่วยฟัง (Hearing Aids: HA) เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าขนาดเล็กชนิดหนึ่ง ที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณเสียงให้ดังขึ้น ช่วยให้ผู้ใช้สูญเสียการได้ยินสามารถได้ยินเสียงต่างๆ ได้ดีขึ้นกว่าเดิม หลักการทำงานของเครื่องช่วยฟัง คือ การขยายขนาดของสัญญาณเสียงจากภายนอกที่ต้องการจะได้ยิน โดยใช้ตัวขยายสัญญาณ (Amplifier) ภายในเครื่องช่วยฟัง ดังแสดงในรูปที่ 1-2 สำหรับระดับการขยายขนาดสัญญาณเสียงผ่านการเลือกใช้อัตราขยาย (Amplification Gain) ของเครื่องช่วยฟังนั้น จะแตกต่างกันไปในผู้ใช้เครื่องช่วยฟังแต่ละคน โดยขึ้นอยู่กับระดับความรุนแรงของการสูญเสียการได้ยิน องค์ประกอบหลักที่สำคัญของเครื่องช่วยฟัง [3] ได้แก่



รูปที่ 1-2 องค์ประกอบหลักของเครื่องช่วยฟัง

- ไมโครโฟน (Microphone) ทำหน้าที่ในการรับสัญญาณเสียงเข้าและแปลงให้อยู่ในรูปสัญญาณทางไฟฟ้า
- ตัวขยายสัญญาณ (Amplifier) หรือตัวปรับความดัง (Volume Control) ทำหน้าที่เพิ่มขนาดสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟัง
- ตัวรับ (Receiver) หรือลำโพง (Loudspeaker) ทำหน้าที่แปลงสัญญาณทางไฟฟ้าเป็นสัญญาณเสียง ส่งสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังเข้าไปในช่องหู (Ear Canal)
- ช่องอากาศ (Air Vent) เป็นรูเล็กๆ ของเครื่องช่วยฟัง ทำให้มีอากาศผ่านเข้าไปในช่องหู ไม่ทำให้ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังรู้สึกอึดอัด และได้ยินเสียงที่มีความเป็นธรรมชาติมากขึ้น
- แบตเตอรี่ (Battery) ให้พลังงานแก่อุปกรณ์ส่วนต่างๆ ในเครื่องช่วยฟัง

### 1.1.3 รูปแบบของเครื่องช่วยฟัง



รูปที่ 1-3 ตัวอย่างเครื่องช่วยฟังในรูปแบบต่างๆ

สำหรับรูปแบบของเครื่องช่วยฟังมีหลายแบบต่างๆ กัน ดังตัวอย่างแสดงในรูปที่ 1-3 ขึ้นอยู่กับรูปลักษณะของเครื่อง [4, 5, 6] ได้แก่

- เครื่องช่วยฟังแบบใส่ในรูหู ITE (In-the-ear HA)

เป็นเครื่องช่วยฟังที่มีขนาดเล็กมาก ตัวเครื่องใส่ไว้ในรูหูเพื่อความเป็นธรรมชาติของผู้ใช้มากที่สุด มีวิธีการสร้าง 2 วิธี คือ Custom ITE (สั่งทำเฉพาะบุคคล ปั้นหูเพื่อทำ shell ตัวเครื่องช่วยฟังถูกสร้างใส่ไว้ใน shell) และ Modular ITE (ตัวเครื่องช่วยฟังถูกสร้างสำเร็จมาจากโรงงาน แต่สามารถทำพิมพ์หู (Ear Mold) มาช่วยเสริมให้พอดีและยึดเกาะติดกับหูแต่ละคนได้) เครื่องช่วยฟังแบบ ITE นี้เหมาะสำหรับผู้สูญเสียการได้ยินอย่างรุนแรง และมีราคาค่อนข้างแพงเมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องช่วยฟังแบบ BTE

- เครื่องช่วยฟังแบบใส่หลังใบหู BTE (Behind-the-ear HA)

มีขนาดเล็กกว่าเครื่องช่วยฟังแบบพกพา (หรือเรียกว่า เครื่องช่วยฟังแบบกล่อง หรือเครื่องช่วยฟังแบบเหน็บกระเป๋า) ชิ้นส่วนของอุปกรณ์ทั้งหมดจะอยู่หลังใบหู กล่าวคือ ลำโพงอยู่แยกจากไมโครโฟน และตัวขยายสัญญาณที่อยู่รวมกันในกล่อง เชื่อมต่อกันกับตัวรับผ่านทางสาย (Cord) และเชื่อมต่อกับพิมพ์หูซึ่งเป็นยางอ่อนๆ เครื่องช่วยฟังแบบ BTE นี้จะมีความเหมาะสมสำหรับใช้งานในผู้สูญเสียการได้ยินทุกระดับความรุนแรง

- เครื่องช่วยฟังแบบพกพา (Body HA)

เครื่องช่วยฟังแบบนี้ มีลักษณะเป็นกล่องสี่เหลี่ยมขนาดเล็ก สามารถใส่ไว้ในกระเป๋าเสื้อเพื่อพกพาได้ โดยไมโครโฟนและตัวขยายสัญญาณของเครื่องช่วยฟังแบบนี้จะรวมกันอยู่ภายในกล่อง สำหรับลำโพงจะใส่ไว้ในหูที่ทำการเชื่อมต่อกับส่วนที่เหลือของเครื่องช่วยฟังผ่านทางสาย ข้อดีของเครื่องช่วยฟัง

แบบนี้ คือ ไม่ค่อยเกิดปัญหาของสัญญาณเสียงป้อนกลับ (Feedback Signal) เนื่องจากลำโพงและไมโครโฟนอยู่ห่างจากกัน หากแต่อาจเกิดความไม่เป็นธรรมชาติของสัญญาณเสียงที่ผู้ใช้ได้ยิน เนื่องจากว่าไมโครโฟนของเครื่องช่วยฟังอยู่ที่ตำแหน่งลำตัวแทนที่จะเป็นข้างหู

นอกจากนี้ ยังมีเครื่องช่วยฟังแบบอื่นๆ อีกหลายแบบ ไม่ว่าจะเป็นแบบใส่ในช่องหู (In-the-canal HA: ITC) หรือแบบแกนแว่นตา (Eyeglass HA) เป็นต้น โดยประเภทของเครื่องช่วยฟัง สามารถแบ่งตามคุณลักษณะการทำงานได้เป็น 4 ประเภท [7] ดังนี้

- เครื่องช่วยฟังประเภทเชิงเส้น (Linear)

เครื่องช่วยฟังประเภทนี้ใช้วงจรเชิงเส้นอย่างง่ายทำการขยายขนาดของสัญญาณที่เข้ามาทุกๆ สัญญาณ อย่างเท่าๆ กัน เครื่องช่วยฟังประเภทนี้จึงมีราคาถูก

- เครื่องช่วยฟังประเภทบีบอัด (Compression)

ค่าการขยายขนาดของสัญญาณเสียงสำหรับเครื่องช่วยฟังประเภทนี้ จะถูกจำกัดอยู่ที่ค่าๆ หนึ่ง โดยค่าการขยายขนาดสัญญาณเสียงที่ความถี่ต่างๆ กัน จะมีความแตกต่างกันไปตามลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ใช้เครื่องช่วยฟังแต่ละคน

- เครื่องช่วยฟังประเภทมีทิศทาง (Directional Microphones)

เครื่องช่วยฟังประเภทนี้สามารถแยกเสียงที่ต้องการออกจากเสียงรบกวนอื่นๆ ที่เข้ามายังเครื่องช่วยฟังได้ โดยใช้คุณสมบัติของเสียงและทิศทางเข้ามาช่วย กล่าวคือ การใช้ไมโครโฟนจำนวนมากว่าหนึ่งตัวในการรับสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง เช่น การเลือกใช้ไมโครโฟนสองตัว โดยกำหนดให้ไมโครโฟนตัวหนึ่งหันทิศไปทางข้างหน้า และไมโครโฟนอีกตัวหนึ่งหันไปทางข้างหลังของผู้ใช้เครื่องช่วยฟัง ข้อมูลของสัญญาณเสียงจากหลายทิศทางรอบๆ ตัวของผู้ใช้เครื่องช่วยฟังนี้ สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนพื้นหลัง (Background Noise) ของผู้ใช้เครื่องช่วยฟังได้ดีขึ้น

- เครื่องช่วยฟังประเภทตั้งโปรแกรมได้ (Programmable)

เครื่องช่วยฟังประเภทนี้จะถูกตั้งโปรแกรมที่ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานโดยอัตโนมัติผ่านทางคอมพิวเตอร์ ทำให้สามารถกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ได้อย่างถูกต้อง ทั้งนี้ เครื่องช่วยฟังอาจทำการเลือกใช้โปรแกรมต่างๆ ได้ถึง 2 หรือ 3 โปรแกรมในเวลาเดียวกัน หรือเมื่อผู้ใช้อยู่ในสถานการณ์ต่างๆ กัน โดยสามารถเลือกการประมวลผลของเครื่องช่วยฟังได้ทั้งแบบดิจิทัลหรือแบบแอนะล็อก

การประมวลผลสัญญาณภายในวงจรของเครื่องช่วยฟังประเภทต่างๆ เหล่านี้ สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ลักษณะ คือ การประมวลผลสัญญาณแบบแอนะล็อก (Analogue Signal Processing) และการประมวลผลสัญญาณแบบดิจิทัล (Digital Signal Processing: DSP) โดยเครื่องช่วยฟังในอดีตที่ผ่านมาจะใช้การประมวลผลสัญญาณแบบแอนะล็อก จะเรียกว่า เครื่องช่วยฟังประเภทแอนะล็อก หากแต่ว่า วงจรที่มีการประมวลผลสัญญาณแบบแอนะล็อกจะมีขนาดใหญ่ จึงทำให้ขนาดของเครื่องช่วยฟังประเภทนี้ไม่เป็นที่พอใจแก่ผู้ใช้ สำหรับเครื่องช่วยฟังที่ใช้วงจรดิจิทัลในการควบคุมการประมวลผลสัญญาณภายในเครื่องช่วยฟัง จะเรียกว่า เครื่องช่วยฟังประเภทดิจิทัล โดยสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังจะผ่านส่วน Analog-to-digital Conversion (ADC) เพื่อทำการแปลงจากสัญญาณเสียงในรูปแบบแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล และเมื่อจะส่งสัญญาณเสียงที่ทำการประมวลผลสัญญาณแบบดิจิทัลแล้วออกสู่ผู้ใช้ จึงต้องทำการแปลงกลับเป็นสัญญาณแอนะล็อกก่อน โดยใช้ส่วน Digital-to-analog Conversion (DAC) เครื่องช่วยฟังประเภทดิจิทัลจะมีความสามารถในการปรับค่าได้อย่างละเอียดมากขึ้น (Fine Tuning) และยังสามารถกรองเสียงรบกวนออกได้มากกว่าเครื่องช่วยฟังประเภทแอนะล็อก จึงทำให้คุณภาพเสียงของเครื่องช่วยฟังประเภทนี้มีความชัดเจนสูง นอกจากนี้ เครื่องช่วยฟังประเภทดิจิทัลนี้จะมีขนาดเล็กกว่าเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้การประมวลผลสัญญาณแบบแอนะล็อกอีกด้วย

ดังนั้น ด้วยขนาดที่กะทัดรัดและประสิทธิภาพที่เพิ่มขึ้นของเครื่องช่วยฟังประเภทดิจิทัลที่อาศัยเทคโนโลยี DSP นี้ จึงทำให้ผู้ใช้เกิดความสะดวกสบายต่อการสวมใส่เครื่องช่วยฟัง และมีความสามารถในการได้ยินเสียงที่ชัดเจนเพิ่มขึ้นอีกด้วย หากแต่ว่า ด้วยราคาของเครื่องช่วยฟังประเภทนี้ที่สูงขึ้นกว่าเครื่องช่วยฟังประเภทแอนะล็อกอยู่มาก จึงมีผลทำให้ร้อยละ 80 ของจำนวนผู้สูญเสียการได้ยินไม่ใช้เครื่องช่วยฟังเพื่อช่วยเพิ่มการได้ยิน ดังข้อมูลที่ได้จาก [8] ซึ่งนอกจากเหตุผลในด้านราคาแล้ว ปัจจัยสำคัญอีกปัจจัยหนึ่ง ที่ทำให้จำนวนผู้ใช้เครื่องช่วยฟังมีน้อยกว่าจำนวนผู้สูญเสียการได้ยิน ได้แก่ ความพึงพอใจของผู้ใช้ต่อเครื่องช่วยฟัง ทั้งในด้านประสิทธิภาพที่ไม่เป็นดังคาดหวัง และในด้านความสวยงามรูปลักษณ์ของอุปกรณ์ เป็นต้น

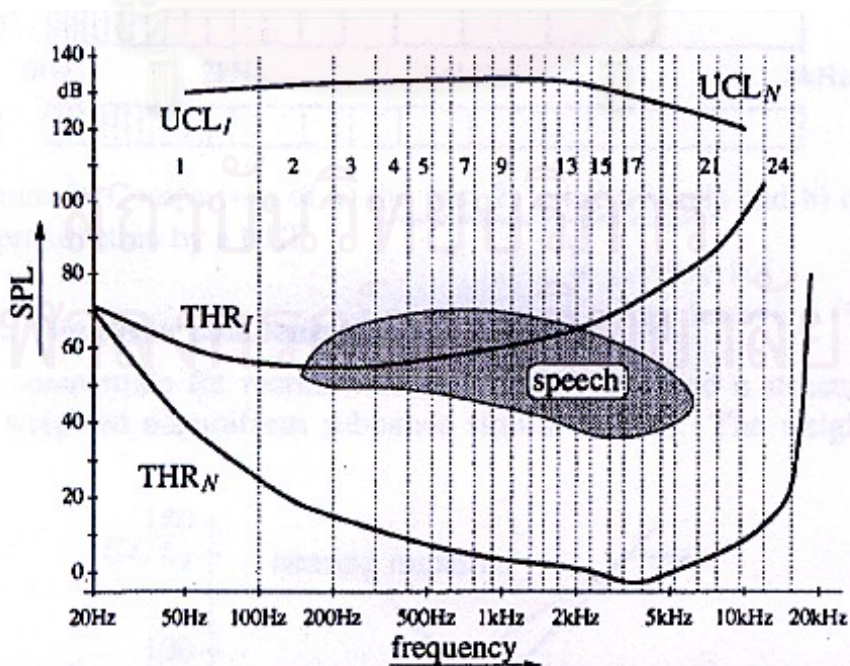


## 1.2 ปัญหาที่เกิดขึ้นในการใช้งานเครื่องช่วยฟัง

ในหัวข้อนี้ จะกล่าวถึงปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นในการใช้งานเครื่องช่วยฟัง ที่จะถูกพิจารณาในโครงการวิจัยนี้ ได้แก่ ปัญหา Loudness Recruitment ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับ และข้อเสนอนะในการแก้ปัญหาเหล่านี้

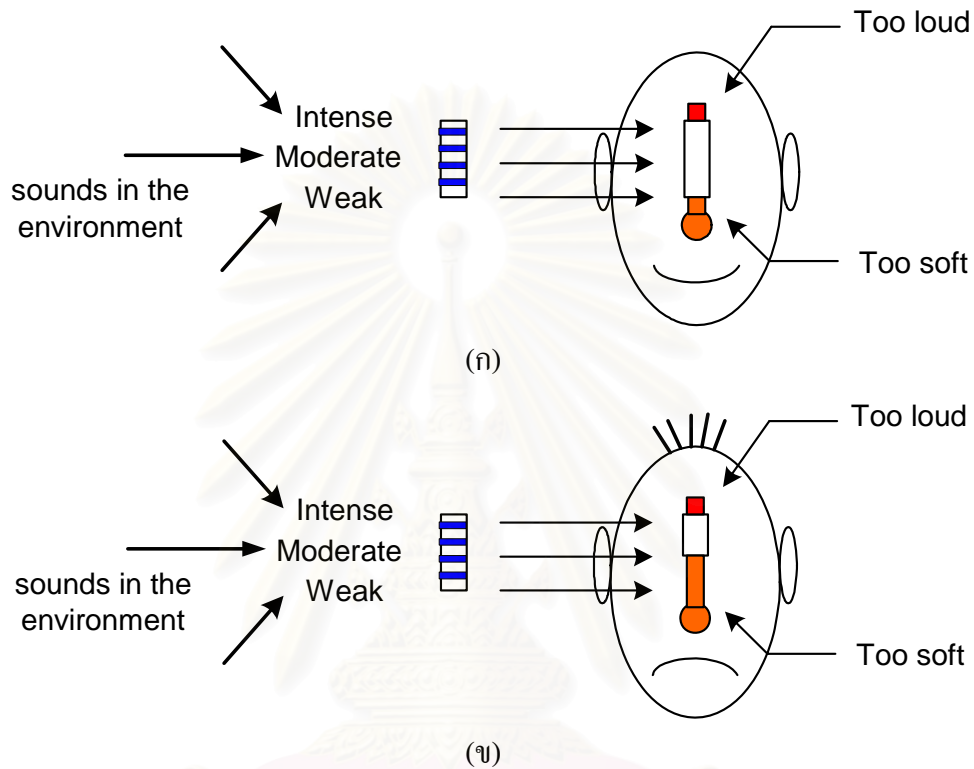
### 1.2.1 ปัญหา Loudness Recruitment

โดยทั่วไปแล้ว พบว่า ลักษณะการสูญเสียการได้ยินจะมีลักษณะเฉพาะที่แตกต่างกันไปในผู้สูญเสียการได้ยินแต่ละบุคคล และมีระดับความรุนแรงที่ไม่เท่ากันในแต่ละช่วงความถี่ ดังตัวอย่างกราฟในรูปที่ 1-4 ซึ่งแสดงระดับความดังเสียง (Sound Pressure Level: SPL) ของผู้สูญเสียการได้ยินคนหนึ่ง เปรียบเทียบกับผู้มีการได้ยินปกติ (Normal Hearing) [9] เมื่อแกนนอนของกราฟแสดงความถี่ของสัญญาณเสียง และแบ่งสัญญาณเสียงออกเป็น 24 ช่วงความถี่ตาม Critical Bands [4], [18], [19] โดยเส้นกราฟ  $UCL_N$  และ  $UCL_I$  บอกระดับความดังเสียงมากที่สุดที่ยังคงยอมรับได้ (Uncomfortable Level: UCL) ของผู้มีการได้ยินปกติ และของผู้สูญเสียการได้ยิน ตามลำดับ ทั้งนี้ จากรูปที่ 1-4 พบว่า กราฟ  $THR_I$  ที่แสดงถึงระดับเริ่มต้นในการได้ยิน (Threshold of Hearing: THR หรือในบางครั้งเรียกว่า Hearing Threshold หรือ Threshold in Quiet) ของผู้สูญเสียการได้ยิน จะมีระดับสูงกว่ากราฟ  $THR_N$  ของผู้มีการได้ยินปกติ หรือกล่าวได้อีกอย่างหนึ่งว่า พิสัยพลวัตการได้ยิน (Dynamic Range of Hearing) ของผู้สูญเสียการได้ยินมีค่าลดลงจากพิสัยพลวัตการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติ (หมายเหตุ พิสัยพลวัตการได้ยินที่ความถี่หนึ่งๆ หากจากผลต่างระหว่างค่า UCL กับค่า THR ของสัญญาณเสียงที่ความถี่นั้น ๆ)



รูปที่ 1-4 ระดับความดังเสียง (SPL) ของผู้สูญเสียการได้ยิน และผู้มีการได้ยินปกติ [9]

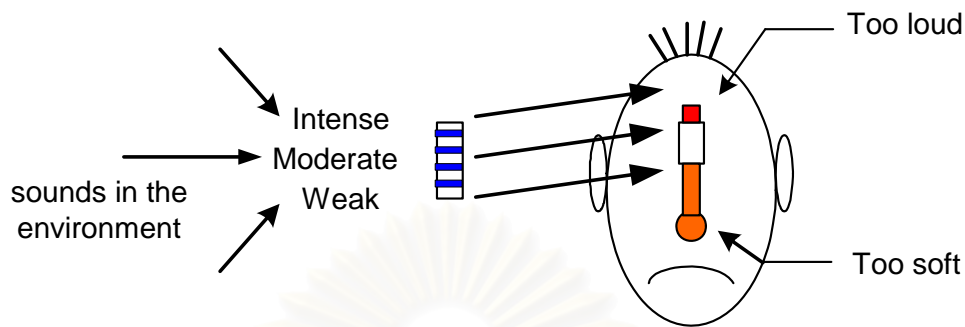
เมื่อพิจารณาในรูปที่ 1-5 (ก) ผู้มีการได้ยินปกติจะสามารถรับฟังสัญญาณเสียงได้ทุกช่วงความดัง กล่าวคือ ระดับความดังของสัญญาณเสียงที่ได้ยินที่ความถี่หนึ่งๆ จะตกอยู่ในช่วงของ ค่า UCL กับ ค่า THR สำหรับผู้สูญเสียการได้ยินจะมีพิสัยพลวัตการได้ยินที่น้อยกว่าของผู้มีการได้ยินปกติ ดังแสดงในรูปที่ 1-5 (ข)



รูปที่ 1-5 พิสัยพลวัตการได้ยินของ (ก) ผู้มีการได้ยินปกติ และ (ข) ผู้สูญเสียการได้ยิน

ดังนั้น หน้าทีของเครื่องช่วยฟัง คือการขยายขนาดสัญญาณเสียงให้แก่ผู้สูญเสียการได้ยิน เพื่อเพิ่มพิสัยพลวัตการได้ยินของผู้สูญเสียการได้ยิน ให้มีค่าใกล้เคียงหรือเท่ากับพิสัยพลวัตการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติ อย่างไรก็ตาม การขยายขนาดสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง ทุกความถี่ด้วยอัตราขยายที่เท่ากัน ไม่ใช่สิ่งที่พึงประสงค์ เพราะการทำเช่นนั้นจะก่อให้เกิดการขยายขนาดของสัญญาณเสียงบางเสียงที่บางช่วงความถี่มากเกินไปกว่าที่ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังต้องการ โดยสามารถอธิบายจากกรณีตัวอย่างในรูปที่ 1-4 ได้ว่า การใช้ค่าอัตราขยายสูง เพื่อชดเชยการสูญเสียการได้ยินซึ่งมีระดับความรุนแรงมากกับสัญญาณเสียงในช่วงความถี่สูง จะทำให้สัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำถูกขยายขนาดด้วยอัตราที่สูงเช่นเดียวกัน ส่งผลให้ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังได้ยินสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำที่มีความดังมากเกินไป ดังแสดงในรูปที่ 1-6 หรือในทางตรงกันข้าม หากเลือกใช้ค่าอัตราขยายต่ำแบบคงที่

กับสัญญาณทุกความถี่ เพื่อชดเชยการสูญเสียการได้ยินซึ่งมีระดับความรุนแรงน้อยกว่าสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำ ค่าอัตราขยายดังกล่าวจะไม่เพียงพอต่อการขยายขนาดสัญญาณเสียงในช่วงความถี่สูง



รูปที่ 1-6 พิสัยพลวัตการได้ยินของผู้สูญเสียการได้ยินที่ถูกขยายขนาดด้วยอัตราขยายคงที่ตลอดทุกความถี่

จะเห็นได้ว่า การขยายขนาดสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง ที่ทุกระดับความดังเสียง (SPL) ด้วยขนาดที่เท่ากันนั้น จะทำให้สัญญาณเสียงเข้าเหล่านั้นมี SPL เพิ่มขึ้น จนอาจทำให้สัญญาณเสียงที่มีความดังสูง (Loud Sound) เช่น เสียงตะโกน ถูกขยายขนาดจนค่า SPL สูงเกินกว่าค่า UCL ได้ ซึ่งอาจก่อให้เกิดอันตรายต่อระบบการได้ยินเสียง ปัญหานี้เรียกว่า **Loudness Recruitment** [10] หากว่าผู้ใช้เครื่องช่วยฟังทำการปรับลดระดับการขยายขนาดสัญญาณเสียงทุกความถี่ลงแบบเชิงเส้น เพื่อหลีกเลี่ยงปัญหา Loudness Recruitment ก็จะทำให้ไม่ได้ยินสัญญาณเสียงที่มีความดังต่ำ (Soft Sound) เช่น เสียงกระซิบ ตามไปด้วย ส่งผลให้ค่าพิสัยพลวัตของระดับการขยายขนาดที่ใช้การได้ (Dynamic Range of Maximum Useable Gain) ของเครื่องช่วยฟังถูกบีบอัด (Compressed) ดังนั้น จึงมีความจำเป็นที่จะต้องมีการปรับแต่งค่าการขยายขนาดของสัญญาณเสียงสำหรับช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ ในปริมาณที่ต่างกัน

ทั้งนี้ การประมวลผลสัญญาณเสียงด้วยระบบที่มีโครงสร้างเป็นช่วงความถี่ย่อย (Subband Structure) เป็นวิธีหนึ่งที่สามารถแก้ปัญหา Loudness Recruitment ได้ เนื่องจากสามารถเลือกใช้การปรับแต่งค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟังให้แตกต่างกันไปในช่วงความถี่ต่างๆ ตามความเหมาะสมแก่ปัญหาการสูญเสียการได้ยินของผู้ใช้เครื่องช่วยฟังแต่ละคน โดยเครื่องช่วยฟังที่ใช้การควบคุมอัตราขยายอย่างอัตโนมัติ (Automatic Gain Control: AGC) จะถูกเรียกว่า เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด (Compression Hearing Aids: CHA) ดังนั้น เครื่องช่วยฟังที่มีการแบ่งการประมวลผลสัญญาณเข้าเป็นหลายช่วงความถี่ย่อย และค่าอัตราขยายในแต่ละช่วงความถี่ย่อยถูกบีบอัดด้วยปริมาณที่แตกต่างกัน ขึ้นอยู่กับค่าอัตราส่วนการบีบอัด (Compression Ratio) ที่กำหนด เพื่อให้ได้ค่าอัตราขยายที่แตกต่างกัน

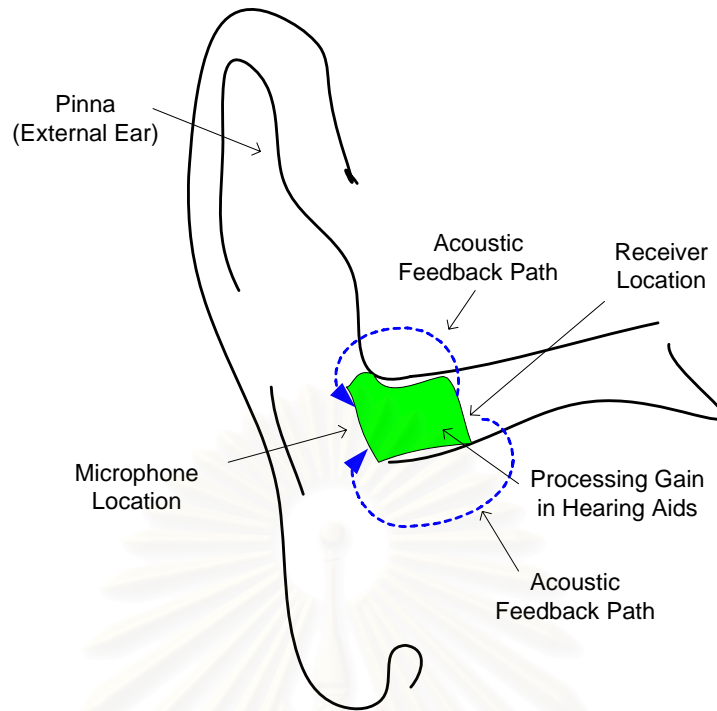


ไปในแต่ละช่วงความถี่ย่อยนั้นๆ จะถูกเรียกว่า เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย (Multi-band Compression Hearing Aids: MCHA) ซึ่งสามารถลดปัญหา Loudness Recruitment และส่งผลให้พิสัยพลวัตการได้ยินเสียงของผู้ใช้เครื่องช่วยฟังถูกเพิ่มขึ้นด้วย เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้เครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่มีค่าอัตราขยายเพียงค่าเดียวตลอดทุกช่วงความถี่ (Conventional Hearing Aids) หรือเปรียบเทียบกับเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดช่วงความถี่เดียว (Single-band Compression Hearing Aids: SCHA)

### 1.2.2 ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับ

ในกรณีที่มีการใช้งานเครื่องช่วยฟังด้วยค่าอัตราขยายที่สูง และเมื่อเลือกใช้เครื่องช่วยฟังแบบที่ลำโพงและไมโครโฟนอยู่ใกล้กันนั้น สัญญาณเสียงออกบางส่วนของเครื่องช่วยฟังที่ถูกขยายขนาดแล้วอาจย้อนกลับไปเข้าไมโครโฟนอีกครั้งหนึ่ง เรียกว่า สัญญาณเสียงป้อนกลับ (Feedback Signal) ผ่านทางวิถีป้อนกลับทางเสียง (Acoustic Feedback Path) คือ ช่องอากาศของเครื่องช่วยฟัง หรือช่องว่างระหว่างตัวเครื่องช่วยฟังกับผิวหนังภายในช่องหูชั้นนอก ดังแสดงในรูปที่ 1-7 เมื่อสัญญาณป้อนกลับถูกขยายขนาดในทุกๆ รอบที่ป้อนกลับผ่านตัวขยาย จึงมีระดับความดังเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ กลายเป็นเสียงหวีด (Howling) ส่งผลรบกวนต่อการได้ยินของผู้ใช้เครื่องช่วยฟัง และก่อให้เกิดความรำคาญได้ หากผู้ใช้เครื่องช่วยฟังต้องการหลีกเลี่ยงการเกิดสัญญาณเสียงป้อนกลับ โดยปรับลดค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟังให้ต่ำลงเพื่อจำกัดขนาดของสัญญาณเสียงป้อนกลับ ก็จะเป็นการทำให้ประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องช่วยฟังถูกจำกัดตามไปด้วย กล่าวคือ เครื่องช่วยฟังไม่สามารถปรับขยายขนาดของสัญญาณเสียงได้ตามความต้องการของผู้ใช้

วิธีหนึ่งในการแก้ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง คือ การใช้วงจรกรองแบบปรับตัว (Adaptive Filter) ในการจำลองวิถีป้อนกลับทางเสียง [11]–[15] เรียกว่า การกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับ (Acoustic Feedback Cancellation: AFC) เมื่อระบบ AFC สามารถหักล้างสัญญาณเสียงป้อนกลับได้ ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังก็จะสามารถเพิ่มค่าการขยายขนาดของสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังได้ตามความต้องการ ดังนั้น ระบบ AFC ที่ศึกษาในโครงการวิจัยนี้ จะมีโครงสร้างการทำงานเป็นช่วงความถี่ย่อย [15]–[17] เพื่อเพิ่มความสามารถในการเลือกใช้อัตราขยายที่เหมาะสมที่สุดสำหรับแต่ละช่วงความถี่ นอกจากนี้ ระบบ AFC ที่มีโครงสร้างเป็นช่วงความถี่ย่อย ยังสามารถทำการปรับแต่งการกำจัดเสียงป้อนกลับของเครื่องช่วยฟังในช่วงความถี่ต่างๆ ในปริมาณที่ต่างกันได้อีกด้วย รวมทั้งความน่าจะเป็นในการลดความซับซ้อนในการคำนวณ (Computational Complexity) เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ AFC แบบเดิมที่ทำงานในโดเมนเวลา ส่งผลให้ประสิทธิภาพโดยรวมของเครื่องช่วยฟังเพิ่มขึ้นได้อีกด้วย



รูปที่ 1-7 ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับในการใช้งานของเครื่องช่วยฟัง

สำหรับการแบ่งช่วงความถี่ย่อยของข้อมูลสัญญาณเสียงออกเป็นหลายช่วงความถี่ที่เท่ากัน หรือที่ไม่เท่ากันนั้น จะอาศัยการศึกษาจาก Critical Bands จำนวน 24 ช่วงความถี่ย่อยของหูมนุษย์ [18, 19] เป็นเกณฑ์ในการพิจารณา หากแต่ว่าการแบ่งสัญญาณเสียงออกเป็น 24 ช่วงความถี่ย่อยต้องอาศัยความซับซ้อนสูงในการออกแบบคลังวงจรกรองวิเคราะห์ (Analysis Filter Bank) ดังนั้น ในโครงการวิจัยนี้ จะมีการศึกษา และเก็บข้อมูลจากผู้สูญเสียการได้ยินจากภาควิชาโสต ศอ นาสิกวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ โดยจะเรียกว่า “ผู้ป่วยตัวอย่าง” เพื่อนำมาวิเคราะห์ จัดทำเป็นหลักเกณฑ์ในการแบ่งช่วงความถี่ย่อยให้เหมาะสม กล่าวคือ มีจำนวนน้อยกว่า 24 แถบย่อยของ Critical Bands เพื่อลดความซับซ้อนในการคำนวณ และเพื่อความสะดวกต่อการนำโครงสร้างที่ออกแบบไปใช้งานจริงมากขึ้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### 1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

ในโครงการวิจัยนี้ คณะผู้วิจัยต้องการศึกษาเน้นถึงการใช้งานของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย (MCHA) มีรูปแบบที่ใส่ในรูหู (ITE) และมีการทำงานเป็นแบบดิจิทัล โดยจะพิจารณาเฉพาะกรณีของผู้ป่วยตัวอย่างที่มีการใช้งานของเครื่องช่วยฟังในหูข้างใดข้างหนึ่งเท่านั้น เพื่อหาจำนวนช่วงความถี่ย่อยที่เหมาะสมที่สุด ในการเพิ่มประสิทธิภาพการกำจัดเสียงป้อนกลับของเครื่องช่วยฟังในเชิงวัตถุประสงค์ (Objective) และเพื่อศึกษาการปรับแต่งระดับการขยายขนาดสัญญาณเสียงในแต่ละช่วงความถี่ด้วยการบีบอัดไม่เชิงเส้น ให้เหมาะสมแก่ระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ใช้เครื่องช่วยฟังตัวอย่าง 12 คน โดยพิจารณาจากพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟัง นอกจากนี้จะศึกษาถึงความเป็นไปได้ในการเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องช่วยฟัง ที่อาศัยโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยของวงจรแบบปรับตัวอีกด้วยว่าจะสามารถทำการปรับแต่งการกำจัดเสียงป้อนกลับของเครื่องช่วยฟังในช่วงความถี่ต่างๆ ในปริมาณที่ต่างกันได้หรือไม่ เนื่องจากจะมีความเป็นไปได้ในการลดความซับซ้อนในการคำนวณของการประมวลผลสัญญาณ เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ AFC แบบปกติที่มีการทำงานในโดเมนเวลา เพื่อนำไปสู่การพัฒนาเทคโนโลยีของเครื่องช่วยฟังที่สามารถขยายขนาดสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่างๆ แบบไม่เชิงเส้น และมีความซับซ้อนในการคำนวณต่ำ อย่างมีประสิทธิภาพ

โดยสามารถสรุปวัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย เป็นข้อๆ ได้ดังต่อไปนี้

- 1) พัฒนาประสิทธิภาพการทำงานเชิงช่วงพลวัตของการขยายขนาดของสัญญาณเสียงสำหรับเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA โดยอาศัยโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย ที่มีจำนวนช่วงความถี่ที่เหมาะสมที่สุด และทำการออกแบบเกณฑ์ที่ใช้ในภาคขยายขนาดสัญญาณเสียงสำหรับช่วงความถี่ต่างๆ ด้วยการบีบอัดไม่เชิงเส้น

(ผลการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ของวัตถุประสงค์ข้อนี้ จะศึกษาผ่านการจำลองระบบ AFC ของเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA และทำเปรียบเทียบกับเครื่องช่วยฟังแบบปกติที่มีการทำงานในโดเมนเวลา และปราศจากการบีบอัดไม่เชิงเส้น โดยพิจารณาค่า Weight Error Vector Norm (WEVN) ในการแสดงประสิทธิภาพการทำงานของวงจรแบบปรับตัวในระบบ AFC)

- 2) เพิ่มความสามารถในการปรับแต่งการกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับของเครื่องช่วยฟังในช่วงความถี่ต่างๆ ในปริมาณที่ต่างกัน โดยอาศัยวงจรแบบปรับตัวที่มีโครงสร้างการทำงานแบบช่วงความถี่ย่อย เพื่อความเหมาะสมของผู้ใช้แต่ละคนที่มีปัญหาการสูญเสียการได้ยินที่ต่างกันในแต่ละช่วงความถี่

(ผลการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ของระบบ AFC ที่มีโครงสร้างการทำงานแบบ ช่วงความถี่ย่อยของวงจรแบบปรับตัว จะถูกเปรียบเทียบกับระบบ AFC ของเครื่องช่วยฟัง แบบปกติที่มีการทำงานในโดเมนเวลา และปราศจากการบีบอัดไม่เชิงเส้น ในเชิงของค่า WEVN)

- 3) การกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่อาศัยโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย และการขยายขนาด สัญญาณเสียงโดยใช้การบีบอัดไม่เชิงเส้น ควรต้องมีผลกระทบน้อยที่สุดต่อคุณภาพเสียงของ สัญญาณออกของเครื่องช่วยฟัง โดยไม่ทำให้ผู้ใช้สังเกตได้ถึงคุณภาพเสียงที่เปลี่ยนไปหรือด้อย ลง

(สัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่ดูน่าเสนอ และผ่านการจำลองระบบบน คอมพิวเตอร์ จะถูกเปรียบเทียบกับสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังแบบปกติที่มีการทำงาน ในโดเมนเวลา และปราศจากการบีบอัดไม่เชิงเส้น โดยพิจารณา Subjective Listening Test คือ การทดสอบฟังเสียงด้วยวิธี Absolute Ratings of Sound Quality [20] สำหรับการแสดง ประสิทธิภาพในด้านคุณภาพเสียง)

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 2

### วิธีการดำเนินการวิจัย

แผนรายปีของโครงการวิจัยนี้ได้ถูกแบ่งออกเป็น 4 ระยะย่อยๆ ดังแสดงในตารางที่ 2-1 โดยมีรายละเอียดของวิธีการและระยะเวลาของแต่ละระยะย่อย ดังนี้

ตารางที่ 2-1 แผนงานการดำเนินการวิจัยของโครงการภายในระยะเวลา 12 เดือน

กิจกรรม / ขั้นตอนการดำเนินงาน	ระยะเวลาปฏิบัติการ					
	เดือน	เดือน	เดือน	เดือน	เดือน	เดือน
	1-2	3-4	5-6	7-8	9-10	11-12
1. การศึกษาโครงสร้างและการจำลองการทำงานของระบบเครื่องช่วยฟัง						
2. การวิเคราะห์เชิงทฤษฎีและจำลองแบบการทำงานของระบบบนคอมพิวเตอร์						
3. การพัฒนาขั้นตอนวิธีสำหรับการกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในอุปกรณ์เครื่องช่วยฟังและการพิสูจน์สมรรถนะของวิธีที่นำเสนอ						
4. บทสรุป						

- ระยะที่หนึ่ง** การศึกษาโครงสร้างและการจำลองการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง
- เริ่มโดยการศึกษางานวิจัยและเทคนิคต่างๆ ที่มีการนำเสนอ เพื่อกำจัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง
  - ศึกษาและออกแบบการทดสอบถึงความสามารถที่ได้ยิน (ขั้นตอนโดยละเอียด)

- ระยะที่สอง** การวิเคราะห์เชิงทฤษฎีและจำลองการทำงานของระบบ AFC บนคอมพิวเตอร์
- เก็บข้อมูลจากผู้ป่วยตัวอย่างที่มีปัญหาการได้ยิน จากที่ภาควิชาโสต ศอ นาสิกวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาฯ เพื่อนำไปใช้ในการจำลองระบบต่อไป

- บันทึกสัญญาณเสียงจริงไว้ใช้ในการจำลองระบบ AFC ของเครื่องช่วยฟัง เช่น สัญญาณเสียงเข้า เป็นต้น
- ศึกษา และวิเคราะห์ ถึงลักษณะและการเกิดปัญหาเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง
- จำลองการทำงานของระบบ AFC บนคอมพิวเตอร์
- เขียนรายงานสรุปผลในช่วง 6 เดือนแรก

### ระยะที่สาม

การพัฒนาขั้นตอนวิธีสำหรับการกำจัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังที่มีประสิทธิภาพ และการพิสูจน์สมรรถนะของวิธีที่นำเสนอ

- ใช้ระดับความดังเสียงของผู้มีปัญหาการได้ยินจากผู้ป่วยตัวอย่าง ในการพิจารณาถึงหลักเกณฑ์ในการแบ่งช่วงความถี่ย่อยของสัญญาณเสียงที่ทำการประมวล เพื่อให้มีจำนวนช่วงความถี่ย่อยที่เหมาะสม และทำงานได้ถูกต้อง
- ออกแบบเกณฑ์ที่ใช้ในภาคขยายขนาดสัญญาณเสียงสำหรับช่วงความถี่ต่างๆ โดยใช้การบีบอัดไม่เชิงเส้น
- พัฒนาระบบ AFC ที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย และมีการบีบอัดค่าอัตราขยายแบบไม่เชิงเส้น
- จำลองการทำงานของระบบ AFC ที่นำเสนอบนคอมพิวเตอร์
- เปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบที่นำเสนอกับระบบ AFC แบบเดิมที่ทำงานในโดเมนเวลา ทั้งในด้านความสามารถในการกำจัดเสียงป้อนกลับ และในด้านคุณภาพเสียงที่ใกล้เคียงกับสัญญาณเสียงต้นฉบับ

### ระยะที่สี่

บทสรุป

- พัฒนาระบบที่เสนอ ปรับปรุง หาวิธีที่เหมาะสมและให้ผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุด
- เขียนรายงานสรุปผลรวมทั้งหมด
- เขียนและส่งบทความทางวิชาการเพื่อลงตีพิมพ์ในระดับชาติ และ/หรือระดับนานาชาติ



### บทที่ 3

## ผลการวิจัย

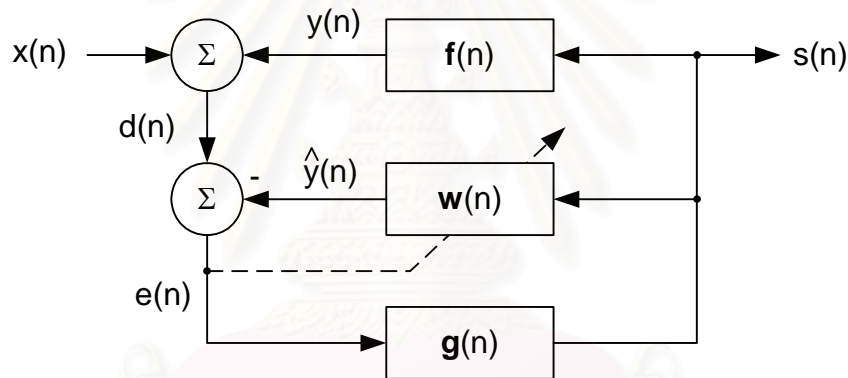
ในบทนี้จะกล่าวถึงการศึกษางานวิจัยและเทคนิคต่างๆ ที่มีการนำเสนอแล้วในอดีตของระบบ AFC สำหรับการใช้งานในเครื่องช่วยฟัง การศึกษาและออกแบบการทดสอบการได้ยินสำหรับบุคคลทั่วไป รวมถึงการเก็บข้อมูลผู้ป่วยตัวอย่างที่มีปัญหาการได้ยิน จากภาควิชาโสต ศอ นาสิกวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ เพื่อใช้ในโครงการวิจัยนี้ จากนั้นจะนำเสนอการพัฒนาปรับปรุงประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC โดยจะเริ่มต้นจากในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ กล่าวคือ ยังไม่มีการบีบอัดไม่เชิงเส้นในการควบคุมอัตราขยายอย่างอัตโนมัติ ทั้งในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังหลายช่วงความถี่ย่อย จากนั้น จะกล่าวถึงเทคนิคการบีบอัด ที่นำไปสู่เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย (MCHA) นอกจากนี้ ในส่วนสุดท้ายของบทนี้จะได้กล่าวเสริมถึงความสามารถในการกำจัดเสียงป้อนกลับของเครื่องช่วยฟังในช่วงความถี่ต่างๆ ในปริมาณที่ต่างกัน โดยจะพิจารณาระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย รวมทั้งการเปรียบเทียบความซับซ้อนในการคำนวณของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย กับระบบ AFC แบบเดิมที่ทำงานในโดเมนเวลา

สำหรับการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด (CHA) จะพิจารณาทั้งในด้านประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับ โดยวัดจากความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว และคุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟัง ที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ป่วยตัวอย่าง เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม นอกจากนี้ จะทำการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ที่มีจำนวน ช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เพื่อศึกษาถึงผลของจำนวน ช่วงความถี่ย่อยที่มีต่อระบบในเชิงวัตถุวิสัย (Objective) ทั้งในด้านความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว และคุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ป่วย โดยพิจารณา Subjective Listening Test คือการทดสอบฟังเสียงด้วยวิธี Absolute Ratings of Sound Quality [20]



### 3.1 การศึกษางานวิจัยและเทคโนโลยีต่างๆ ที่มีการนำเสนอ ของระบบ AFC สำหรับการใช้งานในเครื่องช่วยฟัง

ในโครงการวิจัยนี้ จะพิจารณาระบบ AFC ที่ใช้วงจรกรองที่มีการปรับตัวอย่างต่อเนื่อง (Continuous Adaptation) เท่านั้น [11] เนื่องจากวงจรกรองที่มีการปรับตัวอย่างไม่ต่อเนื่อง (Non-continuous Adaptation) ต้องอาศัยสัญญาณรบกวนขาว (White Noise) หรือสัญญาณรบกวนช่วงความถี่กว้าง เป็นสัญญาณที่ใช้ในการสอนระบบ (Training Sequence) [12] ซึ่งจะส่งผลทำให้ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังได้ยินเสียงของสัญญาณรบกวนขาวนี้ นอกจากนี้ ระบบ AFC ที่ใช้วงจรกรองที่มีการปรับตัวอย่างไม่ต่อเนื่อง ยังต้องอาศัยตัวตรวจจับสัญญาณเสียงหวีด (Howling Detector) ที่มีประสิทธิภาพ ถ้าตัวตรวจจับสัญญาณเสียงหวีดไม่ทำงานอย่างถูกต้อง ระบบ AFC ที่ใช้วงจรกรองที่มีการปรับตัวอย่างไม่ต่อเนื่อง จะไม่สามารถกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในช่วงขณะเวลาดังกล่าวได้ และส่งผลกระทบต่อการใช้งานของผู้ใช้เครื่องช่วยฟัง



รูปที่ 3-1 บล็อกไดอะแกรมของระบบ AFC ที่ใช้วงจรกรองที่มีการปรับตัวอย่างต่อเนื่อง

เมื่อพิจารณาระบบ AFC ที่ใช้วงจรกรองที่มีการปรับตัวอย่างต่อเนื่อง สามารถอธิบายในเชิงคณิตศาสตร์ได้ตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 3-1 เมื่อตัวแปรที่เกี่ยวข้องมีดังต่อไปนี้

- $x(n)$  สัญญาณเสียงเข้าที่ไมโครโฟนของเครื่องช่วยฟัง
- $y(n)$  สัญญาณเสียงป้อนกลับ
- $s(n)$  สัญญาณเสียงออกที่ลำโพงของเครื่องช่วยฟัง
- $d(n)$  สัญญาณไมโครโฟนของเครื่องช่วยฟัง
- $g(n)$  ผลตอบสนองต่ออิมพัลส์ของวิถีไปหน้า (Forward Path) ของเครื่องช่วยฟัง
- $G(z)$  ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) ในโดเมน  $z$  ของ  $g(n)$
- $G_0$  ค่าคงที่สำหรับอัตราขยายของเครื่องช่วยฟัง
- $f(n)$  ผลตอบสนองต่ออิมพัลส์ของวิถีป้อนกลับทางเสียง

- $F(z)$  ฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมน  $z$  ของ  $\mathbf{f}(n)$
- $\mathbf{w}(n)$  เวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัว
- $W(z)$  ฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมน  $z$  ของ  $\mathbf{w}(n)$
- $\hat{y}(n)$  สัญญาณออกของวงจรกรองแบบปรับตัว
- $e(n)$  สัญญาณผิดพลาดในการประมาณของระบบ AFC

โดยทั่วไป วิธีไปหน้าของเครื่องช่วยฟังสามารถถูกจำลองได้ดังสมการต่อไปนี้ [5]

$$G(z) = G_0 \quad (1)$$

วงจรกรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  จะทำการปรับตัวทุกช่วงเวลาการสุ่มสัญญาณ  $n$  เพื่อจำลองคุณลักษณะของวิธีของสัญญาณเสียงป้อนกลับ  $\mathbf{f}(n)$  ยังผลให้เกิดการหักล้างของสัญญาณเสียงป้อนกลับ  $y(n)$  ในที่สุด โดยอาศัยสัญญาณออกของวงจรกรองแบบปรับตัว  $\hat{y}(n)$  การหักล้างที่สมบูรณ์สามารถสังเกตได้จากสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ซึ่งเป็นผลต่างของสัญญาณไมโครโฟน  $d(n)$  กับสัญญาณออกของวงจรกรองแบบปรับตัว ดังสมการต่อไปนี้

$$e(n) = d(n) - \hat{y}(n) \quad (2)$$

$$= x(n) + y(n) - \hat{y}(n) \quad (3)$$

$$= x(n) + \mathbf{f}^T(n)\mathbf{s}(n) - \mathbf{w}^T(n)\mathbf{s}(n) \quad (4)$$

$$= x(n) + (\mathbf{f}(n) - \mathbf{w}(n))^T \mathbf{s}(n) \quad (5)$$

เมื่อ  $\mathbf{s}(n) = [s(n), s(n-1), \dots, s(n-L+1)]^T$  คือ เวกเตอร์สัญญาณเข้าขนาด  $L$  และ  $\langle . \rangle^T$  คือการสลับเปลี่ยน (Transposition) ของเวกเตอร์หรือเมทริกซ์ วงจรกรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  จะพยายามปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์เพื่อทำให้ค่าเฉลี่ยกำลังสองของสัญญาณผิดพลาด

$$\xi = E\{e^2(n)\} \quad (6)$$

มีค่าน้อยที่สุด จากสมการที่ (4) และ (5) จะเห็นได้ว่าเมื่อวงจรกรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  สามารถจำลองวิธีป้อนกลับทางเสียง  $\mathbf{f}(n)$  ได้อย่างใกล้เคียงมากที่สุด จะส่งผลให้สัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  คู่เข้าหาสัญญาณเสียงเข้าของระบบ  $x(n)$  ซึ่งหมายความว่าสัญญาณเสียงป้อนกลับสามารถถูกลดทอนหรือถูกกำจัดได้อย่างมีประสิทธิภาพ

สำหรับขั้นตอนวิธี (Adaptive Filtering Algorithms) ที่ใช้ควบคุมการปรับตัวของวงจรกรองแบบปรับตัวนั้น มีอยู่มากมายหลายวิธี อาทิ เช่น ขั้นตอนวิธี LMS (Least Mean Square Algorithm) ขั้นตอนวิธี NLMS (Normalized Least Mean Square Algorithm) ขั้นตอนวิธี RLS (Recursive Least Squares Algorithm) เป็นต้น [17] โดยจะกล่าวสรุปรายละเอียดอย่างย่อของแต่ละขั้นตอนวิธีดังต่อไปนี้

### ขั้นตอนวิธี LMS

ขั้นตอนวิธี LMS เป็นขั้นตอนวิธีที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวางที่สุดวิธีหนึ่ง เนื่องจากมีความทนทานต่อการรบกวนระบบ (Robust Performance) และต้นทุนต่ำ (Low Cost) ขั้นตอนวิธี LMS พัฒนามาจากขั้นตอนวิธี Steepest Descent ทำงานโดยการพยายามลดค่าเฉลี่ยกำลังสองของค่าสัญญาณความผิดพลาดให้มีค่าน้อยที่สุด โดยจะเริ่มจากการกำหนดค่าเริ่มต้นให้แก่สัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัว ซึ่งจะถูกรับไปพร้อมกับจำนวนรอบหรือจำนวนการวนซ้ำของการคำนวณ ค่าของเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวที่ได้จากการวนซ้ำในรอบสุดท้าย จะเข้าสู่ค่าตอบของระบบเรียกว่า Wiener Solution อย่างไรก็ตาม ขั้นตอนวิธีนี้มีอัตราการลู่เข้า (Convergence Rate) ช้า โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เมื่อสัญญาณเชิงขาของระบบเป็นสัญญาณเชิงพุด ซึ่งเป็นกรณีโดนส่วนมากของการใช้งานเครื่องช่วยฟัง

### ขั้นตอนวิธี NLMS

ในขั้นตอนวิธี LMS นั้น ปัจจัยที่มีความสัมพันธ์กับเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  ถูกคำนวณจากค่าประมาณของเวกเตอร์เกรเดียนต์  $\mathbf{x}(n)e(n)$  เนื่องจากปริมาณนี้เป็นสัดส่วนโดยตรงกับเวกเตอร์สัญญาณเข้า  $\mathbf{x}(n)$  และสัญญาณความผิดพลาด ค่าเกรเดียนต์จะมีขนาดใหญ่ขึ้นเมื่อขนาดของเวกเตอร์สัญญาณเข้า  $\mathbf{x}(n)$  มีขนาดใหญ่ ปัญหานี้สามารถหลีกเลี่ยงได้โดยการทำนอร์มัลไลซ์ (Normalized) ค่าประมาณเกรเดียนต์ด้วยขนาดของเวกเตอร์สัญญาณเข้า จึงเป็นที่มาของชื่อเรียกขั้นตอนวิธีนี้

### ขั้นตอนวิธี RLS

หลักการของขั้นตอนวิธี RLS คือการทำให้น้ำหนักของผลรวมของกำลังสองของสัญญาณความผิดพลาดมีค่าน้อยที่สุด โดยใช้ค่าเฉลี่ยทางเวลา (Time Average) ของข้อมูลแทนการใช้ค่าเฉลี่ยทั้งชุดเชิงสถิติ (Ensemble Average) ของวิธีของ Wiener Filter โดยในขั้นตอนวิธีนี้วงจรกรองที่เหมาะสมที่สุดจะขึ้นอยู่กับจำนวนซ้ำตัวอย่างที่ใช้ในการเฉลี่ย นอกจากนี้ ขั้นตอนวิธี RLS นี้มีค่าความซับซ้อนในการคำนวณที่สูงมาก เมื่อเปรียบเทียบกับค่าความซับซ้อนในการคำนวณของขั้นตอนวิธี LMS หรือขั้นตอนวิธี NLMS

ในโครงการวิจัยนี้ ได้เลือกใช้ขั้นตอนวิธี NLMS สำหรับการปรับตัวของวงจรรองแบบปรับตัวในระบบ AFC เนื่องจากมีโครงสร้างที่ง่ายต่อการใช้งาน และมีความซับซ้อนในการคำนวณต่ำ ดังแสดงในตารางที่ 1 โดยพิจารณาที่ค่าการคูณจำนวนจริงต่อสัญญาณเข้า 1 ค่า (Real Multiplication (RMP) per input sample) และค่าการบวกจำนวนจริงต่อสัญญาณเข้า 1 ค่า (Real Addition per input sample) สมการปรับให้ทันกาล (Update Equation) ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  เมื่อใช้ขั้นตอนวิธี NLMS เป็นดังนี้

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \frac{\mu}{\beta + \|\mathbf{s}(n)\|^2} e(n)\mathbf{s}(n) \quad (7)$$

ค่าช่วงก้าว (Step-size),  $\mu$ , จะมีผลโดยตรงต่ออัตราการเข้าสู่สภาวะอยู่ตัว (Steady State) ของวงจรรองแบบปรับตัว ถูกแนะนำใน [17] เป็น  $0 < \mu < 2$  สำหรับรักษาเสถียรภาพของระบบ สำหรับค่าคงที่เล็กๆ  $\beta$  ใช้สำหรับป้องกันการลู่ออกจากสภาวะอยู่ตัวของระบบ เมื่อสัญญาณเสียง  $s(n)$  มีขนาดเล็กมาก ค่าความซับซ้อนในการคำนวณสำหรับขั้นตอนวิธี NLMS สามารถแสดงได้ในตารางที่ 3-1

ตารางที่ 3-1 ค่าความซับซ้อนในการคำนวณสำหรับขั้นตอนวิธี NLMS

สมการที่เกี่ยวข้อง	x	+/-
$e(n) = x(n) + (\mathbf{f}(n) - \mathbf{w}(n))^T \mathbf{s}(n)$	L	L
$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \frac{\mu}{\beta + \ \mathbf{s}(n)\ ^2} e(n)\mathbf{s}(n)$	L+3	L+1
<b>Total</b>	<b>2L+3</b>	<b>2L+1</b>

อย่างไรก็ตาม ปัญหาที่พบในระบบ AFC ที่ใช้วงจรรองที่มีการปรับตัวอย่างต่อเนื่อง มีอยู่ 2 ประเด็นหลัก คือ การที่มีพลังงานของสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  ประกอบอยู่ภายในสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ซึ่งใช้ในการควบคุมการปรับตัวของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  ดังแสดงในสมการที่ (5) จึงทำให้สัญญาณผิดพลาดมีขนาดใหญ่ ส่งผลให้วงจรรองแบบปรับตัวเกิดการลู่ออกจากสถานะอยู่ตัว (Steady State) ไม่สามารถหาคำตอบที่ถูกต้องของระบบได้ [20] นอกจากนี้ ปัญหาสำคัญอีกประการหนึ่งของระบบ AFC ที่ใช้วงจรรองที่มีการปรับตัวอย่างต่อเนื่อง คือ การที่สัญญาณออก  $s(n)$  มีลักษณะใกล้เคียงกับสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  โดยส่งผลให้สัญญาณป้อนกลับ  $y(n)$  กับสัญญาณเข้า  $x(n)$  ของ

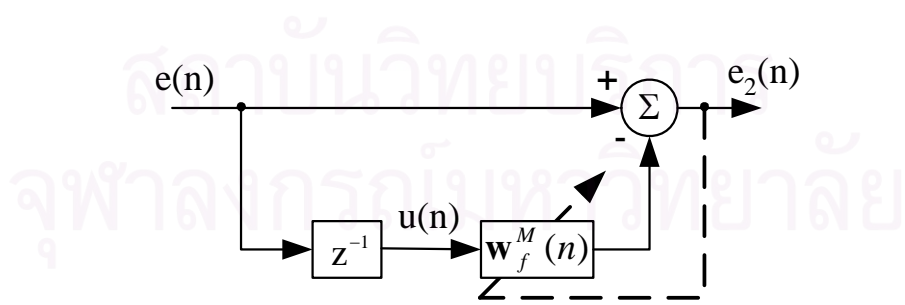
เครื่องช่วยฟังมีสหสัมพันธ์ข้าม (Cross-correlation) เป็นเหตุให้วงจรกรองแบบปรับตัว  $w(n)$  ของระบบ AFC ไม่สามารถจำลองวิถีของสัญญาณเสียงป้อนกลับ  $f(n)$  ได้อย่างถูกต้องแม่นยำ [14, 21]

ดังนั้น ในหัวข้อย่อต่อไปนี้ จะได้นำเสนอวิธีการแก้ปัญหาทั้งสองนี้ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการกำจัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง กล่าวคือ การใช้การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า (Forward Linear Prediction: FLP) ในการประมาณและกำจัดสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  ออกจากสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  [3, 20] และการใช้ความหน่วงเวลาที่ (Fixed Delay) ในการลดสหสัมพันธ์ข้ามระหว่างสัญญาณเข้า  $x(n)$  และสัญญาณออก  $s(n)$  ของเครื่องช่วยฟัง [3,14]

### 3.1.1 การใช้การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า

ปัจจัยหนึ่งที่เป็นสาเหตุสำคัญของการลู่ออกจากสถานะอยู่ตัว ของวงจรกรองในระบบ AFC ที่มีการปรับตัวอย่างต่อเนื่อง คือ การที่สัญญาณผิดพลาดมีขนาดใหญ่ขึ้น เนื่องจากมีพลังงานของสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  ประกอบอยู่ภายในสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  เมื่อสัญญาณผิดพลาดนี้ถูกนำไปใช้ในการควบคุมการปรับตัวของวงจรกรองแบบปรับตัว ก็จะส่งผลให้ระบบ AFC เกิดการลู่ออกจากสถานะอยู่ตัว และไม่สามารถกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับได้ตามปกติ

งานวิจัยใน [3, 20] ทำการประมาณขนาดของสัญญาณเสียงพูดขาเข้า  $x(n)$  โดยใช้เทคนิคการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า (FLP) ดังบล็อกไดอะแกรมแสดงในรูปที่ 3-2 และทำการกำจัดสัญญาณเสียงเข้าที่ประมาณได้ออกจากสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ของเครื่องช่วยฟัง เมื่อสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ไม่มีส่วนประกอบของสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  แล้ว การกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับของระบบ AFC ก็จะทำงานอย่างมีประสิทธิภาพได้ตามปกติ



รูปที่ 3-2 บล็อกไดอะแกรมแสดงเทคนิค FLP



เมื่อให้สัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ของระบบ AFC ซึ่งมีพลังงานของสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  ประกอบอยู่ด้วย เป็นสัญญาณเข้าของระบบ FLP และกำหนดให้  $M$  เป็นอันดับของการประมาณสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  ค่าประมาณของสัญญาณเข้า  $\hat{e}(n)$  หาได้จากสมการที่ (8)

$$\hat{e}(n) = \sum_{j=1}^M w_f(j) e(n-j) \quad (8)$$

เมื่อ  $\mathbf{w}_f^M(n) = [w_{f,1}(n) \ w_{f,2}(n) \dots \ w_{f,M}(n)]^T$  เป็นเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ FLP สำหรับความผิดพลาดในการประมาณสัญญาณเสียงเข้า หาได้จาก

$$e_2(n) = e(n) - \hat{e}(n) \quad (9)$$

สมการปรับให้ทันกาลของเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ FLP เป็นดังนี้

$$\mathbf{w}_f^M(n+1) = \mathbf{w}_f^M(n) + \mathbf{k}(n)e_2(n) \quad (10)$$

เมื่อระบบ FLP นี้มีการปรับตัวโดยใช้ขั้นตอนวิธี RLS ค่าเวกเตอร์อัตราขยายกาลมัน (Kalman Gain Vector)  $\mathbf{k}(n)$  หาได้จากสมการที่ (11) และ (12)

$$\mathbf{k}(n) = \frac{\boldsymbol{\pi}(n)}{\lambda + \mathbf{u}^T(n)(n-1)\boldsymbol{\pi}(n)} \quad (11)$$

โดย  $\mathbf{u}(n) = [u(n), u(n-1), \dots, u(n-M+1)]^T$  เป็นเวกเตอร์สัญญาณเข้าของระบบ FLP ที่ถูกหน่วงเวลาไป 1 ตัวอย่าง (Sample) และ

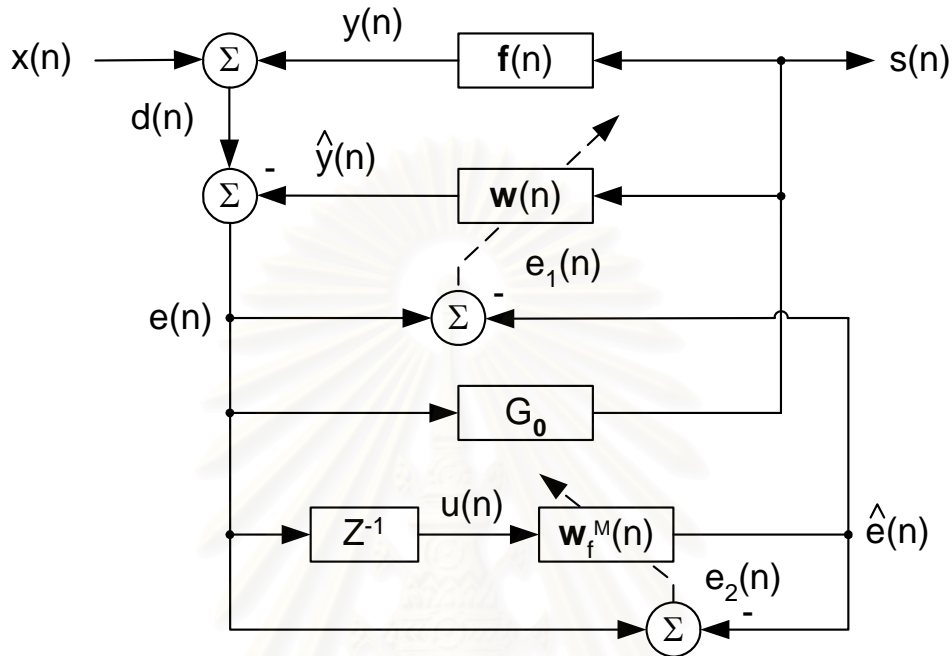
$$\boldsymbol{\pi}(n) = \mathbf{P}(n-1) \mathbf{u}(n) \quad (12)$$

เมตริกซ์  $\mathbf{P}(n)$  เป็นเมตริกซ์อินเวอร์สสัมพัทธ์ผกผัน (Inverse of the Autocorrelation Matrix) ของสัญญาณเข้า  $u(n)$  ของระบบ FLP สามารถหาได้จากกระบวนการวนซ้ำของ  $\mathbf{P}(n-1)$  คือ

$$\mathbf{P}(n) = \lambda^{-1} (\mathbf{I}_M - \mathbf{k}(n) \mathbf{u}^T(n)) \mathbf{P}(n-1) \quad (13)$$



เมื่อ  $\mathbf{I}_M$  เป็นเมตริกซ์เอกลักษณ์ (Identity Matrix) ขนาด  $M \times M$  และค่าตัวประกอบการลืม (Forgetting Factor) อยู่ในช่วง  $0 << \lambda < 1$  [17] เมื่อนำส่วนของ FLP มาประยุกต์ใช้ร่วมกับระบบ AFC บล็อกไดอะแกรมของการกำจัดเสียงป้อนกลับจะกลายเป็นดังรูปที่ 3-3



รูปที่ 3-3 ระบบกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังที่ใช้เทคนิค FLP

เมื่อค่าประมาณของสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  ถูกกำจัดออกจากสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  แล้ว สัญญาณผิดพลาดใหม่

$$e_1(n) = e(n) - \hat{e}(n) \approx e_2(n) \quad (14)$$

จะถูกใช้ในการปรับตัวของวงจรกรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  ของระบบ AFC ส่งผลให้สามารถกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับได้อย่างมีประสิทธิภาพตามต้องการ สำหรับสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  ที่รวมอยู่ในสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ก็ถูกส่งไปยังภาคขยายของเครื่องช่วยฟังต่อไป

สำหรับความซับซ้อนในการคำนวณของส่วน FLP คิดเป็น  $O(M^2)$  เมื่อ  $M$  เป็นอันดับของการประมาณสัญญาณเสียงเข้า ดังแสดงในตารางที่ 3-2 โดยปกติแล้ว อันดับของการประมาณสัญญาณเสียงพูด จะอยู่ในช่วงของ  $2 < M < 18$  โดยในโครงการวิจัยนี้เลือกอันดับของการประมาณเป็น  $M = 10$

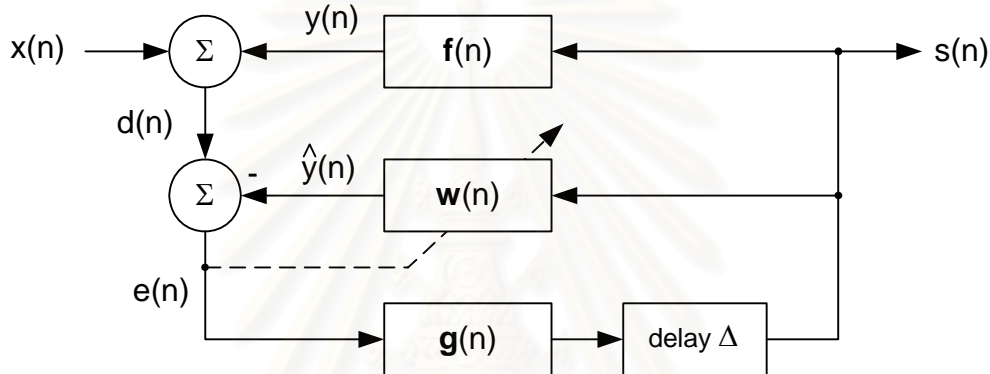
ตารางที่ 3-2 ค่าความซับซ้อนในการคำนวณสำหรับส่วน FLP

สมการที่เกี่ยวข้อง	x	+/-
$e_2(n) = e(n) - (\mathbf{w}_f^M(n))^T \mathbf{e}(n)$	M	M
$\boldsymbol{\pi}(n) = \mathbf{P}(n-1)\mathbf{e}(n)$	$M^2$	$M^2-M$
$\mathbf{k}(n) = \frac{\boldsymbol{\pi}(n)}{\lambda + \mathbf{e}^T(n-1)\boldsymbol{\pi}(n)}$	M	M
$\mathbf{w}_f^M(n+1) = \mathbf{w}_f^M(n) + \mathbf{k}(n)e_2(n)$	M	M
$\mathbf{P}(n) = \lambda^{-1}(\mathbf{I}_M - \mathbf{k}(n)\mathbf{e}^T(n))\mathbf{P}(n-1)$	$2M^2+1$	$2M^2-M$
<i>Total</i>	$3M^2+3M+1$	$3M^2+M$

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### 3.1.2 การใช้ความหน่วงเวลาแบบคงที่

ปัญหาสหสัมพันธ์ข้าม (Cross-correlation) ระหว่างสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  กับสัญญาณเสียงออก  $s(n)$  ของเครื่องช่วยฟัง ทำให้วงจรแบบปรับตัวไม่สามารถประมาณสัญญาณเสียงป้อนกลับ  $y(n)$  ได้อย่างถูกต้อง เทคนิคหนึ่งที่ใช้ในการลดสหสัมพันธ์ข้ามระหว่างสัญญาณเสียงทั้งสองนี้สามารถทำได้โดยง่ายและให้ความซับซ้อนในการคำนวณต่ำ คือ การใช้ความหน่วงเวลาแบบคงที่ ( $\Delta$ ) ในวิถีไปหน้า (Forward Path) ในระบบ AFC ของเครื่องช่วยฟัง [14] ดังแสดงในรูปที่ 3-4 ซึ่งค่าการประวิงเวลาที่ใช้ในระบบควรจะต้องมีค่าน้อย 1 มิลลิวินาที (ms) เพื่อให้ระบบสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ



รูปที่ 3-4 บล็อกไดอะแกรมของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่มีการใช้ความหน่วงเวลาแบบคงที่ในวิถีไปหน้า

อย่างไรก็ดี เทคนิคการเพิ่มความหน่วงเวลาแบบคงที่ในวิถีไปหน้า มีความเหมาะสมกับการใช้งานของเครื่องช่วยฟังในหูข้างใดข้างหนึ่งเท่านั้น หากผู้สูญเสียการได้ยินมีความจำเป็นต้องใช้เครื่องช่วยฟังในหูทั้งสองข้าง ความหน่วงเวลาแบบคงที่อย่างน้อย 1 ms นี้จะทำให้ค่าผลต่างของความหน่วงเวลาของสัญญาณทั้งสองที่มาถึงหูข้างซ้ายและหูข้างขวาของผู้ฟัง (Inter-aural Delay) มีค่ามากเกินไปกว่า 30-200 ไมโครวินาที ( $\mu s$ ) ดังกำหนดไว้ใน [18] และส่งผลต่อคุณภาพเสียงเชิงสเตอริโอ (Stereo Perception) ของสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟัง ดังนั้น ในกรณีที่ต้องใช้เครื่องช่วยฟังในหูทั้งสองข้าง เทคนิคการเพิ่มความหน่วงเวลาแบบเปลี่ยนตามเวลา (Time-varying Delay) ในวิถีไปหน้าโดยใช้ (Higher-order Time-varying Allpass Filter: HO-TV-APF) จะมีความเหมาะสมมากกว่าการใช้การเพิ่มความหน่วงเวลาแบบคงที่ในวิถีไปหน้า [21] สำหรับในโครงการวิจัยนี้ จะเลือกใช้เทคนิคการเพิ่มความหน่วงเวลาแบบคงที่ในวิถีไปหน้า เนื่องจากพิจารณาเฉพาะกรณีที่ผู้ป่วยตัวอย่างมีการใช้งานของเครื่องช่วยฟังในหูข้างใดข้างหนึ่งเท่านั้น

## 3.2 การศึกษาและออกแบบการทดสอบการได้ยินสำหรับบุคคลทั่วไป รวมถึงการเก็บข้อมูลผู้ป่วยตัวอย่างที่มีปัญหาการได้ยิน

การจะได้มาซึ่งระดับการสูญเสียการได้ยิน (Degree of Hearing Loss) ของผู้ป่วยตัวอย่างนั้น จะต้องทำการตรวจการได้ยิน ในหัวข้อนี้ จะกล่าวถึง ระดับการสูญเสียการได้ยิน การทดสอบการได้ยิน และข้อมูลผู้ป่วยตัวอย่างที่มีปัญหาการได้ยิน

### 3.2.1 ระดับการสูญเสียการได้ยิน

ระดับการสูญเสียการได้ยิน จะหาจากค่าความดังต่ำสุดที่ผู้สูญเสียการได้ยินสามารถได้ยิน หรือที่เรียกว่าระดับเริ่มต้นในการได้ยิน (THR) กับระดับเฉลี่ยของค่าความดังต่ำสุดในผู้มีการได้ยินปกติ โดยมีหน่วยเป็น dBHL (Decibels Hearing Level) ทั้งนี้ ระดับการสูญเสียการได้ยินแบ่งออกเป็น [22]

- ผู้มีการได้ยินปกติ (Normal Hearing)  
ค่าเฉลี่ยของความดังเริ่มต้นในการได้ยิน ณ ความถี่หลัก คือ 500 Hz 1 kHz และ 2 kHz อยู่ในช่วงตั้งแต่ 0 dB ถึง 25 dB
- ผู้สูญเสียการได้ยินเล็กน้อย (Mild Hearing Loss)  
ค่าเฉลี่ยของความดังเริ่มต้นในการได้ยิน อยู่ในช่วงตั้งแต่ 26 dB ถึง 40 dB
- ผู้สูญเสียการได้ยินปานกลาง (Moderate Hearing Loss)  
ค่าเฉลี่ยของความดังเริ่มต้นในการได้ยิน อยู่ในช่วงตั้งแต่ 41 dB ถึง 55 dB
- ผู้สูญเสียการได้ยินปานกลางถึงรุนแรง (Moderate-to-Severe Hearing Loss / Moderately Severe hearing Loss)  
ค่าเฉลี่ยของความดังเริ่มต้นในการได้ยิน อยู่ในช่วงตั้งแต่ 56 dB ถึง 70 dB
- ผู้สูญเสียการได้ยินอย่างรุนแรง (Severe Hearing Loss)  
ค่าเฉลี่ยของความดังเริ่มต้นในการได้ยิน อยู่ในช่วงตั้งแต่ 71 dB ถึง 90 dB
- ผู้สูญเสียการได้ยินอย่างรุนแรงมาก (Profound Hearing Loss)  
ค่าเฉลี่ยของความดังเริ่มต้นในการได้ยิน มากกว่า 90 dB ขึ้นไป

ตัวอย่างเช่น ผู้สูญเสียการได้ยินอย่างรุนแรง จะมีค่าความดังต่ำสุด ที่สูงกว่า ระดับเฉลี่ยของค่าดังกล่าวในผู้มีการได้ยินปกติ อย่างมากกว่าผู้สูญเสียการได้ยินเล็กน้อย เป็นต้น

### 3.2.2 การทดสอบการได้ยิน

ในการทดสอบการได้ยิน (Hearing Test) ผู้ที่ได้รับการทดสอบการได้ยิน ไม่ว่าจะเป็นผู้มีการได้ยินปกติ หรือผู้สูญเสียการได้ยิน จะเรียกว่า “ผู้ถูกทดสอบ” โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 2 ส่วน คือ การทดสอบด้วยสัญญาณเสียงพูด (Speech Test) และการทดสอบด้วยเสียงความถี่เดียว (Pure Tone Test) มีรายละเอียดดังนี้

- ในการทดสอบด้วยสัญญาณเสียงพูด จะทำการหาค่า Speech Reception Threshold (SRT) ซึ่งเป็นค่าความดังต่ำสุด (หน่วยเป็น dB) ที่ผู้ถูกทดสอบสามารถได้ยิน และค่า Speech Discrimination Scores (SDS) ซึ่งแสดงความสามารถในการแยกแยะคำพยางค์เดียว (มีหน่วยเป็นเปอร์เซ็นต์)
- สำหรับการทดสอบด้วยสัญญาณเสียงความถี่เดียว จะส่งสัญญาณเสียงจำนวน 6 ความถี่ที่ละครั้ง คือ

**250 Hz 500 Hz 1000 Hz 2000 Hz 4000 Hz และ 8000 Hz**

เพื่อหาค่าความดังต่ำสุดของสัญญาณแต่ละความถี่ที่ผู้ถูกทดสอบสามารถได้ยิน (หน่วยเป็น dB) เรียกว่าค่า **Air Conduction Threshold (ACT)** นอกจากนี้ ยังสามารถทำการทดสอบผ่านทางเครื่อง Bone Vibrator ที่ติดอยู่บริเวณหลังใบหูของผู้ถูกทดสอบ โดยปล่อยเสียงที่ความถี่ 4 ความถี่ คือ

**500 Hz 1000 Hz 2000 Hz และ 4000 Hz**

ผ่านทาง Bone Vibrator ที่ติดอยู่หลังใบหูของผู้ถูกทดสอบ เพื่อหาค่าความดังต่ำสุดของสัญญาณแต่ละความถี่ที่ผู้ถูกทดสอบสามารถรับรู้ได้ (หน่วยเป็น dB) เรียกว่าค่า **Bone Conduction Threshold (BCT)** ได้ด้วย

(สำหรับขั้นตอนการทดสอบการได้ยินอย่างละเอียด จะหาได้ในภาคผนวก ก)

### 3.2.3 ข้อมูลผู้ป่วยตัวอย่างที่มีปัญหาการได้ยิน

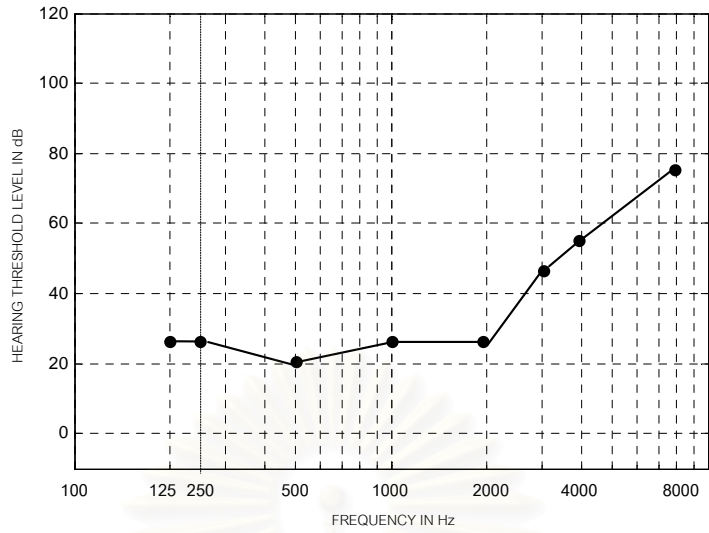
ในโครงการวิจัยนี้ ได้ทำการเก็บข้อมูลตัวอย่างของผู้มีการได้ยินปกติ 1 คน และ ผู้สูญเสียการได้ยิน 12 คน จากภาควิชาโสต ศอ นาสิกวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ เพื่อนำไปใช้ในการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ โดยใช้การทดสอบด้วยสัญญาณเสียงความถี่เดียว สำหรับผู้ป่วยตัวอย่างมีช่วงอายุระหว่าง 17 - 72 ปี คิดเป็นอายุเฉลี่ยเท่ากับ 43 ปี และค่ากลาง (Median) ของอายุผู้ป่วยตัวอย่างกลุ่มนี้เท่ากับ 46 ปี ส่วนการแบ่งกลุ่มผู้สูญเสียการได้ยินทั้ง 12 คนที่นำมาศึกษานั้นสามารถแบ่งตามระดับการสูญเสียการได้ยินออกเป็น 3 กลุ่ม ดังนี้

- ผู้สูญเสียการได้ยินอย่างปานกลาง จำนวน 4 คน  
ได้แก่ผู้ป่วยหมายเลข 1, 2, 9 และ 11 โดยผู้ป่วยหมายเลข 1 และผู้ป่วยหมายเลข 9 มีลักษณะการสูญเสียการได้ยินก่อนไปทางช่วงความถี่สูง (High-frequency Hearing Loss) และผู้ป่วยหมายเลข 2 และผู้ป่วยหมายเลข 11 มีลักษณะการสูญเสียการได้ยินค่อนข้างแบนราบ (Flat Hearing Loss)
- ผู้สูญเสียการได้ยินอย่างปานกลางถึงรุนแรง จำนวน 5 คน  
ได้แก่ผู้ป่วยหมายเลข 3, 5, 6, 8 และ 10
- ผู้สูญเสียการได้ยินอย่างรุนแรง จำนวน 3 คน  
ได้แก่ผู้ป่วยหมายเลข 4, 7 และ 12

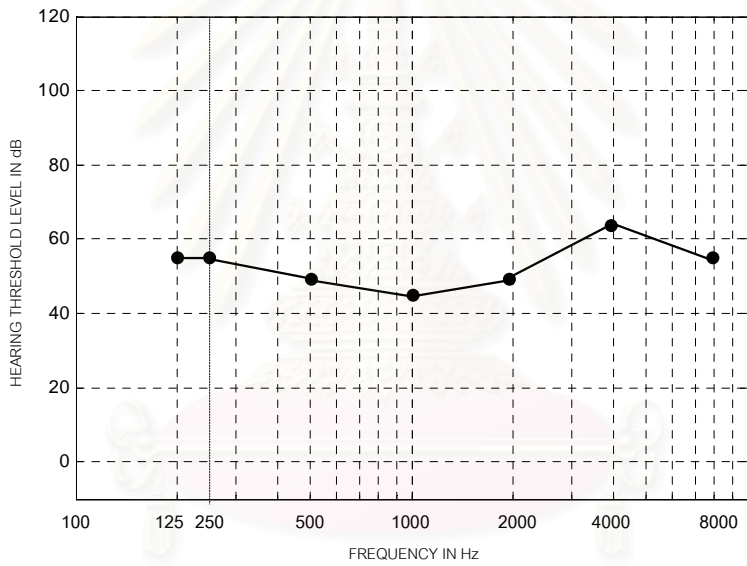
ทั้งนี้ ในหัวข้อนี้จะแสดงระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วย หมายเลข 1 และ หมายเลข 2 เป็นตัวอย่าง ดังแสดงในรูปที่ 3-5 (ก) และ 3-5 (ข) ซึ่งแกนตั้งแสดงระดับเริ่มต้นในการได้ยิน (THR) แกนนอนแสดงความถี่เป็น Hz นอกจากนี้ ค่า THR ของผู้มีการได้ยินปกติถูกแสดงเพื่อการเปรียบเทียบไว้ในรูปที่ 3-5 (ค)

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



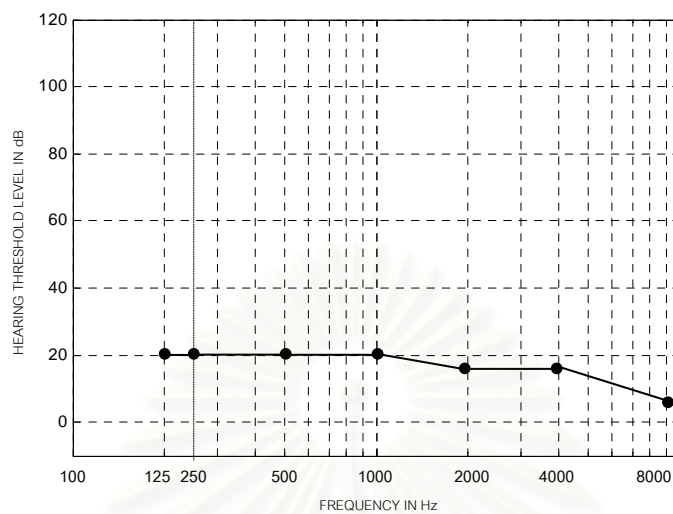


(ก) ผู้ป่วยหมายเลข 1



(ข) ผู้ป่วยหมายเลข 2

สถาบันนวัตกรรมการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



(ค) ผู้มีการได้ยินปกติ

รูปที่ 3-5 กราฟ Pure Tone Audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของ  
 ผู้สูญเสียการได้ยินตัวอย่าง 2 คน และผู้มีการได้ยินปกติ 1 คน

สถาบันวิทยบริการ  
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### 3.3 การพัฒนาปรับปรุงประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง

ในหัวข้อนี้ ระบบ AFC ที่ใช้วงจรกรองแบบปรับตัวที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย [14, 15, 16] ได้ถูกนำมาศึกษาเพื่อเพิ่มความสามารถในการเลือกใช้อัตราขยายที่มากที่สุดสำหรับแต่ละช่วงความถี่ ให้เหมาะสมกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยแต่ละคน และพิจารณาเลือกใช้อัตราขยายช่วงความถี่ย่อยที่เหมาะสม โดยจะทำการพัฒนาระบบ AFC ร่วมกับการนำเทคนิค FLP และเทคนิคการเพิ่มความหน่วงเวลาแบบคงที่ในวิถีไปหน้ามาใช้งาน เพื่อกำจัดสัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  ออกจากสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ของระบบ AFC และเพื่อลดสหสัมพันธ์ข้ามระหว่างสัญญาณ  $x(n)$  และสัญญาณ  $e(n)$  ตามลำดับ สำหรับการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบดังกล่าว จะพิจารณาการใช้งานกับเครื่องช่วยฟังแบบเดิม เครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ และเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยที่ค่าอัตราขยายมีการบีบอัด หรือเรียกว่า เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย

#### 3.3.1 เครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่

ในการพิจารณาถึงหลักเกณฑ์ในการแบ่งช่วงความถี่ย่อยของสัญญาณเสียงที่ทำการประมวลผล นั้น ควรตัดสินใจว่าต้องการแบ่งออกเป็นหลาย ช่วงที่เท่ากัน (Uniform) หรือที่ไม่เท่ากัน (Non-uniform) ดังเช่นใน Critical Bands จำนวน 24 ช่วงความถี่ย่อยของมนุษย์ [4, 19] อย่างไรก็ตาม การแบ่งสัญญาณเสียงออกเป็น 24 ช่วงความถี่ย่อยต้องอาศัยความซับซ้อนสูงในการออกแบบคลังวงจรกรองวิเคราะห์ (AFB) ดังนั้น ในเฟสแรกของโครงการวิจัยนี้ (6 เดือนแรก) จึงได้เลือกแบ่งข้อมูลสัญญาณเสียงออกเป็น 4 ช่วงความถี่ย่อย ที่ไม่เท่ากัน คือ แบ่งออกเป็นช่วงความถี่ 0-1 kHz ช่วงความถี่ 1-2 kHz ช่วงความถี่ 2-4 kHz และช่วงความถี่ 4-8 kHz ตามค่าสัญญาณเสียงความถี่เดียวชุดหนึ่งที่ใช้ในการทดสอบการได้ยิน (Pure Tone Test) ของผู้ป่วยตัวอย่าง ซึ่งจะครอบคลุมช่วงความถี่ของข้อมูลสัญญาณเสียงที่ต้องการประมวลผลทั้งหมด คือ 8 kHz เมื่อใช้ความถี่ซีกตัวอย่าง (Sampling Frequency) ของระบบเป็น 16 kHz ผลการทดลองในส่วนนี้จะอยู่ในรายงานความก้าวหน้าครั้งที่ 1 และไม่นำมาใส่ไว้ ณ ที่นี้

สำหรับในเฟสที่สองของโครงการวิจัย จะทำการแบ่งสัญญาณเสียงในรูปแบบของช่วงความถี่ออกเทฟ (Octave Band) เนื่องจากเหตุผลสำคัญสองประการคือ ประการแรก สเปกตรัมของสัญญาณเสียงพูดในช่วงความถี่ต่ำจะมีความหนาแน่นมากกว่าสเปกตรัมของสัญญาณเสียงพูดในช่วงความถี่สูงอยู่มาก และประการที่สอง การแบ่งช่วงความถี่ย่อยแบบช่วงความถี่ออกเทฟยังสอดคล้องกับลักษณะการได้ยินของมนุษย์ที่จะแบ่งสัญญาณเสียงออกเป็นช่วง ซึ่งคล้ายคลึงกับการแบ่งแบบช่วงความถี่ออกเทฟ [5] กล่าวคือ มนุษย์จะมีการแยกชัดทางความถี่ (Frequency Resolution) ที่ลดน้อยลงเมื่อความถี่ของสัญญาณเสียงมีค่าสูงขึ้น [21] ดังนั้นการแบ่งสเปกตรัมของสัญญาณเสียงในรูปแบบ ช่วงออกเทฟที่

มีความละเอียดของการแบ่ง ช่วงความถี่ในช่วงความถี่ต่ำมากกว่าช่วงความถี่สูง จึงถูกเลือกใช้ในโครงการวิจัยนี้ โดยจะทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลาย ช่วงความถี่ย่อย ที่มีจำนวน ช่วงความถี่ตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0 ถึง 8000 Hz

อย่างไรก็ตาม การศึกษาถึงผลของจำนวนช่วงความถี่ย่อยที่มีต่อระบบในเชิงวัตถุวิสัยในด้านความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว เป็นสิ่งที่น่าสนใจอย่างยิ่ง จึงจะทำการศึกษาผลของการเปลี่ยนจำนวน ช่วงความถี่ย่อยโดยการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ระบบ AFC ดังกล่าว ในหัวข้อย่อยเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ต่อไป สำหรับในหัวข้อย่อยนี้ จะกล่าวถึงการคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่ [18]

### การคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่ [18]

ในปี 1944 Kybarger ได้นำเสนอ หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ซึ่งกำหนดให้ค่าอัตราขยายที่ใช้มีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของระดับการสูญเสียการได้ยินในแต่ละช่วงความถี่ โดยหลักเกณฑ์นี้ได้ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลาย และเป็นพื้นฐานในการคำนวณค่าอัตราขยายอีก 2 แบบที่ใช้กันในปัจจุบัน ดังนี้

- **POGO (Prescription of Gain and Output)**

จากตารางที่ 3-3 จะเห็นได้ว่า หลักเกณฑ์ “POGO” เป็นการนำหลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” มาประยุกต์ใช้ โดยมีการลดค่าอัตราขยายในช่วงความถี่ต่ำลงเล็กน้อยเพื่อลดการรบกวนจากสัญญาณรบกวนแวดล้อม (Ambient Noise) ในช่วงความถี่ต่ำ ซึ่งการลดค่าอัตราขยายในช่วงความถี่ต่ำนี้สามารถทำได้โดยไม่ส่งผลกระทบต่อคุณภาพของสัญญาณเสียงมากนัก เนื่องจากเหตุผล 2 ประการ คือ สัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำมักมีความดังมากกว่าสัญญาณเสียงในช่วงความถี่สูง และข้อมูลของสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำมาก ๆ (Very Low Frequency Region) มักมีความสำคัญไม่มากนัก [5]

ตารางที่ 3-3 การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้นด้วยหลักเกณฑ์ “POGO”

ความถี่ (Hz)	250	500	1000	2000	4000
$k_i$ (dB)	-10	-5	0	0	0

POGO Formula :  $G_i = (0.5 \times H_i) + k_i$

$G_i$  เป็นค่าอัตราขยายที่ใช้ ณ ความถี่  $i$

$H_i$  เป็นระดับการสูญเสียการได้ยิน ณ ความถี่  $i$

$k_i$  เป็นค่าคงที่ในการปรับลดค่าอัตราขยาย ณ ความถี่  $i$

- **NAL (National Acoustic Laboratories of Australia)**

หลักเกณฑ์ “NAL” เป็นการนำหลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” มาประยุกต์ใช้เช่นเดียวกับหลักเกณฑ์ “POGO” โดยจากการสังเกตในปี 1976 พบว่าโดยเฉลี่ยผู้มีการสูญเสียการได้ยินจะเลือกใช้ค่าอัตราขยายมีค่าเป็น 0.46 เท่าของระดับการสูญเสียการได้ยินที่ความถี่ 1000 Hz ประกอบกับการที่สัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำมักมีความดังมากกว่าสัญญาณเสียงในช่วงความถี่สูง หลักเกณฑ์ “NAL” จึงมีลักษณะคล้ายหลักเกณฑ์ “POGO” คือ ค่าอัตราขยายคำนวณได้จากระดับการสูญเสียการได้ยินลบด้วยค่าคงที่ค่าหนึ่งซึ่งจะมีค่ามากกว่าในช่วงความถี่ต่ำ ดังแสดงในตารางที่ 3-4

ตารางที่ 3-4 การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้นด้วยหลักเกณฑ์ “NAL”

ความถี่ (Hz)	250	500	1000	2000	3000	4000	6000
$k_i$ (dB)	-17	-8	1	-1	-2	-2	-2

$$\text{NAL Formula : } H_{3FA} = (H_{500} + H_{1k} + H_{2k}) / 3$$

$$X = 0.15 \times H_{3FA}$$

$$G_i = X + (0.31 \times H_i) + k_i$$

$G_i$  เป็นค่าอัตราขยายที่ใช้ ณ ความถี่  $i$

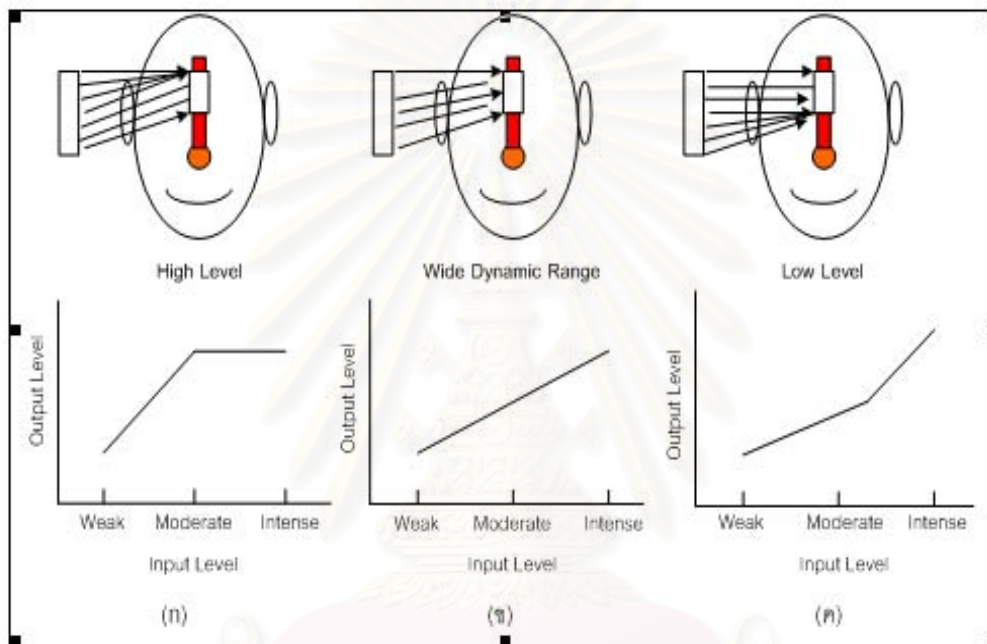
$H_i$  เป็นระดับการสูญเสียการได้ยิน ณ ความถี่  $i$

$k_i$  เป็นค่าคงที่ในการปรับลดค่าอัตราขยาย ณ ความถี่  $i$

จากหลักเกณฑ์การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้น 3 แบบที่กล่าวมา คือ หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” หลักเกณฑ์ “POGO” และหลักเกณฑ์ “NAL” จะเห็นได้ว่า หลักเกณฑ์ 2 แบบหลังต่างก็อาศัยหลักการคำนวณมาจากหลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” อีกทั้งในปัจจุบันยังไม่มีข้อสรุปแน่ชัดว่าหลักเกณฑ์ใดเป็นหลักเกณฑ์ที่ดีที่สุด [18] ดังนั้นในโครงการวิจัยนี้ จึงเลือกใช้หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ในการคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่ในทุกการจำลองระบบ

### 3.3.2 เทคนิคการบีบอัด [18]

การบีบอัดสัญญาณเสียงในเครื่องช่วยฟัง คือการที่อัตราขยายของเครื่องช่วยฟังมีค่าเปลี่ยนไปตามขนาดหรือระดับความดังของสัญญาณเข้า เพื่อลดพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังให้เหมาะสมกับพิสัยพลวัตที่จำกัดของผู้มีการสูญเสียการได้ยิน กล่าวคือ สัญญาณเสียงเข้าที่มี SPL สูง จะถูกขยายขนาดด้วยค่าอัตราขยายที่ต่ำ ส่วนสัญญาณเสียงเข้าที่มี SPL น้อย จะถูกขยายด้วยค่าอัตราขยายที่สูง โดยสามารถแบ่งตัวบีบอัด (Compressor) นี้ ออกเป็น 3 แบบ ตามเอกสารอ้างอิง [18] ดังแสดงในรูปที่ 3-6



รูปที่ 3-6 การบีบอัด 3 แบบ สำหรับการลดพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง

ในรูปที่ 3-6 (ก) สัญญาณเสียงเข้าของตัวบีบอัดที่มีระดับความดังต่ำ (Low-level Sound) จะถูกขยายขนาดอย่างเป็นเชิงเส้น (Linearly Amplified) ในขณะที่ สัญญาณเสียงที่มีความดังปานกลางถึงมาก (Moderate to Intense Sound) จะถูกบีบอัดให้มีความดังอยู่ในช่วงหนึ่ง ๆ เท่านั้น ซึ่งเรียกการบีบอัดที่มีลักษณะดังกล่าวนี้ว่า การบีบอัดระดับความดังสูง (High-level Compression)

ในรูปที่ 3-6 (ค) จะเป็นกรณีกลับกันกับกรณีข้างต้น คือ สัญญาณเสียงเข้าของตัวบีบอัดที่มีระดับความดังสูง (High-level Sound) จะถูกขยายอย่างเป็นเชิงเส้น ในขณะที่การบีบอัดจะเกิดขึ้นกับสัญญาณเสียงเข้าที่มีระดับความดังต่ำ จึงเรียกการบีบอัดที่มีลักษณะดังนี้ว่า การบีบอัดระดับความดังต่ำ (Low-level Compression)



และ ในรูปที่ 3-6 (ข) จะเห็นได้ว่าอัตราการบีบอัดมีค่าเท่ากันทุกระดับความดังของสัญญาณเสียงเข้า จึงเรียกรูปแบบการบีบอัดลักษณะนี้ว่า การบีบอัดแบบช่วงกว้าง (Wide Dynamic Range Compression)

ตัวแปรที่สำคัญในการกำหนดลักษณะการทำงานของตัวบีบอัดประกอบด้วย

- **Attack Time**

เมื่อสัญญาณเข้ามีขนาดใหญ่ขึ้นจนทำให้สัญญาณออกมีขนาดเกินค่าจุดเริ่มเปลี่ยน (Threshold) ค่าอัตราขยายที่ใช้จะลดลงเพื่อให้สัญญาณออกมีความสัมพันธ์กับสัญญาณเข้าตาม Compression Ratio ที่กำหนด ระยะเวลาที่ตัวบีบอัดใช้ในการตอบสนองนี้เรียกว่า Attack Time

- **Release Time**

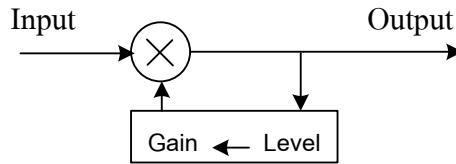
เมื่อสัญญาณเข้ามีขนาดลดลงจนทำให้สัญญาณออกมีค่าต่ำกว่าจุดเริ่มเปลี่ยน ค่าอัตราขยายที่ใช้จะเพิ่มขึ้น เพื่อให้สัญญาณออกมีความสัมพันธ์กับสัญญาณเข้าตาม Compression Ratio ที่กำหนด ระยะเวลาที่ตัวบีบอัดใช้ในการตอบสนองนี้เรียกว่า Release Time

- **Compression Ratio**

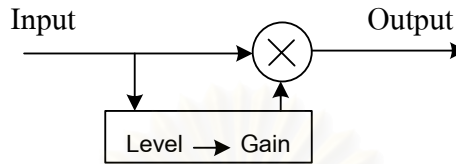
ค่า Compression Ratio เท่ากับ  $n$  ต่อ 1 คือ สัญญาณออกมีความดังเปลี่ยนไป 1 dB เมื่อสัญญาณเข้ามีความดังเปลี่ยนไป  $n$  dB เมื่อ  $n$  มากกว่าหรือเท่ากับ 1 โดย Compression Ratio เท่ากับ 1 ต่อ 1 คือ การใช้ค่าอัตราขยายเป็นเชิงเส้น ไม่มีการบีบอัด

ซึ่งจะเห็นได้ว่าค่า Attack Time และ Release Time จะเป็นตัวกำหนดความไวในการตอบสนองของตัวบีบอัดต่อขนาดของสัญญาณเสียงเข้าที่เปลี่ยนแปลง โดยทั่วไปในเครื่องช่วยฟังจะกำหนดให้ Attack Time และ Release Time มีค่าประมาณ 5 มิลลิวินาที และ 20 มิลลิวินาที ตามลำดับ [18] ซึ่งในโครงการวิจัยนี้จะใช้ค่า Attack Time และ Release Time เท่ากับค่าดังกล่าวในทุกการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์

สำหรับเทคนิคการบีบอัดแบ่งออกได้เป็น 2 แบบหลัก [23] คือ การบีบอัดแบบป้อนกลับ (Feedback Compression System) และการบีบอัดแบบป้อนไปหน้า (Feedforward Compression System) ดังแสดงในรูปที่ 3-7



)ก(

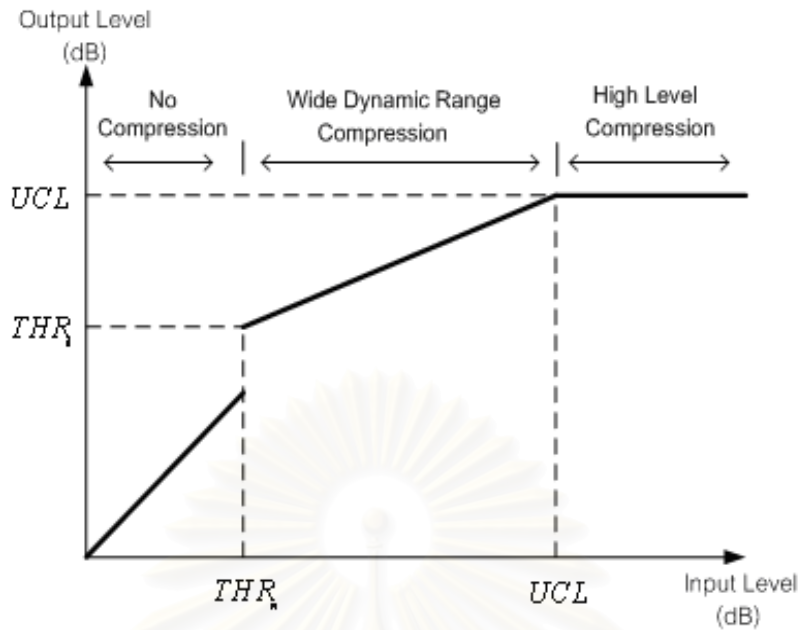


)ข(

รูปที่ 3-7 การบีบอัดสัญญาณเสียง (ก) แบบป้อนกลับ (ข) แบบป้อนไปหน้า

จากรูปที่ 3-7 (ก) จะเห็นได้ว่าการบีบอัดแบบป้อนกลับ ค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟังจะถูกควบคุมโดยระดับความดังของสัญญาณเสียงออก ซึ่งอาจทำให้ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังถูกรบกวนจากการพุ่งเกินชั่วคราว (Overshoot) ของสัญญาณเสียงออกได้ เนื่องจากค่าอัตราขยายปรับขึ้นหรือลง ตามหลังการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเสียงออกที่ถูกรับฟังโดยผู้ป่วย ดังนั้นในโครงการวิจัยนี้ จึงเลือกใช้ระบบการบีบอัดแบบป้อนไปหน้าดังแสดงในรูปที่ 3-7 (ข) ซึ่งใช้สัญญาณขาเข้าในการควบคุมค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟัง จึงทำให้ค่าอัตราขยายปรับเปลี่ยนตามระดับความดังของสัญญาณเสียงเข้าเพื่อให้ได้สัญญาณเสียงออกที่มีระดับความดังที่เหมาะสม

การใช้การบีบอัดสัญญาณเสียงในเครื่องช่วยฟังมีจุดประสงค์เพื่อให้ผู้มีการสูญเสียการได้ยินซึ่งมีพิสัยพลวัตการได้ยินที่แคบกว่าของคนปกติ สามารถรับฟังสัญญาณเสียงได้อย่างครบถ้วน โดยการบีบอัดสัญญาณเสียงที่ใช้ในโครงการวิจัยนี้มีลักษณะตาม [8] ดังแสดงในรูปที่ 3-8



$THR_n$  ระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติ  
 $THR_l$  ระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการสูญเสียการได้ยิน  
 $UCL$  ระดับความดังมากที่สุดที่ยังคงยอมรับได้

รูปที่ 3-8 การบีบอัดสัญญาณเสียงในเครื่องช่วยฟัง

จากรูปที่ 3-8 เห็นได้ว่าการบีบอัดสัญญาณเสียงที่ใช้ประกอบด้วยการบีบอัดสัญญาณเสียง 3 ช่วงที่แตกต่างกัน มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

- ในช่วงแรกที่สัญญาณเข้าของตัวบีบอัดมีความดังต่ำกว่าระดับ  $THR_n$  จะไม่มีการบีบอัดเกิดขึ้น โดยสัญญาณเข้าและสัญญาณออกของตัวบีบอัดจะมีขนาดความดังเท่ากัน

- ในช่วงที่สองที่สัญญาณเข้าของตัวบีบอัดมีระดับความดังระหว่าง  $THR_n$  กับ  $UCL$  จะใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง (Wide Dynamic Range Compression) สัญญาณเสียงเข้าจะถูกขยายขนาดด้วยค่าอัตราขยายที่ทำให้พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกถูกบีบอัดให้แคบลงอยู่ระหว่าง  $THR_l$  กับ  $UCL$  เพื่อให้ได้สัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับพิสัยพลวัตการได้ยินที่แคบกว่าผู้มีการได้ยินปกติ

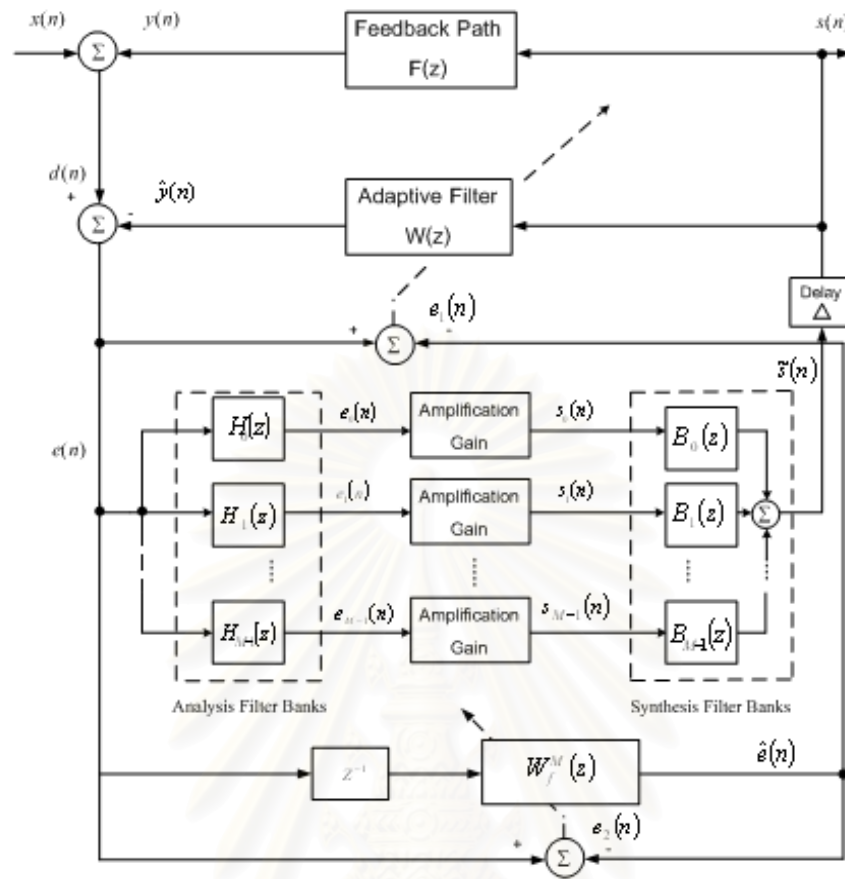
- ในช่วงที่สาม เมื่อสัญญาณเสียงเข้าของตัวบีบอัดมีระดับความดังมากกว่า  $UCL$  จะใช้การบีบอัดระดับความดังสูง (High-level Compression) โดยกำหนดให้สัญญาณเข้าในช่วงนี้ถูกบีบอัดให้มีระดับความดังเท่ากับ  $UCL$  โดยในโครงการวิจัยนี้จะกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 130 dB ตามในเอกสารอ้างอิง [8]

### 3.3.3 เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย

จากการที่ระดับการสูญเสียการได้ยินมักจะมีค่าไม่เท่ากันในแต่ละช่วงความถี่ ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น การขยายขนาดสัญญาณเสียงขาเข้าของเครื่องช่วยฟังทุกความถี่ด้วยอัตราขยาย ที่เท่ากันจะไม่เหมาะสมต่อการใช้งาน ทั้งนี้ปัญหาดังกล่าวสามารถแก้ไขได้โดยใช้การประมวลผลสัญญาณที่มีโครงสร้างเป็นช่วงความถี่ย่อย เพื่อให้สามารถปรับแต่งค่าอัตราขยายที่แตกต่างกันไป ในแต่ละช่วงความถี่ต่าง ๆ ตามความเหมาะสมแก่ปัญหาการสูญเสียการได้ยินของผู้ใช้แต่ละคน ดังนั้น เครื่องช่วยฟังที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย (MHA) และมีการใช้งานประกอบกับการบีบอัดสัญญาณเสียง เพื่อแก้ปัญหาการมีพิสัยพลวัตที่จำกัดของผู้มีการสูญเสียการได้ยิน จะเรียกว่า เครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ซึ่งระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ดังกล่าวจะใช้การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า และการใช้ความหน่วงเวลาแบบคงที่ในวิถีไปหน้า เพื่อให้วงจรกรองสามารถตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น

จากบล็อกไดอะแกรมของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ดังแสดงในรูปที่ 3-9 สัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ซึ่งเป็นผลต่างของสัญญาณไมโครโฟน  $d(n)$  กับสัญญาณออกของวงจรกรองแบบปรับตัว  $\hat{y}(n)$  จะถูกส่งต่อเข้าสู่คลังวงจรกรองวิเคราะห์ (AFB) ซึ่งจะแบ่งสัญญาณออกเป็น  $M$  ช่วงความถี่ย่อย เพื่อให้สามารถทำการขยายขนาดสัญญาณเสียงในแต่ละช่วงความถี่ย่อย ด้วยค่าอัตราขยายที่เหมาะสมตามระดับการสูญเสียการได้ยินที่ไม่เท่ากันในแต่ละช่วงความถี่ของผู้ป่วยตัวอย่าง ทั้งนี้จะต้องมีการควบคุมขนาดของสัญญาณที่ถูกขยายขนาดในแต่ละช่วงความถี่ย่อย ด้วยวงจรขยายที่มีการปรับเกนซ์แบบอัตโนมัติ (AGC) ซึ่งเรียกว่าการบีบอัดเสียง (Audio Compression) จากนั้นสัญญาณเสียงทั้ง  $M$  ช่วงความถี่ย่อย จะถูกรวมกลับเป็นสัญญาณเสียงแบบทุกช่วงความถี่ (Fullband Signal) ด้วยคลังวงจรกรองสังเคราะห์ (Synthesis Filter Bank: SFB) กลายเป็นสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟัง  $\hat{r}(n)$

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 3-9 ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย  
 ที่ใช้การประวิงเวลาแบบคงที่ และการประมาณเชิงเส้น ไปข้างหน้า

**การคำนวณค่าอัตราขยายที่มีการบีบอัด**

รายละเอียดของการคำนวณค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังที่มีการบีบอัด จะนำเสนอในหัวข้อ  
 การจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ต่อไป

### 3.3.4 การจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์

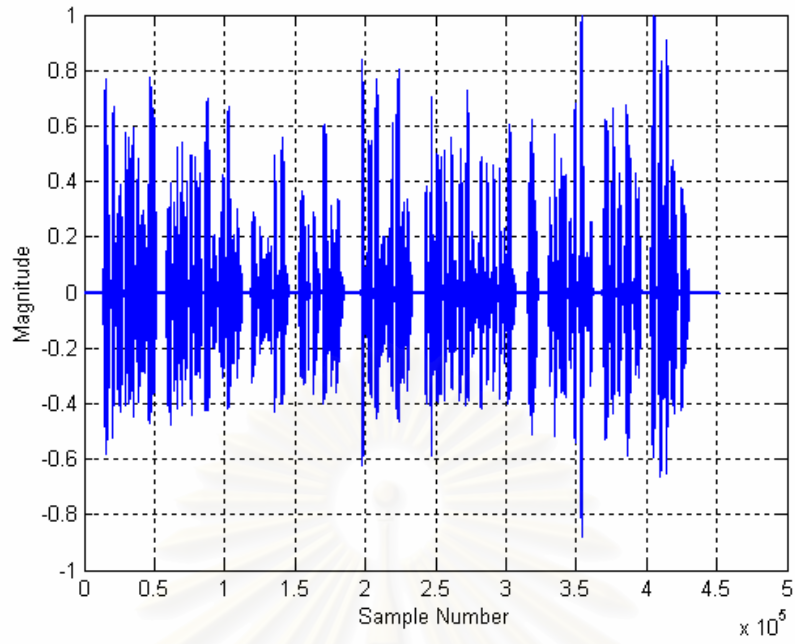
ในการจำลองระบบของผู้ป่วยแต่ละรายจะมีการใช้ค่าอัตราขยายที่แตกต่างกันไปตามลักษณะการสูญเสียการได้ยินในผู้ป่วยแต่ละคน ดังนั้นจึงต้องมีการคำนวณค่าอัตราขยายที่จะใช้สำหรับผู้ป่วยแต่ละรายเพื่อใช้ในการจำลองระบบ ดังตัวอย่างของผู้ป่วยหมายเลข 1 และผู้ป่วยหมายเลข 2 สำหรับค่าอัตราขยายของผู้ป่วยทั้งหมดจะอยู่ในภาคผนวก ค ทั้งนี้การคำนวณค่าอัตราขยายในผู้ป่วยแต่ละรายจะแบ่งเป็นสองส่วน คือ ส่วนแรกเป็นการคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่ที่ใช้ในระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมและระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ส่วนที่สองเป็นการคำนวณค่าอัตราขยายแบบบีบอัดสำหรับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ที่มีจำนวนช่วงความถี่ย่อย  $M$  ตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ ก่อนแสดงผลการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ จะกล่าวถึงรายละเอียดของค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ประกอบด้วย สัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง วิธีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง การวัดสมรรถนะการทำงานของวงจรแบบปรับตัว การแสดงค่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟัง รวมทั้งค่าอัตราขยายที่คงที่ และค่าอัตราขยายที่มีการบีบอัด

#### 3.3.4.1 สัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง

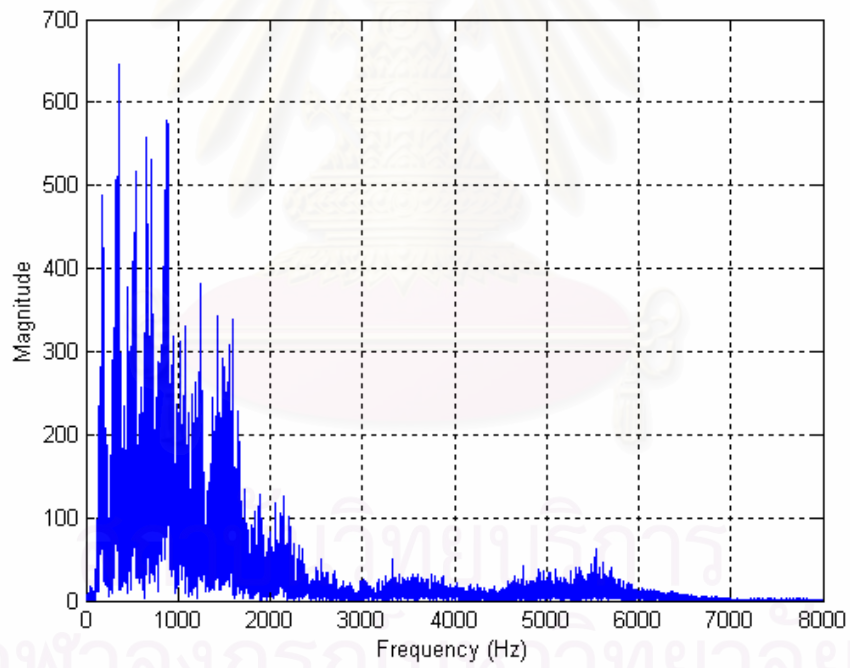
สัญญาณเสียงพูด ที่เลือกใช้เป็นสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังมีความถี่ชักตัวอย่างเท่ากับ 16,000 Hz โดยกล่าวว่า “ปัญหาการสูญเสียการได้ยิน เป็นปัญหาสำคัญประการหนึ่งของสังคมปัจจุบัน โดยเป็นปัญหาที่พบมากที่สุดรองจากโรคข้ออักเสบ และความดันโลหิตสูง” ดังแสดงในรูปที่ 3-10

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย





(ก)



(ข)

รูปที่ 3-10 สัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง

(ก) โดเมนเวลา (Time-domain)

(ข) โดเมนความถี่ (Frequency-domain)

### 3.3.4.2 วิธีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง

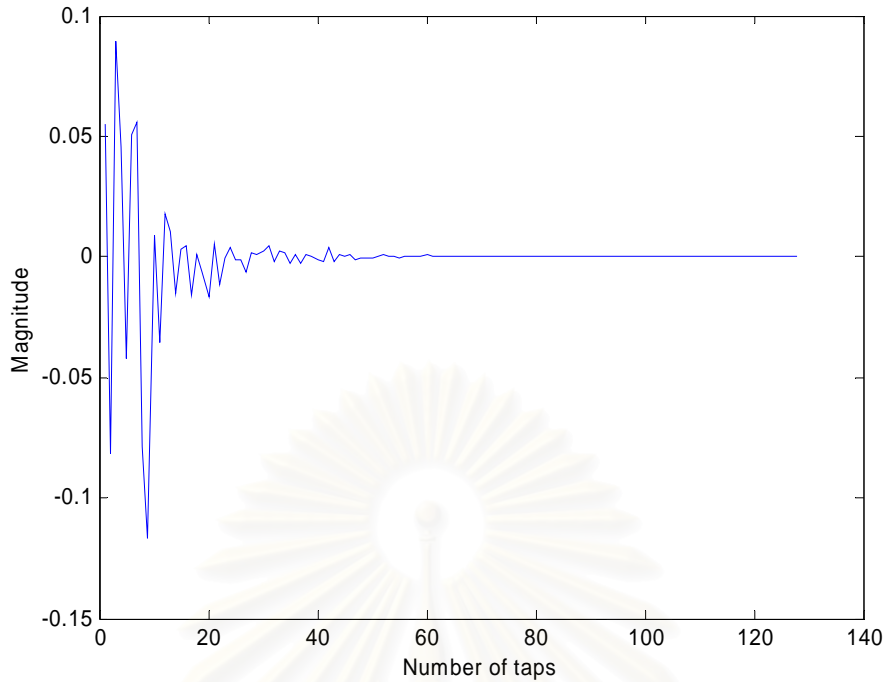
โดยปกติ วิธีป้อนกลับทางเสียง  $\mathbf{f}(n)$  นั้นจะขึ้นอยู่กับสภาพแวดล้อมรอบหูของผู้ใช้เครื่องช่วยฟัง กล่าวคือเป็นระบบที่เปลี่ยนไปตามเวลา (Time-variant System) แต่เพื่อความง่ายในการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ จึงสามารถอาศัยแบบจำลองของวิธีป้อนกลับทางเสียงที่ไม่เปลี่ยนไปตามเวลา (Time-invariant System) แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้สำหรับวิธีป้อนกลับทางเสียงในโครงการวิจัยนี้ คือ  $\mathbf{f}(n) = \mathbf{f} = [f_0, f_1, \dots, f_{L-1}]^T$  โดยที่

$$\mathbf{f}(i) = A \cdot m(i) \exp(-bi) \quad ; i = 0, 1, \dots, L-1 \quad (15)$$

- เมื่อ  $A$  เป็นค่าคงที่ในการกำหนดขนาดวิธีป้อนกลับทางเสียง  
 $m(i)$  เป็นสัญญาณรบกวนขาว หรือสัญญาณรบกวนช่วงความถี่กว้าง  
 $b$  แสดงถึงอัตราการลดทอน (Decay Rate)  
และ  $L$  คือจำนวนสัมประสิทธิ์ของวิธีป้อนกลับทางเสียง

เมื่อให้ ความยาวของวิธีป้อนกลับทางเสียงเป็น  $L = 128$  ค่าคงที่ในการกำหนดขนาดวิธีป้อนกลับทางเสียงเป็น  $A = 0.1$  และอัตราการลดทอนเป็น  $b = -0.1$  ผลตอบสนองต่ออิมพัลส์ของวิธีป้อนกลับทางเสียงที่ใช้ในโครงการวิจัยนี้ จึงมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 3-11 โดยกำหนดให้วงจรกรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n) = [w_0(n), w_1(n), \dots, w_{L-1}(n)]^T$  มีจำนวนสัมประสิทธิ์  $L$  ตัวสำหรับการจำลองวิธีป้อนกลับทางเสียง  $\mathbf{f}(n)$  และมีโครงสร้างแบบผลตอบสนองต่ออิมพัลส์จำกัด (Finite Impulse Response: FIR) เพื่อเสถียรภาพของระบบ

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 3-11 แบบจำลองของวิธีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง

#### 3.3.4.3 การวัดสมรรถนะการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว

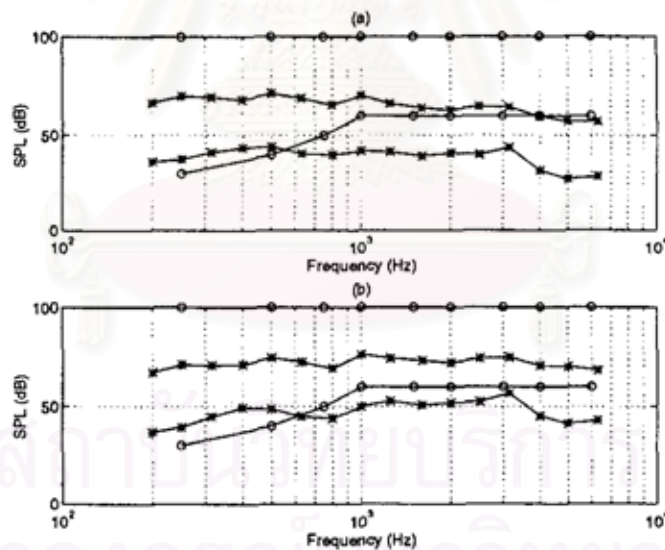
สำหรับประสิทธิภาพการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว จะพิจารณาจากค่า Weight Error Vector Norm (WEVN) ซึ่งนิยามได้ดังสมการที่ (16)

$$\text{WEVN}(n) = 10 \times \log_{10} \frac{\|\mathbf{f} - \mathbf{w}(n)\|^2}{\|\mathbf{f}\|^2} \quad (16)$$

กราฟ WEVN จะแสดงประสิทธิภาพการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว ในด้านอัตราการลู่เข้า โดยดูจากความชันของกราฟ และในด้านความสามารถในการประมาณวิธีป้อนกลับทางเสียง โดยดูจากค่า WEVN ที่ลดลงเรื่อยๆ เมื่อสัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวมีค่าใกล้เคียงกับสัมประสิทธิ์ของวิธีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง ทั้งนี้ ประสิทธิภาพของวงจรกรองแบบปรับตัวที่ต้องการ คือ มีอัตราการลู่เข้าที่เร็ว และค่าความผิดพลาดของการประมาณวิธีป้อนกลับทางเสียงที่ต่ำ

### 3.3.4.4 การแสดงค่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง [23]

การแสดงความพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในโครงการวิจัยนี้ จะใช้วิธีดังแสดงในรูปที่ 3-12 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของ 2 สัญญาณเสียงกับ ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยคนหนึ่ง โดยกำหนดให้พิสัยพลวัตของแต่ละสัญญาณเสียงเป็นช่วงที่อยู่ระหว่างเส้นกราฟที่แสดงด้วยสัญลักษณ์รูปดอกจัน (\*) ซึ่งในการแสดงพิสัยพลวัตจะเรียกกราฟที่แสดงด้วยสัญลักษณ์ดังกล่าวเส้นบนและเส้นล่างว่า ระดับ 10% (10% Level) และ ระดับ 90% (90% Level) ตามลำดับ โดยระดับ 10% จะแสดงถึงค่าระดับความดังที่เพียง 10% ของสัญญาณเสียงในช่วงความถี่นั้นมีความดังมากกว่า ส่วนโดยระดับ 90% จะแสดงถึงค่าระดับความดังที่มีถึง 90% ของสัญญาณเสียงในช่วงความถี่นั้นมีความดังมากกว่า จึงเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงส่วนใหญ่จะมีระดับความดังอยู่ในช่วงระหว่าง ระดับ 10% และระดับ 90% โดยเนื่องจากสเปกตรัมของสัญญาณเสียงพูดในช่วงความถี่ต่ำจะมีความหนาแน่นมากกว่า สเปกตรัมของสัญญาณเสียงพูดในช่วงความถี่สูง ใน [23] จึงได้ใช้การแบ่ง ช่วงความถี่แบบ ช่วงความถี่ออกเทพ 1/3 (One-Third Octave Bands) ในการแสดงค่าพิสัยพลวัต ซึ่งมีการแบ่งสัญญาณเสียงออกเป็น 17 ช่วงความถี่ที่มีความถี่กลาง (Center Frequencies) ของแต่ละช่วงความถี่ อยู่ที่ 200, 250, 315, 400, 500, 630, 800, 1000, 1250, 1600, 2000, 2500, 3150, 4000, 5000, 6300, และ 8000 Hz ตามลำดับ



รูปที่ 3-12 การเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง (\*) กับค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยิน (o) ที่ผู้มีการสูญเสียการได้ยินสามารถรับฟังได้ [23]

— —  
 — —  
 —○—

รูปที่ 3-12 เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในรูปกราฟด้านล่างมีความเหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยมากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในรูปกราฟด้านบน โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในรูปกราฟด้านล่างมีช่วงความดังของสัญญาณเสียงส่วนใหญ่อยู่เหนือค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ผู้ป่วยสามารถรับฟังได้ ทั้งในช่วงความถี่ต่ำและความถี่สูง ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในรูปกราฟด้านบนที่มีช่วงความดังของสัญญาณเสียงส่วนใหญ่อยู่เหนือค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ผู้ป่วยสามารถรับฟังได้ เฉพาะในช่วงความถี่สูงเท่านั้น

เนื่องจากในโครงการวิจัยนี้ ใช้การแสดงค่าระดับความดังในหน่วยเดซิเบล (dB) จึงต้องมีการกำหนดระดับอ้างอิง โดยเลือกให้ค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณจากห้องเก็บเสียงเป็นระดับอ้างอิงของความดังระดับ 0 dB ที่ใช้ในโครงการวิจัยนี้ โดยค่ากำลังของสัญญาณดังกล่าวเท่ากับ  $7.29681 \times 10^{-9}$  ดังนั้นการคำนวณค่าระดับความดังของสัญญาณเสียงในโครงการวิจัยนี้ สามารถทำได้ดังสมการที่ 17

$$SPL(dB) = 10 \times \log_{10} \left( \frac{P_i}{P_0} \right) \quad (17)$$

- $SPL(dB)$  คือ ระดับความดังของสัญญาณเสียง
- $P_i$  คือ ค่ากำลังของสัญญาณเสียงที่ต้องการวัดระดับความดัง  
โดยในโครงการวิจัยนี้กำหนดให้  $P_i = A^2$   
เมื่อ  $A$  เป็นแอมพลิจูดของ สัญญาณเสียงที่ต้องการวัดระดับความดัง
- $P_0$  คือ ค่ากำลังของสัญญาณจากห้องเก็บเสียง มีค่าเท่ากับ  $7.29681 \times 10^{-9}$

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

### 3.3.4.5 ค่าอัตราขยายในกรณีต่างๆ สำหรับผู้ป่วยตัวอย่าง 2 คน

- กรณีผู้ป่วยหมายเลข 1

- ค่าอัตราขยายแบบคงที่

การคำนวณหาอัตราขยายแบบคงที่จะอ้างอิงเกณฑ์ “Half-Gain Rule” [5] ซึ่งกำหนดให้ ค่าอัตราขยายที่ใช้มีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของระดับการสูญเสียการได้ยิน โดยจากข้อมูลค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยิน และหลัก “Half-Gain Rule” สามารถคำนวณค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 1 ได้เท่ากับ 7.83 (17.8829 dB) ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย มีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ ดังแสดงในตารางที่ 3-5

ตารางที่ 3-5 ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลาย ช่วงความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 1

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า ( Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	1.2 เท่า (1.5625 dB)
1k-2k	1.58 เท่า (4 dB)
2k-4k	4.87 เท่า (13.75 dB)
4k-8k	23.71 เท่า (27.5 dB)

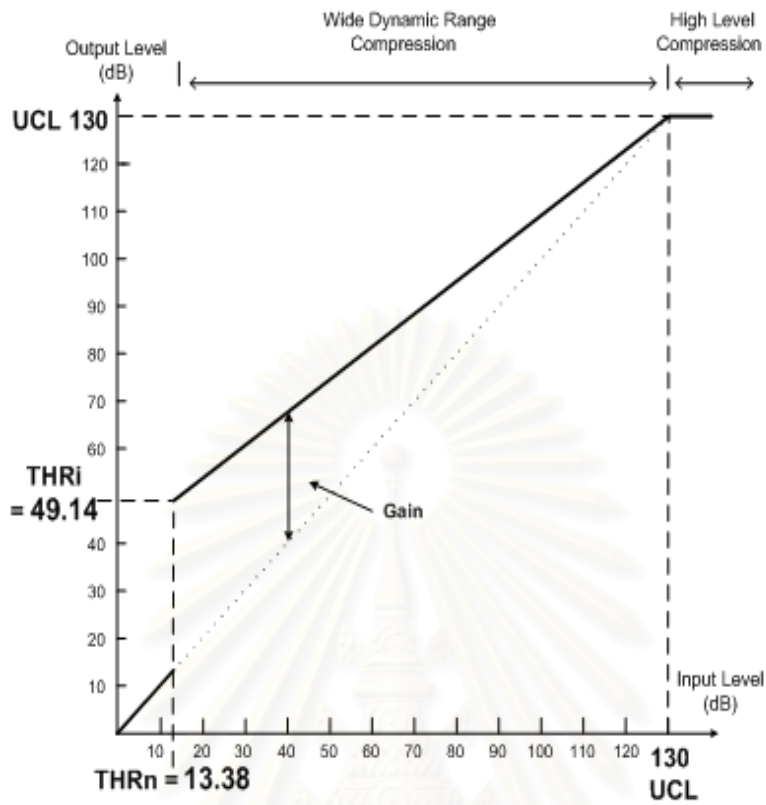
- ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

ในกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ค่าอัตราขยายที่ใช้จะปรับเปลี่ยนไปตามขนาดของสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง โดยจากการใช้การบีบอัดแบบ DSL สามารถแสดงเกณฑ์การบีบอัดและค่าอัตราขยาย ที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลาย ช่วงความถี่สำหรับกรณี 1 ช่วงความถี่ไปจนถึงกรณี 6 ช่วงความถี่ ดังต่อไปนี้

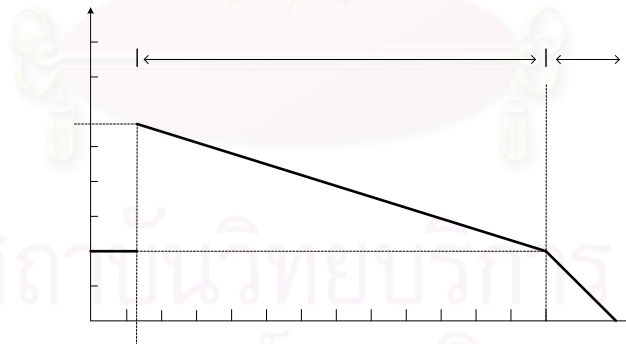
**กรณี 1 ช่วงความถี่ :**

ในกรณีนี้สัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง จะถูกขยายด้วยการบีบอัดแบบเดียวกันในทุกช่วงความถี่ โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยาย ดังแสดงในรูปที่ 4.5 (ก) และ 4.5 (ข)





(ก)



(ข)

รูปที่ 3-13 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบ  
บีบอัด 1 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1

จากรูปที่ 3-13 (ก) เกณฑ์การบีบอัดแบบ DSL ที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 แบ่งการบีบอัดออกเป็น 3 ช่วง คือ

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 13.38dB ซึ่งหามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-8,000 Hz จะไม่มีการบีบอัดเกิดขึ้น

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 13.38 ถึง 130dB จะใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง โดยสัญญาณเข้าในช่วงความดังระหว่าง 13.38 ถึง 130dB จะถูกบีบอัดให้มีความดังระหว่าง 62.34 ถึง 130dB ที่สัญญาณออก โดยระดับ 62.34dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 0-8,000 Hz

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า 130dB จะใช้การบีบอัดระดับความดังสูง คือสัญญาณเข้าที่มีความดังมากกว่าค่า *UCL* จะถูกบีบอัดให้มีระดับความดังเท่ากับ *UCL* ที่สัญญาณออก เพื่อป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยได้ยินสัญญาณเสียงที่มีความดังมากเกินไป

จากรูปที่ 3-13 (ข) ค่าอัตราขยายที่ใช้ ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วง ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 แบ่งออกได้เป็น 3 ช่วงตามการบีบอัด คือ

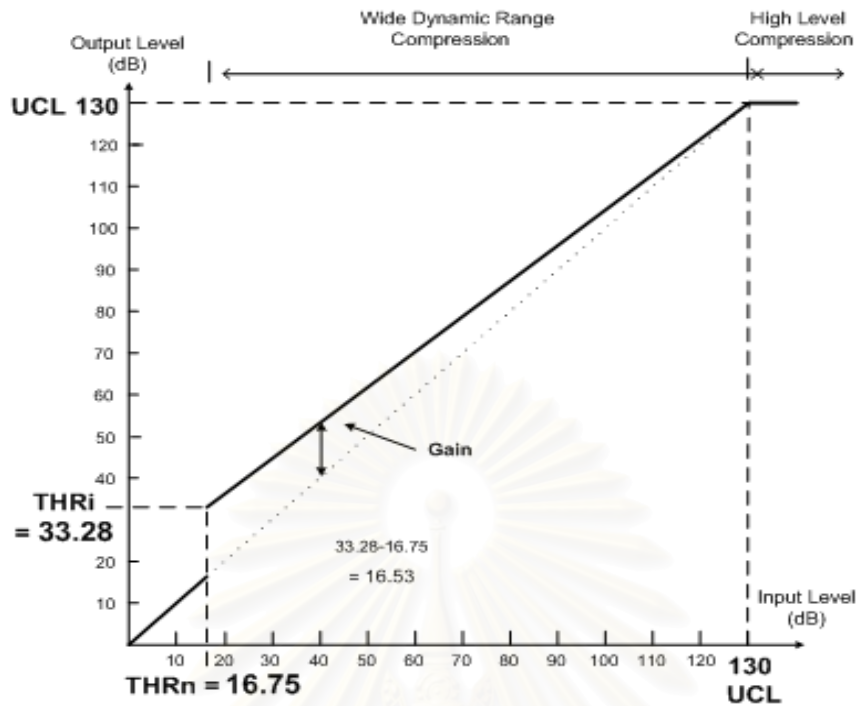
- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 13.38dB ค่าอัตราขยายเท่ากับ 0dB

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 13.38 ถึง 130dB ซึ่งใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง ขนาดของค่าอัตราขยายจะเปลี่ยนไปตามระดับความดังของสัญญาณเข้า โดยค่าอัตราขยายจะลดลงเมื่อสัญญาณเข้ามีระดับความดังสูงขึ้น

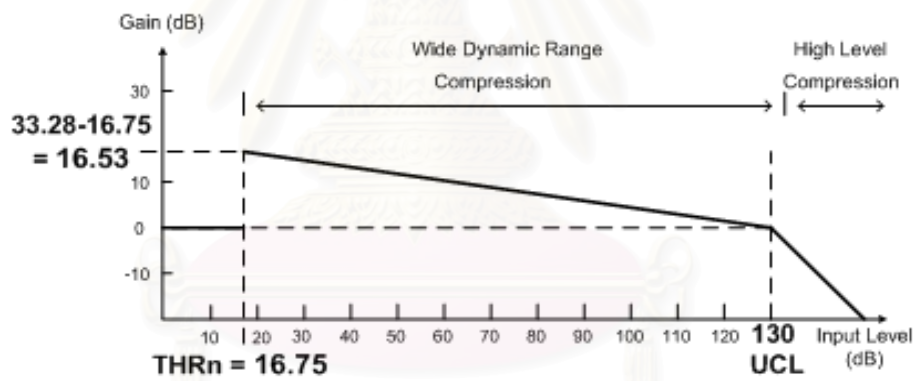
- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า130dB ค่าอัตราขยายจะมีค่าน้อยกว่า 0dB เพื่อลดความดังของสัญญาณเข้าที่มีความดังมากกว่าค่า *UCL* ให้มีระดับความดังเท่ากับ *UCL*

## กรณี 2 ช่วงความถี่ :

ในกรณี 2 ช่วงความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-4,000 Hz และ ช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz โดยรูปที่ 3-14 (ก) และ 3-14 (ข) จะแสดงเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz ส่วนในรูปที่ 3-15 (ก) และ 3-15 (ข) จะแสดงค่าดังกล่าวที่ใช้ในช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz



(ก)



(ข)

รูปที่ 3-14 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วง  
ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz

จากรูปที่ 3-14 (ก) เกณฑ์การบีบอัดแบบ DSL ที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz ของผู้ป่วยหมายเลข 1 แบ่งการบีบอัดออกเป็น 3 ช่วง คือ

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 16.75dB ซึ่งมาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz จะไม่มีการบีบอัดเกิดขึ้น

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 16.75 ถึง 130dB จะใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง โดยสัญญาณเข้าในช่วงความดังระหว่าง 16.75 ถึง 130dB จะถูกบีบอัดให้มีความดังระหว่าง 40.94 ถึง 130dB ที่สัญญาณออก โดยระดับ 40.94dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า 130dB จะใช้การบีบอัดระดับความดังสูง

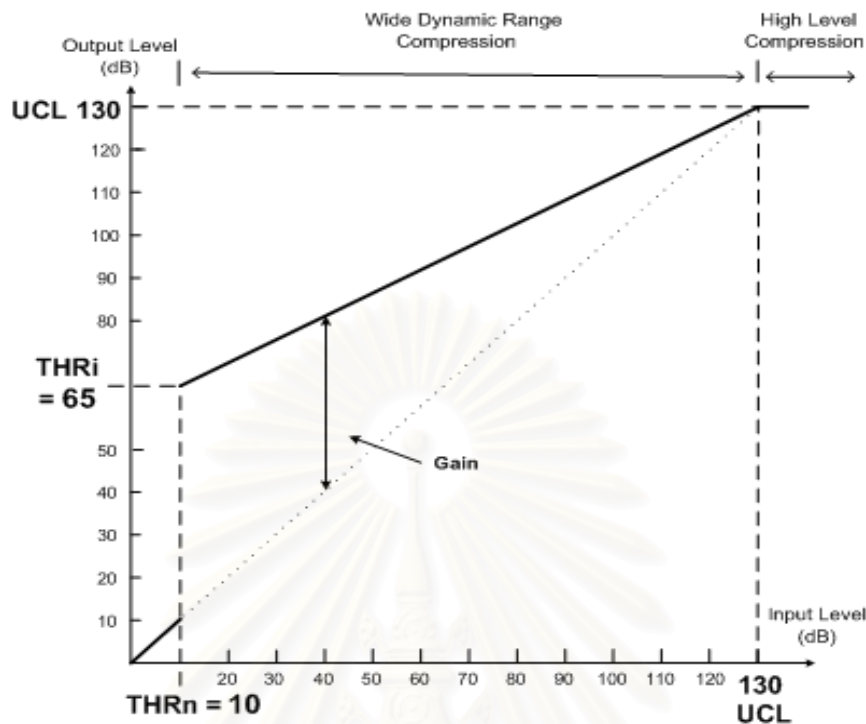
จากรูปที่ 3-14 (ข) ค่าอัตราขยายที่ใช้ ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz ของผู้ป่วยหมายเลข 1 แบ่งออกได้เป็น 3 ช่วงตามการบีบอัด คือ

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 16.75dB ค่าอัตราขยายเท่ากับ 0dB

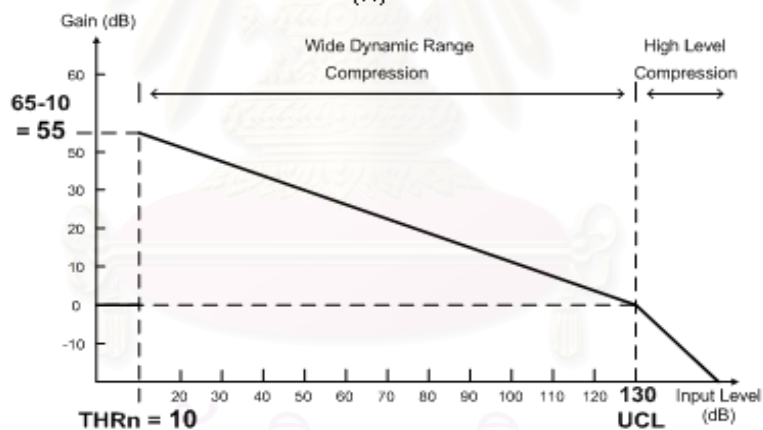
- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 16.75 ถึง 130dB ซึ่งใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง ขนาดของค่าอัตราขยายจะเปลี่ยนไปตามระดับความดังของสัญญาณเข้า โดยค่าอัตราขยายจะลดลงเมื่อสัญญาณเข้ามีระดับความดังสูงขึ้น

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า 130dB ค่าอัตราขยายจะมีค่าน้อยกว่า 0dB เพื่อลดความดังของสัญญาณเข้าที่มีความดังมากกว่าค่า *UCL* ให้มีระดับความดังเท่ากับ *UCL*

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



(ก)



(ข)

รูปที่ 3-15 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วง ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz

จากรูปที่ 3-15 (ก) เกณฑ์การบีบอัดแบบ DSL ที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ในช่วงความถี่ 4,000 -8,000 Hz ของผู้ป่วยหมายเลข 1 แบ่งการบีบอัดออกเป็น 3 ช่วง คือ

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 10dB ซึ่งหามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz จะไม่มีการบีบอัดเกิดขึ้น

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 10 ถึง 130dB จะใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง โดยสัญญาณเข้าในช่วงความดังระหว่าง 10 ถึง 130dB จะถูกบีบอัดให้มีความดังระหว่าง 83.75 ถึง 130dB ที่สัญญาณออก โดยระดับ 83.75dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า130dB จะใช้การบีบอัดระดับความดังสูง

จากรูปที่ 3-15 (ข) ค่าอัตราขยายที่ใช้ ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วง ความถี่ใน ช่วงความถี่ 4,000 -8,000 Hz ของผู้ป่วยหมายเลข1 แบ่งออกได้เป็น 3 ช่วงตามการบีบอัด คือ

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 10dB สัญญาณเข้าจะถูกขยายด้วยค่าอัตราขยายคงที่เท่ากับ 73.75dB

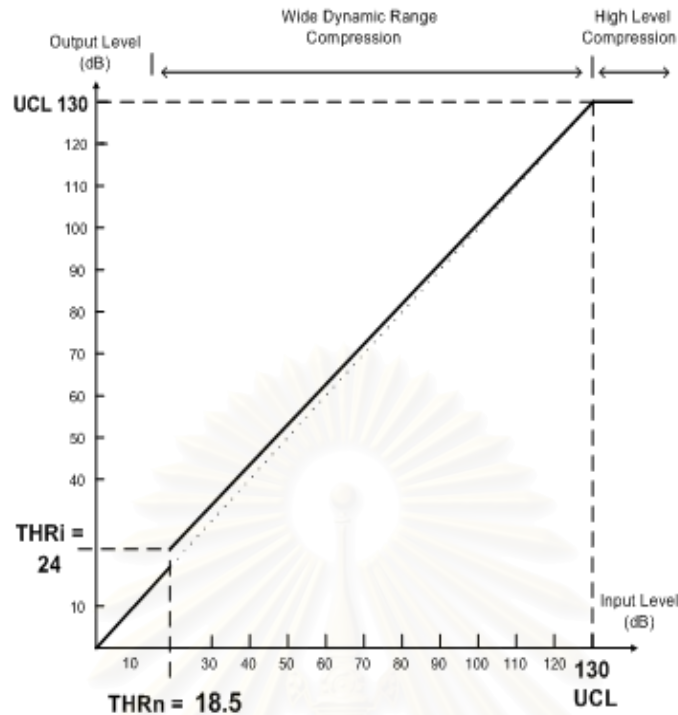
- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 16.75 ถึง 130dB ซึ่งใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง ขนาดของค่าอัตราขยายจะเปลี่ยนไปตามระดับความดังของสัญญาณเข้า โดยค่าอัตราขยายจะลดลงเมื่อสัญญาณเข้ามีระดับความดังสูงขึ้น

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า130dB ค่าอัตราขยายจะมีค่าน้อยกว่า 1 เพื่อลดความดังของสัญญาณเข้าที่มีความดังมากกว่าค่า *UCL* ให้มีระดับความดังเท่ากับ *UCL*

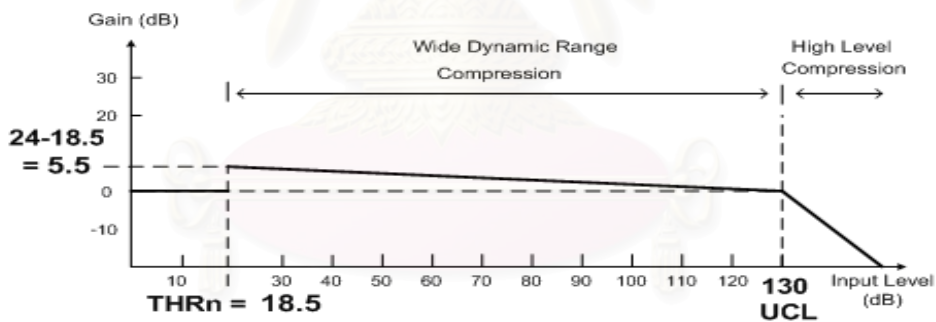
### กรณี 3 ช่วงความถี่ :

ในกรณี 3 ช่วงความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 3 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-2000 Hz , ช่วงความถี่ 2000-4000 Hz และ ช่วงความถี่ 4000-8000 Hz โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้แตกต่างจากกรณี 2 ช่วงความถี่ในช่วงความถี่ 0-2000 Hz และ 2000-4000 Hz ดังรูปที่ 3-16 และ 3-17 ตามลำดับ ส่วนในช่วงความถี่ 4000-8000 Hz จะใช้เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายเหมือนกับกรณี 2 ช่วงความถี่ดังแสดงในรูปที่ 3-15





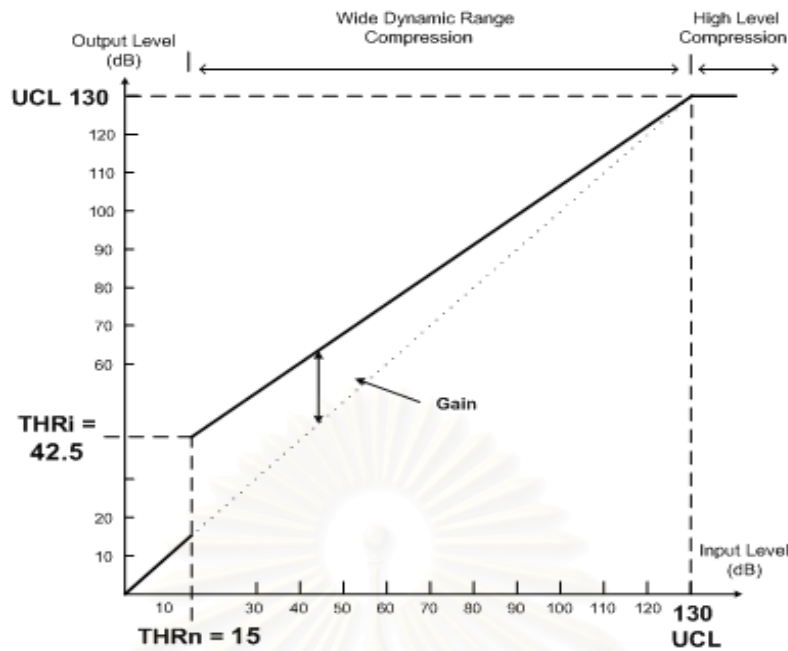
(ก)



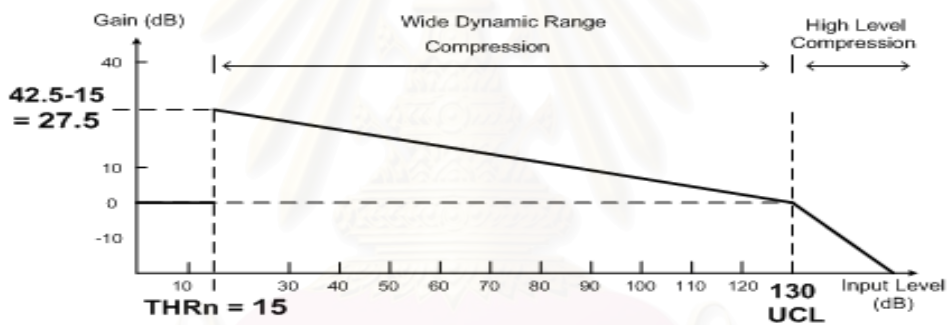
(ข)

รูปที่ 3-16 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วง ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-2000 Hz

จากรูปที่ 3-16 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 ช่วงความถี่ โดยจากรูปที่ 3-16 ค่า 18.5dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-2,000 Hz ส่วนระดับ 24dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-2,000 Hz



(ก)



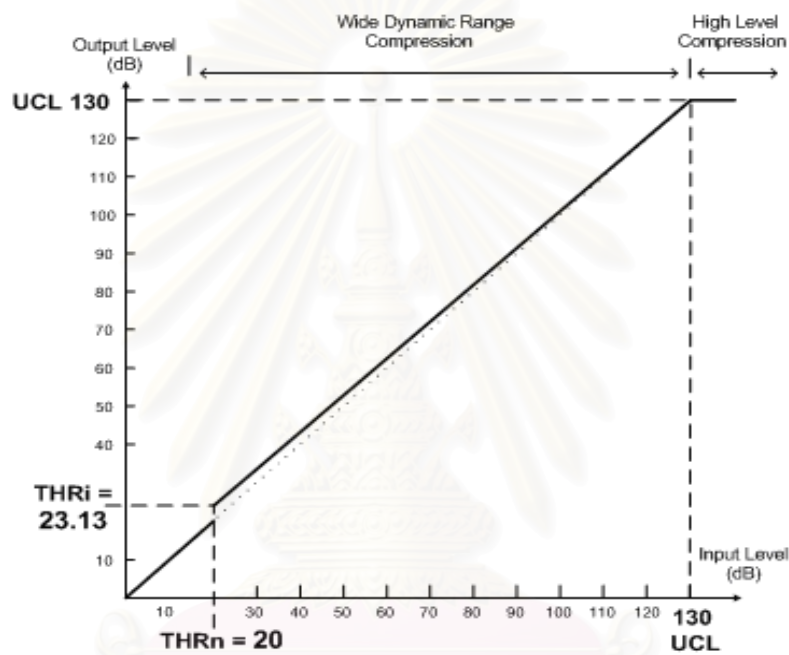
(ข)

รูปที่ 3-17 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วง ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 2000-4000 Hz

จากรูปที่ 3-17 เห็นได้ว่าการบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 ช่วงความถี่ โดยจากรูปที่ 3-17 ค่า 15dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 2,000 -4,000 Hz ส่วนระดับ 42.5dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 2,000 -4,000 Hz

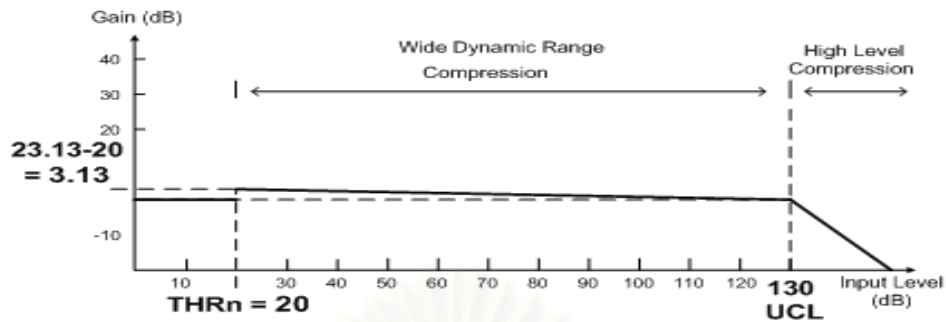
#### กรณี 4 ช่วงความถี่ :

ในกรณี 4 ช่วงความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 4 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-1,000 Hz , ช่วงความถี่ 1,000-2,000 Hz , ช่วงความถี่ 2,000-4,000 Hz และ ช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้แตกต่างจากกรณี 3 ช่วงความถี่ในช่วงความถี่ 0-1,000 Hz และ 1,000-2,000 Hz ดังรูปที่ 3-18 และ 3-19 ตามลำดับ ส่วนในช่วงความถี่ 2,000-4,000 Hz และ 4,000-8,000 Hz จะใช้เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายเหมือนกับกรณี 3 ช่วงความถี่



(ก)

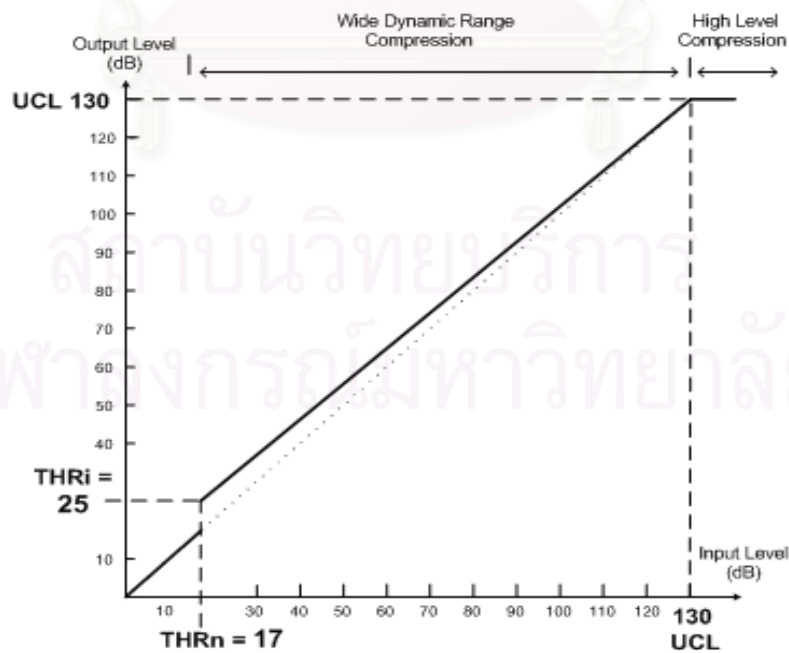
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



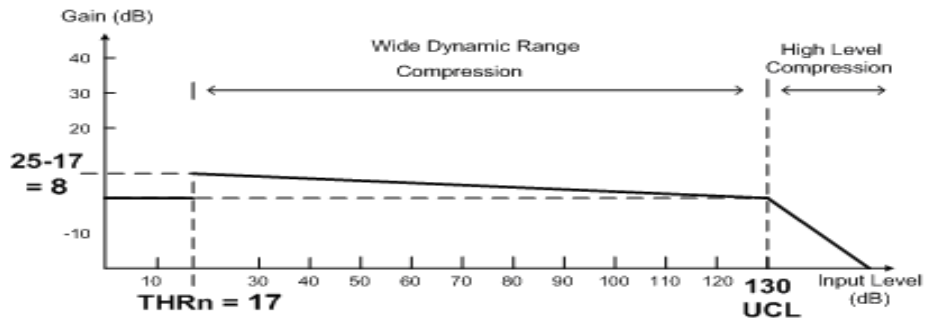
(ข)

รูปที่ 3-18 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วง ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-1,000 Hz

จากรูปที่ 3-18 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 ช่วงความถี่ โดยจากรูปที่ 3-18 ค่า 20dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0 -1,000 Hz ส่วนระดับ 23.13dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0 -1,000 Hz



(ก)



(ข)

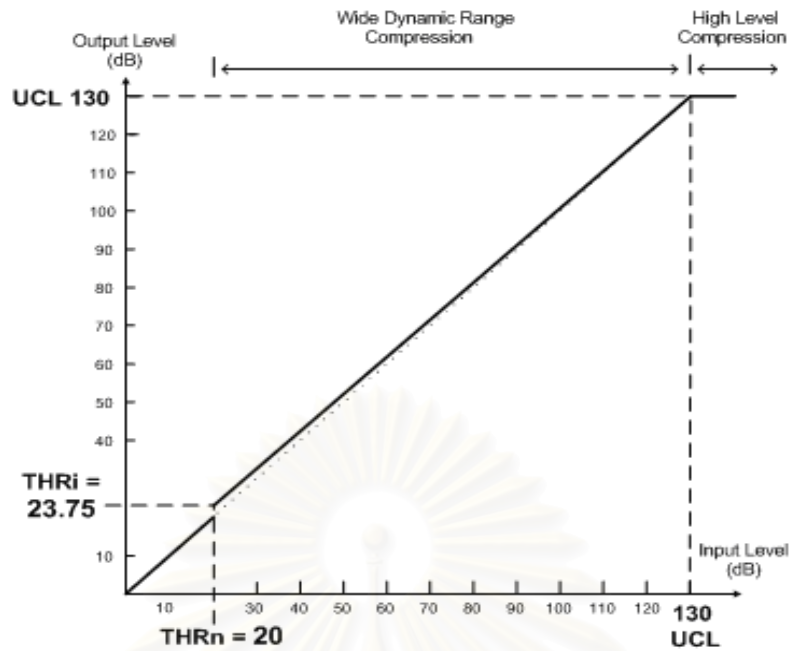
รูปที่ 3-19 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วง ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 1,000-2,000 Hz

จากรูปที่ 3-19 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 ช่วงความถี่ โดยจากรูปที่ 3-19 ค่า 17dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 1,000-2,000 Hz ส่วนระดับ 25dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 1,000-2,000 Hz

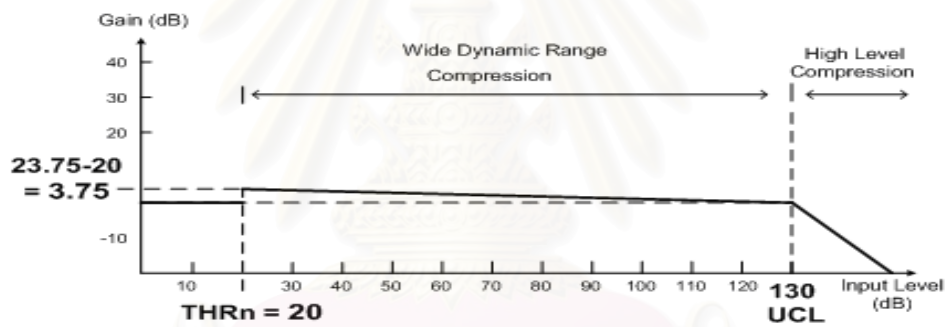
#### กรณี 5 ช่วงความถี่ :

ในกรณี 5 ช่วงความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 5 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-500 Hz , ช่วงความถี่ 0-1,000 Hz , ช่วงความถี่ 1,000-2,000 Hz , ช่วงความถี่ 2,000-4,000 Hz และ ช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้แตกต่างจากกรณี 4 ช่วงความถี่ในช่วงความถี่ 0-500 Hz และ 500-1,000 Hz ดังรูปที่ 3-20 และ 3-21

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



(ก)

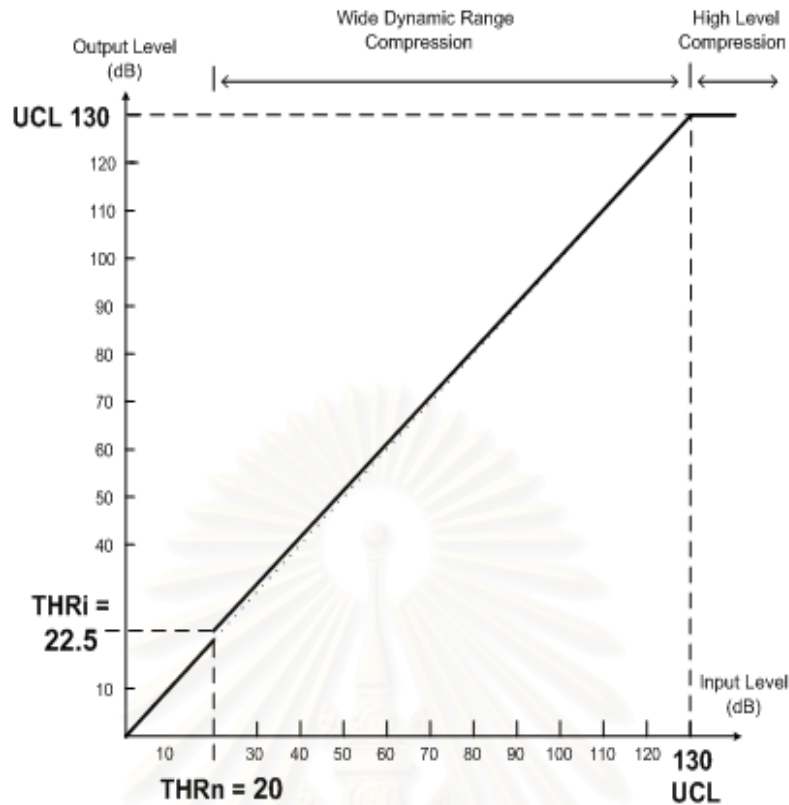


(ข)

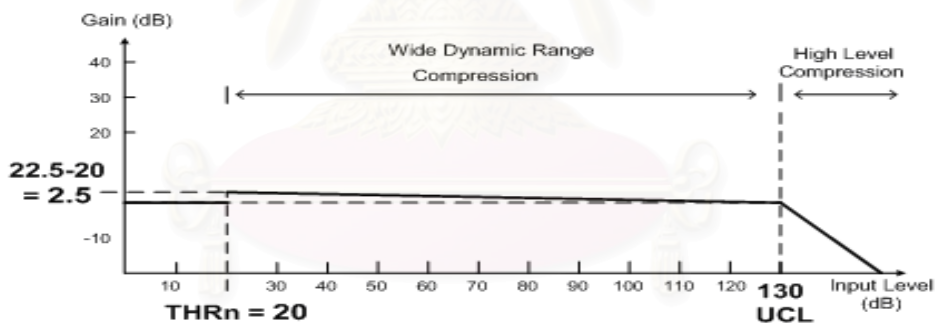
รูปที่ 3-20 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วง  
ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-500 Hz

จากรูปที่ 3-20 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 ช่วงความถี่ โดยจากรูปที่ 3-20 ค่า 20dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-500 Hz ส่วนระดับ 23.75dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-500 Hz





(ก)



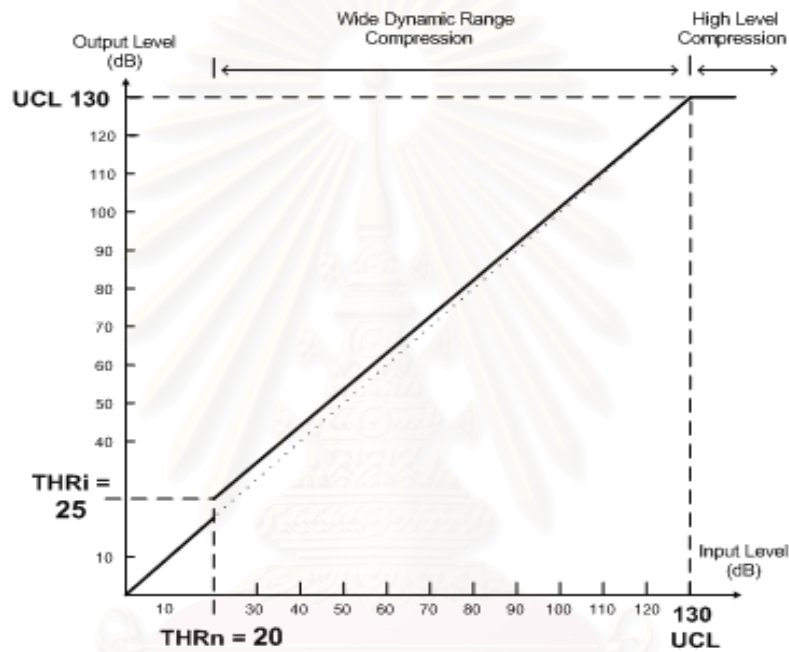
(ข)

รูปที่ 3-21 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วง  
ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 500-1,000 Hz

จากรูปที่ 3-21 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 ช่วงความถี่ โดยจากรูปที่ 3-21 ค่า 20dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 500-1,000 Hz ส่วนระดับ 22.5dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 500-1,000 Hz

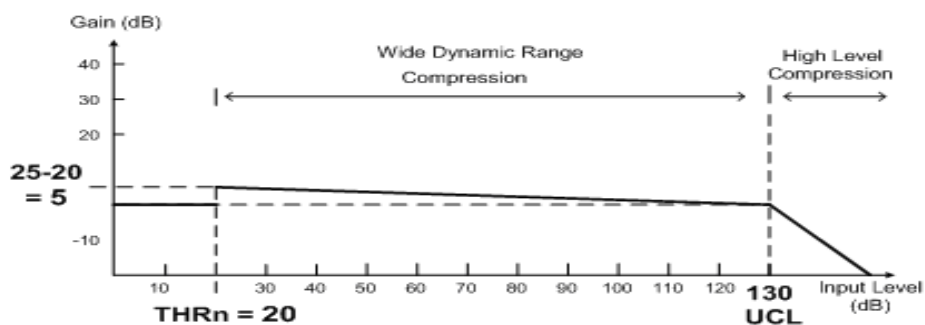
**กรณี 6 ช่วงความถี่:**

ในกรณี 6 ช่วงความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 6 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-250 Hz, ช่วงความถี่ 250-500 Hz, ช่วงความถี่ 0-1000 Hz, ช่วงความถี่ 1000-2000 Hz, ช่วงความถี่ 2000-4000 Hz และ ช่วงความถี่ 4000-8000 Hz โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้แตกต่างจากกรณี 5 ช่วงความถี่ในช่วงความถี่ 0-250 Hz และ 250-500 Hz ดังรูปที่ 3-22 และรูปที่ 3-23



(ก)

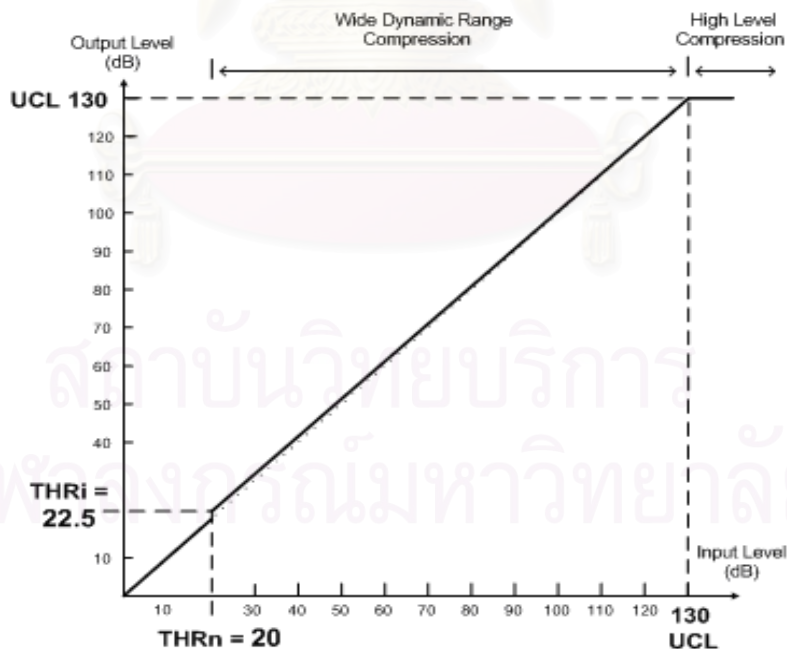
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



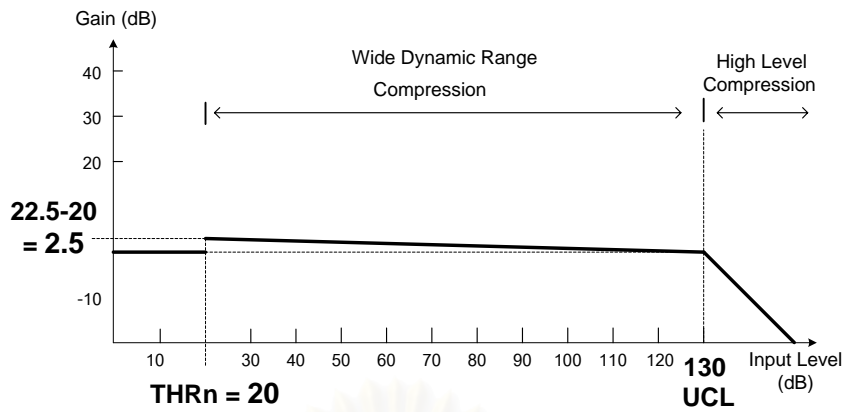
(ข)

รูปที่ 3-22 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วง ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-250 Hz

จากรูปที่ 3-22 เห็นได้ว่าการบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 ช่วงความถี่ โดยจากรูปที่ 3-22 ค่า 20dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-250 Hz ส่วนระดับ 25dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-250 Hz



(ก)



(ข)

รูปที่ 3-23 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วง  
ความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 250-500 Hz

จากรูปที่ 3-23 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 ช่วงความถี่ โดยจากรูปที่ 3-23 ค่า 20dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 250-500 Hz ส่วนระดับ 22.5dB มาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 250-500 Hz

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

- ผู้ป่วยหมายเลข 2

- ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 2 มีค่าเป็น 12.06 (21.63 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลาย ช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ 3-6

ตารางที่ 3-6 ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลาย ช่วงความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 2

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า ( Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	5.83 เท่า (15.31 dB)
1k-2k	5.79 เท่า (15.25 dB)
2k-4k	11.55 เท่า (21.25 dB)
4k-8k	17.78 เท่า (25dB)

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

- ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

จากกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 1 จะเห็นได้ว่า ค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลาย ช่วงความถี่จะแตกต่างกันในผู้ป่วยแต่ละราย โดยขึ้นอยู่กับค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยแต่ละราย ดังนั้นสำหรับผู้ป่วยหมายเลข 2 ถึงผู้ป่วยหมายเลข 12 จะแสดงเฉพาะค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลาย ช่วงความถี่ย่อย ตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ ดังแสดงในตารางที่ 3-7 ในกรณีผู้ป่วยหมายเลข 2 ส่วนค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลาย ช่วงความถี่ย่อยในกรณีผู้ป่วยหมายเลข 3 ถึงผู้ป่วยหมายเลข 12 จะอยู่ในภาคผนวก ค

ตารางที่ 3-7 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละ ช่วงความถี่ ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 2

	จำนวน ช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1 ช่วงความถี่	2 ช่วงความถี่	3 ช่วงความถี่	4 ช่วงความถี่	5 ช่วงความถี่	6 ช่วงความถี่
THRi(dB)	0 - 8 kHz 56.64	0 - 4 kHz 53.2813	0 - 2 kHz 49.0625	0 - 1 kHz 50.625	0 - .5 kHz 53.75	0 - .25 kHz 55
THRi(dB)		4 - 8 kHz 60	2 - 4 kHz 57.5	1 - 2 kHz 47.5	.5 - 1 kHz 47.5	.25 - .5 kHz 52.5
THRi(dB)			4 - 8 kHz 60	2 - 4 kHz 57.5	1 - 2 kHz 47.5	0 - 1 kHz 47.5
THRi(dB)				4 - 8 kHz 60	2 - 4 kHz 57.5	1 - 2 kHz 47.5
THRi(dB)					4 - 8 kHz 60	2 - 4 kHz 57.5
THRi(dB)						4 - 8 kHz 60



### 3.3.4.6 ผลการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์

ในหัวข้อนี้จะแสดงผลการเปรียบเทียบการจำลองระบบ AFC แยกตามกรณีสำหรับผู้ป่วยตัวอย่าง 2 คนเท่านั้น เนื่องจากผลการจำลองระบบที่ได้จากผู้ป่วยตัวอย่างอีก 10 คน จะให้ข้อสรุปในทำนองเดียวกัน โดยจะพิจารณาเปรียบเทียบผลการจำลองระบบ AFC ในด้านประสิทธิภาพการทำงานของวงจรระบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแต่ละแบบ โดยกำหนดให้ระบบ AFC ทุกแบบมีการใช้งานของการประวิงเวลาคงที่ขนาด 1.25 ms ในวิถีไปหน้า และการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า สำหรับค่าช่วงก้าว,  $\mu$ , ที่ใช้ในการจำลองระบบของผู้ป่วยแต่ละรายจะมีค่าไม่เท่ากัน โดยจะถูกปรับให้ได้ค่าที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยแต่ละราย

ทั้งนี้ ในการจำลองระบบของผู้ป่วยแต่ละรายจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกเป็นการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่สองประเภทคือเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย สำหรับส่วนที่สองเป็นการเปรียบเทียบผลของการใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดเพื่อหาจำนวนช่วงความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟัง ซึ่งในการทดลองทั้ง 2 ส่วนจะแสดงผลการเปรียบเทียบโดยค่า WEVN และพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงตามลำดับ นอกจากนี้ ในการจำลองระบบของผู้ป่วยแต่ละราย จะมีการใช้ค่าอัตราขยายที่แตกต่างกัน เพื่อให้สอดคล้องกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของแต่ละคน

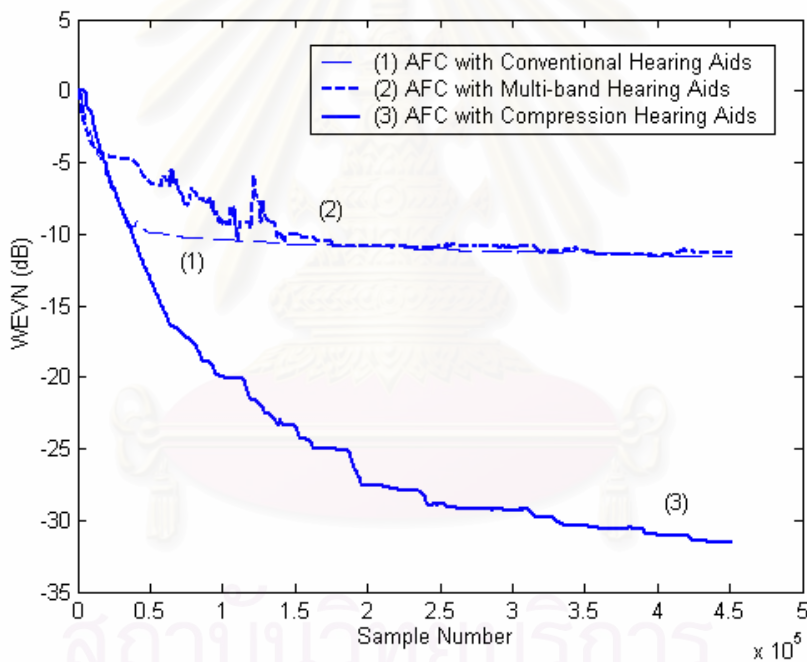
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

- ผู้ป่วยหมายเลข 1

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 1 ที่มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 1

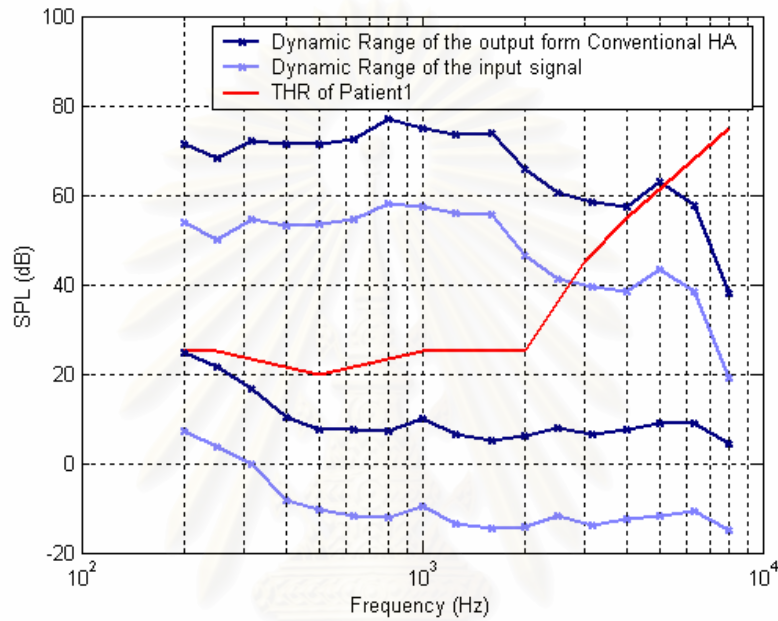
จากรูปที่ 3-24 เมื่อปรับค่าช่วงก้ำวจนระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu = 0.0034$ ) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดในค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-32\text{dB}$  เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ประมาณ  $-11\text{dB}$  ทั้งในกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย



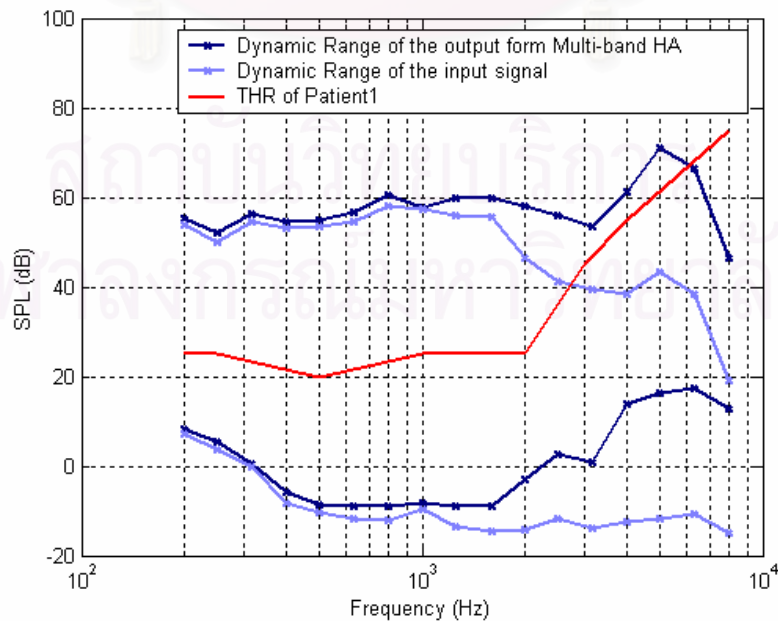
รูปที่ 3-24 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 1 โดยใช้ค่าช่วงก้ำว ( $\mu$ ) เป็น 0.0034

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

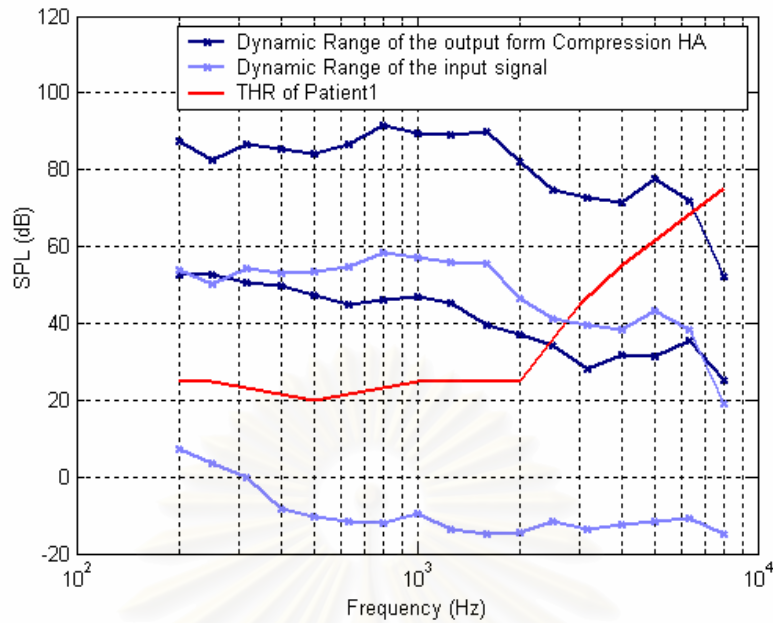
นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 ประเภท ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 1 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3-25



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 3-25 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 1 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่า THR ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 1 เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

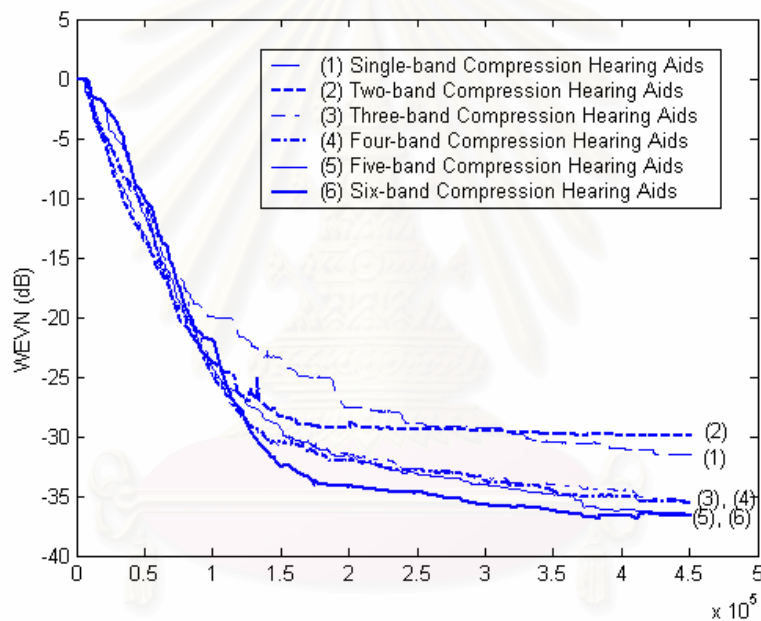
(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย

(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 3-25 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยคนนี้นามากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 3-24 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยคนนี้นี้นมากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย

- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนช่วงความถี่ที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ในผู้ป่วยหมายเลข 1

จากรูปที่ 3-26 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ที่มีจำนวนช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 1 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนช่วงความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 และ 2 ช่วงความถี่ เป็น 3 ช่วงความถี่สังเกตได้จากค่า WEVN ที่ลดลงจาก -30dB และ -29dB เป็น -34dB แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนช่วงความถี่เป็น 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 3 ช่วงความถี่ คือมีค่าเป็น -34dB, -35dB และ -35dB ตามลำดับ



รูปที่ 3-26 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 1 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0034

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วงความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วงความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วงความถี่

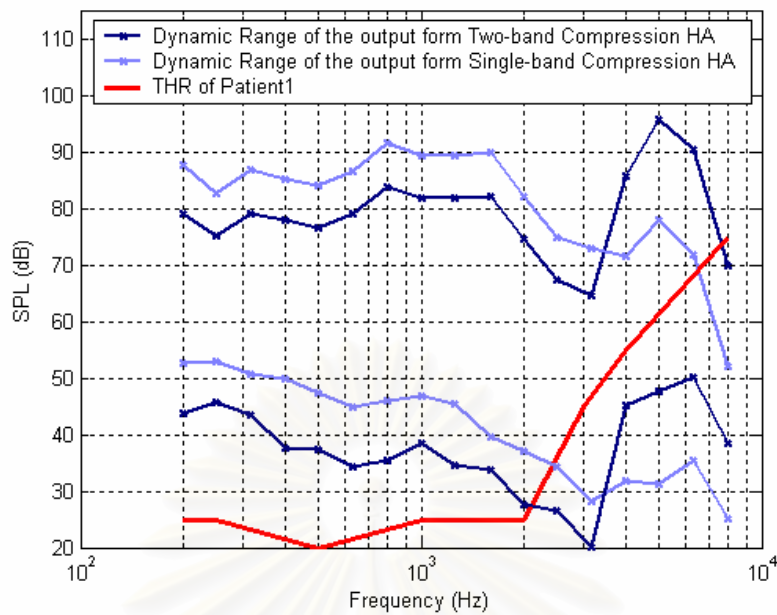
เมื่อพิจารณาถึงผลของจำนวนช่วงความถี่ย่อยต่อประสิทธิภาพการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว จะเห็นได้ว่าระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพตามจำนวนช่วงความถี่ที่เพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตาม ปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ส่งผลต่อการเลือกจำนวนช่วงความถี่ก็คือ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยแต่ละคน

ในรูปที่ 3-27 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูง ซึ่งผู้ป่วยคนนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำ ซึ่งผู้ป่วยคนนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อย ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

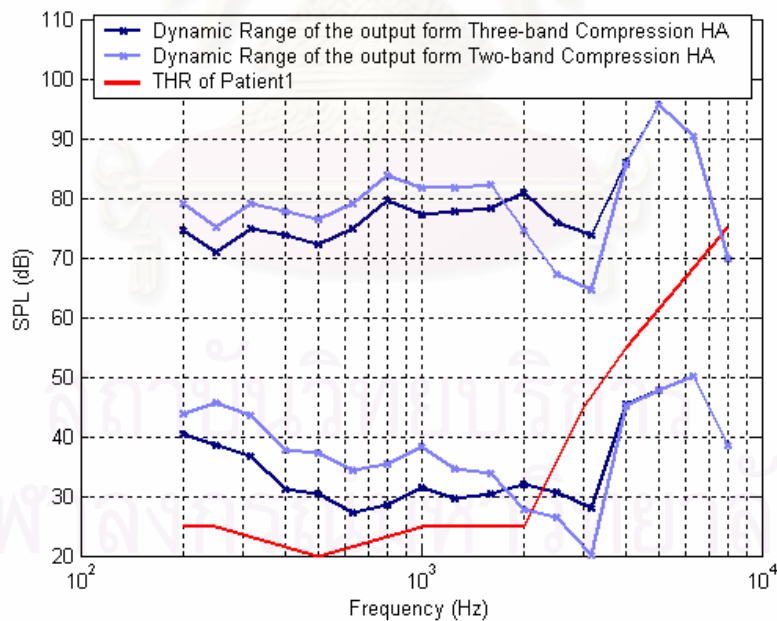
นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 3-28 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าเท่ากันในช่วงความถี่สูง แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 Hz พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยคนนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยคนนี้มี การสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 Hz มากกว่าในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 Hz

อย่างไรก็ตาม เมื่อพิจารณารูปที่ 3-29, 3-30, และ 3-31 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนช่วงความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 1 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด

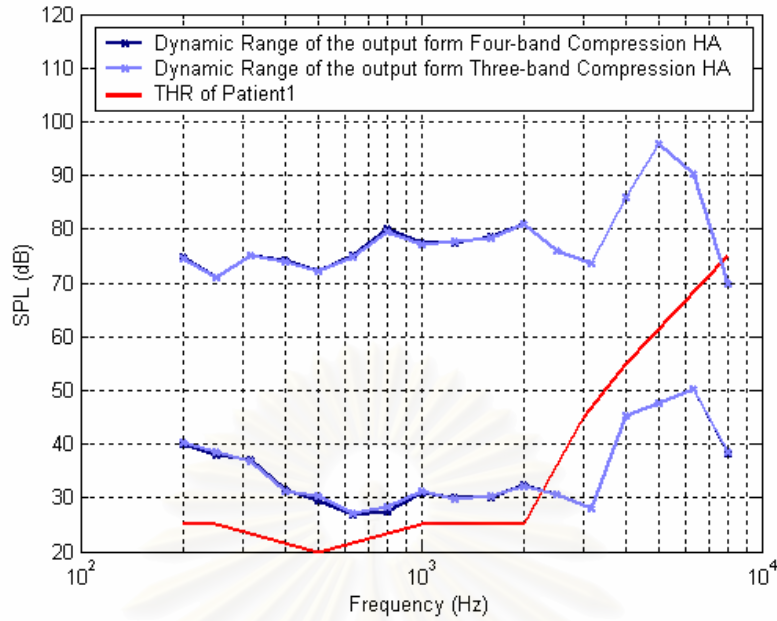




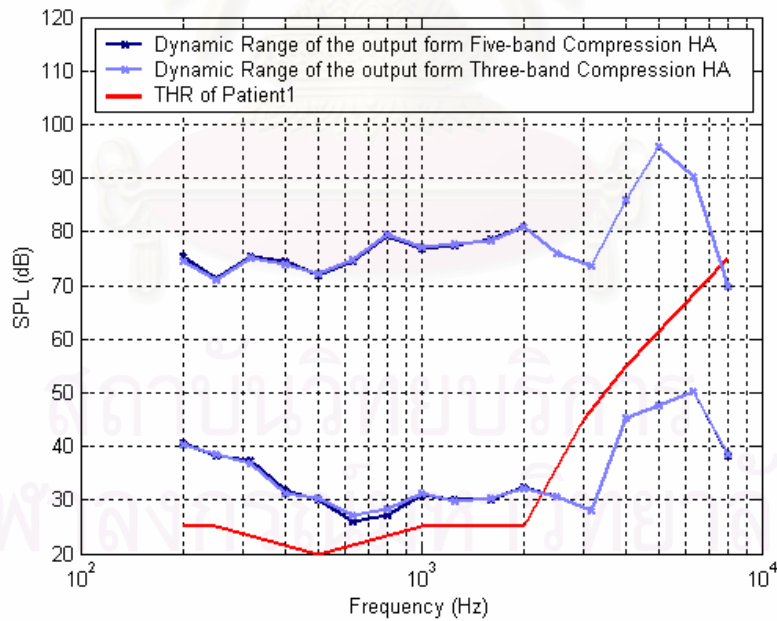
รูปที่ 3-27 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1



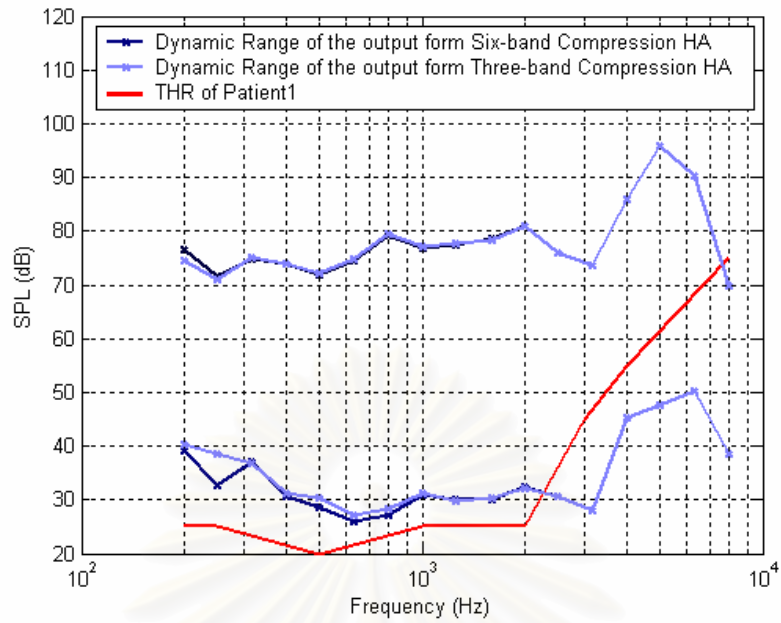
รูปที่ 3-28 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1



รูปที่ 3-29 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1



รูปที่ 3-30 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1



รูปที่ 3-31 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1

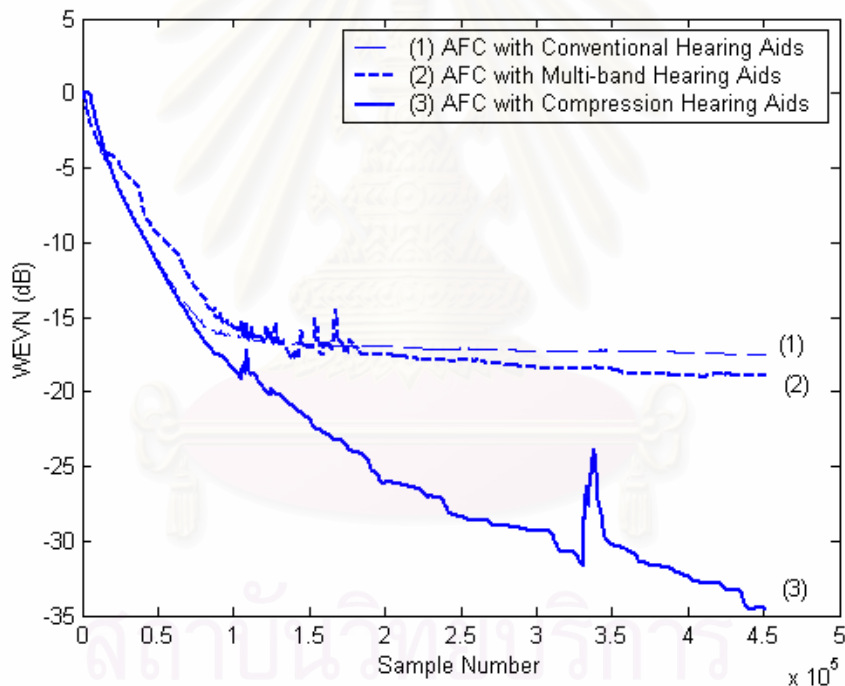
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

- ผู้ป่วยหมายเลข 2

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 2 ที่มีการสูญเสียการได้ยินระดับปานกลาง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 2

จากรูปที่ 3-32 เมื่อปรับค่าช่วงก้ำวจนระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu = 0.0025$ ) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดในค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-35$  dB เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ใกล้เคียงกันคือ  $-17$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-18$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่

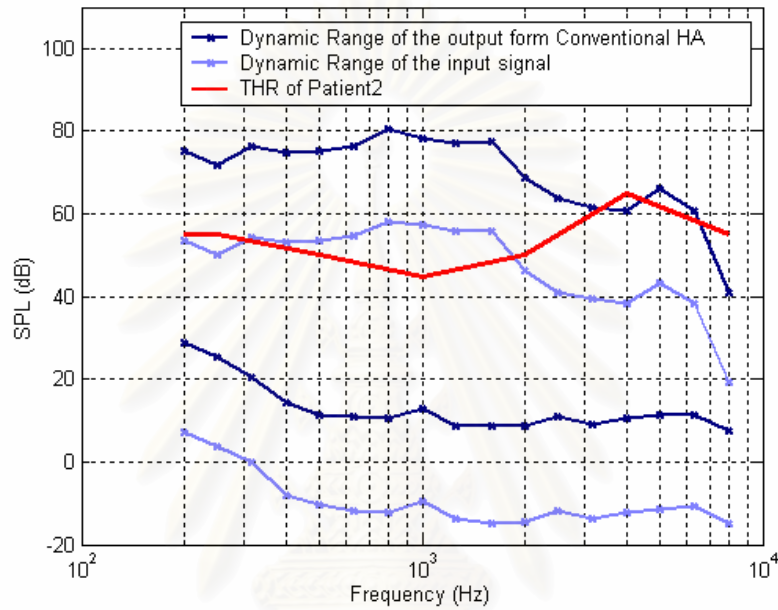


รูปที่ 3-32 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ

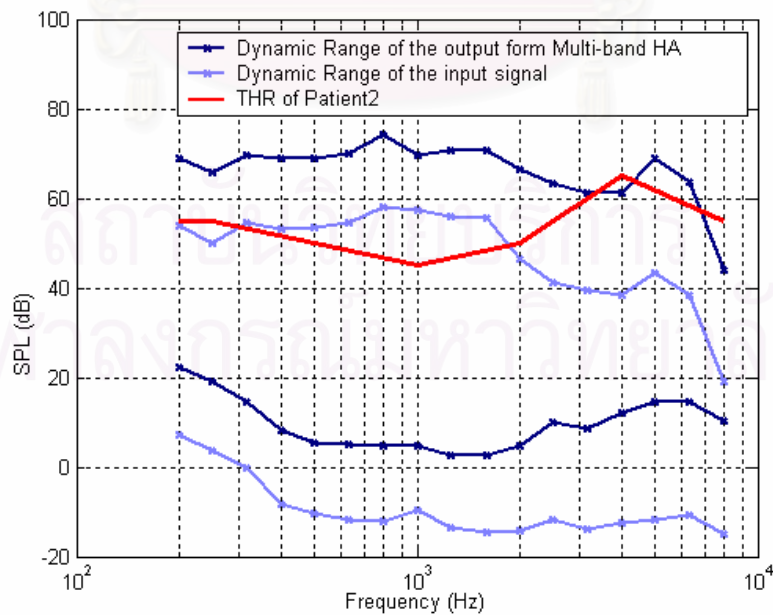
ในผู้ป่วยหมายเลข 2 โดยใช้ค่าช่วงก้ำว ( $\mu$ ) เป็น 0.0025

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

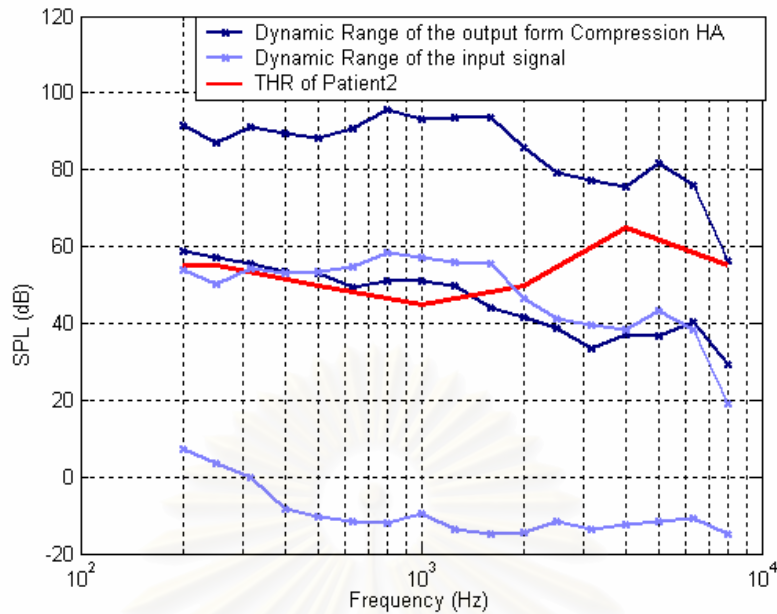
นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 2 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3-33



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 3-33 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 2 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่า THR ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 2 เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย

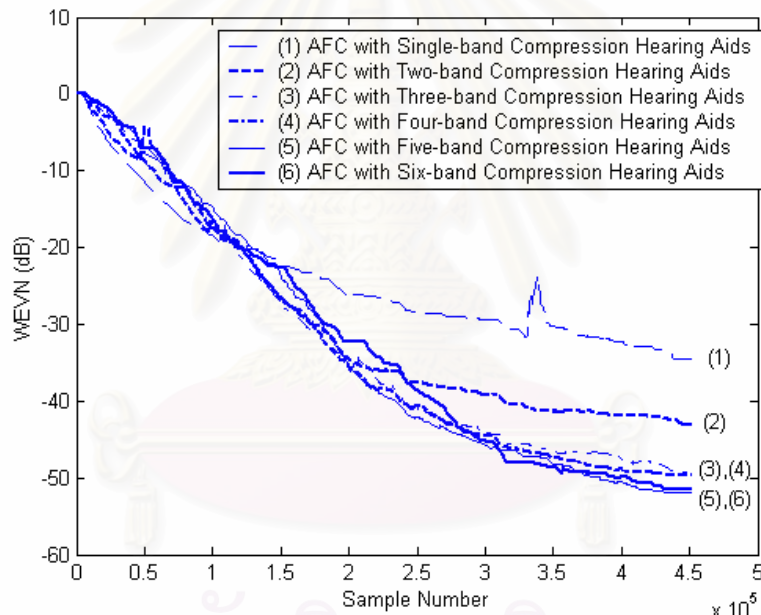
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 3-33 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยคนนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 3-33 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยคนนี้นี้น่ากว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย



- การเปรียบเทียบการใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ในผู้ป่วยหมายเลข 2

จากรูปที่ 3-34 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยที่มีจำนวนช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 2 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนช่วงความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 ช่วงความถี่ เป็น 2 ช่วงความถี่ และ 3 ช่วงความถี่ตามลำดับ ดังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -32dB, -41dB และ -49dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนช่วงความถี่เป็น 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 3 ช่วงความถี่ คือมีค่าเป็น -49dB, -50dB และ -50 dB ตามลำดับ



รูปที่ 3-34 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 2 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0025

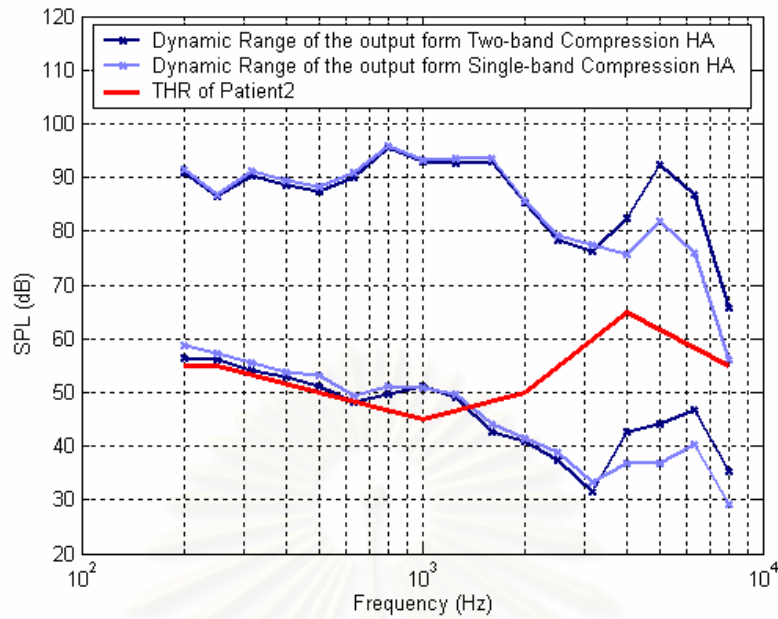
- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วงความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วงความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วงความถี่

เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 2 ในรูปที่ 3-35 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยคนนี้นี้นอกจากพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ จะยกตัวขึ้นเล็กน้อย ในช่วงความถี่สูง ซึ่งผู้ป่วยหมายเลข 2 มีระดับการสูญเสียการได้ยินสูงกว่าในช่วงความถี่ต่ำอยู่เล็กน้อย ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ที่จะลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

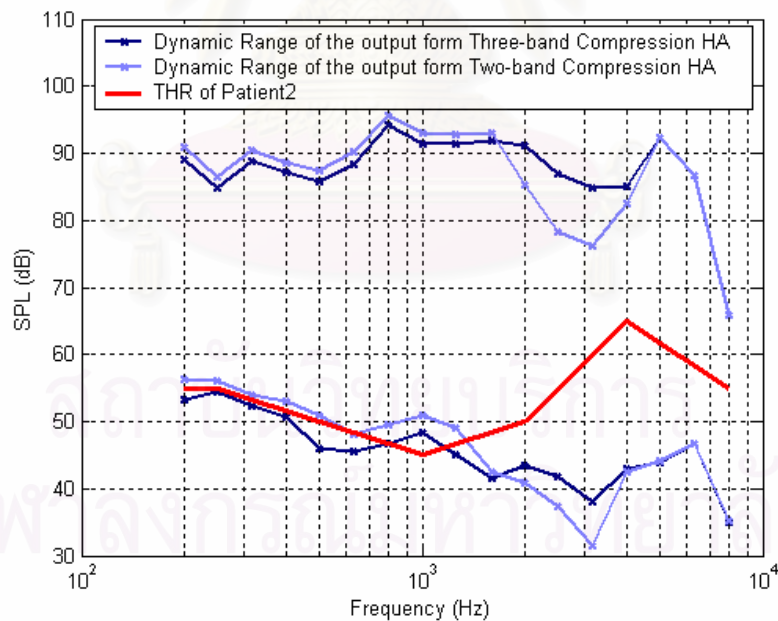
นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 3-36 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 2 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าใกล้เคียงกันมากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 Hz พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยคนนี้นี้นอกจากการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยคนนี้มี การสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 Hz มากกว่าในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 Hz อยู่เล็กน้อย

อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 3-37, 3-38, และ 3-39 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนช่วงความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 2 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด

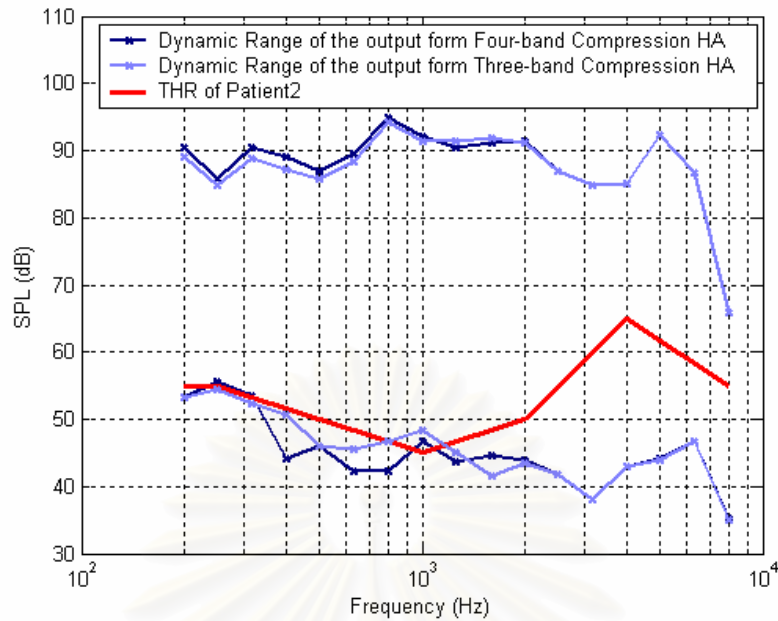
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



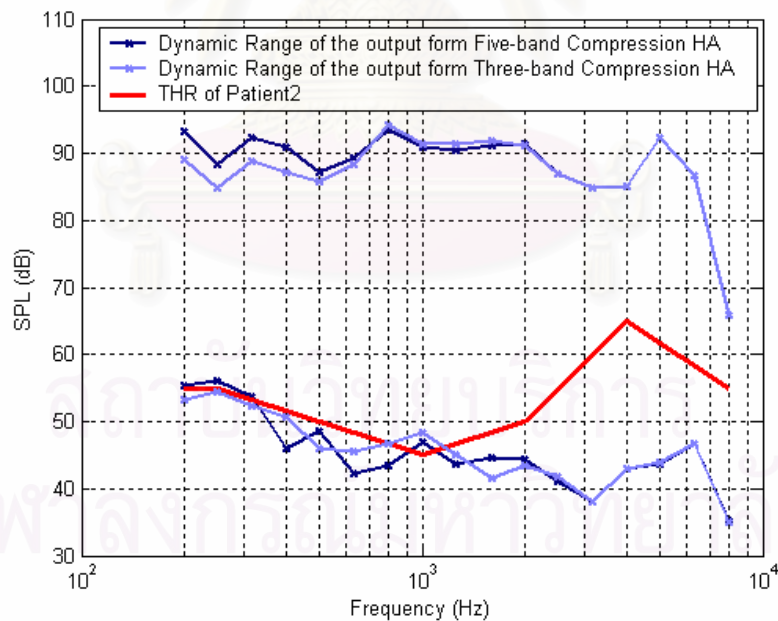
รูปที่ 3-35 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2



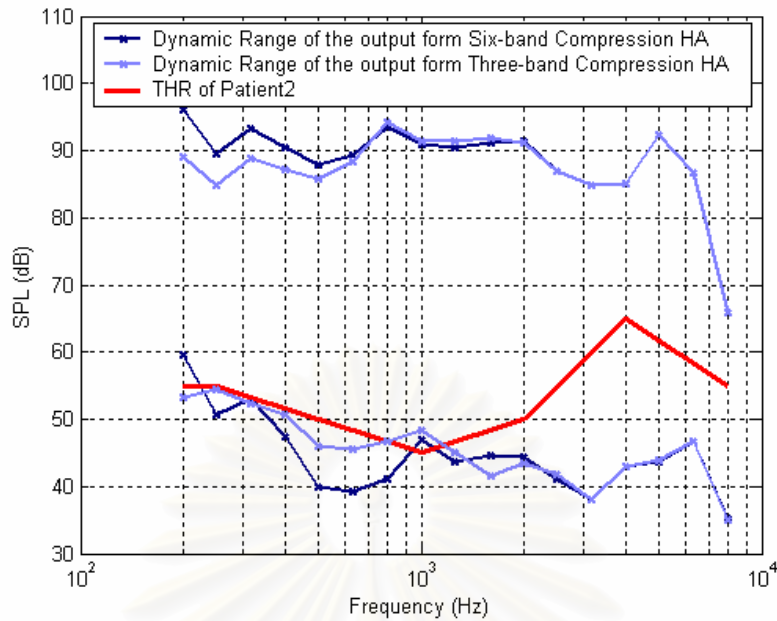
รูปที่ 3-36 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2



รูปที่ 3-37 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2



รูปที่ 3-38 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2



รูปที่ 3-39 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 ช่วงความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2

### 3.3.4.7 การวิเคราะห์ผลการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์

เมื่อพิจารณาในด้านประสิทธิภาพการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว เห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีแนวโน้มในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนช่วงความถี่ย่อยเพิ่มขึ้น แต่อย่างไรก็ตามในผู้ป่วยส่วนใหญ่ประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงจะไม่เพิ่มขึ้นมากนักเมื่อจำนวนช่วงความถี่ย่อยเพิ่มเป็น 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ย่อย ซึ่งการที่วงจรกรองแบบปรับตัวสามารถประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงได้แม่นยำมากขึ้นเมื่อเพิ่มจำนวนช่วงความถี่ย่อยขึ้นก็เนื่องมาจากการแบ่งสัญญาณเข้าเป็นช่วงความถี่ย่อยทำให้สามารถปรับแต่งค่าอัตราขยายในแต่ละแถบความถี่ได้อย่างเหมาะสมมากขึ้นกับระดับการสูญเสียการได้ยินที่มักมีค่าไม่เท่ากันในแต่ละแถบความถี่

โดยในผู้ป่วยหมายเลข 1 การแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 2 ช่วงความถี่ย่อยทำให้สามารถใช้ค่าอัตราขยายได้มากขึ้นในช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz และในขณะเดียวกันค่าอัตราขยายในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz จะมีค่าลดลง ซึ่งทำให้ค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ย่อย กับ 2 ช่วงความถี่ย่อย มีค่าใกล้เคียงกัน โดยเมื่อแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 3 ช่วงความถี่ย่อยจะทำให้สามารถใช้ค่าอัตราขยายได้มากขึ้นในช่วงความถี่ 2,000-4,000 Hz ซึ่งส่งผลให้ค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ย่อยลดต่ำลงเมื่อเทียบกับค่า WEVN ของระบบ AFC ใน



เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 และ 2 ช่วงความถี่ย่อย แต่อย่างไรก็ตามเมื่อแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 4 ช่วงความถี่ย่อย ค่าอัตราขยายที่ใช้จะมีค่าไม่ต่างจากกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ย่อย ซึ่งทำให้ค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3, 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ย่อยมีค่าใกล้เคียงกัน

ส่วนในผู้ป่วยหมายเลข 2 การแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 2 ช่วงความถี่ย่อยทำให้สามารถใช้ค่าอัตราขยายได้มากขึ้นในช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz โดยที่ค่าอัตราขยายในช่วงความถี่ 0-4,000 Hz ระหว่างเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 กับ 2 ช่วงความถี่ย่อยมีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งทำให้ค่า WEVN ของ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 ช่วงความถี่ย่อย มีค่าต่ำกว่าค่า WEVN ของ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่ย่อย นอกจากนี้เมื่อแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 3 ช่วงความถี่ย่อยจะทำให้สามารถใช้ค่าอัตราขยายได้มากขึ้นในช่วงความถี่ 2,000-4,000 Hz ซึ่งส่งผลให้ค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ย่อยลดต่ำลงอีก แต่อย่างไรก็ตามเมื่อแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 4 ช่วงความถี่ย่อย ค่าอัตราขยายที่ใช้จะมีค่าไม่ต่างจากกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ย่อยมากนัก ซึ่งทำให้ค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3, 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ย่อยมีค่าใกล้เคียงกัน

นอกจากนี้ เมื่อพิจารณาในด้านพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออก พบว่าให้ผลสอดคล้องกับประสิทธิภาพการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว คือ ในผู้ป่วยทั้ง 12 คน พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจะมีความเหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินมากขึ้นเมื่อจำนวนช่วงความถี่ย่อยเพิ่มขึ้น โดยพบว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใดเมื่อเปรียบเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ย่อย

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



### 3.4 การกำจัดเสียงรบกวนกลับของเครื่องช่วยฟังในช่วงความถี่ต่างๆ ในปริมาณที่ต่างกัน

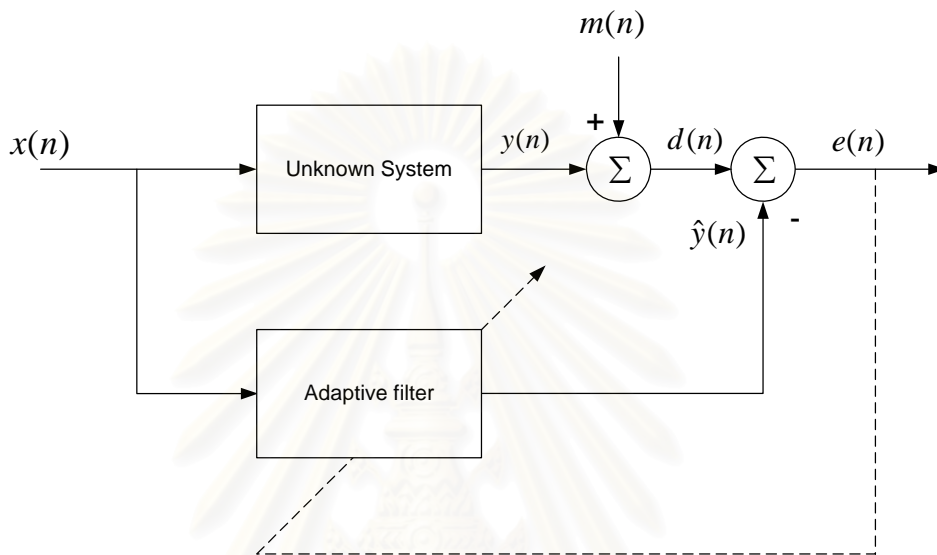
ในหัวข้อนี้ จะกล่าวถึงการศึกษาความสามารถในการกำจัดเสียงรบกวนกลับของเครื่องช่วยฟังในช่วงความถี่ต่างๆ ในปริมาณที่ต่างกัน โดยจะทำการศึกษาข้อดี ข้อเสีย เปรียบเทียบกันกับระบบที่มีการทำงานในโดเมนความถี่ เพื่อพัฒนาประสิทธิภาพให้ดียิ่งขึ้นไปจากระบบเดิมที่มีการทำงานในโดเมนเวลา และเพื่อให้เกิดความเหมาะสมแก่ผู้ใช้แต่ละคนที่มีปัญหาการสูญเสียการได้ยินที่ต่างกันไปในแต่ละช่วงความถี่ รวมถึงการตรวจสอบว่า ระบบ AFC ที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยสามารถลดความซับซ้อนในการคำนวณของระบบ เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ AFC แบบเดิม (Conventional AFC System) ที่ทำงานในโดเมนเวลาได้หรือไม่

#### 3.4.1 ระบบ AFC ที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย

สำหรับการลดความซับซ้อนในการคำนวณของระบบ AFC ที่ทำงานในโดเมนเวลา วิธีหนึ่งสามารถทำได้โดยใช้การทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวในระบบ AFC ที่มีโครงสร้างการทำงานแบบช่วงความถี่ย่อย เพื่อเพิ่มความสามารถในการปรับแต่งการกำจัดสัญญาณเสียงรบกวนกลับของเครื่องช่วยฟังในช่วงความถี่ต่างๆ ในปริมาณที่ต่างกัน ทั้งนี้ เนื่องจากปัญหาการสูญเสียการได้ยินของผู้ใช้เครื่องช่วยฟังไม่ได้มีค่าเท่ากันทุกช่วงความถี่

โดยในโครงการนี้ได้ทำการศึกษาริเริ่มถึงผลการทำงานของระบบ System Identification ของวงจรกรองแบบปรับตัวที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย เปรียบเทียบกับระบบ System Identification ที่ทำงานในโดเมนเวลา หรือเรียกว่า โครงสร้างแบบ fullband ตามบล็อกไดอะแกรมแสดงในรูปที่ 3-39 หากแต่อย่างมิได้ใช้โครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยดังกล่าวกับระบบ AFC ของเครื่องช่วยฟัง เมื่อ  $x(n)$  เป็นสัญญาณเข้าของระบบ ถูกส่งผ่านไปยังช่องสัญญาณที่ไม่ทราบค่าที่ต้องการทำการบ่งชี้ สามารถถูกมองเป็นบล็อกของ unknown system ในรูปที่ 3-40 สัญญาณเข้าเดียวกันนี้จะถูกส่งผ่านไปยังวงจรกรองแบบปรับตัวด้วยเพื่อทำการประมาณค่าที่ไม่ทราบของ unknown system เมื่อวงจรกรองสามารถประมาณค่าของ unknown system ได้ สัญญาณออกของวงจรกรองแบบปรับตัวจะถูกนำไปหักออกจากสัญญาณที่ต้องการ  $y(n)$  ส่งผลให้สัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  เข้าสู่ศูนย์ หรือมีค่าลดลงจนถึงน้อยที่สุด ทั้งนี้  $m(n)$  เป็นสัญญาณรบกวนพื้นหลัง โดยในการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์

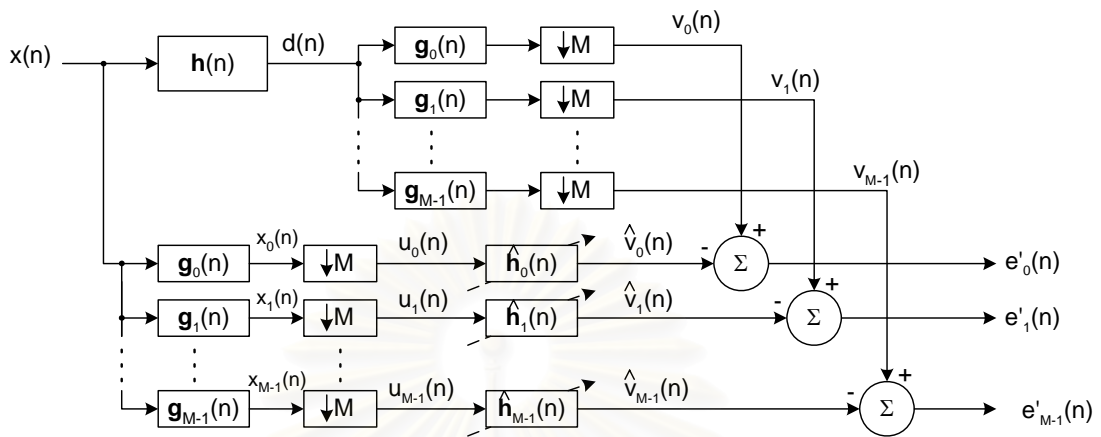
สามารถถูกจำลองด้วยสัญญาณรบกวนขาวแบบเกาส์ ซึ่งเป็นสัญญาณรบกวนช่วงความถี่กว้าง มีข้อมูลอยู่ทุกย่านความถี่



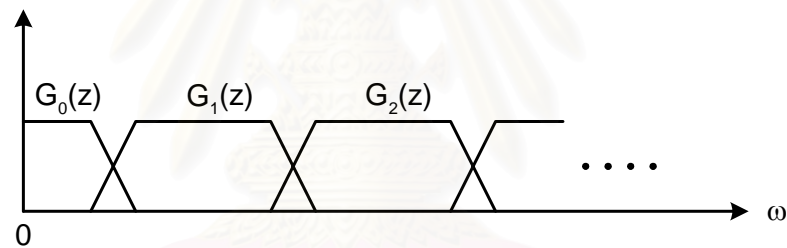
รูปที่ 3-40 ระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ fullband

สำหรับโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยของระบบ System Identification สามารถทำได้ 2 แบบ คือ

- (1) แบบที่มี Analysis Filter Bank (AFB) และ Synthesis Filter Bank (SFB) เพื่อทำการแบ่งสัญญาณข้อมูลที่ต้องการทำการประมวลผลออกเป็นช่วงความถี่ย่อยต่างๆ  $M$  ช่วงความถี่ โดยสามารถแสดงตัวอย่างได้ในรูปที่ 3-41 เมื่อ AFB และ SFB ของระบบตัวอย่างดังกล่าวมีช่วงความถี่ย่อยต่างๆ เท่ากันทุกช่วง เรียกว่า Uniform Filter Bank หัวใจสำคัญของโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยแบบนี้ อยู่ที่การออกแบบตัวต้นแบบ (Prototype) ของ AFB กล่าวคือ  $g_0(n)$  แล้วทำ Frequency Shifting เพื่อให้ได้  $g_i(n)$  เมื่อ  $i = 1, 2, \dots, M-1$



รูปที่ 3-41 ระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband (AFB/SFB)

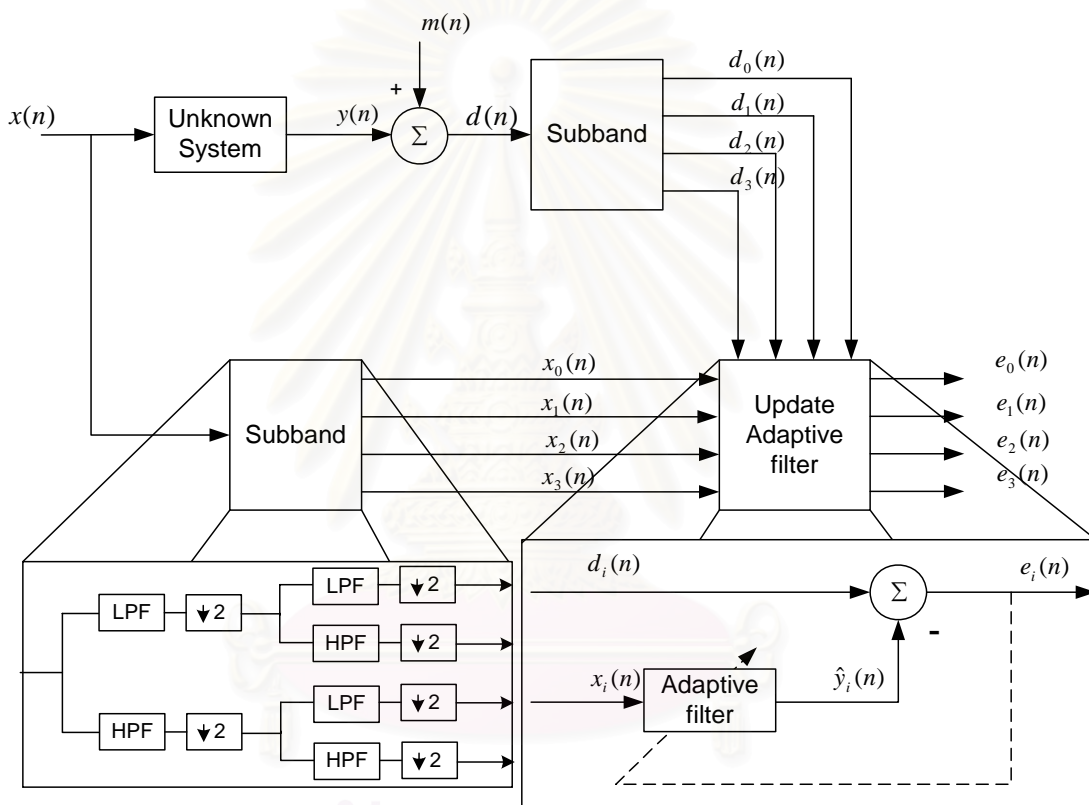


รูปที่ 3-42 Frequency response ของ AFB ที่เป็นแบบ Maximally Decimated

ระบบจะทำการประมาณค่าของ unknown system สำหรับแต่ละช่วงความถี่ กล่าวคือ จำนวนสัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวในแต่ละช่วงความถี่ย่อย หรือในแต่ละ subband จะมีขนาดลดลงเป็นอัตราส่วนของค่า decimation factor หรือสัดส่วนของการลดค่าความถี่ซีก ตัวอย่าง ซึ่งในที่นี้เลือกเป็น  $M$  เช่นเดียวกันกับจำนวนช่วงความถี่ย่อย subband ซึ่งจะเรียกว่า ระบบเป็นแบบ maximally decimated ในการนี้ส่งผลไปยังคุณสมบัติของ AFB และ SFB ที่มีการคาบเกี่ยวกันในช่วงความถี่แบบ maximally overlapping ดังรูปที่ 3-42

- (2) แบบโครงสร้างต้นไม้ (Tree Structure) ซึ่งเป็นกรณีที่ทำการศึกษาในโครงการนี้ โดยจะทำการแบ่งสัญญาณข้อมูลที่ต้องการออกเป็น 4 ช่วงความถี่ย่อยๆ ละ 2 kHz ซึ่งจะครอบคลุมช่วงความถี่ทั้งหมดของข้อมูลของสัญญาณเสียงในเครื่องช่วยฟัง คือ 8 kHz เมื่อใช้ความถี่ซีก

ตัวอย่างเป็น 16 kHz ตามบล็อกไดอะแกรมแสดงในรูปที่ 3-43 ความแตกต่างของโครงสร้างแบบนี้ คือการออกแบบเฉพาะวงจรกรองแบบผ่านต่ำ (Lowpass Filter -- LPF) และวงจรกรองแบบผ่านสูง (Highpass Filter -- HPF) เมื่อนำมาต่อกันเป็น  $k$  ระดับ (level) เพิ่มขึ้นก็จะสามารถแบ่งสัญญาณข้อมูลเพื่อการประมวลผลออกเป็นช่วงความถี่ย่อยจำนวน  $M = 2^k$  ช่วงได้เช่นกัน



รูปที่ 3-43 ระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband (tree structure,  $k=2, M=4$ )

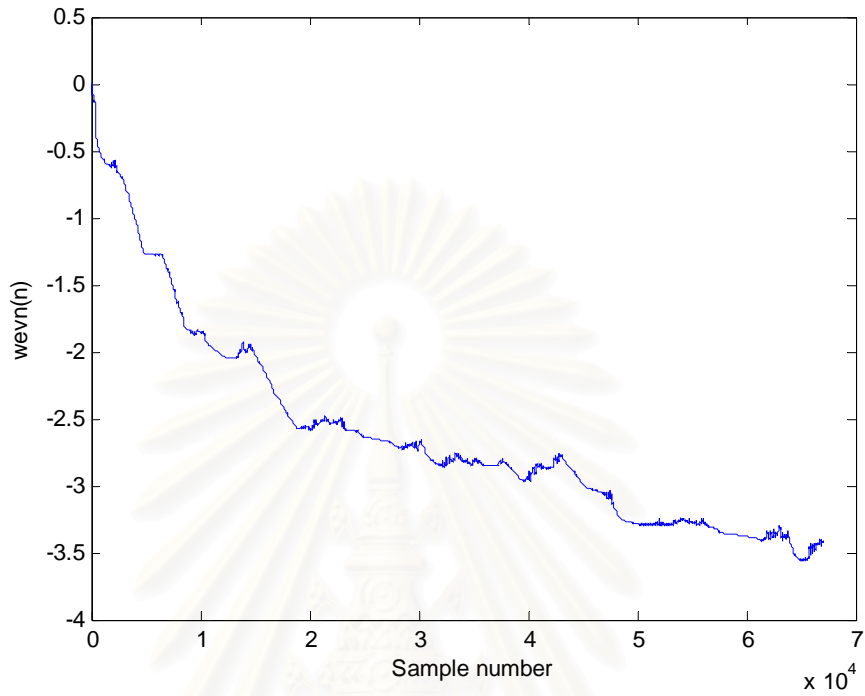
ผลการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์พบว่า โครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยสามารถทำงานได้รวดเร็วกว่าระบบที่ทำงานในโดเมนเวลาตามปกติ (โดยสังเกตจากระยะเวลาที่ใช้ในการรันโปรแกรม) สำหรับการศึกษาถึงประสิทธิภาพการทำงานของระบบที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยนั้น โดยทำการเปรียบเทียบกับระบบที่ทำงานในโดเมนเวลา สามารถสรุปประเด็นสำคัญต่างๆ ดังต่อไปนี้ คือ อัตราการลู่เข้าของระบบที่มีโครงสร้างแบบ fullband ถูกแสดงผ่านทางกราฟ WEVN ในรูปที่ 3-44 หากแต่ว่า

เมื่อต้องการเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบที่ทำงานในโดเมนเวลากับระบบที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ จะไม่สามารถทำได้ เนื่องจากค่า WEVN ที่ได้ของระบบที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ จะเป็นค่าที่สอดคล้องกับสัญญาณข้อมูลที่นำมาประมวลผลในแต่ละช่วงความถี่ย่อยนั้นๆ ดังนั้น ในการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบทั้งสองโครงสร้างนี้ จึงสามารถทำได้โดยใช้ค่า Error Return Loss Enhancement (ERLE) ที่หาได้จากสมการ

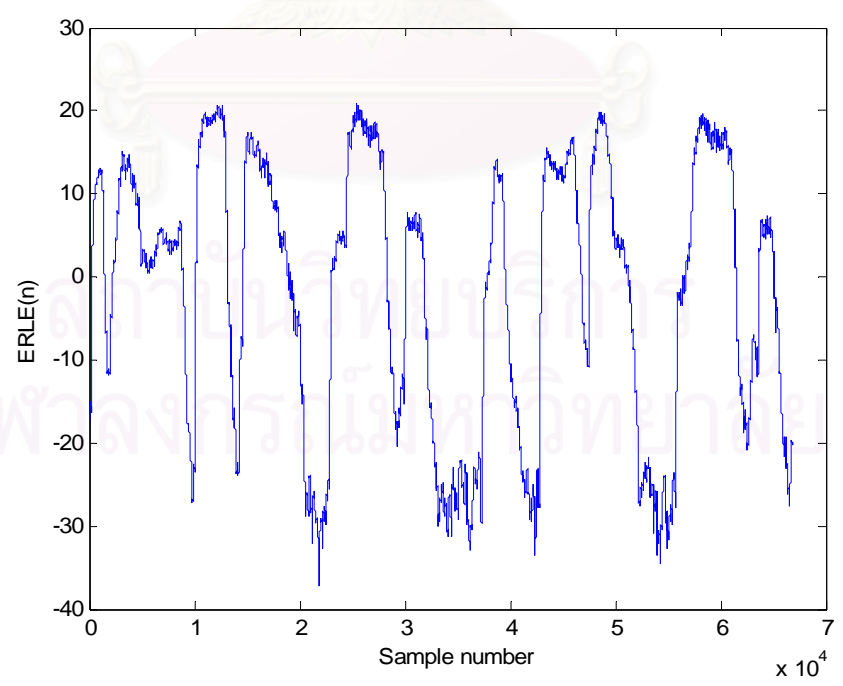
$$ERLE(n) = 20 \log_{10} \frac{\sum_{k=1}^{N_w} |d(k)|}{\sum_{k=1}^{N_w} |e(k)|} \quad (18)$$

แทนการใช้ค่า WEVN โดยค่าสัญญาณผิดพลาด  $e_i(n)$  ของแต่ละช่วงความถี่ย่อย ( $i = 0, 1, \dots, M-1$ ) จะถูกนำมาประกอบ (Synthesize) กลับเป็นสัญญาณผิดพลาดแบบ fullband แล้วหาค่า ERLE ออกมาตามสมการที่ (18) โดยค่า ERLE ของระบบ fullband ถูกแสดงดังรูปที่ รูปที่ 3-45 เมื่อค่า ERLE ของระบบ subband จะเป็นดังแสดงในรูปที่ 3-46 ซึ่งจะเห็นได้ว่าระบบ subband มีอัตราการใช้ที่เร็วกว่าระบบ fullband นอกจากนี้ ยังสามารถให้ค่า ERLE ที่สูงกว่าระบบ fullband ได้ในบางช่วงตัวอย่าง

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

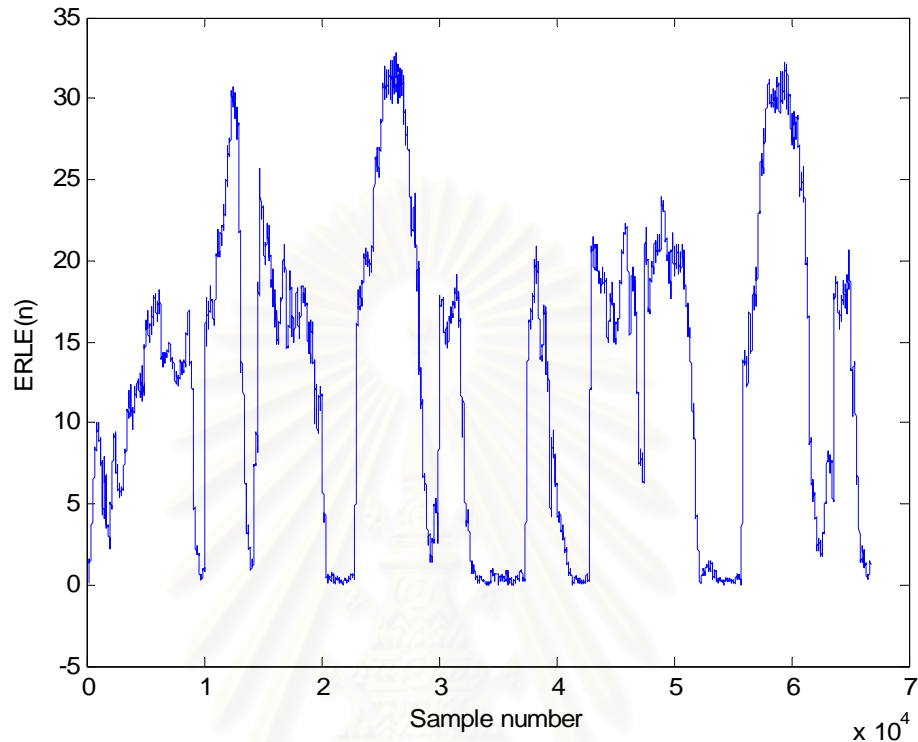


รูปที่ 3-44 WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ fullband



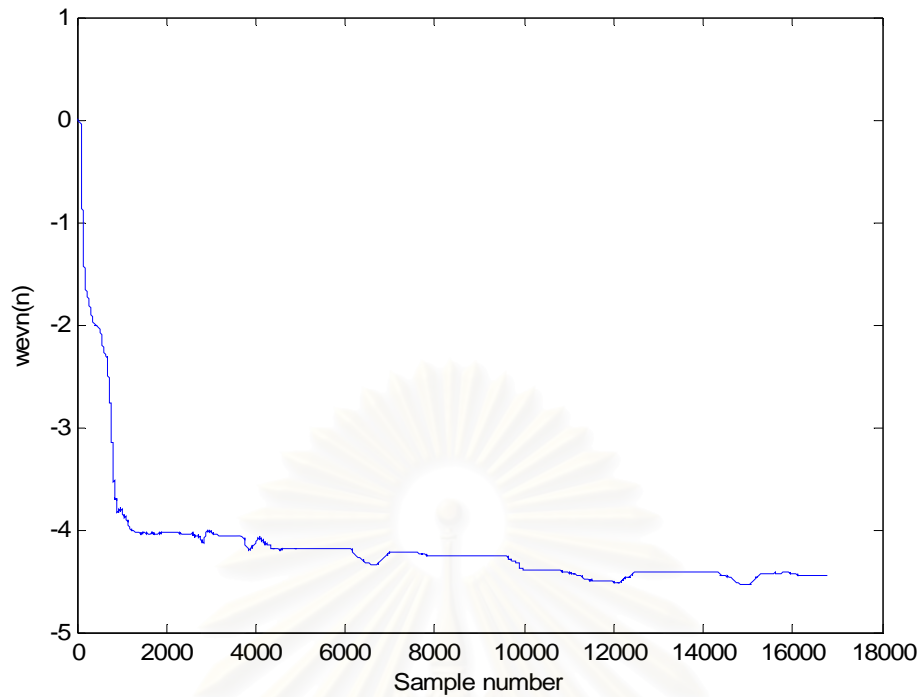
รูปที่ 3-45 ERLE performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ fullband



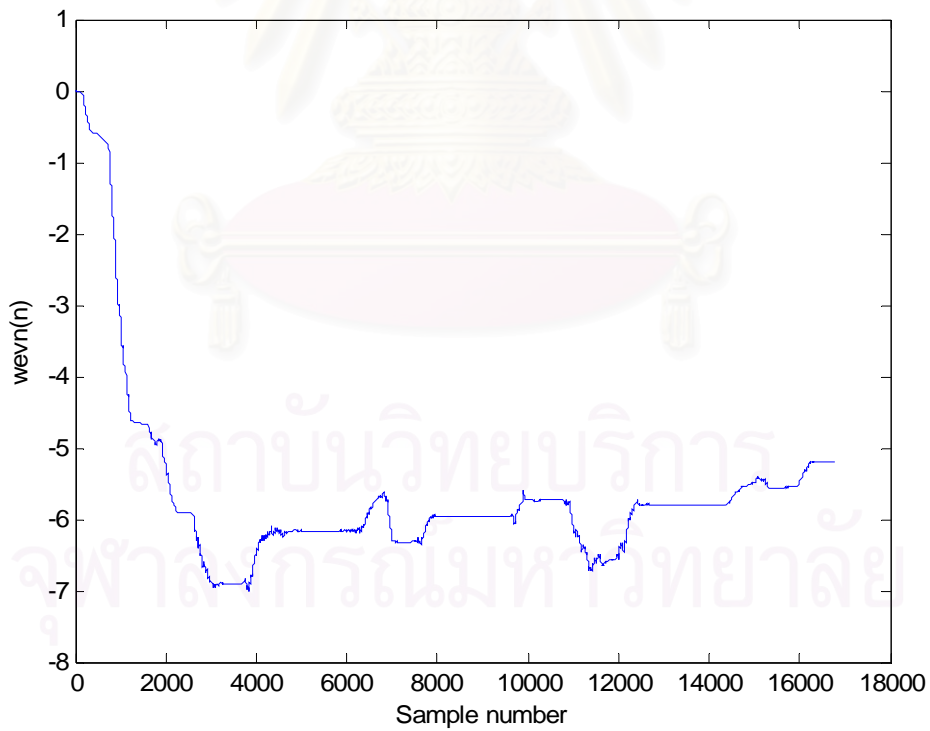


รูปที่ 3-46 ERLE performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband

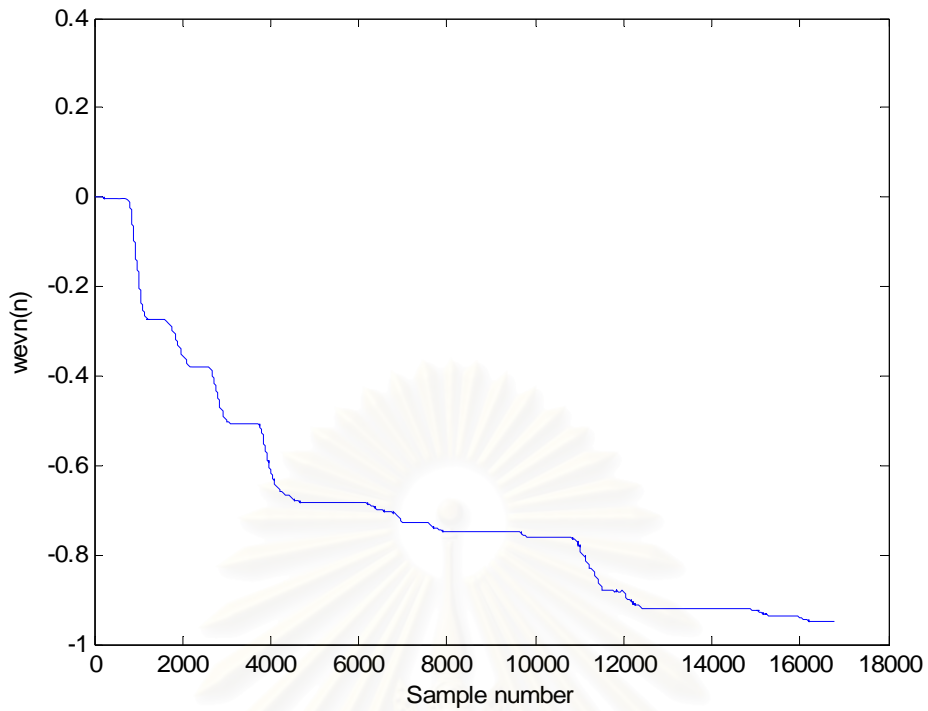
สำหรับค่า WEVN ที่ได้ในแต่ละช่วงความถี่ย่อย คือ band 0 ถึง band  $(M-1)$  จะสามารถนำมาพิจารณาเพิ่มเติมได้ ดังแสดงในรูปที่ 3-47 ถึง 3-50 โดยจะเห็นว่าอัตราการลู่เข้าของระบบ subband จะเร็วกว่าของระบบ fullband โดยเฉพาะอย่างยิ่งในสอง subbands แรก อย่างไรก็ตาม อัตราการลู่เข้าของสัญญาณในอีกสอง subbands หลัง จะค่อนข้างน้อยมาก ทั้งนี้อาจเกี่ยวเนื่องกับการที่ข้อมูลสัญญาณในช่วงความถี่ย่อยสองช่วงหลัง คือ 4 – 8 kHz ไม่ค่อยมีข้อมูลของสัญญาณเข้าแล้ว ดังนั้นการแบ่งช่วงความถี่ของสัญญาณในการประมวลผล และการเลือกจำนวนช่วงความถี่ย่อยเป็นสิ่งสำคัญ นอกจากนี้จากการจำลองระบบพบว่า ระเบียบวิธีที่ใช้ในการปรับปรุงสัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวสามารถทำการเปลี่ยนแปลง หรือเลือกค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) ให้มีค่าที่แตกต่างกันเพื่อให้ได้รับอัตราการลู่เข้าที่แตกต่างกัน สอดคล้องกับคุณลักษณะของสัญญาณข้อมูลในแต่ละช่วงความถี่ก็เป็นได้ ดังนั้นระบบที่มีโครงสร้างแบบ subband นี้จึงสามารถเพิ่มความหลากหลาย และเพิ่มประสิทธิภาพแก่การทำงานของวงจรกรองในระบบนั้นๆ ได้ด้วย



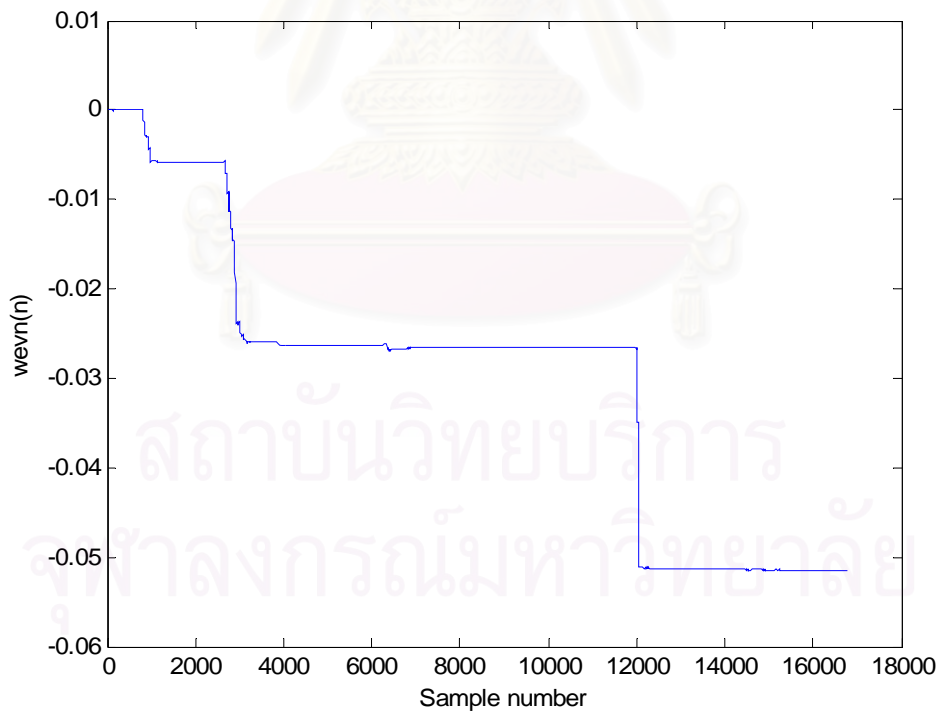
รูปที่ 3-47 WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband  
(band 0)



รูปที่ 3-48 WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband  
(band 1)



รูปที่ 3-49 WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband  
(band 2)



รูปที่ 3-50 WEVN performance ของระบบ System Identification ที่มีโครงสร้างแบบ subband  
(band 3)

### 3.4.2 การเปรียบเทียบความซับซ้อนในการคำนวณของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย กับระบบ AFC แบบเดิม

สำหรับค่าความซับซ้อนในการคำนวณของระบบที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย ที่มีโครงสร้างต้นไม้ โดยพิจารณาที่ค่า Real Multiplication Per Input Sample (RMP) จะเป็นดังต่อไปนี้

- เมื่อให้  $N_{\text{tap}}$  เป็นความยาวของวงจรรอง LPF ในแต่ละระดับ ดังนั้น ทั้ง 2 ระดับจะต้องการจำนวน RMP ของ AFB เท่ากับ  $6 N_{\text{tap}}$  ในระบบต้องการ AFB 2 แห่ง และ SFB 1 แห่ง ดังนั้นจะต้องการจำนวน RMP เท่ากับ  $12 N_{\text{tap}}$
- ในแต่ละ subband จะต้องทำการคำนวณ  $L_s$  ของแต่ละวงจรรอง เมื่อ  $L_s = L/M$  โดยที่  $L$  เป็นความยาวของวงจรรองในระบบ fullband และ  $M$  เป็นจำนวน subband

ดังนั้น สำหรับ  $M$  subbands ค่าความซับซ้อนในการคำนวณเป็น  $M(L_s + 12N_{\text{tap}})$  สำหรับการประมวลสัญญาณ  $M$  ค่า ดังนั้นค่า RMP คิดเป็น  $\left(\frac{L}{M} + 12N_{\text{tap}}\right)$  ในกรณีตัวอย่างของโครงการวิจัย เมื่อ  $N_{\text{tap}} = 32$  และ  $L_s = 25$  ค่าความซับซ้อนในการคำนวณของระบบที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยแบบโครงสร้างต้นไม้ คิดเป็น 2 เท่าเปรียบเทียบกับค่าความซับซ้อนในการคำนวณของระบบที่ทำงานในโดเมนเวลา ที่ใช้ระเบียบวิธี NLMS เช่นเดียวกัน หากแต่ในกรณีที่ความยาว  $L$  ของวงจรรองแบบปรับตัวในระบบปกติที่ทำงานในโดเมนเวลาเพิ่มขึ้น และเมื่อจำนวน subband ( $M$ ) เพิ่มมากขึ้น ความซับซ้อนในการคำนวณของระบบที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยแบบโครงสร้างต้นไม้จะลดลงเรื่อยๆ อย่างเป็นสัดส่วน ดังตารางที่ 3-8

ตารางที่ 3-8 การเปรียบเทียบค่าความซับซ้อนในการคำนวณของระบบที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยกับระบบที่ทำงานในโดเมนเวลา

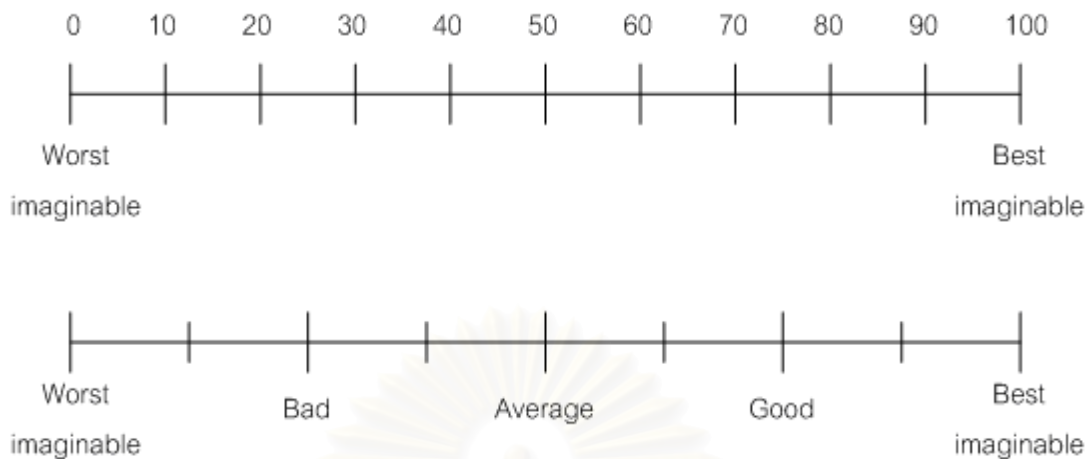
$L$	$M$	RMP of subband	$\frac{\text{RMP of subband}}{\text{RMP of fullband}}$
100	4	409	2.01
	8	396.5	1.95
	16	390.25	1.92
	32	387.25	1.91
256	4	448	0.87
	8	416	0.81
	16	400	0.78
	32	332	0.64

(หมายเหตุ RMP of fullband คิดเป็น 203 ในกรณีที่  $L = 100$  และคิดเป็น 515 ในกรณีที่  $L = 256$ )

ดังนั้น จะเห็นได้ว่าระบบที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยแบบโครงสร้างต้นไม้ มีความซับซ้อนในการคำนวณของระบบที่สูงกว่าระบบที่ทำงานในโดเมนเวลา ยกเว้นเสียแต่จะมีการเลือกใช้ความยาว  $L$  ของวงจรกรองแบบปรับตัว และจำนวน subband ( $M$ ) ที่ยาวมาก จึงจะสามารถลดความซับซ้อนในการคำนวณของระบบเดิมที่ทำงานในโดเมนเวลาลงได้

### 3.5 คุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟัง

เพื่อเป็นการทดสอบคุณภาพของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟัง ที่ใช้คำอัตราขยายแบบต่าง ๆ จะทำการทดสอบคุณภาพเสียงด้วยวิธี Absolute Ratings of Sound Quality ซึ่งวิธีนี้ี้จะมีความเหมาะสมสำหรับการทดสอบคุณภาพเสียงที่ได้มาจาก การใช้อัตราขยายแบบต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 5-6 แบบขึ้นไป เนื่องจากไม่ยุ่งยาก และสามารถทำได้อย่างรวดเร็ว โดยให้ผู้มีการสูญเสียการได้ยินเป็นผู้ทำการทดสอบฟัง และให้คะแนนเพื่อประเมินคุณภาพของสัญญาณเสียงผ่านทางใบให้คะแนน ดังแสดงในรูปที่ 3-51 ซึ่งความหมายของสัญลักษณ์และค่าคะแนนต่าง ๆ จะได้รับการอธิบายให้ผู้ทดสอบเข้าใจก่อนทำการให้คะแนน โดยสามารถเลือกใช้ใบให้คะแนนแบบระบุค่าคะแนนเป็นตัวเลข หรือเป็นตัวอักษรก็ได้ตามความพอใจ ผู้ทดสอบจะกรอกคะแนนในทันทีที่ฟังสัญญาณเสียงหนึ่ง ๆ จบ ก่อนที่จะฟังสัญญาณเสียงถัดไป



รูปที่ 3-51 การให้คะแนนสัญญาณเสียงด้วยวิธี Absolute Ratings of Sound Quality

**รายละเอียดการทดสอบ**

1. ผู้ทดสอบแต่ละคนจะฟังสัญญาณเสียงสั้น ๆ ทั้งหมด 8 สัญญาณเสียงเพื่อให้คะแนน โดยการให้คะแนนจะขึ้นอยู่กับความเห็นของผู้ทดสอบที่มีต่อคุณภาพของสัญญาณเสียงโดยรวม โดยในการทดลองจะให้ผู้ทดสอบกรอกคะแนนหลังจากที่ฟังสัญญาณเสียงหนึ่ง ๆ จบ ก่อนที่จะฟังสัญญาณเสียงถัดไป

สัญญาณเสียงทั้ง 8 สัญญาณเสียงประกอบด้วย

- สัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม จำนวน 1 สัญญาณเสียง
- สัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย จำนวน 1

สัญญาณเสียง

- สัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด จำนวน 1 สัญญาณเสียง
- สัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย

ตั้งแต่ 2 ถึง 6 แถบความถี่ จำนวน 5 สัญญาณเสียง

ผู้ทดสอบแต่ละคนจะได้รับการถามคำถามว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบไหนที่คุณชอบมากที่สุด

2. นำคะแนนของผู้ทดสอบทั้งหมดมาหาค่าเฉลี่ย



### ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกในผู้ป่วยหมายเลข 6, 8 และ 9

ในการทดสอบฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังสามารถนัดผู้ป่วยได้ 3 คน คือผู้ป่วยหมายเลข 6 หมายเลข 8 และหมายเลข 9 ซึ่งแบ่งออกเป็นผู้ป่วยที่มีระดับการสูญเสียการได้ยินอย่างปานกลางจำนวน 1 คน คือ ผู้ป่วยหมายเลข 9 และ ผู้ป่วยที่มีระดับการสูญเสียการได้ยินอย่างปานกลางถึงรุนแรงจำนวน 2 คน คือ ผู้ป่วยหมายเลข 6 และผู้ป่วยหมายเลข 8 โดยมีผลการทดสอบดังแสดงในตารางที่ 3-9 จนถึง 3-11 เรียงตามลำดับ ทั้งนี้ในการทดสอบการได้ยิน ผู้ทำการทดสอบไม่สามารถทำการนัดหมายกับผู้ป่วยตัวอย่างคนอื่นๆ ที่เหลืออีก 9 คน ได้ เนื่องจาก

- ข้อมูลเบอร์โทรศัพท์ของผู้ป่วยตัวอย่าง 3 คน (หมายเลข 1, 3 และ 4) ที่เก็บไว้ในฐานข้อมูลของโรงพยาบาลผิดพลาด
- ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 คน (หมายเลข 2) ได้เสียชีวิตแล้วหลังจากมาโรงพยาบาลครั้งล่าสุดเมื่อวันที่ 8 มิถุนายน 2549
- ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 คน (หมายเลข 7) อาศัยอยู่ต่างจังหวัดแต่ปรากฏในประวัติคนไข้ของโรงพยาบาลว่าอาศัยอยู่ในกรุงเทพมหานคร
- ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 คน (หมายเลข 10) ให้เบอร์โทรศัพท์ของญาติที่ไม่สามารถติดต่อได้แก่ทางโรงพยาบาล
- ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 คน (หมายเลข 11) ไม่ได้ให้ข้อมูลเบอร์โทรศัพท์แก่ทางโรงพยาบาล
- ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 คน (หมายเลข 5) ไม่อยู่บ้านในเวลาราชการจึงไม่สามารถติดต่อได้ (การติดต่อนัดหมายกับคนไข้ต้องกระทำโดยบุคคลากรของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์เท่านั้น จึงสามารถทำการติดต่อคนไข้ได้เฉพาะในเวลาราชการ)
- ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 คน (หมายเลข 11) ไม่สนทนากลับ

ตารางที่ 3-9 ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข 6

									✓	
					✓					
									✓	
								✓		
								✓		
								✓		
						✓				
					✓					

ตารางที่ 3-10 ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข 8

สัญญาณ	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
1											
2											
3								✓			
4								✓			
5								✓			
6								✓			
7								✓			
8								✓			

ตารางที่ 3-11 ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข 9

สัญญาณ	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
1							✓				
2							✓				
3							✓				
4						✓					
5						✓					
6					✓						
7					✓						
8				✓							

สถาบันนรีเวชบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

จากตารางที่ 3-9 ผู้ป่วยหมายเลข 6 ซึ่งประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลางถึงรุนแรง โดยระบุว่าชื่นชอบสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบ บีบอัด 1 แถบความถี่มากที่สุด โดยให้ถึง 80 คะแนน และให้เพียง 50 คะแนนแก่สัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยเนื่องจากระดับความดังของสัญญาณเสียงค่อนข้างเบา ส่วนในกรณีของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย ผู้ป่วยหมายเลข 6 มีแนวโน้มให้คะแนนลดลงเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้น เนื่องจากสัญญาณเสียงที่ดังขึ้นจนมากเกินไปจนความจำเป็นเมื่อใช้จำนวนช่วงความถี่มากขึ้น

จากตารางที่ 3-10 ผู้ป่วยหมายเลข 8 ซึ่งประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลางถึงรุนแรง ไม่สามารถให้คะแนนสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยได้เนื่องจากไม่ได้ยินสัญญาณเสียงใดๆ ที่ทำการทดสอบฟังเลย โดยผู้ป่วยหมายเลข 8 ให้คะแนนสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยเมื่อใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ย่อย เป็น 70 คะแนนเท่ากันในทุกกรณี และไม่มีสัญญาณเสียงใดๆ ที่ชื่นชอบเป็นพิเศษ

จากตารางที่ 3-11 ผู้ป่วยหมายเลข 9 ซึ่งประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลาง และมีการสูญเสียการได้ยินเฉพาะในช่วงความถี่สูง คือ ช่วงความถี่มากกว่า 4,000 Hz ผู้ป่วยหมายเลข 9 ให้คะแนนสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย และระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ เป็น 60 คะแนนเท่ากัน โดยระบุว่าสัญญาณเสียงจากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยนั้นฟังสบายหู ถึงแม้ว่าระดับสัญญาณเสียงจะค่อนข้างเบา และระบุว่าชอบสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ถึงแม้จะมีระดับสัญญาณเสียงค่อนข้างดัง โดยผู้ป่วยหมายเลข 9 ให้คะแนนสัญญาณเสียงน้อยลงกว่า 60 คะแนนเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้น เนื่องจากไม่ชอบที่สัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังมีระดับสัญญาณเสียงที่ดังเกินความจำเป็น และเมื่อผู้ป่วยถูกบอกให้เลือกระหว่างสัญญาณเสียงที่ชอบเพียงสัญญาณเสียงเดียว ผู้ป่วยหมายเลข 9 เลือกสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่

อย่างไรก็ตาม เมื่อสามารถเก็บข้อมูลการทดสอบการฟังของผู้ป่วยตัวอย่างได้เพียง 3 คน จึงไม่สามารถนำคะแนนเหล่านั้นมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยของการทดสอบแบบ Absolute Ratings of Sound Quality ได้ ทั้งนี้ ผู้วิจัยไม่สามารถนำสัญญาณเสียงที่ทำการทดสอบไปให้ผู้ป่วยคนอื่นๆ ที่สูญเสียการได้ยินนอกจากกลุ่มตัวอย่าง 12 คนนี้ทำการทดสอบฟังเพื่อให้คะแนนและเพื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยได้ เนื่องจากการออกแบบค่าอัตราขยายต้องได้รับการออกแบบเป็นรายบุคคลไป

## บทที่ 4

### สรุปและวิจารณ์ผลการวิจัย

โครงการวิจัยนี้ศึกษาประสิทธิภาพการกำจัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด เพื่อแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพการกำจัดเสียงป้อนกลับที่เพิ่มมากขึ้นกว่าเครื่องช่วยฟังแบบเดิมในเชิงวัตถุวิสัย ทั้งในด้านการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัวที่แม่นยำมากขึ้น และพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ใช้งาน นอกจากนี้ โครงการวิจัยนี้ศึกษาหาจำนวนช่วงความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟัง ในเชิงวัตถุวิสัย ซึ่งให้ประสิทธิภาพสูงสุดทั้งในด้านความแม่นยำของวงจรกรองแบบปรับตัวในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงและพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่าง 12 คน จากภาควิชาโสต ศอ นาสิก โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

จากผลการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์เปรียบเทียบระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ของผู้ป่วยตัวอย่างทั้ง 12 คน พบว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะให้ประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และแบบช่วงความถี่ย่อยที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ โดยให้ความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัวมากกว่าอย่างชัดเจน โดยมีอัตราค่าที่ไม่แตกต่างกันมากนัก นอกจากนี้ สัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะมีความเหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยทั้ง 12 คนมากกว่าสัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ ทั้งในด้านขนาดความดังและค่าพิสัยพลวัต กล่าวคือสัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดมีขนาดความดังที่มากกว่าโดยรักษาไว้ซึ่งค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสม จะเห็นได้จากพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ส่วนใหญ่จะอยู่เหนือระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่าง ซึ่งแตกต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ที่มีเพียงบางส่วนเท่านั้นที่อยู่เหนือระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วย

ในการจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ส่วนที่สองเพื่อหาจำนวนช่วงความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟังในเชิงวัตถุวิสัยนั้น สรุปได้ว่าการเลือกจำนวนช่วงความถี่ย่อยที่เหมาะสมใน

การใช้งานเครื่องช่วยฟังอาจพิจารณาได้จาก 2 ปัจจัย คือ ประสิทธิภาพการกำจัดเสียงป้อนกลับของวงจรกรองแบบปรับตัว และลักษณะพัลส์พลวัตที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วย โดยจากการจำลองระบบในผู้ป่วยตัวอย่าง 12 คน พบว่า การเลือกใช้ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 ช่วงความถี่ย่อยจะให้ประสิทธิภาพเทียบเท่ากับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่มีจำนวนช่วงความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ ทั้งในด้านประสิทธิภาพการกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับและพัลส์พลวัตของสัญญาณเสียงออก นอกจากนี้สังเกตได้จากผลการที่ผู้ป่วยตัวอย่างส่วนใหญ่มักจะมีระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูงมากกว่าการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำ การใช้เครื่องช่วยฟังที่มี 3 ช่วงความถี่ย่อย จึงมีความเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของกลุ่มผู้ป่วยตัวอย่าง (ซึ่งเลือกมาโดยวิธีการสุ่ม) อย่างมาก เนื่องจากช่วยให้สามารถออกแบบค่าอัตราขยายให้ตอบสนองต่อการสูญเสียการได้ยินได้อย่างเหมาะสมทั้ง 3 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-2,000 Hz ที่มักมีระดับการสูญเสียการได้ยินต่ำสุด ช่วงความถี่ 2,000-4,000 Hz ที่มักมีระดับการสูญเสียการได้ยินอยู่ระหว่างกลาง และ ช่วงความถี่ 4,000-8,000 Hz ที่มักมีระดับการสูญเสียการได้ยินสูงสุดเมื่อเทียบกับ 2 ช่วงความถี่ก่อนหน้า

สำหรับระบบ AFC ที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย จากการศึกษาและจำลองระบบบนคอมพิวเตอร์ พบว่า ถึงแม้ว่าประสิทธิภาพการกำจัดเสียงป้อนกลับจะเพิ่มมากขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ AFC แบบปกติที่มีการทำงานในโดเมนเวลา ตามที่คาดไว้ หากแต่ถ้าความยาวของวงจรกรองแบบปรับตัว ( $L$ ) น้อยกว่า 100 และการเลือกใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อย ( $M$ ) หรือ subband ที่น้อย ดังเช่นที่สรุปออกมาในโครงการนี้ว่าจะเลือกใช้เป็น  $M=3$  นั้น ความซับซ้อนในการคำนวณของระบบ AFC ที่มีโครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อย จะยังคงสูงกว่าความซับซ้อนในการคำนวณของระบบ AFC แบบเดิมที่ทำงานในโดเมนเวลา โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อใช้โครงสร้างแบบช่วงความถี่ย่อยที่เป็นโครงสร้างต้นไม้

สำหรับผลของการทดสอบคุณภาพสัญญาณเสียงออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังที่นำเสนอ เมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องช่วยฟังที่ใช้ระบบ AFC แบบปกติ ยังไม่สามารถหาข้อสรุปได้ดีกว่าเป็นที่พอใจแก่ผู้ป่วยตัวอย่างหรือไม่ เนื่องจากสามารถเก็บข้อมูลการทดสอบการฟังจากผู้ป่วยตัวอย่างได้เพียง 3 คน จึงยังไม่สามารถคำนวณค่าเฉลี่ยของการทดสอบ Absolute Ratings of Sound Quality ได้

สำหรับผลการทดสอบการได้ยินกับผู้ป่วยทั้ง 3 คน พบว่า ผู้ป่วยหมายเลข 6 และผู้ป่วยหมายเลข 9 ซึ่งชอบสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 ช่วงความถี่มากที่สุด โดยระบุว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2, 3, 4, 5, และ 6 ช่วงความถี่ย่อย จะให้สัญญาณเสียงที่มีระดับความดังมากเกินไปจนความจำเป็น จึงให้คะแนนลดลงตามจำนวนช่วงความถี่ที่เพิ่มขึ้น ซึ่งทางคณะผู้วิจัยเชื่อว่าเป็นผลจากค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟังที่สามารถปรับใช้ได้มากขึ้นในแต่ละช่วงความถี่ในกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อย จึงส่งผลให้ผู้ป่วยรู้สึกว่าคุณภาพเสียงที่ได้รับฟังมีความดังมากเกินไปเมื่อจำนวนช่วงความถี่ที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยเพิ่มขึ้น ดังในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 6 และ 9 อย่างไรก็ตามในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 8 สัญญาณเสียงที่ดังมากขึ้นจากการเพิ่มจำนวนช่วงความถี่ จะไม่ส่งผลกระทบต่อผู้ป่วยเนื่องจากผู้ป่วยมีระดับการสูญเสียการได้ยินที่ค่อนข้างมากในทุกช่วงความถี่นั่นเอง



สถาบันวิทย์บริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



## บทที่ 5

### งานที่จะพัฒนาต่อไปในอนาคต

จากโครงการวิจัยนี้ ผู้วิจัยเห็นว่า หากสามารถออกแบบหลักเกณฑ์ในการแบ่งช่วงความถี่ย่อย เพื่อให้ได้ทั้งลักษณะและจำนวนการแบ่งช่วงความถี่ย่อยในการใช้งานเครื่องช่วยฟัง ที่เหมาะสมกับผู้มีการสูญเสียการได้ยินแต่ละรายได้อย่างอัตโนมัติ ก็จะเพิ่มความสะดวกมากขึ้น ทำให้สามารถนำหลักเกณฑ์ในการแบ่งช่วงความถี่ย่อยไปใช้ได้กับผู้มีการสูญเสียการได้ยินคนใดก็ได้ แทนการออกแบบเป็นรายบุคคล ดังที่เป็นอยู่ในขณะนี้

นอกจากนี้ การทดสอบคุณภาพของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟัง ที่ใช้ค่าอัตราขยายแบบต่าง ๆ กับผู้ป่วยตัวอย่าง ใช้เวลาและความพยายามอย่างมากในการติดต่อกับผู้ป่วยเหล่านั้น หากสามารถทำการทดสอบคุณภาพของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังจำนวนมากขึ้น จะสามารถนำผลการทดสอบที่ได้มาใช้ประกอบการตัดสินใจเลือกจำนวนช่วงความถี่ย่อยที่เหมาะสมในการออกแบบเครื่องช่วยฟังได้อย่างถูกต้องมากขึ้น

ดังนั้น เพื่อให้สามารถศึกษาถึงผลของการใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยที่แตกต่างกันได้อย่างมีประสิทธิภาพ คณะผู้วิจัยเห็นว่าในโครงการถัดไปควรมีการออกแบบขั้นตอนวิธีที่ใช้ทดสอบการได้ยินสัญญาณเสียงในแต่ละช่วงความถี่ตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ย่อย แยกกันเป็นช่วงๆ ไป จะได้สะท้อนให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงของระดับสัญญาณเสียงในแต่ละช่วงความถี่ ว่าเป็นผลจากการใช้จำนวนช่วงความถี่ย่อยที่แตกต่างกันได้

## เอกสารอ้างอิง

1. <http://www.mrc.ac.uk>
1. <http://www.songbirdhearing.com>
2. นิสาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย, “รายงานโครงการวิจัยเรื่อง การพัฒนาวิธีการกำจัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในอุปกรณ์เครื่องช่วยฟังเพื่อช่วยเพิ่มพิสัยพลวัต”, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, พ.ศ. 2547.
3. [http://www.earspecialtygroup.com/hearaid\\_frm.html](http://www.earspecialtygroup.com/hearaid_frm.html)
4. พงษ์เทพ หารชุมพล, “เอกสารประกอบการสอนเรื่อง เครื่องช่วยฟัง”, กองโสต ศอ นาสิกกรรม, โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า, พ.ศ. 2547.
5. ปริญา หลวงพิทักษ์ชุมพล, “เครื่องช่วยฟัง -- เด็กเริ่มหัดพูดซ้ำ”, โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์, หน้า 48-55, พ.ศ. 2545.
6. <http://www.hearusa.com>
7. <http://www.youth.hear-it.org>
8. S. Wyrsh and A. Kaelin, “Subband Signal Processing for Hearing Aids”, Proceedings of IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS'99 Orlando, U.S.A.), Vol. 3, June 1999.
9. <http://www.rnid.org.uk>
10. J. Kates, “Feedback cancellation in hearing aids : Results from a computer simulation”, IEEE Trans. Signal Processing, Vol. 39, pp. 553 – 62, March 1991.
11. J. Maxwell and P. Zurek, “Reducing acoustic feedback in hearing aids”, IEEE Trans. Speech Audio Processing, Vol. 4, pp. 304 – 13, July 1995.
12. P. Estermann and A. Kaelin, “Feedback cancellation in hearing aids : Results from using frequency-domain adaptive filters”, IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS'94), Vol. 2, pp. 257 – 260, June 1994.
13. M.G. Siqueira and A. Alwan, “Steady-State Analysis of Continuous Adaptation in Acoustic Feedback Reduction Systems for Hearing-Aids”, IEEE Trans. on Speech and Audio Processing, Vol. 8, No. 4, pp. 443 – 53, July 2000.
14. R. E. Crochiere and L. R. Rabiner, “Multirate Digital Signal Processing”, Prentice Hall, 1983.
15. M. G. Siqueira, R. Speece, E. Petsalis, and A. Alwan, “Subband Adaptive Filtering Applied to Acoustic Feedback Reduction in Hearing Aids”, Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers, Vol. 1, pp. 788 – 792, November 1996.
16. S. Haykin, “Adaptive Filter Theory”, 3<sup>rd</sup> edition, Prentice Hall, 1996.
17. E. Zwicker, H. Fastl, “Psychoacoustic – Facts and Models”, 2<sup>nd</sup> edition, Springer, 1999.
18. H. Dillon, “Hearing Aids”, Boomerang Press, Sydney, 2001.

19. A. Chankawee and N. Tangsangiumvisai, "Performance improvement of acoustic feedback cancellation in hearing aids using linear prediction" Proceedings of IEEE (Region 10) International Technical Conference on Analog and Digital Techniques in Electrical Engineering (TENCON'2004, Chiang Mai, Thailand), November 2004.
20. A. Chankawee and [N. Tangsangiumvisai](#), "On the improvement of acoustic feedback cancellation in hearing-aid devices", Proceedings of IEEE International Midwest Symposium on Circuit and Systems (MWSCAS'04, Hiroshima, Japan), July, 2004.
21. <http://www.daytonent.com/audiogram.asp>
22. R. Hirai and A. Nishihara, "Octave Band Multilevel Filters Using a Halfband Filter," IEICE Technical Report, CAS2004-69, pp. 13–18, January 2005.
23. T. Schneider and R. Brennan, "A Multichannel Compression Strategy for a Digital Hearing Aid," Proceedings of IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing (ICASSP'97), Vol. 1, pp.411– 414, April 1997.



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## ภาคผนวก ก

### การทดสอบการได้ยิน

เริ่มต้นจากการจัดให้ผู้ถูกทดสอบ นั่งในห้องเก็บเสียง (Sound Proof Room) จากนั้น ผู้ทดสอบ จะใช้เครื่องสร้างสัญญาณเสียง (Audio Generator) ซึ่งตั้งอยู่ภายนอกห้องเก็บเสียง ส่งสัญญาณเสียงให้ผู้ถูกทดสอบฟังผ่านทางหูฟังที่ผู้ถูกทดสอบสวม เพื่อตรวจสอบคุณภาพการได้ยิน

ขั้นตอนการทดสอบแบ่งเป็น 2 ส่วน ดังต่อไปนี้

#### 1. Speech Test

คือ การให้ผู้ถูกทดสอบฟังเสียงพูดต่าง ๆ เพื่อหาค่าดังต่อไปนี้

- SRT (Speech Reception Threshold)

ให้ผู้ถูกทดสอบฟังคำพยางค์คู่ (เช่น นกยูง พัดลม ไฟฟ้า เด็กชาย ซ้อนส้ม ของเล่น) และ บันทึกค่าความดังต่ำสุดที่ผู้ถูกทดสอบสามารถได้ยิน เช่น ในกรณีตัวอย่างของผู้ถูกทดสอบคนที่ 1 ดังรูปที่ ก-1 ผู้ถูกทดสอบ มีค่า SRT เป็น 20 และ 25 dB ที่หูขวา และ ซ้าย ตามลำดับ

- SDS (Speech Discrimination Scores)

ให้ผู้ถูกทดสอบฟังคำพยางค์เดี่ยว จำนวน 25 คำ (เช่น เบ็ด เต่า ไกล ผ้า บ้าน ม้า) โดยใช้ความดังของเสียง เท่ากับ ค่า SRT + 36 dB (เนื่องจากคำพยางค์เดี่ยวจะถูกรับฟัง และ แยกแยะได้ยากกว่าคำพยางค์คู่) เช่น ในกรณีตัวอย่างของผู้ถูกทดสอบคนที่ 1 ดังรูปที่ ก-1 ผู้ถูกทดสอบได้ยินเสียงคำพยางค์เดี่ยวที่มีความดังในระดับดังกล่าวได้เป็นอย่างดีที่หูทั้งสองข้าง จึงบันทึกค่า SDS เท่ากับ 100 เปอร์เซ็นต์

#### 2. Pure Tone Test

คือ การส่งสัญญาณเสียงที่มีความถี่ตามที่กำหนดให้ผู้ถูกทดสอบฟัง สัญญาณเสียง Pure Tone (เป็นสัญญาณดั่ง บี๊ป) เพื่อหาค่าดังต่อไปนี้

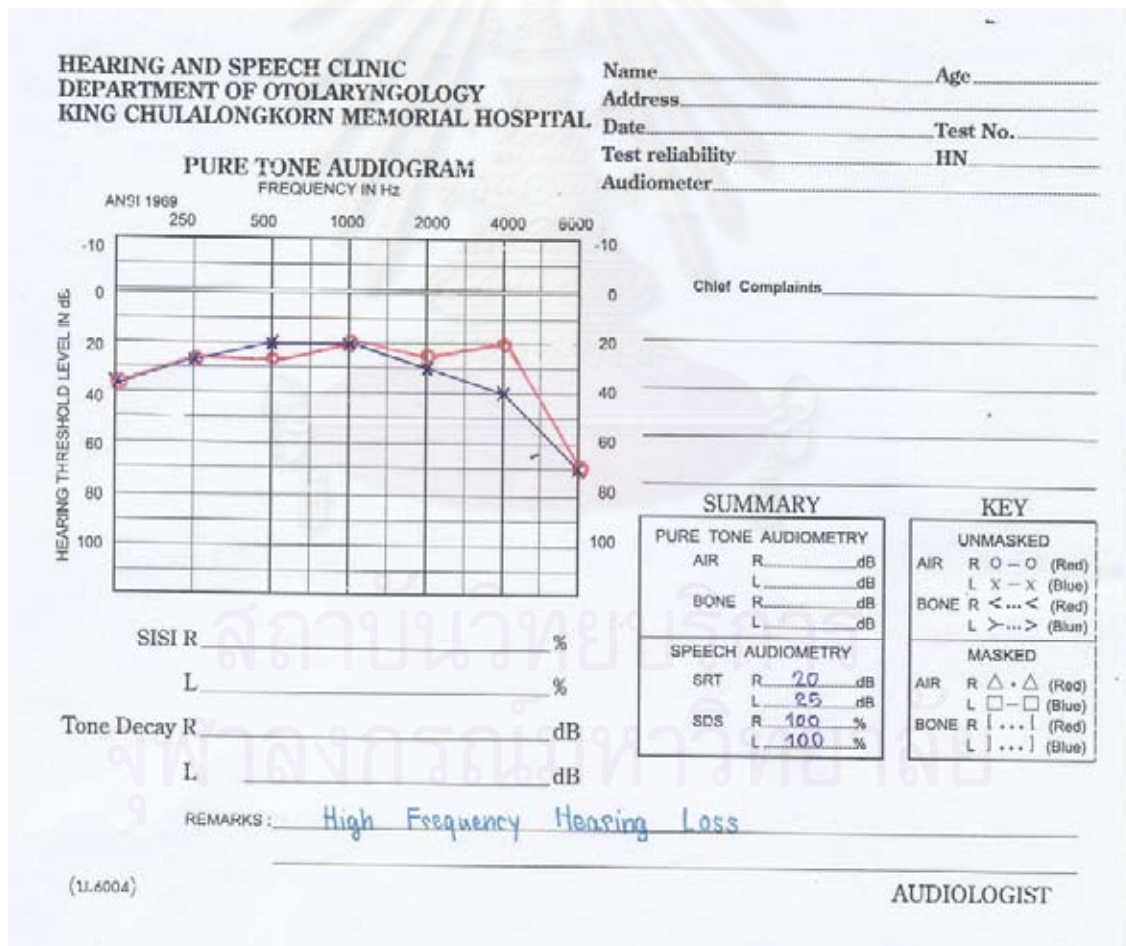
- ACT (Air Conduction Threshold)

ให้ผู้ถูกทดสอบฟังเสียงสัญญาณ Pure Tone ที่ละความถี่ ตามลำดับดังนี้ **1000Hz 2000Hz 4000Hz 8000Hz 1000Hz** (ทดสอบที่ 1000Hz ซ้ำอีกหนึ่งครั้ง) **500Hz** และ **250Hz** โดยจะบันทึกค่าความดังต่ำสุดของสัญญาณแต่ละความถี่ ที่ผู้ถูกทดสอบสามารถได้ยิน ดังเช่น ในกรณีตัวอย่างจะเห็นว่า ผู้ถูกทดสอบมีการสูญเสียการได้ยิน ที่ความถี่สูงโดยเฉพาะในหูด้านซ้าย (เริ่มได้ยินเสียงที่ความดัง

ต่ำสุด 70 dB ที่ความถี่ 8000 Hz) ซึ่งสรุปได้ว่า เป็นความบกพร่องทางการได้ยินซึ่งเกิดจากอายุที่มากขึ้น (Aging) ดังเส้นที่บที่แสดงในรูปกราฟ Pure Tone Diagram ของรูปที่ ก-1 และ รูปที่ ก-2 เมื่อเส้น (x -- x) และเส้น (o -- o) แทนค่าความดังต่ำสุดที่ได้ยินในหูข้างซ้าย และข้างขวาตามลำดับ

- BCT (Bone Conduction Threshold)

ใช้ Bone Vibrator ติดที่บริเวณกระดูกหลังใบหูของผู้ถูกทดสอบ แล้วส่งเสียงผ่าน Bone Vibrator ที่ติดอยู่ที่หลังใบหู ที่ค่าความถี่ ตามลำดับดังนี้ 1000Hz 2000Hz 4000Hz 1000Hz (ทดสอบที่ 1000Hz ซ้ำอีกหนึ่งครั้ง) และ 500Hz บันทึกค่าความดังต่ำสุดที่ผู้ถูกทดสอบสามารถได้ยินในแต่ละความถี่ แล้วบันทึกลงในกราฟ Pure Tone Diagram ดังเส้นประที่แสดงในรูปกราฟ Pure Tone Diagram ของรูปที่ ก-1 และ รูปที่ ก-2 โดยเส้น (> -- >) และเส้น (< -- <) แทนค่าระดับการได้ยินเสียงทางกระดูกหลังใบหู ที่ได้ยินในหูข้างซ้าย และข้างขวาตามลำดับ

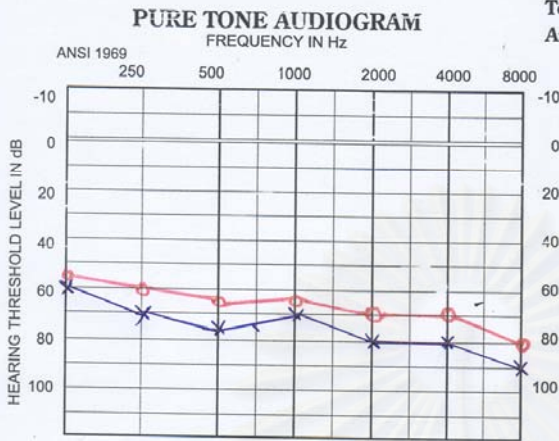


รูปที่ ก-1 กราฟ Pure tone audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ถูกทดสอบคนที่ 1 (High-frequency hearing loss)



HEARING AND SPEECH CLINIC  
DEPARTMENT OF OTOLARYNGOLOGY  
KING CHULALONGKORN MEMORIAL HOSPITAL

Name \_\_\_\_\_ Age \_\_\_\_\_  
Address \_\_\_\_\_  
Date \_\_\_\_\_ Test No. \_\_\_\_\_  
Test reliability \_\_\_\_\_ HN \_\_\_\_\_  
Audiometer \_\_\_\_\_



Chief Complaints \_\_\_\_\_

SISI R \_\_\_\_\_ %  
L \_\_\_\_\_ %  
Tone Decay R \_\_\_\_\_ dB  
L \_\_\_\_\_ dB

SUMMARY		KEY	
<b>PURE TONE AUDIOMETRY</b>		<b>UNMASKED</b>	
AIR R	_____ dB	AIR R	○ - ○ (Red)
L	_____ dB	L	X - X (Blue)
BONE R	_____ dB	BONE R	<...< (Red)
L	_____ dB	L	>...> (Blue)
<b>SPEECH AUDIOMETRY</b>		<b>MASKED</b>	
SRT R	65 dB	AIR R	△ · △ (Red)
L	70 dB	L	□ - □ (Blue)
SDS R	80 %	BONE R	[... [ (Red)
L	80 %	L	]... ] (Blue)

REMARKS: Moderate to Severe Hearing Loss

(H.6004)

AUDIOLOGIST

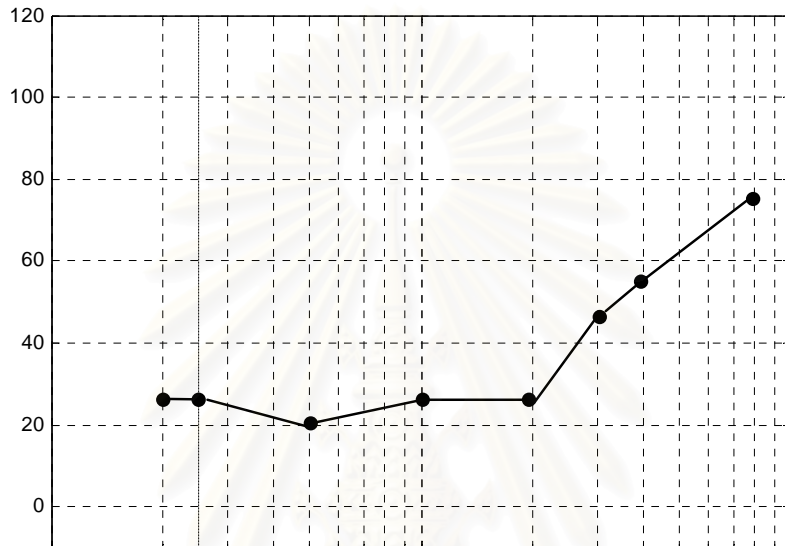
รูปที่ ก-2 กราฟ Pure tone audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่างๆ  
ของผู้ถูกทดสอบคนที่ 2 (Moderate-to-severe hearing loss)

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

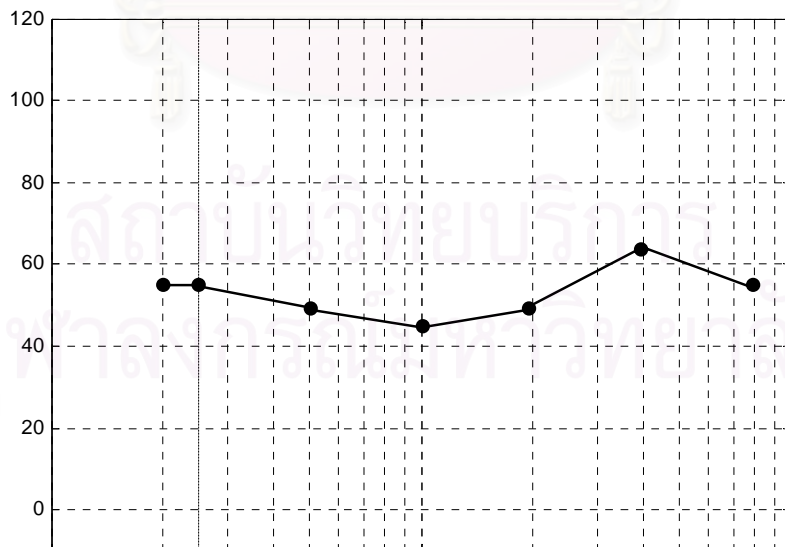
## ภาคผนวก ข

### ระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่างทั้ง 12 คน

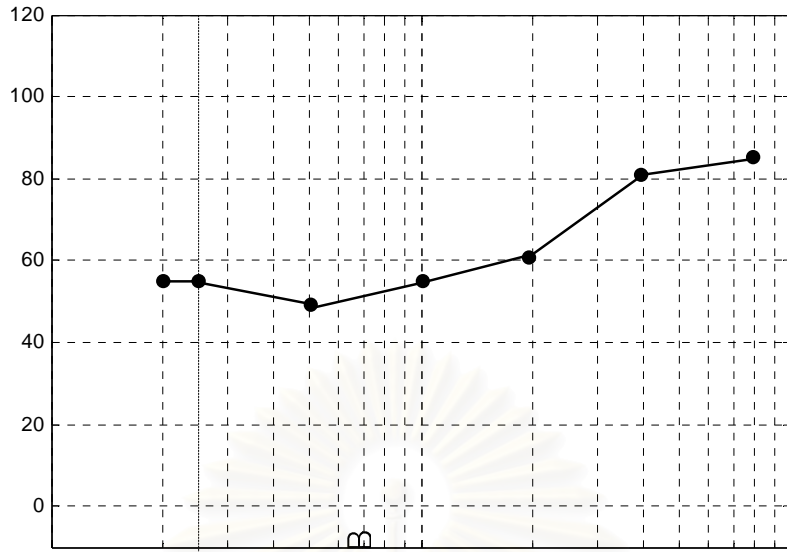
หมายเหตุ ระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข1 ถึงผู้ป่วยหมายเลข12 จากโรงพยาบาล จุฬาลงกรณ์



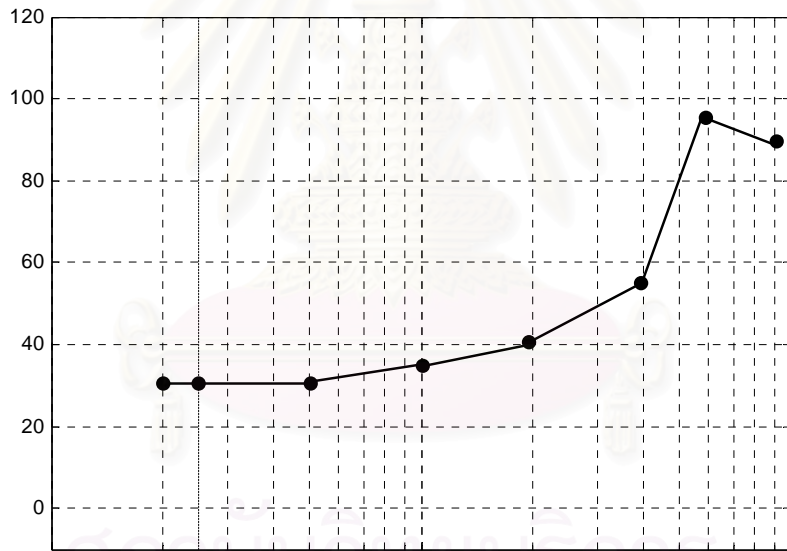
(ก) ผู้ป่วยหมายเลข1 เพศชาย อายุ 52 ปี



(ข) ผู้ป่วยหมายเลข2 เพศหญิง อายุ 36 ปี



(ค) ผู้ป่วยหมายเลข 3 เพศหญิง อายุ 48 ปี

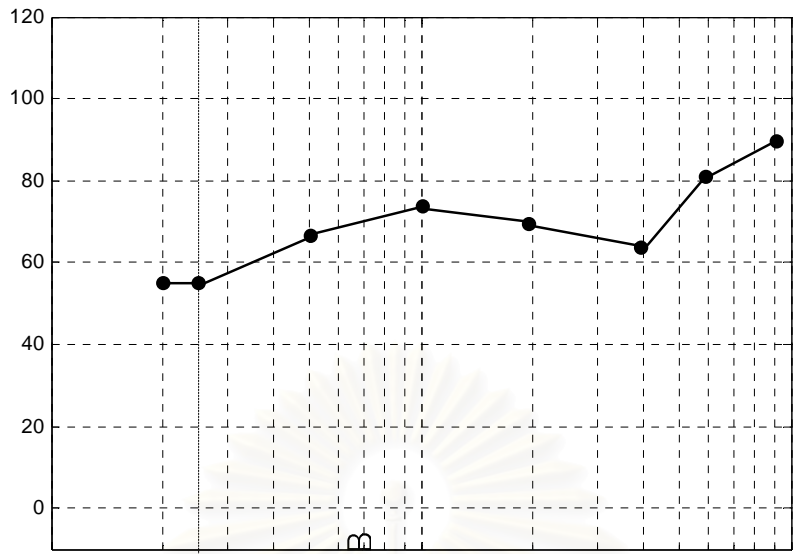


(ง) ผู้ป่วยหมายเลข 4 เพศชาย อายุ 40 ปี

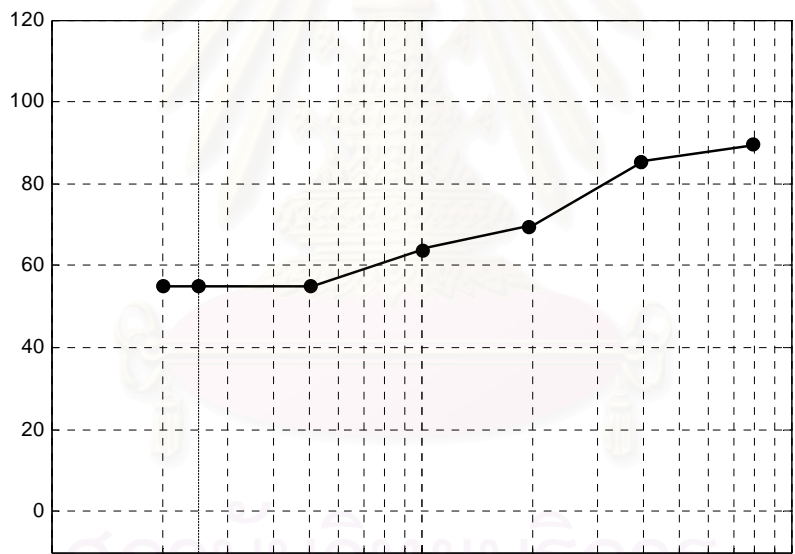
100 125 250

500

FREQU



(จ) ผู้ป่วยหมายเลข 5 เพศหญิง อายุ 17 ปี

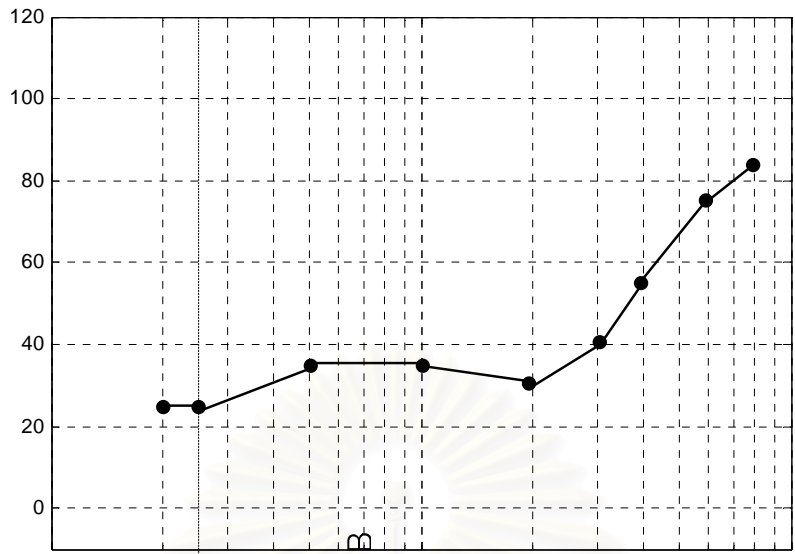


(ข) ผู้ป่วยหมายเลข 6 เพศหญิง อายุ 51 ปี

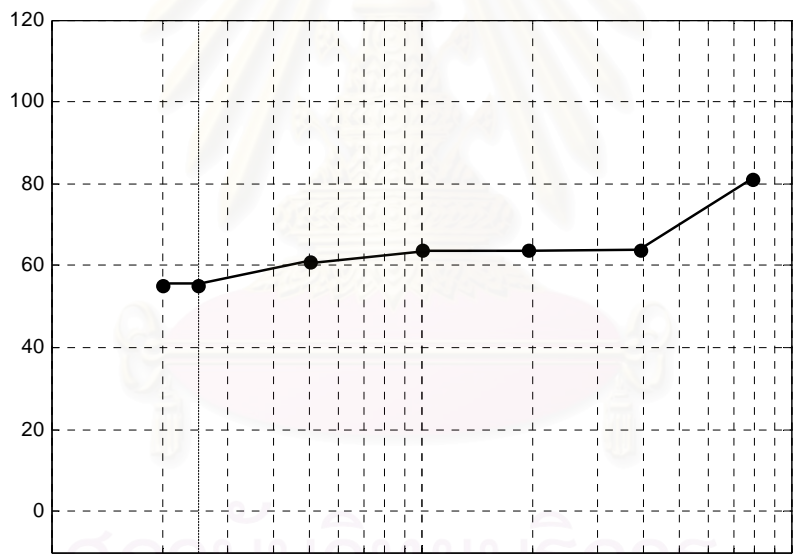
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

500

FREQU



(ข) ผู้ป่วยหมายเลข 7 เพศหญิง อายุ 49 ปี

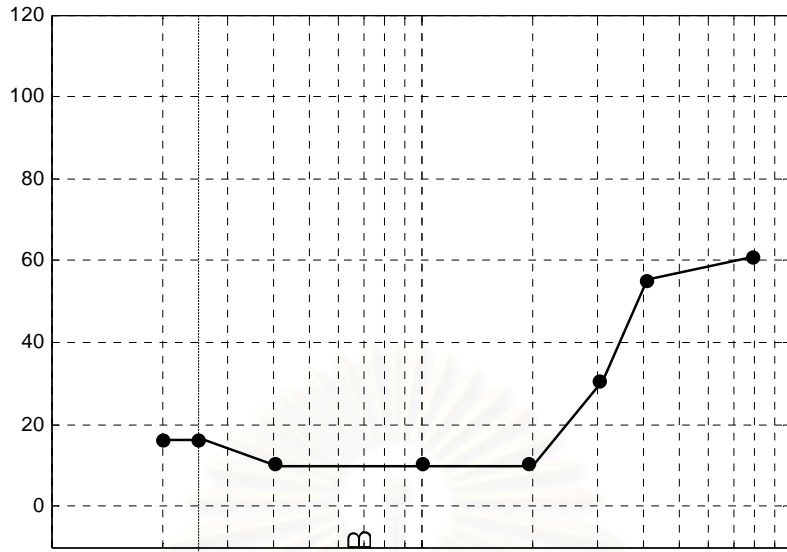


(ค) ผู้ป่วยหมายเลข 8 เพศหญิง อายุ 72 ปี

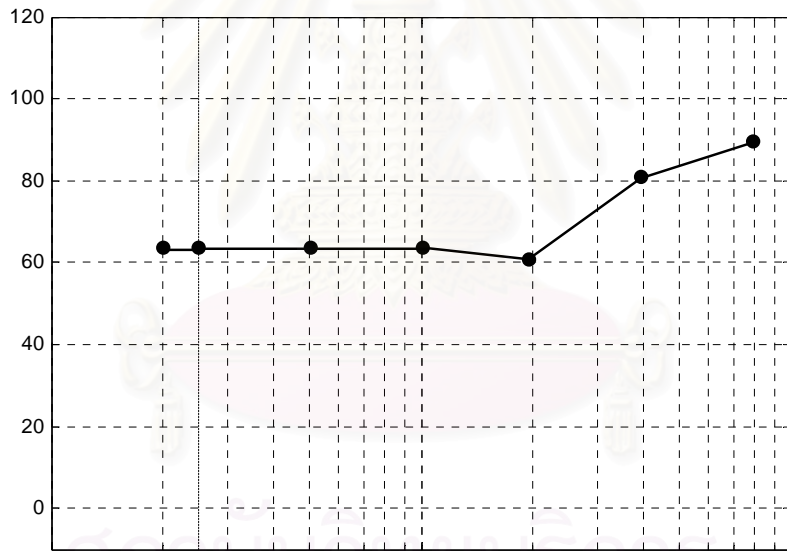
สถาบันนวัตยบรกร  
จุฬาลงกรรเมทรวิทยลัย

500

FREQU



(ฉ) ผู้ป่วยหมายเลข 9 เพศหญิง อายุ 26 ปี



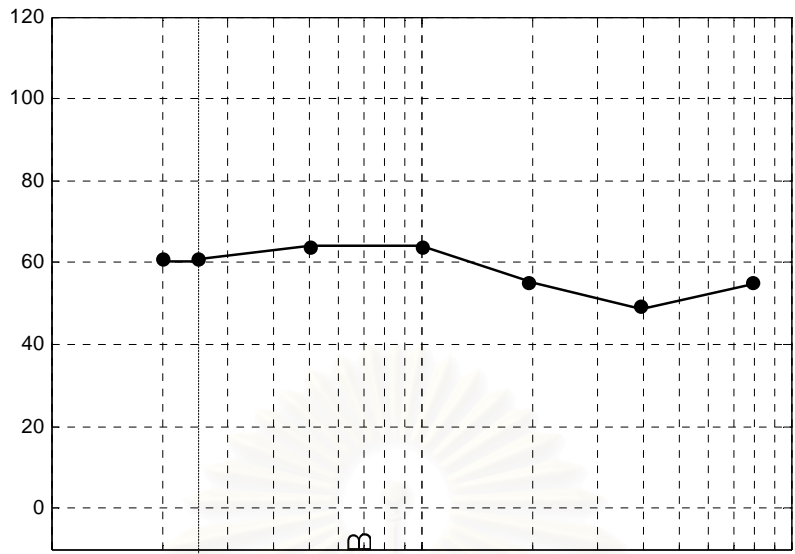
(ญ) ผู้ป่วยหมายเลข 10 เพศหญิง อายุ 54 ปี

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

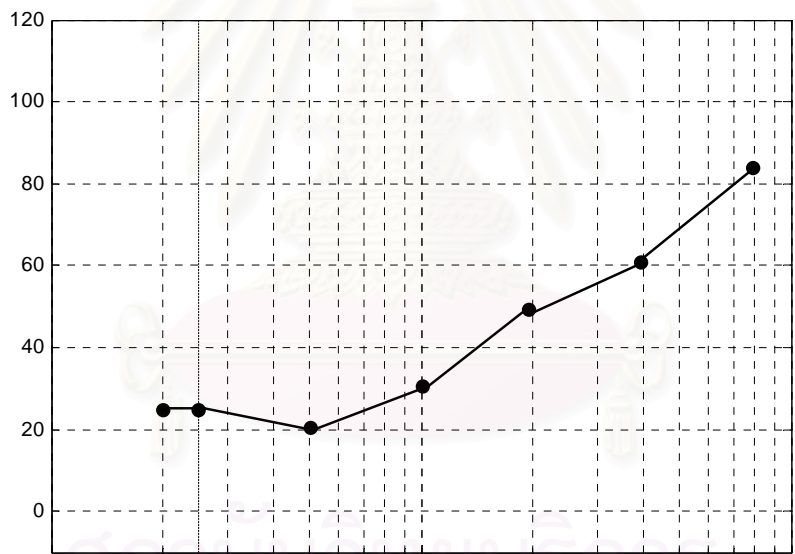
500

FREQU





(ก) ผู้ป่วยหมายเลข 11 เพศหญิง อายุ 28 ปี



(ข) ผู้ป่วยหมายเลข 12 เพศชาย อายุ 36 ปี

รูปที่ ข-1 กราฟ Pure Tone Audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้สูญเสียการได้ยิน 12 คน จากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

## ภาคผนวก ค

### ค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในผู้ป่วยหมายเลข 3 ถึงผู้ป่วยหมายเลข 12

#### 1. ผู้ป่วยหมายเลข 3

##### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 3 มีค่าเป็น 30.21 เท่า (29.60 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-1

ตารางที่ ค-1 ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 3

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	6.73 เท่า (16.56 dB)
1k-2k	10.29 เท่า (20.25 dB)
2k-4k	23.71 เท่า (27.50 dB)
4k-8k	64.94 เท่า (36.25 dB)

##### - ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ MCHA ตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 3

ตารางที่ ค-2 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 3

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	72.578	62.656	55.313	53.125	53.75	55
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		82.5	70	57.5	52.5	52.5
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			82.5	70	57.5	52.5
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				82.5	70	57.5
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					82.5	70
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						82.5

## 2. ผู้ป่วยหมายเลข 4

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 4 มีค่าเป็น 16.76 เท่า (24.48 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-3

ตารางที่ ค-3 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 4

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	1.91 เท่า (5.63 dB)
1k-2k	3.25 เท่า (10.25 dB)
2k-4k	6.49 เท่า (16.25 dB)
4k-8k	69.78 เท่า (36.88 dB)

**- ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด**

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด  
หลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 4

ตารางที่ ค-4 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 4

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
THRi(dB)	0 - 8 kHz 62.344	0 - 4 kHz 40.938	0 - 2 kHz 34.375	0 - 1 kHz 31.25	0 - .5 kHz 30	0 - .25 kHz 30
THRi(dB)		4 - 8 kHz 83.75	2 - 4 kHz 47.5	1 - 2 kHz 37.5	.5 - 1 kHz 32.5	.25 - .5 kHz 30
THRi(dB)			4 - 8 kHz 83.75	2 - 4 kHz 47.5	1 - 2 kHz 37.5	0 - 1 kHz 32.5
THRi(dB)				4 - 8 kHz 83.75	2 - 4 kHz 47.5	1 - 2 kHz 37.5
THRi(dB)					4 - 8 kHz 83.75	2 - 4 kHz 47.5
THRi(dB)						4 - 8 kHz 83.75

### 3. ผู้ป่วยหมายเลข 5

#### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 5 มีค่าเป็น 31.45 เท่า (29.95 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-5

ตารางที่ ค-5 ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 5

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	12.41 เท่า (21.87 dB)
1k-2k	24.41 เท่า (27.75 dB)
2k-4k	20.54 เท่า (26.25 dB)
4k-8k	52.33 เท่า (34.38 dB)

#### - ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 5

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ค-6 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 5

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	73.281	67.813	68.125	63.75	57.5	55
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		78.75	67.5	72.5	70	60
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			78.75	67.5	72.5	70
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				78.75	67.5	72.5
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					78.75	67.5
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						78.75

#### 4. ผู้ป่วยหมายเลข 6

##### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 6 มีค่าเป็น 43.09 เท่า (32.69 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-7



ตารางที่ ค-7 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 6

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	8.66 เท่า (18.75 dB)
1k-2k	18.30 เท่า (25.25 dB)
2k-4k	36.52 เท่า (31.25 dB)
4k-8k	86.60 เท่า (38.75 dB)

**- ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด**

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด  
หลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 6

ตารางที่ ค-8 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 6

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	78.75	70	62.5	57.5	55	55
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		87.5	77.5	67.5	60	55
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			87.5	77.5	67.5	60
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				87.5	77.5	67.5
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					87.5	77.5
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						87.5

## 5. ผู้ป่วยหมายเลข 7

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 7 มีค่าเป็น 10.67 เท่า (20.56 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-9

ตารางที่ ค-9 ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 7

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	1.91 เท่า (5.63 dB)
1k-2k	2.44 เท่า (7.75 dB)
2k-4k	4.53 เท่า (13.13 dB)
4k-8k	36.52 เท่า (31.25 dB)

### - ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 7

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ค-10 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 7

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	54.5	36.593	31.925	31.25	27.5	25
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		72.5	41.25	32.5	35	30
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			72.5	41.25	32.5	35
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				72.5	41.25	32.5
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					72.5	41.25
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						72.5

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## 6. ผู้ป่วยหมายเลข 8

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 8 มีค่าเป็น 23.27 เท่า (27.34 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-11

ตารางที่ ค-11 ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 8

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	9.65 เท่า (19.69 dB)
1k-2k	15.85 เท่า (24 dB)
2k-4k	17.78 เท่า (25 dB)
4k-8k	36.52 เท่า (31.25 dB)

### - ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 8

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ค-12 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 8

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	68.047	63.594	62.188	59.375	56.25	55
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		72.5	65	65	62.5	57.5
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			72.5	65	65	62.5
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				72.5	65	65
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					72.5	65
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						72.5

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## 7. ผู้ป่วยหมายเลข 9

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 9 มีค่าเป็น 5 เท่า (13.91 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-13

ตารางที่ ค-13 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 9

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	1 เท่า (0 dB)
1k-2k	1 เท่า (0 dB)
2k-4k	2.55 เท่า (8.13 dB)
4k-8k	15.40 เท่า (23.75 dB)

### - ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 9

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ตารางที่ ก-14 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 9

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	41.188	24.875	18.5	59.375	20	20
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		57.5	31.25	17	20	20
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			57.5	31.25	17	20
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				57.5	31.25	17
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					57.5	31.25
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						57.5

## 8. ผู้ป่วยหมายเลข10

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข10 มีค่าเป็น 32.66 เท่า (30.28 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ก-15

ตารางที่ ค-15 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 10

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	13.34 เท่า (22.50 dB)
1k-2k	13.72 เท่า (22.75 dB)
2k-4k	23.71 เท่า (27.50 dB)
4k-8k	75 เท่า (37.50 dB)

**- ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด**

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด  
หลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 10

ตารางที่ ค-16 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 10

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	73.938	66.875	63.75	65	65	65
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		85	70	62.5	65	65
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			85	70	62.5	65
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				85	70	62.5
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					85	70
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						85

## 9. ผู้ป่วยหมายเลข 11

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 11 มีค่าเป็น 10.83 เท่า (20.70 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half-Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-17

ตารางที่ ค-17 ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 11

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	11.97 เท่า (21.56 dB)
1k-2k	11.89 เท่า (21.50 dB)
2k-4k	8.66 เท่า (18.75 dB)
4k-8k	11.55 เท่า (21.25 dB)

### - ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 11

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ค-18 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 11

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1ช่วงความถี่	2ช่วงความถี่	3ช่วงความถี่	4ช่วงความถี่	5ช่วงความถี่	6ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	54.766	57.031	61.563	63.125	61.25	60
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		52.5	52.5	60	65	62.5
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			52.5	52.5	60	65
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				52.5	52.5	60
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					52.5	52.5
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						52.5

### 10. ผู้ป่วยหมายเลข12

- ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข12 มีค่าเป็น 13.47 เท่า (22.56 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 ช่วงความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ค-19

ตารางที่ ค-19 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายช่วงความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 12

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (Hz)	ค่าอัตราขยาย $G_0$
0-1k	1.29 เท่า (2.19 dB)
1k-2k	3.76 เท่า (11.5 dB)
2k-4k	10 เท่า (20 dB)
4k-8k	36.52 เท่า (31.25 dB)

**- ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด**

ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด  
หลายช่วงความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 ช่วงความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 12

ตารางที่ ค-20 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละช่วงความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 12

	จำนวนช่วงความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1 ช่วงความถี่	2 ช่วงความถี่	3 ช่วงความถี่	4 ช่วงความถี่	5 ช่วงความถี่	6 ช่วงความถี่
	0 - 8 kHz	0 - 4 kHz	0 - 2 kHz	0 - 1 kHz	0 - .5 kHz	0 - .25 kHz
THRi(dB)	58.547	44.593	34.1875	24.375	23.75	25
		4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	.5 - 1 kHz	.25 - .5 kHz
THRi(dB)		72.5	55	40	25	22.5
			4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz	0 - 1 kHz
THRi(dB)			72.5	55	40	25
				4 - 8 kHz	2 - 4 kHz	1 - 2 kHz
THRi(dB)				72.5	55	40
					4 - 8 kHz	2 - 4 kHz
THRi(dB)					72.5	55
						4 - 8 kHz
THRi(dB)						72.5

## ภาคผนวก ง

### บทความทางวิชาการของทีมผู้วิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. P. Chaisakul, N. Tangsangiumvisai, P. Luangpitakchumpon and A. Nishihara, “On the use of linear prediction for acoustic feedback cancellation in multi-band hearing aids”, in the Proceedings of the 14th European Conference on Signal Processing (EUSIPCO2006, Florence, Italy), 4-8 September 2006.
2. P. Chaisakul, N. Tangsangiumvisai and P. Luangpitakchumpon, “Effects of Multi-band Compression in Hearing Aids on Dynamic Range Improvement” in the Proceedings of the 29th Electrical Engineering Conference (EECON'06, Pattaya, Thailand), 9-10 November 2006.
3. P. Chaisakul, N. Tangsangiumvisai, P. Luangpitakchumpon, “Number-of-band Selection for Acoustic Feedback Cancellation in Multi-band Compression Hearing Aids” in the Proceedings of IEEE International Region 10 Technical Conference on Analog and Digital Techniques in Electrical Engineering (TENCON'06, Hong Kong), 14-17 November 2006.

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



# ON THE USE OF LINEAR PREDICTION FOR ACOUSTIC FEEDBACK CANCELLATION IN MULTI-BAND HEARING AIDS

*P. Chaisakul*<sup>1</sup>, *N. Tangsangiumvisai*<sup>1</sup>, *P. Luangpitakchumpon*<sup>2</sup> and *A. Nishihara*<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Digital Signal Processing Research Laboratory, Department of Electrical Engineering, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, THAILAND, E-mail: [Nisachon.T@chula.ac.th](mailto:Nisachon.T@chula.ac.th)

<sup>2</sup>Department of Otolaryngology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, THAILAND

<sup>3</sup>The Center for Research and Development of Educational Technology, Tokyo Institute of Technology, Tokyo, 152-8552, JAPAN, E-mail: [aki@cradle.titech.ac.jp](mailto:aki@cradle.titech.ac.jp)

## ABSTRACT

*An efficient approach to mitigate the howling effect in hearing aids is via the use of Acoustic Feedback Cancellation (AFC). In this paper, the use of a Forward Linear Predictor (FLP) is investigated to improve the performance of an AFC system in multi-band hearing aids. The FLP is used to predict the speech input signal before eliminating it from the error signal of the AFC system. Computer simulations demonstrate that more accurate estimation of the acoustic feedback signal than the conventional AFC system can be obtained. In addition, maximum usable gain of hearing aids required by the users can be achieved when employing the proposed multi-band AFC system.*

## 1. INTRODUCTION

In order to facilitate the hearing impairment problem, hearing aids are normally employed to amplify the sounds of interest. However, hearing-impaired people usually have frequency-dependent characteristics of hearing loss [1]. Thus, conventional hearing aids, which amplify all the sounds at different frequencies with the same amount of amplification, should not be selected. Multi-band hearing aids, where various amplification gains are applied in different frequency bands, are therefore focused in this paper.

For people with sensorineural hearing loss, In-The-Ear (ITE) hearing aids are normally used. The air vent between the hearing aid device and the ear of the user, however, causes the acoustic feedback path. Therefore, the leakage of the amplified sounds from the output of the device is sent back to its microphone. With high values of the amplification gain, the acoustic feedback signal is perceived as whistling or howling by the hearing aid user. As a result, possible maximum gain of the device is limited in order to avoid the howling effect. Acoustic Feedback Cancellation (AFC), which employs an adaptive filter to estimate the acoustic feedback signal, is therefore necessary for hearing aids. Thus, the required amplification gain of the devices can be adjusted according to the hearing loss of the users.

The AFC system is usually categorized into two types; non-continuous and continuous adaptation of the adaptive filters. For the AFC system with non-continuous adaptation [2, 3], the acoustic feedback signal is eliminated solely when

the howling effect is detected. Since the training sequence, such as white noise, of the adaptive filter can be perceived by the hearing-aid users, this type of AFC system is only suitable for the people with severe hearing loss.

On the other hand, the AFC system with continuous adaptation [4] – [7], where the adaptive filter continuously identifies the acoustic feedback path, is preferred. However, misconvergence of the adaptive filter occurs. Two main factors of the misconvergence problem are due to the correlation between the input and the output signals of hearing aids and the existence of the speech input energy within the error signal. To sufficiently decorrelate the input and the output signals, a fixed delay of at least 1 ms is suggested to be employed in the forward path of the AFC system [6]. To eliminate the speech input signal from the error signal of the AFC system, it is proposed in [8] to use a Forward Linear Predictor (FLP) for speech input signal estimation. The predicted speech signal is then removed from the error signal before sending to the adaptation process. Alternatively, a technique to estimate the inverse of the speech signal model is proposed in [9]. These approaches result in improved performance of the adaptive filter in the AFC system.

When the hearing-aid user wear the device in one ear, the output signal arriving the impaired ear will be delayed, as compared to the signal arriving at the other ear. In order not to destroy the stereo perception of the signals, the inter-aural delay, which is the difference between the group delay of the left-channel and the right-channel signals, should be under the limit of 200  $\mu$ s [8, 10]. The use of a fixed delay of 1 ms to the signal in the forward path will, however, result in fixed inter-aural delay that exceeds the 200  $\mu$ s limit and thus, will lead to the degradation of the stereo signals. Therefore, in this paper, the use of FLP in [8] without any fixed delay in the forward path is investigated to be employed with the AFC system in multi-band hearing aids. This will be compared to the AFC systems; with and without fixed delay in the forward path, in conventional hearing aids.

This paper is organized as follows. Section II describes the AFC system in hearing aids. In Section III, the use of FLP in the multi-band AFC system are presented, followed by simulation results based on a real speech signal and real database of hearing-impaired people. Finally, the conclusions are given in Section V.

## 2. THE AFC SYSTEM

A block diagram of the conventional AFC system for hearing aids is illustrated in Fig. 1. The input and the output signals of the system are denoted by  $x(n)$  and  $s(n)$  respectively. The impulse response of the acoustic feedback path is represented by  $\mathbf{f}(n)$ . The microphone signal,  $d(n)$ , contains both the input signal,  $x(n)$ , and the feedback signal,  $y(n)$ . The forward path of the hearing aid,  $\mathbf{g}(n)$ , is represented by the amplification gain,  $G_0$ , of the device. Therefore, the feedback signal,  $y(n)$ , is sent to the ear canal of the HA user via the output signal,  $s(n)$ . A Finite Impulse Response (FIR) adaptive filter of length  $L$ ,  $\mathbf{w}(n) = [w_0(n), w_1(n), \dots, w_{L-1}(n)]^T$ , is used to estimate the feedback path,  $\mathbf{f}(n)$ . The error signal, which is the difference between the microphone signal and the estimated feedback signal,  $\hat{y}(n) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{s}(n)$ , is given by

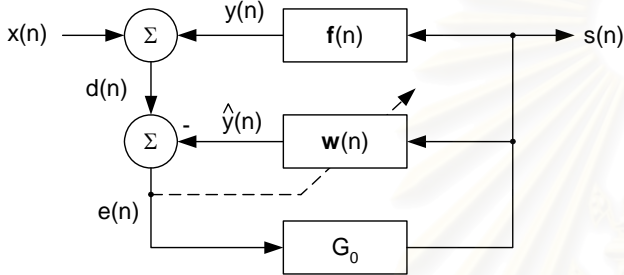


Figure 1: Acoustic feedback cancellation with continuous adaptation.

$$e(n) = d(n) - \hat{y}(n) \quad (1)$$

$$= x(n) + [\mathbf{f}(n) - \mathbf{w}(n)]^T \mathbf{s}(n) \quad (2)$$

Where the output signal vector of length  $L$  is given by  $\mathbf{s}(n) = [s(n), s(n-1), \dots, s(n-L+1)]^T$ . Once the adaptive filter can identify the feedback path correctly, it can be seen from Eq.(2) that the error signal,  $e(n)$ , approaches the speech input signal,  $x(n)$ . According to linear optimal filtering that chooses to minimize the mean-square value of the error signal [9], the existence of  $x(n)$  within  $e(n)$ , however, makes the adaptive filter not converge to the acoustic feedback path. Hence, the acoustic feedback signal cannot be efficiently eliminated.

## 3. THE PROPOSED AFC SYSTEM

One of the main reason that the adaptive filter does not converge to the true solution, or diverges from its steady state, is because the error signal,  $e(n)$ , becomes enormous, i.e. contains the speech input signal,  $x(n)$ , as shown in the previous subsection. In order to make the error signal,  $e(n)$ , to be minimum in the mean-square sense, it is suggested in [8] that the speech input signal,  $x(n)$ , should be estimated by employing the FLP. In this section, Recursive Least Square (RLS)-type FLP in [8] is summarized in brief. Then the hearing loss characteristics of two study cases are given, followed by the calculation of the amplification gain for multi-band hearing aids. Finally, the use of FLP in the proposed multi-band AFC system is presented.

### 3.1. The forward linear predictor

The error signal,  $e(n)$ , is used as the input signal to the FLP part, as shown in Fig. 2. With the prediction order of  $M$ , the estimation of input signal is given by

$$\hat{e}(n) = \sum_{j=1}^M w_f(j)e(n-j) \quad (3)$$

where  $\mathbf{w}_f^M(n) = [w_{f,1}(n), w_{f,2}(n), \dots, w_{f,M}(n)]^T$  denotes the prediction coefficient vector of FLP. The forward prediction error is defined as

$$e_1(n) = e(n) - \hat{e}(n) \quad (4)$$

The update equation of the prediction coefficients is given by

$$\mathbf{w}_f^M(n+1) = \mathbf{w}_f^M(n) + \mathbf{k}(n)e_1(n) \quad (5)$$

The Kalman gain vector is obtained from

$$\mathbf{k}(n) = \frac{\boldsymbol{\pi}(n)}{\lambda + \mathbf{u}^T(n-1)\boldsymbol{\pi}(n)} \quad (6)$$

where  $\mathbf{u}(n) = [u(n), \dots, u(n-M+1)]^T$  is the vector of length  $M$  of the delayed input signal of FLP and

$$\boldsymbol{\pi}(n) = \mathbf{P}(n-1)\mathbf{u}(n) \quad (7)$$

The inverse of the autocorrelation matrix of the signal  $u(n)$ ,  $\mathbf{P}(n)$ , can be found recursively as

$$\mathbf{P}(n) = \lambda^{-1}(\mathbf{I}_M - \mathbf{k}(n)\mathbf{u}^T(n))\mathbf{P}(n-1) \quad (8)$$

where  $0 << \lambda < 1$  is the forgetting factor and  $\mathbf{I}_M$  is an  $M \times M$  identity matrix. When the predicted speech signal,  $\hat{e}(n)$ , is removed from the error signal,  $e(n)$ , the new error signal,  $e_1(n)$ , is subsequently used for the adaptation process of the adaptive filter,  $\mathbf{w}(n)$ . The desired speech signal,  $x(n)$ , contained in the error signal,  $e(n)$ , is sent to the forward path of the hearing aid for amplification, as required.

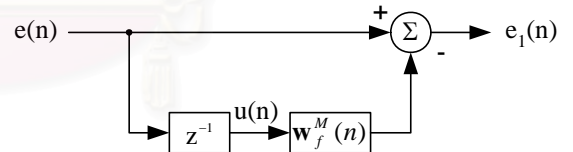


Figure 2: A Forward Linear Predictor.

### 3.2. Hearing loss characteristics

Two different hearing characteristics, collected from two patients at Chulalongkorn hospital, Bangkok; one with high-frequency hearing loss and the other with moderate-to-severe hearing loss, are shown in the audiogram in Fig. 3. The hearing test used a pure tone that automatically sweeps in frequency over the desired frequency range as measurement signals [11]. The hearing sensitivity of the patients is illustrated in minimum hearing threshold level of pure tone signals perceived for different frequencies, which is called Sound Pressure Level (SPL), measured in dB. The normal hearing threshold, obtained from a person with normal hearing, is also given in Fig. 3 as a reference [12].

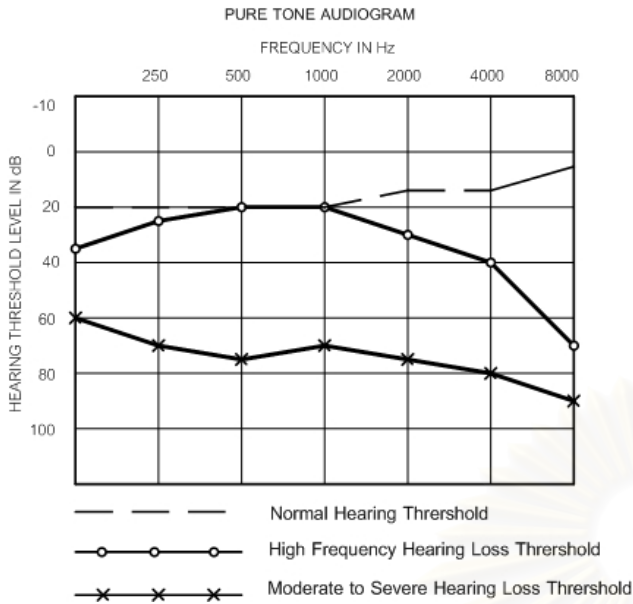


Figure 3: Pure tone audiogram indicating hearing threshold of two patients with different hearing thresholds.

### 3.3. Amplification gain

Table 1: Insertion gain used for two types of hearing loss.

Frequency Range of Input Signal (Hz)	Types of hearing loss	
	High-frequency hearing loss (dB)	Moderate-to-severe hearing loss (dB)
0 - 1k	8	25
1k - 2k	5	28
2k - 4k	10	31
4k - 8k	25	37

To restore normal loudness perception, the gain needed at each frequency for the amplification of the input signal is equal to the threshold loss, which is equal to the difference between the measured SPL characteristics and the normal hearing threshold at any particular frequency. Due to the variation of speech energy across frequencies, the half-gain rule [11] is applied in this paper in order to avoid excessive loudness, i.e. the gain chosen at each frequency is approximately half of the amount of the previously calculated gain. For any selected frequency subband, the average of calculated gains within that band of interest is obtained. Table 1 shows the insertion gains (in dB) according to the audiogram of two patients in Fig. 2. It can be seen that higher levels of amplification gain are required in the high-frequency ranges than in the low-frequency ones.

### 3.4. The Proposed Multi-band AFC System

According to the hearing loss characteristics, hearing aids should therefore be divided into a number of subbands so that different amplification gains can be applied accordingly.

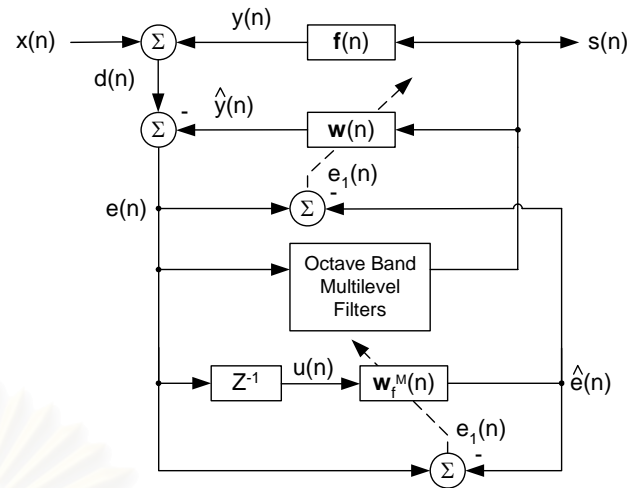


Figure 4: The proposed multi-band AFC system.

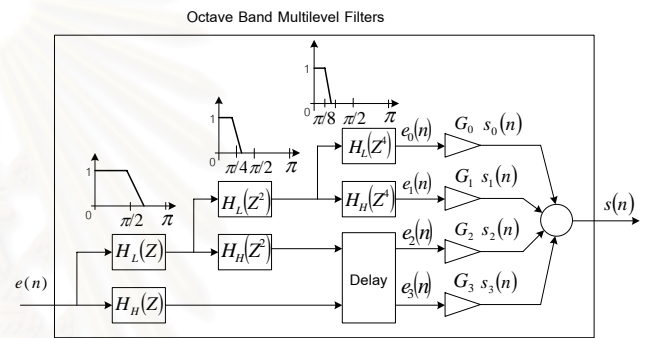
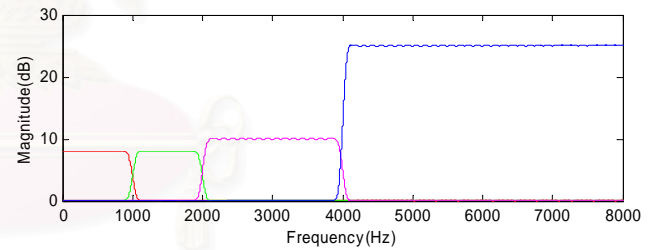
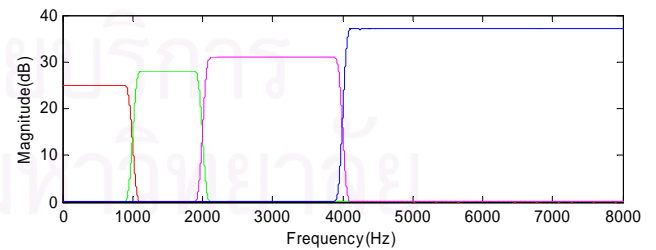


Figure 5: Octave Band Multilevel Filters.



(a)



(b)

Figure 6: Frequency response of the Octave Band Multilevel Filters for (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

A block diagram of the proposed AFC system for multi-band hearing aids, with the use of FLP, is illustrated in Fig. 4. The number of subbands is chosen to be  $M = 4$  due to the frequency range of the hearing test, as given in Table 1.



The Octave Band Multilevel Filters [13] is employed for splitting the error signal,  $e(n)$ , into  $M$  subbands. A single prototype FIR halfband filter is used to generate the filter bank for all subbands via the tree structure, as shown in Fig. 5. With different amplification gains,  $G_i$ , according to Table 1, the frequency responses of the Octave Band Multilevel Filters for high-frequency hearing loss and moderate-to-severe hearing loss are depicted in Fig. 6 (a) and Fig. 6 (b), respectively. Subsequently, these subband signals,  $s_i(n)$ , are summed up to obtain the amplified signal,  $s(n)$ .

#### 4. SIMULATION RESULTS

A speech signal with sampling rate of  $16 \text{ kHz}$ , normalised to have unity variance, as depicted in Fig. 7, was used as the input signal,  $x(n)$ , of the hearing aids. In all simulations, the AFC system employed the Normalised Least Mean Square (NLMS) algorithm with step-size  $\mu = 0.03$  and  $\mu = 0.0055$  for patients with high-frequency hearing loss and moderate-to-severe hearing loss, respectively. The acoustic feedback path was assumed to be time-invariant,  $\mathbf{f}$ , and modelled as shown in Fig. 8. The performance of the AFC system was evaluated via the Weight Error Vector Norm (WEVN), which is given by

$$\text{WEVN}(n) = 10 \times \log_{10} \frac{\|\mathbf{f} - \mathbf{w}(n)\|^2}{\|\mathbf{f}\|^2} \quad (9)$$

where  $\|\cdot\|$  denotes the Euclidean norm of a vector.

For comparison, the amplification gains in the conventional AFC system were chosen to be the average of those gains in all frequency ranges, i.e. 12 dB for the patients with high-frequency hearing loss and 30 dB for those with moderate-to-severe hearing loss. The conventional AFC systems with and without the use of FLP were compared with the proposed multi-band AFC system. For high-frequency hearing loss, it is shown in Fig. 9 (a) that the WEVN performance when using the proposed technique reaches about  $-7$  dB, which is far better than those of the conventional AFC systems that diverge from their steady state. In the case of moderate-to-severe hearing loss, Fig. 9 (b) illustrates that the proposed AFC system gives much superior WEVN performance than the conventional ones that become divergent either with or without the use of FLP. This can be explained that the feedback signal of the multi-band AFC system is much less than that of the conventional one, as shown in Fig. 10.

For each case, the amplification gain was increased until its maximum value was reached and the output signal,  $s(n)$ , did not cause any discomfort to the listeners performing listening tests. It can be seen from Fig. 11 that, the multi-band hearing aid scheme enables the peak gain to reach 45 dB for the patient with high-frequency hearing loss and 42 dB for that with moderate-to-severe hearing loss. These are 10 dB higher than the achievable gain of the conventional hearing aid. As a result, this demonstrates that maximum usable gain of hearing aids required by the users can be achieved when employing the proposed multi-band AFC system, whereas lower level of the amplification gain can be applied when employing the conventional AFC system.

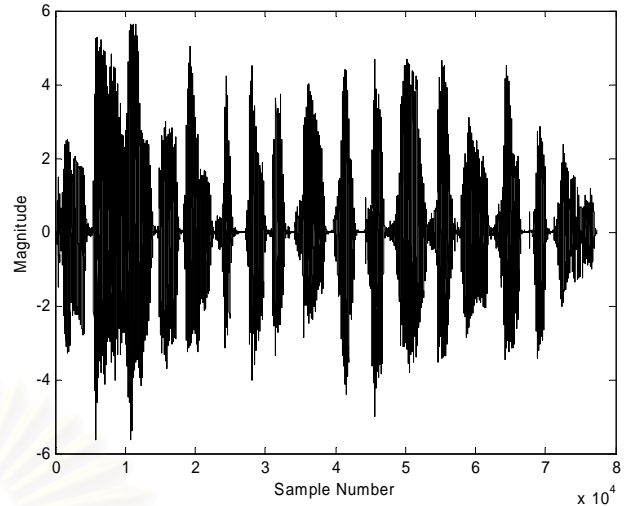


Figure 7: Speech input signal.

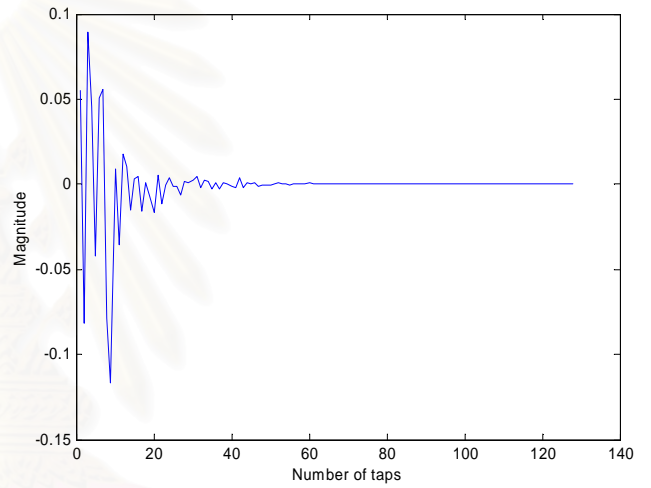


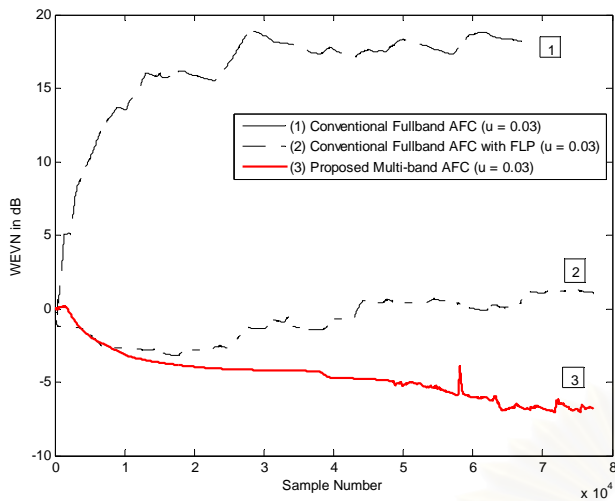
Figure 8: Impulse response of the acoustic feedback path.

#### 5. CONCLUSIONS

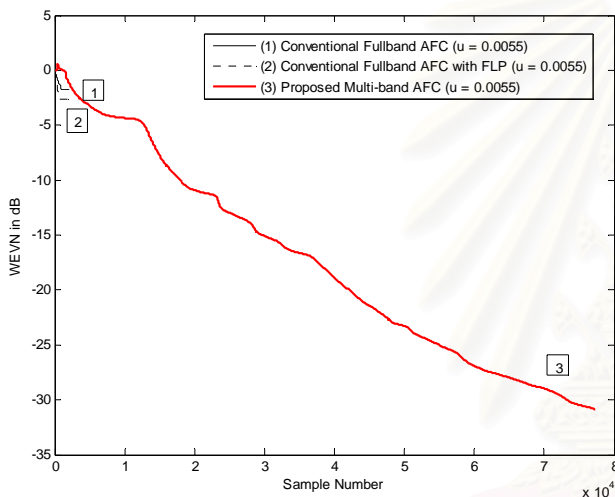
The proposed AFC system for multi-band hearing aids, using FLP has been suggested in this paper. It has been demonstrated that improved performance of the proposed AFC system can be achieved, as compared to the conventional hearing aids, with and without fixed delay in the forward path. By using the proposed multi-band AFC system, with half-gain rule, maximum usable gain of hearing aids to fit the requirements of the patients can be obtained.

#### 6. ACKNOWLEDGMENTS

This work has been supported by Ratchadapiseksompoj Endowment, Chulalongkorn University, and the Cooperation Project between the Department of Electrical Engineering and Private Sector for Research and Development, Chulalongkorn University, Thailand. The second and the last authors are indebted to Japan Society for the Promotion of Sciences for their support in the JSPS Invitation Fellowship Program.



(a)



(b)

Figure 9: Comparison of WEVN performance of the AFC systems with (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

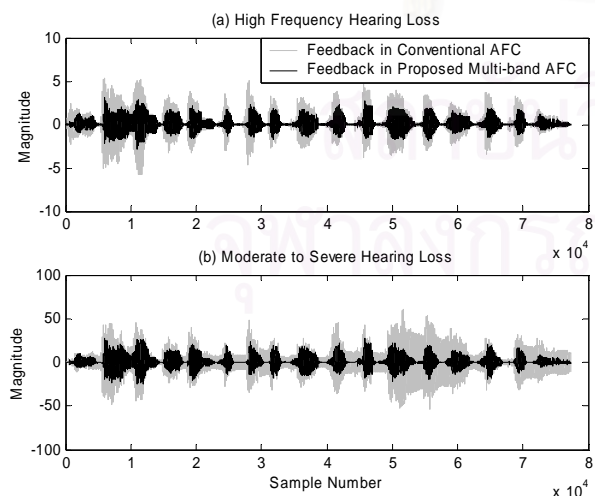


Figure 10: Feedback signal,  $y(n)$ , of the AFC system for (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

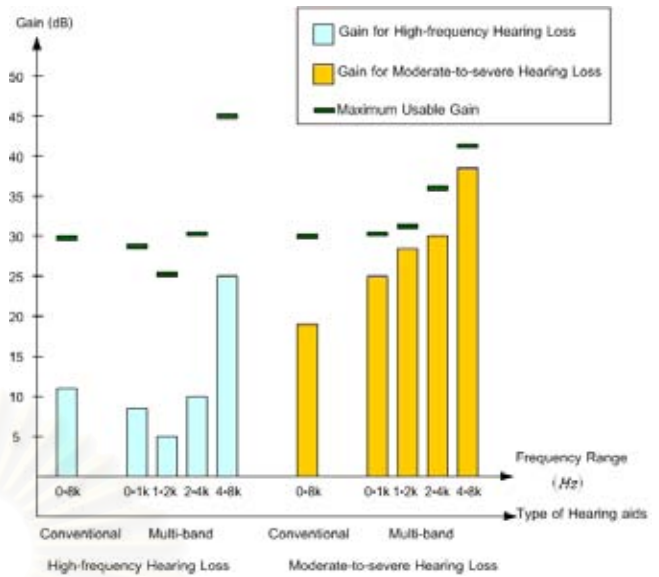


Figure 11: Comparison of maximum amplification gains.

## REFERENCES

- [1] S. Wyrsh and A. Kaelin, "Subband Signal Processing for Hearing Aids," in *Proc. ISCAS 1999*, Orlando, Florida, Vol. 3, pp. 29-32, May 1999.
- [2] J. Kates, "Feedback cancellation in hearing aids : Results from a computer simulation," *IEEE Trans. on Signal Processing*, Vol. 39, No. 3, pp. 553-562, March 1991.
- [3] J. Maxwell and P. Zurek, "Reducing acoustic feedback in hearing aids," *IEEE Trans. on Speech and Audio Proc.*, Vol. 3, No. 4, pp. 304-313, July 1995.
- [4] D. K. Bustamante, *et. al.*, "Measurement of adaptive suppression of acoustic feedback in hearing aids," in *Proc. ICASSP 1989*, Glasgow, U.K., Vol. 3, pp. 2017-2020, May 1989.
- [5] P. Estermann and A. Kaelin, "Feedback cancellation in hearing aids: Results from using frequency-domain adaptive filters," in *Proc. ISCAS 1994*, London, U.K., Vol. 2, pp. 257-260, May 1994.
- [6] M. G. Siqueira and A. Alwan, "Steady-state analysis of continuous adaptation in acoustic feedback reduction systems for hearing-aids," *IEEE Trans. on Speech and Audio Proc.*, Vol. 8, No. 4, pp. 443-453, July 2000.
- [7] J. Hellgren, "Analysis of Feedback Cancellation in Hearing Aids with Filtered-X LMS and the Direct Method of Closed Loop Identification," *IEEE Trans. on Speech and Audio Proc.*, Vol. 10, No. 2, pp. 119-131, February 2002.
- [8] A. Chankawee and N. Tangsangiumvisai, "Performance Improvement of Acoustic Feedback Cancellation in Hearing Aids using Linear Prediction," in *Proc. TENCON 2004*, Chaing Mai, Thailand, Vol. 1, pp. 116-119, November 2004.
- [9] A. Spriet, *et. al.*, "Adaptive Feedback Cancellation in Hearing Aids with Linear Prediction of the Desired Signal," *IEEE Trans. on Signal Proc.*, Vol. 53, No. 10, pp. 3749-3763, October 2005.
- [10] E. Zwicker and H. Fastl, *Psychoacoustics : Facts and Models*, Springer-Verlag, 1990.
- [11] H. Dillon, *Hearing Aids*, Boomerang Press, 2001.
- [12] <http://www.daytonent.com/audiogram.asp>
- [13] R. Hirai and A. Nishihara, "Octave Band Multilevel Filters Using a Halfband Filter," *IEICE Technical Report, CAS2004-69*, pp. 13-18, January 2005.

# Effects of Multi-band Compression in Hearing Aids on Dynamic Range Improvement

P. Chaisakul<sup>1</sup>, N. Tangsangiumvisai<sup>1</sup> and P. Luangpitakchumpon<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Digital Signal Processing Research Laboratory, Department of Electrical Engineering, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, THAILAND, E-mail: Nisachon.T@chula.ac.th

<sup>2</sup> Department of Otolaryngology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, THAILAND

## Abstract

Effects of numbers of bands in multi-band compression hearing aids are investigated in this paper. Significant improvement in the performance of the AFC system is demonstrated via computer simulations based on different hearing loss characteristics. Moreover, the increment of the dynamic range of hearing when employing multi-band compression hearing aids is shown, as compared to that of conventional hearing aids.

**Keywords:** Acoustic Feedback Cancellation, multi-band compression, hearing aids.

## 1. Introduction

Hearing-aid devices are normally employed to compensate for hearing loss in hearing-impaired people. For people with sensorineural hearing loss, they usually experience abnormal perception of loudness named *loudness recruitment*, i.e. a slight increase in sound intensity above the threshold of hearing can be unbearably loud for them but very-low-intensity sounds are inaudible. A similar phenomenon also occurs when employing conventional linear hearing aids where all sounds at different frequencies are amplified by the same amount of gain. When the gain of the device is increased with linear amplification so as to make low-intensity or soft sounds audible, other high-intensity or loud sounds will become uncomfortably loud for the hearing-aid users. Likewise, soft sounds may be inaudible when the gain of the device is reduced. As a result, the range of useable amplification gain of the hearing-aid devices is narrowed. In effect, the hearing-aid users may not be able to hear some weaker sounds in the high-frequency regions, for example, some consonants might be misheard, since the speech signals are dominated by their low-frequency components.

Another discomfort for people with sensorineural hearing loss is the howling effect. When In-The-Ear (ITE) hearing aids are used, the amplified sounds can, however, leak to their microphones through the air vent. This acoustic feedback signal is perceived as howling by the hearing-aid users, particularly when high amplification gains are used. Thus, possible maximum gains of the device are limited to prevent from the howling effect. An Acoustic Feedback Cancellation (AFC) system [1] is therefore necessary to eliminate the feedback signal.

In order to avoid these difficulties, multi-band compression hearing aids are therefore considered to be more appropriate for hearing loss compensation than the

conventional ones with linear amplification gain. By splitting the incoming signal into different frequency bands, various amplification gains can be applied to those bands accordingly to the frequency-dependent characteristics of hearing loss [1]. In addition, to better match the dynamic range of hearing-impaired people, which is normally less than those with normal hearing, compression systems are necessary. In this paper, multi-band compression hearing aids are investigated in order to observe the choice of numbers of bands of the devices. The performance of multi-band compression hearing aids, in terms of dynamic range of hearing and the ability of acoustic feedback cancellation, are compared against the conventional ones.

This paper is organized as follows. Section II describes the AFC system for multi-band compression hearing aids. In Section III, the compression rule is presented. Simulation results based on real speech signals and real database of hearing-impaired people are given in Section IV. Finally, the conclusions are given in Section V.

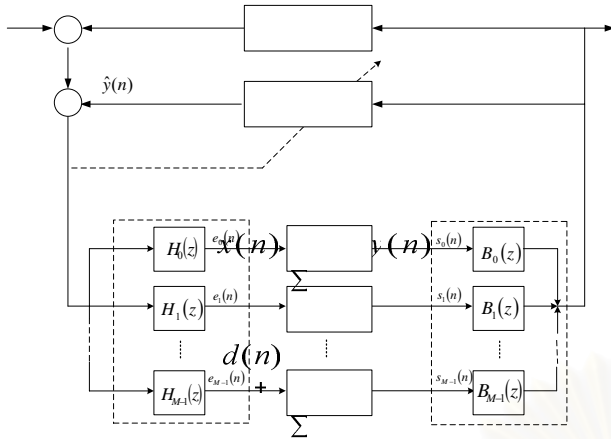
## 2. The AFC system for multi-band compression hearing aids

A block diagram of the AFC system for a multi-band compression hearing aid is illustrated in Fig. 1. On the forward path of the system, the input signal,  $x(n)$ , is divided into  $M$  bands via the Analysis Filter Banks. Various amplification gains in  $M$  bands are represented by the amplitude compression blocks. The amplified signal,  $s(n)$ , is obtained through the Synthesis Filter Banks. Due to the acoustic feedback path, represented by the impulse response  $f(n)$ , the feedback signal,  $y(n)$ , however, occurs. This is perceived by the hearing-aid user since the microphone signal of the device,  $d(n)$ , contains both the required input signal,  $x(n)$ , and the feedback signal,  $y(n)$ . An  $L$ -tap adaptive filter  $w(n)$ , is employed to estimate the feedback path  $f(n)$ . When  $w(n)$  converges to  $f(n)$ , the howling effect can therefore be diminished.

## 3. Compression Rule

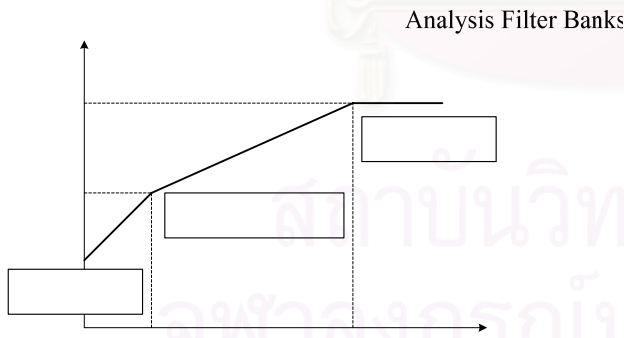
The dynamic range of human hearing is defined as the difference between the softest sound we can perceive, known as threshold of hearing (THR), and the loudest sound before being uncomfortable, which is known as threshold of pain [2], or is sometimes called the uncomfortable level (UCL). The major role of compression is to decrease the dynamic range of signals so that all signals of interest can fit within the restricted





**Figure 1:** The multi-band compression AFC system.

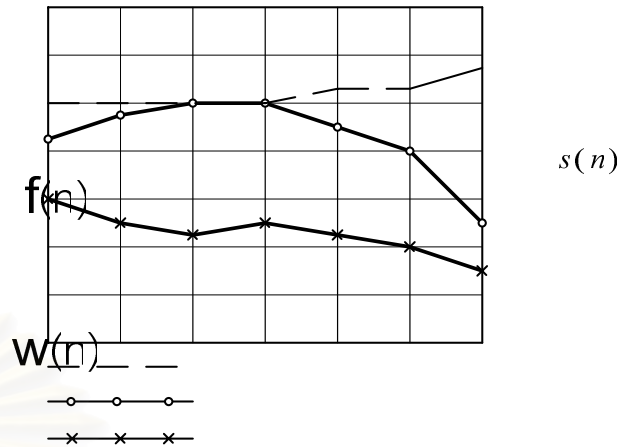
dynamic range of a hearing-impaired person [3]. The THR for people with hearing impairment ( $THR_I$ ) are normally higher than those for people with normal hearing ( $THR_N$ ). In this paper, the compression rule called Desired Sensation Level (DSL) is used for gain calculation in each frequency band. As shown in Fig. 2, there are three regions with different compression rules. First, for the input signals below  $THR_N$  level, linear compression is used. Second, for those input signals between  $THR_N$  and  $THR_I$  levels, Wide Dynamic Range Compression (WDRC) is employed. Then, high level compression is selected for the input signals above  $THR_I$  level, i.e. any input signal above  $THR_I$  level is compressed to be equal to the UCL. Note that, UCL of normal hearing and hearing-impaired people, are set to be equal to each other [3].



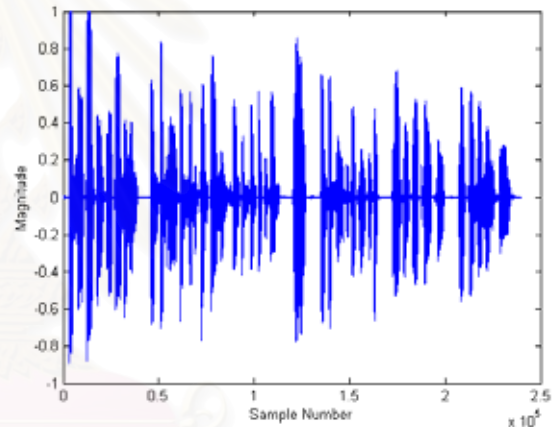
**Figure 2:** Desired Sensation Level (DSL)

#### 4. Simulation Results

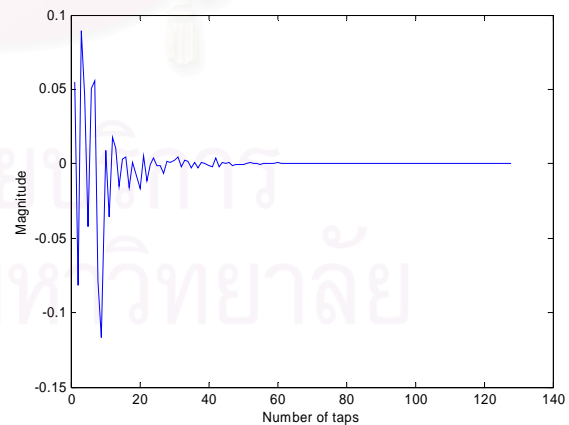
The pure tone audiogram of two patients at King Chulalongkorn Memorial hospital is shown in Fig. 3; one with high-frequency hearing loss and the other with moderate-to-severe hearing loss. The hearing test uses a pure tone that automatically sweeps in frequency over the desired frequency range as measurement signals [3]. Note that, those pure tones are at 250, 500, 1000, 2000, 4000 and 8000 Hz. The hearing sensitivity of the patients



**Figure 3:** Pure tone audiogram indicating two different thresholds of hearing as compared with the normal one.



**Figure 4:** Speech input signal



**Figure 5:** Impulse response  $f(n)$ .

is illustrated via minimum level of pure tone signals perceived at different frequencies, known as Sound Pressure Level (SPL). The normal threshold of hearing, obtained from a person with normal hearing, is also given as a reference.

A speech signal with sampling rate of 16 kHz, normalised to have unity variance, as depicted in Fig. 4, was used as the input signal,  $x(n)$ , of the hearing aids. In all simulations, the AFC system employed the Normalised Least Mean Square (NLMS) algorithm with step-size  $\mu = 0.0055$  for both patients. The acoustic feedback path was assumed to be time-invariant,  $f$ , and modelled as shown in Fig. 5. The performance of the AFC system was evaluated via the Weight Error Vector Norm (WEVN), which is given by

$$\text{WEVN}(n) = 10 \times \log_{10} \frac{\|\mathbf{f} - \mathbf{w}(n)\|^2}{\|\mathbf{f}\|^2} \quad (1)$$

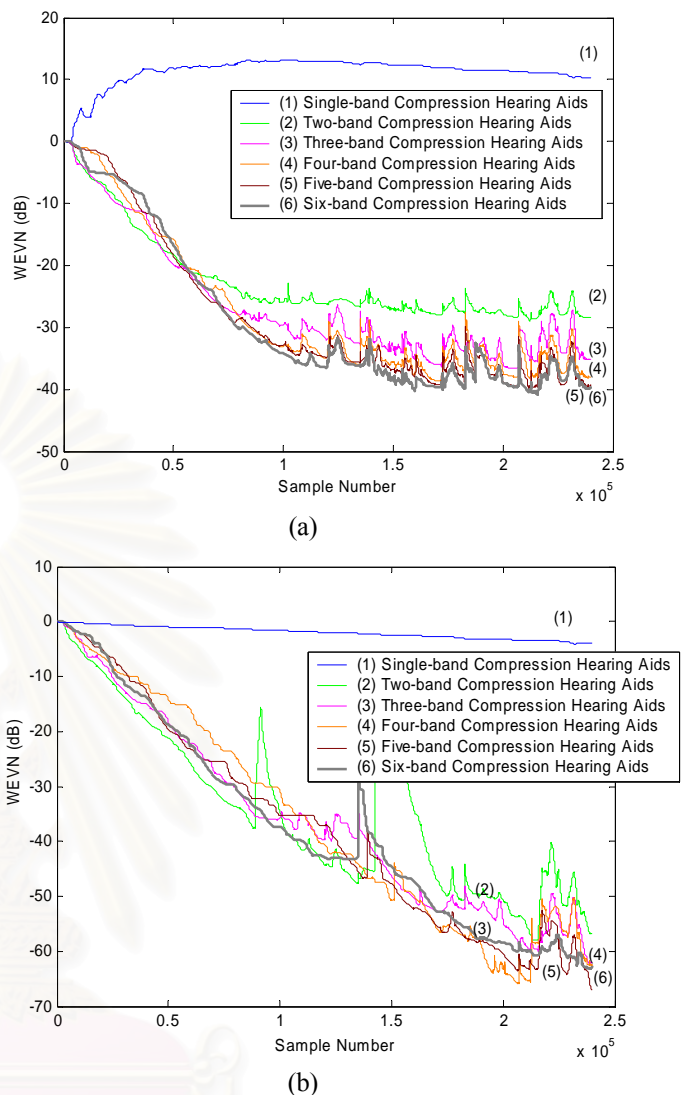
where  $\|\cdot\|$  denotes the Euclidean norm of a vector. The gain at each frequency can be obtained as the difference between the measured SPL characteristics, as shown in the audiogram, and the normal threshold of hearing at that particular frequency.

The AFC system of multi-band compression hearing aids was investigated for different cases of  $M = 1, 2, \dots, 6$  in order to find the proper choice of number of bands. The WEVN performance when employing linear hearing aids happened to be divergent for both cases of patients. It was found that the AFC system of multi-band compression hearing aids yielded better performance than that of the linear ones. It is shown in Fig. 6(a) and 6(b) that better WEVN performance can be obtained when numbers of bands,  $M$ , are increased.

To observe the output signal level, the dynamic ranges of the processed signals were measured. According to [4, 5], the dynamic range of a speech signal can be determined by measuring the 10% and 90% levels (the levels at which 10% and 90% of speech samples exceed respectively). In Fig. 7, the dynamic ranges of output signals from the AFC system for multi-band compression hearing aids are shown by using the above criteria. The x-axis is according to 1/3rd octave band analysis, with center frequencies at 200, 250, 315, 400, 500, 630, 800, 1k, 1.25k, 1.6k, 2k, 2.5k, 3.15k, 4k, 5k, 6.3k, and 8k Hz.

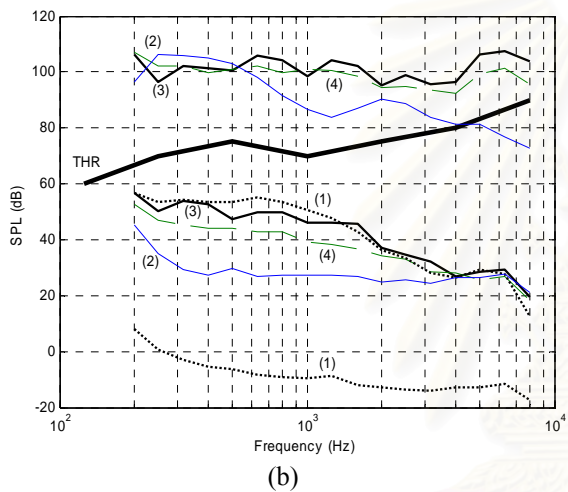
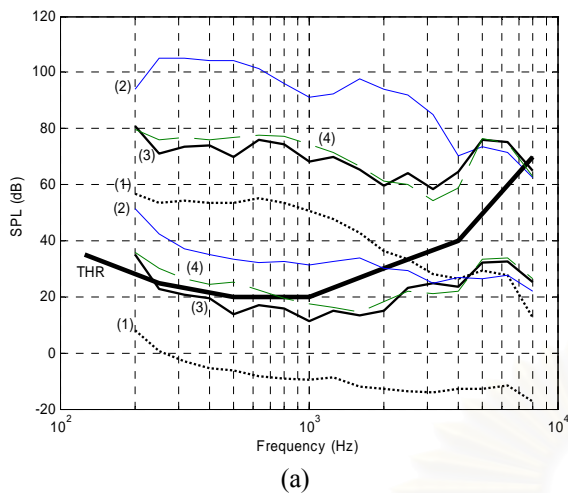
In Fig. 7(a), a pair of line(1) shows the dynamic range of the input signal. The THR of patient (a) is also shown. Evidently, the dynamic range of the output signal of AFC with six-band compression hearing aids [the region between the pair of line(3)] is far more suitable than that of the input signal for this type of hearing loss characteristic. In other words, most of the region between line(3) is above the THR comparing to the region between line(1).

Nevertheless, using hearing aids with too few numbers of bands has an adverse impact on the dynamic range of the output signal. For instance, the output signals when  $M = 1, 2, 3$  were too loud for patient (a). This problem did not occur when numbers of bands were beyond  $M = 4$ . As seen in the same figure that the dynamic range of the output signal of AFC with  $\alpha$ -band,  $\alpha = 4$ , compression hearing aids [the region between the pair of line(4)] is very similar to that of AFC with six-



**Figure 6:** Comparison of WEVN performance of the AFC systems with (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

band compression hearing aids. For patient (b) who has a flatter hearing loss characteristic than that of patient (a), it is shown in Fig. 7(b) that the output from AFC with single-band compression hearing aids [the region between the pair of line(1)] is much lower than that of AFC with six-band compression hearing aids [the region between the pair of line(3)]. However, by increasing the numbers of bands to only two bands, the dynamic range of the output signal of AFC with  $\alpha$ -band,  $\alpha = 2$ , compression hearing aids [the region between the pair of line(4)] is very similar to that of AFC with six-band compression hearing aids.



**Figure 7:** Comparison of compressed dynamic ranges of the outputs of AFC systems for multi-band compression hearing aids with different numbers of bands; for two cases of (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

- (1) Dynamic range of the input signal
- (2) Dynamic range of the output from AFC with single-band compression
- (3) Dynamic range of the output from AFC with six-band compression
- (4) Dynamic range of the output from AFC with  $\alpha$ -band compression

## 5. Conclusions

The investigation of multi-band compression hearing aids has been performed in this paper. The most suitable choice of number of bands for each patient has been found as a compromise between the acoustic feedback cancellation performance and the dynamic range from the output of the AFC system. By using multi-band AFC system, with the compression rule designed for particular hearing-aid users, the required amplification gains of the hearing-aid devices can be employed without introducing the howling effect. In addition, it is found that the patient with steeply sloping hearing loss needs more number of bands to properly

compensate for hearing impairment than does the patient with flatter hearing loss.

## 6. Acknowledgement

This work has been supported by Ratchadapiseksompoj Endowment, Chulalongkorn University, and the Cooperation Project between the Department of Electrical Engineering and Private Sector for Research and Development, Chulalongkorn University, Thailand.

## References

- [1] S. Wyrsh and A. Kaelin, "Subband Signal Processing for Hearing Aids," in Proc. IEEE ISCAS 1999, Orlando, Florida, Vol. 3, pp. 29-32, May 1999.
- [2] E. Zwicker and H. Fastl, *Psychoacoustics: Facts and Models*, Springer-Verlag, 2nd updated edition, 1999.
- [3] H. Dillon, *Hearing Aids*, Boomerang Press, 2001.
- [4] T. Schneider and R. Brennan, "A Multichannel Compression Strategy for a Hearing Aid," IEEE ICASSP 1997, Vol. 1, pp. 411 – 414, April 1997.
- [5] R. M. Cox, J. S. Matesich and J. N. Moore, "Distribution of Short-term Rms Level in Conversational Speech," J. Acoust. Soc. Am. 84(3), September, 1998.



**Papichaya Chaisakul** received the B.Eng. degree in Electrical Engineering from Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand. He is now a master student at Chulalongkorn University. His research interest is on the AFC system for multi-band compression hearing aids.



**Nisachon Tangsangiumvisai** received the M.Eng. degree in Electrical and Electronic Engineering and PhD. degree in Signal Processing from Imperial College, London, U.K. in 1997 and 2001, respectively. She currently serves as a lecturer at the Department of Electrical Engineering, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand. Her research interests include Adaptive Filters and Digital Signal Processing.



**Parinya Luangpitakchumpon** received the M.A. (Communication Disorders) from Mahidol University, Thailand since 1979. He currently works at King Chulalongkorn Memorial hospital and lectures at the Department of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand.



# Number-of-band Selection for Acoustic Feedback Cancellation in Multi-band Compression Hearing Aids

P. Chaisakul<sup>1</sup>, N. Tangsangiumvisai<sup>1</sup>, P. Luangpitakchumpon<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Digital Signal Processing Research Laboratory, Department of Electrical Engineering, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, THAILAND, E-mail: [Nisachon.T@chula.ac.th](mailto:Nisachon.T@chula.ac.th)

<sup>2</sup>Department of Otolaryngology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, THAILAND

**Abstract**—In this paper, the effect of numbers of bands for Acoustic Feedback Cancellation (AFC) in multi-band compression hearing aids is investigated. Significant improvement in the performance of the AFC system is demonstrated via computer simulations based on different hearing loss characteristics. Moreover, the increment of the dynamic range of hearing when employing multi-band compression hearing aids is shown, as compared to that of conventional hearing aids.

## I. INTRODUCTION

Hearing-aid devices are normally employed to compensate for hearing loss in hearing-impaired people. For people with sensorineural hearing loss, they usually experience abnormal perception of loudness named *loudness recruitment*, i.e. a slight increase in sound intensity above the threshold of hearing can be unbearably loud for them but the very-low-intensity sounds are inaudible. A similar phenomenon also occurs when employing conventional linear hearing aids where all sounds at different frequencies are amplified with the same amount of gain. When the gain of the device is increased with linear amplification so as to make low-intensity or soft sounds audible, other high-intensity or loud sounds will become uncomfortably loud for the hearing-aid users. Likewise, soft sounds may be inaudible when the gain of the device is reduced. As a result, the range of useable amplification gain of the hearing-aid devices is narrowed. In effect, the hearing-aid users may not be able to hear some weaker sounds in the high-frequency regions, for example, some consonants might be misheard, since the speech signals are dominated by their low-frequency components.

Another discomfort for people with sensorineural hearing loss is the *howling effect*. When In-The-Ear (ITE) hearing aids are used, the amplified sounds can, however, leak to their microphones through the air vent. This acoustic feedback signal is perceived as howling by the hearing-aid users, particularly when high amplification gains are used. Thus, possible maximum gains of the devices are limited to prevent from the howling effect. An Acoustic Feedback Cancellation (AFC) system [1] is therefore necessary to eliminate the feedback signal.

In order to avoid these difficulties, multi-band compression hearing aids are therefore considered to be more appropriate for hearing loss compensation than the conventional ones with linear amplification gain. By splitting the incoming signal into different frequency bands, various amplification gains can be applied to those bands. Therefore, the amplification gain in each frequency band is adjusted accordingly to the frequency-dependent characteristics of hearing loss [1]. In addition, to better match the dynamic range

of hearing-impaired people, which is normally less than those with normal hearing, compression systems are necessary. In this paper, multi-band compression hearing aids are investigated in order to observe the choice of numbers of bands of the devices. The performance of multi-band compression hearing aids, in terms of the ability of acoustic feedback cancellation, is compared with the conventional ones.

This paper is organized as follows. Section II describes the AFC system for multi-band compression hearing aids. In Section III, the compression rule is presented. Simulation results based on real speech signals and real database of hearing-impaired people are given in Section IV. Finally, the conclusions are given in Section V.

## II. THE AFC SYSTEM FOR MULTI-BAND COMPRESSION HEARING AIDS

A block diagram of the AFC system for multi-band compression hearing aids is illustrated in Fig. 1. On the forward path of the system, the input signal,  $x(n)$ , is divided into  $M$  bands via the Analysis Filter Banks. The amplitude compression blocks indicate various amplification gains in each band. Through the Synthesis Filter Banks, the amplified signal,  $s(n)$ , is obtained. However, the feedback signal,  $y(n)$ , occurs due to the acoustic feedback path, which is represented by the impulse response  $\mathbf{f}(n)$ . This is perceived by the hearing-aid user since the microphone signal of the device,  $d(n)$ , contains both the required input signal,  $x(n)$ , and the feedback signal,  $y(n)$ . An adaptive filter of length  $L$ ,  $\mathbf{w}(n) = [w_0(n), w_1(n), \dots, w_{L-1}(n)]^T$ , is employed to estimate the feedback path,  $\mathbf{f}(n)$ . When  $\mathbf{w}(n)$  converges to  $\mathbf{f}(n)$ , the howling effect can therefore be diminished.

## III. COMPRESSION RULES

The dynamic range of human hearing is defined as the difference between the softest sound we can perceive, known as threshold of hearing (THR), and the loudest sound before being uncomfortable, which is known as threshold of pain [2], or is sometimes called the uncomfortable level (UCL). The major role of compression is to decrease the dynamic range of signals so that all signals of interest can fit within the restricted dynamic range of a hearing-impaired person [3]. To restore normal loudness perception, the amplification gain needed at each frequency of the input signal is equal to the threshold loss.

In this paper, the compression rule used for gain calculation in each frequency band is shown in Fig. 2 [1]. There are three regions with different compression rules. First, for the input

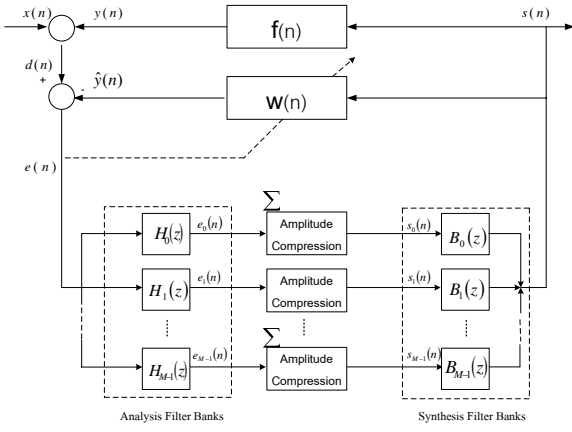


Figure 1. The multi-band compression AFC system.

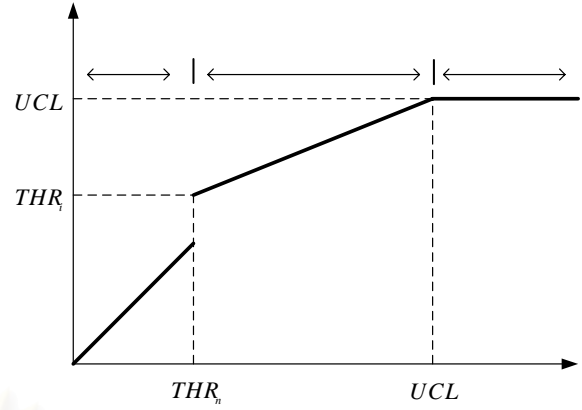


Figure 2. Compression Rule

signals below  $THR_N$  level, linear compression is used. Second, for those input signals between  $THR_N$  and  $THR_1$  levels, Wide Dynamic Range Compression (WDRC) is employed. Then, High Level Compression is selected for the input signals above  $THR_1$  level, i.e. any input signal above  $THR_1$  level is compressed to be equal to the UCL. Note that, UCL of normal hearing and hearing-impaired people, are set to be equal to each other [3].

#### IV. SIMULATION EXAMPLE

The pure tone audiogram of two patients at King Chulalongkorn Memorial hospital is shown in Fig. 3; one with high-frequency hearing loss and the other with moderate-to-severe hearing loss. The hearing test uses a pure tone that automatically sweeps in frequency over the desired frequency range as measurement signals [3]. Note that, those pure tones are at 250, 500, 1000, 2000, 4000, and 8000 Hz. The hearing sensitivity of the patients is illustrated via minimum level of pure tone signals perceived at different frequencies, known as Sound Pressure Level (SPL). The normal threshold of hearing, obtained from a person with normal hearing, is also given as a reference.

A speech signal with sampling rate of 16 kHz, normalised to have unity variance, as depicted in Fig. 4, was used as the input signal,  $x(n)$ , of the hearing aids. In all simulations, the AFC system employed the Normalised Least Mean Square (NLMS) algorithm with step-size  $\mu = 0.0055$  for both patients. The acoustic feedback path was assumed to be time-invariant,  $\mathbf{f}$ , and modelled as shown in Fig. 5. The performance of the AFC system was evaluated via the Weight Error Vector Norm (WEVN), which is given by

$$WEVN(n) = 10 \times \log_{10} \frac{\|\mathbf{f} - \mathbf{w}(n)\|^2}{\|\mathbf{f}\|^2} \quad (1)$$

$THR_N$ : Threshold of hearing for people with normal hearing.  
 $THR_1$ : Threshold of hearing for people with hearing impairment.

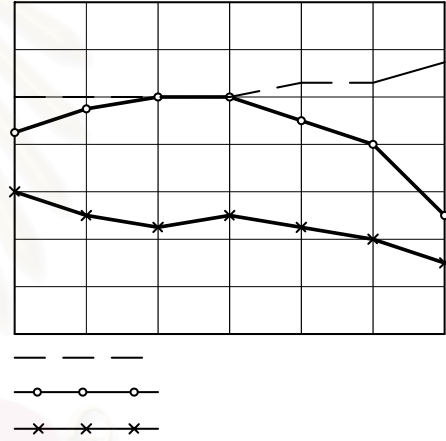


Figure 3. Pure tone audiogram indicating two different thresholds of hearing as compared with the normal one.

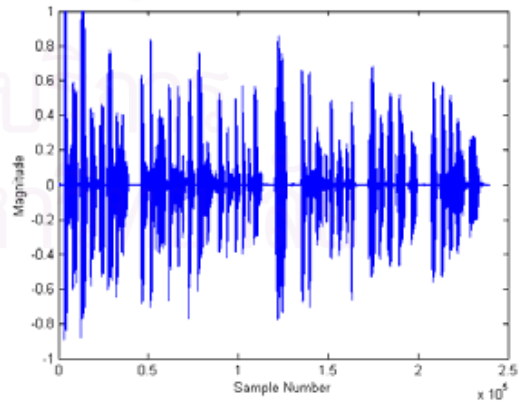


Figure 4. Speech input.

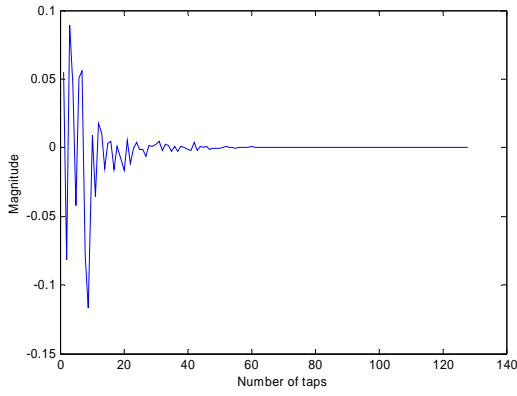


Figure 5: Impulse response  $f(n)$ .

where  $\|\cdot\|$  denotes the Euclidean norm of a vector. The gain at each frequency can be obtained as the difference between the measured SPL characteristics, as shown in the audiogram, and the normal threshold of hearing at that particular frequency.

The AFC system of multi-band compression hearing aids was investigated for different cases of  $M = 1, 2, \dots, 6$  in order to find the proper choice of number of bands. The WEVN performance when employing linear hearing aids happens to be divergent for both cases of patients. It is found that the AFC system of multi-band compression hearing aids yields better performance than that of the linear ones. It is shown in Fig. 6(a) and 6(b) that better WEVN performance can be obtained when numbers of bands are increased.

One way to demonstrate the suitability of speech is to measure the dynamic range of a processed speech signal. According to [4, 5], the dynamic range of a speech signal can be determined by measuring the 10% and 90% levels (the levels at which 10% and 90% of speech sample exceed respectively). In Fig. 7, the dynamic ranges of output signals from the AFC system for multi-band compression hearing aids are shown by using the above criteria. The x-axis is according to 1/3rd octave band analysis, with the center frequencies at 200, 250, 315, 400, 500, 630, 800, 1k, 1.25k, 1.6k, 2k, 2.5k, 3.15k, 4k, 5k, 6.3k, and 8k Hz.

In Fig. 7(a), a pair of line(1) shows the dynamic range of the input signal. The THR of patient (a) is also shown. Evidently, the dynamic range of the output signal of AFC with six-band compression hearing aids [the region between the pair of line(3)] is far more suitable than that of the input signal for this type of hearing loss characteristic. In other words, most of the region between line(3) is above the hearing threshold (THR) comparing to the region between line(1). Nevertheless, using hearing aids with too few numbers of bands has an adverse impact on the dynamic range of the output signal. For instance, the output signals when  $M = 1, 2$  are unnecessarily too loud for patient (a). This problem does not occur when numbers of bands are beyond  $M = 3$ , as seen in the same figure that the dynamic range of the output signal of AFC with  $\alpha$ -band,  $\alpha = 3$ , compression hearing aids [the region between the pair of line(4)] is very similar to that of AFC with six-band compression hearing aids.

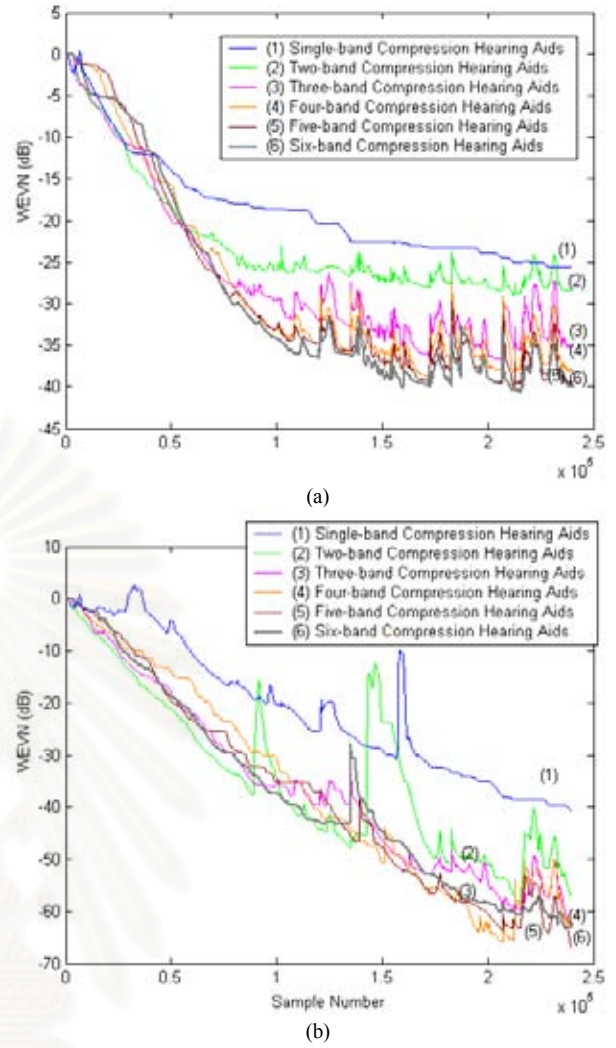


Figure 6. Comparison of WEVN performance of the AFC systems with (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

For patient (b) who has a flatter hearing loss characteristic than that of patient (a), it is shown in Fig. 7(b) that the output from AFC with single-band compression hearing aids [the region between the pair of line(1)] is much lower than that of AFC with six-band compression hearing aids [the region between the pair of line(3)]. However, by increasing the numbers of bands to three bands, the dynamic range of the output signal of AFC with  $\alpha$ -band,  $\alpha = 3$ , compression hearing aids [the region between the pair of line(4)] is very similar to that of AFC with six-band compression hearing aids.

## V. CONCLUSIONS

The investigation of multi-band compression hearing aids has been performed in this paper. The most suitable choice of number of bands for each patient has been found as a compromise between the feedback cancellation performance and the dynamic range from the output of the AFC system. By



using multi-band AFC system, with the compression rule designed for particular hearing-aid users, the required amplification gains of the hearing-aid devices can be employed without introducing the howling effect. In addition, it is found that the patient with steeply sloping hearing loss needs equal numbers of bands to properly compensate hearing impairment as does the patient with flatter hearing loss.

ACKNOWLEDGMENT

This work has been supported by Ratchadapiseksompoj Endowment, Chulalongkorn University, and the Cooperation Project between the Department of Electrical Engineering and Private Sector for Research and Development, Chulalongkorn University, Thailand.

REFERENCES

- [1] S. Wyrsh and A. Kaelin, "Subband Signal Processing for Hearing Aids," in Proc. IEEE ISCAS 1999, Orlando, Florida, Vol. 3, pp. 29-32, May 1999.
- [2] E. Zwicker and H. Fastl, *Psychoacoustics : Facts and Models*, Springer-Verlag, 2<sup>nd</sup> updated edition, 1999.
- [3] H. Dillon, *Hearing Aids*, Boomerang Press, 2001.
- [4] T. Schneider and R. Brennan, "A Multichannel Compression Strategy for a Hearing Aid," IEEE ICASSP 1997, Vol. 1, pp. 411 – 414, April 1997.
- [5] R. M. Cox, J. S. Matesich and J. N. Moore, "Distribution of Short-term Rms Level in Conversational Speech," J. Acoust. Soc. Am. 84(3), September 1998.

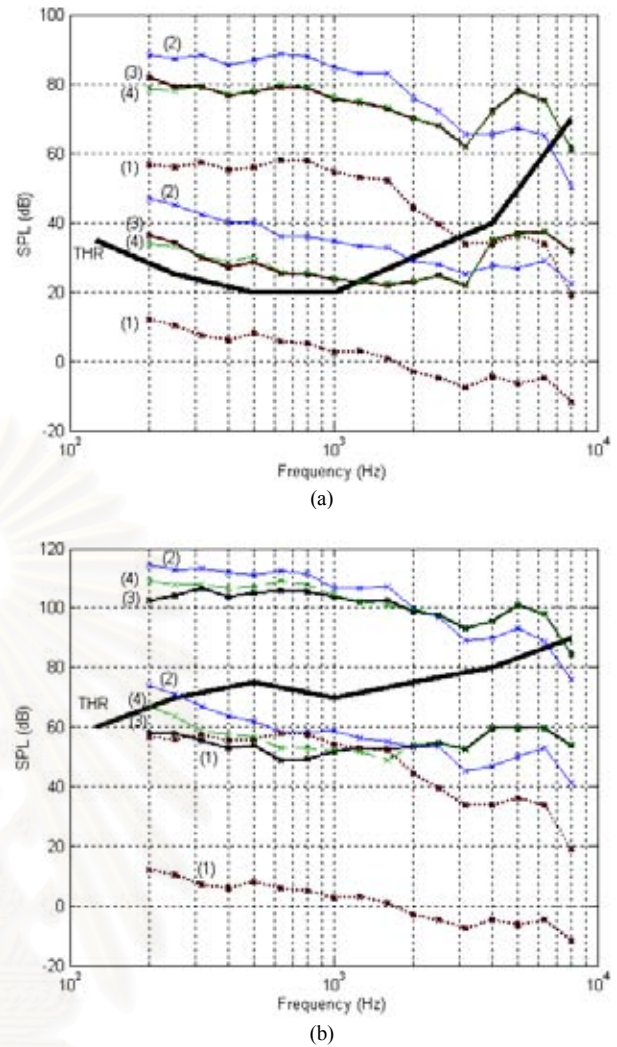


Figure 7. Comparison of compressed dynamic ranges of the outputs of AFC systems for multi-band compression hearing aids with different numbers of bands; for two cases of  
 (a) high-frequency hearing loss and  
 (b) moderate-to-severe hearing loss.

- (1) Dynamic range of the input signal
- (2) Dynamic range of the output from AFC with single-band compression
- (3) Dynamic range of the output from AFC with six-band compression
- (4) Dynamic range of the output from AFC with  $\alpha$ -band compression

สถาบันวิทยบริการ  
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

