

การตัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย



นายปวิษฐา ชัยสกุล

สถาบันวิทยบริการ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

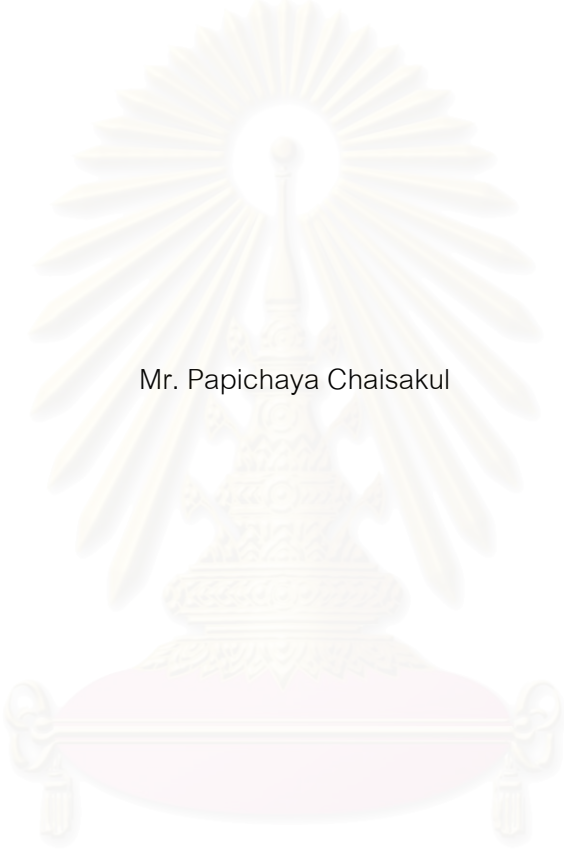
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2549

ISBN 974-14-2564-3

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ACOUSTIC FEEDBACK CANCELLATION IN MULTI-BAND COMPRESSION HEARING AIDS



Mr. Papichaya Chaisakul

สภามหาวิทยาลัยวิศวกรรมศาสตร์  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering Program in Electrical Engineering  
Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering  
Chulalongkorn University

Academic Year 2006

ISBN 974-14-2564-3

Copyright of Chulalongkorn University


หัวข้อวิทยานิพนธ์  
โดย  
สาขาวิชา  
อาจารย์ที่ปรึกษา


การตัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย  
นายปัทมวิภา ชัยสกุล  
วิศวกรรมไฟฟ้า  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นิตาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย

คณะกรรมการวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นักศึกษานิพนธ์ฉบับนี้  
เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

 ..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.ติเรก ลาวัญย์ศิริ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

 ..... ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.สมชาย จิตะพันธ์กุล)

 ..... อาจารย์ที่ปรึกษา  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นิตาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย)

 ..... กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง)

 ..... กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วันเฉลิม ไปรา)

## 4770337821 : MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEY WORD: ACOUSTIC FEEDBACK CANCELLATION / MULTI-BAND COMPRESSION / HEARING THRESHOLD / AUDIOGRAM

PAPICHAYA CHAISAKUL : ACOUSTIC FEEDBACK CANCELLATION IN MULTI-BAND COMPRESSION HEARING AIDS . THESIS ADVISOR : ASST. PROF. Nisachon Tangsangiumvisai, Ph.D., 216 pp. ISBN 974-14-2564-3.

Hearing-aid devices are normally employed to compensate for hearing loss in hearing-impaired people. However, the use of 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 subband processing and compression techniques is therefore considered to be more appropriate for hearing loss compensation than the conventional ones. In this thesis, multi-band compression hearing aids are investigated to find the most suitable number of bands so that significant improvement in the performance of AFC system is obtained in objective manner. Moreover, the dynamic range of the hearing-aid output signal should fit with the hearing loss characteristics of 12 patients obtained from King Chulalongkorn Memorial hospital.



Department:.....Electrical Engineering..... Student's Signature:.....*Papichaya Chaisakul*  
Field of Study:.....Electrical Engineering..... Advisor's Signature:.....*Nisachon Tangsangiumvisai*  
Academic Year: 2006.....

ปัทมวิมล ชัยสกุล : การตัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย.  
(ACOUSTIC FEEDBACK CANCELLATION IN MULTI-BAND COMPRESSION HEARING AIDS)  
อ. ที่ปรึกษา : ผศ. ดร.นิตยาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย, 216 หน้า. ISBN 974-14-2564-3.

เครื่องช่วยฟังเป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าขนาดเล็กที่ทำหน้าที่ขยายขนาดสัญญาณเสียงเข้าเพื่อให้ผู้ที่ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินสามารถได้ยินสัญญาณเสียงออกที่มีความดังมากขึ้น อย่างไรก็ตาม การใช้ค่าอัตราขยายแบบคงที่ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม (Conventional Hearing Aids) ไม่สามารถตอบสนองต่อความต้องการของผู้ป่วยที่มีระดับการสูญเสียการได้ยินไม่เท่ากันในแต่ละช่วงความถี่ นอกจากนี้ ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับ ซึ่งก่อให้เกิดสัญญาณเสียงหวีดหอนรบกวนผู้ใช้เครื่องช่วยฟังนั้น จำกัค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟัง ดังนั้น ระบบการตัดเสียงป้อนกลับ (Acoustic Feedback Cancellation : AFC) ที่มีประสิทธิภาพจึงเป็นส่วนสำคัญที่ขาดเสียไม่ได้ในการออกแบบเครื่องช่วยฟังที่มีสมรรถนะสูง

การแบ่งสัญญาณเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็นสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่าง ๆ ร่วมกับการบีบอัดสัญญาณเสียง ซึ่งเรียกว่า การบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย จะส่งผลให้เครื่องช่วยฟังสามารถตอบสนองต่อระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยได้อย่างเหมาะสมมากขึ้น วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ศึกษาเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย (Multi-band Compression Hearing Aids) และหาจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟังในเชิงวัตถุวิสัย (Objective) โดยจะคำนึงถึงผลของจำนวนแถบความถี่ย่อยต่อประสิทธิภาพในการตัดเสียงป้อนกลับของวงจรแบบปรับตัว และพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วย ตัวอย่าง 12 ท่านจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

ภาควิชา.....วิศวกรรมไฟฟ้า..... ลายมือชื่อนิสิต.....ปัทมวิมล ชัยสกุล.....  
สาขาวิชา.....วิศวกรรมไฟฟ้า..... ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....นิตยาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย.....  
ปีการศึกษา 2549

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี กระผมใคร่ขอกราบขอบพระคุณอย่างสูงสำหรับความช่วยเหลืออย่างดียิ่งของ ผศ.ดร.นิศาชล ตั้งเสงี่ยมวิสัย อาจารย์ที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านได้ให้คำแนะนำและข้อคิดเห็นต่าง ๆ พร้อมทั้งแรงกระตุ้นและแรงบันดาลใจในการทำวิจัยมาด้วยดีตลอดมา

ขอขอบคุณอาจารย์ทุก ๆ ท่านที่ได้ให้ความรู้ในการศึกษาในการนำไปใช้เกี่ยวกับงานวิจัยนี้

ขอขอบคุณ รศ. นพ.ปริญญา หลวงพิทักษ์ชุมพล สำหรับความรู้และข้อมูลค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยื่นที่จำเป็นอย่างยิ่งต่อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ รวมทั้งความเอื้อเฟื้อในการให้ใช้สถานที่ทำการทดสอบการฟังกับผู้ป่วย และขอขอบคุณพี่ต๊ากและพนักงานทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือในการติดต่อผู้ป่วยเป็นอย่างดี

ขอขอบคุณทุนวิจัยกองทุนรัชดาภิเษกสมโภชน์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ช่วยสนับสนุนในการทำวิจัยเป็นอย่างดี

สุดท้ายขอกราบขอบพระคุณบิดามารดาและครอบครัว ตลอดจนญาติ ๆ ทุกคนที่เป็นกำลังใจและให้การสนับสนุนแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอดจนสำเร็จการศึกษา

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

# สารบัญ

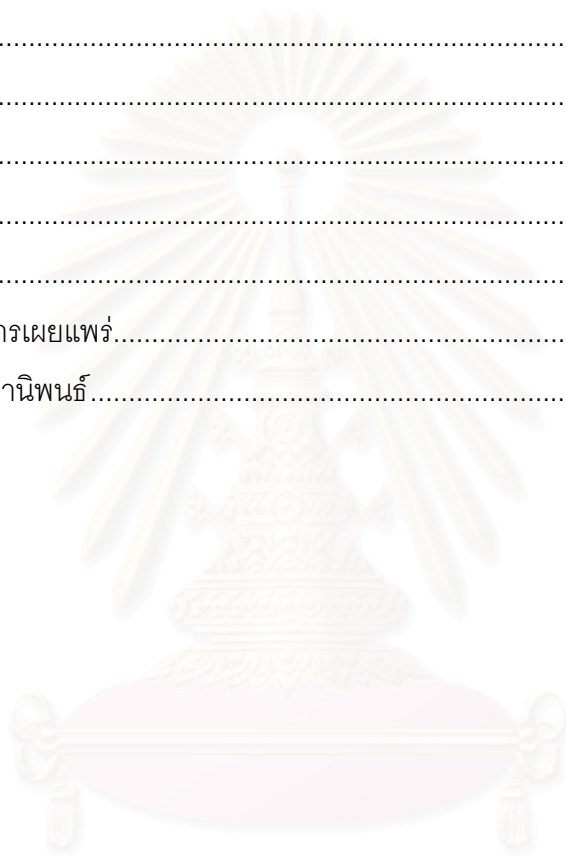
หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย .....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ .....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ .....	ฎ
ดัชนีคำศัพท์.....	ผ
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 แนวคิดและเหตุผล .....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	8
1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	8
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน .....	8
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	9
2. หลักการและระเบียบวิธีที่สำคัญ.....	10
2.1 เครื่องช่วยฟัง .....	10
2.2 ปัญหาที่เกิดขึ้นในการใช้งานอุปกรณ์เครื่องช่วยฟัง.....	12
2.3 วงจรกรองวีนเนอร์.....	13
2.3.1 การแสดงเอกลักษณ์ของระบบ.....	16
2.4 การตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง .....	17
2.5 ระเบียบวิธีที่ใช้ควบคุมการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว.....	21
2.5.1 ระเบียบวิธี Least Mean Square (LMS) .....	21
2.5.2 ระเบียบวิธี Normalized Least Mean Square (NLMS) .....	24
2.5.3 ระเบียบวิธี Recursive Least squares (RLS) .....	25
2.6 การเปรียบเทียบความซับซ้อนในการคำนวณของระเบียบวิธีต่าง ๆ .....	29
3. การพัฒนาประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC .....	31
3.1 การใช้การประวิงเวลาแบบคงที่.....	31
3.2 การใช้การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า.....	32
3.3 การคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่.....	34

3.4 การบีบอัดสัญญาณเสียง .....	36
3.5 การเปรียบเทียบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดกับเครื่องช่วยฟังแบบเดิม.....	38
3.6 ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย .....	38
4. ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผล .....	42
4.1 รายละเอียดของค่าต่าง ๆ ที่ใช้ในการจำลองการทำงานของระบบ .....	42
4.1.1 สัญญาณเสียงขาเข้า .....	42
4.1.2 วิธีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง.....	44
4.1.3 ข้อมูลผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยิน .....	45
4.1.4 การบีบอัดสัญญาณเสียง .....	48
4.1.5 หลักเกณฑ์การแบ่งแถบความถี่ย่อย .....	50
4.1.6 ค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบ .....	50
4.1.6.1 กรณีผู้ป่วยหมายเลข1 .....	50
4.1.6.2 กรณีผู้ป่วยหมายเลข2 .....	69
4.1.7 การแสดงค่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง.....	71
4.1.8 การวัดสมรรถนะการทำงานของวงจรแบบปรับตัว.....	73
4.2 ผลการจำลองระบบเปรียบเทียบระบบ AFC ทั้ง 4 แบบในผู้ป่วย 12 ราย .....	74
4.2.1 ผู้ป่วยหมายเลข1 .....	75
4.2.2 ผู้ป่วยหมายเลข2 .....	83
4.2.3 ผู้ป่วยหมายเลข3 .....	91
4.2.4 ผู้ป่วยหมายเลข4 .....	99
4.2.5 ผู้ป่วยหมายเลข5 .....	107
4.2.6 ผู้ป่วยหมายเลข6 .....	115
4.2.7 ผู้ป่วยหมายเลข7 .....	123
4.2.8 ผู้ป่วยหมายเลข8 .....	131
4.2.9 ผู้ป่วยหมายเลข9 .....	139
4.2.10 ผู้ป่วยหมายเลข10 .....	147
4.2.11 ผู้ป่วยหมายเลข11 .....	155
4.2.12 ผู้ป่วยหมายเลข12 .....	163
4.3 การทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟัง.....	170



4.4 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	174
5. สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ .....	179
5.1 สรุปผลการทดลอง .....	179
5.2 ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยในอนาคต .....	180
รายการอ้างอิง.....	181
ภาคผนวก.....	183
ภาคผนวก ก .....	184
ภาคผนวก ข .....	190
ภาคผนวก ค .....	205
บทความที่ได้รับการเผยแพร่.....	206
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	216



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 2.1 สรุปสมการที่สำคัญของระเบียบวิธี LMS.....	23
ตารางที่ 2.2 สรุปสมการที่สำคัญของระเบียบวิธี RLS .....	28
ตารางที่ 2.3 ความซับซ้อนในการคำนวณของระเบียบวิธี LMS .....	29
ตารางที่ 2.4 ความซับซ้อนในการคำนวณของระเบียบวิธี NLMS.....	30
ตารางที่ 2.5 ความซับซ้อนในการคำนวณของระเบียบวิธี RLS.....	30
ตารางที่ 3.1 การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้นด้วยหลักเกณฑ์ “POGO” .....	35
ตารางที่ 3.2 การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้นด้วยหลักเกณฑ์ “NAL” .....	35
ตารางที่ 4.1 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ หลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 .....	51
ตารางที่ 4.2 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ หลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข2 .....	69
ตารางที่ 4.3 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่ในการจำลองระบบ AFC ใน เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 2 .....	70
ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข 8 .....	172
ตารางที่ 4.5 ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข 9 .....	173
ตารางที่ ข.1 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ หลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข3 .....	190
ตารางที่ ข.2 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่ในการจำลองระบบ AFC ใน เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข3 .....	191
ตารางที่ ข.3 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ หลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข4 .....	192
ตารางที่ ข.4 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่ในการจำลองระบบ AFC ใน เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข4 .....	192
ตารางที่ ข.5 ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบ หลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข5 .....	193
ตารางที่ ข.6 ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่ในการจำลองระบบ AFC ใน เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข5 .....	194



## สารบัญภาพ

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 1.1 ส่วนประกอบหลักของเครื่องช่วยฟังแบบ BTE.....	2
รูปที่ 1.2 ระดับความดังเริ่มต้นในการได้ยิน (Sound Pressure Level, SPL) ของคนปกติและ ผู้ที่สูญเสียการได้ยิน.....	3
รูปที่ 1.3 พิสัยพลวัตของผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินที่แคบกว่าพิสัยพลวัตของคน ปกติ.....	5
รูปที่ 1.4 ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับในการใช้งานเครื่องช่วยฟัง.....	7
รูปที่ 2.1 เครื่องช่วยฟัง 4 ประเภท.....	11
รูปที่ 2.2 การใช้วงจรกรองวินเนอริ์ในการประมาณสัญญาณที่ต้องการ.....	14
รูปที่ 2.3 รูปโครงสร้างของวงจรกรองวินเนอริ์แบบผลตอบสนของอิมพัลส์จำกัด .....	15
รูปที่ 2.4 แผนภาพการแสดงเอกลักษณ์ของระบบ (System Identification).....	16
รูปที่ 2.5 การทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวเพื่อตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง โดยใช้ระบบปรับตัวแบบไม่ต่อเนื่อง .....	18
รูปที่ 2.6 การทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวเพื่อตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง โดยใช้ระบบปรับตัวแบบต่อเนื่อง .....	19
รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการเพิ่มการประวิงเวลาแบบคงที่ที่วิถีไปหน้าของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง .....	31
รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมแสดงเทคนิคการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า (FLP).....	32
รูปที่ 3.3 ประสิทธิภาพของระบบ AFC ที่เพิ่มขึ้นในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมเมื่อใส่การประวิงเวลา แบบคงที่และการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า .....	34
รูปที่ 3.4 การบีบอัด 3 แบบ สำหรับการลดพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง .....	36
รูปที่ 3.5 ระบบการตัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยที่มีการ ใช้การประวิงเวลาแบบคงที่ และการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า.....	40
รูปที่ 3.6 ระบบการบีบอัดสัญญาณเสียง.....	41
รูปที่ 4.1 สัญญาณเสียงพูดขาเข้าของเครื่องช่วยฟัง .....	43
รูปที่ 4.2 วิธีป้อนกลับทางเสียงที่ใช้ในการจำลองแบบระบบ AFC .....	45
รูปที่ 4.3 กราฟ Pure Tone Audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของ ผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยิน 2 ท่าน และผู้มีการได้ยินปกติ 1 ท่านจากโรงพยาบาล จุฬาลงกรณ์ .....	48

## สารบัญญภาพ (ต่อ)

ฐ

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.4 การบีบอัดสัญญาณเสียงที่ใช้ .....	49
รูปที่ 4.5 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ของผู้ป่วยหมายเลข 1.....	52
รูปที่ 4.6 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 0-4000 เฮิรตซ์.....	54
รูปที่ 4.7 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 4000-8000 เฮิรตซ์.....	56
รูปที่ 4.8 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 0-2000 เฮิรตซ์.....	58
รูปที่ 4.9 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 2000-4000 เฮิรตซ์.....	59
รูปที่ 4.10 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 0-1000 เฮิรตซ์.....	61
รูปที่ 4.11 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 1000-2000 เฮิรตซ์.....	62
รูปที่ 4.12 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 0-500 เฮิรตซ์.....	64
รูปที่ 4.13 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 500-1000 เฮิรตซ์.....	65
รูปที่ 4.14 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 0-250 เฮิรตซ์.....	67
รูปที่ 4.15 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 250-500 เฮิรตซ์.....	68
รูปที่ 4.16 การเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง ( * ) กับค่า ค่าระดับเริ่มต้น ในการได้ยิน ( o ) ที่ผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินสามารถรับฟังได้.....	71
รูปที่ 4.17 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วย หมายเลข1 โดยค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0034.....	75

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.18 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 1 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	77
รูปที่ 4.19 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0034.....	78
รูปที่ 4.20 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1 .....	80
รูปที่ 4.21 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1 .....	80
รูปที่ 4.22 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1 .....	81
รูปที่ 4.23 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1 .....	81
รูปที่ 4.24 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1 .....	82
รูปที่ 4.25 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 2 โดยค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0025.....	83
รูปที่ 4.26 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 2 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	85

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.27 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้ำว ( $\mu$ ) เป็น 0.0025.....	86
รูปที่ 4.28 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2.....	88
รูปที่ 4.29 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2.....	88
รูปที่ 4.30 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2.....	89
รูปที่ 4.31 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2.....	89
รูปที่ 4.32 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2.....	90
รูปที่ 4.33 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 3 โดยค่าช่วงก้ำว ( $\mu$ ) เป็น 0.0023.....	91
รูปที่ 4.34 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นที่บตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 3 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	93
รูปที่ 4.35 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้ำว ( $\mu$ ) เป็น 0.0023.....	94
รูปที่ 4.36 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3.....	96

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.37 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3.....	96
รูปที่ 4.38 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3.....	97
รูปที่ 4.39 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3.....	97
รูปที่ 4.40 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3.....	98
รูปที่ 4.41 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 4 โดยค่าช่วงกว้าง ( $\mu$ ) เป็น 0.0028.....	99
รูปที่ 4.42 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 4 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	101
รูปที่ 4.43 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงกว้าง ( $\mu$ ) เป็น 0.0028.....	102
รูปที่ 4.44 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4.....	104
รูปที่ 4.45 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4.....	104



ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.46 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4.....	105
รูปที่ 4.47 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4.....	105
รูปที่ 4.48 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4.....	106
รูปที่ 4.49 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 5 โดยค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0021.....	107
รูปที่ 4.50 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 5 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	109
รูปที่ 4.51 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0021.....	110
รูปที่ 4.52 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5.....	112
รูปที่ 4.53 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5.....	112
รูปที่ 4.54 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5.....	113

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.55 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5.....	113
รูปที่ 4.56 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5.....	114
รูปที่ 4.57 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 6 โดยค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0024.....	115
รูปที่ 4.58 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นที่บดตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 6 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	117
รูปที่ 4.59 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0024.....	118
รูปที่ 4.60 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6.....	120
รูปที่ 4.61 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6.....	120
รูปที่ 4.62 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6.....	121
รูปที่ 4.63 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6.....	121

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.64 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6.....	122
รูปที่ 4.65 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 7 โดยค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0044.....	123
รูปที่ 4.66 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นที่บตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 7 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	125
รูปที่ 4.67 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0044.....	126
รูปที่ 4.68 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7 .....	128
รูปที่ 4.69 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7 .....	128
รูปที่ 4.70 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7 .....	129
รูปที่ 4.71 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7 .....	129
รูปที่ 4.72 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7 .....	130
รูปที่ 4.73 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 8 โดยค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0026.....	131

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.74 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 8 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	133
รูปที่ 4.75 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0026.....	134
รูปที่ 4.76 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8.....	136
รูปที่ 4.77 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8.....	136
รูปที่ 4.78 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8.....	137
รูปที่ 4.79 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8.....	137
รูปที่ 4.80 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8.....	138
รูปที่ 4.81 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 9 โดยค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0019.....	139
รูปที่ 4.82 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 9 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	141

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.83 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0019.....	142
รูปที่ 4.84 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9.....	144
รูปที่ 4.85 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9.....	144
รูปที่ 4.86 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9.....	145
รูปที่ 4.87 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9.....	145
รูปที่ 4.88 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9.....	146
รูปที่ 4.89 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 10 โดยค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0022.....	147
รูปที่ 4.90 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นที่บตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 10 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	149
รูปที่ 4.91 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0022.....	150
รูปที่ 4.92 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10.....	152

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.93 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10.....	152
รูปที่ 4.94 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10.....	153
รูปที่ 4.95 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10.....	153
รูปที่ 4.96 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10.....	154
รูปที่ 4.97 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 11 โดยค่าช่วงกว้าง ( $\mu$ ) เป็น 0.0028.....	155
รูปที่ 4.98 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 11 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	157
รูปที่ 4.99 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงกว้าง ( $\mu$ ) เป็น 0.0028.....	158
รูปที่ 4.100 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11 .....	160
รูปที่ 4.101 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11 .....	160

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.102 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11 .....	161
รูปที่ 4.103 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11 .....	161
รูปที่ 4.104 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11 .....	162
รูปที่ 4.105 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 12 โดยค่าช่วงกว้าง ( $\mu$ ) เป็น 0.0030.....	163
รูปที่ 4.106 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 12 โดยเส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้าและเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC 3 ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ .....	165
รูปที่ 4.107 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เมื่อค่าช่วงกว้าง ( $\mu$ ) เป็น 0.0030.....	166
รูปที่ 4.108 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12.....	168
รูปที่ 4.109 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12.....	168
รูปที่ 4.110 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12.....	169

ภาพประกอบ	หน้า
รูปที่ 4.111 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12.....	169
รูปที่ 4.112 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12.....	170
รูปที่ 4.113 การให้คะแนนสัญญาณเสียงด้วยวิธี Absolute Ratings of Sound Quality.....	171
รูปที่ 4.114 ค่าอัตราขยายที่ใช้ในระบบ AFC ของผู้ป่วยหมายเลข1.....	176
รูปที่ 4.115 ค่าอัตราขยายที่ใช้ในระบบ AFC ของผู้ป่วยหมายเลข2.....	176
รูปที่ ก.1 กราฟ Pure Tone Audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของ ผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยิน 12 ท่าน จากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์.....	189



## ดัชนีคำศัพท์

Acoustic Feedback	สัญญาณเสียงป้อนกลับ
Acoustic Feedback Cancellation	ระบบการตัดเสียงป้อนกลับ
Acoustic Feedback Path	วิถีป้อนกลับทางเสียง
Adaptive Filter	วงจรรองแบบปรับตัว
Adaptive Process	กระบวนการปรับตัว
Algorithm	ระเบียบวิธี
Analysis Filter Banks	คลังวงจรรองวิเคราะห์
Audiologist	นักโสตสัมผัสวิทยา
Automatic Gain Control	การควบคุมอัตราขยายอย่างอัตโนมัติ
Behind the Ear Hearing Aids	เครื่องช่วยฟังแบบเกี่ยวหลังใบหู
Completely-in-the-Canal Hearing Aids	เครื่องช่วยฟังแบบซ่อนหมดในช่องหู
Compression Hearing Aids	เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด
Configuration of Hearing Loss	รูปลักษณะของการสูญเสียการได้ยิน
Conventional Hearing Aids	เครื่องช่วยฟังแบบเดิม
Convergence Rate	อัตราการลู่เข้า
Correlation	สหสัมพันธ์
Degree of Hearing Loss	ระดับการสูญเสียการได้ยิน
Dynamic Range	พิสัยพลวัต
Feedback Compression System	ระบบการบีบอัดแบบป้อนกลับ
Feedback	การป้อนกลับ
Feedforward Compression System	ระบบการบีบอัดแบบป้อนไปหน้า
Fixed Delay	การประวิงเวลาแบบคงที่
Flat Hearing Loss	การสูญเสียการได้ยินแบบราบ
Forward Linear Prediction	การประมาณเชิงเส้นไปหน้า
Forward Path	วิถีไปหน้า
Forward Path	วิถีไปหน้า
Frequency Resolution	การแยกชัดทางความถี่
Gain	อัตราขยาย
Hearing Aids	เครื่องช่วยฟัง

Hearing Loss	การสูญเสียการได้ยิน
High Frequency Hearing Loss	การสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง
High-level Compression	การบีบอัดระดับความดังสูง
In-the-Canal Hearing Aids	เครื่องช่วยฟังแบบในช่องหู
In-The-Ear Hearing Aids	เครื่องช่วยฟังแบบในหู
Iteration	การวนซ้ำ
Linear Equation	สมการเชิงเส้น
Linear Time-invariant System	ระบบเชิงเส้นและไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลา
Low Frequency Hearing Loss	การสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำ
Low-level Compression	การบีบอัดระดับความดังต่ำ
Mild Hearing Loss	การสูญเสียการได้ยินในระดับเล็กน้อย
Moderate Hearing Loss	การสูญเสียการได้ยินในระดับปานกลาง
Multi-band Compression Hearing Aids	เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย
Normal Hearing	การได้ยินปกติ
Profound Hearing Loss	การสูญเสียการได้ยินระดับรุนแรงมาก
Severe Hearing Loss	การสูญเสียการได้ยินในระดับระดับรุนแรง
Single-band Compression Hearing Aids	เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายหนึ่งแถบความถี่ย่อย
Step-size	ค่าช่วงก้าว
Synthesis Filter Banks	คลังวงจรกรองวิเคราะห์
System Identification	การแสดงเอกลักษณ์ของระบบ
Tap Weight Vector	เวกเตอร์สัมประสิทธิ์น้ำหนัก
Threshold of Hearing	ระดับเริ่มต้นในการได้ยิน
Update Equation	สมการปรับให้ทันกาล
Upper Comfort Limit	ความดังของเสียงมากที่สุดที่ยังคงยอมรับได้
Wide Dynamic Range Compression	การบีบอัดแบบช่วงกว้าง
Wiener Filter	วงจรกรองวินเนอร์

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 แนวคิดและเหตุผล

ปัญหาการสูญเสียการได้ยิน (Hearing Loss) เกิดขึ้นได้ในทุกเพศทุกวัย อัตราส่วนของผู้มีปัญหาการสูญเสียการได้ยินจะเพิ่มขึ้นตามช่วงอายุที่สูงขึ้น เช่นในประเทศสหรัฐอเมริกา พบว่าสำหรับเด็กที่มีอายุต่ำกว่า 18 ปีจำนวน 17 คนในทุก ๆ 1,000 คน จะประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยิน และมีจำนวนเพิ่มขึ้นเป็น 314 คน ในทุก ๆ 1,000 คนสำหรับผู้มีอายุตั้งแต่ 65 ปีขึ้นไป [1] นอกจากนี้กว่า 95 เปอร์เซ็นต์ของผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยิน สามารถแก้ปัญหาดังกล่าวได้อย่างมีประสิทธิภาพด้วยการใช้เครื่องช่วยฟัง [2] แต่อย่างไรก็ตาม มีเพียง 23 เปอร์เซ็นต์ของผู้ประสบปัญหาเท่านั้นที่ใช้เครื่องช่วยฟัง เนื่องจากราคาที่ค่อนข้างแพง และความรู้สึกอับอายที่จะต้องสวมใส่เครื่องช่วยฟัง เนื่องจากเชื่อว่าจะทำให้ดูผิดแผกจากผู้อื่น นอกจากนี้ความเชื่อที่ผิด ๆ บางประการเช่น การสูญเสียการได้ยินเกิดขึ้นกับผู้สูงอายุเท่านั้น ก็เป็นสาเหตุสำคัญอีกประการหนึ่งที่ทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังไม่เป็นที่แพร่หลายเท่าที่ควร

การสูญเสียการได้ยินเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ หลายปัจจัย ได้แก่ [3]

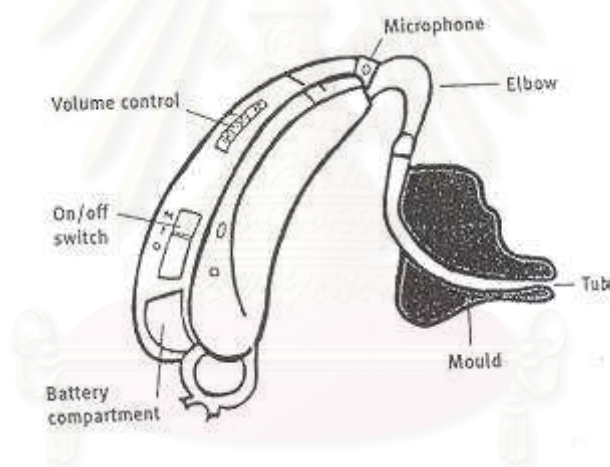
- การอยู่ในสภาวะแวดล้อมที่มีเสียงดังมาก (ประมาณ 90 เดซิเบลขึ้นไป) อยู่เป็นเวลานาน
- อายุที่มากขึ้น
- การได้รับยาบางชนิดเกินขนาดอยู่เป็นประจำ เช่น ยาแอสไพริน เป็นต้น
- การเป็นโรคบางชนิด เช่น หัดเยอรมัน คางทูม อีสุกอีใส งูสวัด เป็นต้น
- เกิดจากพันธุกรรมที่ทำให้ผู้มีปัญหาการได้ยินมาตั้งแต่กำเนิด
- ปัจจัยอื่น ๆ เช่น การถูกกระทบกระเทือนบริเวณหู หูน้ำหนวก หูชั้นในอักเสบ เป็นต้น

อาการของผู้สูญเสียการได้ยิน คือ จะไม่สามารถได้ยินเสียงอย่างชัดเจนเท่าเดิม หรือเท่าที่คนปกติควรได้ยิน โดยเฉพาะอย่างยิ่งเสียงที่มีความถี่สูง (High-pitched Sound) เช่น เสียงของเด็ก เสียงของผู้หญิง และเสียงของพยัญชนะบางเสียง เป็นต้น ถ้าหากผู้ที่สูญเสียการได้ยินไม่ได้รับการดูแลรักษาอย่างเหมาะสม ก็อาจนำไปสู่การประสบปัญหาในด้านอื่น ๆ ตามมา เช่น ปัญหาทางด้านการเข้าสังคม ปัญหาทางด้านจิตใจ (Social and Psychological Problems) หรือแม้กระทั่งปัญหาทางด้านร่างกาย (Physical Problems) ได้

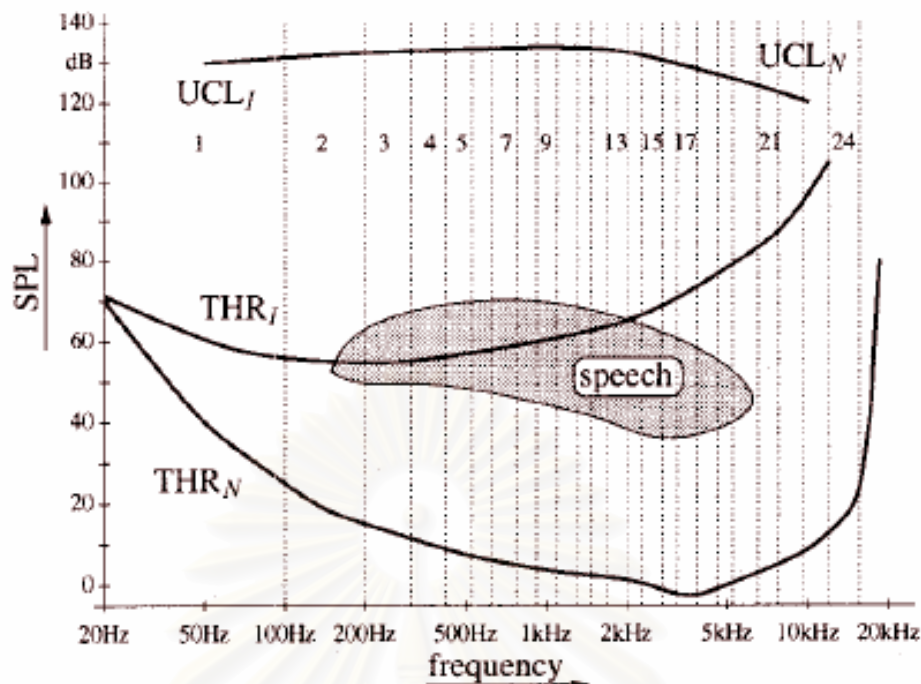
เครื่องช่วยฟัง (Hearing Aids : HA) เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าขนาดเล็กชนิดหนึ่ง ที่ช่วยให้ผู้ที่สูญเสียการได้ยินสามารถได้ยินเสียงต่าง ๆ ได้ดีขึ้น หลักการทำงานของเครื่องช่วยฟัง คือ ทำหน้าที่ขยายขนาดสัญญาณเสียงขาเข้า เพื่อให้ผู้ที่สูญเสียการได้ยินสามารถได้ยินสัญญาณเสียงขาออก

ที่มีความดังมากขึ้น ทั้งนี้ระดับของการขยายขนาดสัญญาณเสียงจะไม่เท่ากันในผู้ใช้แต่ละคน ขึ้นอยู่กับระดับความรุนแรงของการสูญเสียการได้ยิน เครื่องช่วยฟังมีส่วนประกอบหลัก 4 ส่วน ดังต่อไปนี้

- ไมโครโฟน (Microphone) ทำหน้าที่ รับสัญญาณเสียงขาเข้าและแปลงสัญญาณเสียงขาเข้าให้อยู่ในรูปสัญญาณทางไฟฟ้า (Electrical Signal)
- ตัวขยาย (Amplifier) ทำหน้าที่ เพิ่มขนาดของสัญญาณทางไฟฟ้า
- เครื่องรับ (Receiver) หรือลำโพง (Loudspeaker) ทำหน้าที่ แปลงสัญญาณทางไฟฟ้ากลับไปเป็นสัญญาณเสียง
- แบตเตอรี่ (Battery) เป็นแหล่งกำเนิดพลังงานแก่อุปกรณ์ส่วนต่าง ๆ ในเครื่องช่วยฟัง โดยตำแหน่งของส่วนประกอบต่าง ๆ ในเครื่องช่วยฟังสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 1.1 ซึ่งเป็นตัวอย่างของเครื่องช่วยฟังแบบเกี่ยวหลังหู (Behind the Ear Hearing Aids : BTE)



รูปที่ 1.1 ส่วนประกอบหลักของเครื่องช่วยฟังแบบ BTE



รูปที่ 1.2 ระดับความดังเริ่มต้นในการได้ยิน (Sound Pressure Level, SPL) ของคนปกติ และผู้ที่สูญเสียการได้ยิน [4]

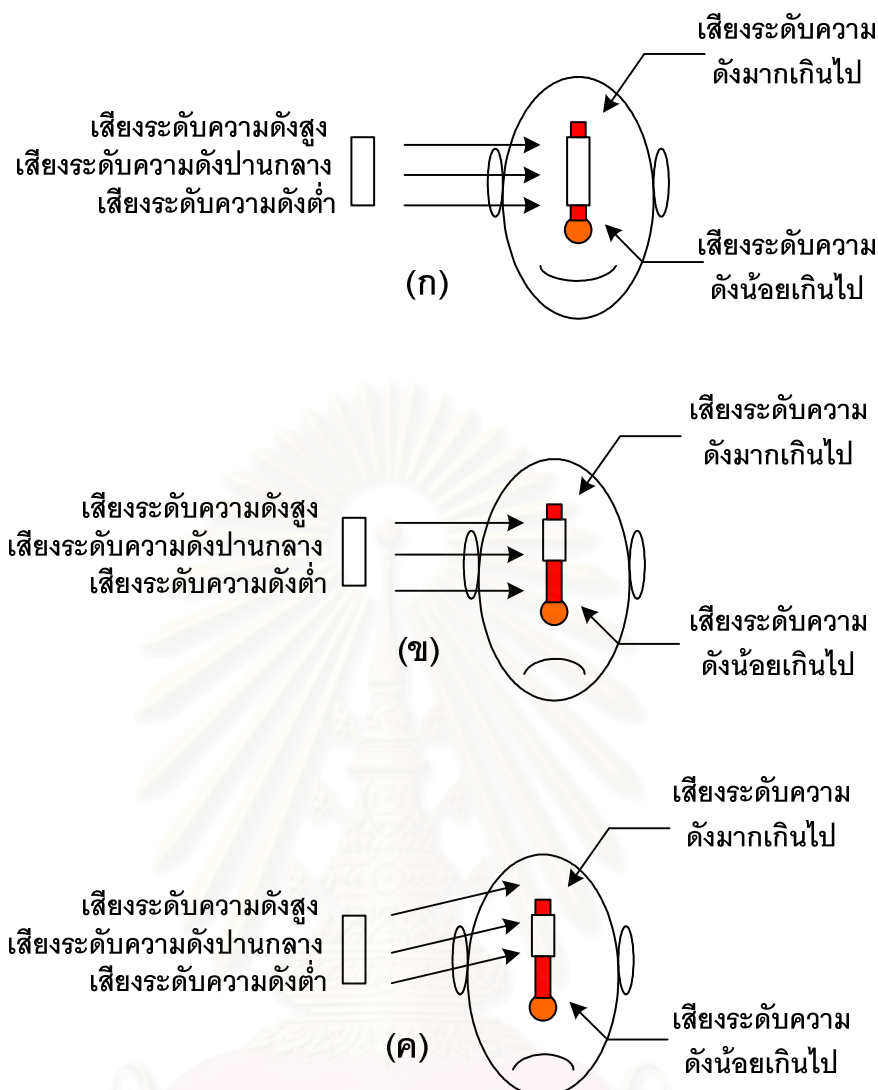
เมื่อพิจารณาถึงลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยโดยทั่วไปแล้ว พบว่าปัญหาการได้ยินของผู้ป่วยจะมีลักษณะแตกต่างกันไปในแต่ละบุคคล และมีระดับความรุนแรงที่ไม่เท่ากันในแต่ละช่วงความถี่ ดังตัวอย่างของผู้ป่วยคนหนึ่งแสดงในรูปที่ 1.2 เมื่อกราฟแสดงระดับความดังของสัญญาณเสียงซึ่งแบ่งออกเป็น 24 แถบช่วงความถี่ของ Critical Bands [4] โดย  $UCL_N$  และ  $UCL_I$  บอกถึงระดับความดังของเสียงมากที่สุดที่ยังคงยอมรับได้ (Upper Comfort Limit : UCL) ของผู้มีการได้ยินปกติ และผู้ที่สูญเสียการได้ยินซึ่งเห็นได้ว่าจะมีค่าเท่ากัน โดยกราฟ  $THR_N$  และ  $THR_I$  จะแสดงถึงระดับเริ่มต้นในการได้ยิน (Threshold of Hearing : THR) ของผู้มีการได้ยินปกติ และผู้ที่สูญเสียการได้ยิน โดยเรียกผลต่างระหว่างระดับ UCL กับระดับ THR ว่าพิสัยพลวัต (Dynamic Range) ของสัญญาณเสียง ซึ่งเห็นได้ว่าผู้ที่สูญเสียการได้ยินจะมีพิสัยพลวัตแคบกว่าผู้มีการได้ยินปกติ ดังนั้นเมื่อพิจารณาถึงหน้าที่ของเครื่องช่วยฟังที่ทำการขยายขนาดสัญญาณเสียงให้แก่ผู้ที่สูญเสียการได้ยิน จึงเห็นได้ว่าการขยายขนาดสัญญาณเสียงขาเข้าของเครื่องช่วยฟังทุกความถี่ด้วยอัตราขยาย (Gain) ที่เท่ากันจะไม่เหมาะสมต่อการใช้งาน เพราะถ้าทำเช่นนั้น จะก่อให้เกิดการขยายขนาดของสัญญาณเสียงบางเสียงที่บางช่วงความถี่มากเกินไปกว่าที่ผู้ใช้ต้องการ ยกตัวอย่างเช่น จากรูปที่ 1.2 การใช้ค่าอัตราขยายสูง เพื่อชดเชยการสูญเสียการได้ยินซึ่งมีระดับความรุนแรงมากในช่วงความถี่สูง จะทำให้สัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำถูกขยายขนาด

ด้วยอัตราเดียวกัน ส่งผลให้ผู้ป่วยได้ยินเสียงที่มีความดังมากเกินไปในช่วงความถี่ต่ำ หรือในทางตรงกันข้าม หากเลือกใช้ค่าอัตราขยายต่ำ เพื่อลดความเสี่ยงการสูญเสียการได้ยินซึ่งมีระดับความรุนแรงน้อยในช่วงความถี่ต่ำจะทำให้ไม่สามารถขยายขนาดสัญญาณเสียงในช่วงความถี่สูงได้เพียงพอ กับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยท่านนี้ ส่งผลให้ผู้ป่วยไม่ได้ยินเสียงในช่วงความถี่สูงที่จะมีความดังน้อยเกินไป ทั้งนี้ ปัญหาดังกล่าวสามารถแก้ไขได้โดยใช้การประมวลผลสัญญาณที่มีโครงสร้างเป็นช่วงความถี่ย่อยเพื่อให้สามารถปรับแต่งค่าอัตราขยายที่แตกต่างกันไป ในแต่ละช่วงความถี่ต่าง ๆ ตามความเหมาะสมแก่ปัญหาการสูญเสียการได้ยินของผู้ใช้แต่ละคน

นอกจากปัญหาการมีระดับการสูญเสียการได้ยินไม่เท่ากันในแต่ละแถบความถี่แล้ว ปัญหา Loudness Recruitment [3] – [4] ซึ่งเกิดจากการที่ผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินมีพิสัยพลวัต ที่แคบกว่าพิสัยพลวัตของคนปกติ ก็เป็นปัญหาสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึงในการออกแบบเครื่องช่วยฟัง ดังแสดงรายละเอียดต่าง ๆ รูปที่ 1.3



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 1.3 พิสัยพลวัตของผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินที่แคบกว่าพิสัยพลวัตของ  
คนปกติ [5]

ในรูปที่ 1.3 (ก) แสดงพิสัยพลวัตของคนปกติ ซึ่งสามารถรับฟังสัญญาณเสียงได้ทุกช่วงความดัง ส่วนในรูป 1.3 (ข) แสดงพิสัยพลวัตของผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินซึ่งแคบกว่าพิสัยพลวัตของคนปกติ ทำให้ผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินดังกล่าว ไม่สามารถรับฟังเสียงที่มีระดับความดังต่ำได้ และ ในรูป 1.3 (ค) แสดงการใช้ค่าอัตราขยายคงที่เพื่อขยายสัญญาณเสียงให้มีระดับความดังมากขึ้น ซึ่งพบว่า สัญญาณเสียงระดับความดังสูงจะถูกขยายจนมีระดับความดังมากเกินไปจนเลยระดับ UCL ของผู้ป่วย ทำให้ผู้ใช้รู้สึกไม่สบายหู จึงจำเป็นต้องมีการใช้เครื่องช่วยฟังที่ใช้การควบคุมอัตราขยายอย่างอัตโนมัติ (Automatic Gain Control : AGC) ซึ่งส่วนมากจะถูกเรียกว่า เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด (Compression Hearing Aids) โดยจะมีการ

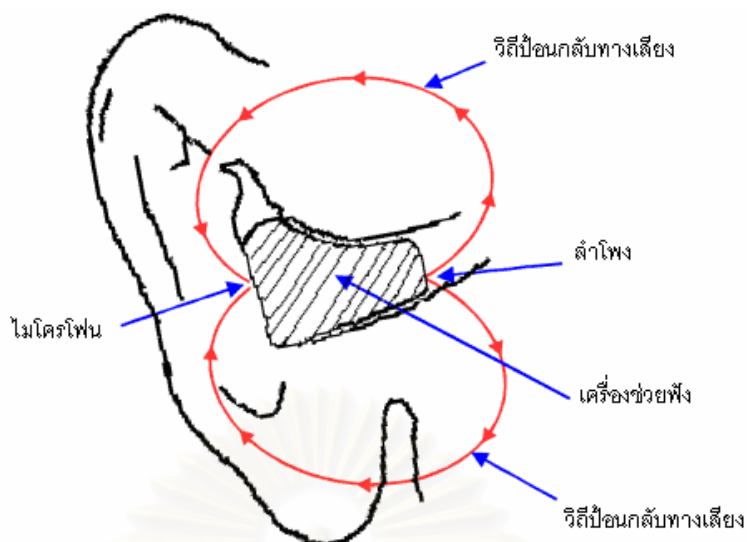
ปรับค่าอัตราขยายให้เหมาะสมกับขนาดของสัญญาณเข้าในแต่ละช่วงเวลา เพื่อไม่ให้ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังได้ยินเสียงที่มีความดังสูงอย่างดังมากเกินไป หรือได้ยินเสียงที่มีความดังต่ำอย่างดงน้อยเกินไป

จึงเห็นได้ว่า การแบ่งสัญญาณเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็นสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่าง ๆ โดยใช้การประมวลผลสัญญาณที่มีโครงสร้างเป็นช่วงความถี่ย่อย ร่วมกับการบีบอัดการขยายขนาดสัญญาณเสียง ซึ่งเรียกว่า การบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย (Multi-band Compression) จึงน่าจะส่งผลให้เครื่องช่วยฟังสามารถตอบสนองต่อระดับการสูญเสียการได้ยินอย่างถูกต้อง พร้อมกับสามารถเพิ่มพิสัยพลวัตการได้ยินเสียงแก่ผู้ที่มีปัญหาการสูญเสียการได้ยินได้ดีขึ้น เมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องช่วยฟังแบบเดิม (Conventional Hearing Aids) ที่ใช้ค่าอัตราขยายเพียงค่าเดียว

นอกจากนี้ ปัญหาสำคัญประการหนึ่งที่พบในการใช้งานเครื่องช่วยฟัง คือ การรบกวนต่อผู้ใช้จากสัญญาณเสียงหวีดหอน ซึ่งเกิดจากการมีสัญญาณเสียงป้อนกลับ (Acoustic Feedback) ส่งผลให้ผู้ใช้เกิดความรำคาญ การเกิดสัญญาณเสียงป้อนกลับสามารถอธิบายได้ดังแสดงในรูปที่ 1.4 เห็นได้ว่าสัญญาณเสียงขาออกของเครื่องช่วยฟัง บางส่วนเคลื่อนผ่านวิถีป้อนกลับทางเสียง คือ ช่องอากาศ (Air Vent) ระหว่างเครื่องช่วยฟังกับผิวหนังภายในช่องหูชั้นนอก กลับไปเข้าไมโครโฟนอีกครั้งหนึ่ง สัญญาณเสียงป้อนกลับนี้โดยส่วนมากจะเกิดขึ้นเมื่อใช้อัตราขยายที่มีค่าสูงเมื่อถูกขยายขนาดในทุกๆรอบที่ป้อนกลับผ่านตัวขยาย จึงมีขนาดสูงขึ้นเรื่อย ๆ กลายเป็นเสียงหวีดหอน หากทำการจำกัดขนาดของสัญญาณเสียงป้อนกลับเพื่อไม่ให้เสียงป้อนกลับส่งผลรบกวนต่อผู้ใช้เครื่องช่วยฟัง โดยใช้ค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟังที่มีค่าต่ำลง ก็จะเป็นการจำกัดประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องช่วยฟัง เนื่องจากผู้ใช้ไม่สามารถปรับขยายขนาดของสัญญาณเสียงได้ตามต้องการเมื่อสภาวะแวดล้อมทางเสียง (Acoustic Environment) เปลี่ยนแปลงไป

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย





รูปที่ 1.4 ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับในการใช้งานเครื่องช่วยฟัง

ระบบการตัดเสียงป้อนกลับ (Acoustic Feedback Cancellation : AFC) ที่มีประสิทธิภาพจึงเป็นส่วนสำคัญที่ขาดเสียไม่ได้ในการออกแบบเครื่องช่วยฟังที่มีสมรรถนะสูง วิธีหนึ่งในการตัดเสียงป้อนกลับ คือ การใช้วงจรกรองแบบปรับตัว (Adaptive Filter) เพื่อประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียง (Acoustic Feedback Path) ที่เปลี่ยนไปตามเวลา โดยการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวในการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับนี้จะได้รับการอธิบายในบทถัดไป

แนวคิดในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ คือ การพัฒนาประสิทธิภาพการตัดเสียงป้อนกลับโดยใช้วงจรกรองแบบปรับตัว (AFC) ในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่เกิดขึ้นในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย โดยเนื่องจากในปัจจุบันยังไม่มีข้อสรุปที่แน่ชัดถึงจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมที่สุดในการใช้งานเครื่องช่วยฟัง [5] วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะหาจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟังในเชิงวัตถุวิสัย (Objective) โดยจะคำนึงถึงผลของจำนวนแถบความถี่ย่อยต่อประสิทธิภาพในการตัดเสียงป้อนกลับและพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่างที่มีปัญหาการได้ยินจากภาควิชาโสต ศอ นาสิก โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ โดยจะออกแบบให้มีจำนวนน้อยกว่า 24 แถบช่วงความถี่ย่อยของ Critical Bands [4] ทั้งนี้เพื่อลดความซับซ้อนในการคำนวณ และเพื่อความสะดวกต่อการนำโครงสร้างที่ออกแบบไปใช้งานจริงมากขึ้น นอกจากนี้ จะทำการศึกษาการปรับแต่งระดับการขยายขนาดสัญญาณเสียง ในแต่ละช่วงแถบความถี่ย่อยให้เหมาะสมแก่ระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ใช้เครื่องช่วยฟัง โดยทำการอ้างอิงจากกรณีศึกษาของผู้ป่วยตัวอย่างที่เก็บข้อมูลได้

## 1.2 วัตถุประสงค์

ศึกษาและพัฒนาประสิทธิภาพการตัดเสียงป้อนกลับ (Acoustic Feedback Cancellation : AFC) ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย (Multi-band Compression Hearing Aids) เพื่อแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพการตัดเสียงป้อนกลับที่เพิ่มมากขึ้น ทั้งในด้านการประมวลผลวิธีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัวที่แม่นยำมากขึ้น และคุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ใช้งาน เมื่อเปรียบเทียบกับเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้ค่าอัตราขยายแบบคงที่ นอกจากนี้ วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะหาจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟัง ให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุด ทั้งในด้านความแม่นยำของวงจรกรองแบบปรับตัวในการประมวลผลวิธีป้อนกลับทางเสียง และผลลัพธ์พลวัตที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่าง

## 1.3 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1. ศึกษาระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ทั้งในด้านประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับ โดยวัดจากความแม่นยำในการประมวลผลวิธีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว และคุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ใช้งาน

2. การออกแบบค่าอัตราขยายที่ใช้ในการปรับแต่งระดับการขยายขนาดสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ย่อยต่าง ๆ โดยใช้การบีบอัดเสียงที่เหมาะสมกับระดับความดังของสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง และจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟัง เมื่อคำนึงถึงผลของจำนวนแถบความถี่ย่อยต่อประสิทธิภาพในการตัดเสียงป้อนกลับ และผลลัพธ์พลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่าง

## 1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1. ศึกษาและวิเคราะห์ถึงลักษณะที่มาของการเกิดปัญหาเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง

2. ศึกษางานวิจัยและเทคนิคต่าง ๆ ในการแก้ไขปัญหาคัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่มีการนำเสนอ มาแล้วก่อนหน้านี้หรือเรียกว่าระบบ AFC ให้เกิดความเข้าใจปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง และสามารถจำลองระบบการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในอุปกรณ์เครื่องช่วยฟังได้

3. เก็บข้อมูลจากผู้ป่วยที่มีปัญหาการได้ยิน จากที่ภาควิชาโสต ศอ นาสิกวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาฯ เพื่อนำมาใช้ในการจำลองระบบ เพื่อให้สามารถศึกษาการปรับแต่งระดับการ

ขยายขนาดสัญญาณเสียงให้เหมาะสมแก่ระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่างที่เก็บข้อมูลได้

4. จำลองการทำงานของระบบ AFC บนคอมพิวเตอร์
5. ออกแบบค่าอัตราขยายที่ใช้ในการปรับแต่งระดับการขยายขนาดสัญญาณเสียงสำหรับช่วงความถี่ต่าง ๆ
6. ศึกษาระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ทั้งในด้านประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับ โดยวัดจากความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว และคุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ใช้งาน
7. ศึกษาถึงผลของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟัง ที่มีต่อระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ทั้งในด้านความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว และคุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ป่วยอีกด้วย
8. พัฒนาระบบที่นำเสนอ ปรับปรุง หาวิธีที่เหมาะสมและให้ผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุด
9. สรุปผลงานวิจัยและจัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

แนวทางในการออกแบบค่าอัตราขยายที่เหมาะสมต่อการแก้ไขปัญหาการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง ทั้งในด้านรูปแบบของค่าอัตราขยาย และจำนวนแถบความถี่ย่อยเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุดในการนำไปใช้งานจริง

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 2

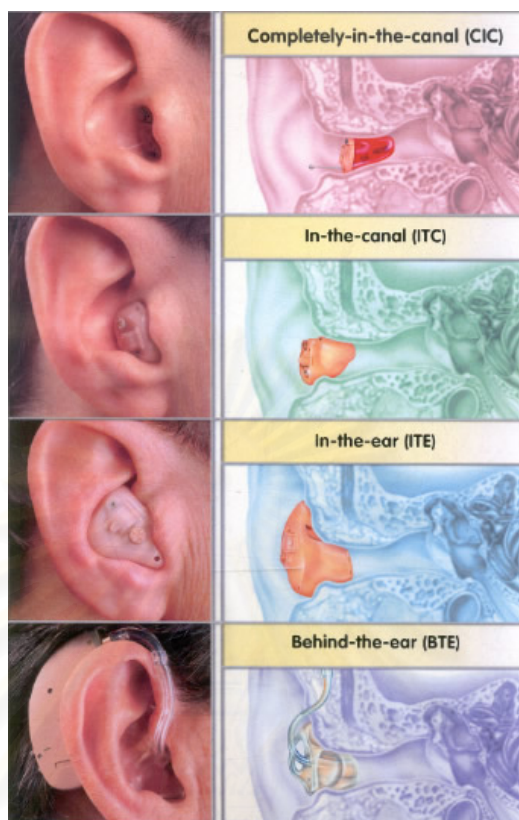
### หลักการและระเบียบวิธีที่สำคัญ

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง โดยจะเริ่มจากการแนะนำถึงเครื่องช่วยฟัง ปัญหาที่เกิดขึ้นในการใช้งานอุปกรณ์เครื่องช่วยฟัง วงจรกรองแบบปรับตัวที่เลือกใช้ในการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับของอุปกรณ์เครื่องช่วยฟัง และระเบียบวิธีต่าง ๆ ที่สามารถนำมาใช้ในการควบคุมการทำงานของวงจรกรอง รวมทั้งแสดงความซับซ้อนในการคำนวณที่เกิดขึ้น ตามลำดับ

#### 2.1 เครื่องช่วยฟัง

เครื่องช่วยฟัง (Hearing Aids : HA) เป็นอุปกรณ์ไฟฟ้าขนาดเล็กชนิดหนึ่ง ที่ช่วยให้ผู้ที่สูญเสียการได้ยินสามารถได้ยินเสียงต่าง ๆ ได้ดีขึ้น ซึ่งมีหลักการทำงานและส่วนประกอบหลักดังที่ได้อธิบายในบทที่ 1 โดยเครื่องช่วยฟังที่ใช้กันโดยทั่วไปอาจแบ่งได้เป็น 4 ประเภท ตามขนาดของเครื่องช่วยฟัง ดังแสดงในรูปที่ 2.1 [6] - [7]

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 2.1 เครื่องช่วยฟัง 4 ประเภท

### 1. เครื่องช่วยฟังแบบซ่อนหมดในช่องหู (Completely-in-the-Canal, CIC)

เป็นเครื่องช่วยฟังแบบใหม่ล่าสุดที่มีขนาดเล็กมาก เหมาะสมกับผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินในระดับเล็กน้อย (Mild Hearing Loss) เนื่องจากมีกำลังขยายไม่มากนัก เมื่อสวมใส่แล้วแทบมองไม่เห็นยกเว้นแต่ตั้งใจจะจ้องมองดู โดยมีสายดิ่งเล็ก ๆ ยื่นออกมาเพื่อความสะดวกเวลาสวมใส่และดึงออก เครื่องช่วยฟังแบบนี้เป็นที่นิยมใช้มากสำหรับเพื่อความสวยงาม แต่ต้องขึ้นอยู่กับสรีรศาสตร์ของหูของผู้ป่วย เช่น ในผู้ป่วยที่มีช่องหูเล็กมากอาจไม่เหมาะสมกับการใช้งานเครื่องช่วยฟังแบบซ่อนหมดในช่องหู

### 2. เครื่องช่วยฟังแบบในช่องหู (In-the-Canal, ITC)

เป็นเครื่องช่วยฟังที่มีขนาดเล็กทรงลงมา โดยเมื่อใส่ไว้ในช่องหูจะมองเห็นจากภายนอกเพียงเล็กน้อยเท่านั้น เหมาะกับผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินในระดับเล็กน้อย และผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินในระดับปานกลาง (Moderate Hearing Loss)

### 3. เครื่องช่วยฟังแบบในหู (In-The-Ear, ITE)

มีขนาดใหญ่ขึ้นเมื่อเทียบกับเครื่องช่วยฟังแบบในช่องหู จึงสามารถใช้กับผู้ป่วยที่มีระดับการสูญเสียการได้ยินมากขึ้นเมื่อเทียบกับเครื่องช่วยฟังแบบในช่องหู เนื่องจากมีแบตเตอรี่ซึ่งทำหน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดพลังงานขนาดใหญ่กว่า

### 4. เครื่องช่วยฟังแบบเกี่ยวหลังใบหู (Behind the Ear, BTE)

ตัวเครื่องช่วยฟังทั้งหมดจะถูกบรรจุอยู่ในฝาคอครอบพลาสติกซึ่งถูกเกี่ยวอยู่ที่หลังใบหู โดยมีท่อพลาสติกใส่ทำหน้าที่นำสัญญาณเสียงที่ขยายแล้วผ่านไปยังช่องหู โดยเครื่องช่วยฟังแบบนี้จะมีกำลังขยายสูงกว่าทั้ง 3 แบบที่กล่าวมาแล้วเนื่องจากมีขนาดใหญ่กว่า เครื่องช่วยฟังแบบเกี่ยวหลังใบหูจึงเหมาะกับผู้ป่วยระดับปัญหาสูญเสียการได้ยินตั้งแต่ระดับต่ำถึงระดับรุนแรง (Severe Hearing Loss) และเนื่องจากมีตัวเครื่องช่วยฟังอยู่นอกช่องหู เครื่องช่วยฟังแบบนี้จึงนิยมใช้สำหรับเด็กซึ่งจะมีช่องหูที่ยังเจริญไม่เต็มที่

จะเห็นได้ว่า เครื่องช่วยฟังมีหลายแบบ แต่ละแบบมีข้อดี ข้อเสียแตกต่างกัน และในปัจจุบันมีการนำระบบโปรแกรมคอมพิวเตอร์และระบบดิจิทัลมาใช้เพื่อให้คุณภาพของเสียงดียิ่งขึ้น ทำให้ราคาของเครื่องช่วยฟังแตกต่างกันอย่างมากตั้งแต่ 5,000 - 60,000 บาท [15] อย่างไรก็ตามผู้ป่วยที่สูญเสียการได้ยินควรได้รับคำแนะนำจากนักโสตสัมผัสวิทยา (Audiologist) เพื่อรับทราบข้อมูลเกี่ยวกับภาวะการสูญเสียการได้ยินของแต่ละคน ความเหมาะสมในการเลือกแบบของเครื่องช่วยฟัง ซึ่งจะต้องผ่านการประเมินการใช้เครื่องช่วยฟังที่ถูกต้องตามมาตรฐาน เพื่อให้แน่ใจว่าเครื่องช่วยฟังนั้นเหมาะสมกับแต่ละคน รวมทั้งการเรียนรู้การใช้งาน การดูแลรักษาเครื่องช่วยฟัง การแก้ไขปัญหาเฉพาะหน้าเมื่อเครื่องช่วยฟังเกิดการขัดข้อง และการติดตามผลการใช้เครื่องช่วยฟังเป็นระยะ ๆ เพราะเครื่องช่วยฟังมิได้รักษาโรคหู เป็นเพียงอุปกรณ์ช่วยให้ผู้ใช้สามารถรับฟังเสียงได้ดีขึ้นเท่านั้น โรคหูที่เป็นสาเหตุของการสูญเสียการได้ยินบางอย่างไม่สามารถรักษาได้ หรือในขณะที่ใช้เครื่องช่วยฟังอาจเกิดโรคหูอย่างอื่นแทรกซ้อน อาจจะทำให้หูเสียมากขึ้น หรือมีความสามารถในการฟังเสียงลดลง จึงควรพบนักโสตสัมผัสวิทยาเพื่อพิจารณาการรักษาหรือทำการปรับเครื่องช่วยฟังใหม่ให้เหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินที่เปลี่ยนแปลงไป

## 2.2 ปัญหาที่เกิดขึ้นในการใช้งานอุปกรณ์เครื่องช่วยฟัง

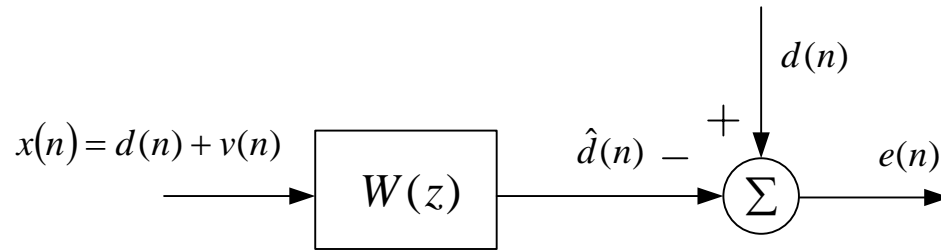
ปัญหาสำคัญประการหนึ่งที่มีผลกระทบต่อประสิทธิภาพการใช้งานของเครื่องช่วยฟัง คือการเกิดสัญญาณเสียงป้อนกลับผ่านช่องอากาศระหว่างเครื่องช่วยฟังกับผิวหนังภายในช่องหูชั้นนอกหรือเรียกว่าวิธีป้อนกลับทางเสียง ดังที่ได้แสดงไปแล้วในรูปที่ 1.4 แนวคิดอย่างง่ายในป้องกันผลกระทบ

จากปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับ คือ การใช้ค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังค่าต่ำ ๆ เพื่อป้องกันไม่ให้ขนาดของสัญญาณเสียงป้อนกลับก่อให้เกิดการรบกวนต่อผู้ใช้ หากแต่ว่าการจำกัดค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟัง จะทำให้อุปกรณ์ไม่สามารถทำหน้าที่ในการขยายขนาดของสัญญาณเสียงได้ตามความต้องการของผู้ใช้ในบางสภาวะแวดล้อม ส่งผลให้ประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องช่วยฟังลดลง ดังนั้น ระบบการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง (ระบบ AFC) จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งสำหรับการเพิ่มสมรรถนะการทำงานของเครื่องช่วยฟัง

วิธีหนึ่งที่ใช้ในการในการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับ คือการใช้วงจรรองแบบปรับตัว ในการประมาณวิธีป้อนกลับทางเสียง เพื่อให้วงจรรองสามารถปรับเปลี่ยนไปตามวิธีป้อนกลับทางเสียงที่เปลี่ยนแปลงไปได้ ดังนั้นในหัวข้อต่อไปจะกล่าวถึงการใช้งานวงจรรองแบบปรับตัวในการแก้ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง

### 2.3 วงจรรองวินเนอร์ (Wiener Filter)

ในระบบหนึ่ง ๆ เมื่อต้องการประมาณสัญญาณที่ต้องการ (Desired Signal) เช่น สัญญาณเสียงพูด สัญญาณเรดาร์หรือรูปภาพต่าง ๆ จากอีกสัญญาณหนึ่งที่ตรวจวัดได้ (Measured Signal) วิธีหนึ่งที่สามารถใช้ประมาณสัญญาณที่ต้องการได้คือการใช้วงจรรองวินเนอร์ (Wiener Filter) ซึ่งถูกเสนอโดย Norbert Wiener [8] ซึ่งวงจรรองนี้เป็นหนึ่งในวงจรรองที่สามารถใช้ประมาณสัญญาณที่ต้องการจากสัญญาณที่ตรวจวัดได้ จากปัญหาที่ Wiener ต้องการจะออกแบบวงจรรองที่สามารถทำการประมาณสัญญาณที่ต้องการจากสัญญาณที่ตรวจวัดได้ โดยมีสัญญาณรบกวนพื้นหลัง (Background Noise) ดังแสดงในรูปที่ 2.2 หลักการทำงานของวงจรรองวินเนอร์คือการคำนวณหาค่าที่เหมาะสมของค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรรอง ซึ่งในรูปที่ 2.2 คือ สัมประสิทธิ์ในโดเมนเวลาของฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) ของ  $W(z)$  ซึ่งทำให้ค่าเฉลี่ยกำลังสองของค่าสัญญาณผิดพลาดระหว่างสัญญาณออกของวงจรรอง  $\hat{d}(n)$  กับค่าของสัญญาณที่ต้องการประมาณ  $d(n)$  มีค่าน้อยที่สุด



รูปที่ 2.2 การใช้วงจรรองวินเนอร์ในการประมาณสัญญาณที่ต้องการ เมื่อ  $W(z)$  เป็นฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมน  $z$  ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$

พิจารณารูปที่ 2.2 เมื่อสัญญาณเข้าของวงจรรองเป็นสัญญาณที่ตรวจวัดได้  $x(n)$  ประกอบด้วยสัญญาณที่ต้องการ  $d(n)$  และสัญญาณรบกวนพื้นหลัง  $v(n)$  มีสมการเป็น

$$x(n) = d(n) + v(n) \quad (2.1)$$

โดยที่ทั้งสัญญาณ  $d(n)$  และสัญญาณ  $v(n)$  เป็นสัญญาณที่มีคุณสมบัติแบบ Wide-Sense Stationary วงจรรองจะพยายามปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์ให้ค่าเฉลี่ยกำลังสองของสัญญาณผิดพลาดของการประมาณ

$$\xi = E\{e^2(n)\} \quad (2.2)$$

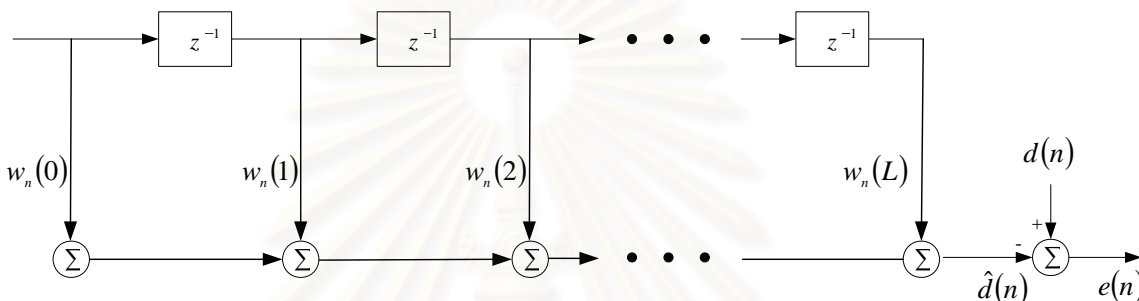
มีค่าน้อยที่สุด โดยที่สัญญาณผิดพลาดของการประมาณ หากจากผลต่างระหว่างสัญญาณที่ต้องการ  $d(n)$  และสัญญาณออกของวงจรรอง  $\hat{d}(n)$  หาได้จาก

$$e(n) = d(n) - \hat{d}(n) \quad (2.3)$$

โดยทั่วไปโครงสร้างของวงจรรองวินเนอร์สามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบคือ แบบที่มีโครงสร้างเป็นผลตอบสนองของอิมพัลส์จำกัด (Finite Impulse Response, FIR) และแบบที่มีโครงสร้างเป็นผลตอบสนองของอิมพัลส์ไม่จำกัด (Infinite Impulse Response, IIR) [8] – [10] ซึ่งสมการของวงจรรองวินเนอร์ที่มีโครงสร้างแบบผลตอบสนองของอิมพัลส์ไม่จำกัดจะอยู่ในรูปสมการไม่เชิงเส้น (Non-linear



Equation) ในขณะที่สมการของวงจรรองวินเนอร์แบบผลตอบสนองอิมพัลส์จำกัดจะอยู่ในรูปสมการเชิงเส้น (Linear Equation) จึงทำให้วงจรรองแบบ FIR ได้รับความนิยมในการนำไปใช้งานมากกว่าแบบ IIR เนื่องจากมีความง่ายต่อการคำนวณและรักษาไว้ซึ่งเสถียรภาพ กล่าวคือสัมประสิทธิ์ของวงจรรองจะไม่ลู่ออกจากสถานะอยู่ตัวเมื่อเปรียบเทียบกับวงจรรองแบบ IIR ถึงแม้ว่าข้อจำกัดของวงจรรองแบบ FIR คือจำนวนสัมประสิทธิ์ในการประมาณสัญญาณที่มากกว่าจำนวนสัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบ IIR ก็ตาม [8] – [10]



รูปที่ 2.3 รูปโครงสร้างของวงจรรองวินเนอร์แบบผลตอบสนองอิมพัลส์จำกัด

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงใช้วงจรรองที่มีโครงสร้างแบบ FIR ซึ่งมีบล็อกไดอะแกรม ดังแสดงในรูปที่ 2.3 โดย  $W(z)$  ของวงจรรองที่มีโครงสร้างแบบนี้ เขียนในรูป

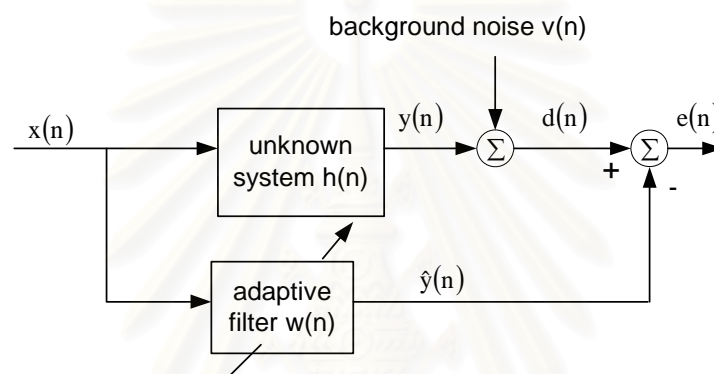
$$W(z) = \sum_{i=0}^L w(i)z^{-i} \tag{2.4}$$

โดยที่  $\{w(i)\}$  เป็นค่าผลตอบสนองอิมพัลส์ของค่าสัมประสิทธิ์ตัวที่  $i$  ของวงจรรองและมีอันดับเป็น  $L$

สำหรับการประยุกต์ใช้งานวงจรรองวินเนอร์ในการแก้ปัญหาสัญญาณเสียงบ่อนกลับในเครื่องช่วยฟังนั้น จะใช้วงจรรองแบบปรับตัวที่มีการใช้งานแบบการแสดงเอกลักษณ์ของระบบ โดยจะกล่าวในหัวข้อต่อไป

### 2.3.1 การแสดงเอกลักษณ์ของระบบ (System Identification)

การแสดงเอกลักษณ์ของระบบเป็นการสร้างแบบจำลองของระบบที่ไม่ทราบค่าระบบหนึ่ง โดยอาศัยวงจรกรองแบบปรับตัว ซึ่งประกอบไปด้วยขั้นตอนต่าง ๆ ดังนี้คือ การออกแบบวางแผนการทดลอง การเลือกโครงสร้างของแบบจำลอง การประมาณค่าสัมประสิทธิ์ และการพิสูจน์แบบจำลอง ขั้นตอนและวิธีการต่าง ๆ เหล่านี้จะกระทำซ้ำ ๆ กันไปเรื่อย ๆ จนกระทั่งได้แบบจำลองที่น่าพอใจ ในที่นี้จะอธิบายการใช้วงจรกรองแบบปรับตัวในการประมาณค่าสัมประสิทธิ์ของระบบที่ไม่ทราบค่า ซึ่งถูกจำลองแบบโดยใช้วงจรกรองที่มีโครงสร้างแบบ FIR ดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 แผนภาพการแสดงเอกลักษณ์ของระบบ (System Identification)

สมมติว่า  $\mathbf{h}(n)$  เป็นระบบที่ไม่ทราบค่าระบบหนึ่ง ซึ่งจะกำหนดให้เป็นระบบเชิงเส้นและไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (Linear Time-invariant System) โดยสามารถจำลองขึ้นโดยใช้ผลตอบสนองอิมพัลส์เป็น  $\mathbf{h}(n) = [h_0 \ h_1 \ \dots \ h_{L-1}]^T$  ที่มีจำนวนสัมประสิทธิ์เท่ากับ  $L$  และ  $[\cdot]^T$  คือ เมตริกซ์สลับเปลี่ยน วงจรกรองแบบปรับตัวถูกกำหนดให้มีความยาวเท่ากับจำนวนสัมประสิทธิ์ของระบบที่ไม่ทราบค่า  $\mathbf{h}(n)$  โดย  $\mathbf{w}(n) = [w_0(n), w_1(n), \dots, w_{L-1}(n)]^T$  คือ เวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวที่เวลา  $n$  และเวกเตอร์สัญญาณเข้าของระบบที่เวลา  $n$  เป็น  $\mathbf{x}(n) = [x(n), x(n-1), \dots, x(n-L+1)]^T$  สัญญาณที่ต้องการประมาณ  $d(n)$  หาได้จาก

$$\begin{aligned} d(n) &= y(n) + v(n) \\ &= \sum_{i=0}^{L-1} h(i)x(n-i) + v(n) \end{aligned} \quad (2.5)$$

สัญญาณออกของวงจรกรองแบบปรับตัว  $\hat{y}(n)$  คำนวณได้จากผลบวกคอนโวลูชันระหว่างสัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัว  $w(n)$  กับสัญญาณเข้า  $x(n)$  ดังสมการ (2.6)

$$\hat{y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} w_i(n)x(n-i) \quad (2.6)$$

จากสมการที่ 2.3 สัญญาณความผิดพลาดของการประมาณ  $e(n)$  หาได้จาก

$$\begin{aligned} e(n) &= d(n) - \hat{y}(n) \\ &= y(n) + v(n) - \hat{y}(n) \end{aligned} \quad (2.7)$$

พิจารณาสมการที่ (2.7) จะพบว่าที่เวลา  $n$  ใด ๆ ถ้าวงจรกรองแบบปรับตัวสามารถจำลองระบบที่ไม่ทราบค่า  $\mathbf{h}(n)$  ได้ กล่าวคือ  $\hat{y}(n)$  มีค่าใกล้เคียงกับ  $y(n)$  โดยที่ค่าสัญญาณความผิดพลาด  $e(n)$  ถูกใช้เป็นตัวบ่งชี้การเบี่ยงเบนของแบบจำลอง  $\mathbf{w}(n)$  เมื่อเปรียบเทียบกับ  $\mathbf{h}(n)$

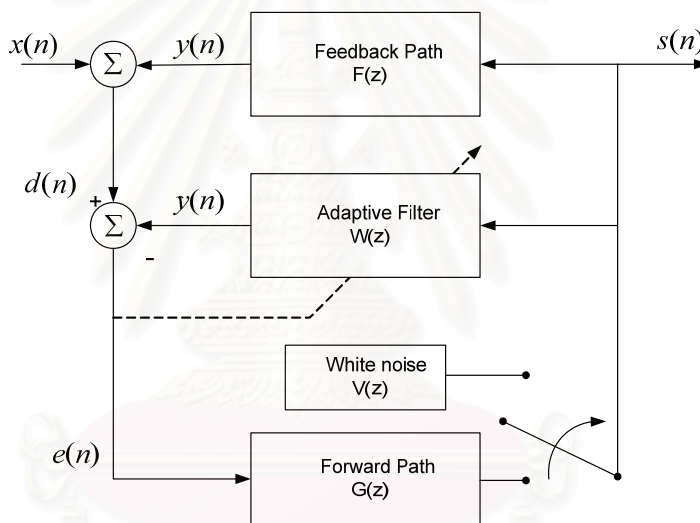
สำหรับระเบียบวิธีต่าง ๆ (Adaptive Filtering Algorithm) ที่ใช้ในการปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวจะใช้ค่าสัญญาณความผิดพลาด  $e(n)$  ในการควบคุมการเปลี่ยนแปลงสัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวที่คำนวณได้ในแต่ละรอบการวนซ้ำ (Iteration) เพื่อใช้ในการคำนวณรอบต่อ ๆ ไป เมื่อการปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์น้ำหนักของวงจรกรองแบบปรับตัวกระทำซ้ำไปเรื่อย ๆ แบบจำลองที่น่าพอใจจะหาได้เมื่อค่าการเบี่ยงเบนของแบบจำลอง หรือเมื่อขนาดของสัญญาณความผิดพลาด  $e(n)$  มีค่าน้อยจนเป็นที่ยอมรับได้

## 2.4 การตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟัง

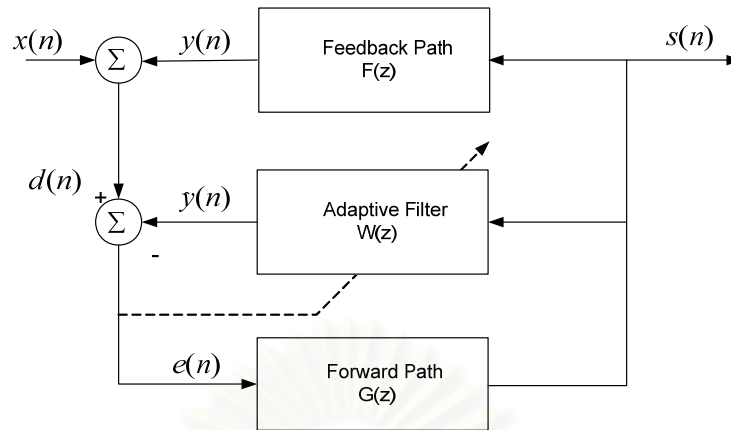
การทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวในการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 แบบใหญ่ ๆ คือ การตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับโดยใช้ระบบปรับตัวแบบไม่ต่อเนื่อง และการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับโดยใช้ระบบปรับตัวแบบต่อเนื่อง [11] - [12] ดังแสดงในรูปที่ 2.5 และ 2.6 ตามลำดับ

สำหรับวิธีการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับโดยใช้ระบบปรับตัวแบบไม่ต่อเนื่อง สามารถทำได้โดยการออกแบบให้วงจรกรองปรับตัวทำงานอย่างเป็นคาบ (Periodically) หรือให้วงจรกรองทำงานเฉพาะในช่วงที่มีการตรวจจับได้ว่ามีเสียงหวีดหอนที่เป็นผลมาจากสัญญาณเสียงป้อนกลับเกิดขึ้น [11] หรือวงจรกรองถูกสั่งให้ทำงานเฉพาะเมื่อระดับสัญญาณเสียงเข้าของระบบที่วัดได้อยู่ในเกณฑ์

ต่ำ [12] และใช้สัญญาณอื่นเพิ่มเติมในการสอนระบบ (Training Sequence) เช่น สัญญาณรบกวนขาว (White Noise) ส่งผลให้สัมประสิทธิ์ของวงจรกรองแบบปรับตัวเข้าสู่วิถีป้อนกลับทางเสียง อย่างใกล้เคียงมากที่สุด อย่างไรก็ตามการใช้สัญญาณรบกวนขาวในการสอนระบบจะส่งผลทำให้เกิดการรบกวนการได้ยินของผู้ใช้เครื่องช่วยฟัง นอกจากนี้ว่าผู้ใช้เครื่องช่วยฟังมีปัญหาการสูญเสียการได้ยินในขั้นสูงถึงระดับที่เรียกว่าหูหนวก (Profoundly Deaf) ดังนั้นระบบปรับตัวแบบไม่ต่อเนื่องจึงไม่เหมาะสมกับผู้ใช้งานเครื่องช่วยฟังทั่วไป นอกจากนี้ข้อเสียอีกประการหนึ่งของการใช้ระบบปรับตัวแบบไม่ต่อเนื่อง คือ ความจำเป็นในการเลือกใช้ตัวตรวจจับ (Detector) สัญญาณเสียงหวีดที่มีประสิทธิภาพ เพราะถ้าตัวตรวจจับสัญญาณเสียงหวีดทำงานผิดพลาด ระบบจะไม่สามารถทำการลดสัญญาณเสียงป้อนกลับในช่วงขณะนั้นได้และส่งผลกระทบต่อการได้ยินของผู้ใช้เครื่องช่วยฟัง



รูปที่ 2.5 การทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวเพื่อตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังโดยใช้ระบบปรับตัวแบบไม่ต่อเนื่อง



รูปที่ 2.6 การทำงานของวงจรรองแบบปรับตัวเพื่อตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังโดยใช้ระบบปรับตัวแบบต่อเนื่อง

ดังนั้นการเลือกใช้อัตราการปรับตัวที่มีการทำงานของระบบปรับตัวแบบต่อเนื่อง ซึ่งไม่ต้องอาศัยสัญญาณรบกวนขาเข้าในการสอนระบบ จะไม่ทำให้ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังได้ยินเสียงสัญญาณรบกวนขาเข้า นอกจากนี้ระบบที่มีการปรับตัวแบบต่อเนื่องสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยไม่ขึ้นอยู่กับการทำงานของตัวตรวจจับสัญญาณเสียงหวีด จึงป้องกันความผิดพลาดอันอาจเกิดจากตัวตรวจจับสัญญาณเสียงหวีดได้

การตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับสามารถอธิบายในเชิงคณิตศาสตร์ได้ตามบล็อกไดอะแกรมในรูปที่ 2.6 เมื่อให้

$x(n)$  เป็นสัญญาณเสียงขาเข้า

$y(n)$  เป็นสัญญาณเสียงป้อนกลับ

$s(n)$  เป็นสัญญาณเสียงขาออกที่ลำโพงของเครื่องช่วยฟังซึ่งถูกขยายขนาดแล้ว

$d(n)$  เป็นสัญญาณไมโครโฟนของเครื่องช่วยฟัง

$g(n)$  เป็นผลตอบสนองต่ออิมพัลส์ของวิถีไปหน้า (Forward Path) ถูกจำลองได้ดังสมการ

$$G(z) = G_0 z^{-1} \quad (2.8)$$

$G(z)$  เป็นฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมน  $z$  ของผลตอบสนองต่ออิมพัลส์  $g(n)$

$G_0$  เป็นค่าคงที่สำหรับอัตราขยายของเครื่องช่วยฟัง

$f(n)$  เป็นผลตอบสนองต่ออิมพัลส์ของวิถีป้อนกลับทางเสียง

- $F(z)$  เป็นฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมน  $z$  ของวิถีป้อนกลับทางเสียง  $f(n)$   
 $\mathbf{w}(n)$  เป็นเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัว  
 $W(z)$  เป็นฟังก์ชันถ่ายโอนในโดเมน  $z$  ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$   
 $\hat{y}(n)$  เป็นสัญญาณขาออกของวงจรรองแบบปรับตัว  
 $e(n)$  เป็นสัญญาณผิดพลาดในการประมาณของระบบ AFC

จาก 2.3 สัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ในการประมาณสัญญาณเสียงป้อนกลับของวงจรรองแบบปรับตัว สามารถหาได้จาก

$$e(n) = d(n) - \hat{y}(n) \quad (2.9)$$

$$= x(n) + y(n) - \hat{y}(n) \quad (2.10)$$

$$= x(n) + \mathbf{f}^T(n)\mathbf{s}(n) - \mathbf{w}^T(n)\mathbf{s}(n) \quad (2.11)$$

$$= x(n) + (\mathbf{f}(n) - \mathbf{w}(n))^T \mathbf{s}(n) \quad (2.12)$$

เมื่อ  $\mathbf{s}(n) = [s(n), s(n-1), \dots, s(n-L+1)]^T$  คือ เวกเตอร์สัญญาณเข้าขนาด  $L$  จากสมการที่ (2.11) และ (2.12) จะเห็นได้ว่าเมื่อวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  สามารถจำลองวิถีป้อนกลับทางเสียง  $\mathbf{f}(n)$  ได้ใกล้เคียงมากที่สุด จะส่งผลให้สัญญาณเสียงป้อนกลับ  $y(n)$  ถูกลดทอนลง หรือถูกกำจัดได้อย่างมีประสิทธิภาพ

อย่างไรก็ตามปัญหาสำคัญของระบบปรับตัวข้างต้นเกิดจากการที่สัญญาณป้อนกลับ  $y(n)$  มีลักษณะใกล้เคียงกับสัญญาณเสียงขาเข้า  $x(n)$  โดยส่งผลให้สัญญาณขาออก  $s(n)$  กับสัญญาณขาเข้า  $x(n)$  ของเครื่องช่วยฟังมีสหสัมพันธ์ (Correlation) กันด้วยเป็นเหตุให้วงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  ไม่สามารถจำลองวิถีป้อนกลับทางเสียง  $\mathbf{f}(n)$  ได้ถูกต้องแม่นยำ [13] อีกทั้งค่าสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ที่ใช้ในการควบคุมการทำงานของวงจรรองปรับตัวยังคงค่อนข้างเป็นสัญญาณขนาดใหญ่ เนื่องจากยังคงมีพลังงานของสัญญาณขาเข้า  $x(n)$  ประกอบอยู่ในค่าสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ทำให้วงจรรองไม่สามารถเข้าสู่ค่าตอบที่ถูกต้องได้เช่นกัน ดังนั้นปัญหาทั้งสองนี้ต้องได้รับการแก้ไข ดังจะเสนอในบทที่ 3 ต่อไป

## 2.5 ระเบียบวิธีที่ใช้ควบคุมการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัว

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงระเบียบวิธีที่ใช้ควบคุมการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัวที่ใช้กันทั่วไป ได้แก่ ระเบียบวิธี Least Mean Square (LMS) ระเบียบวิธี Normalized Least Mean Square (NLMS) และ ระเบียบวิธี Recursive Least Squares (RLS) โดยแต่ละระเบียบวิธีจะมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

### 2.5.1 ระเบียบวิธี Least Mean Square (LMS) [8]

ระเบียบวิธี LMS เป็นระเบียบวิธีที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวางที่สุดวิธีหนึ่ง เนื่องจากมีความทนทานต่อการรบกวนระบบ (Robust Performance) และต้นทุนต่ำ (Low Cost) แต่อย่างไรก็ตาม ระเบียบวิธีนี้มีอัตราการลู่เข้า (Convergence Rate) ช้า ระเบียบวิธี LMS พัฒนามาจากระเบียบวิธี Steepest Descent ทำงานโดยการพยายามลดค่าเฉลี่ยกำลังสองของค่าสัญญาณความผิดพลาดให้มีค่าน้อยที่สุด โดยจะเริ่มจากการกำหนดค่าเริ่มต้นให้แก่สัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัวหรือเวกเตอร์สัมประสิทธิ์น้ำหนัก (Tap Weight Vector) ซึ่งจะถูกรับไปพร้อมกับจำนวนรอบหรือจำนวนการวนซ้ำของการคำนวณ ค่าของเวกเตอร์สัมประสิทธิ์น้ำหนักที่ได้จากการวนซ้ำในรอบสุดท้ายจะลู่เข้าสู่คำตอบของระบบเรียกว่า Wiener Solution การทำงานของระเบียบวิธี LMS นี้จะมีลักษณะคล้ายกับระบบการควบคุมแบบป้อนกลับ โดยอาศัยกระบวนการพื้นฐาน 2 กระบวนการคือ กระบวนการปรับตัว (Adaptive Process) ซึ่งจะทำการปรับเปลี่ยนเวกเตอร์สัมประสิทธิ์น้ำหนักในแต่ละรอบการวนซ้ำ และ กระบวนการกรอง (Filtering Process) ซึ่งจะเป็นการทำผลคูณภายในระหว่างชุดข้อมูลสัญญาณเข้าและชุดเวกเตอร์สัมประสิทธิ์น้ำหนักที่ผ่านกระบวนการปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์น้ำหนักแล้วในขั้นตอนกระบวนการปรับตัว

ฟังก์ชันต้นทุน (Cost Function) ที่ใช้ในระเบียบวิธี LMS เป็นค่าเฉลี่ยกำลังสองของค่าสัญญาณความผิดพลาดดังสมการ

$$J(n) = E\{e^2(n)\} \quad (2.13)$$

พิจารณารูปที่ 2.6 สมมติให้  $x(n)$  และ  $d(n)$  เป็นสัญญาณที่มีคุณลักษณะแบบ jointly stationary และ  $J(n)$  เป็นฟังก์ชันคอสเวกซ์ (Convex Function) ของ  $\mathbf{w}(n)$  เมื่อสัญญาณรบกวนพื้นหลังมีค่าน้อยมากจนเข้าใกล้ศูนย์ ค่าสัญญาณความผิดพลาดสามารถเขียนได้เป็น

$$\begin{aligned}
e(n) &= y(n) - \hat{y}(n) \\
&= \sum_{i=0}^{L-1} h(i)x(n-i) - \sum_{i=0}^{L-1} w_i(n)x(n-i) \\
&= [\mathbf{h} - \mathbf{w}(n)]^T \mathbf{x}(n)
\end{aligned} \tag{2.14}$$

ในการหาค่า  $\mathbf{w}(n)$  ที่เหมาะสมที่สุด (Optimum) หรือเมื่อ  $J(n)$  มีค่าต่ำที่สุด (Minimum) สามารถทำได้ โดยการหาค่าเวกเตอร์เกรเดียนท์ของ  $J(n)$

$$\nabla(j(n)) = -2\mathbf{p}(n) - 2\mathbf{R}(n)\mathbf{w}(n) \tag{2.15}$$

โดยที่  $\mathbf{p}(n)$  คือ เวกเตอร์สหสัมพันธ์ข้าม (Cross-correlation Vector) ระหว่าง  $\mathbf{x}(n)$  และ  $d(n)$  หาได้จาก

$$\mathbf{p}(n) = E\{\mathbf{x}(n)d(n)\} \tag{2.16}$$

เมื่อ  $[\cdot]^H$  คือ Hermitian Transposition และ  $\mathbf{R}(n)$  คือ เมตริกซ์อัตโนมัติสหสัมพันธ์ (Auto-correlation Matrix) และตัวหนาแทนสัญลักษณ์ว่าเป็นเมตริกซ์

สัญญาณ  $\mathbf{R}(n)$  ของ  $\mathbf{x}(n)$  หาได้จาก

$$\mathbf{R}(n) = E\{\mathbf{x}(n)\mathbf{x}^H(n)\} \tag{2.17}$$

สมการปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์น้ำหนักของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  หรือสมการปรับให้ทันกาล (Update Equation) หาได้จากการคำนวณแบบวนซ้ำต่อไปนี้

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \frac{1}{2}\mu[-\nabla(J(n))] \tag{2.18}$$

เมื่อ  $\mu$  คือค่าคงที่จำนวนจริงบวกและจะเรียกว่า ค่าช่วงก้าว (Step-size) ใช้ควบคุมการปรับตัวของวงจรรอง



อย่างไรก็ดีการหาค่าของ  $\mathbf{p}(n)$  และ  $\mathbf{R}(n)$  จะไม่สามารถหาได้จากสัญญาณเข้าเพียงชุดเดียว ดังนั้น ระเบียบวิธี LMS จึงปรับปรุงจากระเบียบวิธี Steepest Descent โดยใช้ค่าประมาณของ  $\mathbf{p}(n)$  และ  $\mathbf{R}(n)$  ขณะเวลานั้น ๆ (Instantaneous Estimate) ในการหาค่าเวกเตอร์เกรเดียนท์  $\nabla j(n)$  โดยค่าประมาณขณะเวลานั้น ๆ ของ  $\mathbf{R}(n)$  คือ

$$\hat{\mathbf{R}}(n) = \mathbf{x}(n)\mathbf{x}^T(n) \quad (2.19)$$

และค่าประมาณขณะเวลานั้น ๆ ของ  $\mathbf{p}(n)$  คือ

$$\mathbf{p}(n) = \mathbf{x}(n)d(n) \quad (2.20)$$

เมื่อนำสมการที่ (2.19) และ (2.20) แทนค่าในสมการที่ (2.15) และแทน (2.15) ลงในสมการ (2.18) ทำให้ได้สมการปรับให้ทันกาลของ  $\mathbf{w}(n)$  เป็น

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu \mathbf{x}(n)[d(n) - \mathbf{x}^T(n)\mathbf{w}(n)] \quad (2.21)$$

เมื่อนำระเบียบวิธี LMS มาใช้ในการควบคุมการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัวในรูปที่ 2.6 จะได้ความสัมพันธ์ต่าง ๆ ที่จำเป็นดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 สรุปสมการที่สำคัญของระเบียบวิธี LMS

สมการค่าสัญญาณออกของวงจรรอง	$\hat{y}(n) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n)$
สมการค่าผิดพลาดในการประมาณ	$e(n) = d(n) - \hat{y}(n)$
สมการปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรรอง	$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu \mathbf{x}(n)e(n)$

ค่าช่วงก้าว  $\mu$  ของระเบียบวิธี LMS จะมีผลโดยตรงต่ออัตราการเข้าสู่สภาวะอยู่ตัว (Steady State) ของวงจรรองแบบปรับตัว เนื่องจากการป้อนกลับของค่าผิดพลาดในการประมาณ โดยอาจมีผลทำให้ระบบเกิดความไม่เสถียรภาพได้ ทั้งนี้ค่า  $\mu$  ควรเลือกให้อยู่ในช่วงของ

$$0 < \mu < \frac{2}{\lambda_{\max}} \quad (2.22)$$

เพื่อรักษาเสถียรภาพของระบบ [8] โดย  $\lambda_{\max}$  คือค่าเจาะจง (Eigenvalue) ของ  $\mathbf{R}(n)$  ที่มีค่ามากที่สุด โดยปกติ  $\mathbf{w}(n)$  จะไม่ลู่เข้าสู่จุดที่ต่ำที่สุดของ  $J(n)$  อย่างถูกต้อง แต่จะแกว่งรอบ ๆ จุดที่ต่ำที่สุดนี้เนื่องจากผลของการมี Gradient Noise กล่าวคือค่าความผิดพลาดในการประมาณค่าเวกเตอร์เกรเดียนต์ผ่าน  $\hat{\mathbf{R}}(n)$  และ  $\hat{\mathbf{p}}(n)$  เป็นผลให้ฟังก์ชันต้นทุนในสภาวะอยู่ตัว หรือ  $J(\alpha)$  มีค่ามากกว่าค่าเฉลี่ยกำลังสองของสัญญาณความผิดพลาดที่มีค่าน้อยที่สุด ( $J_{\min}$ ) ความแตกต่างระหว่าง  $J(\alpha)$  และ  $J_{\min}$  จะเรียกว่า Excess Mean Square Error หรือ  $J_{ex}(\alpha)$  กล่าวคือ

$$J_{ex}(\alpha) = J(\alpha) - J_{\min} \quad (2.23)$$

นอกจากนี้การวัดการเบี่ยงเบนของค่าตอบสามารถหาได้จากอัตราส่วนระหว่าง  $J_{ex}(\alpha)$  และ  $J_{\min}$  โดยเรียกว่า Misadjustment (M)

$$M = \frac{J_{ex}(\alpha)}{J_{\min}} \quad (2.24)$$

สำหรับอัตราการลู่เข้าของ  $J(n)$  สู่ค่าตอบของ Wiener Solution (เมื่อ  $\mathbf{w}_{opt} = \mathbf{R}^{-1}(n)\mathbf{p}(n)$ ) จะขึ้นอยู่กับ การกระจายของค่าเจาะจง (Eigenvalue Spread) ของ  $\mathbf{R}(n)$  ซึ่งหาจาก  $\lambda_{\max}/\lambda_{\min}$  ถ้าการกระจายของค่าเจาะจงของ  $\mathbf{R}(n)$  มีค่าสูง เช่นในกรณีที่สัญญาณเข้าเป็นสัญญาณเสียงพูดจะทำให้ อัตราการลู่เข้าช้ากว่า กรณีที่สัญญาณเข้าเป็นสัญญาณรบกวนขาวที่มีค่าเจาะจงของ  $\mathbf{R}(n)$  ต่ำกว่า

### 2.5.2 ระเบียบวิธี Normalized Least Mean Square (NLMS) [8]

ในระเบียบวิธี LMS นั้นปัจจัยที่มีความสัมพันธ์กับเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  ถูกคำนวณจากค่าประมาณของเกรเดียนต์  $\mathbf{x}(n)e(n)$  เนื่องจากปริมาณนี้เป็นสัดส่วนโดยตรงกับเวกเตอร์สัญญาณเข้า  $\mathbf{x}(n)$  และสัญญาณความผิดพลาดในการประมาณค่าเกรเดียนต์จะมีขนาดใหญ่ขึ้นเมื่อขนาดของเวกเตอร์สัญญาณเข้า  $\mathbf{x}(n)$  มีขนาดใหญ่ ปัญหาที่สามารถหลีกเลี่ยงได้โดยการทำนอร์มัลไลซ์ (Normalized) ค่าประมาณเกรเดียนต์ด้วยขนาดของเวกเตอร์สัญญาณเข้า

$\|\mathbf{x}(n)\|^2$  เมื่อ  $\|\cdot\|$  คือ Euclidean Norm ของเวกเตอร์ใด ๆ การปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  สามารถกระทำได้ตามขั้นตอนต่าง ๆ ดังนี้

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \frac{\tilde{\mu}\mathbf{x}(n)e(n)}{\varepsilon + \|\mathbf{x}(n)\|^2} \quad (2.25)$$

เมื่อ  $\varepsilon$  คือ ค่าคงที่เล็ก ๆ เพื่อป้องกันการลู่ออกของวงจรรองแบบปรับตัวกรณีที่มีสัญญาณเข้ามีขนาดน้อย ๆ และค่าช่วงก้าว  $\tilde{\mu} \in (0,2)$  จะอยู่ภายใต้เงื่อนไขที่จำเป็นและพอเพียงสำหรับการลู่เข้าของระเบียบวิธี NLMS ซึ่งเป็นอิสระต่อลักษณะเฉพาะ (Characteristic) ของสัญญาณเข้า

ในระเบียบวิธี LMS การเลือกค่า  $\mu$  จะมีผลต่ออัตราการลู่เข้าและการเบี่ยงเบนของคำตอบของวงจรรอง  $\mathbf{w}(n)$  กล่าวคือ ถ้าเราใช้ค่า  $\mu$  น้อยจะทำให้การเบี่ยงเบนของคำตอบน้อย แต่อัตราการลู่เข้าจะช้า เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้ค่า  $\mu$  ที่มากจะทำให้อัตราการลู่เข้าเร็วแต่การเบี่ยงเบนของคำตอบจะมากขึ้น [8],[12],[16] นอกจากนี้ค่า  $\mu$  ที่เหมาะสมสำหรับสัญญาณเข้าชุดหนึ่งอาจจะไม่ใช่ว่าค่าที่เหมาะสมกับสัญญาณเข้าอีกชุดหนึ่ง ซึ่งอาจจะส่งผลให้ระบบนั้นเกิดการลู่ออก ปัญหานี้จะสามารถแก้ไขได้เมื่อใช้ระเบียบวิธี NLMS ที่มีค่าช่วงก้าวเปลี่ยนแปลงตามเวลาในการปรับปรุงสัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mu(n)$  ดังสมการที่ (2.26)

$$\mu(n) = \frac{\tilde{\mu}}{\varepsilon + \|\mathbf{x}(n)\|^2} \quad (2.26)$$

ซึ่งแตกต่างจากการใช้ค่า  $\mu$  ที่เป็นค่าคงที่ในระเบียบวิธี LMS ค่า  $\mu(n)$  ที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาจะมีความยืดหยุ่นเกี่ยวกับอัตราการลู่เข้าและการเบี่ยงเบนของคำตอบ ระเบียบวิธี NLMS มีความเหมาะสม ในการแก้ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับเมื่อสัญญาณเข้าเป็นสัญญาณเสียงพูดมากกว่าการใช้ระเบียบวิธี LMS

### 2.5.3 ระเบียบวิธี Recursive Least Squares (RLS) [8]

หลักการของระเบียบวิธี RLS คือการทำให้น้ำหนักของผลรวมของกำลังสองของสัญญาณความผิดพลาดมีค่าน้อยที่สุด โดยใช้ค่าเฉลี่ยทางเวลา (Time Average) ของข้อมูล แทนการใช้ค่าเฉลี่ยทั้งชุดเชิงสถิติ (Ensemble Average) ของวิธีของ Wiener Filter โดยในวิธีนี้วงจรรองที่เหมาะสมที่สุดจะขึ้นอยู่กับจำนวนชั้กตัวอย่างที่ใช้ในการเฉลี่ย ซึ่งฟังก์ชันต้นทุน  $J(n)$  หาได้จาก

$$J(n) = \sum_{i=1}^n |e(i)|^2 \lambda^{n-i} \quad (2.27)$$

โดยที่  $0 \leq \lambda \leq 1$  คือ Forgetting Factor ที่ใช้ในการติดตามการเปลี่ยนแปลงทางสถิติของข้อมูล ซึ่งจะ  
ทำให้วงจรรองแบบปรับตัวสามารถดำเนินการในสภาวะแปรตามเวลาของระบบได้ ค่าที่เหมาะสมที่สุด  
ของ  $\mathbf{w}(n)$  ซึ่งจะทำให้  $J(n)$  มีค่าต่ำที่สุด สามารถคำนวณได้จากสมการ Normal Equation ซึ่งเขียน  
ในรูปเมตริกซ์ได้ดังนี้

$$\Phi(n)\mathbf{w}(n) = \mathbf{z}(n) \quad (2.28)$$

เมื่อเมตริกซ์สหสัมพันธ์  $\Phi(n)$  ซึ่งมีขนาด  $M \times M$  สามารถนิยามได้จาก

$$\Phi(n) = \sum_{i=1}^n \lambda^{n-i} \mathbf{x}(i)\mathbf{x}^T(i) \quad (2.29)$$

เวกเตอร์สหสัมพันธ์ข้าม  $\mathbf{z}(n)$  ระหว่าง  $\mathbf{x}(n)$  และ  $d(n)$  นิยามได้ดังนี้

$$\mathbf{z}(n) = \sum_{i=1}^n \lambda^{n-i} \mathbf{x}(i)d(i) \quad (2.30)$$

นอกจากนี้ ค่าเมตริกซ์สหสัมพันธ์  $\Phi(n)$  ในสมการ (2.29) สามารถเขียนให้อยู่ในรูปการวนซ้ำได้ดังนี้

$$\Phi(n) = \lambda\Phi(n-1) + \mathbf{x}(n)\mathbf{x}^T(n) \quad (2.31)$$

และค่าเวกเตอร์สหสัมพันธ์ข้าม  $\mathbf{z}(n)$  ในสมการ (2.30) สามารถเขียนในรูปการวนซ้ำได้ดังนี้

$$\mathbf{z}(n) = \lambda\mathbf{z}(n-1) + \mathbf{x}(n)d(n) \quad (2.32)$$

ในการหาคำตอบ  $\mathbf{w}(n)$  ที่เหมาะสมที่สุดคล้อยกับสมการ (2.28) จะต้องคำนวณค่าผกผันของ  $\Phi(n)$  อย่างไรก็ตาม ในการคำนวณหาค่าผกผันของ  $\Phi(n)$  เป็นกระบวนการที่มีความซับซ้อนในการคำนวณสูง โดยเฉพาะเมื่ออันดับนั้นมีค่าสูง คือเป็น  $O(L^3)$  เมื่อ  $L$  เป็นความยาวของวงจรรอง  $\mathbf{w}(n)$  การลดความซับซ้อนในการคำนวณค่าผกผันของ  $\Phi(n)$  สามารถทำได้โดยอาศัยพีชคณิตเชิงเมตริกซ์ (Matrix Algebra) คือ Matrix Inversion Lemma ซึ่งจะนำไปสู่สมการแบบวนซ้ำสำหรับการคำนวณหาค่าผกผันของ  $\Phi(n)$  คือ

$$\Phi^{-1}(n) = \lambda^{-1}\Phi^{-1}(n-1) - \frac{\lambda^{-1}\Phi^{-1}(n-1)\mathbf{x}(n)\mathbf{x}^T(n)\Phi^{-1}(n-1)}{1 + \lambda^{-1}\mathbf{x}^H(n)\Phi^{-1}(n)\mathbf{x}(n)} \quad (2.33)$$

โดยสามารถเขียนสมการที่ (2.31) ได้ใหม่เพื่อความสะดวกในการคำนวณเป็น

$$\mathbf{P}(n) = \lambda^{-1}\mathbf{P}(n-1) - \lambda^{-1}\mathbf{k}(n)\mathbf{x}^T(n)\mathbf{P}(n-1) \quad (2.34)$$

เมื่อกำหนดให้

$$\mathbf{P}(n) = \Phi^{-1}(n) \quad (2.35)$$

และเวกเตอร์อัตราขยายของคาลมัน (Kalman Gain Vector) ถูกกำหนดโดย

$$\mathbf{k}(n) = \frac{\lambda^{-1}\mathbf{P}(n-1)\mathbf{x}(n)}{1 + \lambda^{-1}\mathbf{x}^T(n)\mathbf{P}(n-1)\mathbf{x}(n)} \quad (2.36)$$

จากสมการ (2.28), (2.32), (2.34) และ (2.35) จะได้สมการการวนซ้ำสำหรับการปรับปรุง  $\mathbf{w}(n)$  ดังนี้

$$\mathbf{w}(n) = \mathbf{w}(n-1) + \mathbf{k}(n)\alpha(n) \quad (2.37)$$

โดยที่  $\alpha(n)$  คือค่าประมาณความผิดพลาดแรกเริ่ม (Priori Estimation Error) นิยามโดย

$$\alpha(n) = d(n) - \mathbf{w}^T(n-1)\mathbf{x}(n) \quad (2.38)$$

ซึ่งแตกต่างจาก  $e(n)$  ในระเบียบวิธี LMS และ NLMS ตรงที่ ระเบียบวิธี RLS ใช้ค่าเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n-1)$  ณ เวลา  $n-1$  แทนการใช้เวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  ณ เวลา  $n$  ดังในระเบียบวิธี LMS และ NLMS

สมการ (2.34), (2.36), (2.37) และ (2.38) จะใช้ในระเบียบวิธี RLS สามารถสรุปได้ดัง ตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 สรุปสมการที่สำคัญของระเบียบวิธี RLS

เวกเตอร์อัตราขยายของคาลมัน	$\mathbf{k}(n) = \frac{\lambda^{-1}\mathbf{P}(n-1)\mathbf{x}(n)}{1 + \lambda^{-1}\mathbf{x}^T(n)\mathbf{P}(n-1)\mathbf{x}(n)}$
สมการค่าผิดพลาดในการประมาณ	$\alpha(n) = d(n) - \mathbf{w}^T(n-1)\mathbf{x}(n)$
สมการปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรรอง	$\mathbf{w}(n) = \mathbf{w}(n-1) + \mathbf{k}(n)\alpha(n)$
สมการคำนวณค่าผกผัน	$\mathbf{P}(n) = \lambda^{-1}\mathbf{P}(n-1) - \lambda^{-1}\mathbf{k}(n)\mathbf{x}^T(n)\mathbf{P}(n-1)$

การกำหนดค่าเริ่มต้นของ  $\mathbf{P}(n)$  สำหรับระเบียบวิธี RLS เพื่อให้เกิดความแน่ใจว่า  $\Phi^{-1}(n)$  จะไม่เป็นเมตริกซ์เอกฐาน (Nonsingularity Matrix) โดยปกติจะกำหนดไว้เป็น

$$\Phi(0) = \delta \mathbf{I} \quad (2.39)$$

โดยที่  $\delta$  คือค่าคงที่ค่าบวกเล็ก ๆ และ  $\mathbf{I}$  คือ เมตริกซ์เอกลักษณ์ (Identity Matrix) ดังนั้นค่าเริ่มแรกของ  $\mathbf{P}(n)$  จะกำหนดไว้เป็น

$$\mathbf{P}(0) = \delta^{-1}\mathbf{I} \quad (2.40)$$

ระเบียบวิธี RLS มีการลู่เข้าที่เร็วกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับระเบียบวิธี LMS โดยที่อัตราการลู่เข้านี้ไม่ขึ้นอยู่กับข้อมูลเชิงสถิติของสัญญาณ [8],[12],[13] นอกจากนี้ระเบียบวิธี RLS ยังคงรักษาการลู่เข้าที่เร็วแม้ว่าสัญญาณเข้าจะเป็นสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างฉับพลันเช่นสัญญาณเสียงพูด

ด้วยลักษณะเด่นของระเบียบวิธี RLS นี้จึงเหมาะสำหรับใช้เป็นระเบียบวิธีในระบบแก้ปัญหา สัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังที่สัญญาณเข้าโดยส่วนมากจะเป็นสัญญาณเสียงพูด อย่างไรก็ตามระเบียบวิธี RLS จะมีความซับซ้อนในการคำนวณที่สูงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับระเบียบวิธี LMS รวมทั้งยังอาจเกิดปัญหาของความไม่เสถียรภาพขึ้นได้ โดยจากการทดลองพบว่าระเบียบวิธี RLS มีแนวโน้มจะเกิดความไม่เสถียรภาพเมื่อค่า Forgetting Factor เป็น  $\lambda < 1$  ที่ถูกปรับเพื่อให้ระบบมีอัตราการลู่เข้าที่เร็วขึ้นกว่าในกรณีที่  $\lambda = 1$  ดังนั้นในการใช้งานจริงการเลือกค่า  $\lambda$  จึงต้องมีความระมัดระวังไม่ให้ระบบเกิดความไม่เสถียรภาพขึ้นได้

## 2.6 การเปรียบเทียบความซับซ้อนในการคำนวณของระเบียบวิธีต่าง ๆ

จากการที่ได้ศึกษาระเบียบวิธี LMS ระเบียบวิธี NLMS และระเบียบวิธี RLS สามารถเปรียบเทียบความซับซ้อนในการคำนวณของแต่ละระเบียบวิธีต่อการวนซ้ำ 1 ครั้ง ดังตารางที่ 2.3 ถึง ตารางที่ 2.5 เมื่อ L คือความยาวของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$  โดยที่การคำนวณความซับซ้อนจะคำนึงเฉพาะการบวกลบ และการคูณเท่านั้น

ตารางที่ 2.3 ความซับซ้อนในการคำนวณของระเบียบวิธี LMS

LMS algorithm	+ / -	x
$\hat{y}(n) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n)$	L-1	L
$e(n) = d(n) - \hat{y}(n)$	1	
$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu\mathbf{x}(n)e(n)$	L	L+1
Total computational complexity	2L	2L+1

ตารางที่ 2.4 ความซับซ้อนในการคำนวณของระเบียบวิธี NLMS

NLMS algorithm	+ / -	x
$e(n) = d(n) - \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n)$	L	L
$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \frac{\tilde{\mu}\mathbf{x}(n)e(n)}{\varepsilon + \ \mathbf{x}(n)\ ^2}$	L+1	L+3
Total computational complexity	2L+1	2L+3

ตารางที่ 2.5 ความซับซ้อนในการคำนวณของระเบียบวิธี RLS

RLS algorithm	+ / -	x
$\mathbf{k}(n) = \frac{\lambda^{-1}\mathbf{P}(n-1)\mathbf{x}(n)}{1 + \lambda^{-1}\mathbf{x}^T(n)\mathbf{P}(n-1)\mathbf{x}(n)}$	$2L^2+L$	$2L^2-L-1$
$\alpha(n) = d(n) - \mathbf{w}^T(n-1)\mathbf{x}(n)$	L	L
$\mathbf{w}(n) = \mathbf{w}(n-1) + \mathbf{k}(n)\alpha(n)$	L	L
$\mathbf{P}(n) = \lambda^{-1}\mathbf{P}(n-1) - \lambda^{-1}\mathbf{k}(n)\mathbf{x}^T(n)\mathbf{P}(n-1)$	$L^2$	$L^2$
Total computational complexity	$3L^2+3L$	$3L^2+L-1$

จากการเปรียบเทียบความซับซ้อนในการคำนวณในตารางที่ 2.3 ถึง 2.5 นี้จะพบว่า ระเบียบวิธี RLS จะมีความซับซ้อนในการคำนวณมากกว่า ระเบียบวิธี LMS และ ระเบียบวิธี NLMS อยู่มาก ดังนั้นการแก้ปัญหาสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงเลือกใช้ระเบียบวิธี NLMS ในการปรับปรุงสัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัว  $\mathbf{w}(n)$



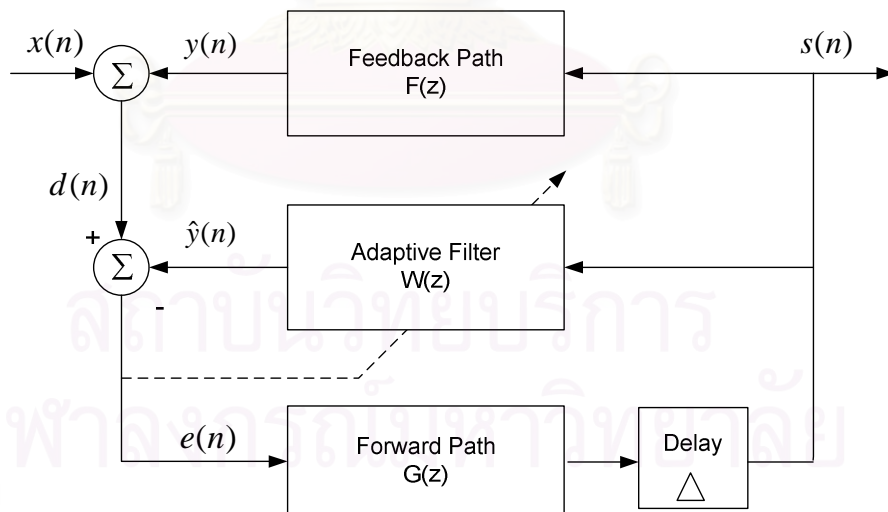
### บทที่ 3

#### การพัฒนาประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC

หัวข้อนี้กล่าวถึงการใช้ การประวิงเวลาแบบคงที่ (Fixed Delay) และ การประมาณเชิงเส้นไปหน้า (Forward Linear Prediction : FLP) ในระบบ AFC เพื่อกำจัดข้อบกพร่องบางประการที่เกิดขึ้นในระบบ AFC แบบเดิม หลังจากนั้นจะกล่าวถึงการคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่ การบีบอัดสัญญาณเสียง และตามด้วยการนำเสนอระบบตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย

#### 3.1 การใช้การประวิงเวลาแบบคงที่ [14], [15]

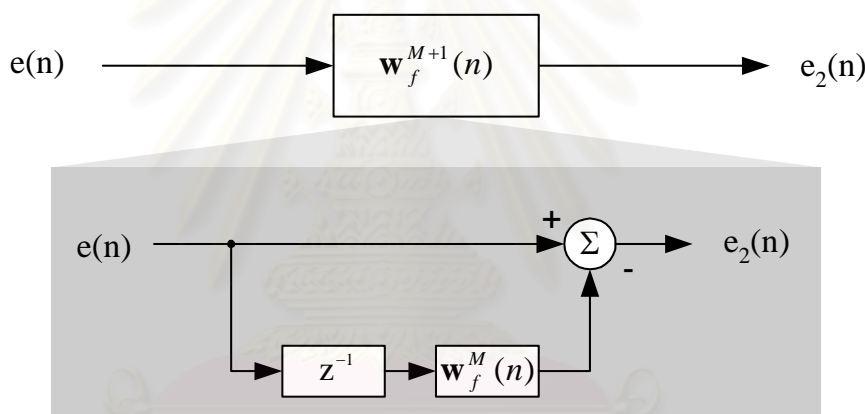
ปัญหาสำคัญในระบบ AFC ดังแสดงในรูปที่ 3.1 เกิดจากการมีสหสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณเสียงขาเข้า  $x(n)$  กับสัญญาณเสียงขาออก  $s(n)$  ของเครื่องช่วยฟัง เทคนิคหนึ่งที่ใช้ในการลดสหสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณเสียงทั้งสองนี้ สามารถทำได้โดยง่ายและให้ความซับซ้อนในการคำนวณต่ำ คือ การใช้การประวิงเวลาแบบคงที่ (Fixed Delay,  $\Delta$ ) ที่วิธีไปหน้าในระบบ AFC ของเครื่องช่วยฟัง เพื่อลดสหสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณเสียงขาเข้า  $x(n)$  กับสัญญาณเสียงขาออก  $s(n)$  ของเครื่องช่วยฟัง ซึ่งค่าการประวิงเวลาที่ใช้ในระบบควรจะต้องมีค่าน้อย 1 มิลลิวินาที (ms) เพื่อให้ระบบสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ [13]



รูปที่ 3.1 บล็อกไดอะแกรมแสดงการเพิ่มการประวิงเวลาแบบคงที่ที่วิธีไปหน้าของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง

### 3.2 การใช้การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า [16]

นอกจากปัญหาหสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณเสียงขาเข้า  $x(n)$  กับสัญญาณเสียงขาออก  $s(n)$  ของเครื่องช่วยฟัง ที่ทำให้วงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ทำงานอย่างไม่มีประสิทธิภาพแล้ว อีกปัจจัยหนึ่งที่เป็นสาเหตุสำคัญของการลู่ออกจากสถานะอยู่ตัวของวงจรกรอง คือ การที่สัญญาณผิดพลาดมีขนาดใหญ่ขึ้น เนื่องจากมีพลังงานของสัญญาณเสียงขาเข้า  $x(n)$  ประกอบอยู่ในสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ซึ่งใช้ในการควบคุมการปรับตัวของวงจรกรองแบบปรับตัว ส่งผลให้ระบบ AFC ไม่สามารถตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับได้ตามปกติ ใน [16] ใช้เทคนิคที่เรียกว่า การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า (FLP) เพื่อทำการกำจัดสัญญาณเสียงเข้าที่ประมาณได้ ออกจากสัญญาณผิดพลาดของเครื่องช่วยฟัง ดังบล็อกไดอะแกรมของ FLP ในรูปที่ 3.2 เมื่อสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  ไม่มีส่วนประกอบของสัญญาณเสียงเข้าแล้ว การตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับก็จะทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพตามเดิม



รูปที่ 3.2 บล็อกไดอะแกรมแสดงเทคนิคการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า (FLP) [16]

กำหนดให้  $M$  เป็นอันดับของการประมาณสัญญาณเสียงเข้าของระบบ FLP ความผิดพลาดในการประมาณจะหาได้จาก

$$e_2(n) = e(n) - \sum_{j=1}^M \mathbf{w}_f(j) e(n-j) \quad (3.1)$$

เมื่อ  $e(n)$  เป็นสัญญาณผิดพลาดในระบบ AFC แบบเดิม และสัมประสิทธิ์ของวงจรกรองของระบบ FLP ดังกล่าวถูกเขียนในรูปเวกเตอร์เป็น

$$\mathbf{w}_f^M(n) = [w_{f,1}(n) \ w_{f,2}(n) \ \dots \ w_{f,M}(n)]^T \quad (3.2)$$

สำหรับสมการปรับให้ทันกาลของวงจรรอง เป็นดังนี้

$$\mathbf{w}_f^M(n+1) = \mathbf{w}_f^M(n) + \mathbf{k}(n)e_2(n) \quad (3.3)$$

ค่าเวกเตอร์อัตราขยายคาลมัน (Kalman Gain Vector)  $\mathbf{k}(n)$  หาได้จาก

$$\mathbf{k}(n) = \frac{\boldsymbol{\pi}(n)}{\lambda + \mathbf{e}(n)^T(n-1)\boldsymbol{\pi}(n)} \quad (3.4)$$

โดย  $\mathbf{e}(n) = [e(n) e(n-1) \dots e(n-M+1)]^T$  และ

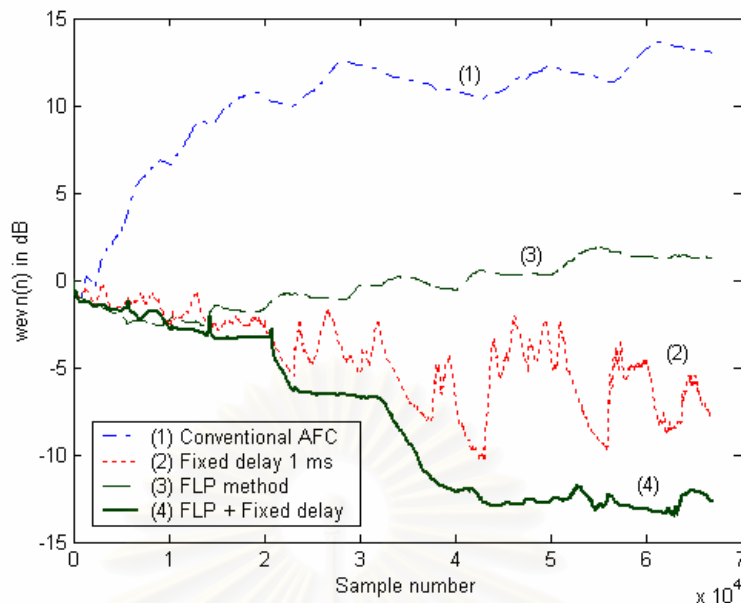
$$\boldsymbol{\pi}(n) = \mathbf{P}(n-1)\mathbf{e}(n) \quad (3.5)$$

เมื่อ  $\mathbf{P}(n)$  เป็นเมตริกซ์อัตโนมัติผกผัน (Inverse of the Autocorrelation Matrix) ของสัญญาณเข้าของระบบ FLP คือ  $\mathbf{e}(n)$  ทั้งนี้เมตริกซ์  $\mathbf{P}(n)$  สามารถหาได้จากกระบวนการวนซ้ำของ  $\mathbf{P}(n-1)$  คือ

$$\mathbf{P}(n) = \lambda^{-1}(\mathbf{I}_M - \mathbf{k}(n)\mathbf{e}^T(n))\mathbf{P}(n-1) \quad (3.6)$$

เมื่อ  $\mathbf{I}_M$  เป็นเมตริกซ์เอกลักษณ์ขนาด  $M \times M$  โดยมีค่า Forgetting Factor อยู่ในช่วง  $0 << \lambda < 1$

ผลของการใส่การประวิงเวลาคงที่และการประมาณเชิงเส้นไปหน้าในระบบ AFC สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.3 ซึ่งเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่มีการเพิ่มการประวิงเวลาแบบคงที่และการประมาณเชิงเส้นไปหน้าเข้าในระบบ กับระบบ AFC ที่ไม่มีการเพิ่มวงจรรองทั้ง 2 ซึ่งจากรูปกราฟระบบ AFC มีประสิทธิภาพเพิ่มขึ้นเมื่อมีการใส่การประวิงเวลาแบบคงที่และการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า [14], [16] โดยมีค่า WEVN ลดลงเป็น -7 dB และ 0 dB ตามลำดับเมื่อเทียบกับระบบ AFC ที่ไม่มีการเพิ่มวงจรรองทั้ง 2 ซึ่งมีค่า WEVN มากถึง 12 dB นอกจากนี้เมื่อนำการประวิงเวลาแบบคงที่ และการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้ามาใช้ร่วมกันค่า WEVN จะลดลงเป็นประมาณ -13 dB ดีกว่าระบบ AFC ที่ไม่มีการเพิ่มวงจรรองทั้ง 2 ถึง 25 dB



รูปที่ 3.3 ประสิทธิภาพของระบบ AFC ที่เพิ่มขึ้นในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม เมื่อใส่การประวิงเวลาแบบคงที่และการประมาณเชิงเส้นไปหน้า [14], [16]

### 3.3 การคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่ [5]

ในอุปกรณ์เครื่องช่วยฟัง ได้มีการพัฒนาหลักเกณฑ์ที่ใช้ในการคำนวณค่าอัตราขยายที่เหมาะสมมาอย่างต่อเนื่อง จนกระทั่งในปี 1944 Kybarger ได้นำเสนอ หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ซึ่งกำหนดให้ค่าอัตราขยายที่ใช้มีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของระดับการสูญเสียการได้ยินในแต่ละช่วงความถี่ โดยหลักเกณฑ์นี้ได้ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลาย และเป็นพื้นฐานในการคำนวณค่าอัตราขยายอีก 2 แบบที่ใช้กันในปัจจุบัน ดังนี้

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

จากตารางที่ 3.1 จะเห็นได้ว่า หลักเกณฑ์ “POGO” เป็นการนำหลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” มาประยุกต์ใช้ โดยมีการลดค่าอัตราขยายในช่วงความถี่ต่ำลงเล็กน้อยเพื่อลดการรบกวนจากสัญญาณรบกวนแวดล้อม (Ambient Noise) ในช่วงความถี่ต่ำ ซึ่งการลดค่าอัตราขยายในช่วงความถี่ต่ำนี้สามารถทำได้โดยไม่ส่งผลกระทบต่อคุณภาพของสัญญาณเสียงมากนัก เนื่องจากเหตุผล 2 ประการ คือ หนึ่งสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำมักมีความดังมากกว่าสัญญาณเสียงในช่วงความถี่สูง และสองข้อมูลของสัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำมาก ๆ (Very Low Frequency Region) มักมีความสำคัญไม่มากนัก [5]

ตารางที่ 3.1 การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้นด้วยหลักเกณฑ์ “POGO”

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

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

$G_i$  = ค่าอัตราขยายที่ใช้ที่ความถี่ที่  $i$

$H_i$  = ระดับการสูญเสียการได้ยินที่ความถี่ที่  $i$

$k_i$  = ค่าคงที่ในการปรับลดค่าอัตราขยายที่ความถี่ที่  $i$

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

หลักเกณฑ์ “NAL” เป็นการนำหลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” มาประยุกต์ใช้เช่นเดียวกับหลักเกณฑ์ “POGO” โดยจากการสังเกตเชิงประจักษ์การณ (Empirical Observation) ในปี 1976 พบว่าโดยเฉลี่ยผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินจะเลือกใช้อัตราขยายมีค่าเป็น 0.46 เท่าของระดับการสูญเสียการได้ยินที่ความถี่ 1000 เฮิรตซ์ ประกอบกับการที่สัญญาณเสียงในช่วงความถี่ต่ำมักมีความดังมากกว่าสัญญาณเสียงในช่วงความถี่สูง หลักเกณฑ์ “NAL” จึงมีลักษณะคล้ายหลักเกณฑ์ “POGO” คือ ค่าอัตราขยายคำนวณได้จากระดับการสูญเสียการได้ยินลบด้วยค่าคงที่ค่าหนึ่งซึ่งจะมีค่ามากกว่าในช่วงความถี่ต่ำ ดังแสดงในตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้นด้วยหลักเกณฑ์ “NAL”

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

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

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

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

$G_i$  = ค่าอัตราขยายที่ใช้ที่ความถี่ที่  $i$

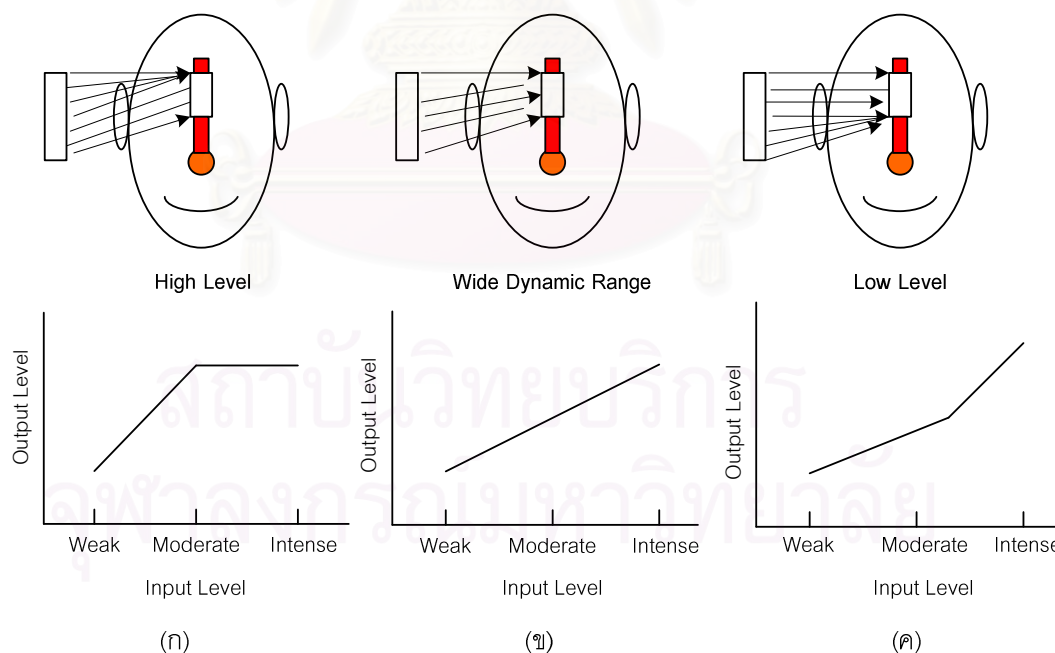
$H_i$  = ระดับการสูญเสียการได้ยินที่ความถี่ที่  $i$

$k_i$  = ค่าคงที่ในการปรับลดค่าอัตราขยายที่ความถี่ที่  $i$

จากหลักเกณฑ์การคำนวณค่าอัตราขยายแบบเชิงเส้น 3 แบบที่กล่าวมา คือ หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” หลักเกณฑ์ “POGO” และหลักเกณฑ์ “NAL” จะเห็นได้ว่า หลักเกณฑ์ 2 แบบหลังต่างก็อาศัยหลักการคำนวณมาจากหลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” อีกทั้งในปัจจุบันยังไม่มีข้อสรุปแน่ชัดว่าหลักเกณฑ์ใดเป็นหลักเกณฑ์ที่ดีที่สุด [5] ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จึงเลือกใช้หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ในการคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่ในทุกการจำลองระบบ

### 3.4 การบีบอัดสัญญาณเสียง [5]

นอกจากการใช้ค่าอัตราขยายแบบคงที่แล้ว ยังมีการใช้ค่าอัตราขยายที่เปลี่ยนแปลงไปตามขนาดของสัญญาณเข้าหรือที่เรียกว่าการบีบอัดสัญญาณเสียง โดยในเครื่องช่วยฟังการบีบอัดสัญญาณเสียงมีหน้าที่หลัก 2 ประการ คือ หนึ่งทำการขยายขนาดของสัญญาณเสียงเข้า และสองลดพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้าให้เหมาะสมกับพิสัยพลวัตที่จำกัดของผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยิน ซึ่งสามารถทำได้โดยการปรับค่าการขยายสัญญาณเสียงด้วยอัตราขยายที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับระดับความดังของสัญญาณเสียงเข้าของตัวบีบอัด กล่าวคือ สัญญาณเสียงที่มีความดังมากจะถูกขยายขนาดด้วยค่าอัตราขยายที่ต่ำ และสัญญาณเสียงที่มีความดังน้อยจะถูกขยายด้วยค่าอัตราขยายที่สูง โดยสามารถแบ่งออกเป็น 3 แบบ ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 การบีบอัด 3 แบบ สำหรับการลดพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง

ในรูปที่ 3.4 (ก) สัญญาณเสียงเข้าของตัวบีบอัดที่มีระดับความดังต่ำ (Low-level Sound) จะถูกขยายขนาดอย่างเป็นเชิงเส้น (Linearly Amplified) ในขณะที่ สัญญาณเสียงที่มีความดัง

ปานกลางถึงมาก (Moderate to Intense Sounds) จะถูกบีบอัดให้มีความดังอยู่ในช่วงหนึ่ง ๆ เท่านั้น ซึ่งเรียกการบีบอัดที่มีลักษณะดังกล่าวนี้ว่า การบีบอัดระดับความดังสูง (High-level Compression)

ในรูปที่ 3.4 (ค) จะเป็นกรณีกลับกันกับกรณีข้างต้น คือ สัญญาณเสียงเข้าของตัวบีบอัดที่มีระดับความดังสูง (High-level Sound) จะถูกขยายอย่างเป็นเชิงเส้น ในขณะที่การบีบอัดจะเกิดขึ้นกับสัญญาณเสียงเข้าที่มีระดับความดังต่ำ จึงเรียกการบีบอัดที่มีลักษณะดังนี้ว่า การบีบอัดระดับความดังต่ำ (Low-level Compression)

และ ในรูป 3.4 (ข) จะเห็นได้ว่าอัตราการบีบอัดมีค่าเท่ากันทุกระดับความดังของสัญญาณเสียงเข้า จึงเรียกการบีบอัดลักษณะนี้ว่า การบีบอัดแบบช่วงกว้าง (Wide Dynamic Range Compression)

การใช้งานระบบการบีบอัดมี 3 ตัวแปรที่สำคัญในการกำหนดลักษณะการทำงาน ประกอบด้วย

#### - Attack Time

เมื่อสัญญาณเข้ามีขนาดใหญ่ขึ้นจนทำให้สัญญาณออกมีขนาดเกินค่าจุดเริ่มเปลี่ยน (Threshold) ค่าอัตราขยายที่ใช้จะลดลงเพื่อให้สัญญาณออกมีความสัมพันธ์กับสัญญาณเข้าตาม Compression Ratio ที่กำหนด ระยะเวลาที่ตัวบีบอัดใช้ในการตอบสนองนี้เรียกว่า Attack Time

#### - Release Time

เมื่อสัญญาณเข้ามีขนาดลดลงจนทำให้สัญญาณออกมีค่าต่ำกว่าจุดเริ่มเปลี่ยน ค่าอัตราขยายที่ใช้จะเพิ่มขึ้น เพื่อให้สัญญาณออกมีความสัมพันธ์กับสัญญาณเข้าตาม Compression Ratio ที่กำหนด ระยะเวลาที่ตัวบีบอัดใช้ในการตอบสนองนี้เรียกว่า Release Time

#### - Compression Ratio

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

เห็นได้ว่าค่า Attack Time และ Release Time จะเป็นตัวกำหนดความไวในการตอบสนองของตัวบีบอัดต่อขนาดของสัญญาณเสียงเข้าที่เปลี่ยนแปลง โดยทั่วไปในเครื่องช่วยฟังจะกำหนดให้ Attack Time และ Release Time มีค่าประมาณ 5 มิลลิวินาที และ 20 มิลลิวินาที ตามลำดับ [5] ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้ค่า Attack Time และ Release Time เท่ากับค่าดังกล่าวในทุกการจำลองระบบ

### 3.5 การเปรียบเทียบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดกับเครื่องช่วยฟังแบบเดิม [5]

เมื่อเปรียบเทียบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดกับเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่พบว่าเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้การจำกัดความดังสูงสุดแบบบีบอัด (Compression Limiting) จะให้ประสิทธิภาพดีกว่าเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้การขริบค้ายอด (Peak Clipping) เนื่องจากการขริบค้ายอดจะทำให้สัญญาณเสียงมีความเพี้ยนเกิดขึ้น (Distortion) จึงพบการใช้งานของเครื่องช่วยฟังซึ่งจำกัดความดังสูงสุดแบบการขริบค้ายอดในผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินระดับรุนแรงเท่านั้น [5]

นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดกับเครื่องช่วยฟังแบบเดิม จะพบว่า เมื่อสัญญาณเสียงเข้ามีระดับความดังต่ำ (Low-level Input) เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะให้สัญญาณเสียงออกที่มีความรู้เรื่อง (Intelligibility) มากกว่าเครื่องช่วยแบบเดิมอย่างเห็นได้ชัด เนื่องจากการปรับค่าอัตราขยายอย่างเป็นสัดส่วนกับสัญญาณเสียงเข้าของตัวบีบอัด และเมื่อสัญญาณเสียงเข้ามีระดับความดังสูง (High-level Input) เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะให้สัญญาณเสียงออกที่ฟังสบาย (Comfort) มากกว่าเครื่องช่วยแบบเดิม โดยเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดมีได้ทั้ง แบบแถบความถี่เดียว (Single-band Compression Hearing Aids) และแบบหลายแถบความถี่ย่อย (Multi-band Compression Hearing Aids) ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะศึกษาการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังที่แตกต่างกัน และศึกษาผลของจำนวนแถบความถี่ย่อยนี้ต่อประสิทธิภาพในระบบ AFC ด้วย

### 3.6 ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย

จากการที่ระดับการสูญเสียการได้ยินมักจะมีค่าไม่เท่ากันในแต่ละช่วงความถี่ดังที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 1 การขยายขนาดสัญญาณเสียงขาเข้าของเครื่องช่วยฟังทุกความถี่ด้วยอัตราขยายที่เท่ากันจะไม่เหมาะสมต่อการใช้งาน ทั้งนี้ปัญหาดังกล่าวสามารถแก้ไขได้โดยใช้การประมวลผลสัญญาณที่มีโครงสร้างเป็นช่วงความถี่ย่อยเพื่อให้สามารถปรับแต่งค่าอัตราขยายที่แตกต่างกันไปในแต่ละช่วงความถี่ต่าง ๆ ตามความเหมาะสมแก่ปัญหาการสูญเสียการได้ยินของผู้ใช้แต่ละคน ซึ่งเมื่อนำมาใช้ประกอบกับการบีบอัดสัญญาณเสียงเพื่อแก้ปัญหาการมีพิสัยพลวัตที่จำกัดของผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยิน และระบบ AFC สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.5

โดยสัญญาณไมโครโฟนของเครื่องช่วยฟัง  $d(n)$  ซึ่งประกอบด้วย สัญญาณเสียงเข้า  $x(n)$  รวมกับสัญญาณเสียงป้อนกลับ  $y(n)$  จะถูกหักออกด้วยสัญญาณออกของวงจรกรองแบบปรับตัว  $\hat{y}(n)$  เพื่อลดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่รวมอยู่ สัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  จะถูกส่งต่อเข้าสู่คลังวงจรกรองวิเคราะห์ (Analysis Filter Banks: AFB) ซึ่งจะแบ่งสัญญาณออกเป็น  $M$  แถบความถี่ เพื่อให้สามารถขยายขนาดสัญญาณเสียงในแต่ละแถบความถี่ย่อย ด้วยค่าอัตราขยายที่

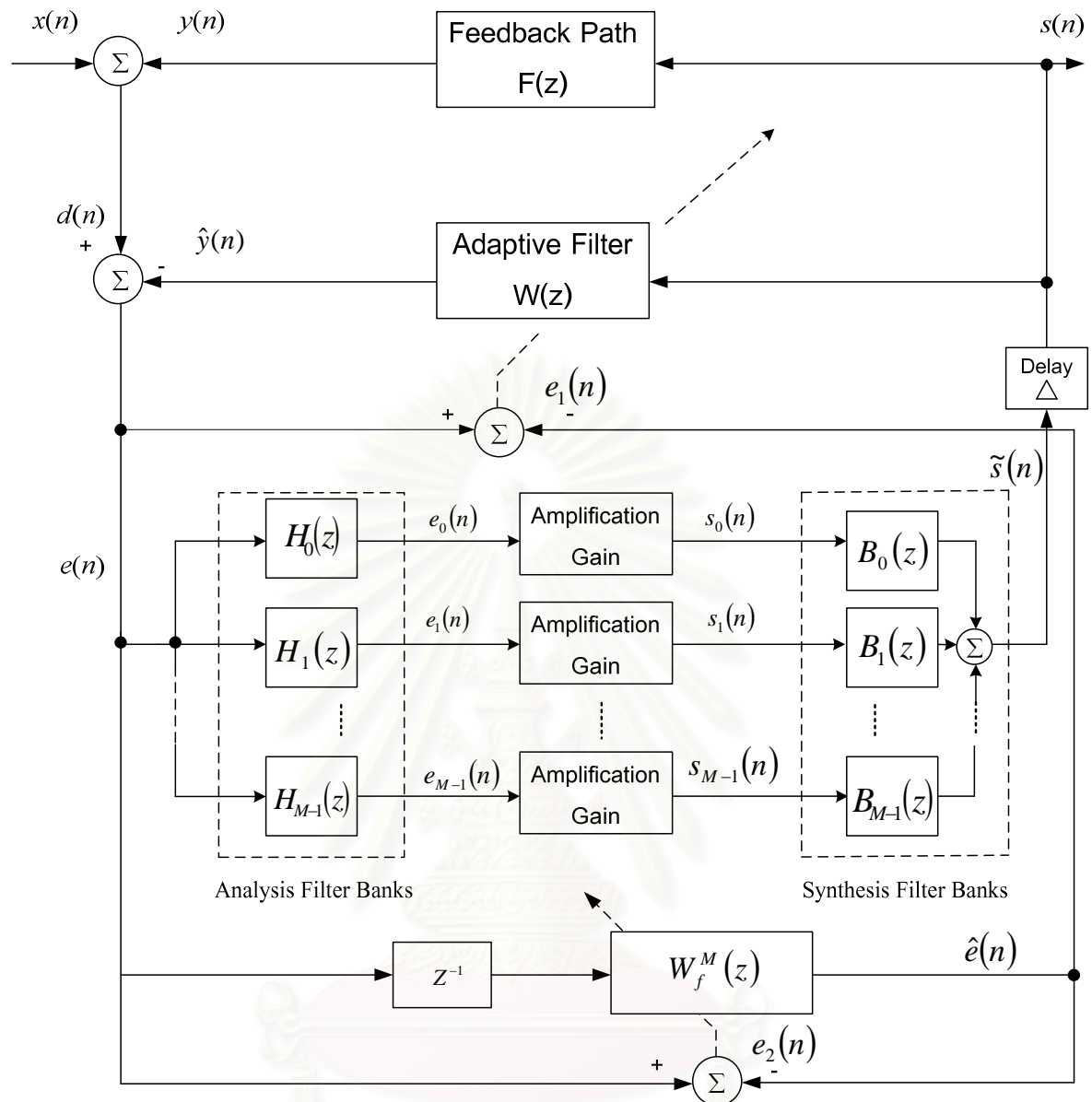


เหมาะสมตามระดับการสูญเสียการได้ยินที่ไม่เท่ากันในแต่ละแถบความถี่ของผู้ป่วย ทั้งนี้จะต้องมีการควบคุมขนาดของสัญญาณที่ถูกขยายขนาดในแต่ละแถบความถี่ด้วยวงจรถายที่มีการปรับเกณฑ์แบบอัตโนมัติ (AGC) ซึ่งเรียกว่าการบีบอัดเสียง (Audio Compression) จากนั้นสัญญาณเสียงย่อยทั้ง  $M$  แถบ จะถูกรวมกลับเป็นสัญญาณเสียงแบบทุกช่วงความถี่ (Fullband Signal) ด้วยคลังวงจรรองวิเคราะห์ (Synthesis Filter Banks: SFB) ได้เป็นสัญญาณเสียงออก,  $\tilde{r}(n)$

นอกจากนี้เพื่อให้วงจรรองสามารถตัดสัญญาณเสียงบ่อนกลับได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น จึงมีการเติมการประวิงเวลาแบบคงที่เพื่อลดสหสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณเข้าและสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟัง และใช้การประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้าเพื่อกำจัดส่วนประกอบของสัญญาณเข้า  $x(n)$  ออกจากสัญญาณผิดพลาด  $e(n)$  [14] – [16]



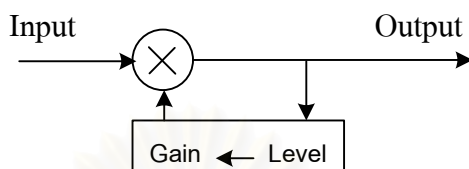
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



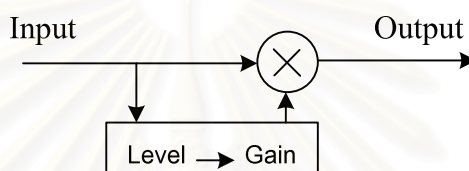
รูปที่ 3.5 ระบบการตัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยที่มีการใช้การประมวลผลแบบคงที่ และการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้า

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

โดยระบบการบีบอัดแบ่งออกได้เป็น 2 แบบหลัก [17] คือ ระบบการบีบอัดแบบป้อนกลับ (Feedback Compression System) และระบบการบีบอัดแบบป้อนไปหน้า (Feedforward Compression System) ดังแสดงในรูปที่ 3.6



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.6 ระบบการบีบอัดสัญญาณเสียง

(ก) ระบบการบีบอัดแบบป้อนกลับ

(ข) ระบบการบีบอัดแบบป้อนไปหน้า

จากรูปที่ 3.6 (ก) จะเห็นได้ว่าในระบบการบีบอัดแบบป้อนกลับ ค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟังจะถูกควบคุมโดยระดับความดังของสัญญาณเสียงออก ซึ่งอาจทำให้ผู้ใช้เครื่องช่วยฟังถูกรบกวนจากการพุ่งเกินชั่วคราว (Overshoot) ของสัญญาณเสียงออกได้ เนื่องจากค่าอัตราขยายปรับขึ้นหรือลง ตามหลังการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเสียงออกที่ถูกรับฟังโดยผู้ปวย ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงเลือกใช้ระบบการบีบอัดแบบป้อนไปหน้าดังแสดงในรูปที่ 3.6 (ข) ซึ่งใช้สัญญาณขาเข้าในการควบคุมค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟัง จึงทำให้ค่าอัตราขยายปรับเปลี่ยนตามระดับความดังของสัญญาณเสียงเข้าเพื่อให้ได้สัญญาณเสียงออกที่มีระดับความดังที่เหมาะสม

## บทที่ 4

### ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผล

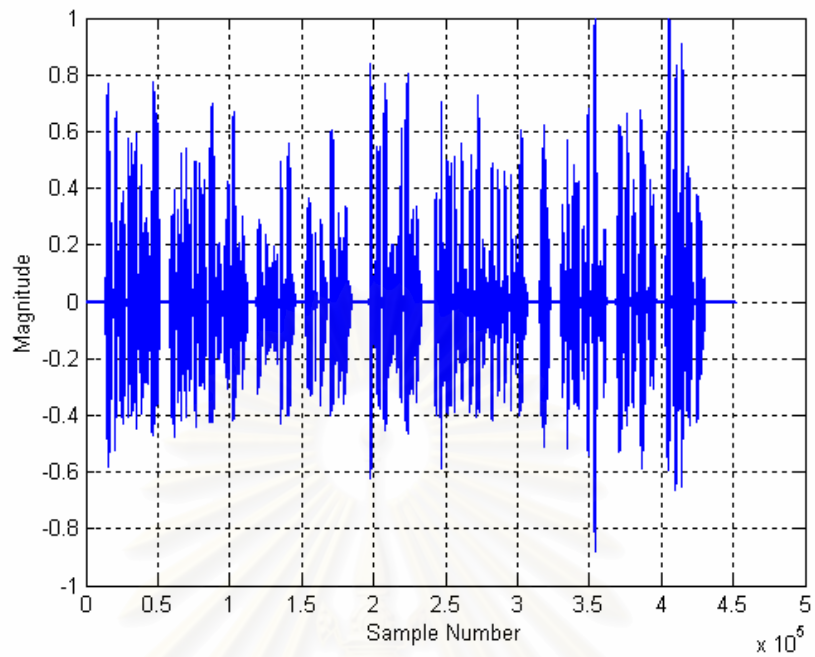
ในบทนี้จะทำการจำลองระบบ AFC บนคอมพิวเตอร์ เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ทั้งในด้านประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับ โดยวัดจากความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว และคุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ป่วย เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม นอกจากนี้จะทำการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน เพื่อศึกษาถึงผลของจำนวนแถบความถี่ย่อยที่มีต่อระบบในเชิงวัตถุประสงค์ (Objective) ทั้งในด้านความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัว และคุณภาพสัญญาณเสียงออกของเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ป่วย

#### 4.1 รายละเอียดของค่าต่าง ๆ ที่ใช้ในการจำลองการทำงานของระบบ

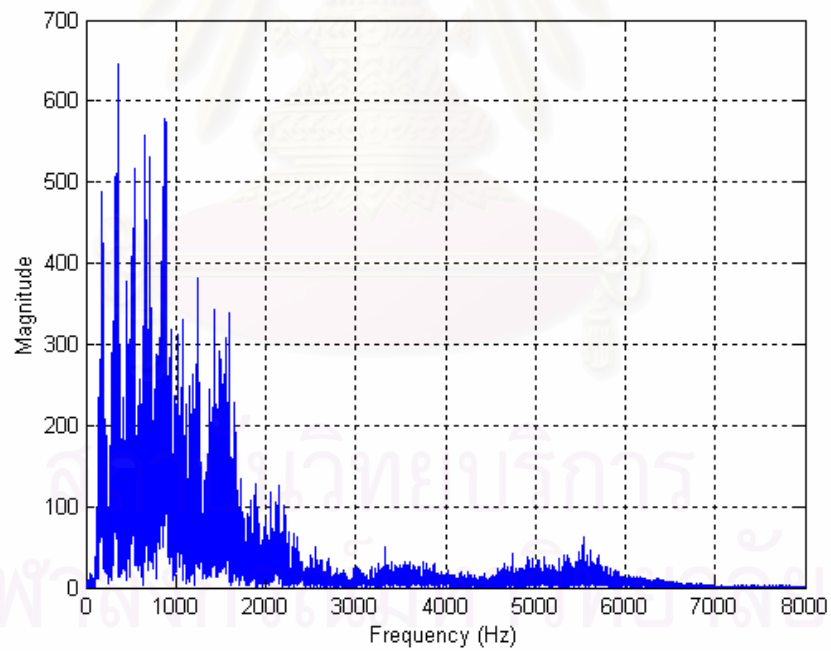
ในส่วนแรกจะกล่าวถึงรายละเอียดของค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ประกอบด้วย สัญญาณเสียงเข้า วิถีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง ข้อมูลผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยิน นอกจากนี้จะกล่าวถึง การบีบอัดสัญญาณเสียงที่ใช้ หลักเกณฑ์การแบ่งแถบความถี่ย่อย ค่าอัตราขยายที่ใช้ การแสดงค่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง และการวัดสมรรถนะการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว

##### 4.1.1 สัญญาณเสียงเข้า

สัญญาณเสียงพูด ที่เลือกใช้เป็นสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังมีความถี่ชักตัวอย่าง (Sampling Rate) เท่ากับ 16,000 เฮิรตซ์ กล่าวว่า “ปัญหาการสูญเสียการได้ยิน เป็นปัญหาสำคัญประการหนึ่งของสังคมปัจจุบัน โดยเป็นปัญหาที่พบมากที่สุดรองจากโรคข้ออักเสบ และความดันโลหิตสูง” ดังแสดงในรูปที่ 4.1



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.1 สัญญาณเสียงพูดขาเข้าของเครื่องช่วยฟัง

(ก) โดเมนเวลา (Time-domain)

(ข) โดเมนความถี่ (Frequency-domain)

#### 4.1.2 วิธีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง

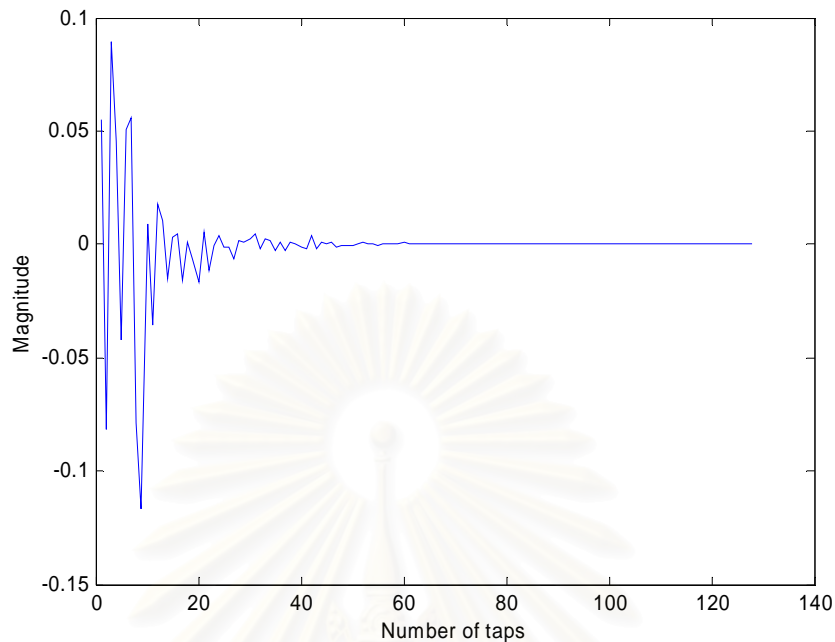
โดยปกติแล้ววิธีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟังจะเปลี่ยนไปตลอดเวลา ขึ้นอยู่กับสภาพแวดล้อมแต่ละขณะของผู้ใช้ ซึ่งเรียกว่าเป็นระบบที่เปลี่ยนไปตามเวลา (Time-variant System) ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะจำลองแบบให้วิธีป้อนกลับทางเสียงในเครื่องช่วยฟัง เป็นระบบที่ไม่เปลี่ยนไปตามเวลาแบบเชิงเส้น (Linear Time-invariant System) เพื่อศึกษาการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวในการประมาณวิธีป้อนกลับทางเสียง

โดยกำหนดให้ผลตอบสนองต่ออิมพัลส์ (Impulse Response) ของวิธีป้อนกลับทางเสียง  $f(n)$  จำลองได้ดังสมการ

$$f(n) = A \cdot m(n) \exp(-bn) \quad ; n = 0, 1, \dots, L-1 \quad (4.1)$$

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

เมื่อให้ความยาวของวิธีป้อนกลับทางเสียงเป็น  $L = 128$  ค่าคงที่ในการกำหนดขนาดวิธีป้อนกลับทางเสียงเป็น  $A = 0.1$  และอัตราการลดทอนทอนเป็น  $b = -0.1$  ผลตอบสนองต่ออิมพัลส์ของวิธีป้อนกลับทางเสียง  $\mathbf{f} = [f_0, f_1, \dots, f_{L-1}]^T$  มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 วิธีป้อนกลับทางเสียงที่ใช้ในการจำลองแบบระบบ AFC

#### 4.1.3 ข้อมูลผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยิน

ลักษณะการได้ยินอาจเป็นได้เป็น 5 ประเภท [18] ตามระดับการสูญเสียการได้ยิน (Degree of Hearing Loss) ดังนี้

1. ผู้มีการได้ยินปกติ (Normal Hearing) คือ ผู้สามารถเริ่มได้ยินเสียงที่มีระดับความดังระหว่าง 0 ถึง 25 dB
2. ผู้มีการสูญเสียการได้ยินระดับเล็กน้อย (Mild Hearing Loss) คือ ผู้เริ่มได้ยินเสียงที่มีระดับความดังระหว่าง 25 ถึง 39 dB
3. ผู้มีการสูญเสียการได้ยินระดับปานกลาง (Moderate Hearing Loss) คือ ผู้เริ่มได้ยินเสียงที่มีระดับความดังระหว่าง 40 ถึง 68 dB
4. ผู้มีการสูญเสียการได้ยินระดับรุนแรง (Severe Hearing Loss) คือ ผู้เริ่มได้ยินเสียงที่มีระดับความดังระหว่าง 69 ถึง 94 dB
5. ผู้มีการสูญเสียการได้ยินระดับรุนแรงมาก (Profound Hearing Loss) คือ ผู้เริ่มได้ยินเสียงที่ระดับความดังมากกว่า 95 dB ขึ้นไป สำหรับผู้มีการสูญเสียการได้ยินระดับรุนแรงมาก หากไม่ใช้เครื่องช่วยฟัง ต้องทำการสื่อสารด้วยภาษามือหรือการอ่านริมฝีปาก

นอกจากนี้ประเภทการสูญเสียการได้ยินอาจแบ่งได้ตามรูปลักษณะของการสูญเสียการได้ยิน (Configuration of Hearing Loss) [19] ดังนี้

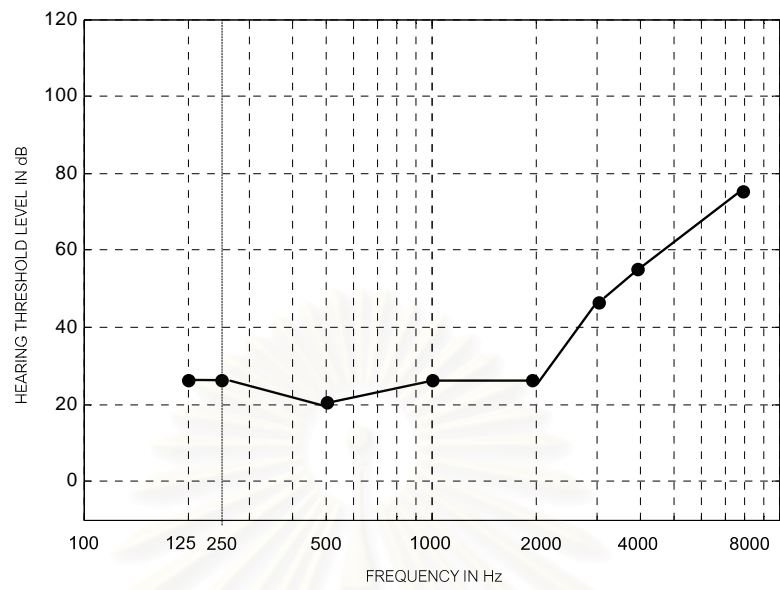
- การสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง (High Frequency Hearing Loss) ซึ่งบ่งบอกถึงผู้ป่วยที่มีการสูญเสียการได้ยินมากในช่วงความถี่สูง ในขณะที่มีการได้ยินปกติหรือมีการสูญเสียการได้ยินน้อยในช่วงความถี่ต่ำ โดยการสูญเสียการได้ยินที่พบจะเป็นการการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง เนื่องจากการสูญเสียการได้ยินของหูมนุษย์ซึ่งโดยปกติจะเริ่มหลังจากมีอายุได้ 20 ปี มักจะเริ่มในช่วงความถี่สูงก่อนที่จะขยายไปยังช่วงความถี่ต่ำ [20]

- การสูญเสียการได้ยินแบบราบ (Flat Hearing Loss) ซึ่งบ่งบอกถึงผู้ป่วยที่มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูงและในช่วงความถี่ต่ำในระดับพอ ๆ กัน

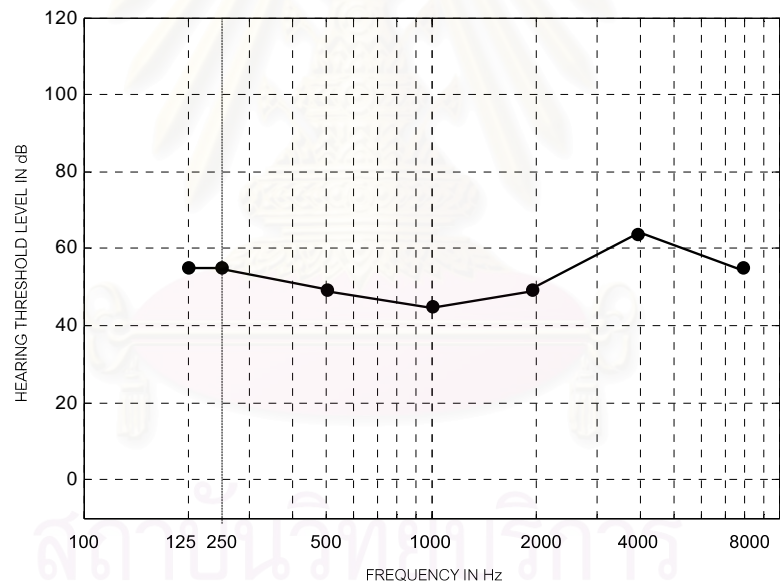
- การสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำ (Low Frequency Hearing Loss) ซึ่งบ่งบอกถึงผู้ป่วยที่มีการสูญเสียการได้ยินมากในช่วงความถี่ต่ำ ในขณะที่มีการได้ยินปกติหรือมีการสูญเสียการได้ยินน้อยในช่วงความถี่สูง

สำหรับข้อมูลตัวอย่างของผู้ประสบปัญหาการได้ยินทั้งหมด 12 ท่านซึ่งมีลักษณะการสูญเสียการได้ยินแตกต่างกัน มีช่วงอายุระหว่าง 17 - 72 ปี มีค่าอายุเฉลี่ยเท่ากับ 43 ปี และค่ากลาง (Median) เท่ากับ 46 ปี ได้รับความช่วยเหลือจาก รศ.นพ.ปริญญา หลวงพิทักษ์ชุมพล ภาควิชาโสต ศอ นาสิกวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ โดยค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยทั้ง 12 ท่านอยู่ในภาคผนวก ก ในที่นี้จะแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วย หมายเลข 1 และ หมายเลข 2 เป็นตัวอย่าง ในรูปที่ 4.3 (ก) และ 4.3 (ข) ซึ่งแกนตั้งแสดงระดับเริ่มต้นในการได้ยิน แกนนอนบอกถึงความถี่เป็นเฮิรตซ์ (Hertz) และได้แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติไว้สำหรับอ้างอิงในรูปที่ 4.3 (ค)

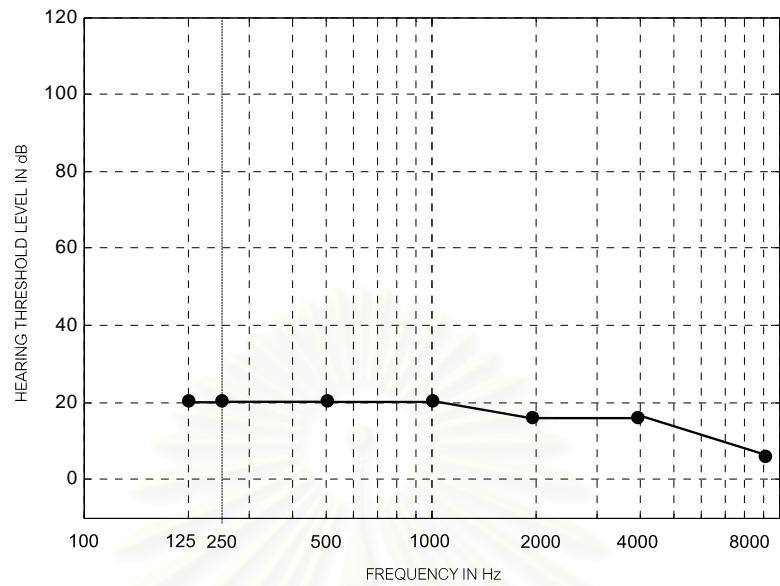




(ก) ผู้ป่วยหมายเลข 1



(ข) ผู้ป่วยหมายเลข 2

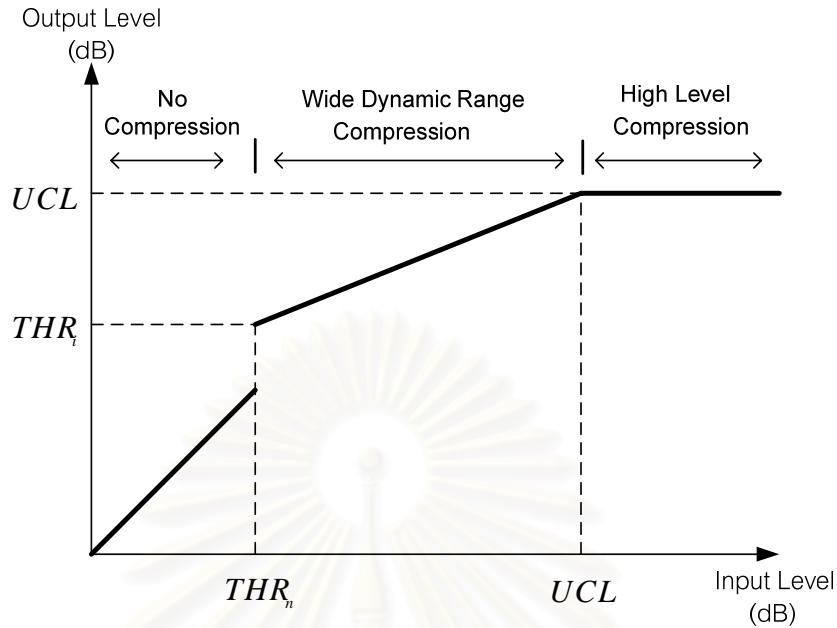


(ค) ผู้มีการได้ยินปกติ

รูปที่ 4.3 กราฟ Pure Tone Audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยิน 2 ท่าน และผู้มีการได้ยินปกติ 1 ท่านจากโรงพยาบาล จุฬาลงกรณ์

#### 4.1.4 การบีบอัดสัญญาณเสียง

การใช้การบีบอัดสัญญาณเสียงในเครื่องช่วยฟังมีจุดประสงค์เพื่อให้ผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินซึ่งมีพิสัยพลวัตที่แคบกว่าพิสัยพลวัตของคนปกติ สามารถรับฟังสัญญาณเสียงได้อย่างครบถ้วน โดยการบีบอัดสัญญาณเสียงที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีลักษณะตาม [4] ดังแสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 การบีบอัดสัญญาณเสียงที่ใช้

$THR_n$  ระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติ

$THR_l$  ระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยิน

$UCL$  ระดับความดังมากที่สุดที่ยังคงยอมรับได้

จากรูปเห็นได้ว่าการบีบอัดสัญญาณเสียงที่ใช้ประกอบด้วยการบีบอัดสัญญาณเสียง 3 ช่วงที่แตกต่างกัน มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

- ในช่วงแรกที่สัญญาณเข้ามีความดังต่ำกว่าระดับ  $THR_n$  จะไม่มีการบีบอัดเกิดขึ้น โดยสัญญาณเข้าและสัญญาณออกจะมีขนาดความดังเท่ากัน

- ในช่วงที่สองที่สัญญาณเข้ามีระดับความดังระหว่าง  $THR_n$  กับ  $UCL$  จะใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง (Wide Dynamic Range Compression) สัญญาณเสียงเข้าจะถูกขยายขนาดด้วยค่าอัตราขยายที่ทำให้พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกถูกบีบอัดให้แคบลงอยู่ระหว่าง  $THR_l$  กับ  $UCL$  เพื่อให้ได้สัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับพิสัยพลวัตที่แคบกว่าผู้มีการได้ยินปกติ

- ในช่วงที่สามที่สัญญาณเสียงเข้ามีระดับความดังมากกว่า  $UCL$  จะใช้การบีบอัดระดับความดังสูง (High-level Compression) โดยกำหนดให้สัญญาณเข้าในช่วงนี้ถูกบีบอัดให้มีระดับความดังเท่ากับ  $UCL$  โดยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะกำหนดให้มีค่าเท่ากับ 130 dB ตลอดทุกการทดลองตาม [4]

#### 4.1.5 หลักเกณฑ์การแบ่งแถบความถี่ย่อย

การแบ่งแถบความถี่ย่อย ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งแถบความถี่ของสัญญาณเสียง ในรูปแบบของแถบออกเทฟ (Octave-band) เนื่องจากเหตุผลสำคัญสองประการคือ ประการแรก สเปกตรัมของสัญญาณเสียงพูดในช่วงความถี่ต่ำจะมีความหนาแน่นมากกว่าสเปกตรัมของสัญญาณเสียงพูดในช่วงความถี่สูงอยู่มากดังแสดงในรูปที่ 4.1 (ข) และประการที่สอง การแบ่งแถบความถี่ย่อยแบบแถบออกเทฟยังสอดคล้องกับลักษณะการได้ยินของมนุษย์ที่จะแบ่งสัญญาณเสียงออกเป็นช่วงแถบความถี่ในลักษณะที่คล้ายคลึงกับการแบ่งแบบออกเทฟ [5] กล่าวคือ มนุษย์จะมีการแยกชัดทางความถี่ (Frequency Resolution) ที่ลดน้อยลงเมื่อความถี่ของสัญญาณเสียงมีค่าสูงขึ้น [21] ดังนั้นการแบ่งสเปกตรัมของสัญญาณเสียงในรูปแบบแถบออกเทฟที่มีความละเอียดของการแบ่งแถบความถี่ในช่วงความถี่ต่ำมากกว่าช่วงความถี่สูง จึงถูกเลือกใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ โดยจะทำการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย ที่มีจำนวนแถบความถี่ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 0 ถึง 8000 เฮิรตซ์

#### 4.1.6 ค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบ

ในการจำลองระบบของผู้ป่วยแต่ละรายจะมีการใช้ค่าอัตราขยายที่แตกต่างกันไปตามลักษณะการสูญเสียการได้ยินในผู้ป่วยแต่ละคน ดังนั้นจึงต้องมีการคำนวณค่าอัตราขยายที่จะใช้สำหรับผู้ป่วยแต่ละรายเพื่อใช้ในการจำลองระบบ ดังตัวอย่างของผู้ป่วยหมายเลข 1 และผู้ป่วยหมายเลข 2 สำหรับค่าอัตราขยายของผู้ป่วยทั้งหมดจะอยู่ในภาคผนวก ข. ทั้งนี้การคำนวณค่าอัตราขยายในผู้ป่วยแต่ละรายจะแบ่งเป็นสองส่วน คือ ส่วนแรกเป็นการคำนวณค่าอัตราขยายแบบคงที่ที่ใช้ในระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมและระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ส่วนที่สองเป็นการคำนวณค่าอัตราขยายแบบบีบอัดสำหรับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยจำนวนตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่

##### 4.1.6.1 กรณีผู้ป่วยหมายเลข 1

###### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

การคำนวณหาอัตราขยายแบบคงที่จะอ้างอิงเกณฑ์ “Half –Gain Rule” [5] ซึ่งกำหนดให้ ค่าอัตราขยายที่ใช้มีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของระดับการสูญเสียการได้ยิน โดยจากข้อมูลค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินในหัวข้อ 4.1.3 และหลัก “Half –Gain Rule” สามารถคำนวณค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 1 ได้เท่ากับ

7.83 (17.8829 dB) ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ 4.1

**ตารางที่ 4.1 : ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 1**

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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)

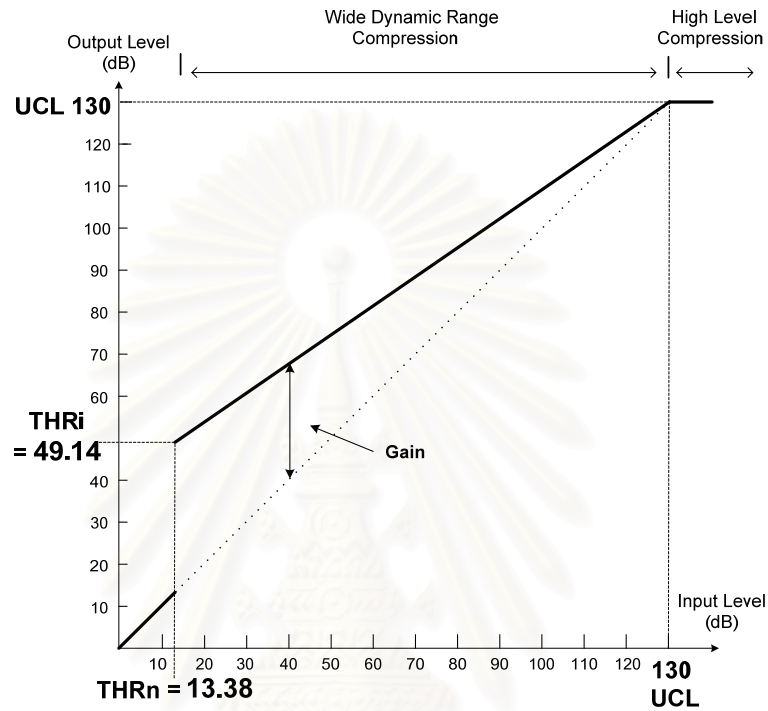
**- ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด**

ในกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ค่าอัตราขยายที่ใช้จะปรับเปลี่ยนไปตามขนาดของสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟัง โดยจากการใช้การบีบอัดแบบ DSL ดังที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 4.1.4 สามารถแสดงเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยาย ที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่สำหรับกรณี 1 แถบความถี่ไปจนถึงกรณี 6 แถบความถี่ดังต่อไปนี้

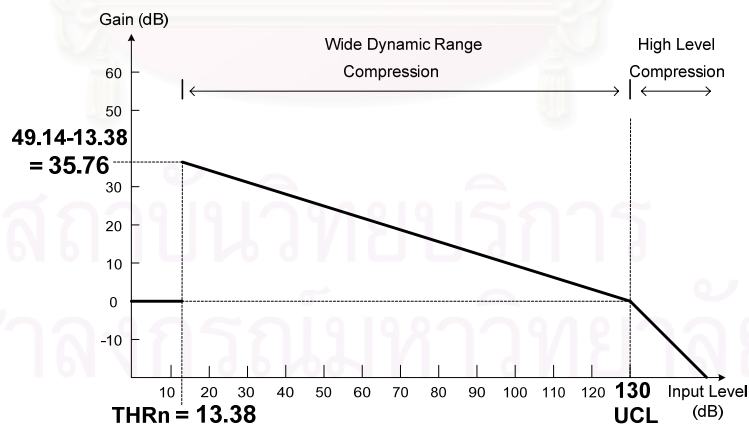
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

**กรณี 1 แถบความถี่ :**

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



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.5 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1

จากรูปที่ 4.5 (ก) เกณฑ์การบีบอัดแบบ DSL ที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 แบ่งการบีบอัดออกเป็น 3 ช่วง คือ

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

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 13.38 ถึง 130dB จะใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง โดยสัญญาณเข้าในช่วงความดังระหว่าง 13.38 ถึง 130dB จะถูกบีบอัดให้มีความดังระหว่าง 62.34 ถึง 130dB ที่สัญญาณออก โดยระดับ 62.34dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-8,000 เฮิรตซ์

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า 130dB จะใช้การบีบอัดระดับความดังสูง คือ สัญญาณเข้าที่มีความดังมากกว่าค่า *UCL* จะถูกบีบอัดให้มีระดับความดังเท่ากับ *UCL* ที่สัญญาณออก เพื่อป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยได้ยินสัญญาณเสียงที่มีความดังมากเกินไป

จากรูปที่ 4.5 (ข) ค่าอัตราขยายที่ใช้ ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 แบ่งออกได้เป็น 3 ช่วงตามการบีบอัด คือ

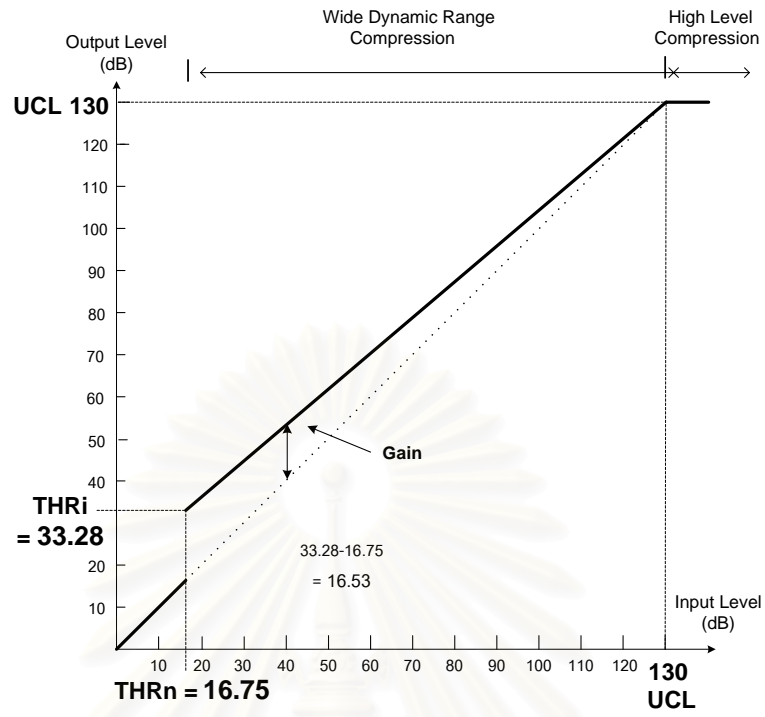
- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 13.38dB ค่าอัตราขยายเท่ากับ 0dB

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 13.38 ถึง 130dB ซึ่งใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง ขนาดของค่าอัตราขยายจะเปลี่ยนไปตามระดับความดังของสัญญาณเข้า โดยค่าอัตราขยายจะลดลงเมื่อสัญญาณเข้ามีระดับความดังสูงขึ้น

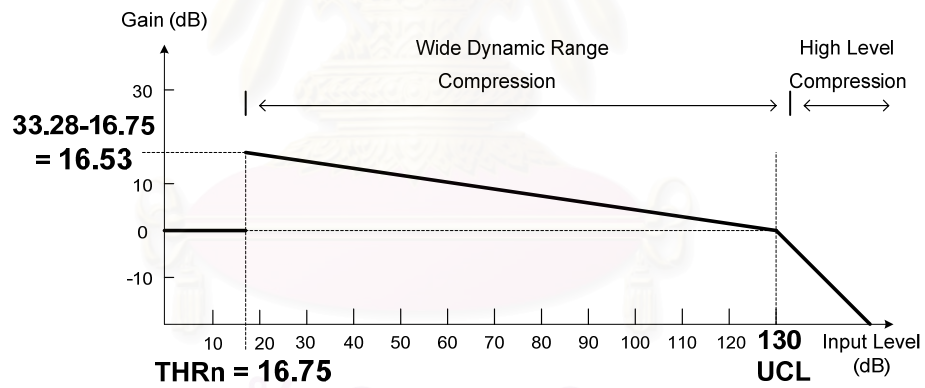
- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า 130dB ค่าอัตราขยายจะมีค่าน้อยกว่า 0dB เพื่อลดความดังของสัญญาณเข้าที่มีความดังมากกว่าค่า *UCL* ให้มีระดับความดังเท่ากับ *UCL*

**กรณี 2 แถบความถี่ :**

ในกรณี 2 แถบความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 2 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-4,000 เฮิรตซ์ และ ช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิรตซ์ โดยรูปที่ 4.6 (ก) และ 4.6 (ข) จะแสดงเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในช่วงความถี่ 0-4,000 เฮิรตซ์ ส่วนในรูปที่ 4.7 (ก) และ 4.7 (ข) จะแสดงค่าดังกล่าวที่ใช้ในช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิรตซ์



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.6 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-4,000 เฮิรตซ์



จากรูปที่ 4.6 (ก) เกณฑ์การบีบอัดแบบ DSL ที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ในแถบความถี่ 0-4,000 เฮิร์ตซ์ ของผู้ป่วยหมายเลข 1 แบ่งการบีบอัดออกเป็น 3 ช่วง คือ

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 16.75dB ซึ่งหามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-4,000 เฮิร์ตซ์ จะไม่มีการบีบอัดเกิดขึ้น

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

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า 130dB จะใช้การบีบอัดระดับความดังสูง

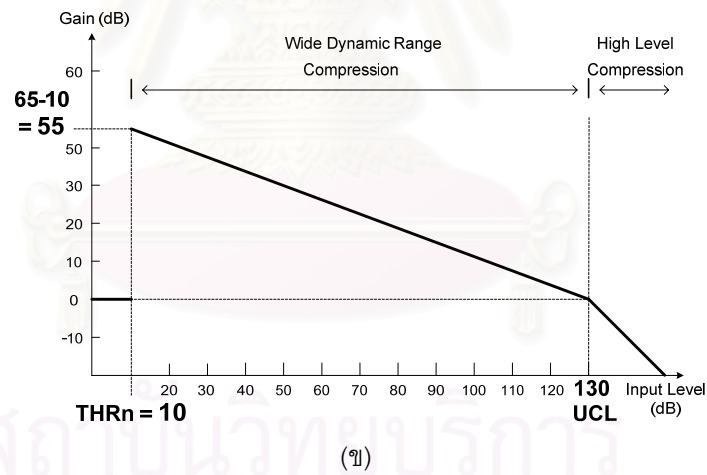
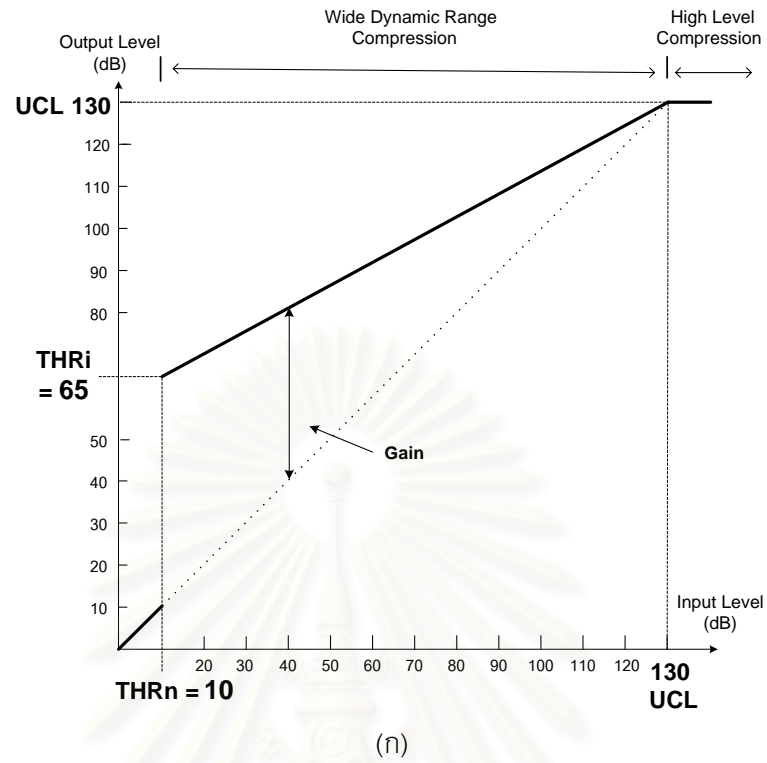
จากรูปที่ 4.6 (ข) ค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ในแถบความถี่ 0-4,000 เฮิร์ตซ์ ของผู้ป่วยหมายเลข 1 แบ่งออกได้เป็น 3 ช่วงตามการบีบอัดคือ

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 16.75dB ค่าอัตราขยายเท่ากับ 0dB

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 16.75 ถึง 130dB ซึ่งใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง ขนาดของค่าอัตราขยายจะเปลี่ยนไปตามระดับความดังของสัญญาณเข้า โดยค่าอัตราขยายจะลดลงเมื่อสัญญาณเข้ามีระดับความดังสูงขึ้น

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

*UCL*



รูปที่ 4.7 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิรตซ์

จากรูปที่ 4.7 (ก) เกณฑ์การบีบอัดแบบ DSL ที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ในแถบความถี่ 4,000 -8,000 เฮิรตซ์ ของผู้ป่วยหมายเลข1 แบ่งการบีบอัดออกเป็น 3 ช่วง คือ

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

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 10 ถึง 130dB จะใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง โดยสัญญาณเข้าในช่วงความดังระหว่าง 10 ถึง 130dB จะถูกบีบอัดให้มีความดังระหว่าง 83.75 ถึง 130dB ที่สัญญาณออก โดยระดับ 83.75dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข1 ในช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิรตซ์

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า130dB จะใช้การบีบอัดระดับความดังสูง

จากรูปที่ 4.7 (ข) ค่าอัตราขยายที่ใช้ ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ในแถบความถี่ 4,000 -8,000 เฮิรตซ์ ของผู้ป่วยหมายเลข1 แบ่งออกได้เป็น 3 ช่วงตามการบีบอัด คือ

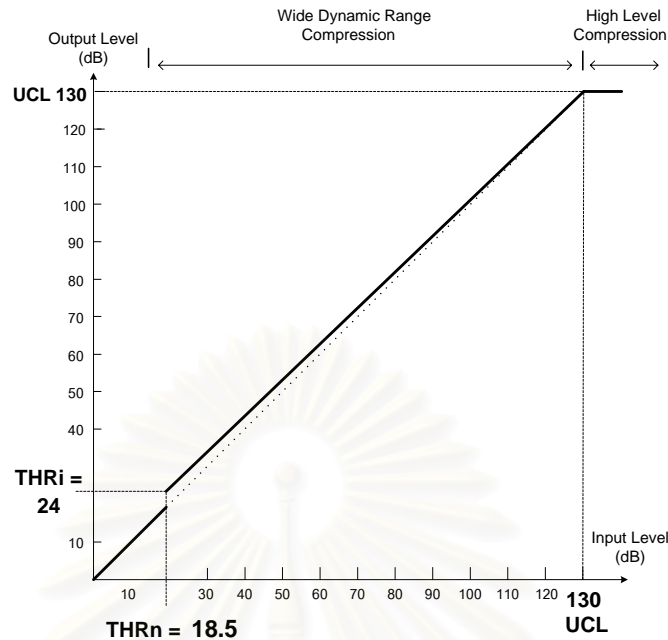
- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังต่ำกว่า 10dB สัญญาณเข้าจะถูกขยายด้วยค่าอัตราขยายคงที่เท่ากับ 73.75dB

- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังระหว่าง 16.75 ถึง 130dB ซึ่งใช้การบีบอัดแบบช่วงกว้าง ขนาดของค่าอัตราขยายจะเปลี่ยนไปตามระดับความดังของสัญญาณเข้า โดยค่าอัตราขยายจะลดลงเมื่อสัญญาณเข้ามีระดับความดังสูงขึ้น

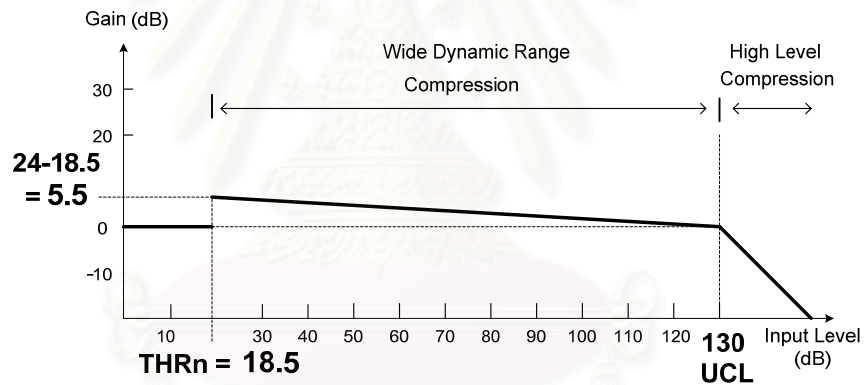
- ในช่วงที่สัญญาณเสียงเข้ามีความดังมากกว่า130dB ค่าอัตราขยายจะมีค่าน้อยกว่า 1 เพื่อลดความดังของสัญญาณเข้าที่มีความดังมากกว่าค่า *UCL* ให้มีระดับความดังเท่ากับ *UCL*

### กรณี 3 แถบความถี่ :

ในกรณี 3 แถบความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 3 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-2000 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 2000-4000 เฮิรตซ์ และ ช่วงความถี่ 4000-8000 เฮิรตซ์ โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้แตกต่างจากกรณี 2 แถบความถี่ในช่วงความถี่ 0-2000 เฮิรตซ์ และ 2000-4000 เฮิรตซ์ ดังรูปที่ 4.8 และ 4.9 ตามลำดับ ส่วนในช่วงความถี่ 4000-8000 เฮิรตซ์ จะใช้เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายเหมือนกับกรณี 2 แถบความถี่ดังแสดงในรูปที่ 4.7



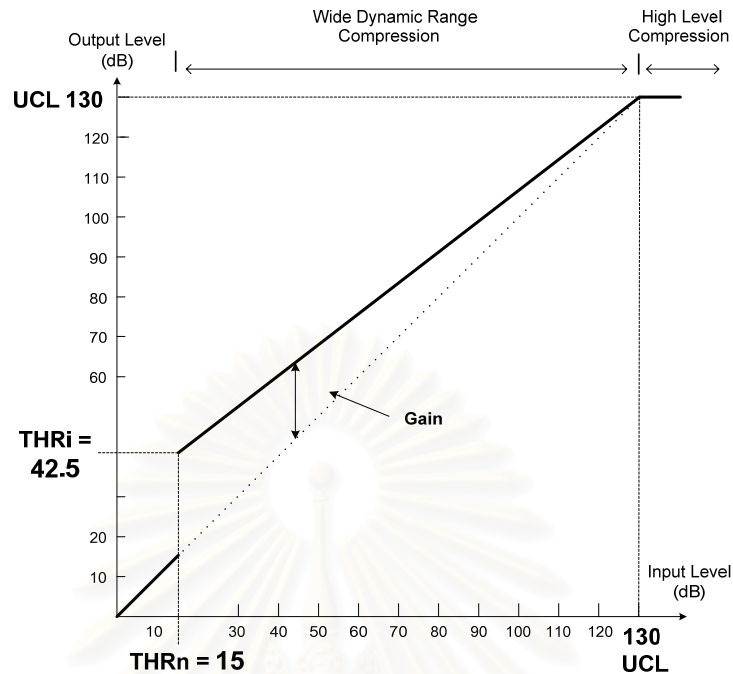
(ก)



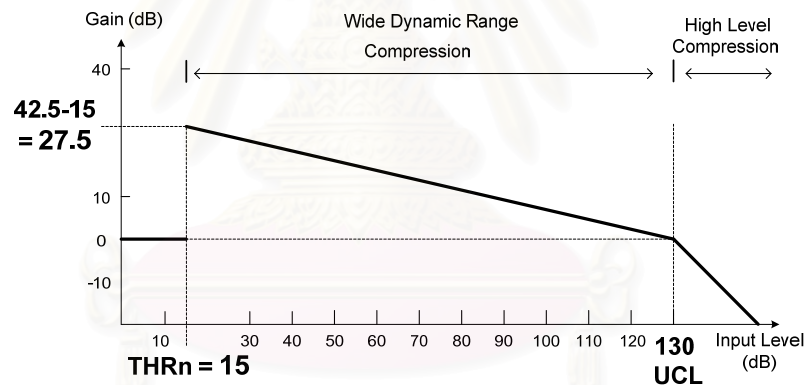
(ข)

รูปที่ 4.8 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-2000 เฮิรตซ์

จากรูปที่ 4.8 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 แถบความถี่ โดยจากรูปที่ 4.8 ค่า 18.5dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-2,000 เฮิรตซ์ ส่วนระดับ 24dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-2,000 เฮิรตซ์



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.9 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 2000-4000 เฮิรตซ์

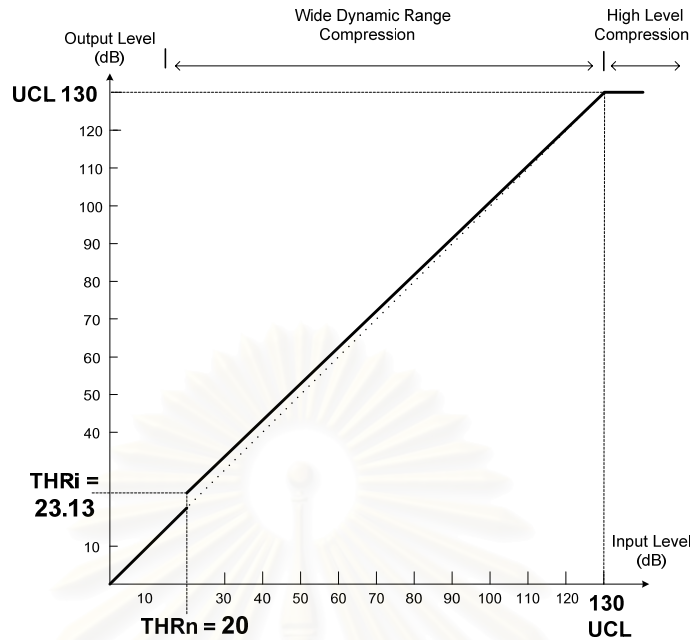
จากรูปที่ 4.9 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 แถบความถี่ โดยจากรูปที่ 4.9 ค่า 15dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 2,000 -4,000 เฮิรตซ์ ส่วนระดับ 42.5dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 2,000 -4,000 เฮิรตซ์

**กรณี 4 แถบความถี่ :**

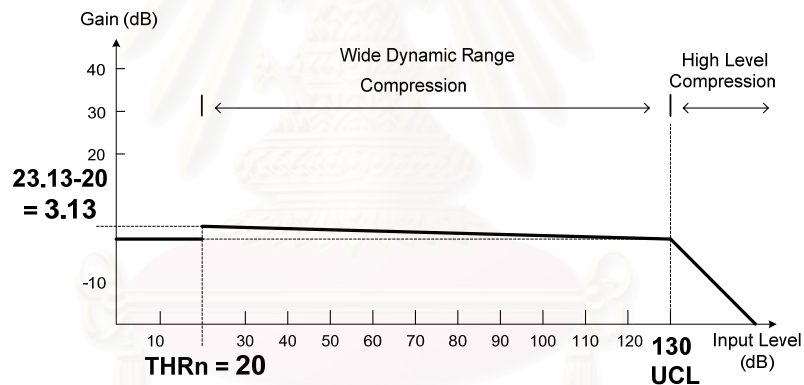
ในกรณี 4 แถบความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 4 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-1,000 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 1,000-2,000 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 2,000-4,000 เฮิรตซ์ และ ช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิรตซ์ โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้แตกต่างจากกรณี 3 แถบความถี่ในช่วงความถี่ 0-1,000 เฮิรตซ์ และ 1,000-2,000 เฮิรตซ์ ดังรูปที่ 4.10 และ 4.11 ตามลำดับ ส่วนในช่วงความถี่ 2,000-4,000 เฮิรตซ์ และ 4,000-8,000 เฮิรตซ์ จะใช้เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายเหมือนกับกรณี 3 แถบความถี่



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



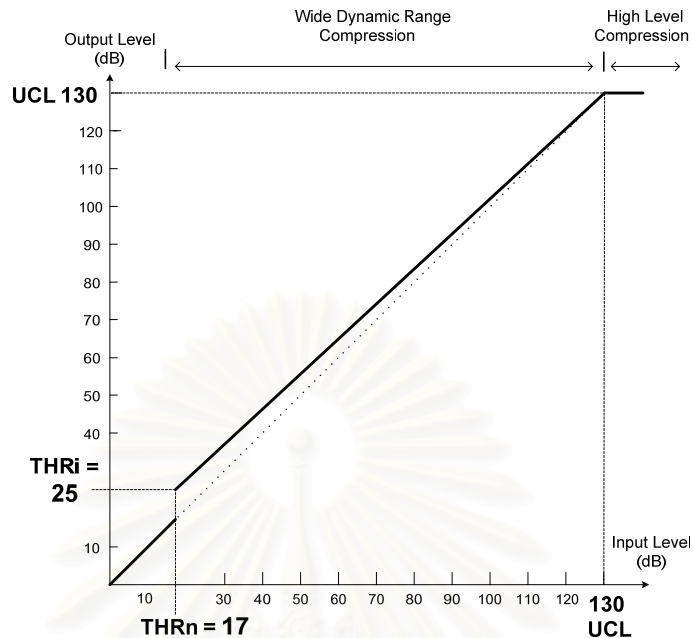
(ก)



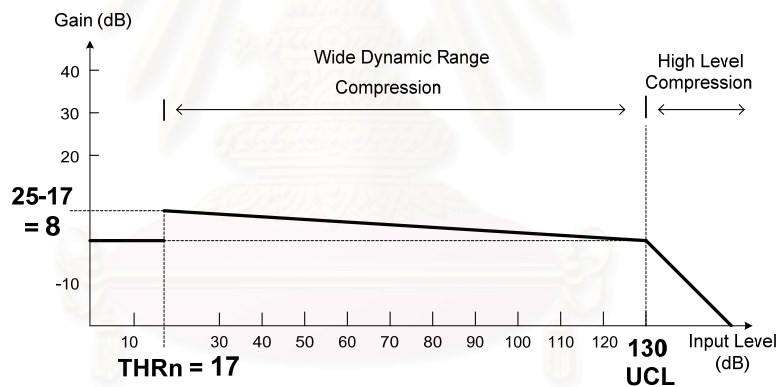
(ข)

รูปที่ 4.10 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-1,000 เฮิรตซ์

จากรูปที่ 4.10 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 แถบความถี่ โดยจากรูปที่ 4.10 ค่า 20dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0 -1,000 เฮิรตซ์ ส่วนระดับ 23.13dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0 -1,000 เฮิรตซ์



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.11 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 1,000-2,000 เฮิรตซ์

จากรูปที่ 4.11 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 แถบความถี่ โดยจากรูปที่ 4.11 ค่า 17dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 1,000-2,000 เฮิรตซ์ ส่วนระดับ 25dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 1,000-2,000 เฮิรตซ์

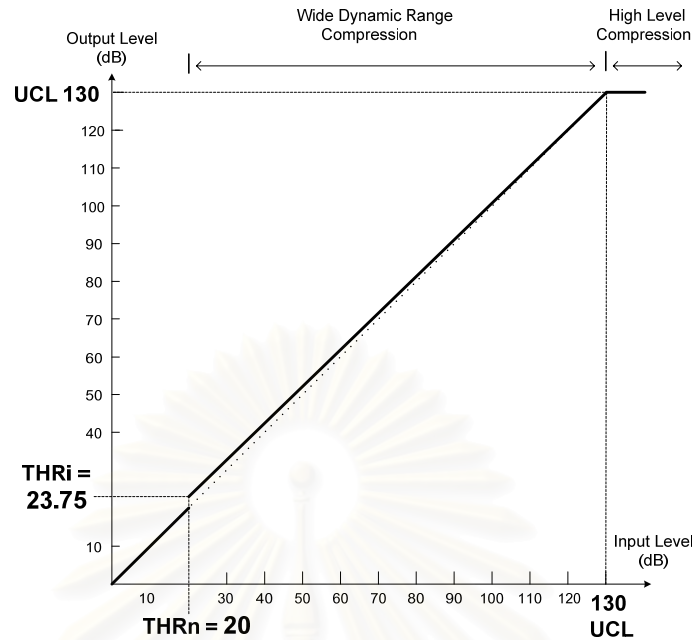


**กรณี 5 แถบความถี่ :**

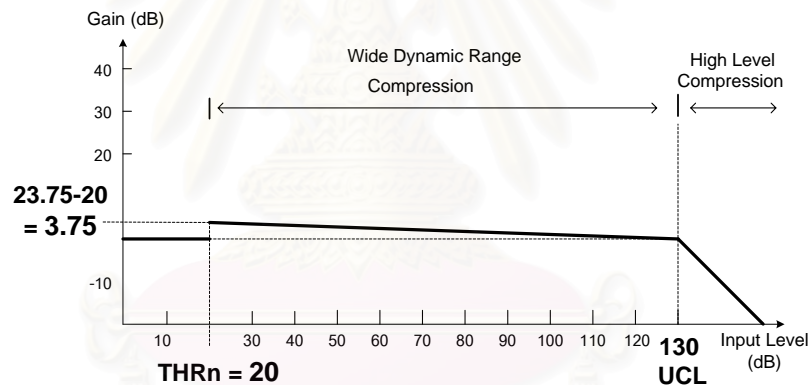
ในกรณี 5 แถบความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 5 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-500 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 0-1,000 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 1,000-2,000 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 2,000-4,000 เฮิรตซ์ และ ช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิรตซ์ โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และ ค่าอัตราขยายที่ใช้แตกต่างจากกรณี 4 แถบความถี่ในช่วงความถี่ 0-500 เฮิรตซ์ และ 500-1,000 เฮิรตซ์ ดังรูปที่ 4.12 และ 4.13



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



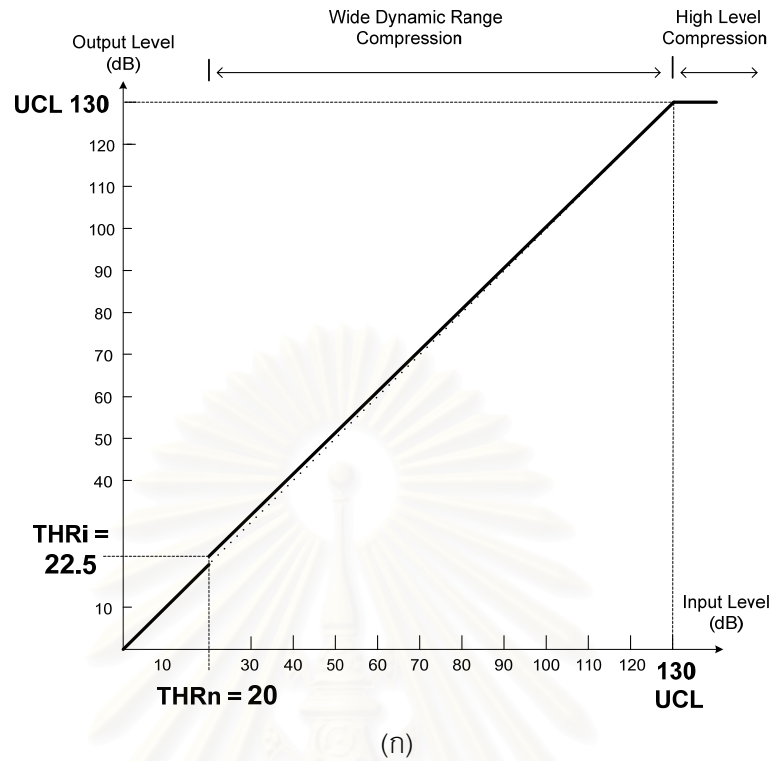
(ก)



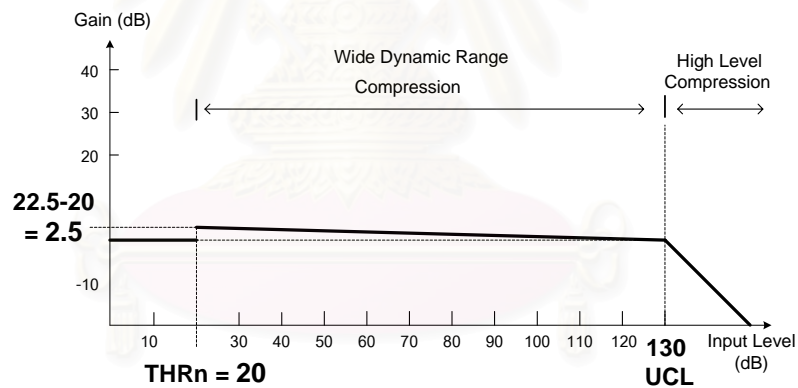
(ข)

รูปที่ 4.12 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-500 เฮิรตซ์

จากรูปที่ 4.12 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 แถบความถี่ โดยจากรูปที่ 4.12 ค่า 20dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-500 เฮิรตซ์ ส่วนระดับ 23.75dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-500 เฮิรตซ์



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.13 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 500-1,000 เฮิรตซ์

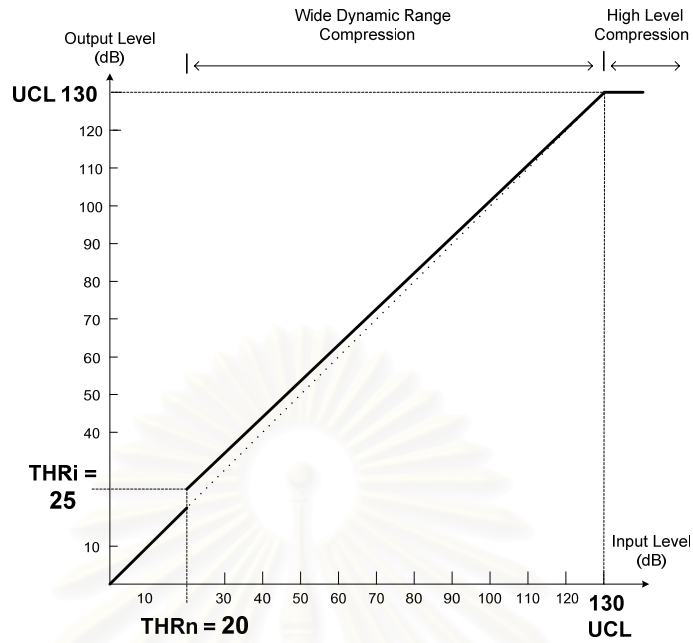
จากรูปที่ 4.13 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 แถบความถี่ โดยจากรูปที่ 4.13 ค่า 20dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 500-1,000 เฮิรตซ์ ส่วนระดับ 22.5dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 500-1,000 เฮิรตซ์

### กรณี 6 แถบความถี่ :

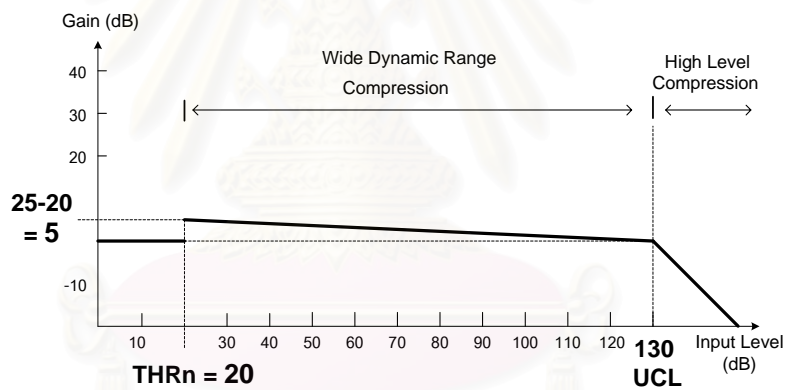
ในกรณี 6 แถบความถี่ จะแบ่งสัญญาณเสียงเข้าของเครื่องช่วยฟังออกเป็น 6 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-250 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 250-500 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 0-1000 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 1000-2000 เฮิรตซ์ , ช่วงความถี่ 2000-4000 เฮิรตซ์ และ ช่วงความถี่ 4000-8000 เฮิรตซ์ โดยมีเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้แตกต่างจากกรณี 5 แถบความถี่ในช่วงความถี่ 0-250 เฮิรตซ์ และ 250-500 เฮิรตซ์ ดังรูปที่ 4.14 และ 4.15



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



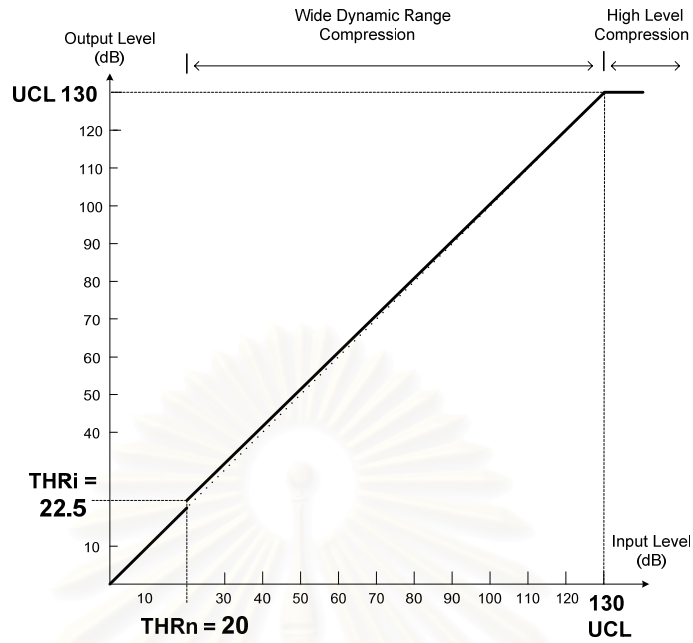
(ก)



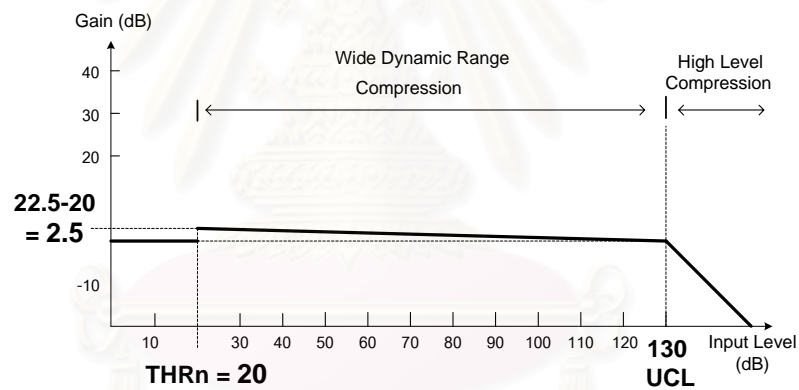
(ข)

รูปที่ 4.14 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-250 เฮิรตซ์

จากรูปที่ 4.14 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 แถบความถี่ โดยจากรูปที่ 4.14 ค่า 20dB หมายถึงค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 0-250 เฮิรตซ์ ส่วนระดับ 25dB หมายถึงค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 0-250 เฮิรตซ์



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.15 เกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 250-500 เฮิรตซ์

จากรูปที่ 4.15 เห็นได้ว่าเกณฑ์การบีบอัด และค่าอัตราขยายที่ใช้สามารถอธิบายได้ในลักษณะเดียวกับกรณี 1 และ 2 แถบความถี่ โดยจากรูปที่ 4.15 ค่า 20dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้มีการได้ยินปกติในช่วงความถี่ 250-500 เฮิรตซ์ ส่วนระดับ 22.5dB หามาจากค่าเฉลี่ยของค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 ในช่วงความถี่ 250-500 เฮิรตซ์

#### 4.1.6.2 ผู้ป่วยหมายเลข 2

##### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 2 มีค่าเป็น 12.06 (21.63 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็น 4 แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ 4.2

**ตารางที่ 4.2 :** ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 2

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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)

##### - ค่าอัตราขยายแบบบีบอัด

จากกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 1 จะเห็นได้ว่า ค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยจะแตกต่างกันในผู้ป่วยแต่ละราย โดยขึ้นอยู่กับค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยแต่ละราย ดังนั้นสำหรับผู้ป่วยหมายเลข 2 ถึงผู้ป่วยหมายเลข 12 จะแสดงเฉพาะค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ ดังแสดงในตารางที่ 4.3 ในกรณีผู้ป่วยหมายเลข 2 ส่วนค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในกรณีผู้ป่วยหมายเลข 3 ถึงผู้ป่วยหมายเลข 12 จะอยู่ในภาคผนวก ข.

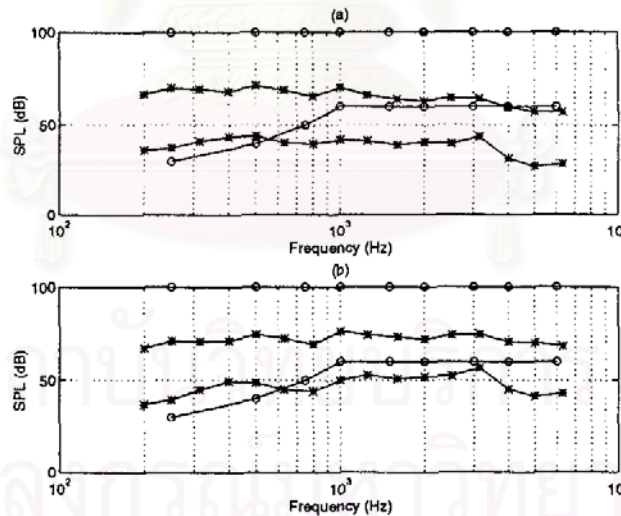
ตารางที่ 4.3 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 2

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



#### 4.1.7 การแสดงค่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง [17]

การแสดงค่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะใช้วิธีดังแสดงในรูปที่ 4.16 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของ 2 สัญญาณเสียงกับ ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยรายหนึ่ง โดยกำหนดให้พิสัยพลวัตของแต่ละสัญญาณเสียงเป็นช่วงที่อยู่ระหว่างเส้นกราฟที่แสดงด้วยสัญลักษณ์รูปดอกจัน ( \* ) ซึ่งในการแสดงพิสัยพลวัตจะเรียกกราฟที่แสดงด้วยสัญลักษณ์ดังกล่าวเส้นบนและเส้นล่างว่า ระดับ 10% (10% Levels) และ ระดับ 90% (90% Levels) ตามลำดับ โดยระดับ 10% จะแสดงถึงค่าระดับความดังที่เพียง 10% ของสัญญาณเสียงในช่วงความถี่นั้นมีความดังมากกว่า ส่วนโดยระดับ 90% จะแสดงถึงค่าระดับความดังที่ไปถึง 90% ของสัญญาณเสียงในช่วงความถี่นั้นมีความดังมากกว่า จึงเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงส่วนใหญ่จะมีระดับความดังอยู่ในช่วงระหว่าง ระดับ 10% และระดับ 90% โดยเนื่องจากสเปกตรัมของสัญญาณเสียงพูดในช่วงความถี่ต่ำจะมีความหนาแน่นมากกว่าสเปกตรัมของสัญญาณเสียงพูดในช่วงความถี่สูง ใน [17] จึงได้ใช้การแบ่งแถบความถี่แบบแถบออกเทฟ 1/3 (One-Third Octave Bands) ในการแสดงค่าพิสัยพลวัต ซึ่งมีการแบ่งสัญญาณเสียงออกเป็น 17 แถบความถี่ที่มีความถี่กลาง (Center Frequencies) ของแต่ละแถบความถี่ อยู่ที่ 200, 250, 315, 400, 500, 630, 800, 1000, 1,250, 1,600, 2,000, 2,500, 3,150, 4,000, 5,000, 6,300, และ 8,000 เฮิรตซ์ ตามลำดับ.



รูปที่ 4.16 การเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียง ( \* ) กับค่า ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยิน

( o ) ที่ผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินสามารถรับฟังได้ [17]

- \* — (เส้นบน) ระดับ 10%
- \* — (เส้นล่าง) ระดับ 90%
- o — ระดับเริ่มต้นการได้ยิน

รูปที่ 4.16 เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในรูปกราฟด้านล่างมีความเหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยมากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในรูปกราฟด้านบน โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในรูปกราฟด้านล่างมีช่วงความดังของสัญญาณเสียงส่วนใหญ่อยู่เหนือค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ผู้ป่วยสามารถรับฟังได้ ทั้งในช่วงความถี่ต่ำและความถี่สูง ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงในรูปกราฟด้านบนที่มีช่วงความดังของสัญญาณเสียงส่วนใหญ่อยู่เหนือค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ผู้ป่วยสามารถรับฟังได้ เฉพาะในช่วงความถี่สูงเท่านั้น

เนื่องจากในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ใช้การแสดงค่าระดับความดังในหน่วยเดซิเบล (dB) จึงต้องมีการกำหนดระดับอ้างอิง โดยเลือกให้ค่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณจากห้องเก็บเสียงเป็นระดับอ้างอิงของความดังระดับ 0 dB ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ โดยค่ากำลังของสัญญาณดังกล่าวเท่ากับ  $7.29681 \times 10^{-9}$  ดังนั้นการคำนวณค่าระดับความดังของสัญญาณเสียงในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ สามารถทำได้ดังสมการที่ 4.2

$$SPL(dB) = 10 \times \log_{10} \left( \frac{P_i}{P_0} \right) \quad (4.2)$$

$SPL(dB)$  คือ ระดับความดังของสัญญาณเสียง

$P_i$  คือ ค่ากำลังของสัญญาณเสียงที่ต้องการวัดระดับความดัง

โดยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้กำหนดให้  $P_i = A^2$  เมื่อ  $A$  เป็นแอมพลิจูดของสัญญาณเสียงที่ต้องการวัดระดับความดัง

$P_0$  คือ ค่ากำลังของสัญญาณจากห้องเก็บเสียง มีค่าเท่ากับ  $7.29681 \times 10^{-9}$

#### 4.1.8 การวัดสมรรถนะการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัว

ประสิทธิภาพการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัว จะพิจารณาจากค่า Weight Error Vector Norm (WEVN) ซึ่งนิยามได้ดังสมการที่ (4.3)

$$\text{WEVN}(n) = 10 \times \log_{10} \frac{\|\mathbf{f} - \mathbf{w}(n)\|^2}{\|\mathbf{f}\|^2} \quad (4.3)$$

เมื่อ  $\mathbf{w}(n) = [w_0(n) \ w_1(n) \ \dots \ w_{L-1}(n)]^T$  คือ เวกเตอร์สัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัว ณ เวลา  $n$  ที่มีความยาว  $L$

กราฟแสดงค่า WEVN จะสามารถแสดงประสิทธิภาพการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัว ในด้านอัตราการใช้ โดยดูจากความชันของกราฟ และในด้านความสามารถในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียง โดยจะเห็นว่า เมื่อสัมประสิทธิ์ของวงจรรองแบบปรับตัวมีค่าใกล้เคียงกับสัมประสิทธิ์ของวิถีป้อนกลับทางเสียง ค่า WEVN จะมีค่าน้อยลงซึ่งก็คือ วงจรรองแบบปรับตัวประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงได้อย่างถูกต้องนั่นเอง

#### 4.2 ผลการจำลองระบบ AFC ทั้งในผู้ป่วย 12 ท่าน

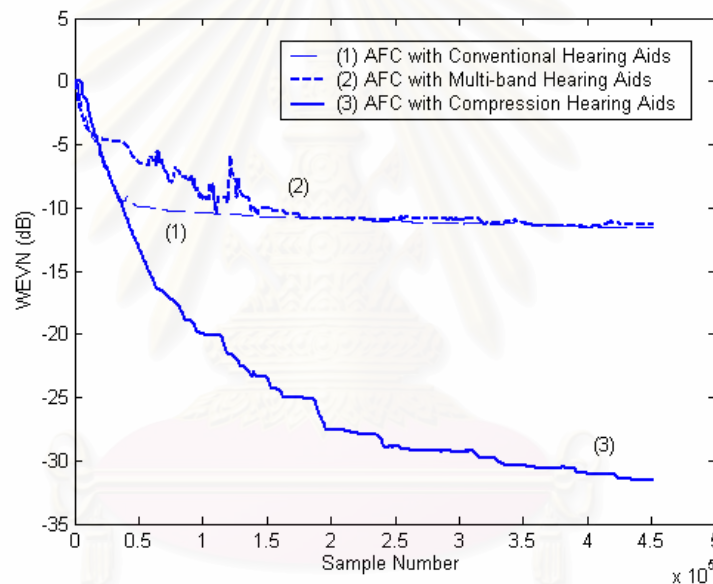
ในหัวข้อนี้จะเปรียบเทียบผลการจำลองระบบ AFC แยกตามกรณีสำหรับผู้ป่วยตัวอย่าง 12 ราย ที่มีลักษณะการสูญเสียการได้ยินที่ต่างกัันดังรายละเอียดในหัวข้อ 4.1.4 ในด้านประสิทธิภาพการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแต่ละแบบ โดยกำหนดให้ระบบ AFC ทุกแบบมีการใช้งานของการประวิงเวลาคงที่ขนาด 1.25 มิลลิวินาทีในวิธีไปหน้า และการประมาณเชิงเส้นไปข้างหน้าดังแสดงในรูปที่ 3.5 สำหรับค่าช่วงก้าว,  $\mu$ , ที่ใช้ในการจำลองระบบของผู้ป่วยแต่ละรายจะมีค่าไม่เท่ากัน โดยจะถูกปรับให้ได้ค่าที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยแต่ละราย ทั้งนี้ ในการจำลองระบบของผู้ป่วยแต่ละรายจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกเป็นการเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่สองประเภทคือเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย สำหรับส่วนที่สองเป็นการเปรียบเทียบผลของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดเพื่อหาจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟัง ซึ่งในการทดลองทั้งสองส่วนจะแสดงการเปรียบเทียบโดยค่า WEVN และพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงตามลำดับ นอกจากนี้ ในการจำลองระบบของผู้ป่วยแต่ละราย จะมีการใช้ค่าอัตราขยายที่ต่างกัันดังแสดงในหัวข้อ 4.1.7 เพื่อให้สอดคล้องกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินที่ไม่เหมือนกัน

#### 4.2.1 ผู้ป่วยหมายเลข 1

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 1 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 1

จากรูปที่ 4.17 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0034) จะได้ว่าวงจรรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-32\text{dB}$  เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ประมาณ  $-11\text{dB}$  ทั้งในกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย



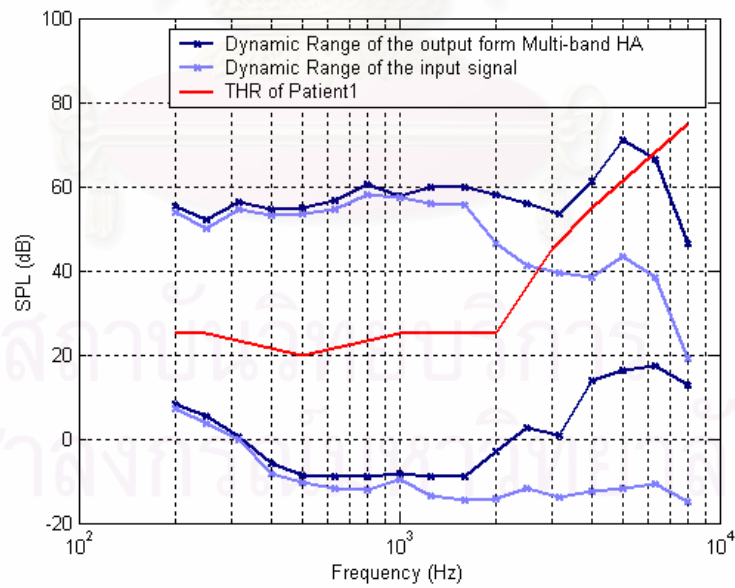
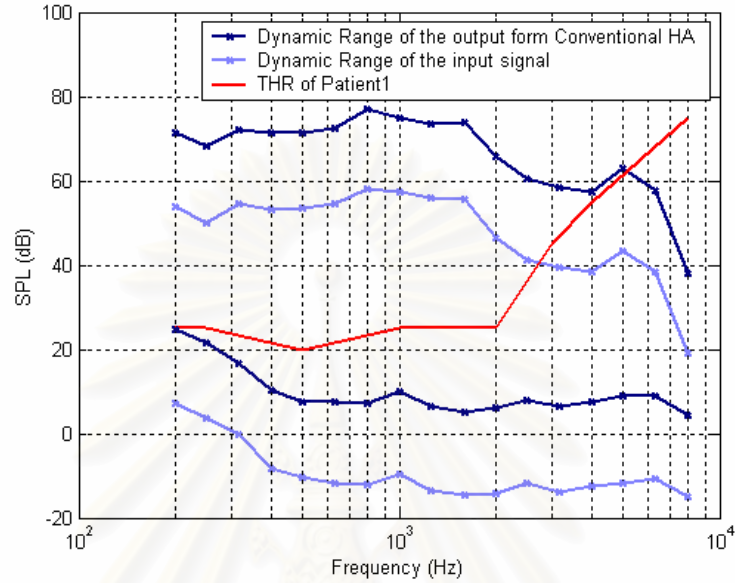
รูปที่ 4.17 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ

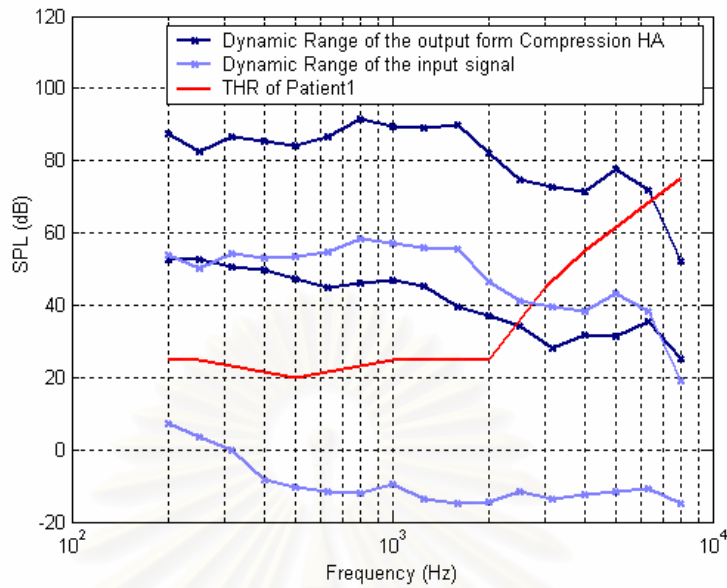
ในผู้ป่วยหมายเลข 1 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0034

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

นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของระบบ

AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 ประเภทในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 1 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.18





(ค)

รูปที่ 4.18 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 1 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 1 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

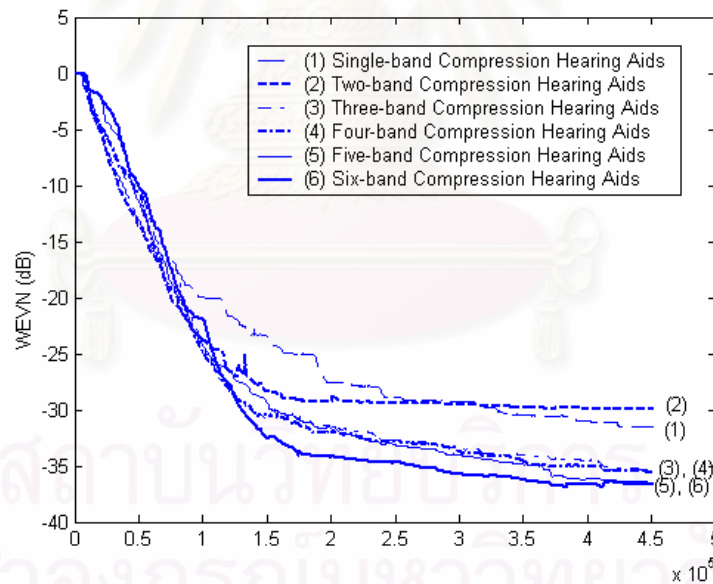
- (ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย
- (ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.18 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.18 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

**- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 1**

จากรูปที่ 4.19 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 1 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 และ 2 แถบความถี่ เป็น 3 แถบความถี่ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่ลดลงจาก -30dB และ -29dB เป็น -34dB แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนแถบความถี่เป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่าเป็น -34dB, -35dB และ -35dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.19 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 1 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0034

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่



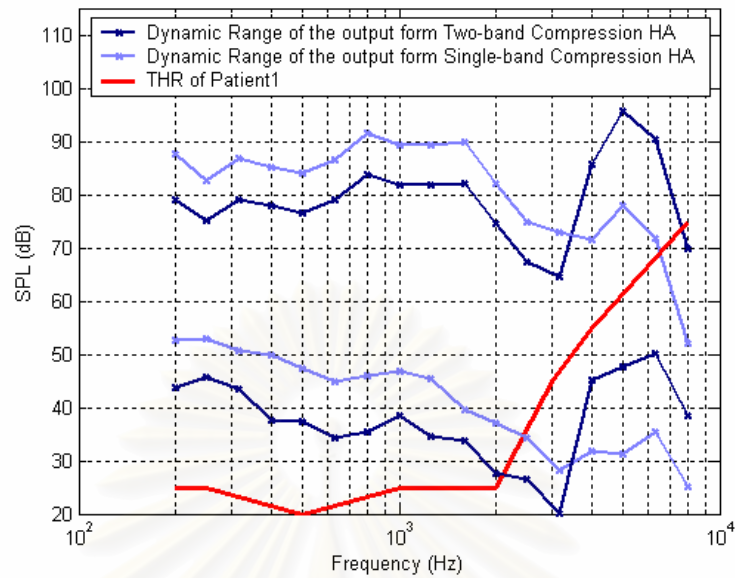
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

เมื่อพิจารณาถึงผลของจำนวนแถบความถี่ต่อประสิทธิภาพการประมวลผลวิธีป้อนกลับทางเสียงของวงจรแบบปรับตัว จะเห็นได้ว่าระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพตามจำนวนแถบความถี่ที่เพิ่มขึ้น แต่อย่างไรก็ตามปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งซึ่งส่งผลต่อการเลือกจำนวนแถบความถี่ ก็คือ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยแต่ละราย

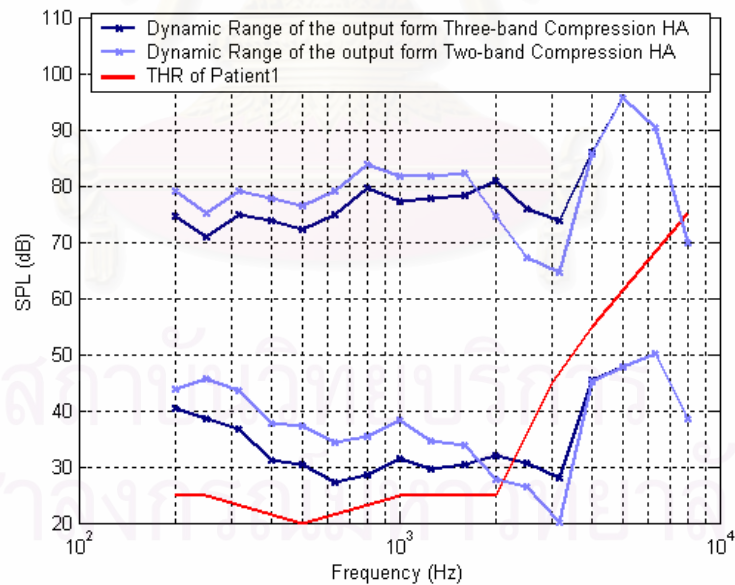
ในรูปที่ 4.20 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูง ซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำ ซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อย ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.21 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 1 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าเท่ากันในช่วงความถี่สูง แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิร์ตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิร์ตซ์ มากกว่าในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิร์ตซ์

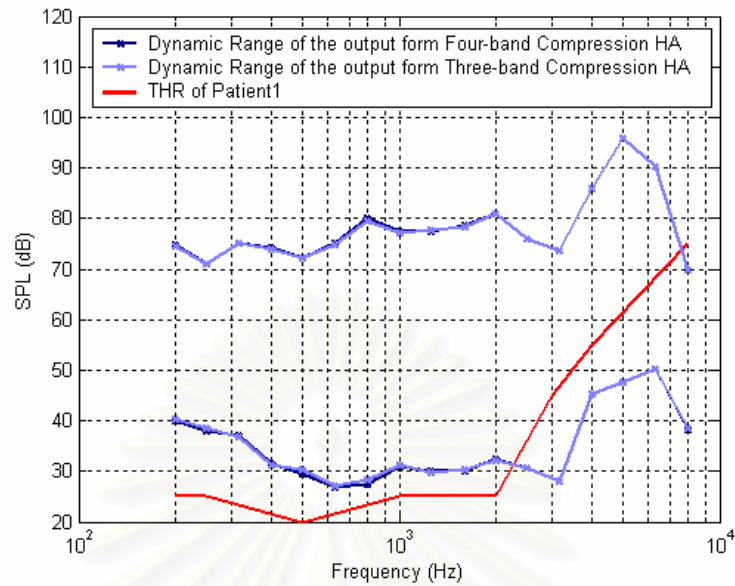
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.22, 4.23, และ 4.24 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 1 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



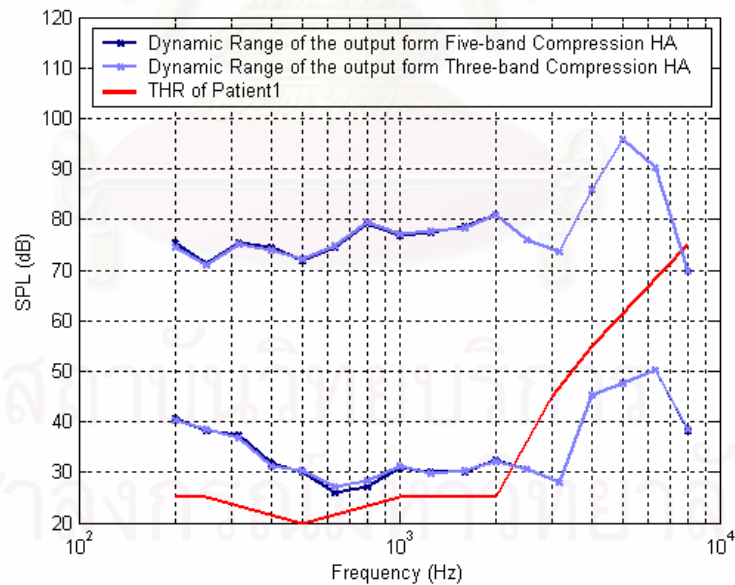
รูปที่ 4.20 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1



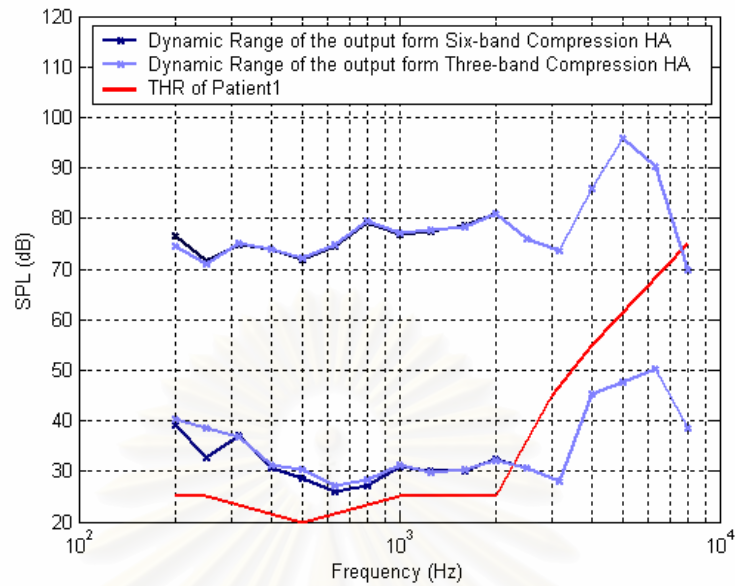
รูปที่ 4.21 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1



รูปที่ 4.22 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1



รูปที่ 4.23 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1



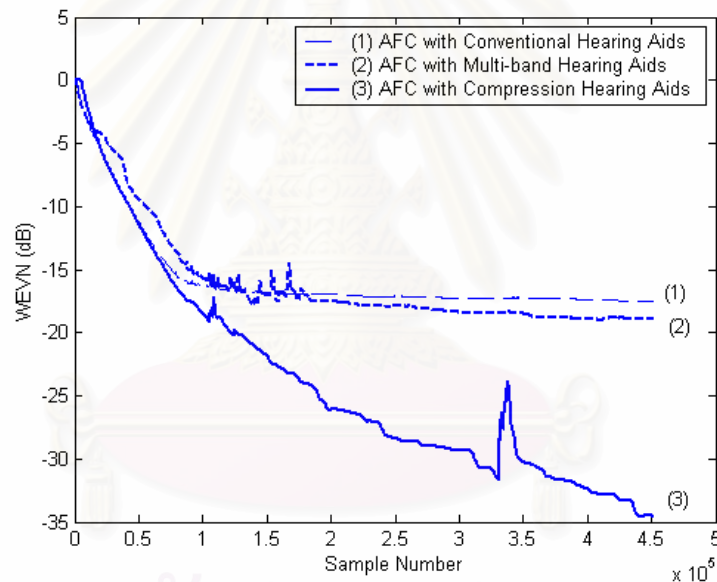
รูปที่ 4.24 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 1

#### 4.2.2 ผู้ป่วยหมายเลข 2

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 2 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลาง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 2

จากรูปที่ 4.25 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0025) จะได้ว่าวงจรรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-35$  dB เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ใกล้เคียงกันคือ  $-17$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-18$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย



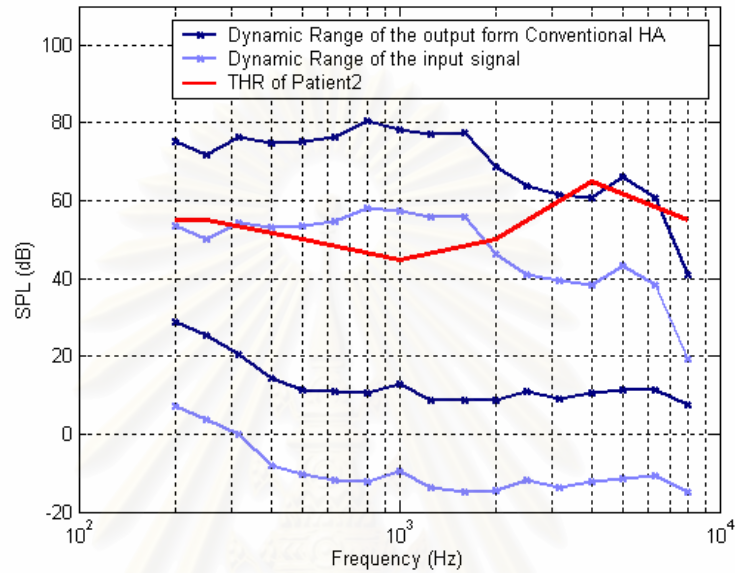
รูปที่ 4.25 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ

ในผู้ป่วยหมายเลข 2 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0025

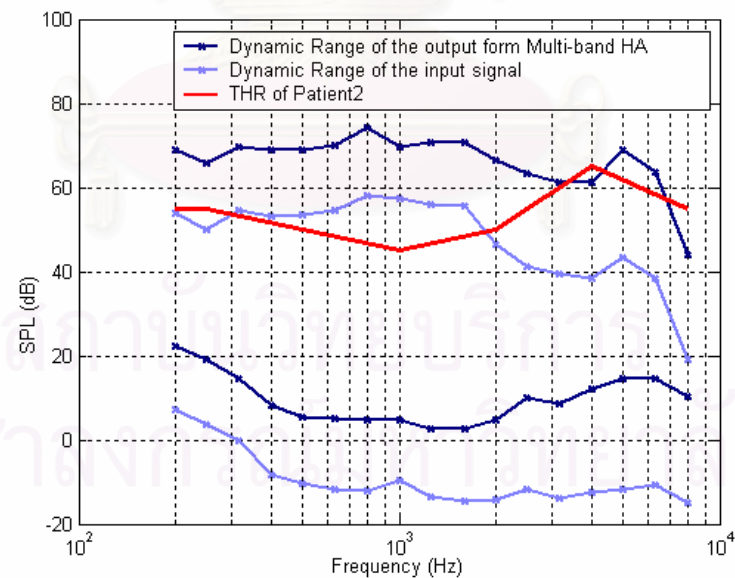
- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัวแล้ว พิสูจน์ผลวัดของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของ

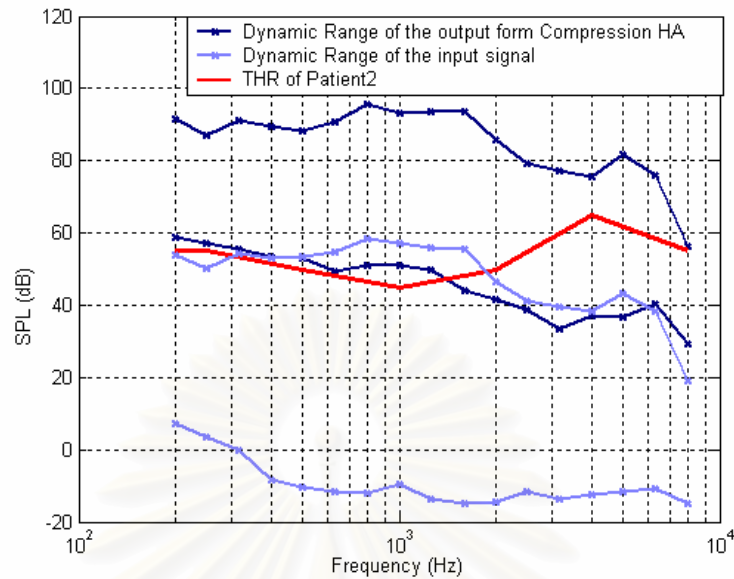
ผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 2 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.26



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.26 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 2 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 2 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

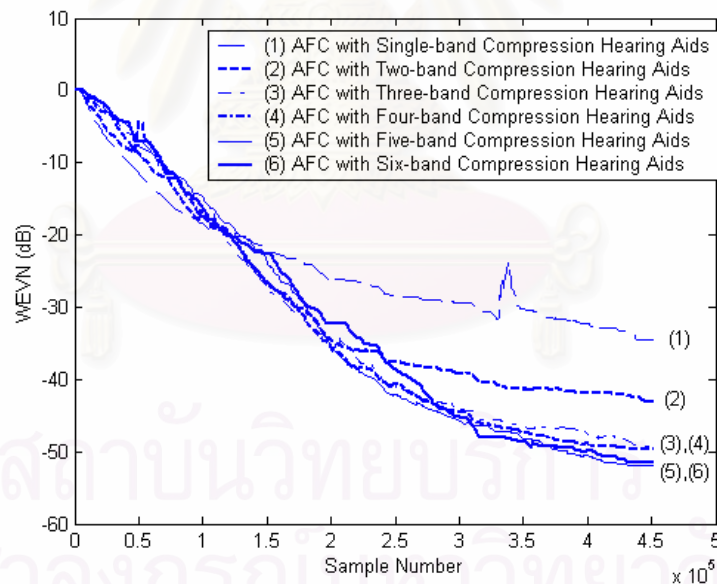
- (ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย
- (ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.26 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.26 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 2

จากรูปที่ 4.27 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 2 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีที่บ่อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 แถบความถี่ เป็น 2 แถบความถี่ และ 3 แถบความถี่ตามลำดับ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -32dB, -41dB และ -49dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีที่บ่อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนแถบความถี่เป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่าเป็น -49dB, -50dB และ -50 dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.27 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 2 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0025

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่

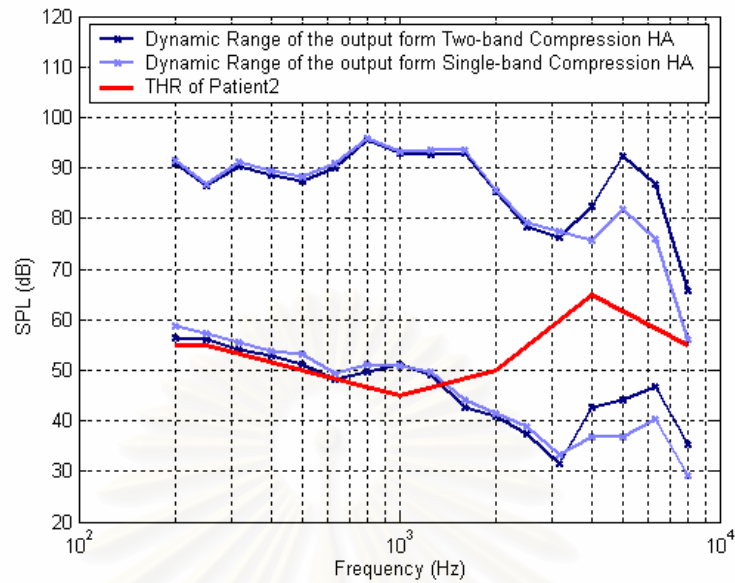


- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

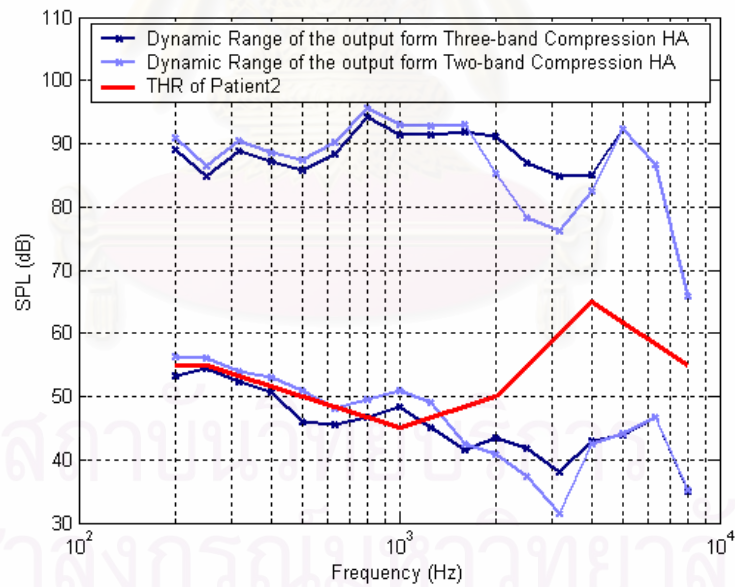
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 2 ในรูปที่ 4.28 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นเล็กน้อย ในช่วงความถี่สูง ซึ่งผู้ป่วยหมายเลข 2 มีระดับการสูญเสียการได้ยินสูงกว่าในช่วงความถี่ต่ำอยู่เล็กน้อย ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.29 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 2 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าใกล้เคียงกันมากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิร์ตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิร์ตซ์ มากกว่าในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิร์ตซ์ อยู่เล็กน้อย

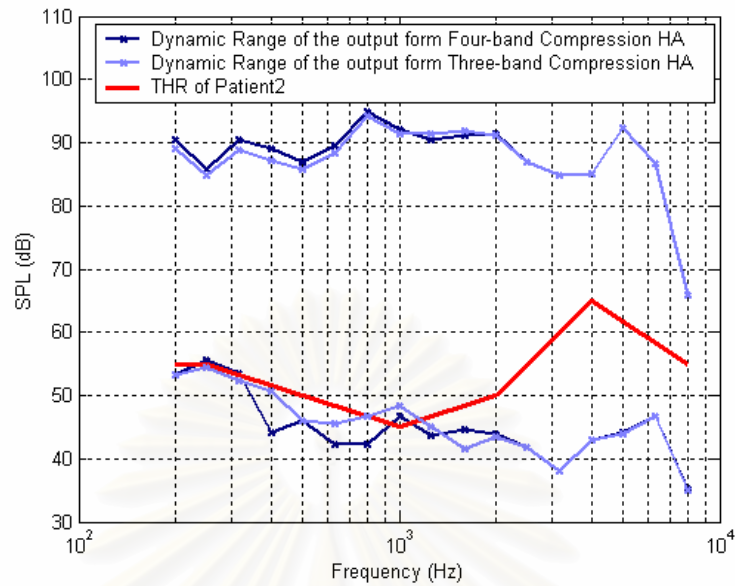
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.30, 4.31, และ 4.32 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมามีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 2 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



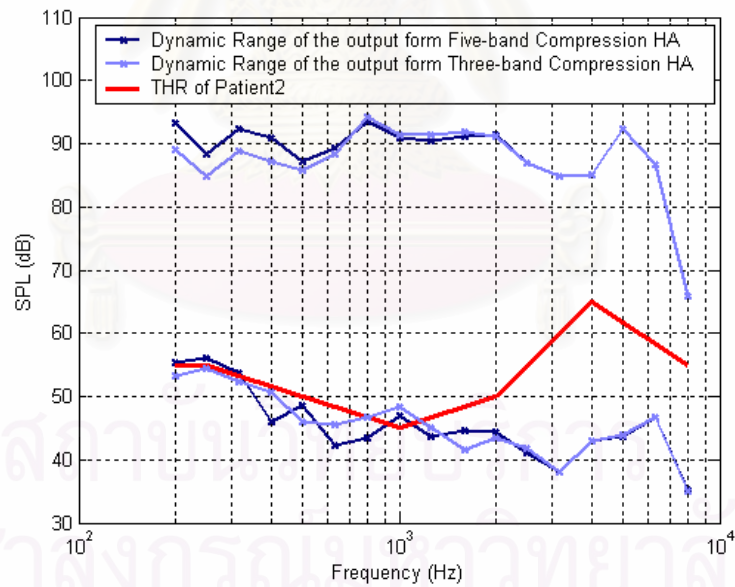
รูปที่ 4.28 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2



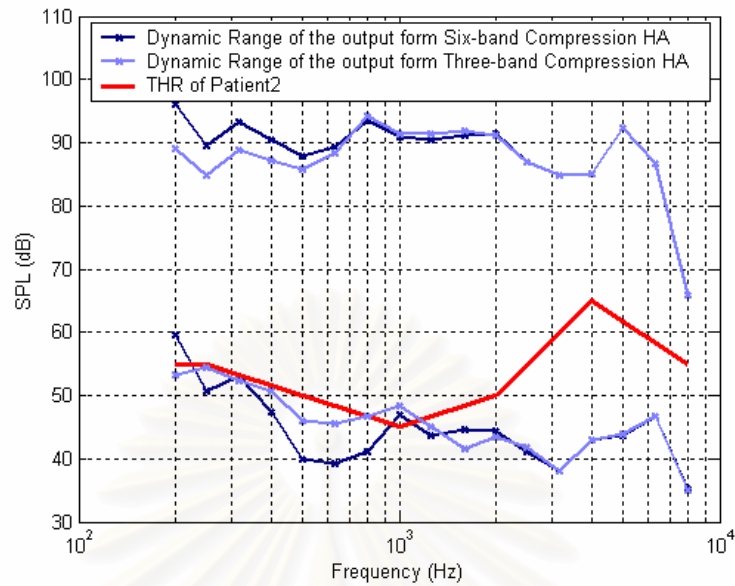
รูปที่ 4.29 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2



รูปที่ 4.30 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2



รูปที่ 4.31 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2



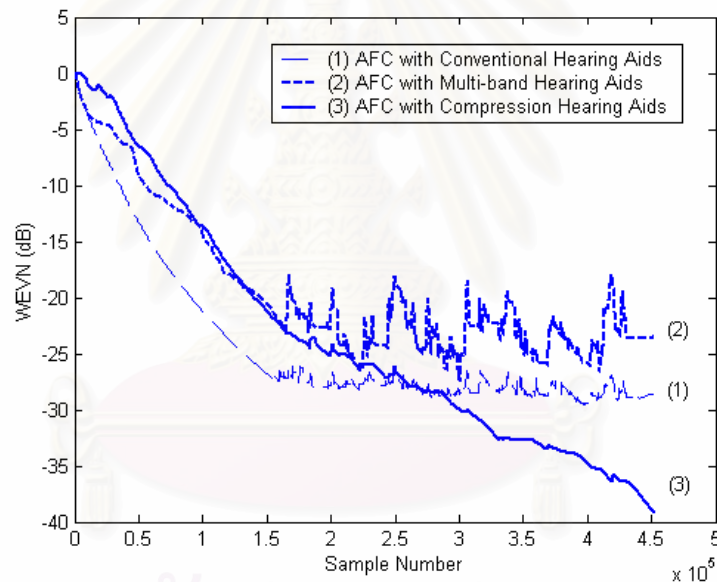
รูปที่ 4.32 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 2

### 4.2.3 ผู้ป่วยหมายเลข3

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข3 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลางถึงรุนแรง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข3

จากรูปที่ 4.33 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0023) จะได้ว่าวงจรรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-39\text{dB}$  เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN เป็น  $-23\text{ dB}$  ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ  $-28\text{ dB}$  ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม



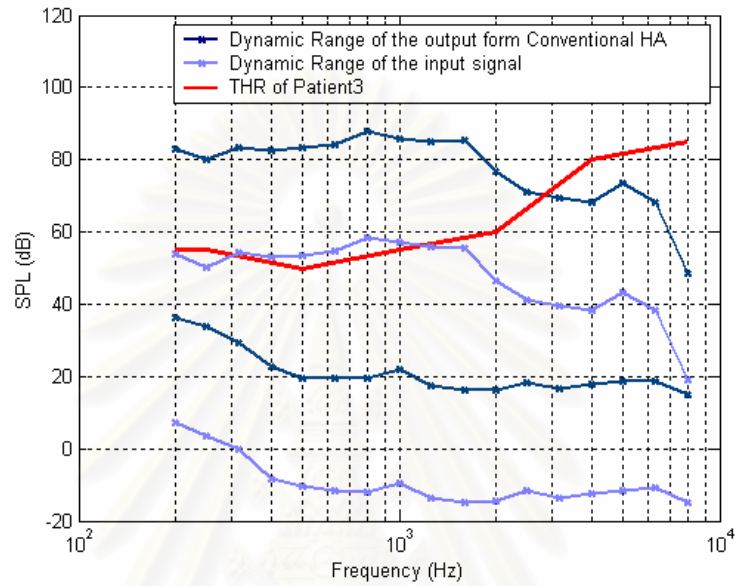
รูปที่ 4.33 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ

ในผู้ป่วยหมายเลข3 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0023

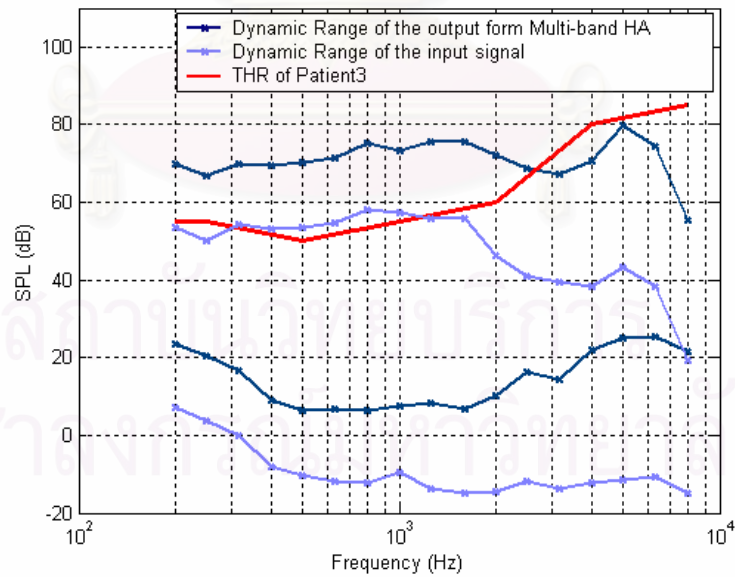
- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของ

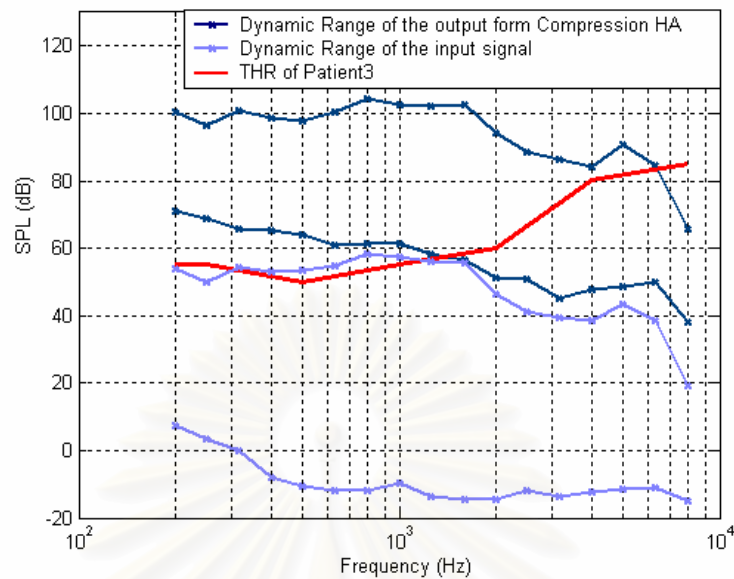
ผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข3 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.34



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.34 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3แบบของผู้ป่วยหมายเลข3 เมื่อเส้นที่ตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข3 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

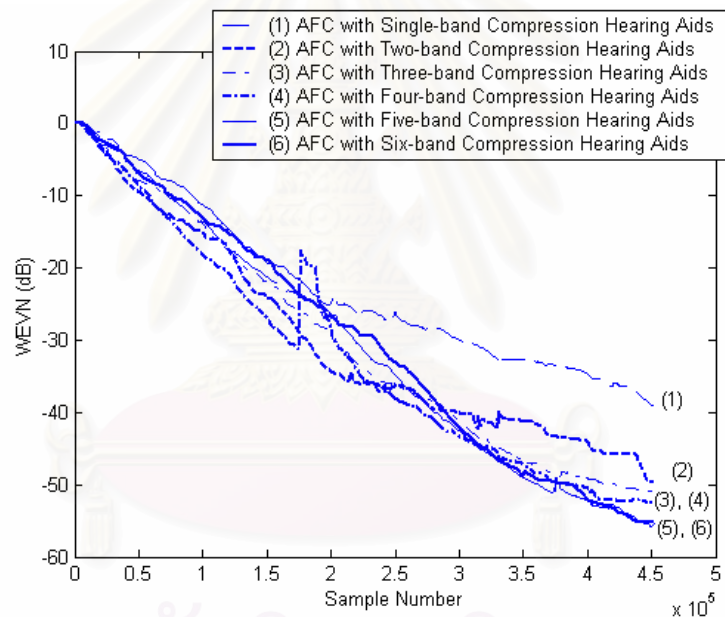
(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.34 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากระบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.34 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข3

จากรูปที่ 4.35 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข3 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 แถบความถี่ เป็น 2 แถบความถี่ และ 3 แถบความถี่ตามลำดับ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -38dB, -48dB และ -50dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนแถบความถี่เป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่าเป็น -50dB, -54dB และ -54 dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.35 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข3 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0023

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

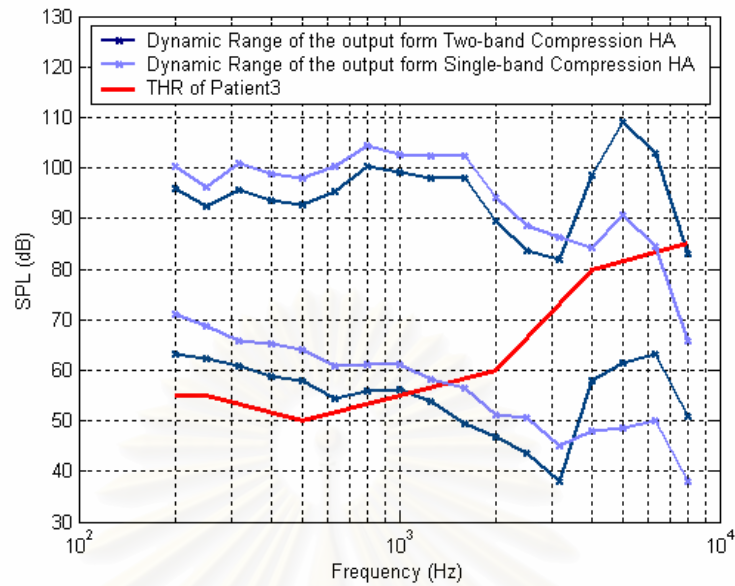


เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 3 ในรูปที่ 4.36 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้ มากกว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูงซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อย ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

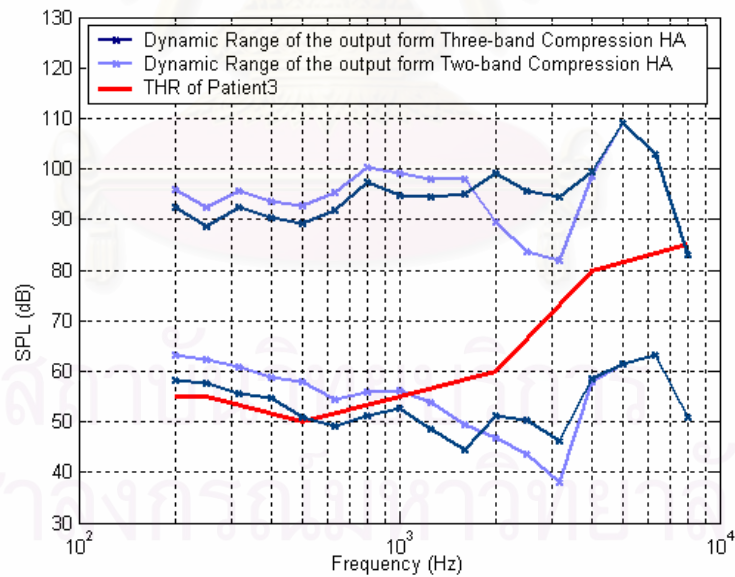
นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.37 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 3 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าใกล้เคียงกันมากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิรตซ์

อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.38, 4.39, และ 4.40 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมามีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 3 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด

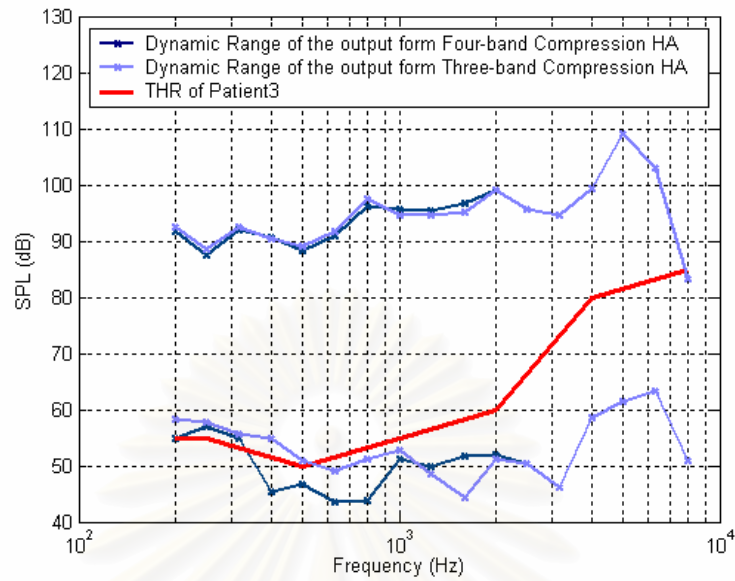
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



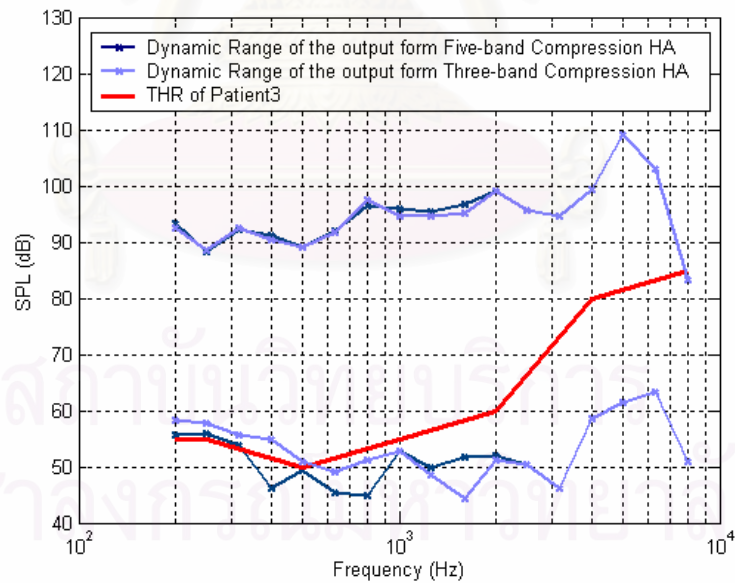
รูปที่ 4.36 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3



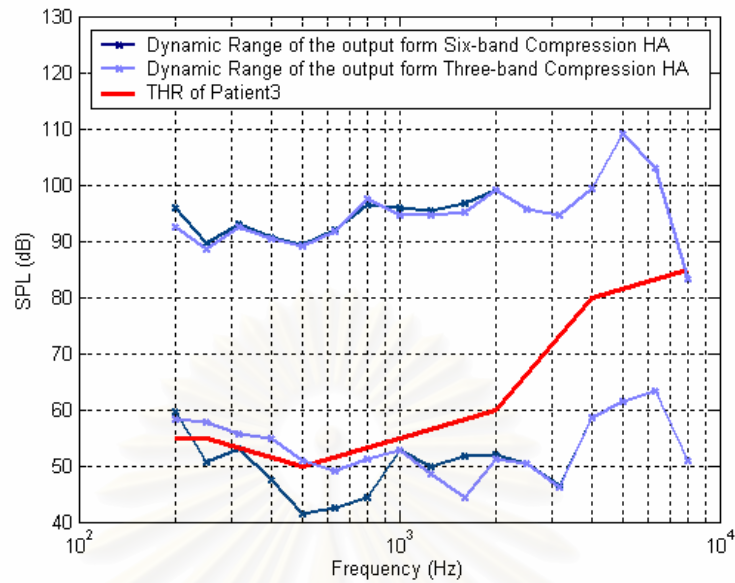
รูปที่ 4.37 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3



รูปที่ 4.38 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3



รูปที่ 4.39 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3



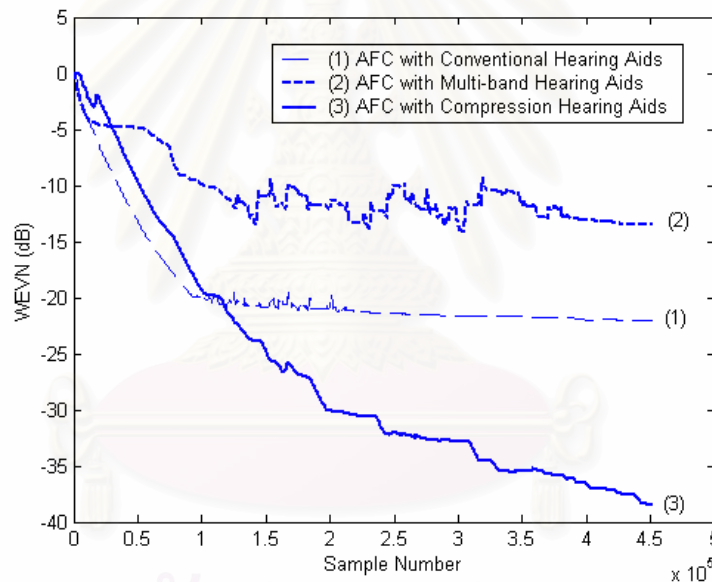
รูปที่ 4.40 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 3

#### 4.2.4 ผู้ป่วยหมายเลข 4

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 4 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 4

จากรูปที่ 4.41 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0028) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-39$  dB เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN เป็น  $-21$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-12$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย



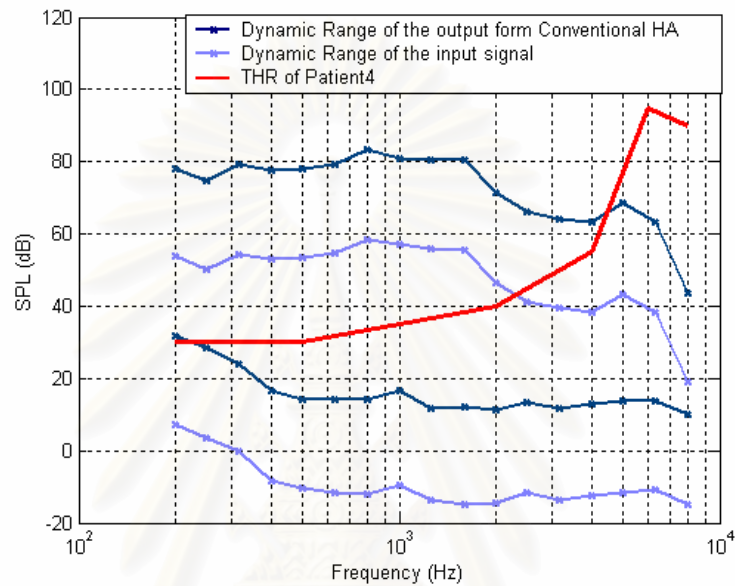
รูปที่ 4.41 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ

ในผู้ป่วยหมายเลข 4 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0028

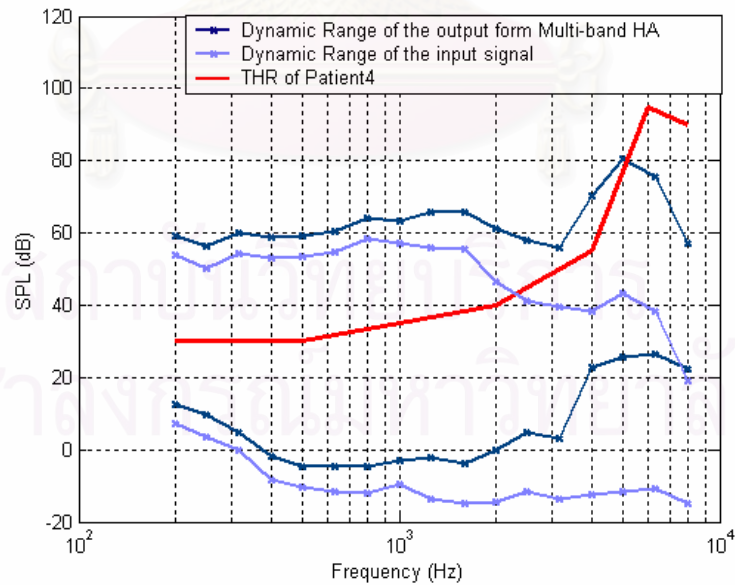
- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของ

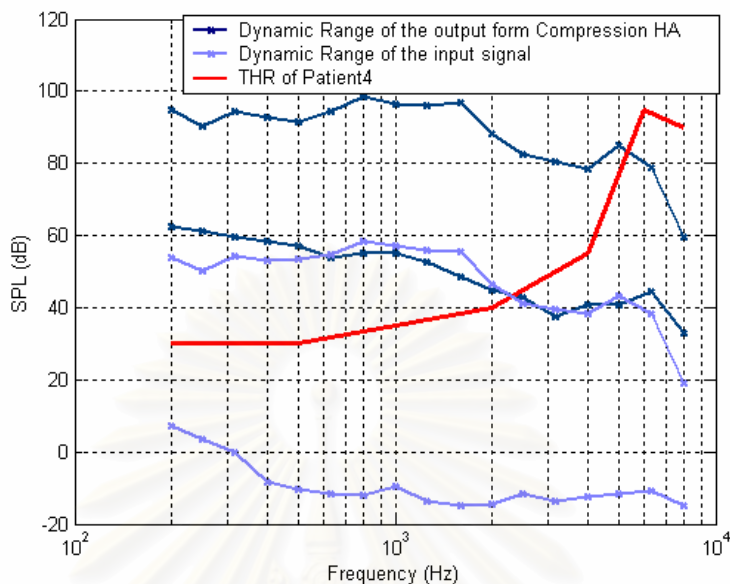
ผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข4 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.42



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.42 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3แบบของผู้ป่วยหมายเลข4 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข4 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

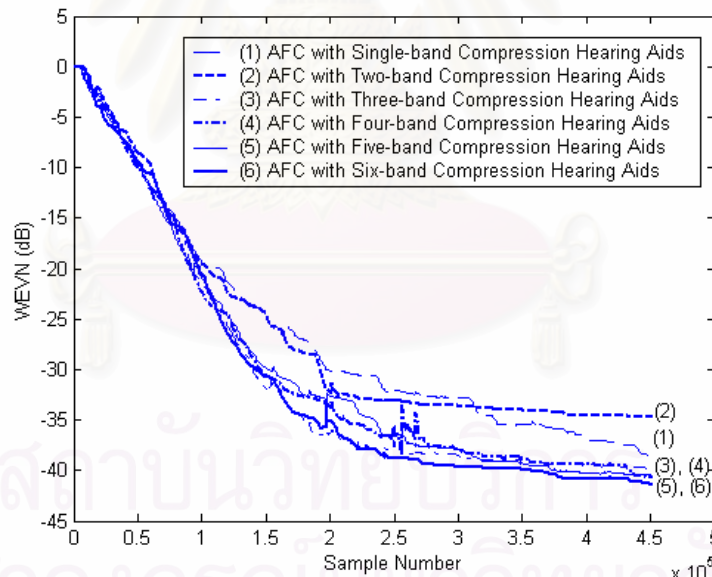
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.42 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบช่วยฟังแบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากระบบช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.42 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 4

จากรูปที่ 4.43 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 4 จะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ 1 แถบความถี่ วงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากกว่าเมื่อใช้ 2 แถบความถี่ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -38dB และ -34dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงจะดีขึ้นเมื่อใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่า WEVN เป็น -40dB ซึ่งใกล้เคียงกับกรณีใช้ 4, 5, และ 6 แถบความถี่ที่มีค่า WEVN เป็น -40dB, -40dB และ -39 dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.43 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 4 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0028

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่

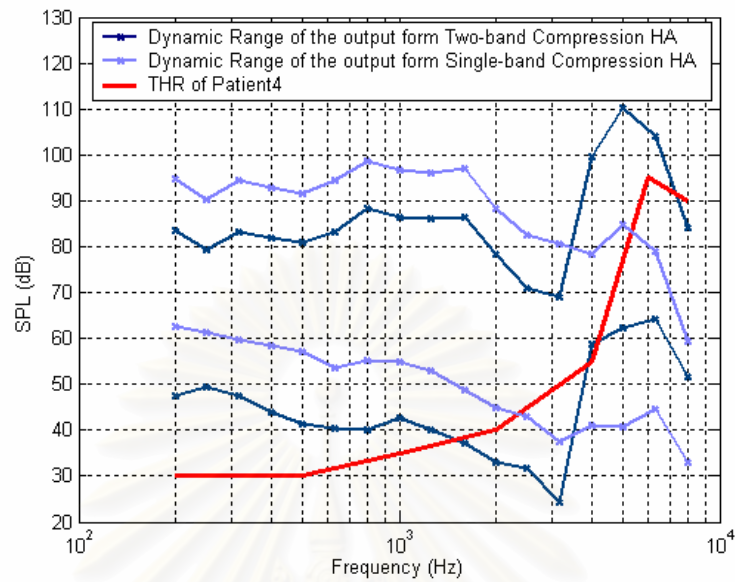


- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

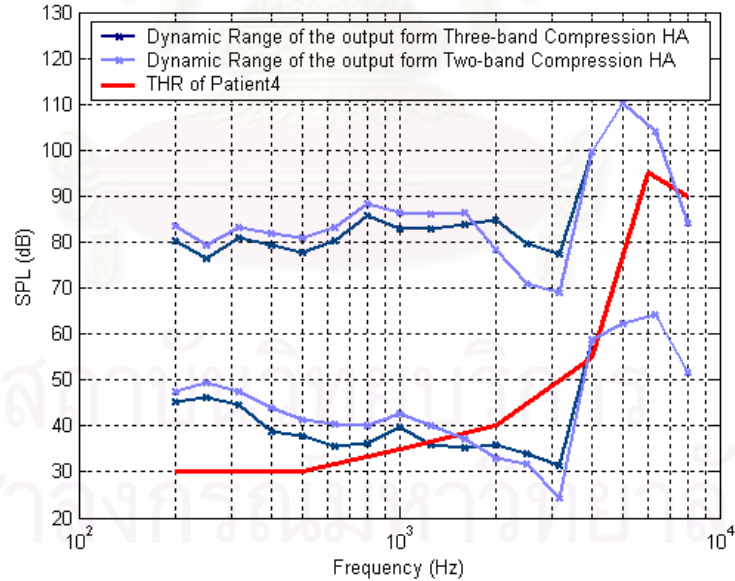
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 4 ในรูปที่ 4.44 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้ มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูงซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อย ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.45 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 4 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าใกล้เคียงกันมากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิรตซ์

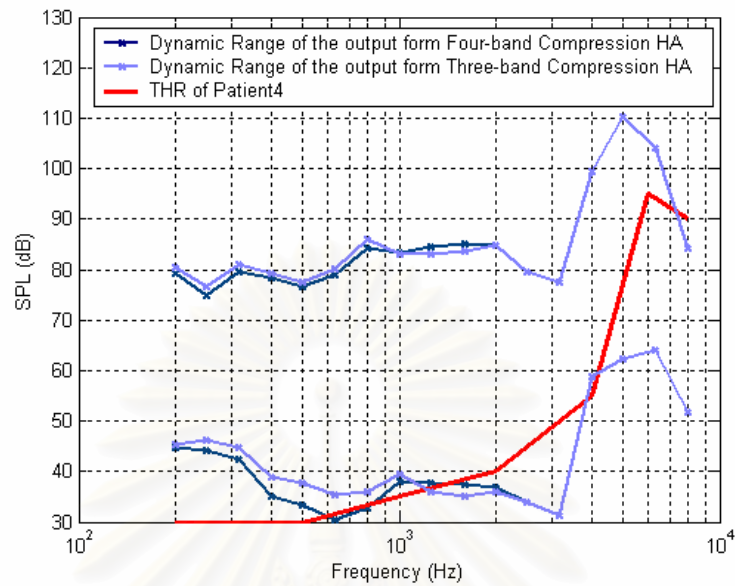
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.46, 4.47, และ 4.48 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 4 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



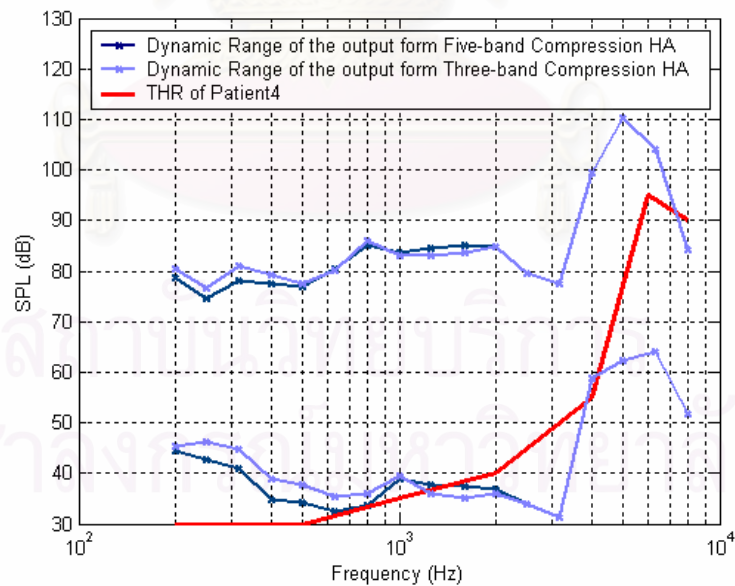
รูปที่ 4.44 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4



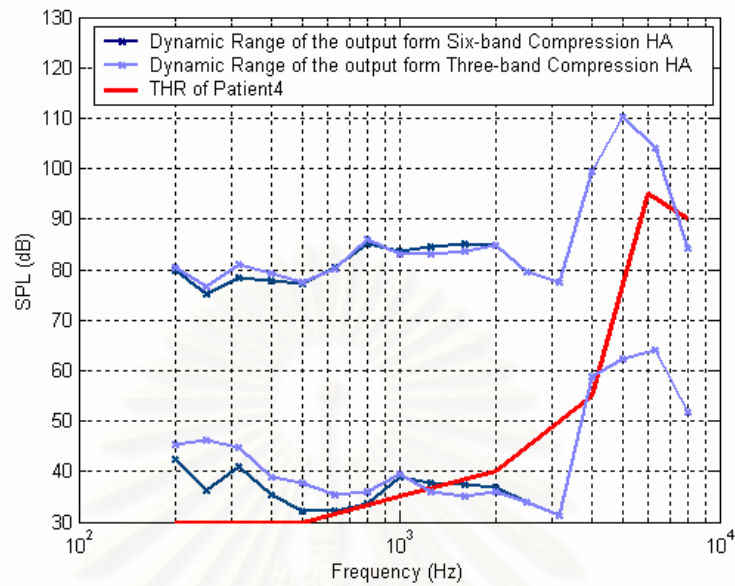
รูปที่ 4.45 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4



รูปที่ 4.46 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4



รูปที่ 4.47 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4



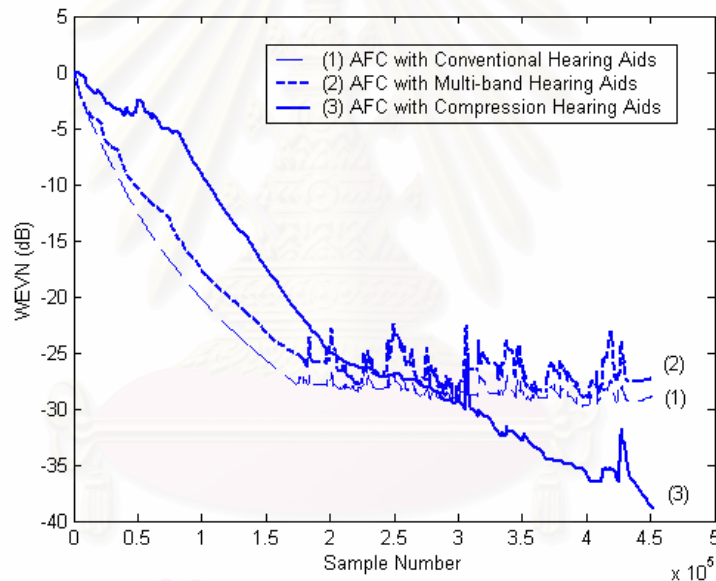
รูปที่ 4.48 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 4

#### 4.2.5 ผู้ป่วยหมายเลข 5

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 5 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลางถึงรุนแรง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 5

จากรูปที่ 4.49 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0021) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-39\text{dB}$  เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ใกล้เคียงกันคือ  $-28\text{dB}$  ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-27\text{dB}$  ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย



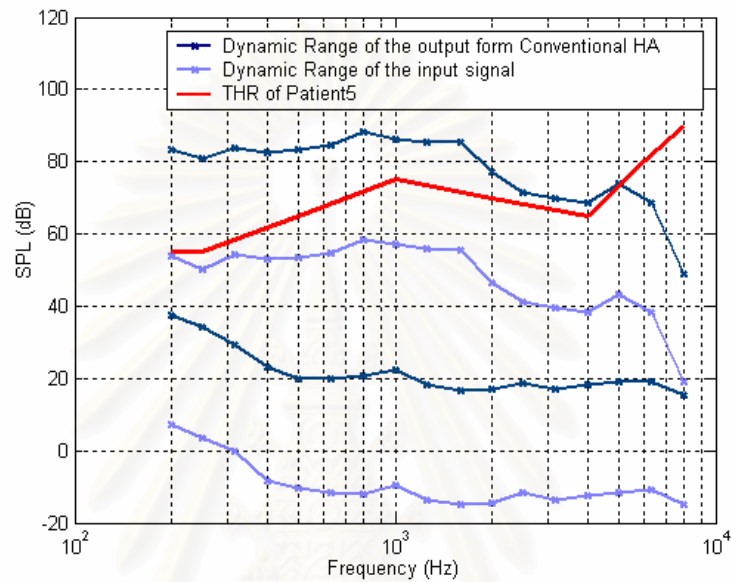
รูปที่ 4.49 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ

ในผู้ป่วยหมายเลข 5 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0021

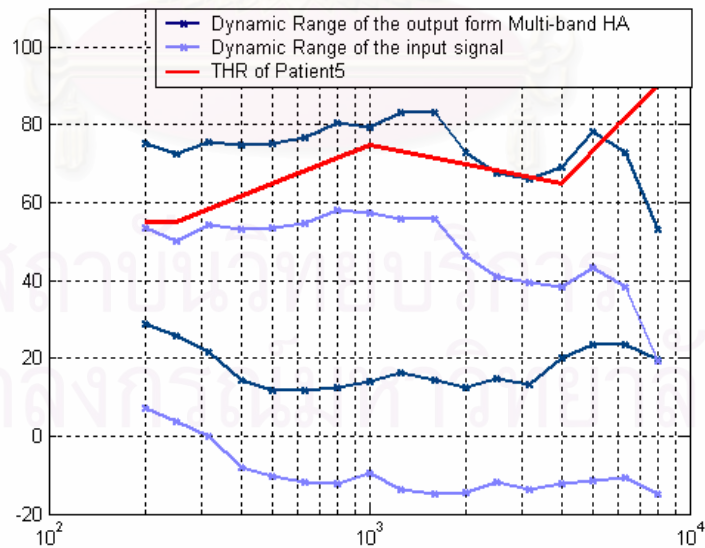
- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของ

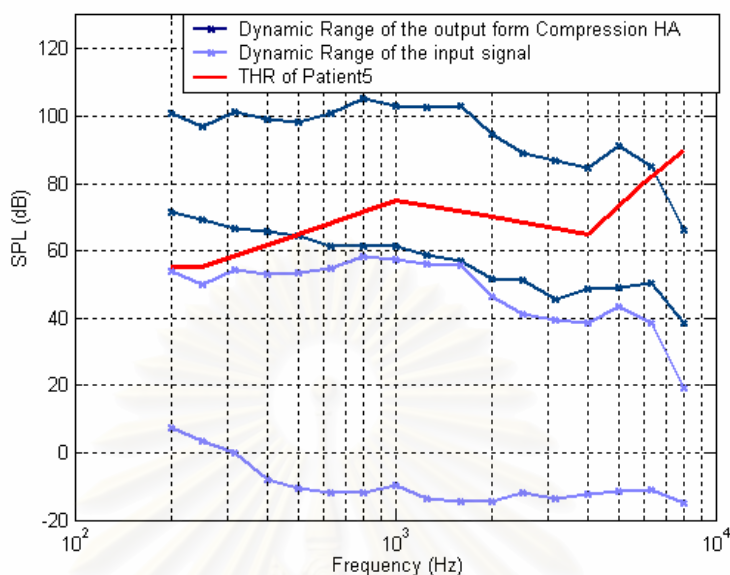
ผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 5 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.50



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.50 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 5 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 5 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

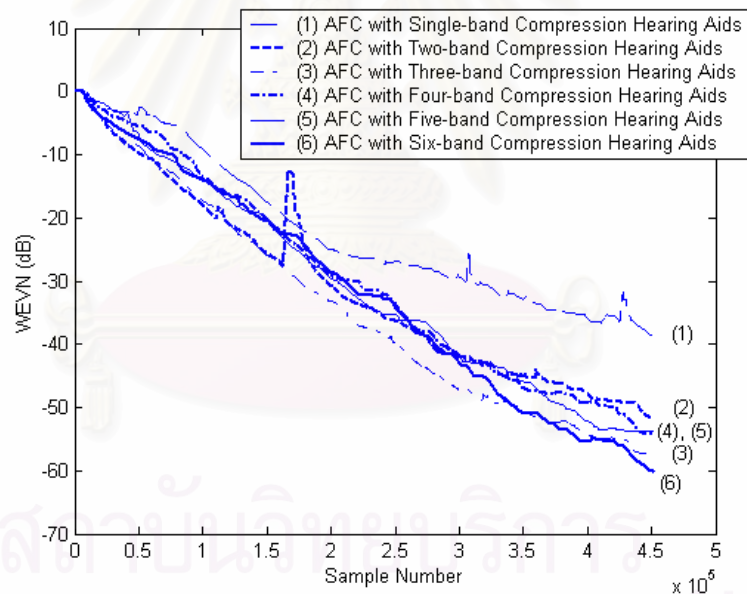
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.50 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.50 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

### การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย

จากรูปที่ 4.51 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 5 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวจะมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่ใกล้เคียงกัน เมื่อจำนวนแถบความถี่ที่ใช้เป็น 2, 3, 4, 5, และ 6 แถบความถี่ คือมีค่า WEVN เท่ากับ -49dB, -55dB, -53dB, -53dB และ -59dB ตามลำดับ โดยจะมีความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงน้อยที่สุดเมื่อใช้ 1 แถบความถี่ โดยมีค่า WEVN เป็น -38dB



รูปที่ 4.51 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 5 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0021

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่

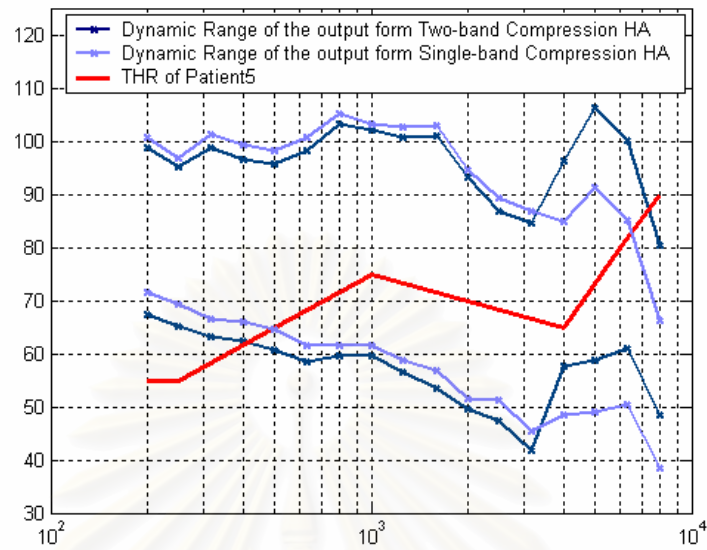


- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่  
 (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

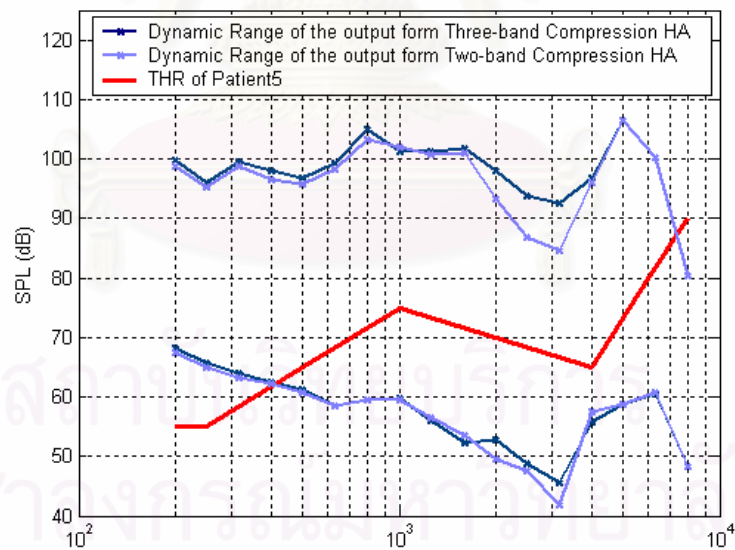
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 5 ในรูปที่ 4.52 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นเล็กน้อย ในช่วงความถี่สูง ซึ่งผู้ป่วยหมายเลข 5 มีระดับการสูญเสียการได้ยินสูงกว่าในช่วงความถี่ต่ำอยู่เล็กน้อย ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.53 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 5 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าใกล้เคียงกันมากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 1,000 – 4,000 เฮิรตซ์ มากกว่าในช่วงความถี่ต่ำอยู่เล็กน้อย

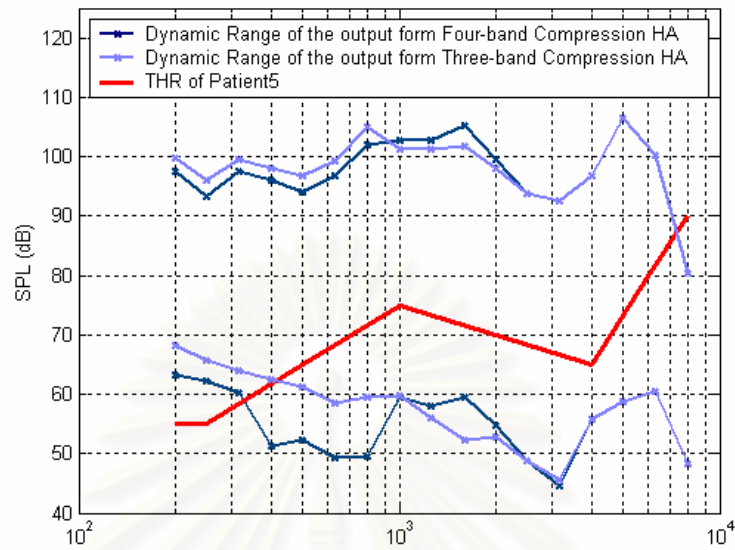
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.54, 4.55, และ 4.56 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 5 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



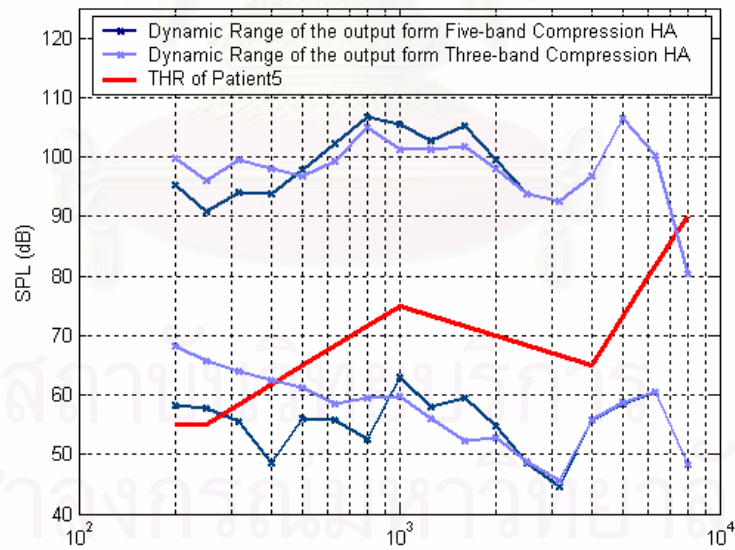
รูปที่ 4.52 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5



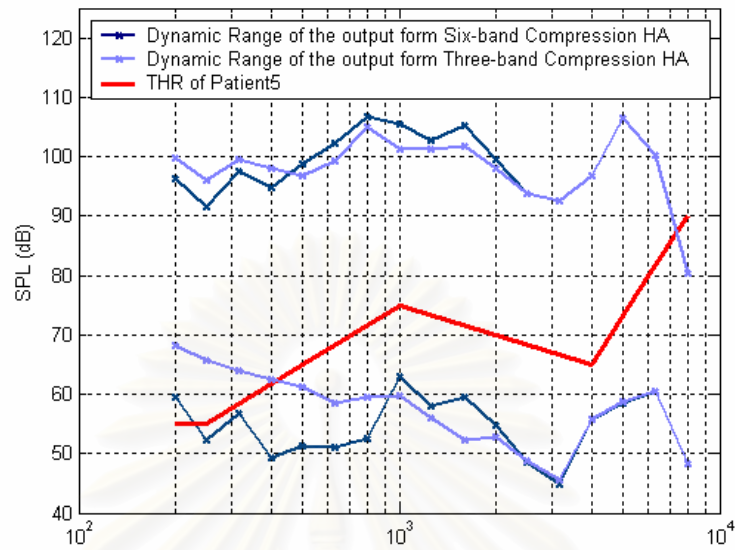
รูปที่ 4.53 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5



รูปที่ 4.54 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5



รูปที่ 4.55 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5



รูปที่ 4.56 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 5

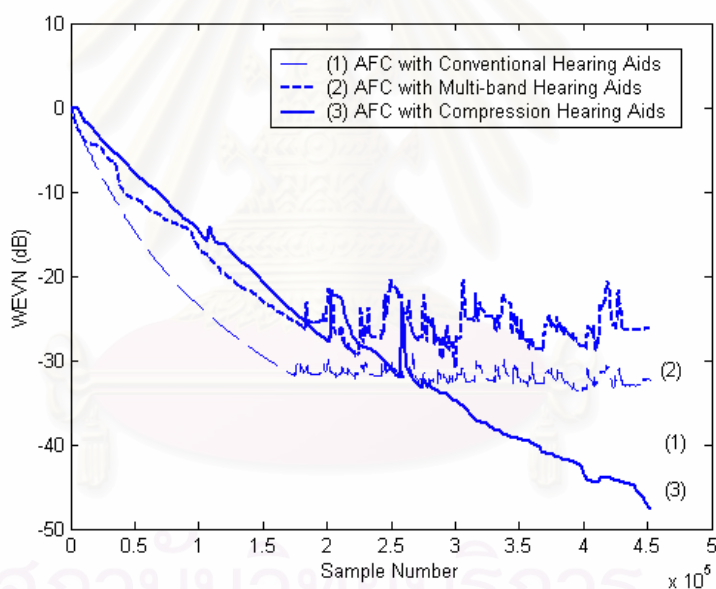
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

#### 4.2.6 ผู้ป่วยหมายเลข 6

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 6 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลางถึงรุนแรง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 6

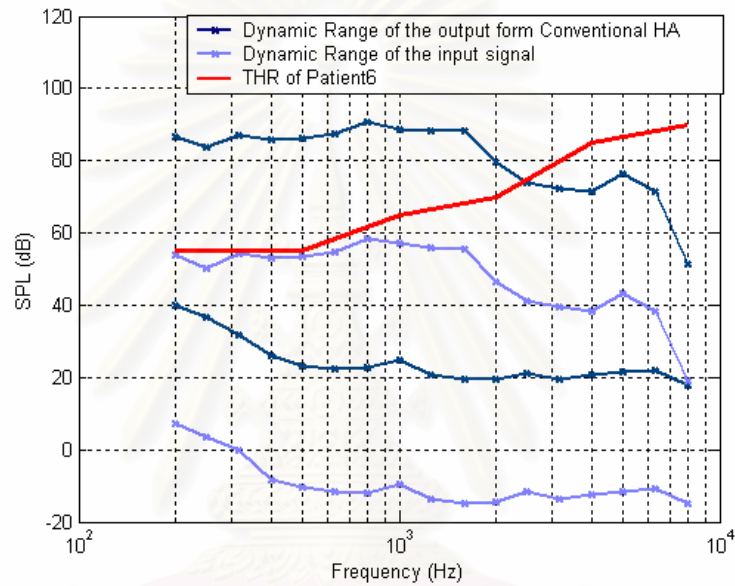
จากรูปที่ 4.57 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจนระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0024) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-37$  dB เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN เป็น  $-32$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-26$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย



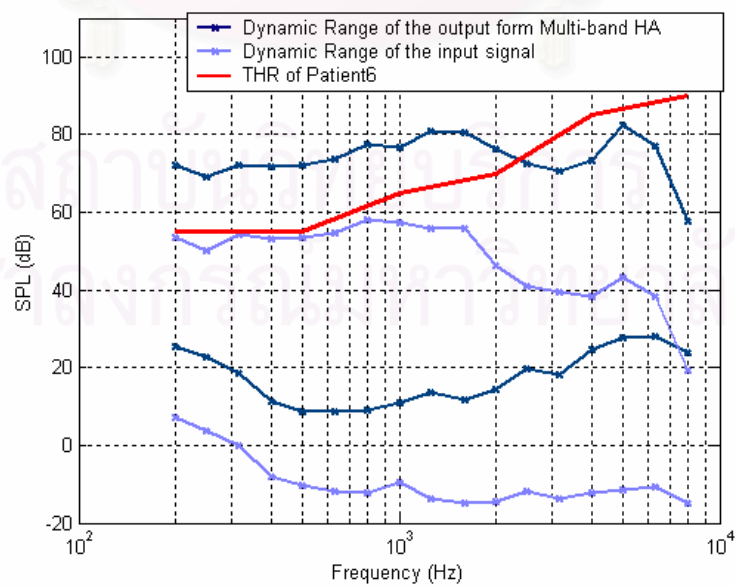
รูปที่ 4.57 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 6 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0024

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

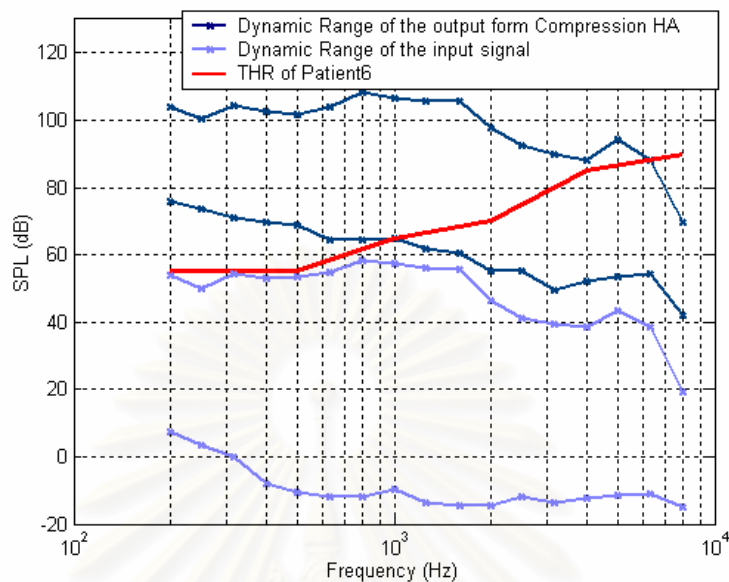
นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 6 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.58



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.58 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3แบบของผู้ป่วยหมายเลข6 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข6 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

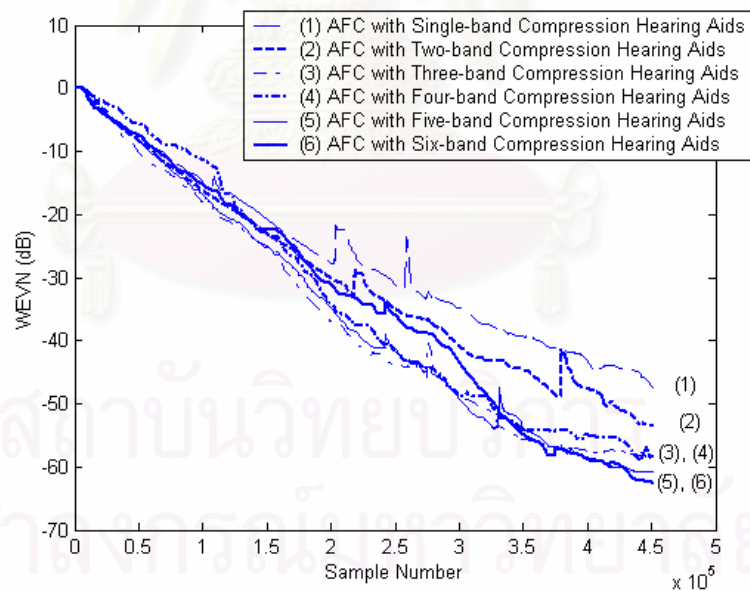
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.58 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบช่วยฟังแบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากระบบช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.58 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

**- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 6**

จากรูปที่ 4.59 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 6 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีบ่อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 แถบความถี่ เป็น 2 แถบความถี่ และ 3 แถบความถี่ตามลำดับ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -46dB, -52dB และ -57dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีบ่อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนแถบความถี่เป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่าเป็น -57dB, -59dB และ -60dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.59 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 6 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0024

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่

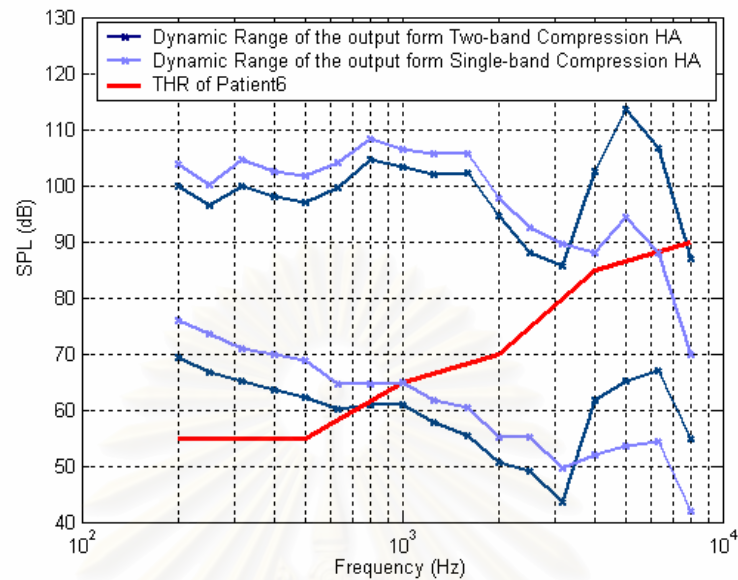


- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

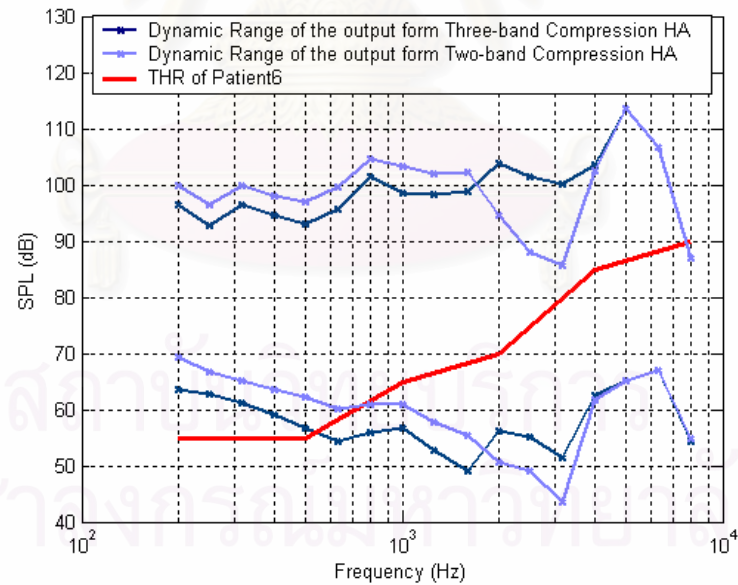
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 6 ในรูปที่ 4.60 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้ มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูงซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อยเมื่อเทียบกับช่วงความถี่สูง ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.61 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 6 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าใกล้เคียงกันมากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิรตซ์

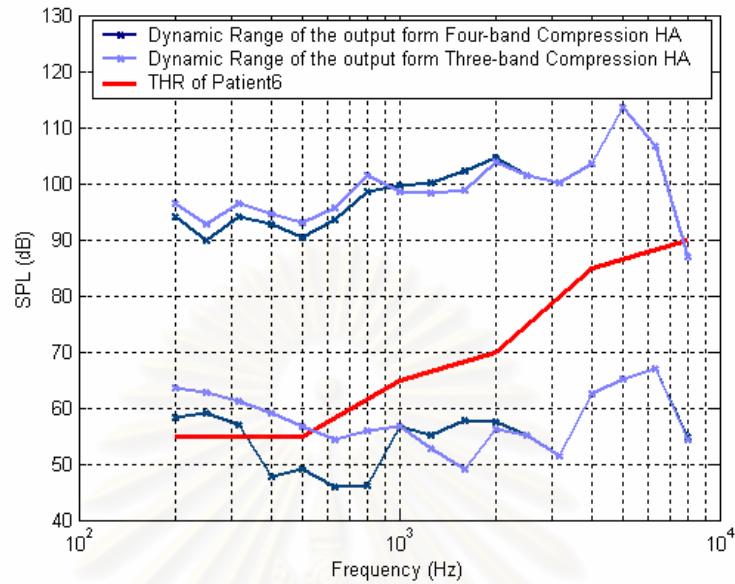
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.62, 4.63, และ 4.64 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมามีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 6 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



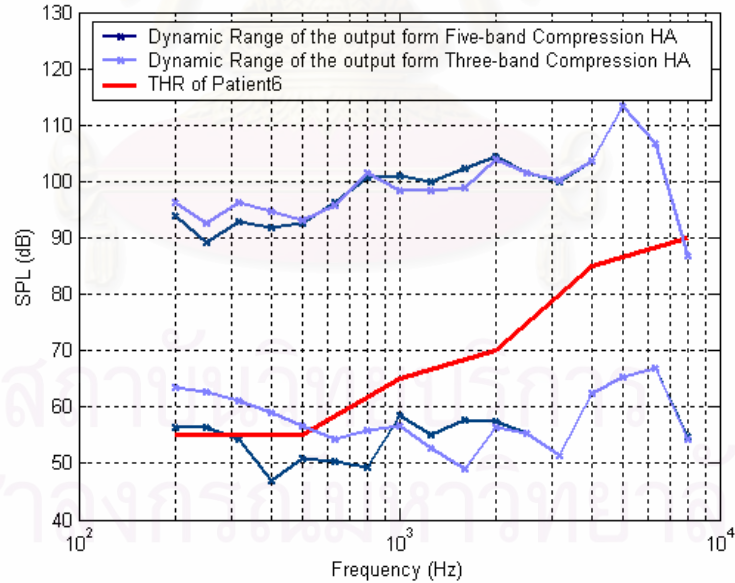
รูปที่ 4.60 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6



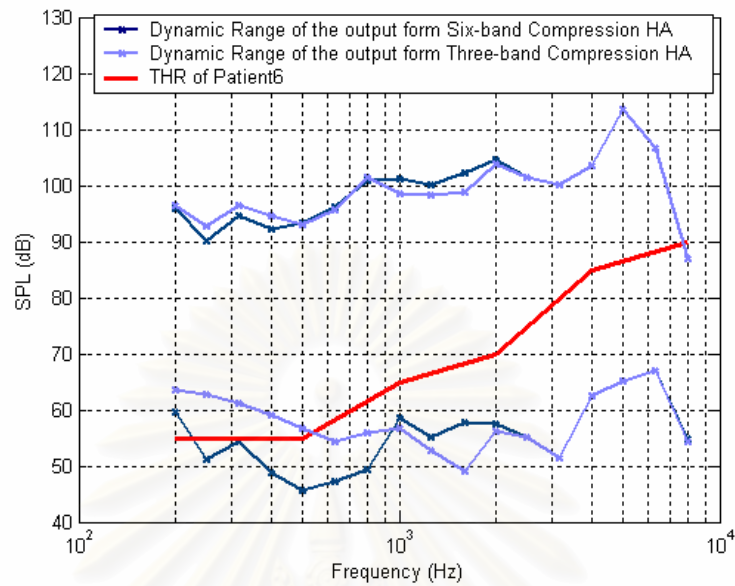
รูปที่ 4.61 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6



รูปที่ 4.62 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6



รูปที่ 4.63 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6



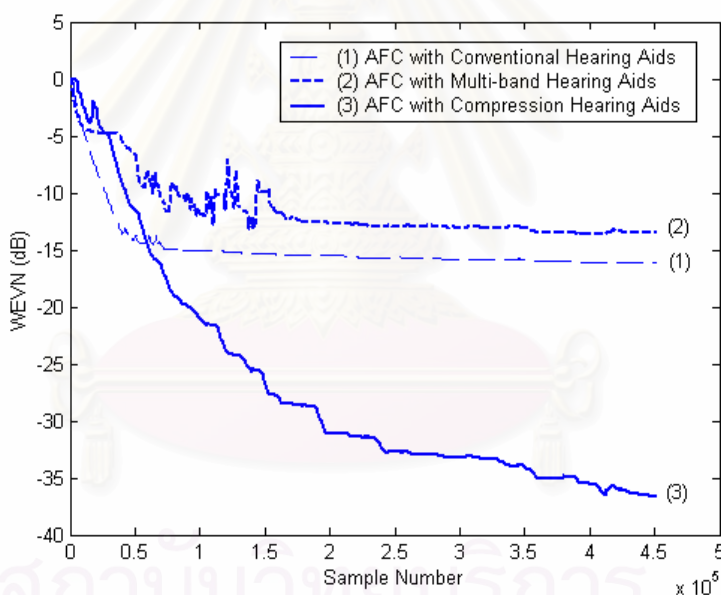
รูปที่ 4.64 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 6

#### 4.2.7 ผู้ป่วยหมายเลข 7

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 7 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 7

จากรูปที่ 4.65 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0044) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-37$  dB เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN เป็น  $-15$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-13$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

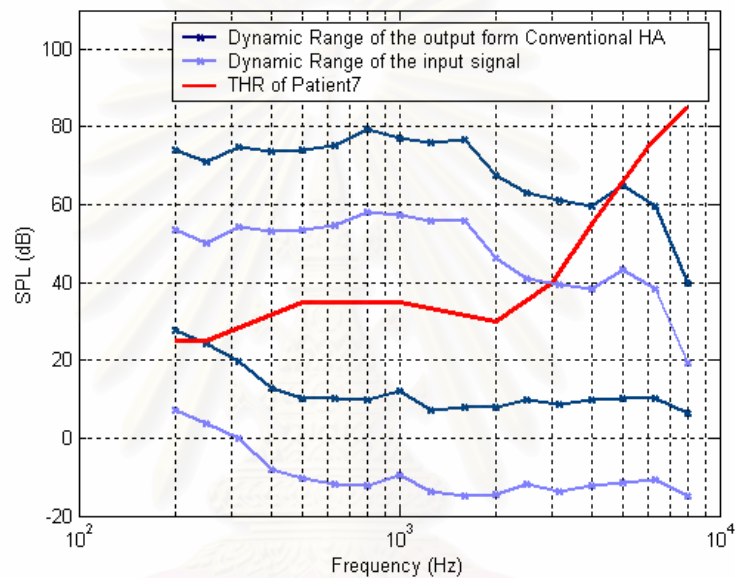


รูปที่ 4.65 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ

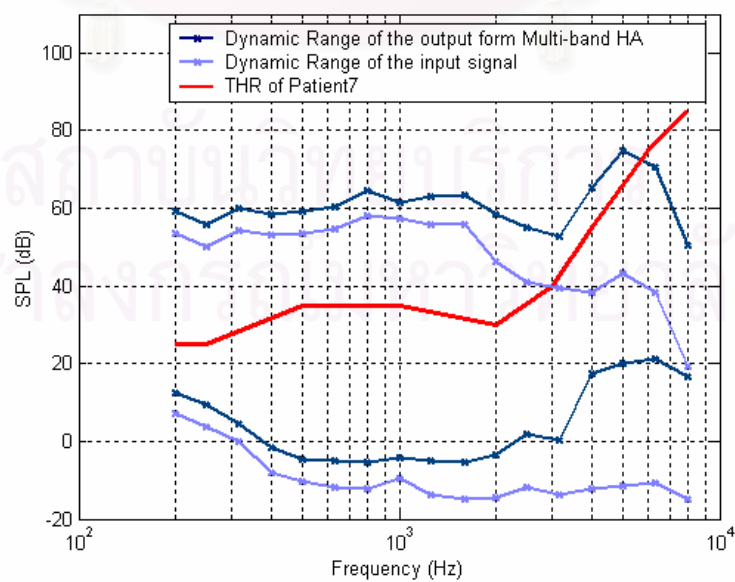
ในผู้ป่วยหมายเลข 7 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น เป็น 0.0044

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

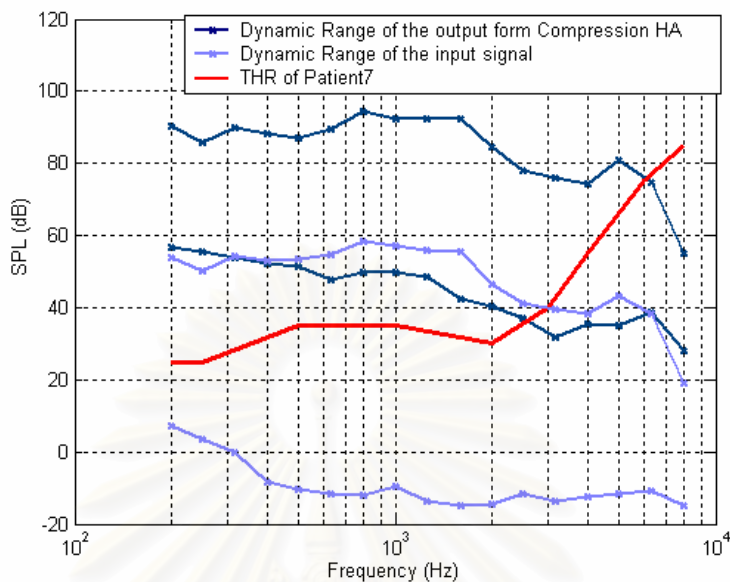
นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 7 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.66



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.66 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 7 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 7 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

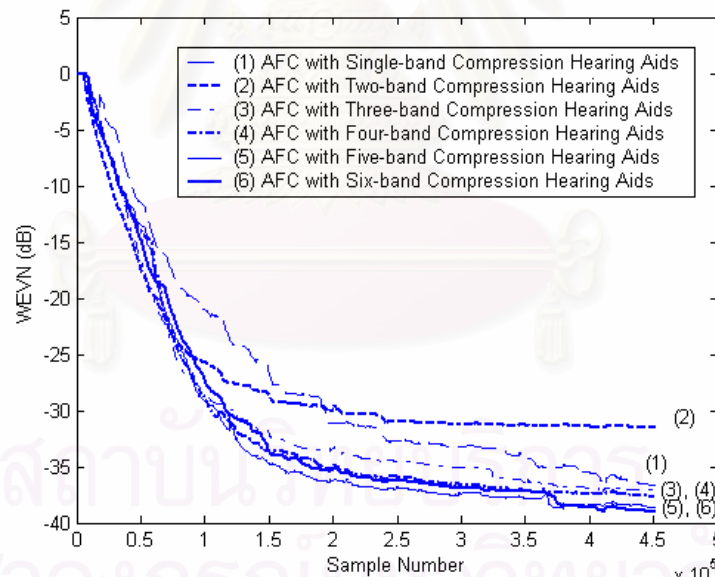
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.66 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบช่วยฟังแบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากระบบช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.66 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 7

จากรูปที่ 4.67 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 7 จะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ 1 แถบความถี่ วงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากกว่าเมื่อใช้ 2 แถบความถี่ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -35dB และ -30dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงเมื่อใช้ 3 แถบความถี่กลับดีกว่าเมื่อใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่า WEVN เป็น -36dB ซึ่งใกล้เคียงกับกรณีใช้ 4, 5, และ 6 แถบความถี่ที่มีค่า WEVN เป็น -36dB, -38dB และ -38dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.67 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 7 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0044

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่

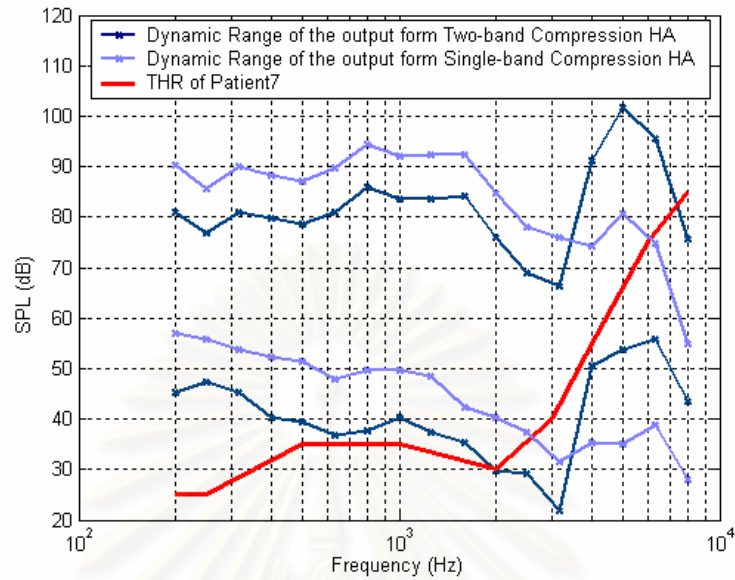


- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

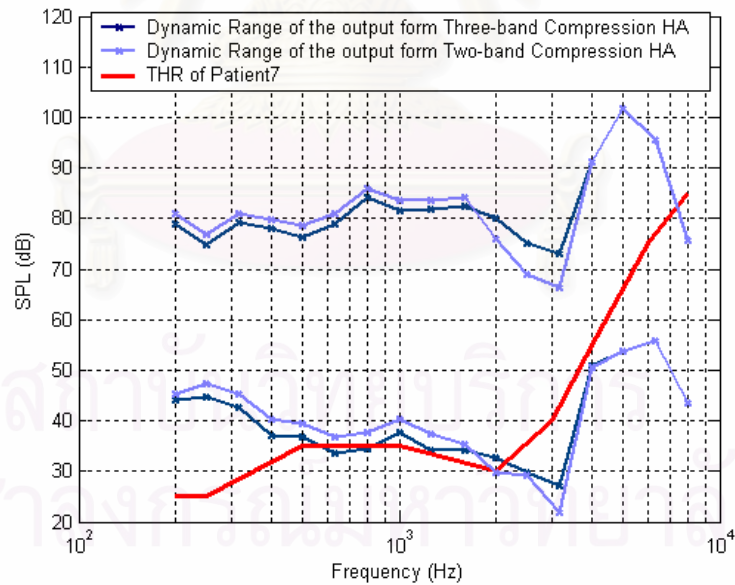
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 7 ในรูปที่ 4.68 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้ มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูงซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อยเมื่อเทียบกับช่วงความถี่สูง ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.69 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่มากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่าเล็กน้อย ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ ค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิรตซ์

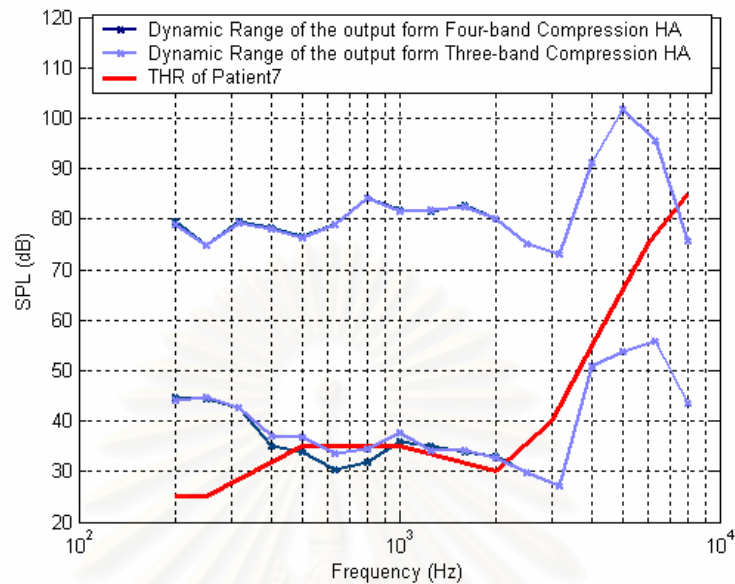
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.70, 4.71, และ 4.72 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 7 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



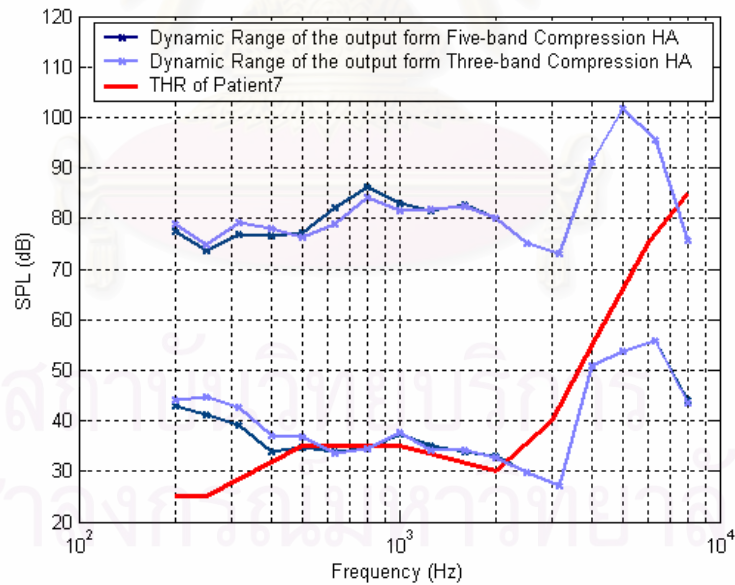
รูปที่ 4.68 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7



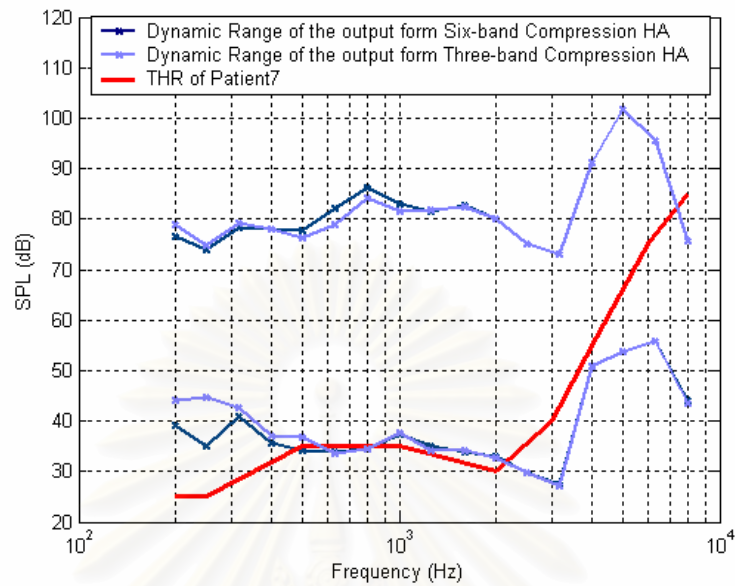
รูปที่ 4.69 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7



รูปที่ 4.70 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7



รูปที่ 4.71 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7



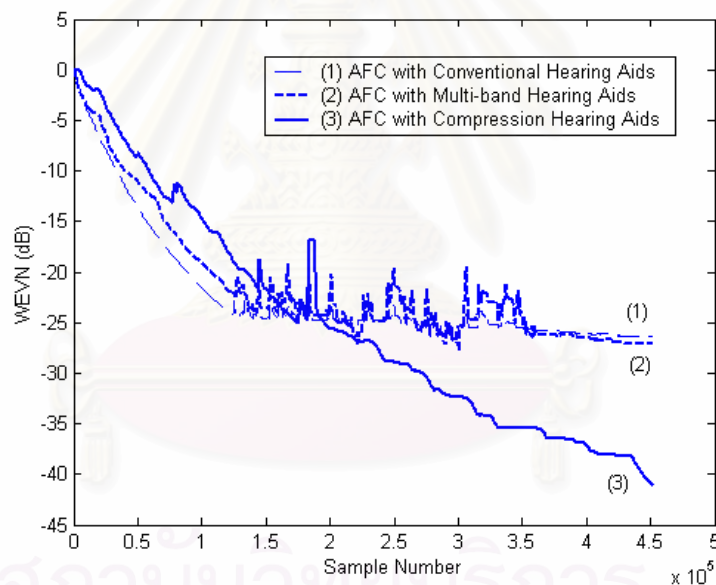
รูปที่ 4.72 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 7

#### 4.2.8 ผู้ป่วยหมายเลข 8

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 8 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลางถึงรุนแรง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 8

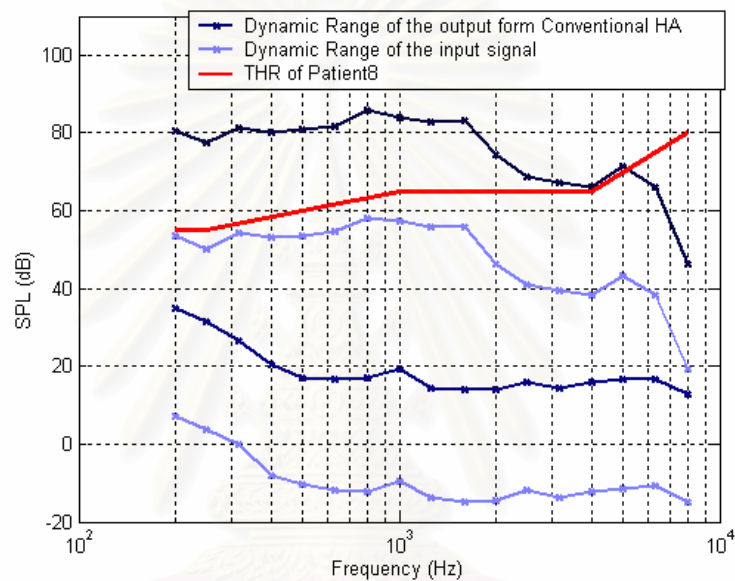
จากรูปที่ 4.73 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0026) จะได้ว่าวงจรรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-40\text{dB}$  เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ประมาณ  $-25\text{dB}$  ทั้งในกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่



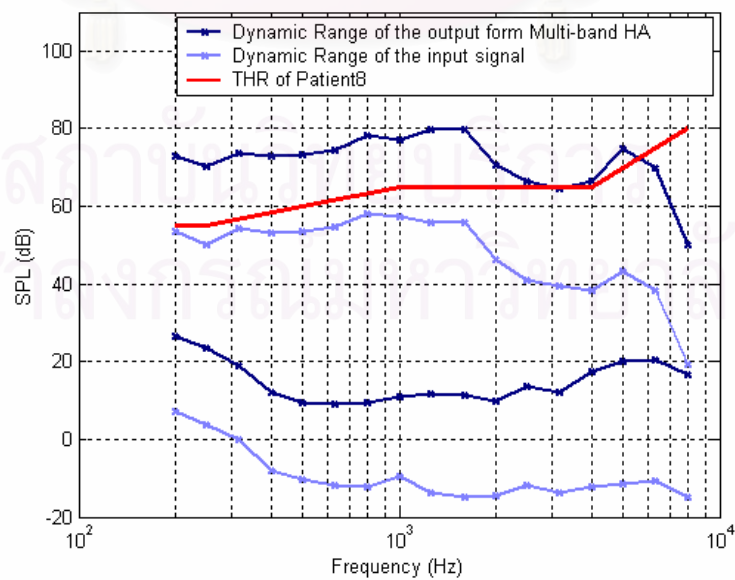
รูปที่ 4.73 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 8 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0026

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

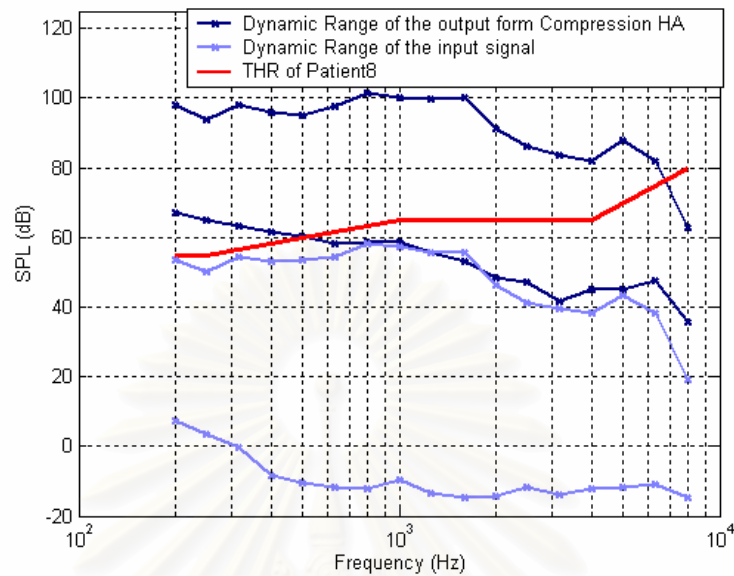
นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 8 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.74



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.74 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3แบบของผู้ป่วยหมายเลข8 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข8 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

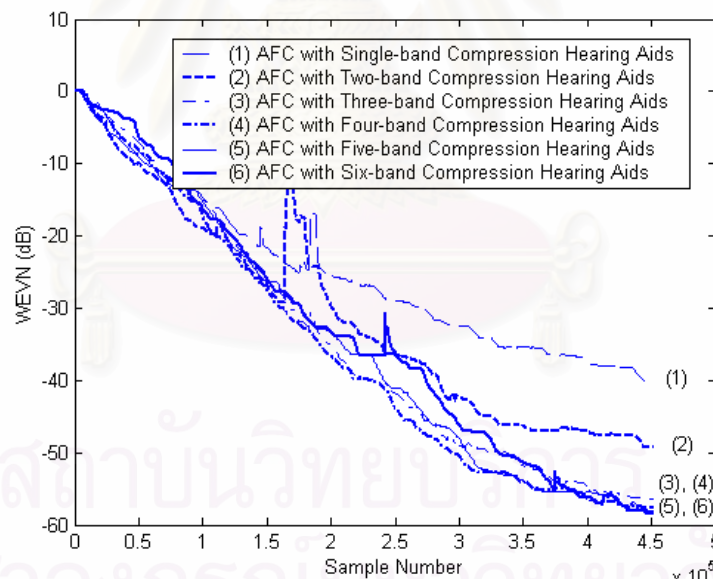
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.74 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากระบบ AFC แบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.74 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ที่ย่อย

**- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 8**

จากรูปที่ 4.75 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 8 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีที่บ่อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 แถบความถี่ เป็น 2 แถบความถี่ และ 3 แถบความถี่ตามลำดับ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -40dB, -48dB และ -57dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีที่บ่อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนแถบความถี่เป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่าโดยประมาณเป็น -58 dB เท่ากัน



รูปที่ 4.75 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 8 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0026

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่

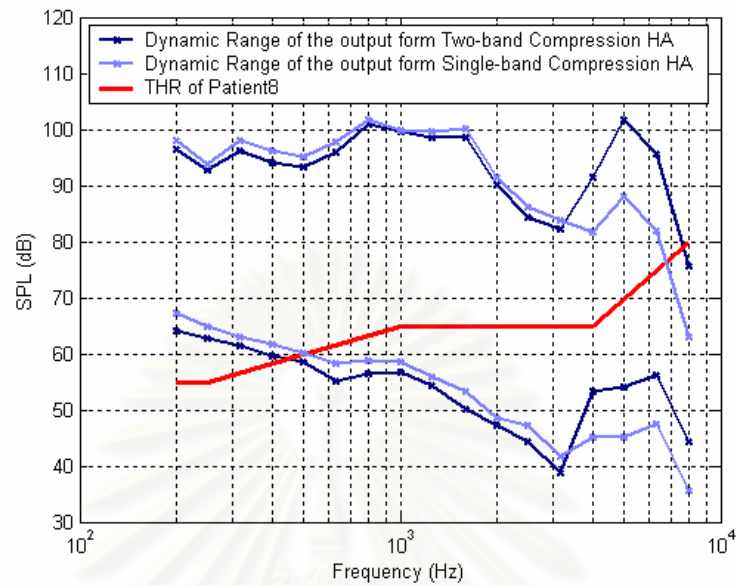


- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

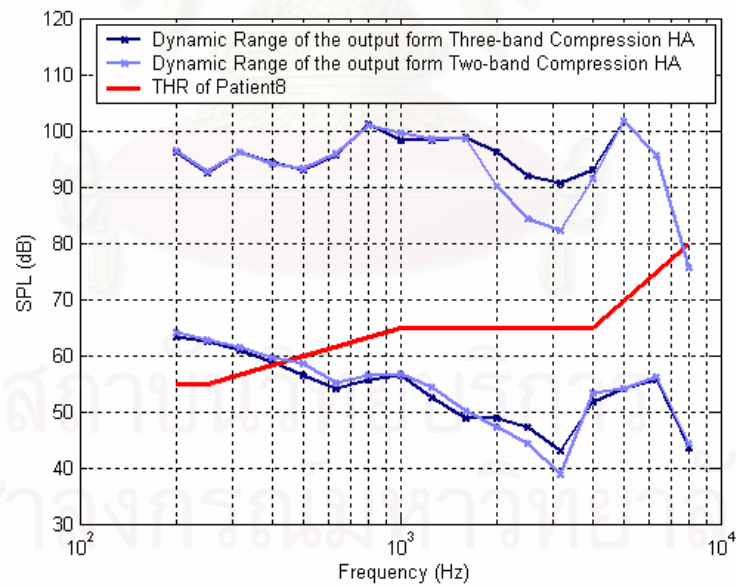
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 8 ในรูปที่ 4.76 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นเล็กน้อย ในช่วงความถี่สูง ซึ่งผู้ป่วยหมายเลข 2 มีระดับการสูญเสียการได้ยินสูงกว่าในช่วงความถี่ต่ำอยู่เล็กน้อย ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.77 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 8 มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของทั้งสองสัญญาณเสียงจะมีค่าใกล้เคียงกันมากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่า ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ มากกว่าในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิรตซ์ อยู่เล็กน้อย

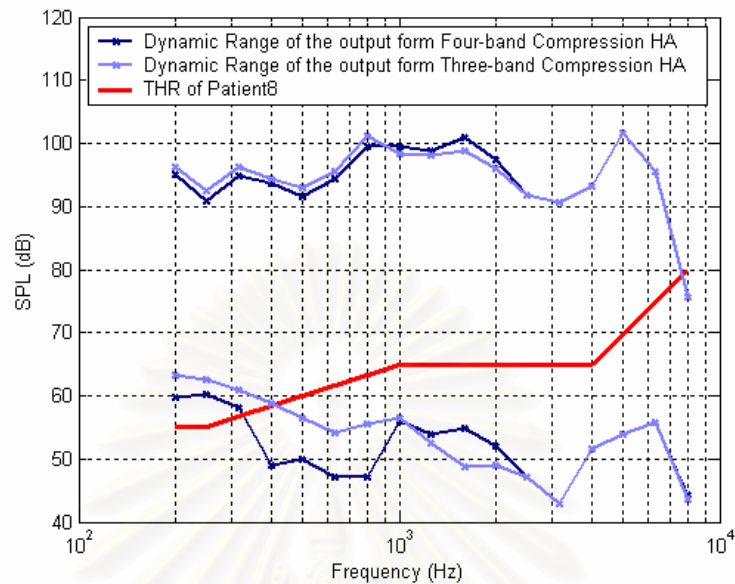
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.78, 4.79, และ 4.80 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 8 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่าง



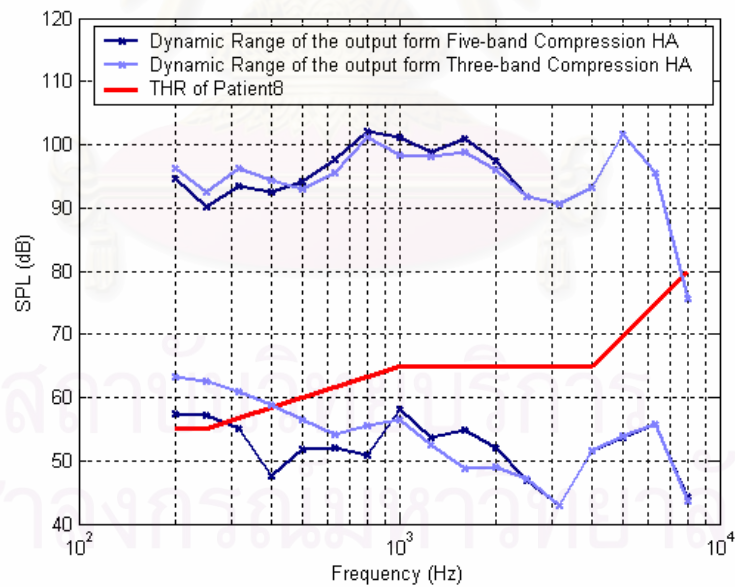
รูปที่ 4.76 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8



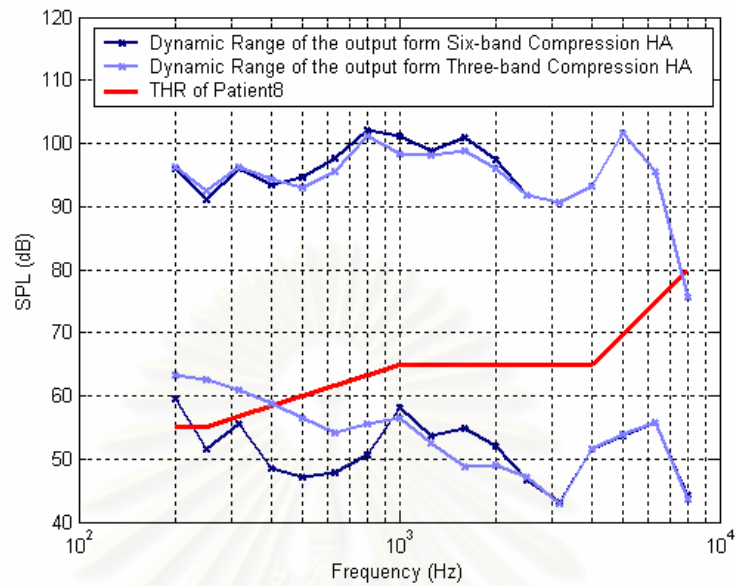
รูปที่ 4.77 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8



รูปที่ 4.78 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8



รูปที่ 4.79 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8



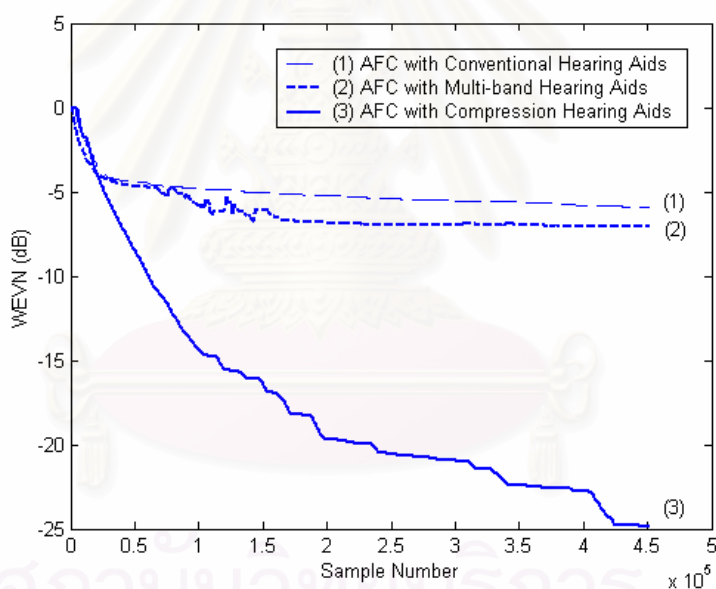
รูปที่ 4.80 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 8

#### 4.2.9 ผู้ป่วยหมายเลข 9

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 9 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 9

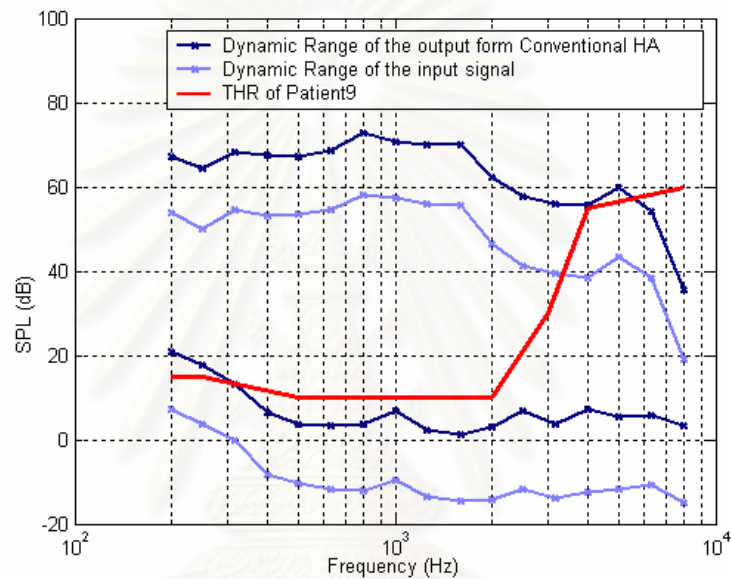
จากรูปที่ 4.81 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0019) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-25$  dB เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ใกล้เคียงกันคือ  $-5$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-6$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย



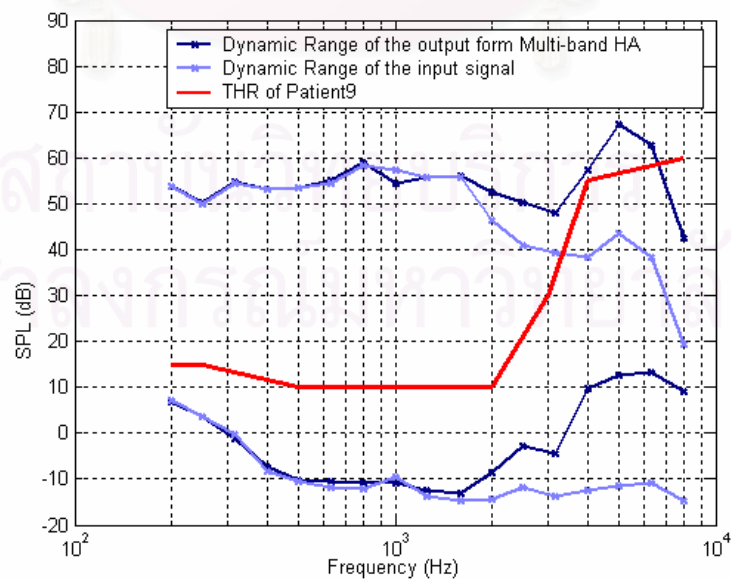
รูปที่ 4.81 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 9 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0019

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

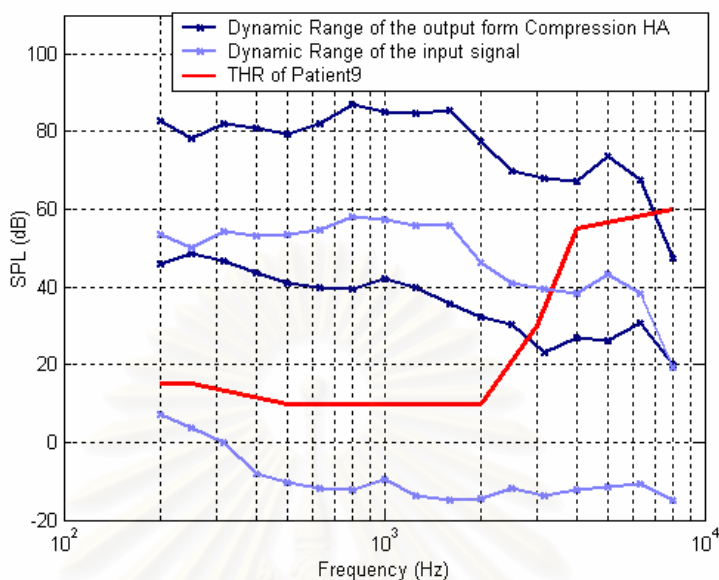
นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 9 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.82



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.82 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3แบบของผู้ป่วยหมายเลข9 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข9 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

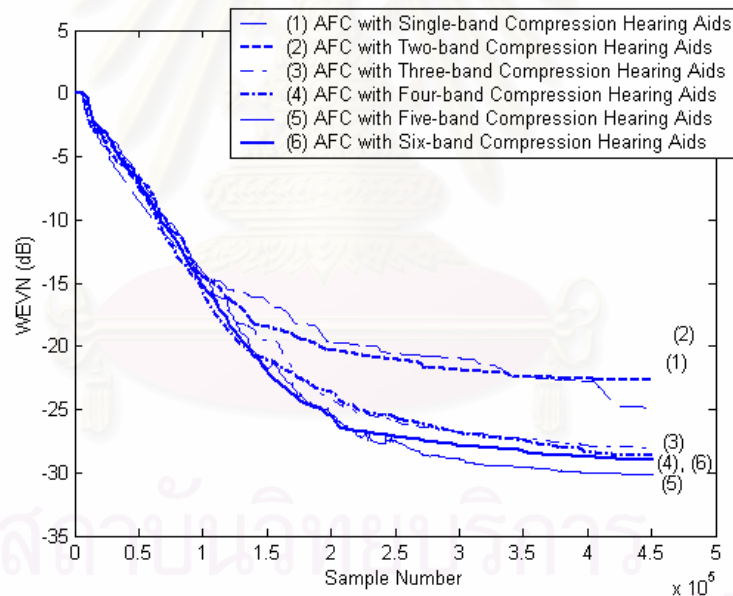
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.82 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากระบบ AFC แบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.82 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 9

จากรูปที่ 4.83 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 9 จะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ 1 แถบความถี่ วงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่ใกล้เคียงกับเมื่อใช้ 2 แถบความถี่ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -24dB และ -22dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงจะดีขึ้นเมื่อใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่า WEVN เป็น -28dB ซึ่งใกล้เคียงกับกรณีใช้ 4, 5, และ 6 แถบความถี่ที่มีค่า WEVN เป็น -28dB, -29dB และ -28dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.83 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวน

แถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 9 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0019

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่

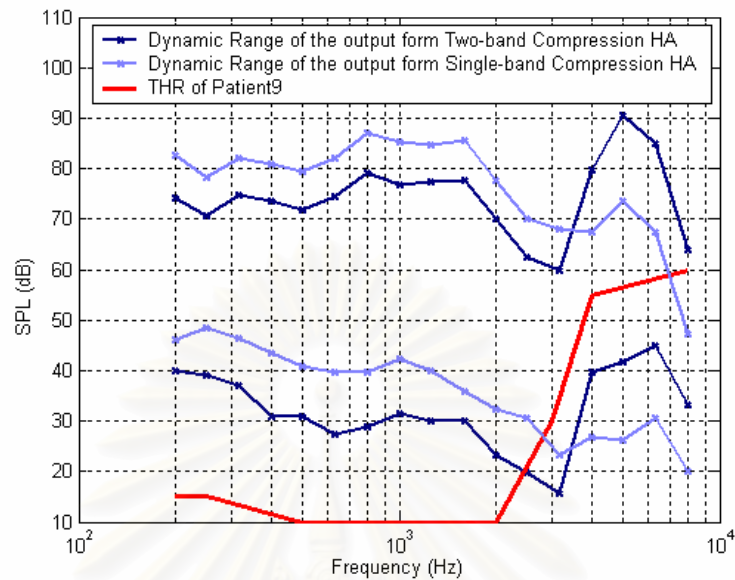


- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่  
 (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

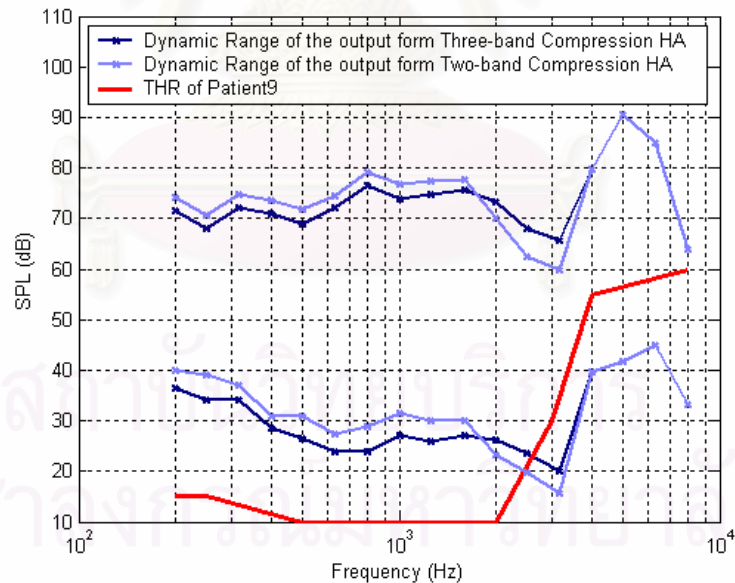
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 9 ในรูปที่ 4.84 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้ มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูงซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อยเมื่อเทียบกับช่วงความถี่สูง ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.85 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่มากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่าเล็กน้อย ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ ค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิรตซ์

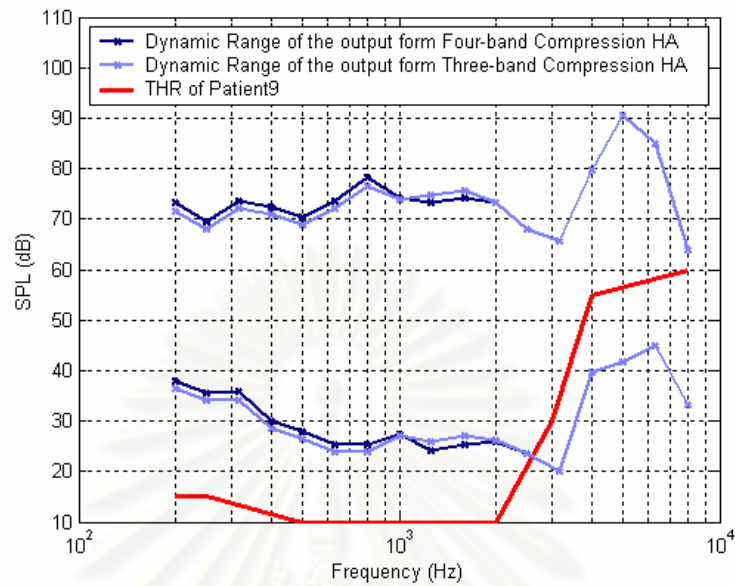
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.86, 4.87, และ 4.88 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 9 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



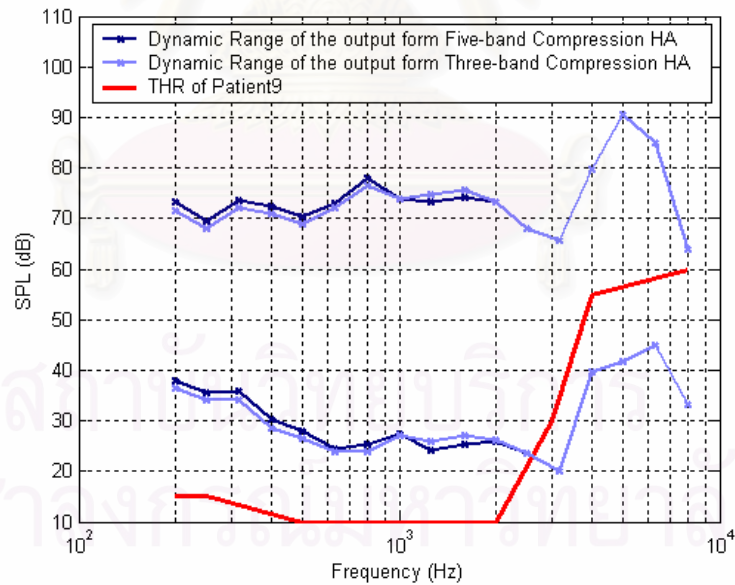
รูปที่ 4.84 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9



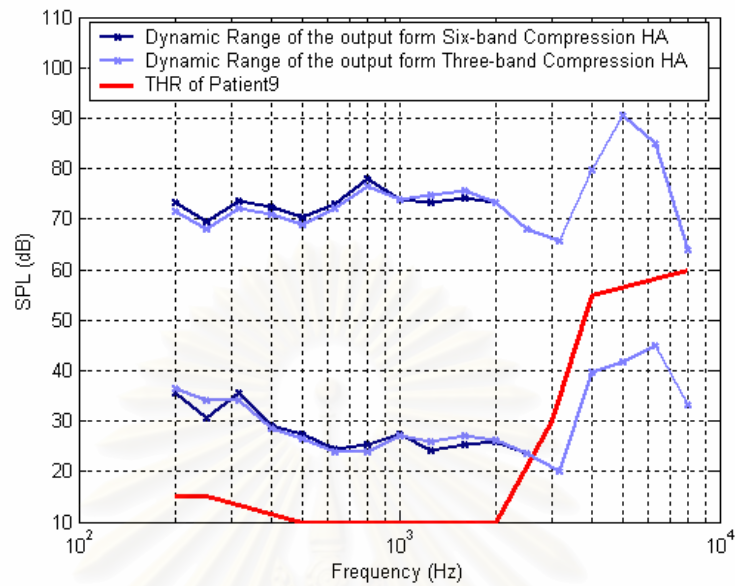
รูปที่ 4.85 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9



รูปที่ 4.86 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9



รูปที่ 4.87 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9



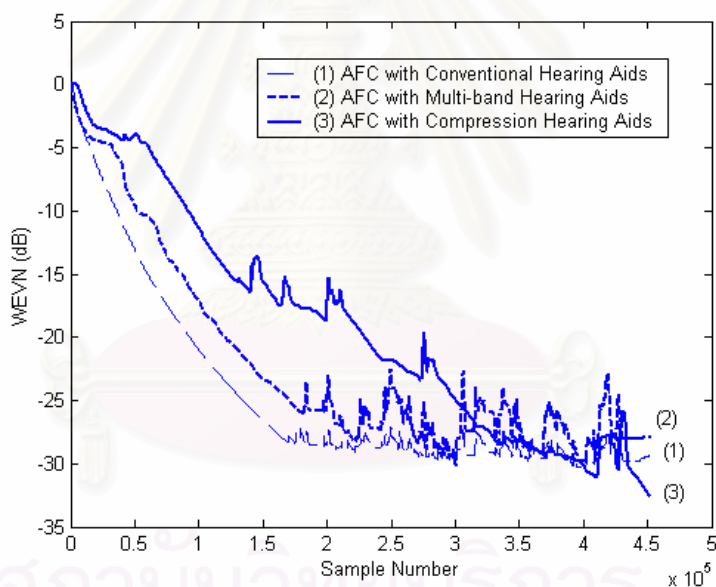
รูปที่ 4.88 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 9

#### 4.2.10 ผู้ป่วยหมายเลข 10

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 10 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลางถึงรุนแรง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 10

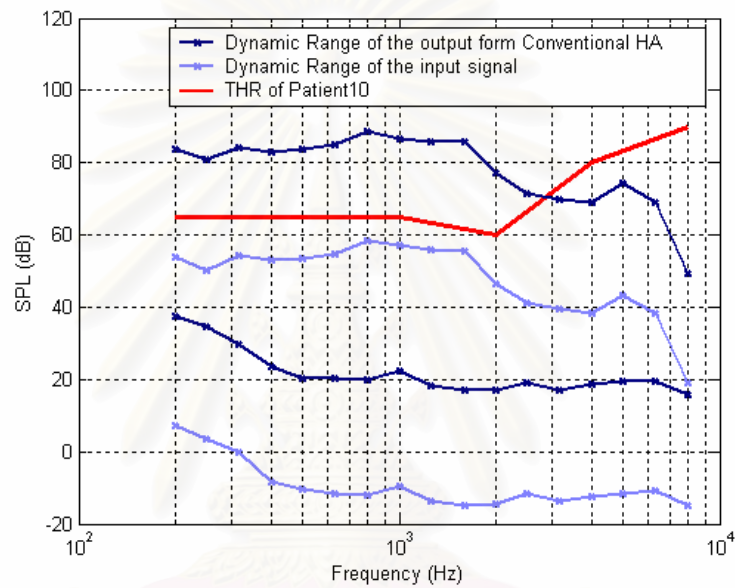
จากรูปที่ 4.89 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0022) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-33\text{dB}$  เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ใกล้เคียงกันคือ  $-28\text{ dB}$  ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-27\text{ dB}$  ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่



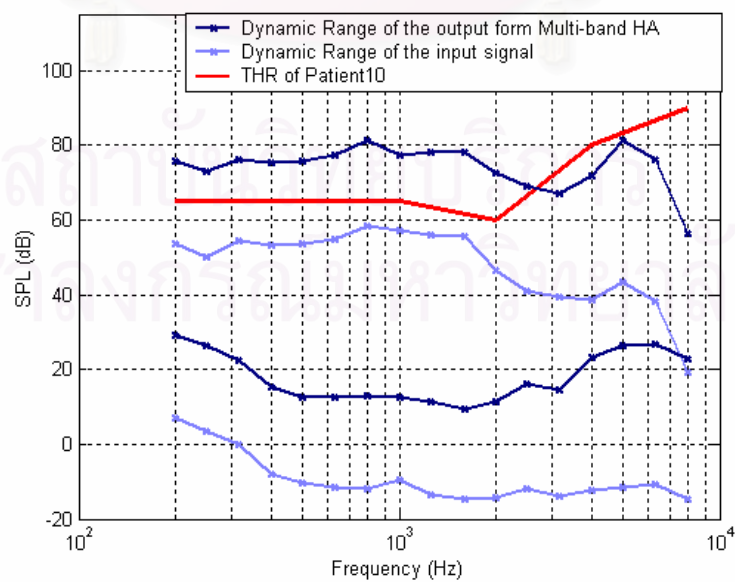
รูปที่ 4.89 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 10 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0022

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

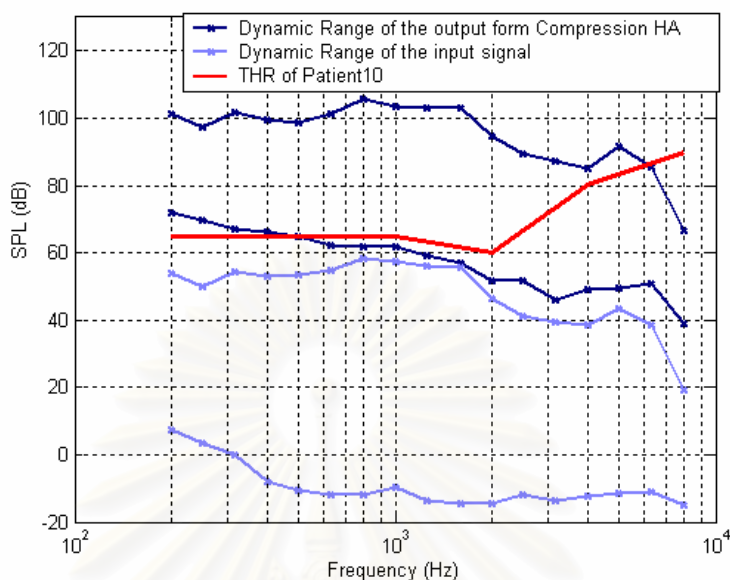
นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 10 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.90



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.90 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 10 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 10 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

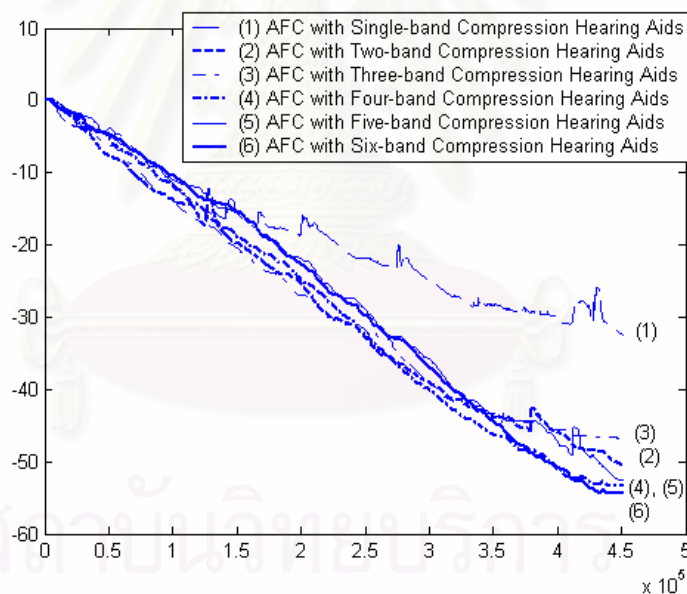
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.90 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.90 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

### การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย

จากรูปที่ 4.91 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 10 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวจะมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่ใกล้เคียงกัน เมื่อจำนวนแถบความถี่ที่ใช้เป็น 2, 3, 4, 5, และ 6 แถบความถี่ คือมีค่า WEVN เท่ากับ -50dB, -48dB, -52dB, -52dB และ -53dB ตามลำดับ โดยจะมีความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงน้อยที่สุดเมื่อใช้ 1 แถบความถี่ โดยมีค่า WEVN เป็น -31dB



รูปที่ 4.91 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 10 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0022

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่

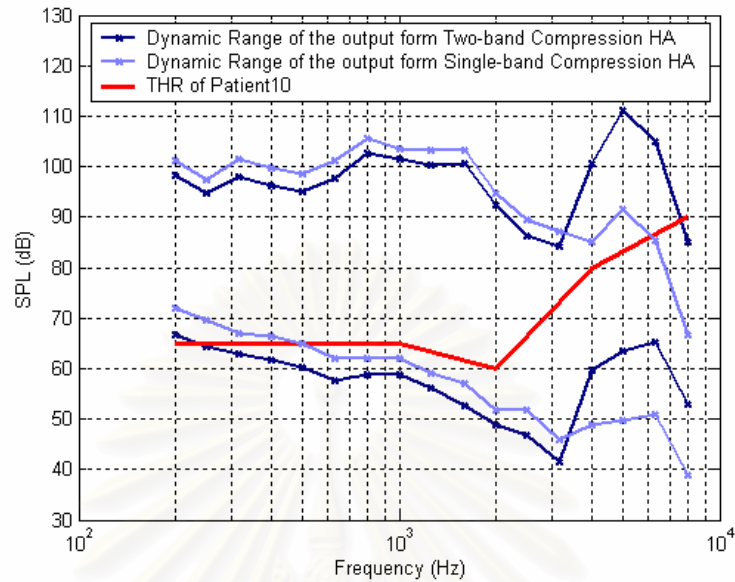


- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่  
 (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

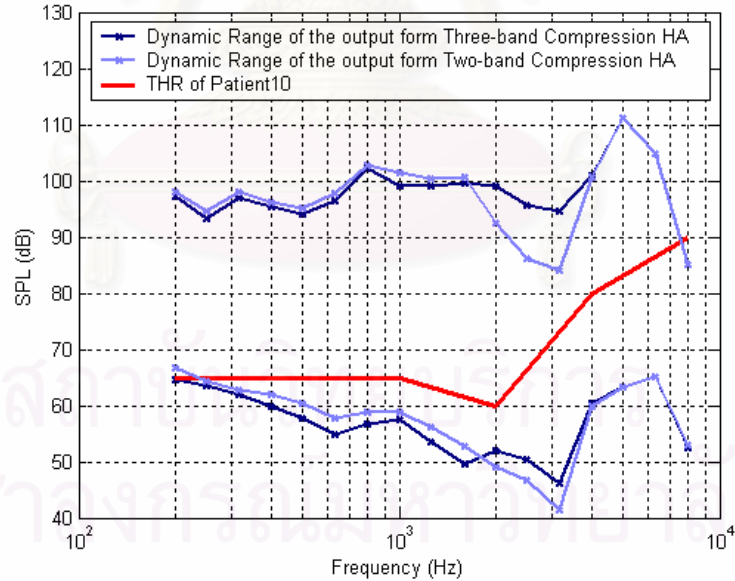
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 10 ในรูปที่ 4.92 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้ มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูงซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อยเมื่อเทียบกับช่วงความถี่สูง ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.93 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่มากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่าเล็กน้อย ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบเนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ ค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิรตซ์

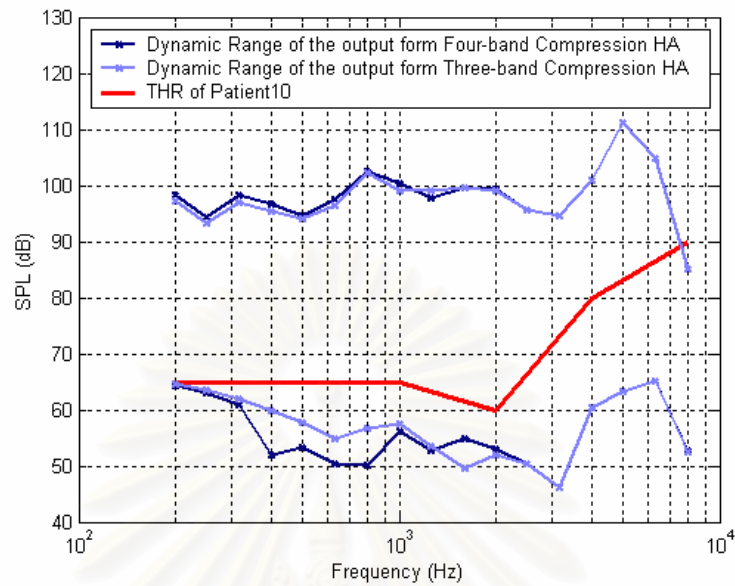
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.94, 4.95, และ 4.96 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 10 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



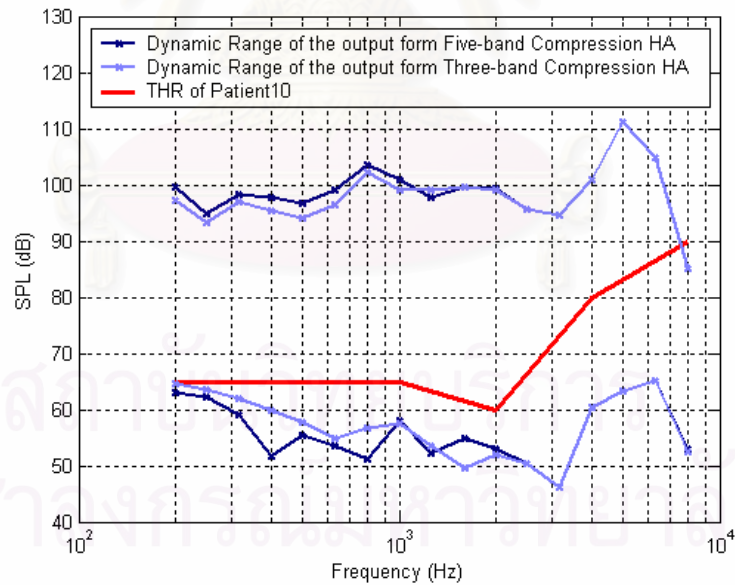
รูปที่ 4.92 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10



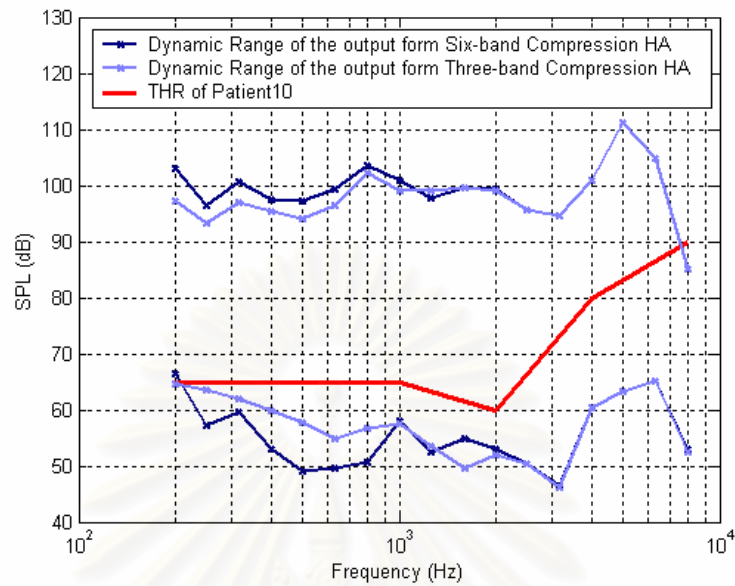
รูปที่ 4.93 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10



รูปที่ 4.94 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10



รูปที่ 4.95 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10



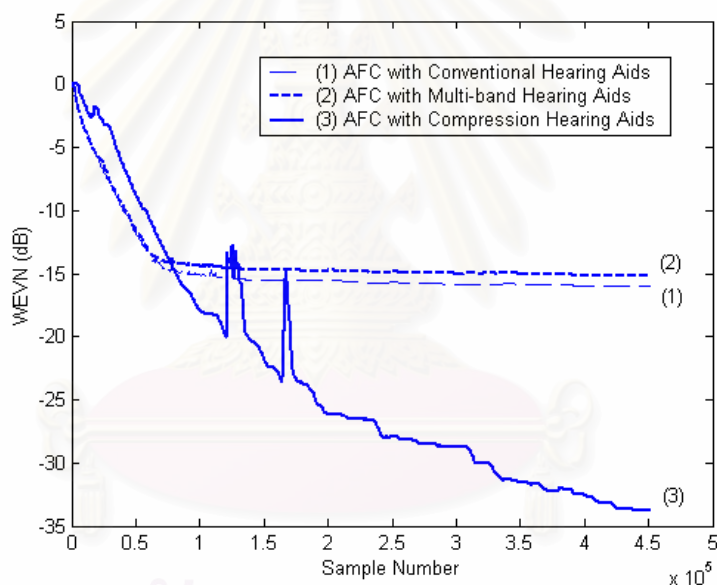
รูปที่ 4.96 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 10

#### 4.2.11 ผู้ป่วยหมายเลข 11

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 11 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลาง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 11

จากรูปที่ 4.97 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0028) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-34\text{dB}$  เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN ใกล้เคียงกันคือ  $-15\text{dB}$  ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-14\text{dB}$  ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย



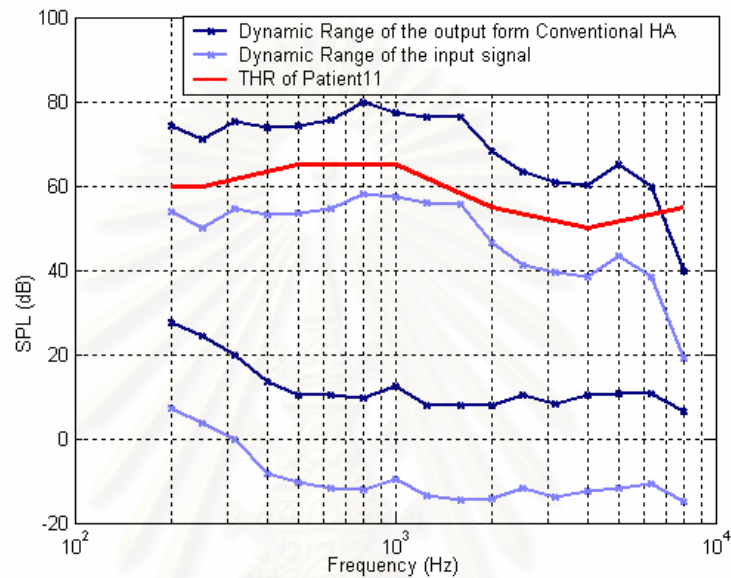
รูปที่ 4.97 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ

ในผู้ป่วยหมายเลข 11 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0028

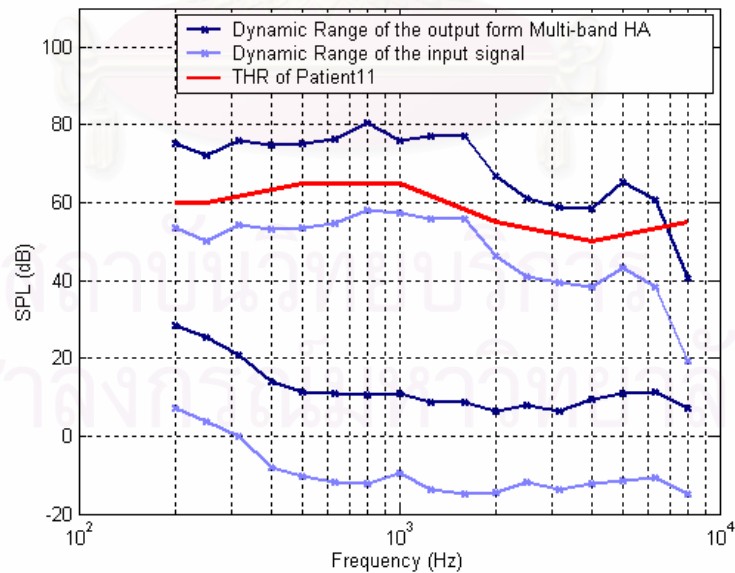
- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยิน

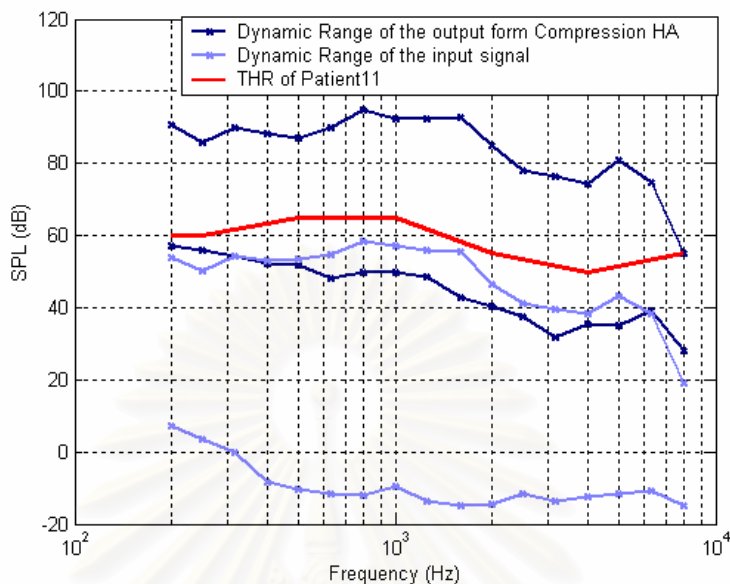
ผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 11 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.98



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.98 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3แบบของผู้ป่วยหมายเลข11 เมื่อเส้นที่บตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข11 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

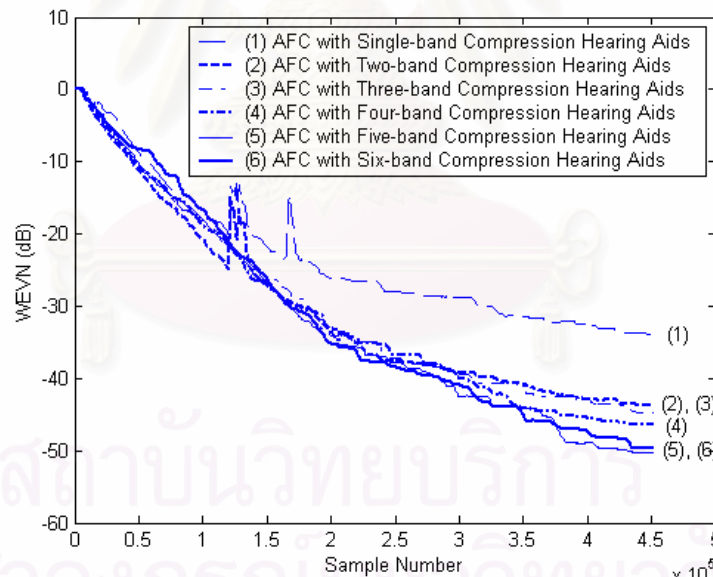
- (ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม
- (ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย
- (ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.98 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.98 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ที่ย่อย

- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ที่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 11

จากรูปที่ 4.99 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 11 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 แถบความถี่ เป็น 2 แถบความถี่ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -32dB และ -41dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนแถบความถี่เป็น 3, 4, 5, และ 6 แถบความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 2 แถบความถี่ คือมีค่าเป็น -41dB, -42dB, -45dB และ -45dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.99 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 11 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0028

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่
- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่



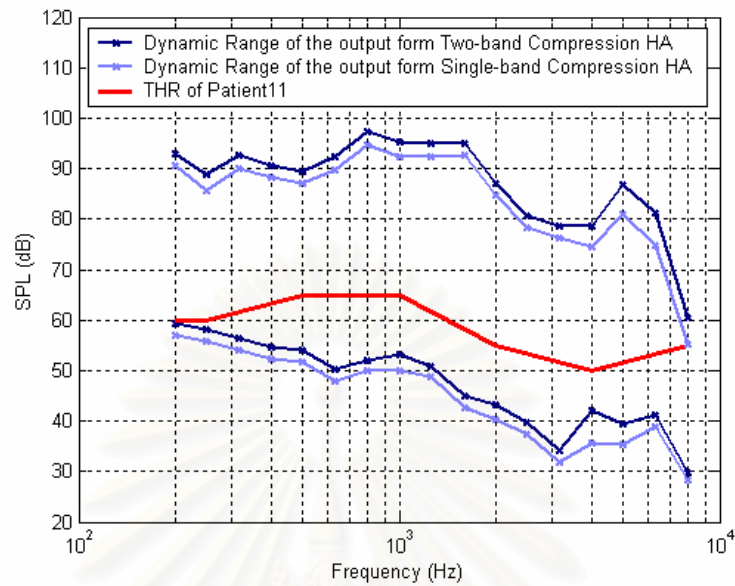
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 11 ในรูปที่ 4.100 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้ มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่าเล็กน้อยในทุกช่วงความถี่

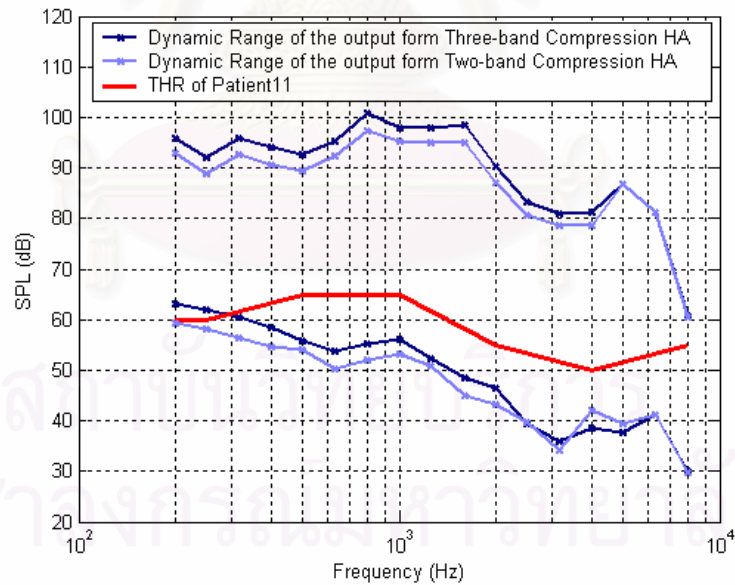
นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.101 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่มากในช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ต่ำกว่า 4,000 เฮิร์ตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่าเล็กน้อย ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำกว่า 4,000 เฮิร์ตซ์ มากกว่าระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูงกว่า 4,000 เฮิร์ตซ์ อยู่เล็กน้อย

อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.102, 4.103, และ 4.104 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 11 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด

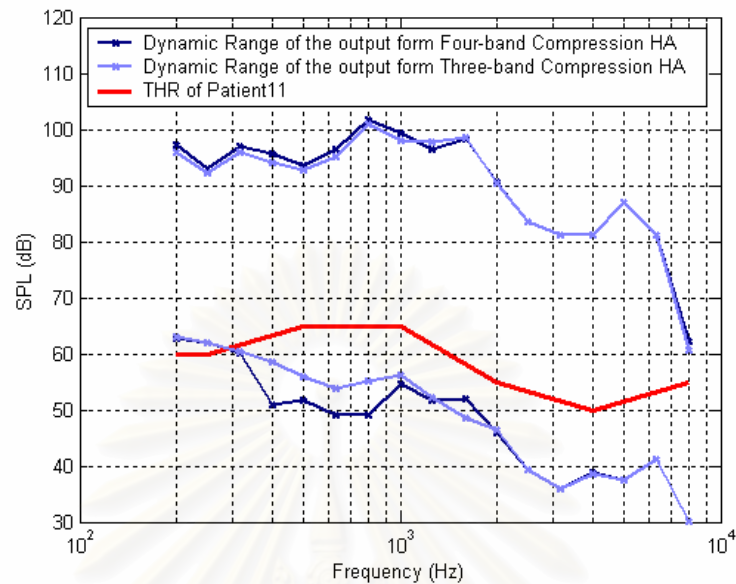
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



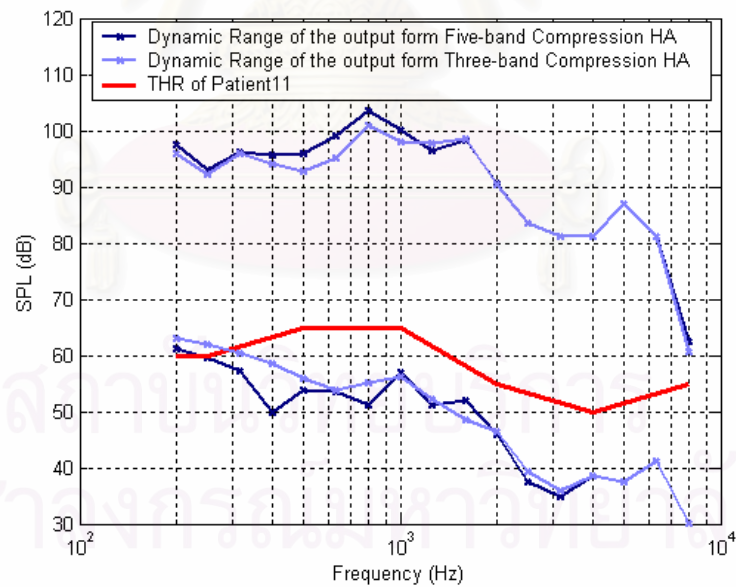
รูปที่ 4.100 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11



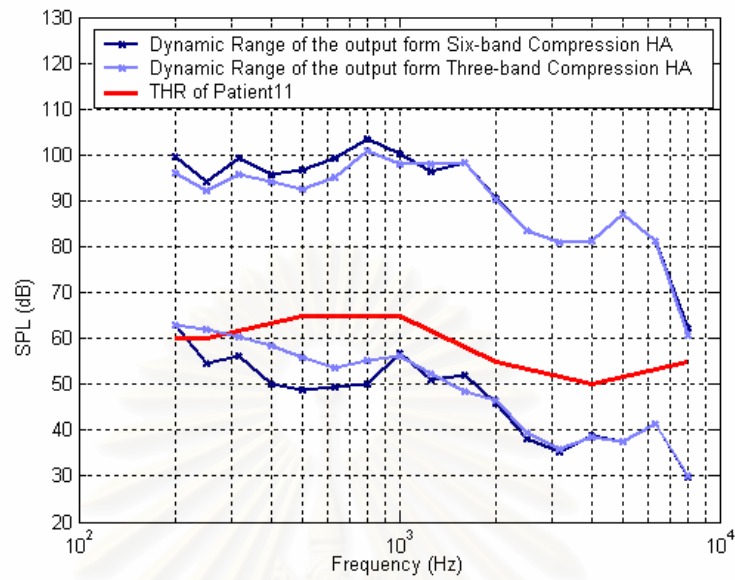
รูปที่ 4.101 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11



รูปที่ 4.102 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11



รูปที่ 4.103 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11



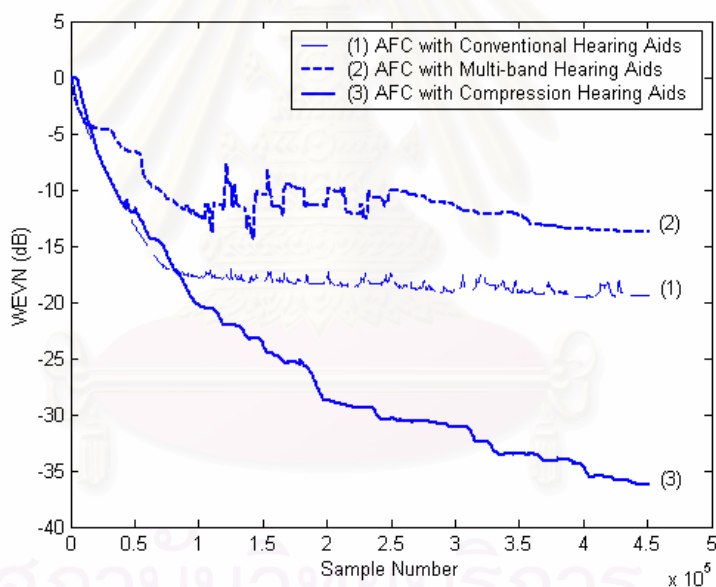
รูปที่ 4.104 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 11

#### 4.2.12 ผู้ป่วยหมายเลข 12

พิจารณาผู้ป่วยหมายเลข 12 ที่ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ในผู้ป่วยหมายเลข 12

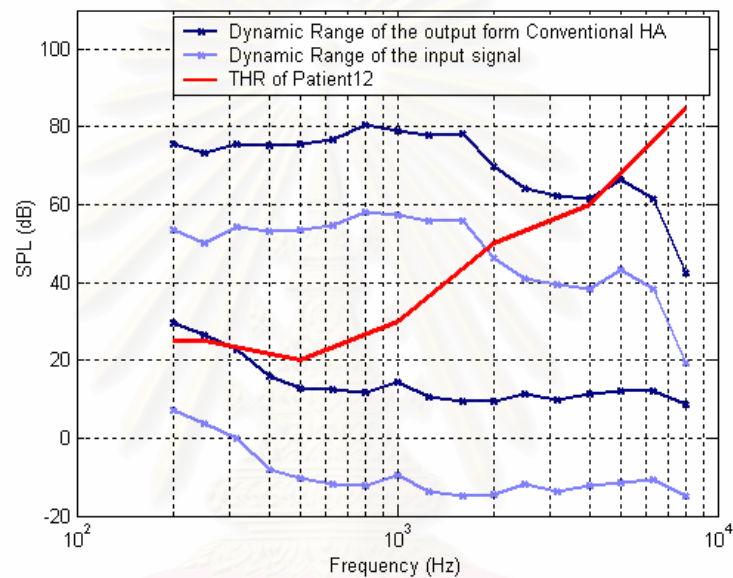
จากรูปที่ 4.105 เมื่อปรับค่าช่วงก้าวจากระบบ AFC ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุดแล้ว ( $\mu$  เท่ากับ 0.0030) จะได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพดีที่สุดโดยมีค่า WEVN ลดต่ำลงถึง  $-37$  dB เมื่อเทียบกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้ง 2 แบบที่มีค่า WEVN เป็น  $-18$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และ  $-12$  dB ในกรณีเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย



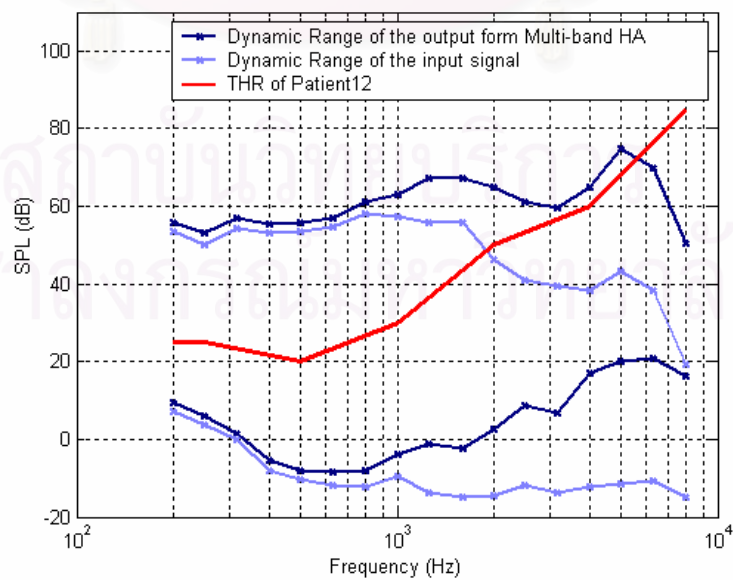
รูปที่ 4.105 การเปรียบเทียบค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบต่าง ๆ ในผู้ป่วยหมายเลข 12 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0030

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

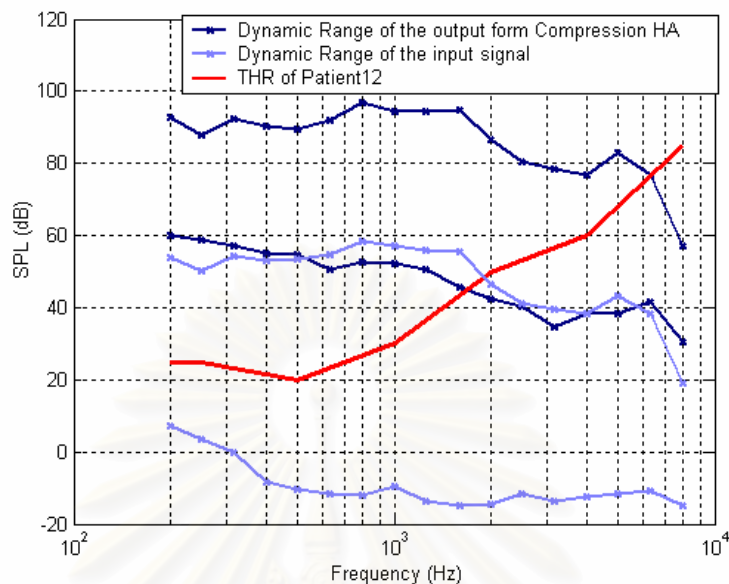
นอกจากการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบ AFC ทางด้านการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัวแล้ว พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกที่เหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยก็เป็นปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งที่ต้องคำนึงถึง โดยการเปรียบเทียบพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่ได้จากระบบ AFC ทั้ง 3 แบบ คือ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และ ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ในกรณีของผู้ป่วยหมายเลข 12 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.106



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.106 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC 3 แบบของผู้ป่วยหมายเลข 12 เมื่อเส้นทึบตรงกลางแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ป่วยหมายเลข 12 โดย เส้นสีอ่อนแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงเข้า และเส้นสีเข้มแทนพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟัง 3 แบบ ดังนี้

(ก) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม

(ข) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

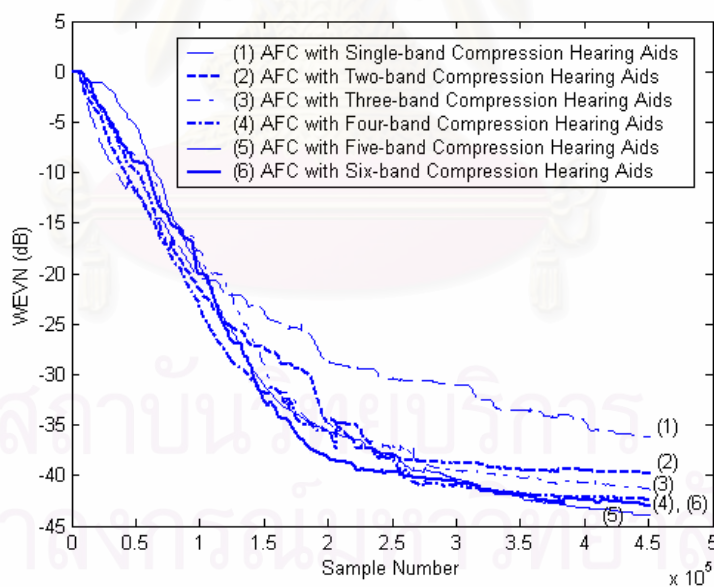
(ค) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

จากรูปที่ 4.106 (ค) เห็นได้ว่า พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบช่วยฟังแบบบีบอัดจะมีลักษณะเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากที่สุด เมื่อเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกที่ได้จากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ดังแสดงในรูปที่ 4.106 (ก) (ข) ตามลำดับ โดยจะเห็นได้ว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะแคบกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเกือบทั้งหมด ในขณะที่พิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังอีก 2 แบบมีช่วงกว้างใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเข้า และมีค่าอยู่เหนือเส้นแสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินเพียงบางส่วน แสดงให้เห็นว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดไม่เพียงแต่ให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่า แต่

ยังให้สัญญาณเสียงออกที่มีพิสัยพลวัตเหมาะสมแก่ผู้ป่วยรายนี้มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย

- การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยในผู้ป่วยหมายเลข 12

จากรูปที่ 4.107 ซึ่งแสดงการเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยที่มีจำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบ ในผู้ป่วยหมายเลข 12 จะเห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นจาก 1 แถบความถี่ เป็น 2 แถบความถี่ และ 3 แถบความถี่ตามลำดับ สังเกตได้จากค่า WEVN ที่มีค่าเป็น -34dB, -38dB และ -40dB ตามลำดับ แต่อย่างไรก็ตามประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงไม่ได้เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มจำนวนแถบความถี่เป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ ซึ่งให้ค่า WEVN ใกล้เคียงกับกรณีใช้ 3 แถบความถี่ คือมีค่าเป็น -43dB, -43dB และ -44dB ตามลำดับ



รูปที่ 4.107 การเปรียบเทียบค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยต่าง ๆ กัน ในผู้ป่วยหมายเลข 12 โดยใช้ค่าช่วงก้าว ( $\mu$ ) เป็น 0.0030

- (1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่
- (2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่

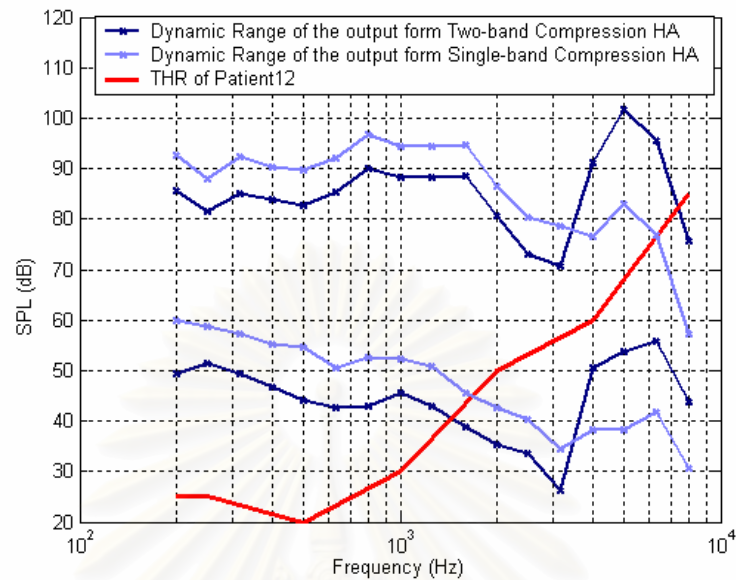


- (3) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่
- (4) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่
- (5) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่
- (6) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่

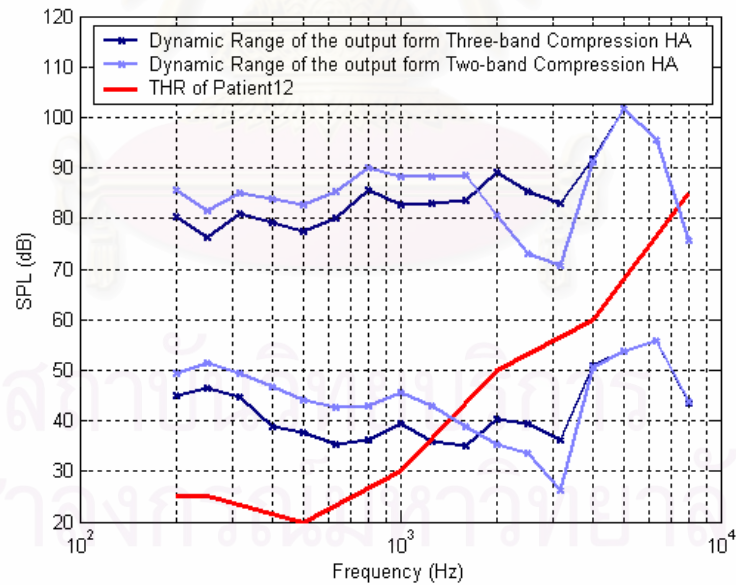
เมื่อพิจารณาถึง พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข 12 ในรูปที่ 4.108 จะเห็นได้ว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้ มากกว่าพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ โดยพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่สูงซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินมาก และลดต่ำลงในช่วงความถี่ต่ำซึ่งผู้ป่วยรายนี้มีระดับการสูญเสียการได้ยินน้อยเมื่อเทียบกับช่วงความถี่สูง ต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ที่จะยกตัวขึ้นในช่วงความถี่ต่ำและลดต่ำลงในช่วงความถี่สูง

นอกจากนี้เมื่อพิจารณารูปที่ 4.109 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่มากทั้งในช่วงความถี่สูงและช่วงความถี่ต่ำ แต่ในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะยกตัวขึ้นสูงกว่าเล็กน้อย ซึ่งเห็นได้ว่าจะทำให้การใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่สอดคล้องกับระดับการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยรายนี้มากกว่าการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ เนื่องจากผู้ป่วยรายนี้มีการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ 2,000 – 4,000 เฮิรตซ์ ค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำกว่า 2,000 เฮิรตซ์

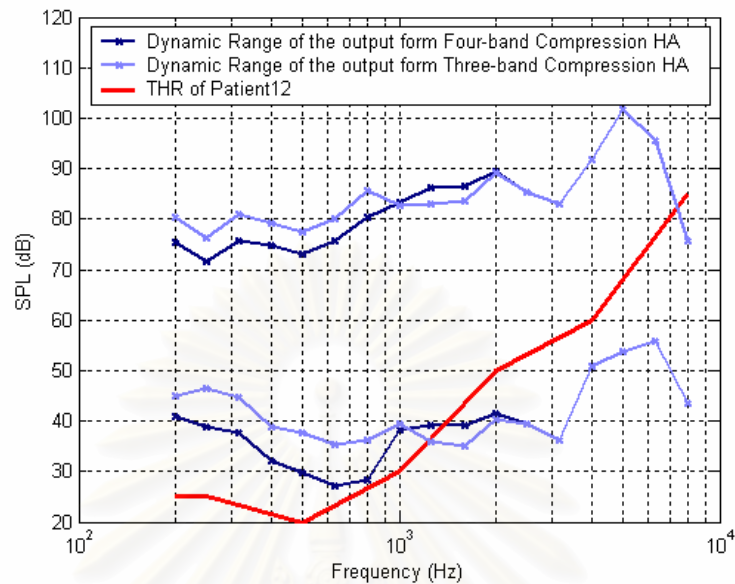
อย่างไรก็ตามเมื่อพิจารณารูปที่ 4.110, 4.111, และ 4.112 จะเห็นได้ว่า สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ จะมีพิสัยพลวัตใกล้เคียงกันมาก กับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องแบบบีบอัด 4, 5, และ 6 แถบความถี่ หรืออาจกล่าวได้ว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมามีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อผู้ป่วยหมายเลข 12 เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างใด



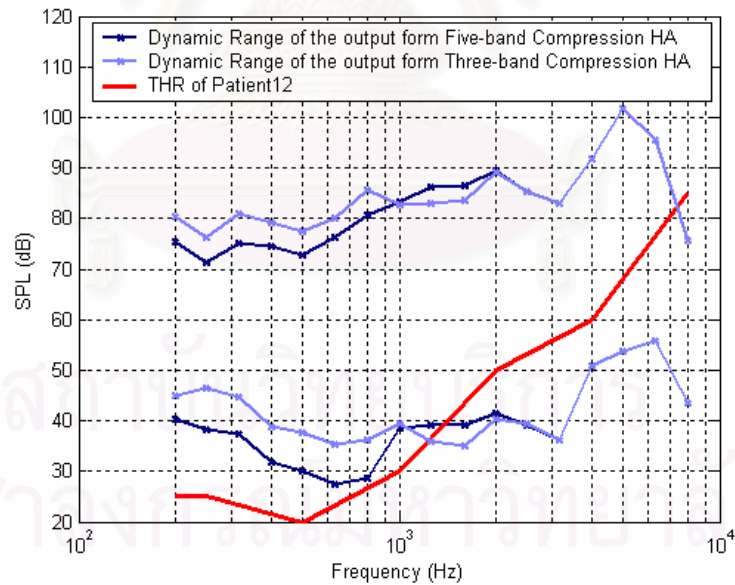
รูปที่ 4.108 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12



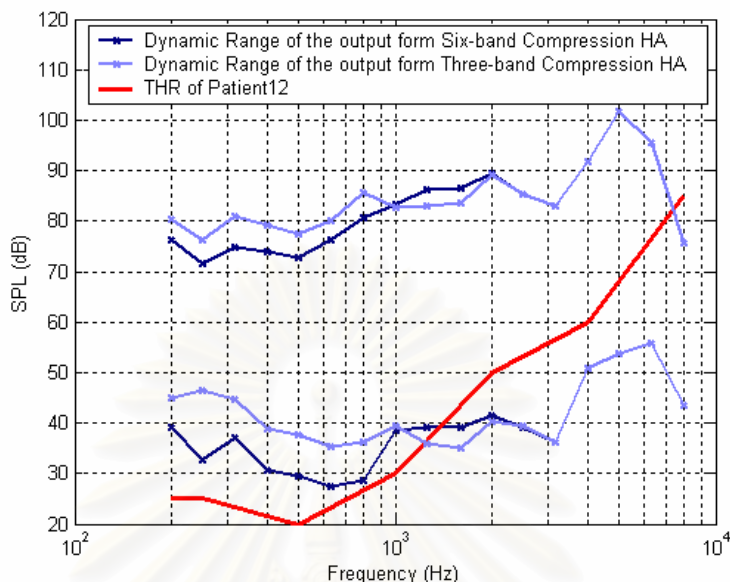
รูปที่ 4.109 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12



รูปที่ 4.110 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 4 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12



รูปที่ 4.111 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 5 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12

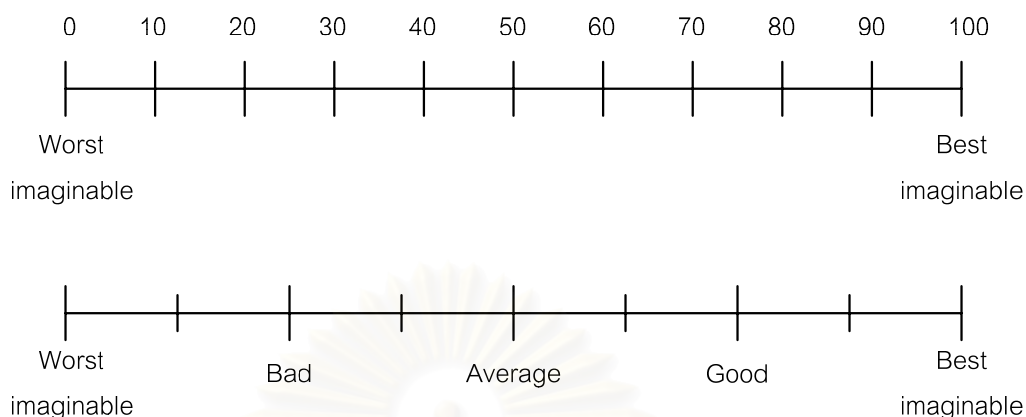


รูปที่ 4.112 พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ (เส้นสีอ่อน) กับ พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกเมื่อใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 6 แถบความถี่ (เส้นสีเข้ม) ในผู้ป่วยหมายเลข 12

#### 4.3 การทดสอบคุณภาพสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในเชิงอัตวิสัย (Subjective)

เพื่อเป็นการทดสอบคุณภาพของสัญญาณเสียงที่ได้จากเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายแบบต่าง ๆ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะใช้การทดสอบคุณภาพเสียงด้วยวิธี Absolute Ratings of Sound Quality [5]

ซึ่งการทดสอบคุณภาพเสียงด้วยวิธี Absolute Ratings of Sound Quality จะมีความเหมาะสมสำหรับการทดสอบคุณภาพเสียงที่ได้มาจากการใช้อัตราขยายแบบต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 5-6 แบบขึ้นไป เนื่องจากไม่ยุ่งยาก และสามารถทำได้อย่างรวดเร็ว โดยให้ผู้ประสบปัญหาการได้ยินเป็นผู้ทำการทดสอบฟัง และให้คะแนนเพื่อประเมินคุณภาพของสัญญาณเสียงผ่านทางใบให้คะแนน ดังแสดงในรูปที่ 4.113 ซึ่งความหมายของสัญลักษณ์และค่าคะแนนต่าง ๆ จะได้รับการอธิบายให้ผู้ทดสอบเข้าใจก่อนทำการให้คะแนน โดยสามารถเลือกใช้ใบให้คะแนนแบบระบุค่าคะแนนเป็นตัวเลข หรือเป็นตัวอักษรก็ได้ตามความพอใจ ผู้ทดสอบจะกรอกคะแนนในทันทีที่ฟังสัญญาณเสียงหนึ่ง ๆ จบ ก่อนที่จะฟังสัญญาณเสียงถัดไป



รูปที่ 4.113 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 ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย จำนวน

1 สัญญาณเสียง

- สัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด จำนวน 1

สัญญาณเสียง

- สัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย

ตั้งแต่ 2 ถึง 6 แถบความถี่ จำนวน 5 สัญญาณเสียง

ผู้ทดสอบแต่ละคนจะได้รับการถามคำถามว่าสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบไหนที่คุณชอบมากที่สุด (รายละเอียดในภาคผนวก ค.)

2. นำคะแนนของผู้ทดสอบทั้งหมดมาหาค่าเฉลี่ย

### ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกในผู้ป่วยหมายเลข8 และ9

ในการทดสอบฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังสามารถนัดผู้ป่วยได้ 2 ท่าน คือผู้ป่วยหมายเลข 8 และ9 มีผลการทดสอบดังแสดงในตารางที่ 4.4 และ 4.5 ตามลำดับ โดยในการทดสอบการได้ยิน ผู้ทำการทดสอบไม่สามารถทำการนัดหมายกับผู้ป่วยตัวอย่างท่านอื่นได้ เนื่องจาก ข้อมูลเบอร์โทรศัพท์ของผู้ป่วยตัวอย่าง 4 ท่าน (หมายเลข 1, 3, 4 และ 6) ที่เก็บไว้ในฐานข้อมูลของโรงพยาบาลผิตพลาด ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 ท่าน (หมายเลข2) ได้เสียชีวิตแล้วหลังจากมาโรงพยาบาลครั้งสุดท้ายเมื่อวันที่ 8 มิถุนายน 2549 ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 ท่าน (หมายเลข7) อาศัยอยู่ต่างจังหวัดแต่ปรากฏในประวัติคนไข้ของโรงพยาบาลว่าอาศัยอยู่ในกรุงเทพมหานคร ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 ท่าน (หมายเลข10) ให้เบอร์โทรศัพท์ของญาติที่ไม่สามารถติดต่อได้แก่ทางโรงพยาบาล ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 ท่าน (หมายเลข11) ไม่ได้ให้ข้อมูลเบอร์โทรศัพท์แก่ทางโรงพยาบาล ผู้ป่วยตัวอย่าง 1 ท่าน (หมายเลข5) ไม่อยู่บ้านในเวลาราชการจึงไม่สามารถติดต่อได้ (การติดต่อนัดหมายกับคนไข้ต้องกระทำโดยบุคคลากรของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์เท่านั้น จึงสามารถทำการติดต่อคนไข้ได้เฉพาะในเวลาราชการ) และผู้ป่วยตัวอย่าง 1 ท่าน (หมายเลข11) ไม่สนทนากลับ

ตารางที่ 4.4 : ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข8

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

ตารางที่ 4.5 : ผลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังในผู้ป่วยหมายเลข9

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

จากตารางที่ 4.4 ผู้ป่วยหมายเลข8 ซึ่งประสบปัญหาสูญเสียการได้ยินระดับปานกลางถึงรุนแรง ไม่สามารถให้คะแนนสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยได้เนื่องจากไม่ได้ยินสัญญาณเสียง โดยให้คะแนนสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยเป็น 70 เท่ากันเมื่อใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ย่อย และไม่มีสัญญาณเสียงที่ชื่นชอบเป็นพิเศษ

จากตารางที่ 4.5 ผู้ป่วยหมายเลข9 ซึ่งมีการสูญเสียการได้ยินเฉพาะในช่วงความถี่มากกว่า 4,000 เฮิรตซ์ ให้คะแนนสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย และระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ เป็น 60 คะแนนเท่ากัน โดยระบุว่าสัญญาณเสียงจากเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยฟังสบายหูถึงแม้จะเบาไปเล็กน้อย และระบุว่าชอบสัญญาณเสียงออกจากระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ถึงแม้จะมีความดังมากเกินไปเล็กน้อย โดยให้คะแนนสัญญาณเสียงน้อยลงเมื่อจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเนื่องจากไม่ชอบที่สัญญาณเสียงดังเกินความจำเป็น และเมื่อถูกบอกให้เลือกสัญญาณเสียงที่ชอบเพียงสัญญาณเสียงเดียว ผู้ป่วยเลือกสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เนื่องจากสามารถเก็บข้อมูลการทดสอบการฟังสัญญาณออกของเครื่องช่วยฟังจากผู้ป่วยตัวอย่างได้เพียง 2 ท่าน จึงไม่สามารถคำนวณค่าเฉลี่ยของการทดสอบ Absolute Ratings of Sound Quality ได้

#### 4.4 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

- การเปรียบเทียบประสิทธิภาพการทำงานของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่

เมื่อพิจารณาการใช้เครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด กับเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ (ทั้งในเครื่องช่วยฟังแบบเดิม และเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย) ของผู้ปวยตัวอย่างทั้ง 12 ท่านในเชิงวัตถุวิสัย พบว่า ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะให้ประสิทธิภาพการทำงานที่ดีกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ ทั้งในด้านความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัวผ่านทางค่า WEVN และพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออก

ในด้านความแม่นยำของการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงนั้น ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะให้ความแม่นยำของวงจรกรองแบบปรับตัวที่มากกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่อย่างชัดเจน ทั้งนี้เนื่องจากความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัวที่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟัง กล่าวคือในระบบ AFC การใช้ค่าอัตราขยายสูง ๆ จะส่งผลให้วงจรกรองแบบปรับตัวสามารถประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงได้แม่นยำมากขึ้น โดยเมื่อเลือกใช้ระเบียบวิธี NLMS ที่มีสมการการปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์ดังสมการที่ 2.25 โดยจะยกมาไว้ในที่นี้อีกครั้ง

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \frac{\tilde{\mu} \mathbf{s}(n)e(n)}{\varepsilon + \|\mathbf{s}(n)\|^2} \quad (4.4)$$

จากรูปที่ 2.6 จะเห็นได้ว่าสามารถเขียน  $\mathbf{s}(n)$  ให้อยู่ในรูปผลคูณระหว่าง สัญญาณผิดพลาด กับ ค่าอัตราขยาย คือ

$$\mathbf{s}(n) = [G_0 e(n)e(n), G_0 e(n-1)e(n), \dots, G_0 e(n-L+1)e(n)]^T \quad (4.5)$$

เมื่อ กำหนดให้  $\varepsilon$  มีค่าเป็น 1 ในทุกการทดลอง จึงได้

$$\frac{\mathbf{s}(n)e(n)}{\|\mathbf{s}(n)\|^2} = \frac{[G_0 e(n)e(n), G_0 e(n-1)e(n), \dots, G_0 e(n-L+1)e(n)]^T}{[G_0^2 e(n)^2 + G_0^2 e(n-1)^2 + \dots + G_0^2 e(n-L+1)^2]} \quad (4.6)$$



ดังนั้นค่าที่ใช้ในการปรับปรุงค่าสัมประสิทธิ์ของวงจรรอง 1 ตัวสามารถเขียนได้ในรูป

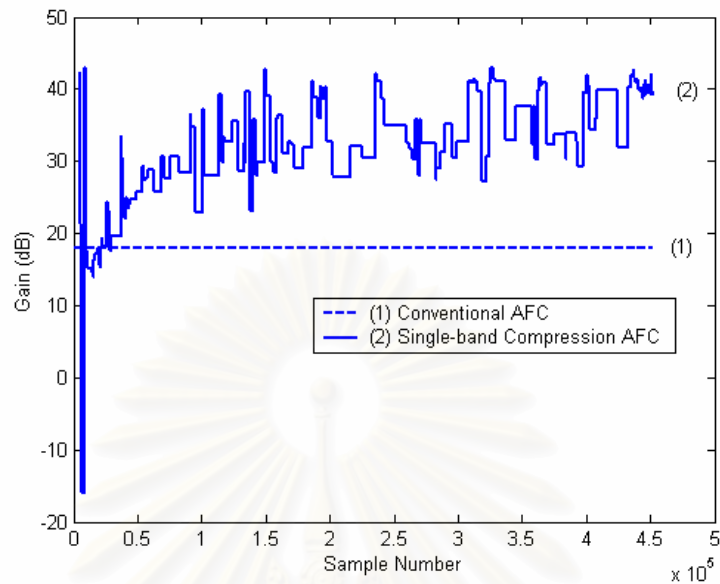
$$= \frac{G_0 e(n) e(n)}{G_0^2 [e(n)^2 + e(n-1)^2 + \dots + e(n-L+1)^2]} \quad (4.7)$$

เมื่อกำหนดให้  $e(n) \cong e(n-1) \cong \dots \cong e(n-L+1)$  และ  $L = 128$  จะได้

$$= \frac{G_0 e(n)^2}{G_0^2 [128 * e(n)^2]} = \frac{1}{128 * G_0} \quad (4.8)$$

เห็นได้ว่าความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงของระบบ AFC จะแปรผันโดยตรงกับค่าอัตราขยายของเครื่องช่วยฟัง คือการใช้ค่าอัตราขยายสูง ๆ จะทำให้วงจรรองลู่เข้าสู่ค่าตอบได้อย่างถูกต้องมากขึ้น แต่อย่างไรก็ตามการเพิ่มค่าอัตราขยายขึ้นโดยตรงในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ไม่สามารถทำได้ เนื่องจากจะส่งผลเสียต่อระบบ AFC คือ ทำให้ระบบมีอัตราการลู่เข้าช้า และสัญญาณเสียงออกมีพิสัยพลวัตที่ดิ่งเกินไป

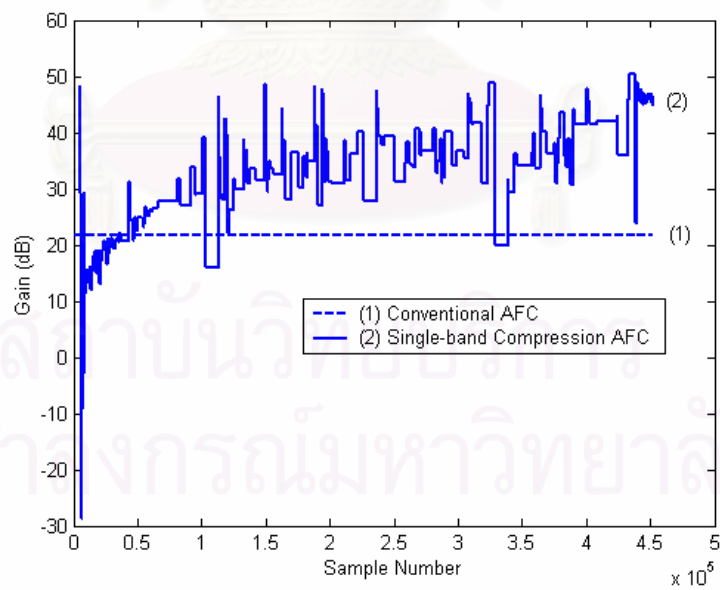
โดยจากผลการจำลองระบบในผู้ป่วยตัวอย่างทั้ง 12 ท่านที่มีลักษณะการสูญเสียการได้ยินที่แตกต่างกัน พบว่า วงจรรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดมีประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงมากกว่าวงจรรองแบบปรับตัวของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบค่าอัตราขยายคงที่ เนื่องจากความสามารถในการปรับค่าอัตราขยายให้เปลี่ยนแปลงไปตามระดับความดังของสัญญาณเข้าเครื่องช่วยฟังดังแสดงในรูปที่ 4.114 และ 4.115 โดยในช่วงต้นของการทำงานของระบบ AFC ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะมีค่าค่อนข้างน้อย เนื่องจากในช่วงนี้สัญญาณเสียงเข้าจะมีระดับความดังค่อนข้างสูงจากผลของการรบกวนจากสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ยังไม่ถูกกำจัดออก ดังนั้นค่าอัตราขยายจะปรับตัวลง โดยค่าอัตราขยายจะมีค่าเพิ่มขึ้นหลังจากสัญญาณเสียงป้อนกลับถูกกำจัดออกแล้ว ด้วยคุณสมบัติดังกล่าวของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดนี้เองที่ส่งผลให้วงจรรองแบบปรับตัวมีความแม่นยำในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่สูง โดยยังคงไว้ซึ่งอัตราการลู่เข้าที่ใกล้เคียงกับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบค่าอัตราขยายคงที่



รูปที่ 4.114 ค่าอัตราขยายที่ใช้ในระบบ AFC ของผู้ป่วยหมายเลข 1

(1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่

(2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด



รูปที่ 4.115 ค่าอัตราขยายที่ใช้ในระบบ AFC ของผู้ป่วยหมายเลข 2

(1) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่

(2) ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด

### - การเปรียบเทียบของการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อย

การเปรียบเทียบการใช้จำนวนแถบความถี่ย่อยที่แตกต่างกันในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยเพื่อหาจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟังในเชิงวัตถุวิสัย คือจำนวนแถบความถี่ย่อยที่ให้ประสิทธิภาพสูงสุดทั้งในด้านความแม่นยำของวงจรกรองแบบปรับตัวในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียง และพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่างจากการจำลองระบบของผู้ป่วยตัวอย่างทั้ง 12 ท่าน

เมื่อพิจารณาในด้านประสิทธิภาพการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว เห็นได้ว่าวงจรกรองแบบปรับตัวมีแนวโน้มในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงที่แม่นยำมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่ย่อยเพิ่มขึ้น แต่อย่างไรก็ตามในผู้ป่วยส่วนใหญ่ประสิทธิภาพในการประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงจะไม่เพิ่มขึ้นมากนักเมื่อจำนวนแถบความถี่ย่อยเพิ่มเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ย่อย ซึ่งการที่วงจรกรองแบบปรับตัวสามารถประมาณวิถีป้อนกลับทางเสียงได้แม่นยำมากขึ้นเมื่อเพิ่มจำนวนแถบความถี่ย่อยขึ้น ก็เนื่องมาจากการแบ่งสัญญาณเข้าเป็นแถบความถี่ย่อยทำให้สามารถปรับแต่งค่าอัตราขยายในแต่ละแถบความถี่ได้อย่างเหมาะสมมากขึ้นกับระดับการสูญเสียการได้ยินที่มีค่าไม่เท่ากันในแต่ละแถบความถี่

โดยในผู้ป่วยหมายเลข 1 การแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 2 ช่วงแถบความถี่ย่อยทำให้สามารถใช้ค่าอัตราขยายได้มากขึ้นในช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิร์ตซ์ และในขณะเดียวกันค่าอัตราขยายในช่วงความถี่ 0-4,000 เฮิร์ตซ์ จะมีค่าลดลง ซึ่งทำให้ค่า WEVN ระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ย่อย กับ 2 แถบความถี่ย่อย มีค่าใกล้เคียงกันดังแสดงในรูปที่ 4.19 โดยเมื่อแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 3 ช่วงแถบความถี่ย่อยจะทำให้สามารถใช้ค่าอัตราขยายได้มากขึ้นในช่วงความถี่ 2,000-4,000 เฮิร์ตซ์ ซึ่งส่งผลให้ค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ย่อยลดต่ำลงเมื่อเทียบกับค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 และ 2 แถบความถี่ย่อย แต่อย่างไรก็ตามเมื่อแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 4 ช่วงแถบความถี่ย่อย ค่าอัตราขยายที่ใช้จะมีค่าไม่ต่างจากกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ย่อย ซึ่งทำให้ค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3, 4, 5, และ 6 แถบความถี่ย่อยมีค่าใกล้เคียงกัน

ส่วนในผู้ป่วยหมายเลข 2 การแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 2 ช่วงแถบความถี่ย่อยทำให้สามารถใช้ค่าอัตราขยายได้มากขึ้นในช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิร์ตซ์ โดยที่ค่าอัตราขยายในช่วงความถี่ 0-4,000 เฮิร์ตซ์ ระหว่างเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 กับ 2 แถบความถี่ย่อยมีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งทำให้ค่า WEVN ของ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 2 แถบความถี่ย่อย มีค่าต่ำกว่าค่า WEVN

ของ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 1 แถบความถี่ย่อยดังรูปที่ 4.27 นอกจากนี้เมื่อแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 3 ช่วงแถบความถี่ย่อยจะทำให้สามารถใช้ค่าอัตราขยายได้มากขึ้นในช่วงความถี่ 2,000-4,000 เฮิรตซ์ ซึ่งส่งผลให้ค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ย่อยลดต่ำลงอีก แต่อย่างไรก็ตามเมื่อแบ่งสัญญาณเข้าเป็น 4 ช่วงแถบความถี่ย่อย ค่าอัตราขยายที่ใช้จะมีค่าไม่ต่างจากกรณีของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ย่อยมากนัก ซึ่งทำให้ค่า WEVN ของระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3, 4, 5, และ 6 แถบความถี่ย่อยมีค่าใกล้เคียงกัน

นอกจากนี้ เมื่อพิจารณาในด้านพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออก พบว่าให้ผลสอดคล้องกับประสิทธิภาพการทำงานของวงจรกรองแบบปรับตัว คือ ในผู้ป่วยทั้ง 12 ท่าน พิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจะมีความเหมาะสมกับลักษณะการสูญเสียการได้ยินมากขึ้นเมื่อจำนวนแถบความถี่ย่อยเพิ่มขึ้น โดยพบว่าการแบ่งจำนวนแถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ไม่ได้ส่งผลให้สัญญาณเสียงออกมีค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสมขึ้นอย่างมีนัยสำคัญแต่อย่างไรเมื่อเปรียบเทียบกับพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ย่อย



สถาบันวิจัยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## บทที่ 5

### สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการทดลอง

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ศึกษาประสิทธิภาพการตัดเสียงป้อนกลับในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดเพื่อแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพการตัดเสียงป้อนกลับที่เพิ่มมากขึ้นกว่าเครื่องช่วยฟังแบบเดิมในเชิงวัตถุวิสัย ทั้งในด้านการประเมินวิธีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัวที่แม่นยำมากขึ้น และพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังที่มีความเหมาะสมกับความต้องการของผู้ใช้งาน นอกจากนี้ วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟังในเชิงวัตถุวิสัย ซึ่งให้ประสิทธิภาพสูงสุดทั้งในด้านความแม่นยำของวงจรกรองแบบปรับตัวในการประเมินวิธีป้อนกลับทางเสียงและพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่าง 12 ท่าน จากภาควิชาโสต ศอ นาสิก โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

จากผลการจำลองระบบเปรียบเทียบระหว่างระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ กับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด ของผู้ป่วยตัวอย่างทั้ง 12 ท่าน พบว่า ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะให้ประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียงป้อนกลับที่ดีกว่าระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ โดยให้ความแม่นยำในการประเมินวิธีป้อนกลับทางเสียงของวงจรกรองแบบปรับตัวมากกว่าอย่างชัดเจนโดยมีอัตราลู่เข้าที่ไม่แตกต่างกันมากนัก นอกจากนี้สัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดจะมีความเหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วยทั้ง 12 ท่านมากกว่าสัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ทั้งในด้านขนาดความดังและค่าพิสัยพลวัต กล่าวคือสัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดมีขนาดความดังที่มากกว่าโดยรักษาไว้ซึ่งค่าพิสัยพลวัตที่เหมาะสม เห็นได้จากพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่ส่วนใหญ่จะอยู่เหนือระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยตัวอย่าง ซึ่งแตกต่างกับพิสัยพลวัตของสัญญาณออกจากเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายคงที่ที่มีเพียงบางส่วนเท่านั้นที่อยู่เหนือระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วย

ในการจำลองระบบส่วนที่สองเพื่อหาจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมต่อการใช้งานเครื่องช่วยฟังในเชิงวัตถุวิสัยนั้น สรุปได้ว่าการเลือกจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมในการใช้งานเครื่องช่วยฟังอาจพิจารณาได้จาก 2 ปัจจัย คือ ประสิทธิภาพการตัดเสียงป้อนกลับของวงจรกรองแบบปรับตัว และลักษณะพิสัยพลวัตที่เหมาะสมต่อลักษณะการสูญเสียการได้ยินของผู้ป่วย โดยจากการ

จำลองระบบในผู้ป่วยตัวอย่าง 12 ท่าน พบว่า การเลือกใช้ระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด 3 แถบความถี่ย่อยจะให้ประสิทธิภาพเทียบเท่ากับระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดที่มีจำนวน แถบความถี่เพิ่มขึ้นเป็น 4, 5, และ 6 แถบความถี่ ทั้งในด้านประสิทธิภาพการตัดสัญญาณเสียง ป้อนกลับและพิสัยพลวัตของสัญญาณเสียงออก นอกจากนี้สังเกตได้ว่าจากการที่ผู้ป่วยตัวอย่างส่วนใหญ่มักจะมีระดับการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่สูงมากกว่าการสูญเสียการได้ยินในช่วงความถี่ต่ำ การใช้เครื่องช่วยฟังที่มี 3 แถบความถี่ย่อย จึงมีความเหมาะสมกับการสูญเสียการได้ยินของกลุ่มผู้ป่วยตัวอย่าง (ซึ่งเลือกมาโดยวิธีการสุ่ม) อย่างมาก เนื่องจากช่วยให้สามารถออกแบบค่าอัตราขยายให้ตอบสนองต่อการสูญเสียการได้ยินได้อย่างเหมาะสมทั้ง 3 ช่วง คือ ช่วงความถี่ 0-2,000 เฮิรตซ์ ที่มักมีระดับการสูญเสียการได้ยินต่ำสุด ช่วงความถี่ 2,000-4,000 เฮิรตซ์ ที่มักมีระดับการสูญเสียการได้ยินอยู่ระหว่างกลาง และ ช่วงความถี่ 4,000-8,000 เฮิรตซ์ ที่มักมีระดับการสูญเสียการได้ยินสูงสุดเมื่อเทียบกับ 2 ช่วงความถี่ก่อนหน้านี้

## 5.2 ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยในอนาคต

1. การออกแบบหลักเกณฑ์ในการแบ่งช่วงความถี่ย่อย เพื่อให้ได้ทั้งลักษณะและจำนวนการแบ่งแถบความถี่ย่อยในการใช้งานเครื่องช่วยฟังที่เหมาะสมกับผู้ประสบปัญหาการสูญเสียการได้ยินแต่ละรายสามารถทำได้โดยอัตโนมัติ

2. ทดสอบคุณภาพของสัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังที่ใช้ค่าอัตราขยายแบบต่าง ๆ ในเชิงอัตวิสัยกับผู้ป่วยจำนวนมากขึ้น เพื่อให้สามารถนำมาใช้ในการตัดสินใจเลือกจำนวนแถบความถี่ย่อยที่เหมาะสมในการออกแบบเครื่องช่วยฟังได้อย่างถูกต้อง

## รายการอ้างอิง

1. [www.hearingaidhelp.com](http://www.hearingaidhelp.com)
2. [www.betterhearing.org](http://www.betterhearing.org)
3. [www.songbirdhearing.com](http://www.songbirdhearing.com)
4. 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, pp.29 – 32.
5. H. Dillon, "Hearing Aids", Boomerang Press, 2001.
6. [www.starkeythailand.com](http://www.starkeythailand.com)
7. [www.ahaanet.com/hearingaidstyles.asp](http://www.ahaanet.com/hearingaidstyles.asp)
8. S. Haykin. "Adaptive Filter Theory". : Prentice Hall ,1996 , pp. 193 – 236.
9. S. V. Vaseghi. "Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction". 2<sup>nd</sup> ed. : John wiley & Sons, 2000 , pp. 178 – 261
10. H. Hayes. "Statistical digital Signal Processing and Modeling". :John wiley & Sons, 1996 , pp. 493 – 554.
11. J. Kate. "Feedback Cancellation in Hearing Aids : Result from a Computer Simulation". IEEE Trans. Signal Processing. Vol. 39 , March 1991 , pp.553 – 62.
12. J. Maxwell and P. Zurek. "Reduction Acoustic Feedback in Hearing Aids". IEEE Trans Speech Audio Processing. Vol. 4, July 1995 , pp.304 – 313.
13. M.G. Siqueira and A. Awan. "Steady-State Analysis of Continuous Adaptation in Acoustic Feedback Reduction System for Hearing-Aids". IEEE Trans. On Speech and Audio Processing. Vol. 8, July 2000 , pp. 443 – 453.
14. A. Chankawee and N. Tangsangiumvisai, "On the Improvement of Acoustic Feedback Cancellation in Hearing-aid Devices" in the Proceedings of IEEE International Midwest Symposium on Circuit and Systems (MWSCAS'04, Hiroshima, Japan), Vol. 2, July 2004, pp. II-17 - II-20.
15. A. Chankawee. "Acoustic Feedback Cancellation in Hearing Aids Using Time-varying Allpass Filters". Thesis of Master Degree of Engineering in Electrical Engineering, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University, Academic Year 2004.

16. A. Chankawee and N. Tangsangiumvisai, "Performance Improvement of Acoustic Feedback Cancellation in Hearing Aids using Linear Prediction," IEEE Region 10 Conference (TENCON'04), Vol. 1, November 2004, pp. 116–119.
17. T. Schneider and R. Brennan."A Multichannel Compression Strategy for a Digital Hearing Aid". Processing of IEEE international conference on Acoustics Speech and Signal (ICASSP'97), Vol. 1, April 1997, pp.411– 414.
18. <http://hcd2.bupa.co.uk>
- 19 <http://www.asha.org>
20. <http://www.acoustics.org>
21. M. Li, H. G. McAllister, N. D. Black. "Multirate Modeling of Human Ear Frequency Resolution for Hearing Aids". Digital Signal Processing Workshop Proceedings of IEEE, September 1996, pp.157 -160.



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



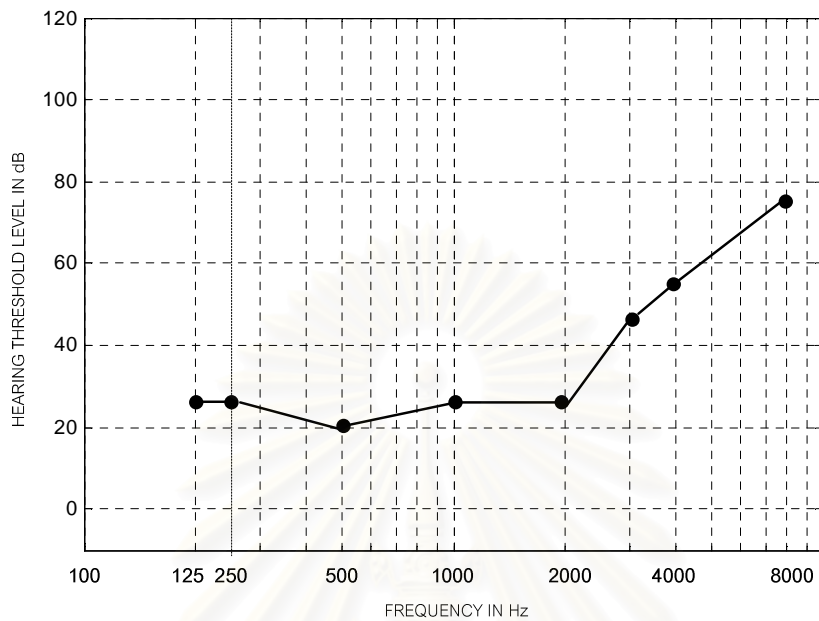


ภาคผนวก

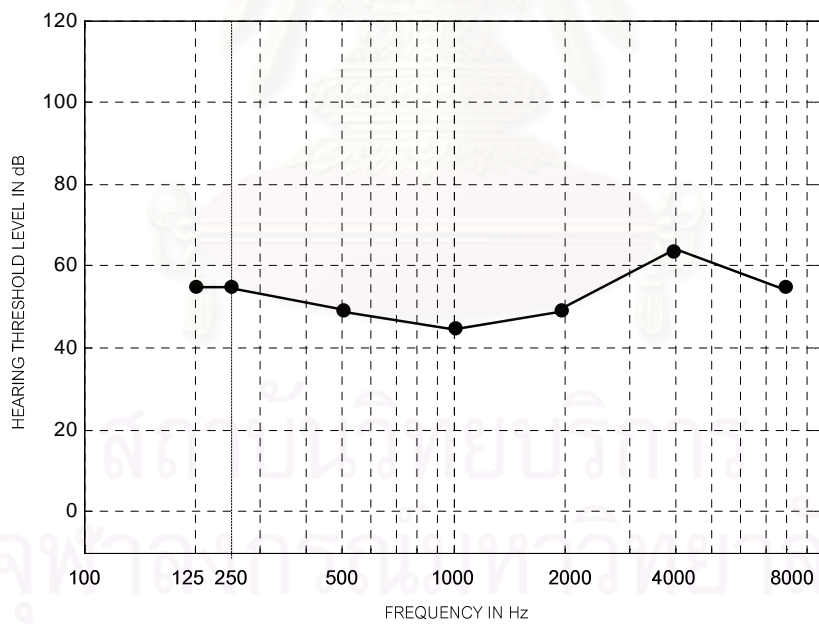
สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

## ภาคผนวก ก.

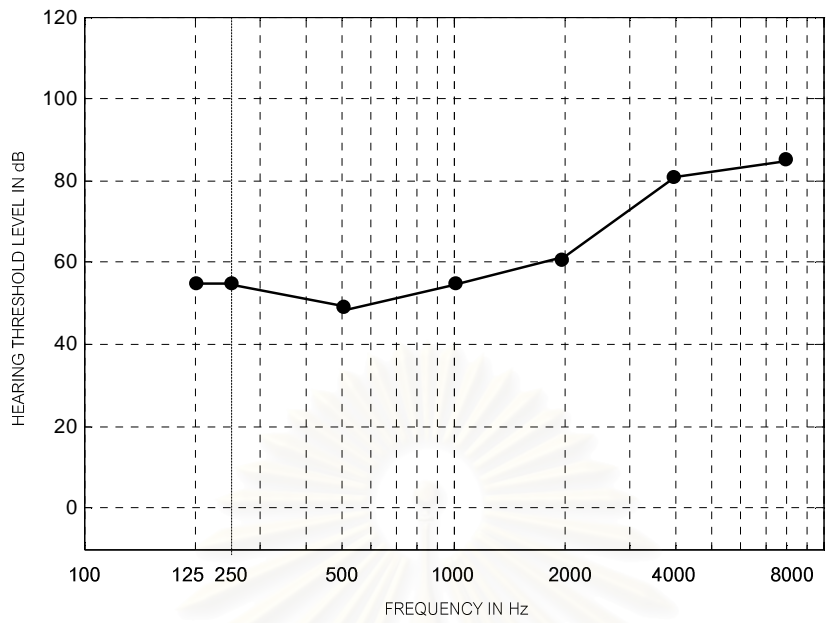
ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินของผู้ป่วยหมายเลข1 ถึงผู้ป่วยหมายเลข12



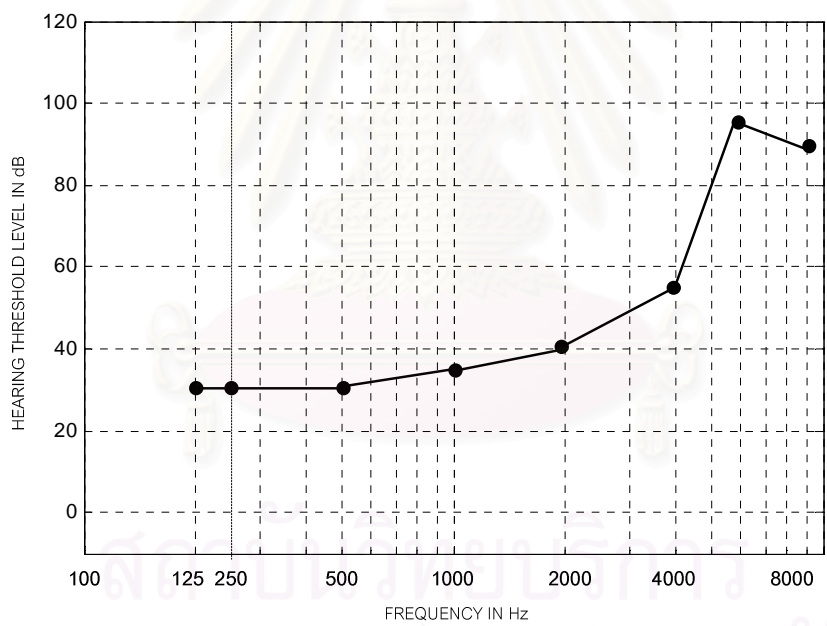
(ก) ผู้ป่วยหมายเลข1 เพศชาย อายุ 52 ปี



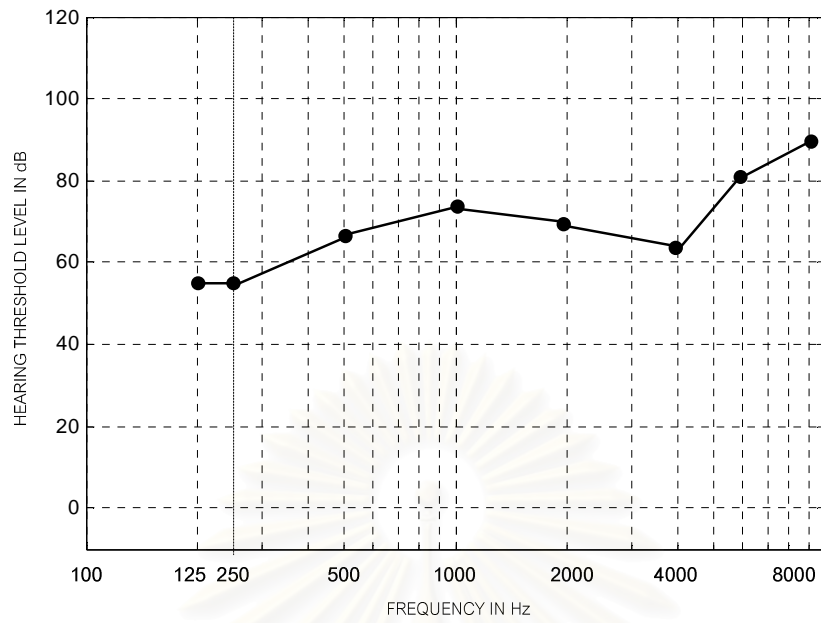
(ข) ผู้ป่วยหมายเลข2 เพศหญิง อายุ 36 ปี



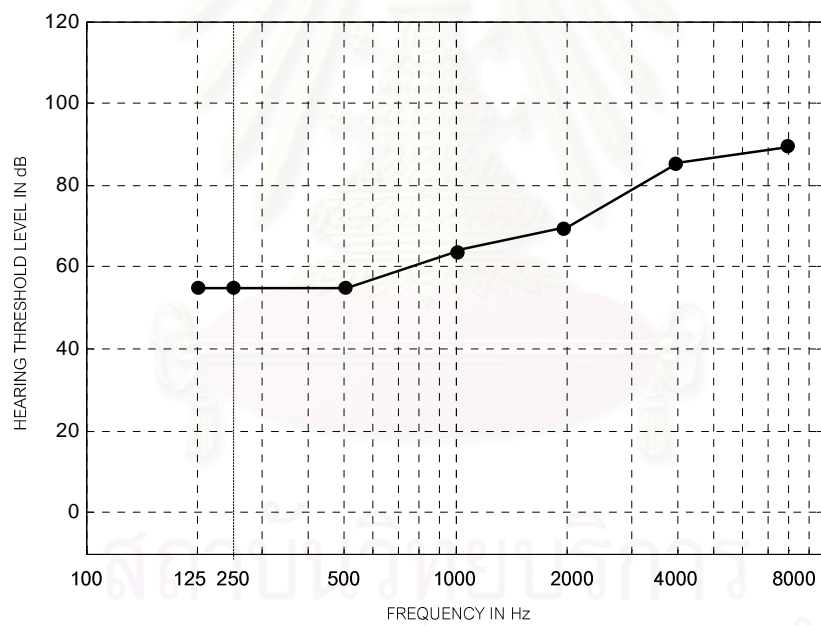
(ค) ผู้ป่วยหมายเลข 3 เพศหญิง อายุ 48 ปี



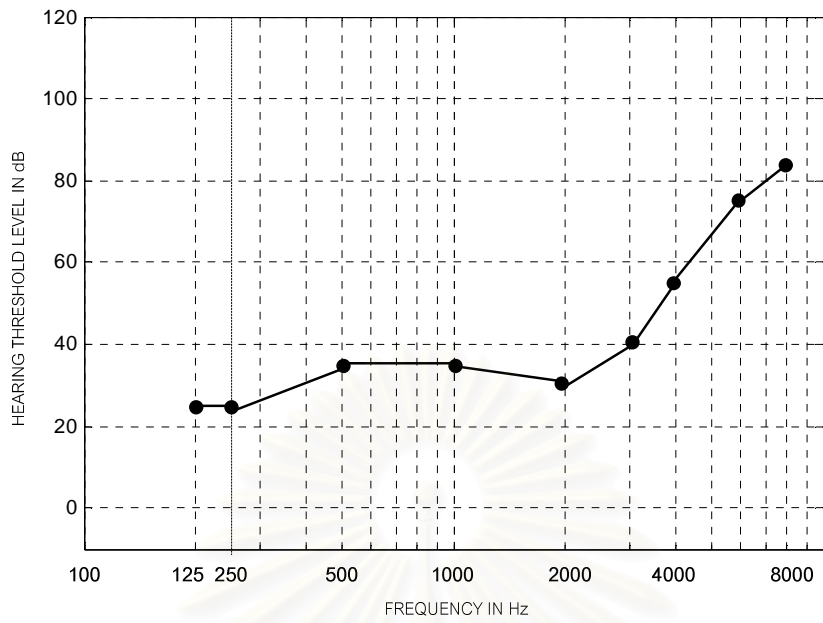
(ง) ผู้ป่วยหมายเลข 4 เพศชาย อายุ 40 ปี



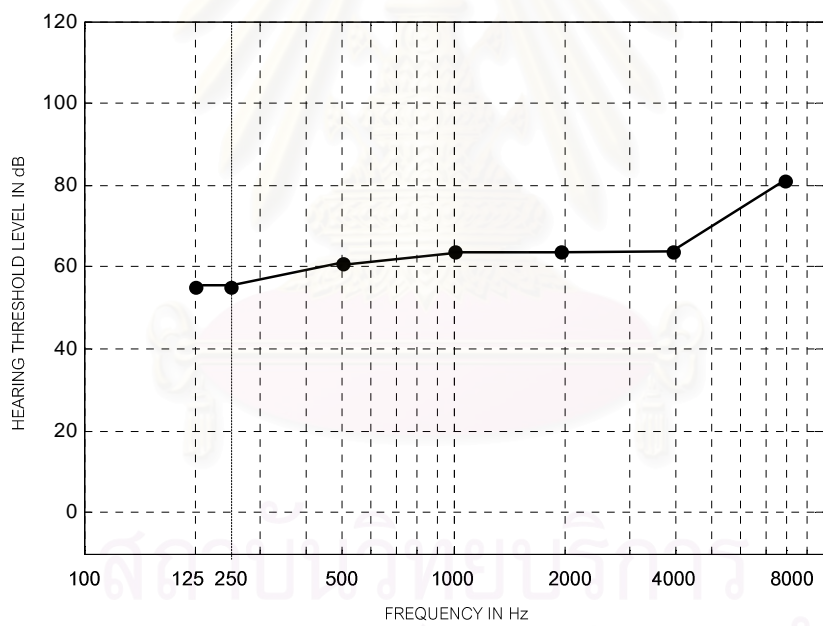
(จ) ผู้ป่วยหมายเลข 5 เพศหญิง อายุ 17 ปี



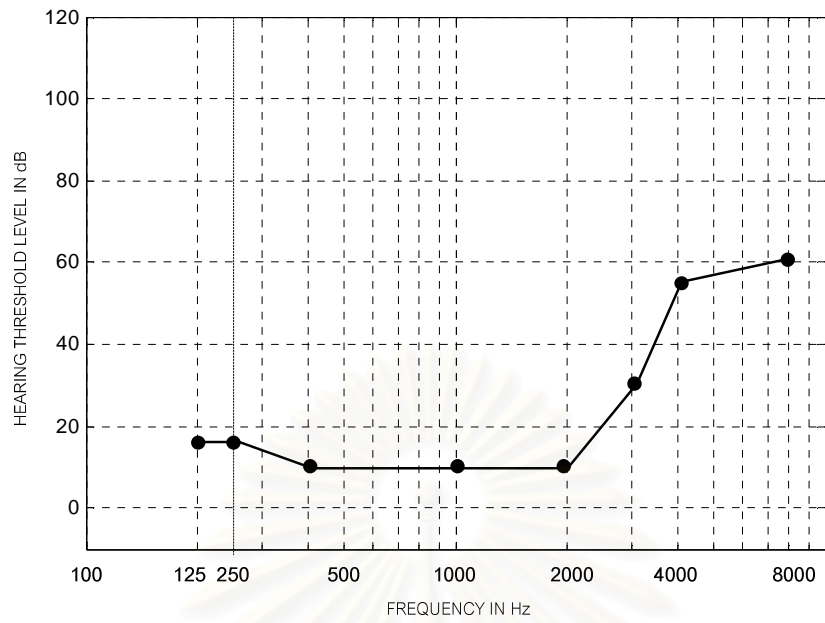
(ข) ผู้ป่วยหมายเลข 6 เพศหญิง อายุ 51 ปี



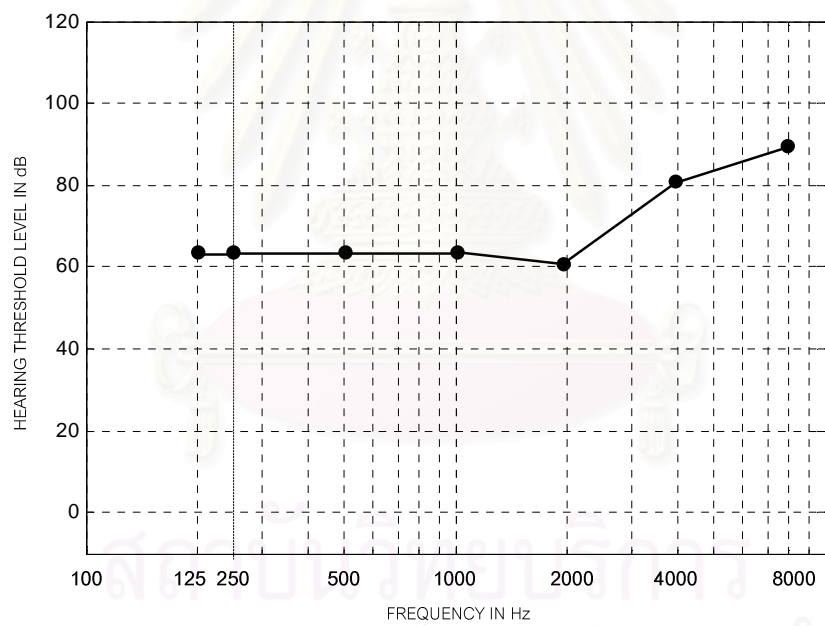
(ข) ผู้ป่วยหมายเลข 7 เพศหญิง อายุ 49 ปี



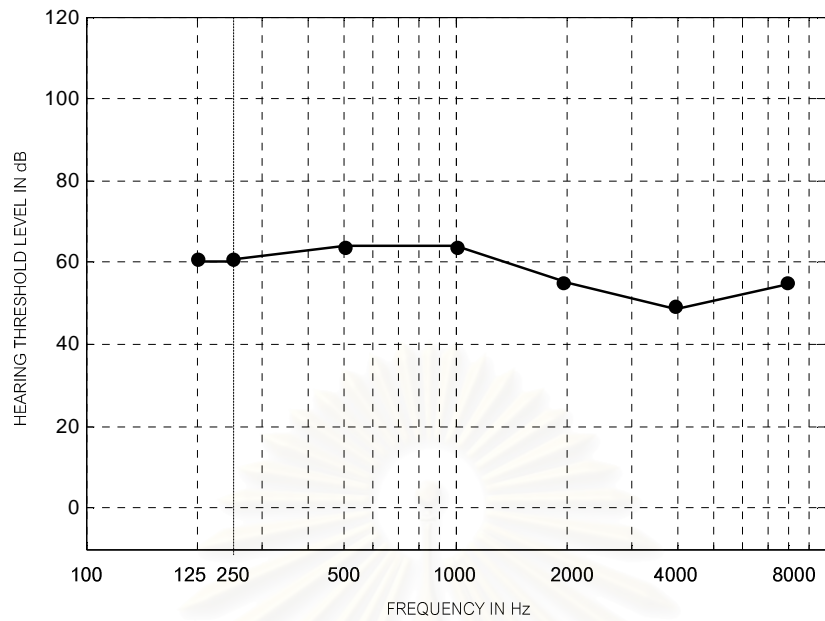
(ค) ผู้ป่วยหมายเลข 8 เพศหญิง อายุ 72 ปี



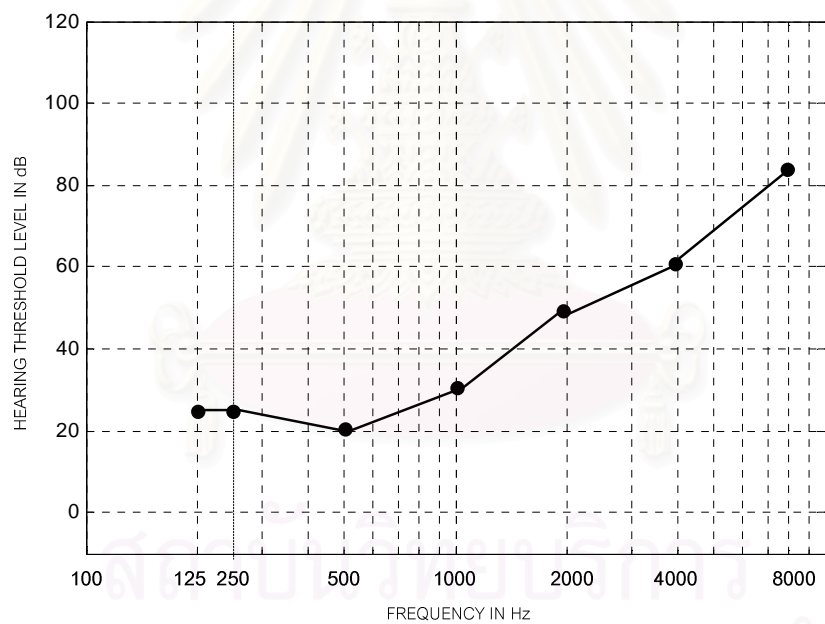
(ฉ) ผู้ป่วยหมายเลข 9 เพศหญิง อายุ 26 ปี



(ญ) ผู้ป่วยหมายเลข 10 เพศหญิง อายุ 54 ปี



(ฎ) ผู้ป่วยหมายเลข 11 เพศหญิง อายุ 28 ปี



(ฏ) ผู้ป่วยหมายเลข 12 เพศชาย อายุ 36 ปี

รูปที่ ก.1 กราฟ Pure Tone Audiogram แสดงค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ประสบปัญหาสูญเสียการได้ยิน 12 ท่าน จากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

## ภาคผนวก ข.

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC  
ในผู้ป่วยหมายเลข3 ถึงผู้ป่วยหมายเลข12

## 1. ผู้ป่วยหมายเลข3

## - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข3 มีค่าเป็น 30.21 เท่า (29.60 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.1

ตารางที่ ข.1 : ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข3

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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 ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข3



ตารางที่ ข.2 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข3

	จำนวนแถบความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1แถบความถี่	2แถบความถี่	3แถบความถี่	4แถบความถี่	5แถบความถี่	6แถบความถี่
	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. ผู้ป่วยหมายเลข4

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข4 มีค่าเป็น 16.76 เท่า (24.48 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ "Half -Gain Rule" ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.3

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ข.3 : ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข4

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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  
หลายแถบความถี่ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข4

ตารางที่ ข.4 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข4

	จำนวนแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข4					
	1แถบความถี่	2แถบความถี่	3แถบความถี่	4แถบความถี่	5แถบความถี่	6แถบความถี่
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” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.5

ตารางที่ ข.5 : ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 5

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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 ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 5

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ข.6 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 5

	จำนวนแถบความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1แถบความถี่	2แถบความถี่	3แถบความถี่	4แถบความถี่	5แถบความถี่	6แถบความถี่
	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" ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.7

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ข.7 : ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข6

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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  
หลายแถบความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข6

ตารางที่ ข.8 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข6

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

## 5. ผู้ป่วยหมายเลข 7

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 7 มีค่าเป็น 10.67 เท่า (20.56 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.9

ตารางที่ ข.9 : ค่าอัตราการขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 7

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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 ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 7

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ข.10 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 7

	จำนวนแถบความถี่ย่อยของเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด					
	1แถบความถี่	2แถบความถี่	3แถบความถี่	4แถบความถี่	5แถบความถี่	6แถบความถี่
	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

## 6. ผู้ป่วยหมายเลข 8

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 8 มีค่าเป็น 23.27 เท่า (27.34 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half -Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.11

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

**ตารางที่ ข.11 : ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข 8**

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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 ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 8

**ตารางที่ ข.12 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข 8**

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



## 7. ผู้ป่วยหมายเลข9

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข9 มีค่าเป็น 5 เท่า (13.91 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.13

ตารางที่ ข.13 : ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข9

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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 ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข9

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ข.14 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข9

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

#### 8. ผู้ป่วยหมายเลข10

##### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข10 มีค่าเป็น 32.66 เท่า (30.28 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half –Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.15

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

**ตารางที่ ข.15 :** ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข10

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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  
หลายแถบความถี่ตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข10

**ตารางที่ ข.16 :** ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข10

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

## 9. ผู้ป่วยหมายเลข 11

### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข 11 มีค่าเป็น 10.83 เท่า (20.70 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ “Half – Gain Rule” ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.17

### ตารางที่ ข.17 : ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC

ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อยของผู้ป่วยหมายเลข 11

ช่วงความถี่ของสัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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 ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดหลายแถบความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข 11

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ ข.18 : ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข11

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

#### 10. ผู้ป่วยหมายเลข12

##### - ค่าอัตราขยายแบบคงที่

ค่าอัตราขยายที่ใช้ในเครื่องช่วยฟังแบบเดิมสำหรับการจำลองระบบในผู้ป่วยหมายเลข12 มีค่าเป็น 13.47 เท่า (22.56 dB) เมื่อใช้หลักเกณฑ์ "Half -Gain Rule" ส่วนค่าอัตราขยายในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ย่อย ซึ่งมีการแบ่งออกเป็นสี่แถบความถี่ มีค่าดังแสดงในตารางที่ ข.19

สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

**ตารางที่ ข.19 :** ค่าอัตราขยายที่เลือกใช้สำหรับการจำลองระบบ AFC  
ในเครื่องช่วยฟังแบบหลายแถบความถี่ของผู้ป่วยหมายเลข12

ช่วงความถี่ของ สัญญาณเข้า (เฮิรตซ์)	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**

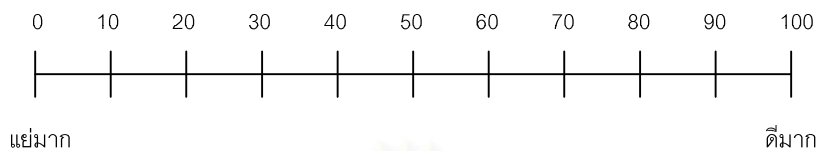
ค่าระดับเริ่มต้นในการได้ยินที่ใช้ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัด  
หลายแถบความถี่ย่อยตั้งแต่ 1 ถึง 6 แถบความถี่ กรณีผู้ป่วยหมายเลข12

**ตารางที่ ข.20 :** ค่าขีดเริ่มการได้ยินที่เลือกใช้ในแต่ละแถบความถี่  
ในการจำลองระบบ AFC ในเครื่องช่วยฟังแบบบีบอัดของผู้ป่วยหมายเลข12

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

ภาคผนวก ค.

แบบฟอร์มการทดสอบคุณภาพของสัญญาณเสียง



Absolute ratings

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

1) สัญญาณเสียงออกจากเครื่องช่วยฟังแบบไหนที่คุณชอบมากที่สุด .....

2) คุณมีความคิดเห็นอย่างไรกับสัญญาณเสียงในแต่ละแบบที่ได้รับฟังไป (ผู้ทดสอบ

สามารถอธิบายในลักษณะใดก็ได้)

.....

.....

### บทความทางวิชาการที่ได้รับการเผยแพร่

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 EURASIP European Signal Processing Conference (EUSIPCO'06, Florence, Italy), 4 – 8 September 2006.
2. 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

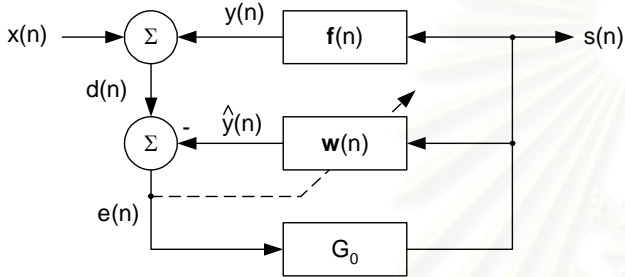


Figure 1: Acoustic feedback cancellation with continuous adaptation.

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

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

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.

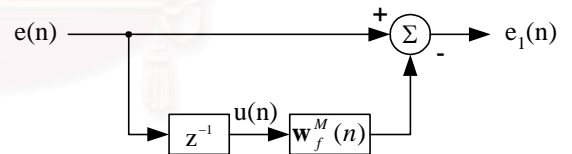


Figure 2: A Forward Linear Predictor.

### 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].

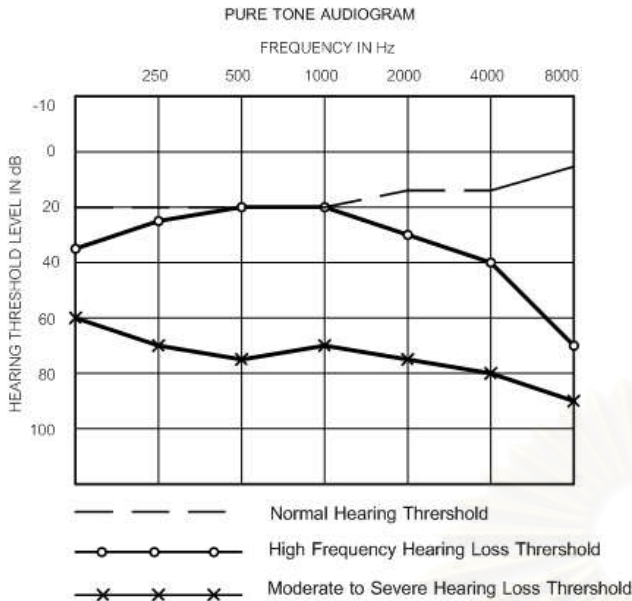


Figure 3: Pure tone audiogram indicating hearing threshold of two patients with different hearing thresholds.

3.3. Amplification gain

Table1: 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.

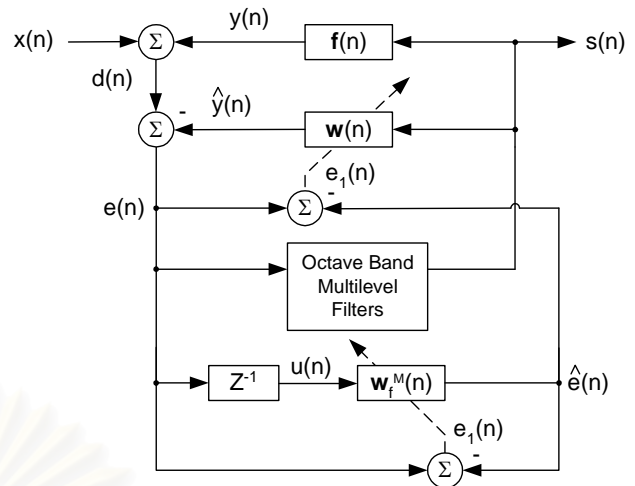


Figure 4: The proposed multi-band AFC system.

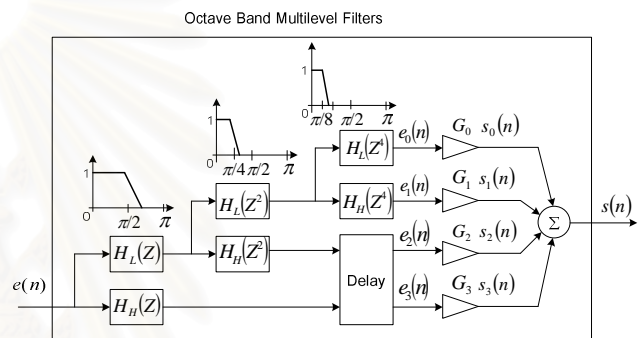


Figure 5: Octave Band Multilevel Filters.

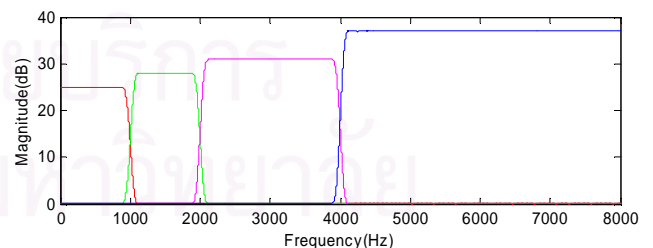
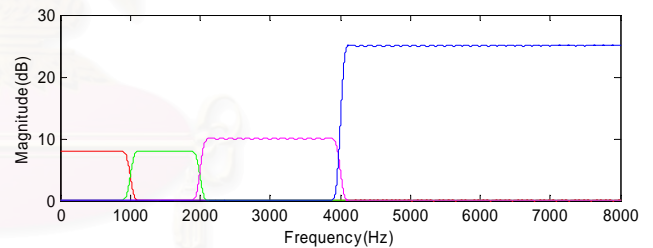


Figure 6: Frequency response of the Octave Band Multilevel Filters for (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

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 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.

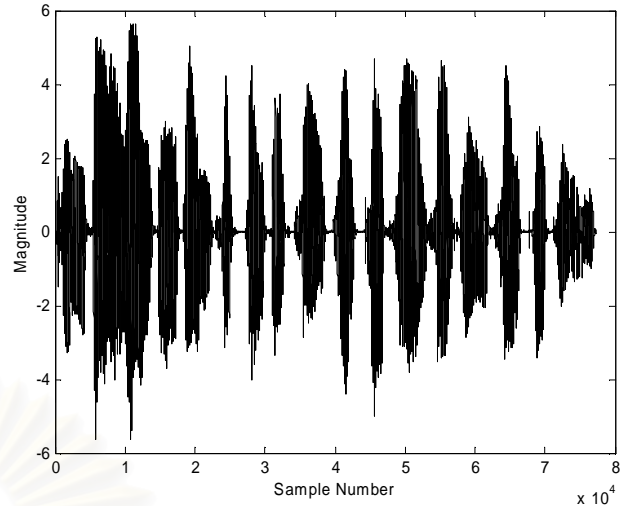


Figure 7: Speech input signal.

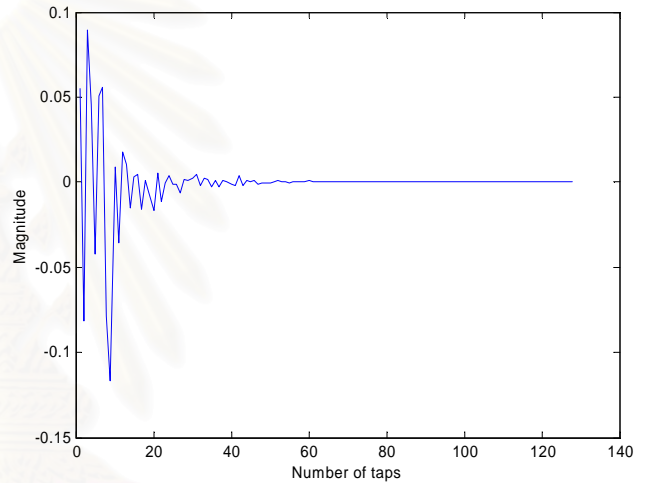


Figure 8: Impulse response of the acoustic feedback path.

#### 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, Center of Excellence in Electrical Power Technology 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.

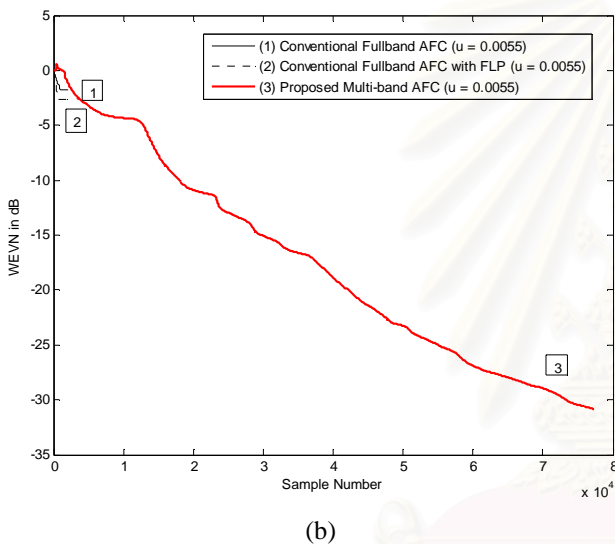
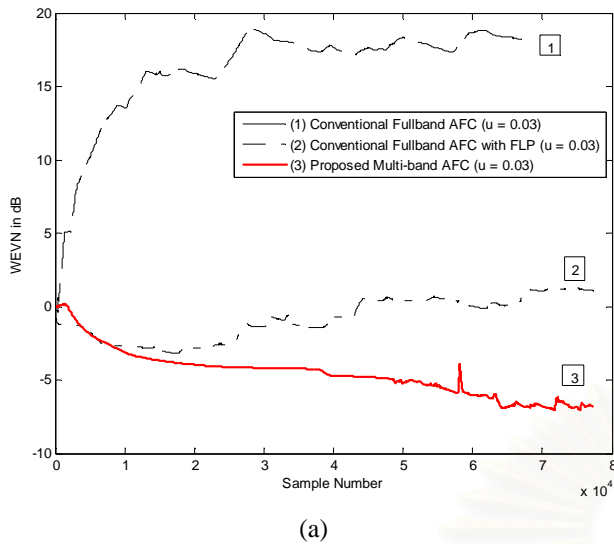


Figure 9: Comparison of WEVN performance of the AFC systems with (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

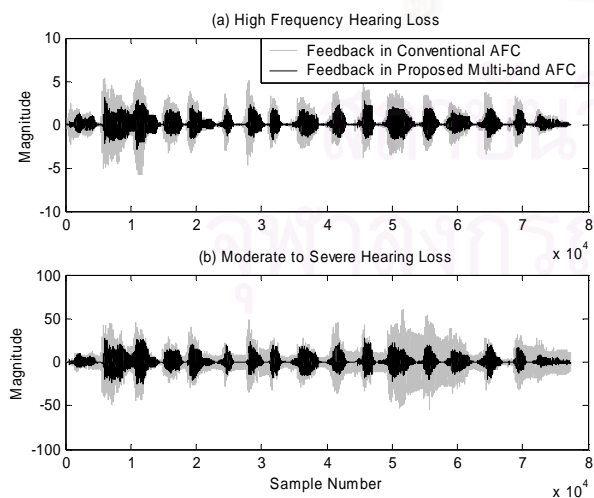


Figure 10: Feedback signal,  $y(n)$ , of the AFC system for (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

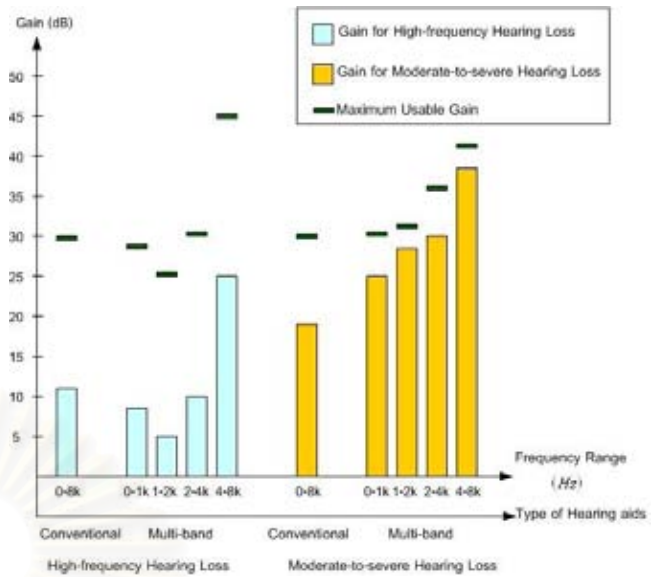


Figure 11: Comparison of maximum amplification gains.

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.

# 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

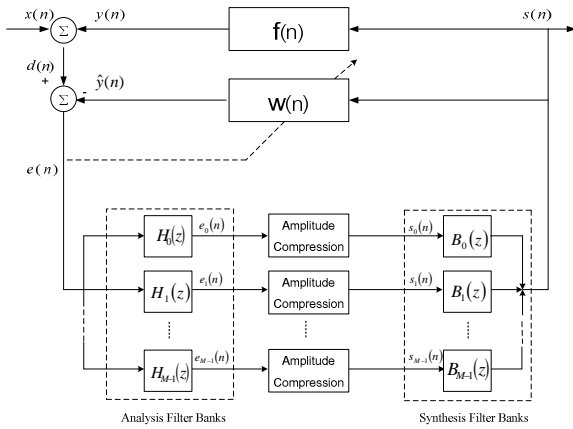


Figure 1. The multi-band compression AFC system.

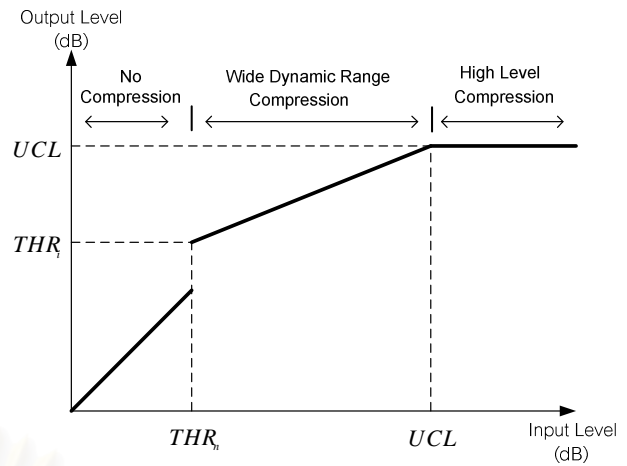


Figure 2. Compression Rule

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.

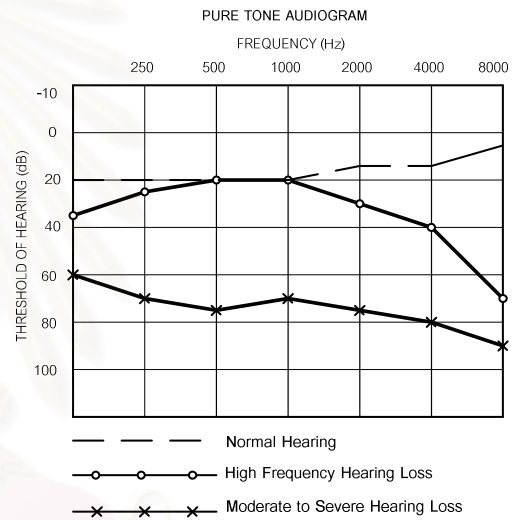


Figure 3. Pure tone audiogram indicating two different thresholds of hearing as compared with the normal one.

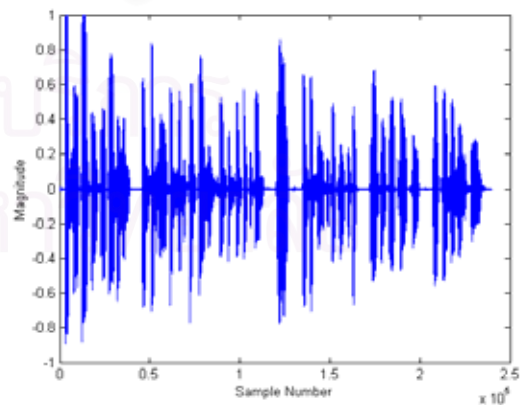
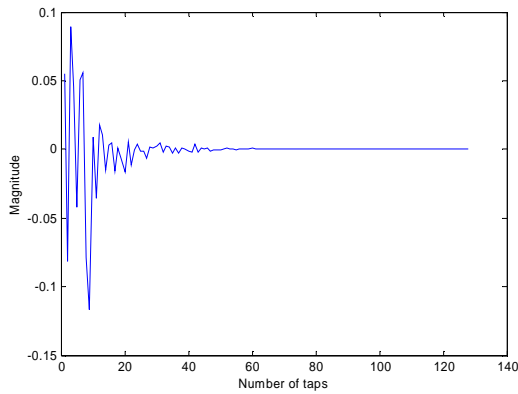


Figure 4. Speech input.

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.

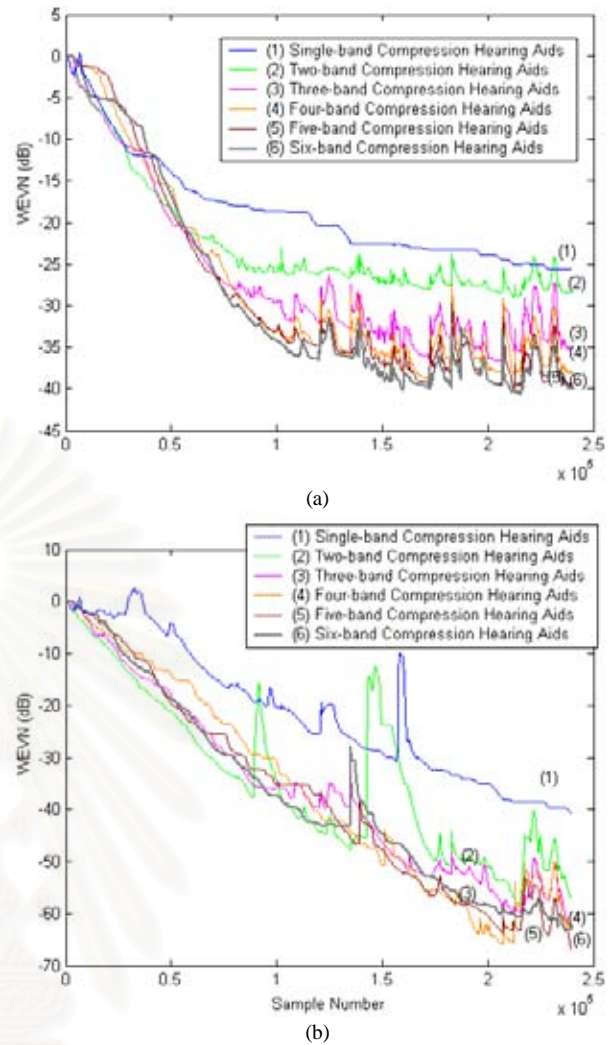


Figure 6. Comparison of WEVN performance of the AFC systems with (a) high-frequency hearing loss and (b) moderate-to-severe hearing loss.

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.

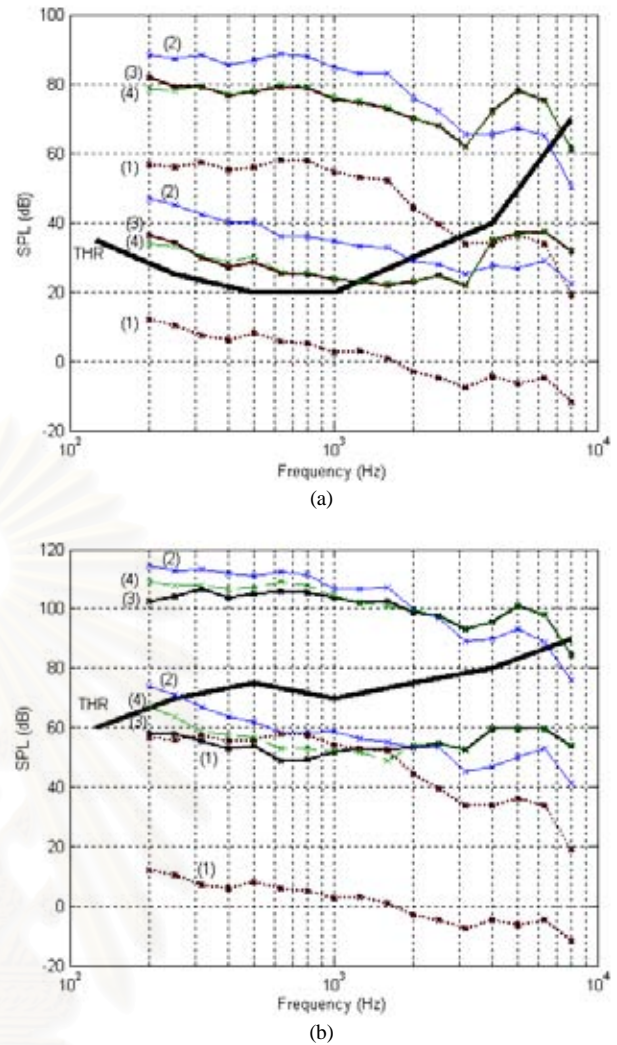


Figure 7. Comparison of compressed dynamic ranges of the outputs of AFC systems for multi-band compression hearing aids with different numbers of bands; for two cases of  
(a) high-frequency hearing loss and  
(b) moderate-to-severe hearing loss.

- (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

## ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายปพิชญา ชัยสกุล เกิดวันที่ 16 กรกฎาคม พ.ศ. 2525 ที่จังหวัดกรุงเทพมหานคร ฯ ได้เข้าศึกษาในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2543 ซึ่งสำเร็จการศึกษาดังกล่าว สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2546 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2547



สถาบันวิทยบริการ  
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย