

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การชดเชยผู้บกพร่องทางการได้ยินโดยใช้ตัวกรองผ่านแบบไอไออาร์

HEARING IMPAIRED TO COMPENSATE BASED ON

IIR ALL-PASS FILTER



T117884

ปฏิภาณ แหวกวารี

PATIPHAN WHEAKWAREE

กท.
ว137ก
9554

เลขหมู่.....**117884**
เลขทะเบียน.....
วัน,เดือน,ปี...**22** ส.ค. 2554

12319252
b.....
i.....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2554

KMITL-2011-EN-M-010-081

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

HEARING IMPAIRED TO COMPENSATE BASED ON

IIR ALL-PASS FILTER



PATIPHAN WHEAKWAREE

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT

OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF

MASTER OF ENGINEERING IN TELECOMMUNICATION ENGINEERING

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2011

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ **KMITL-2011-EN-M-010-081** ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2011

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การชดเชยผู้บกพร่องทางการได้ยิน โดยใช้ตัวกรองผ่าน
แบบไอไออาร์

นักศึกษา

นายปฏิภาณ แหวกวาริ

รหัสประจำตัว

49060915

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมโทรคมนาคม

พ.ศ.

2554

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

รศ.สมยศ จุณณะปิยะ

บทคัดย่อ

บทความนี้เป็นการนำเสนอวิธีการออกแบบตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินในเครื่องช่วยฟัง สำหรับผู้ที่มีปัญหาทางการรับฟังเสียง ซึ่งเครื่องช่วยฟังแต่ละเครื่องจะใช้ได้เฉพาะบุคคล โดยการปรับแต่งสัญญาณเสียงให้สามารถรับฟังเสียงได้ดีขึ้น โดยผลการปรับระดับความดังเสียงขึ้นอยู่กับความเชี่ยวชาญและชำนาญการของนักโสตวิทยา เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงได้ทำการออกแบบ IIR Filter ขึ้นมาช่วยในการชดเชยสัญญาณความบกพร่อง แต่ข้อมูลความบกพร่องทางการได้ยินของผู้บกพร่องทางการได้ยินอยู่ในรูปของออดิโอแกรม (Audiogram) จึงจำเป็นต้องจำลองความบกพร่องทางการได้ยินให้อยู่ในรูปของผลตอบสนองทางขนาดก่อน โดยการออกแบบอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนตำแหน่งของโพล และซีโรกับ ผลตอบสนองทางขนาด เพื่อนำมาใช้สร้างรูปจำลองทางคณิตศาสตร์ความบกพร่องทางการได้ยินในรูปของ ฟังก์ชันถ่ายโอน การออกแบบเริ่มจากการออกแบบ All-pass filter และเปลี่ยนตำแหน่งของโพล และซีโรด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ Least Square เพื่อควบคุมผลตอบสนองทางขนาด ให้มีความสอดคล้องใกล้เคียงกับออดิโอแกรม ส่วนการสร้างฟังก์ชันถ่ายโอนสำหรับการชดเชยนั้นจะถูกสร้างขึ้นจากฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวจำลองความบกพร่องทางการได้ยินและ All-pass filter ต่อร่วมกันในลักษณะผลต่าง ผลการทดลองพบว่าฟังก์ชันถ่ายโอนของความบกพร่องทางการได้ยินที่ถูกสร้างขึ้นตามหลักการที่นำเสนอมีความถูกต้องสอดคล้องกับออดิโอแกรม และฟังก์ชันถ่ายโอน สำหรับการชดเชยสามารถชดเชยความบกพร่อง ได้อย่างมีถูกต้องแม่นยำ

Thesis	Hearing Impaired to Compensate Based on IIR All-pass Filter
Student	Mr.Patiphan Wheakwaree
Student ID.	49060915
Degree	Master of Engineering
Program	Telecommunications Engineering
Year	2011
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Somyot Junnapiya

ABSTRACT

This thesis proposes the methods designed to compensate the hearing defect on hearing aids for hearing-impaired persons. Each hearing aid is suitably used for a certain person by adjusting sound signals for better hearing. The result of adjusting volume levels of sound depends on the expertise of each ENT medical technician. To solve this problem, an IIR filter has been designed to compensate the signal defect. However, the hearing defect data of hearing-impaired people is in the form of audiogram, so it is necessary to simulate the hearing defect in the form of magnitude response first. The design requires the relationship between the transposition of pole and zero and magnitude response in order to be used to create the mathematical model of the hearing defect in the transfer functions (T.F.) form. Designing starts from creating all-pass filter and the transposition of pole and zero by using the mathematical method least square, in order to control magnitude response to be relevant to audiogram. Also, creating the transfer functions for compensation will be created from the transfer functions of the model of the hearing defect and all-pass filter, which are connected together based on their differences then. The experiment result is that transfer functions of the hearing defect created by using proposed principles are accurate and relevant to audiogram, and the transfer functions for compensation can compensate the defect accurately.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี จากบุคคลหลายฝ่ายที่ให้ความกรุณาช่วยเหลือและสนับสนุน ผู้จัดทำวิทยานิพนธ์ขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างยิ่งจากความกรุณาของ รองศาสตราจารย์.สมยศ จุณณะปิยะ และรองศาสตราจารย์ ดร.สุรพันธ์ ยี่มมัน อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านให้ความช่วยเหลือ ให้คำแนะนำ และช่วยแก้ปัญหาแก่ข้าพเจ้ามาโดยตลอด

ขอขอบพระคุณ คุณลุงค้อย และคุณป้าค้อย ความช่วยเหลือจากท่านทำให้ข้าพเจ้าได้มีโอกาสได้ศึกษาต่อได้ด้วยดี

ขอขอบคุณพี่สุ พี่พงษ์ และแดง โมที่ให้คำแนะนำและขอบคุณภาควิชาฟิสิกส์ อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ ที่เอื้อเฟื้อห้องปฏิบัติการระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลข วัสดุอุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการทำวิจัยวิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

ขอขอบคุณพี่ ๆ และเพื่อนทุกท่านจากความช่วยเหลือ และกำลังใจที่ดีในการทำวิจัย

ขอกราบขอบพระคุณบิดามารดา ผู้ที่มีแต่ให้ทุกสิ่งทุกอย่าง และเป็นกำลังใจที่ทำให้ข้าพเจ้ามีความพยายาม ตั้งใจทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับผู้มีพระคุณทุกท่าน

ปฎิภาณ แหวทวาริ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VI
สารบัญรูป.....	VII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	3
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 สัญญาณและระบบแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา.....	4
2.1.1 สัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา.....	4
2.1.2 ระบบแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา.....	5
2.2 การแปลงแซด (z-Transform).....	5
2.2.1 คุณสมบัติของการแปลงแซด.....	6
2.2.2 การแปลงแซดในรูปเศษส่วน.....	8
2.3 ผลตอบสนองทางความถี่ (Frequency Response).....	11
2.3.1 ผลตอบสนองทางขนาด (Magnitude Response).....	12
2.3.2 ผลตอบสนองทางเฟส (Phase Response).....	12
2.4 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับมุมบนระนาบแซด.....	13
2.5 โครงสร้างตัวกรองเชิงเลข.....	14
2.6 การเปลี่ยนตำแหน่ง โพล-ซีโร ของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass.....	15
2.7 ความสามารถในการรับฟังเสียง.....	19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์เพื่อการศึกษานี้เท่านั้น เมื่ออนุญาตให้คนอื่นใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.8 ความผิดปกติของการรับฟังเสียง (hearing impairment).....	20
2.9 การตรวจการได้ยิน (Hearing Assessment).....	21
2.9.1 การตรวจการได้ยินโดยใช้ส้อมเสียง (Tuning fork tests).....	21
2.9.2 การตรวจการได้ยินโดยใช้เครื่องอิเล็กทรอนิกส์ (Electric Audiometry).....	23
2.9.3 การตรวจพิเศษ (Special Audiometric Tests).....	25
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	26
3.1 ขั้นตอนการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดแบบวิธีเดิม.....	26
3.2 ขั้นตอนการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดแบบวิธีใหม่.....	28
3.2.1 การหาค่า r_p โดยการใช้ Least Square.....	30
3.2.2 การหาค่า r_z โดยการใช้ Least Square.....	32
3.3 การเปรียบเทียบผลการออกแบบผลตอบสนองทางขนาด ระหว่างวิธีเดิมและวิธีใหม่.....	35
3.4 การออกแบบตัวชดเชยผลตอบสนองทางขนาด.....	40
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	44
4.1 ผลการทดลองการออกแบบผลตอบสนองทางขนาด.....	44
4.1.1 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 1.....	44
4.1.2 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 2.....	49
4.1.3 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 3.....	53
4.1.4 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 4.....	57
4.2 การสร้างจริงด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข.....	61
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง.....	68
เอกสารอ้างอิง.....	69
ภาคผนวก ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	70
ประวัติผู้เขียน.....	78

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นหน้าเว็บไซต์นี้โปรดแจ้งเจ้าหน้าที่ที่เกี่ยวข้องทันที
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ผลของการแปลงแซด.....	7
2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับมุมบนระนาบแซด.....	13
2.3 การแบ่งระดับของความผิดพลาดของการได้ยีน.....	21
3.1 ค่า ω_0 , r_p , r_z , G ของตัวอย่าง.....	37
3.2 ค่าความผิดพลาดในการออกแบบ.....	39
4.1 เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 1.....	46
4.2 เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 1.....	47
4.3 เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 2.....	50
4.4 เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 2.....	51
4.5 เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 3.....	54
4.6 เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 3.....	55
4.7 เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 4.....	58
4.8 เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 4.....	59

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 กราฟออกซิไอแกรม.....	2
2.1 แผนผังของระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลข.....	4
2.2 สัญญาณต่อเนื่องและสัญญาณไม่ต่อเนื่อง.....	5
2.3 ไคอะแกรมของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง.....	5
2.4 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของ โพลกับผลตอบสนองทางขนาด.....	9
2.5 การวางตำแหน่ง โพลในการหาขนาดด้วยตรีโกณมิติ.....	12
2.6 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่กับมุมบนระนาบแซค.....	13
2.7 แสดงไคอะแกรมการทำงานของตัวกรองเชิงเลขพื้นฐาน.....	14
2.8 แสดงองค์ประกอบพื้นฐานทั้ง 3 ตัวที่ใช้เป็นส่วนประกอบของตัวกรองเชิงเลข.....	14
2.9 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass.....	16
2.10 การวางตำแหน่ง โพล-ซีโรของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass.....	16
2.11 ผลตอบสนองทางขนาด เมื่อ $r_z = r_p$ และ $r_z < r_p$	17
2.12 การวางตำแหน่ง โพล-ซีโร เมื่อ $r_z = r_p$ และ $r_z < r_p$	17
2.13 ผลตอบสนองทางขนาด เมื่อ $r_z = r_p$ และ $r_z > r_p$	18
2.14 การวางตำแหน่ง โพล-ซีโร เมื่อ $r_z = r_p$ และ $r_z > r_p$	18
2.15 แสดงความถี่และความดังของเสียงพูดและเสียงอื่น ๆ ในชีวิตประจำวัน.....	19
2.16 สื่อมเสียงที่ให้เสียงความถี่ต่าง ๆ.....	22
2.17 การตรวจการได้ยิน โดยใช้สื่อมเสียง.....	22
2.18 เครื่องตรวจการได้ยิน (Audiometer).....	23
2.19 การตรวจการได้ยินในห้องเก็บเสียง.....	24
2.20 ผลการตรวจการได้ยิน.....	25
3.1 Flow Chart การออกแบบผลตอบสนองทางขนาดด้วยวิธีเดิม.....	27
3.2 Flow Chart การออกแบบผลตอบสนองทางขนาดด้วยวิธีใหม่.....	29
3.3 กราฟความบกพร่องทางการได้ยินของหูทั้งสองข้าง (Audiogram).....	36
3.4 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินจากเครื่อง Audio Meter.....	36
3.5 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน.....	37
3.6 ผลตอบสนองทางขนาดโดยการออกแบบด้วยวิธีเดิม โดยใช้โปรแกรม MATLAB.....	38
3.7 ผลตอบสนองทางขนาดโดยการออกแบบด้วยวิธีใหม่ โดยใช้โปรแกรม MATLAB.....	38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.8 แสดงการเปรียบเทียบผลตอบสนองทางขนาดระหว่างตัวต้นแบบ วิธีเดิมและวิธีใหม่.....	39
3.9 การต่อร่วมกันในลักษณะผลต่างของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-Pass และตัวกรองสัญญาณที่มีความบกพร่องทางการได้ยิน.....	40
3.10 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน.....	41
3.11 การต่อร่วมกันในลักษณะผลบวกของผลตอบสนองทางขนาดที่สร้างขึ้นใหม่ กับผลตอบสนองทางขนาดของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน.....	42
3.12 ผลตอบสนองทางขนาดกับตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน และผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน.....	43
4.1 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 1.....	44
4.2 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ของผู้ทดสอบคนที่ 1.....	45
4.3 ผลตอบสนองทางขนาด จาก โปรแกรม MATLAB ของผู้ทดสอบคนที่ 1.....	45
4.4 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบกับผลการจำลอง ของผู้ทดสอบคนที่ 1.....	46
4.5 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 1.....	47
4.6 ผลการชดเชยผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดลองคนที่ 1.....	48
4.7 ผลตอบสนองทางขนาดกับตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชย ความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดลองคนที่ 1.....	48
4.8 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 2.....	49
4.9 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ของผู้ทดสอบคนที่ 2.....	49
4.10 ผลตอบสนองทางขนาดจาก โปรแกรม MATLAB ของผู้ทดสอบคนที่ 2.....	50
4. 11 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลอง ของผู้ทดสอบคนที่ 2.....	50
4. 12 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 2.....	51
4. 13 ผลการชดเชยผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดลองคนที่ 2.....	52
4. 14 ผลตอบสนองทางขนาดกับตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชย ความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดลองคนที่ 2.....	52
4. 15 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 3.....	53
4. 16 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ของผู้ทดสอบคนที่ 3.....	53
4. 17 ผลตอบสนองทางขนาด จาก โปรแกรม MATLAB ของผู้ทดสอบคนที่ 3.....	54

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4. 18 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลอง ของผู้ทดสอบคนที่ 3.....	54
4. 19 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 3.....	55
4.20 ผลการชดเชยผลตอบแทนของทางความถี่ของผู้ทดลองคนที่ 3.....	56
4. 21 ผลตอบแทนของขนาดกับตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชย ความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดลองคนที่ 3.....	56
4. 22 ผลตอบแทนของทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 4.....	57
4. 23 ผลตอบแทนของทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ของผู้ทดสอบคนที่ 4.....	57
4. 24 ผลตอบแทนของขนาดจากโปรแกรม MATLAB ของผู้ทดสอบคนที่ 4.....	58
4. 25 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลอง ของผู้ทดสอบคนที่ 4.....	58
4. 26 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 4.....	59
4. 27 ผลการชดเชยผลตอบแทนของทางความถี่ของผู้ทดลองคนที่ 4.....	60
4. 28 ผลตอบแทนของขนาดกับตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชย ความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดลองคนที่ 4.....	60
4. 29 อุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลองระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลข.....	61
4.30 ผลตอบแทนของขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 1.....	62
4. 31 ผลตอบแทนของขนาดจากการสร้างจริง ของตัวอย่างที่ 1.....	62
4. 32 ผลตอบแทนของขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 2.....	63
4. 33 ผลตอบแทนของขนาดจากการสร้างจริง ของตัวอย่างที่ 2.....	63
4. 34 ผลตอบแทนของขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 3.....	64
4. 35 ผลตอบแทนของขนาดจากการสร้างจริง ของตัวอย่างที่ 3.....	64
4. 36 ผลตอบแทนของขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 4.....	65
4. 37 ผลตอบแทนของขนาดจากการสร้างจริง ของตัวอย่างที่ 4.....	65
4. 38 ผลตอบแทนของขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 5.....	66
4.39 ผลตอบแทนของขนาดจากการสร้างจริง ของตัวอย่างที่ 5.....	66
4.40 ผลตอบแทนของขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 6.....	67
4.41 ผลตอบแทนของขนาดจากการสร้างจริง ของตัวอย่างที่ 6.....	67

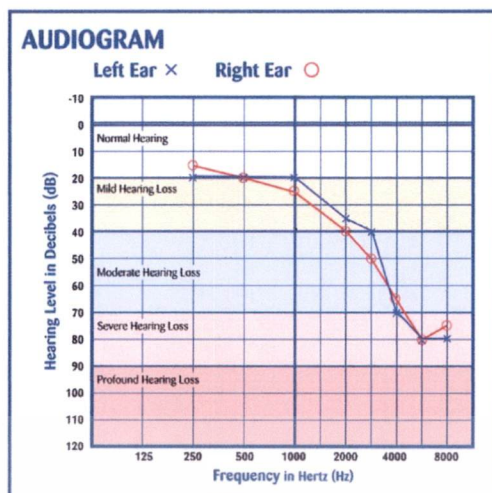
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในผู้ป่วยที่มีความบกพร่องทางการรับฟังเสียง เมื่อเข้ารับการตรวจรักษาจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะทาง แพทย์จะทำการทดสอบการรับฟังเสียงด้วยวิธีต่างๆ และหนึ่งในวิธีการเหล่านั้นคือ การตรวจด้วยเครื่องออดิโอมิเตอร์ (Audiometer) ซึ่งหน้าที่ในการทดสอบจะเป็นนักโสตวิทยา โดยการทดสอบจะให้ผู้ที่ทดสอบเข้าไปอยู่ในห้องเก็บเสียงและสวมหูฟังที่ต่อพ่วงกับเครื่องออดิโอมิเตอร์ หลังจากนั้นนักโสตวิทยาจะทำการปล่อยสัญญาณเสียงที่มีความถี่ 250, 500, 1000, 2000, 4000, 6000, 8000 Hz ทีละความถี่ วิธีการทดสอบเริ่มจากระดับความดังเสียงที่ผู้ถูกทดสอบไม่ได้ยินก่อน แล้วเพิ่มความดังเสียงขึ้นทีละ 10 dB จนถึงจุดที่ผู้ถูกทดสอบเริ่มได้ยินเสียงเบาที่สุด จากนั้นทำการลดความดังเสียงลงทีละ 5 dB ถ้าไม่ได้ยินให้เพิ่มทีละ 10 dB ทำกลับไปกลับมาจนได้จุด Hearing Threshold เมื่อทำการทดสอบในทุกๆความถี่ข้างต้น นักโสตวิทยาจะได้ออডিโอแกรม (Audiogram) (ดังรูปที่ 1.1) และนำออডিโอแกรมนี้ไปวิเคราะห์ความบกพร่อง ซึ่งระดับเสียงปกติที่มนุษย์สามารถได้ยินอยู่ที่ 0-20 dB หากผลจากออডিโอแกรมที่ความถี่ใด ๆ มีค่านอกเหนือจากระดับเสียงปกติ แสดงว่าผู้ทดสอบรายนั้นมีความบกพร่องทางการได้ยินเสียง เมื่อมีปัญหาเกี่ยวกับการได้ยินซึ่งไม่สามารถรักษาได้จึงจำเป็นต้องใช้เครื่องช่วยฟัง โดยวิธีการชดเชยสัญญาณเสียงนั้นนักโสตวิทยาจะนำค่าออডিโอแกรมไปทำการปรับแต่งเสียง ซึ่งผลการปรับแต่งเสียงจะขึ้นอยู่กับความชำนาญเชี่ยวชาญของนักโสตวิทยา และคุณภาพของเครื่องช่วยฟัง ในเครื่องช่วยฟังที่เป็นแบบอนาลอกจะใช้แอมป์ไฟร์ในการขยายสัญญาณเสียง โดยหูของคนเรามีระดับการได้ยินเสียงที่ความถี่ต่าง ๆ ไม่เท่ากัน แต่การใช้แอมป์ไฟร์เป็นการขยายสัญญาณเสียงในทุกความถี่ ทำให้ในบางความถี่มีเสียงค่อยเกินไปหรือดังเกินไป จึงไม่เหมาะสมสำหรับผู้บกพร่องทางการได้ยิน เพื่อให้ได้การปรับแต่งสัญญาณเสียงมีประสิทธิภาพมากขึ้น ผู้วิจัยจึงได้ทำการออกแบบตัวกรองผ่านแบบไฮโออาร์เพื่อชดเชยสัญญาณเสียงในบางความถี่ ทำให้ผู้บกพร่องทางการได้ยินสามารถได้ยินเสียงในทุกความถี่ได้อย่างเหมาะสมกับความต้องการของแต่ละบุคคล



* An example presbycusis (sloping high-frequency hearing loss) synonymous with the ageing process.

รูปที่ 1.1 กราฟออডিโอแกรม

จากปัญหาที่กล่าวมาทั้งหมด ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้เป็นการนำเสนอการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินโดยใช้ตัวกรองผ่านแบบโอไออาร์ ซึ่งอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างการวางตำแหน่งโพล-ซีโร่ กับผลตอบสนองทางขนาด แต่ข้อมูลความบกพร่องทางการได้ยินของผู้บกพร่องทางการได้ยินอยู่ในรูปของออডিโอแกรม จึงจำเป็นต้องจำลองผลให้อยู่ในรูปของผลตอบสนองทางขนาดก่อน โดยหลักการในการจำลองผลตอบสนองทางขนาด เริ่มจากการสร้าง All-pass filter จากนั้นทำการเปลี่ยนตำแหน่งโพล-ซีโร่ ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ Least Square เพื่อควบคุมผลตอบสนองทางขนาดให้มีความคล้ายคลึงกับออডিโอแกรม เมื่อได้ตัวจำลองความบกพร่องทางการได้ยินขั้นตอนต่อไปคือการออกแบบตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน ทำได้โดยการนำตัวจำลองความบกพร่องทางการได้ยินกับ All-pass filter มาต่อร่วมกันในลักษณะผลต่าง ผลการทดลองพบว่าตัวจำลองความบกพร่องทางการได้ยิน และตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินที่ออกแบบตามหลักการที่นำเสนอสามารถชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ที่มีความผิดปกติทางการรับฟังเสียงได้เป็นอย่างดี

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. ศึกษาความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ป่วยที่มีความผิดปกติทางการได้ยินเสียง
2. ศึกษาลักษณะการเปลี่ยนแปลงผลตอบสนองทางขนาดของระบบไม่ต่อเนื่องทางเวลาแบบ Recursive ลำดับ 2
3. ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรต่าง ๆ กับผลตอบสนองทางขนาด
4. ศึกษาระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลข

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

ลักษณะความหลากหลายของผลตอบสนองทางขนาดที่ได้จากการออกแบบตัวกรองเชิงเลขลำดับ 2 นั้น ถ้าหากศึกษาและออกแบบให้มีความเหมาะสมกับลักษณะผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินของแต่ละคน จะช่วยให้การชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินมีประสิทธิภาพมากขึ้น

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

1. ลักษณะการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรแต่ละตัวมีผลทำให้ผลตอบสนองทางขนาดมีความหลากหลาย
2. การประมาณค่าตัวแปรแต่ละตัวให้มีค่าความผิดพลาดน้อยที่สุด ส่งผลให้ลักษณะผลตอบสนองทางขนาดเป็นไปตามต้องการ

1.5 ขอบเขตการวิจัย

1. สร้างตัวกรองเชิงเลขไฮโออาร์ชนิด 2 โพล ที่มีผลตอบสนองทางขนาดหลากหลายรูปแบบ
2. สร้างผลตอบสนองทางขนาดให้ที่มีความคล้ายคลึงกับกราฟฟออดิโอแกรม (Audiogram) เพื่อนำไปประยุกต์สร้างฟังก์ชันถ่ายโอนสำหรับการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน
3. นำค่าสัมประสิทธิ์ที่ได้จากการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดไปสร้างจริง

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

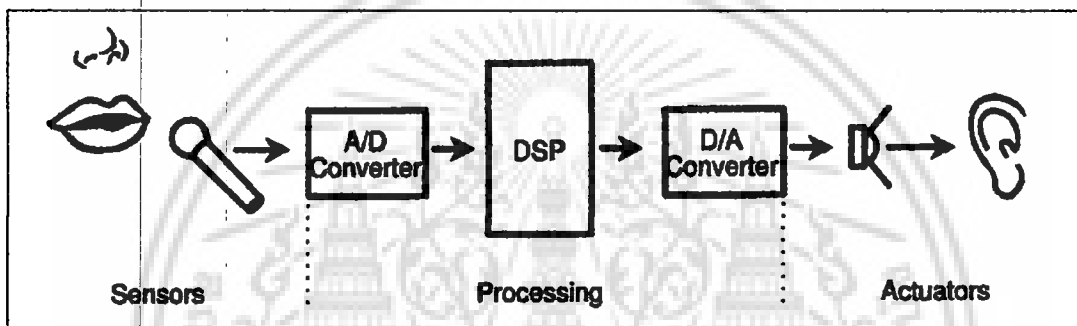
1. ศึกษาค้นคว้าข้อมูลเกี่ยวกับความบกพร่องทางการได้ยิน
2. ศึกษาค้นคว้าข้อมูลเกี่ยวกับการประมวลผลเชิงเลข
3. หาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรต่างๆ กับผลตอบสนองทางขนาด
4. สร้างตัวกรองสัญญาณที่มีผลตอบสนองทางขนาดหลากหลายรูปแบบ
5. ทดสอบและปรับปรุงแก้ไขสมการความสัมพันธ์
6. สรุปโครงการ และนำเสนอ

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 สัญญาณและระบบแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา [1,5]

ระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลขประกอบด้วยตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog to Digital Converter : A/D) ตัวประมวลผล (Processor) และตัวแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาลอก (Digital to Analog Converter : D/A) ซึ่งระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลข มีแผนผังแสดงดังรูปที่ 2.1

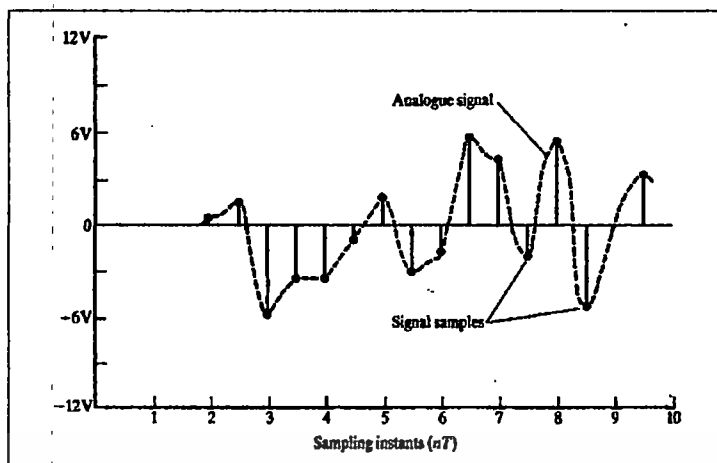


รูปที่ 2.1 แผนผังของระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลข

จากรูปที่ 2.1 จะเห็นได้ว่าสัญญาณอนาลอกจะถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วย A/D สัญญาณดิจิทัลจะถูกคำนวณ โดยตัวประมวลผล และผลที่ได้จากการประมวลผลจะถูกส่งไปยัง D/A เพื่อแปลงกลับให้เป็นสัญญาณอนาลอกต่อไป

2.1.1 สัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา

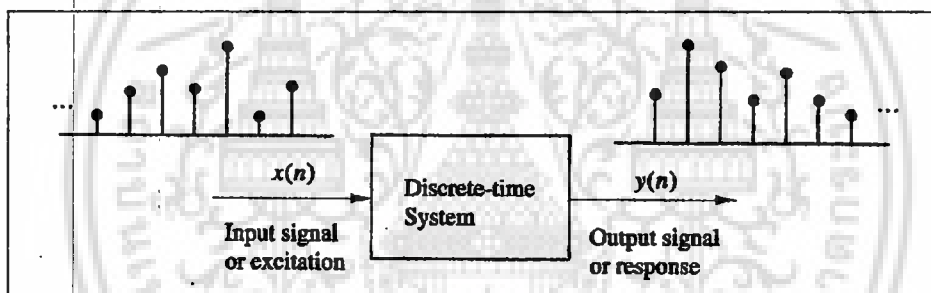
สัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องนี้จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.2 โดยจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องก็คือสัญญาณค่าหนึ่ง ณ เวลาหนึ่งบนสัญญาณที่ต่อเนื่องแต่จะมีระยะเวลาห่างที่เท่ากันในแต่ละจุด เรียกระยะเวลาห่างที่เท่ากันนี้ว่า Sampling Time, Sampling Rate หรือ Sampling Periods สัญญาณ ที่ไม่ต่อเนื่องสามารถเรียกเป็นลำดับสัญญาณ (Sequence Signal) ก็ได้ และสามารถเขียนแทนได้ด้วยสมการคณิตศาสตร์ได้หลายรูปแบบดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.2 สัญญาณต่อเนื่องและสัญญาณไม่ต่อเนื่อง

2.1.2 ระบบแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา

ระบบแบบไม่ต่อเนื่องมีไคอะแกรมดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 ไคอะแกรมของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

เมื่อ $x(n)$ เป็นสัญญาณอินพุตหรือ Excitation ของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

$y(n)$ เป็นสัญญาณเอาต์พุตหรือผลตอบสนองของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

2.2 การแปลงแซด (z-Transform) [2,3,4,5]

การแปลงแซดของสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องสามารถนิยามอยู่ในรูปของอนุกรมอนันต์ (Power Series) ดังสมการที่ (2.1) เรียกสมการที่ (2.1) นี้ว่า การแปลงแซดแบบตรง (Direct z-Transform)

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)z^{-n} \quad (2.1)$$

เมื่อ z คือ ตัวแปรเชิงซ้อน (Complex Variable)

$x(n)$ คือ ลำดับสัญญาณ (Sequence Signal)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่สำหรับระบบแบบ Causal การแปลงแซดของสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องสามารถเขียนได้ดังสมการที่ (2.2) เรียกสมการที่ (2.2) นี้ว่า การแปลงแซดด้านเดียว (One-Side z-Transform)

$$X(z) = \sum_{n=0}^{\infty} x(n)z^{-n} \quad (2.2)$$

การแปลงแซดของสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องเขียนแทนได้อีกรูปแบบหนึ่ง ดังสมการที่ (2-3)

$$X(z) = Z\{x(n)\} \quad (2.3)$$

และจากสมการที่ (2.2) และ (2.3) จะเห็นได้ว่าผลการแปลงแซดก็คืออนุกรมอนันต์ ดังนั้นจะมีค่า z ที่ทำให้ $X(z)$ หาค่าตอบได้เรียกค่า z นี้ว่า Region of Convergence (ROC) โดยค่า z นี้จะมีค่าเป็นจำนวนเชิงซ้อน

2.2.1 คุณสมบัติของการแปลงแซด

2.2.1.1 คุณสมบัติความเป็นเชิงเส้น (Linearity Property) แสดงดังสมการที่ (2.4)

$$Z[ax_1(n) + bx_2(n)] = aX_1(z) + bX_2(z) \quad (2.4)$$

2.2.1.2 คุณสมบัติการเลื่อน (Shift Property) กำหนดให้ $y(n) = x(n-m), m \geq 0$ การแปลง z ของ $y(n) = Y(z)$ เขียนแทนได้ ดังสมการที่ (2.5) และ (2.6)

$$Y(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} y(n)z^{-n} \quad (2.5)$$

$$Y(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n-m)z^{-n} \quad (2.6)$$

กำหนดให้ระบบที่กำลังพิจารณาเป็นระบบแบบ Causal ดังนั้นสมการที่ (2.6) สามารถเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ (2.7) ถึง (2.10)

$$Y(z) = \sum_{n=0}^{\infty} x(n-m)z^{-n} \quad (2.7)$$

$$Y(z) = z^{-m}[x(0) + x(1)z^{-1} + x(2)z^{-2} + \dots + x(n)z^{-n}] \quad (2.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Y(z) = z^{-m} \sum_{n=0}^{\infty} x(n)z^{-n} \quad (2.9)$$

$$Y(z) = X(z)z^{-m} \quad (2.10)$$

2.2.1.3 คุณสมบัติการประสาน (Convolution Property) จากสมการผลการประสาน ในสมการที่ (2.11) หรือ (2.12)

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)x(n-k) \quad (2.11)$$

$$y(n) = h(n) * x(n) \quad (2.12)$$

ทำการแปลง z $x(n), h(n)$ ให้เป็น $X(z), H(z)$ จะได้การประสาน ดังสมการที่ (2.13)

$$Y(z) = H(z)X(z) \quad (2.13)$$

ซึ่งผลการแปลงแซดของฟังก์ชันสัญญาณไม่ต่อเนื่องดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ผลของการแปลงแซด [5]

Entry number	Discrete-Time Sequence	z-Transform $X(z)$	Region of Convergence of $X(z)$
1	$\delta[n]$	1	All z
2	$u[n]$	$\frac{1}{1-z^{-1}}$	$ z > 1$
3	$-u[-n-1]$	$\frac{1}{1-z^{-1}}$	$ z < 1$
4	$\delta[n-m]$	z^{-m}	All z except 0 (if $m > 0$) or ∞ (if $m < 0$)
5	$a^n u[n]$	$\frac{1}{1-az^{-1}}$	$ z > a $
6	$-a^n u[-n-1]$	$\frac{1}{1-az^{-1}}$	$ z < a $

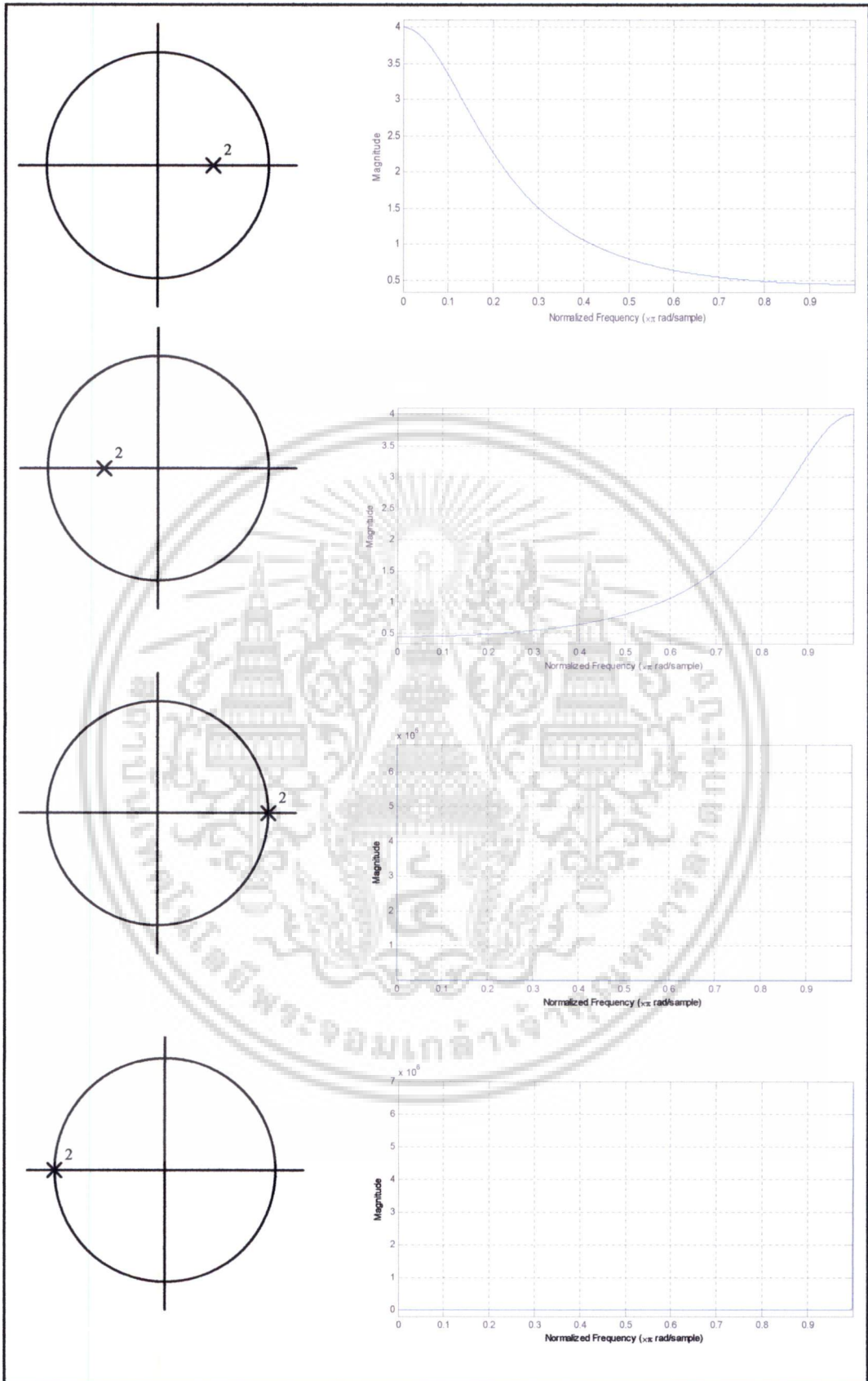
ตารางที่ 2.1 (ต่อ)

Entry number	Discrete-Time Sequence	z-Transform $X(z)$	Region of Convergence of $X(z)$
7	$na^n u[n]$	$\frac{az^{-1}}{(1-az^{-1})^2}$	$ z > a $
8	$-na^n u[-n-1]$	$\frac{az^{-1}}{(1-az^{-1})^2}$	$ z < a $
9	$[\cos \omega_0 n] u[n]$	$\frac{1 - [\cos \omega_0] z^{-1}}{1 - [2 \cos \omega_0] z^{-1} + z^{-2}}$	$ z > 1$
10	$[\sin \omega_0 n] u[n]$	$\frac{[\sin \omega_0] z^{-1}}{1 - [2 \cos \omega_0] z^{-1} + z^{-2}}$	$ z > 1$
11	$[r^n \cos \omega_0 n] u[n]$	$\frac{1 - [r \cos \omega_0] z^{-1}}{1 - [2r \cos \omega_0] z^{-1} + r^2 z^{-2}}$	$ z > r$
12	$[r^n \sin \omega_0 n] u[n]$	$\frac{[r \sin \omega_0] z^{-1}}{1 - [2r \cos \omega_0] z^{-1} + r^2 z^{-2}}$	$ z > r$
13	$\begin{cases} a^n, & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$	$\frac{1 - a^N z^{-N}}{1 - az^{-1}}$	$ z > 0$

2.2.2 การแปลงแซดในรูปเศษส่วน สัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง $x(n)$ หรือระบบแบบไม่ต่อเนื่อง $y(n)$ สามารถเขียนให้อยู่ในรูป $X(z)$ หรือ $Y(z)$ ได้โดยการแปลง z ค่า $X(z)$ หรือ $Y(z)$ นี้เมื่อจัดให้อยู่ในรูปเศษส่วน (Rational) สามารถบอกรายละเอียดคุณลักษณะของสัญญาณและระบบได้

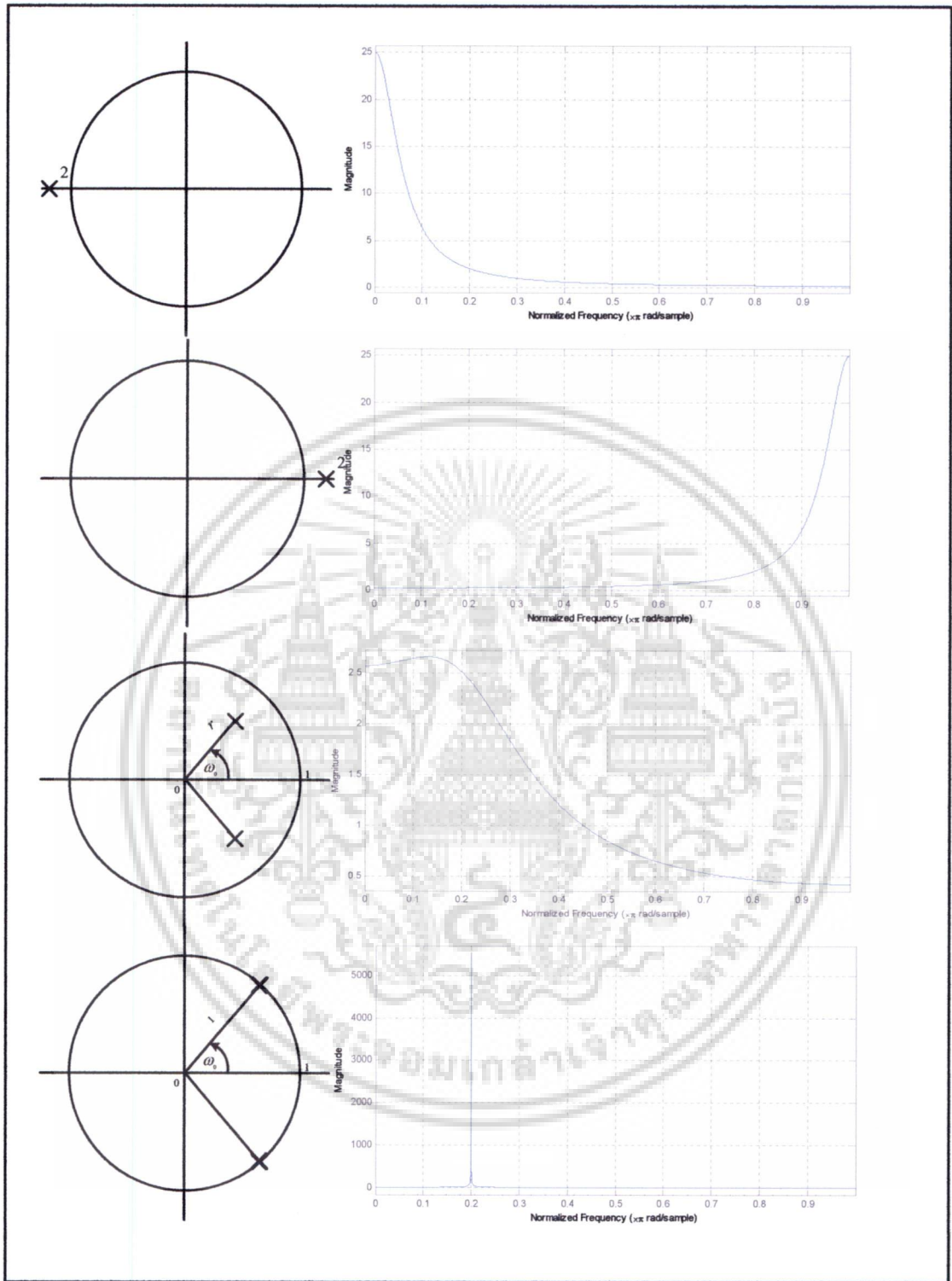
2.2.2.1 โพลและซีโร (Pole and Zero) เป็นการนำค่า $X(z)$ หรือ $Y(z)$ ไปแก้สมการหาค่า z และนำคำตอบของ z ไปเขียนตำแหน่งลงในระนาบ z เชิงซ้อน (Complex Z-Plane) ค่า z ที่เป็นคำตอบของเศษเรียกว่า ซีโร แทนด้วยสัญลักษณ์ 0 ค่า z ที่เป็นคำตอบของส่วนเรียกว่า โพล แทนด้วยสัญลักษณ์ \times เช่นการหาค่าตำแหน่งโพลและซีโรของสัญญาณ

2.2.2.2 ลักษณะสัญญาณกับการวางตำแหน่งของโพล ตำแหน่งของโพลในระนาบแซดสามารถบ่งบอกลักษณะผลตอบสนองทางขนาดได้ ซึ่งลักษณะของผลตอบสนองทางขนาดแสดงได้ดังรูปที่ 2.4



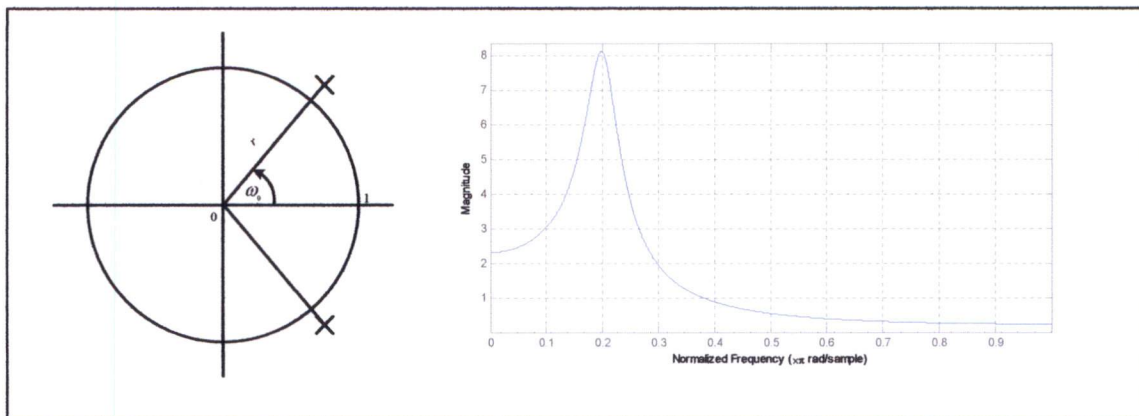
รูปที่ 2.4 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของโพลกับผลตอบสนองทางขนาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 (ต่อ)

2.3 ผลตอบสนองทางความถี่ (Frequency Response) [2,3,5]

เนื่องจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของระบบอันดับ 2 ดังนั้นฟังก์ชันถ่ายโอน $H(z)$ แสดงดังสมการที่ (2.14)

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}} \quad (2.14)$$

การแปลงค่าจากระนาบเซตไปยังระนาบของความถี่ ทำได้โดยการแทน $z = e^{j\omega}$ ลงใน $H(z)$ ดังสมการที่ (2.15)

$$H(\omega) = \frac{b_0 + b_1 e^{-j\omega} + b_2 e^{-2j\omega}}{1 + a_1 e^{-j\omega} + a_2 e^{-2j\omega}} \quad (2.15)$$

จะเห็นได้ว่าสมการที่ (2.15) ประกอบไปด้วยค่าที่เป็นจำนวนจริงและค่าที่เป็นจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งสามารถเขียนแยกได้ดังสมการที่ (2.16)

$$H(\omega) = H_R(\omega) + H_I(\omega) \quad (2.16)$$

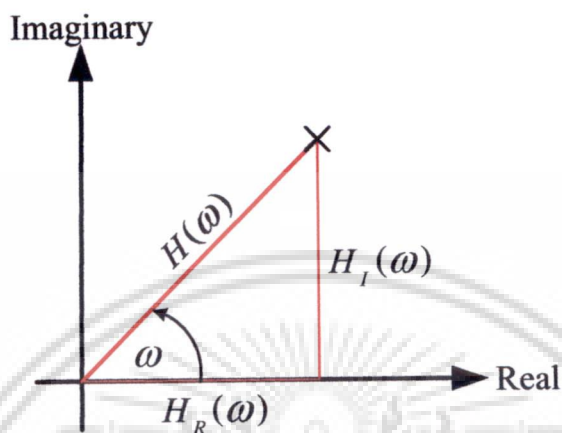
โดยที่ $H_R(\omega)$ คือ ค่าที่เป็นจำนวนจริง

และ $H_I(\omega)$ คือ ค่าที่เป็นจำนวนเชิงซ้อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลตอบสนองทางความถี่จะแบ่งการคำนวณออกเป็น 2 ลักษณะคือ

2.3.1 ผลตอบสนองทางขนาด (Magnitude Response) คำนวณได้จากตำแหน่งของโพล-ซีโร ด้วยหลักของตรีโกณมิติ จากรูปที่ 2.5 จะได้ผลตอบสนองทางขนาด ตามสมการที่ (2.17)



รูปที่ 2.5 การวางตำแหน่ง โพลในการหาขนาดด้วยตรีโกณมิติ

$$|H(\omega)| = \sqrt{H_R^2(\omega) + H_I^2(\omega)} \quad (2.17)$$

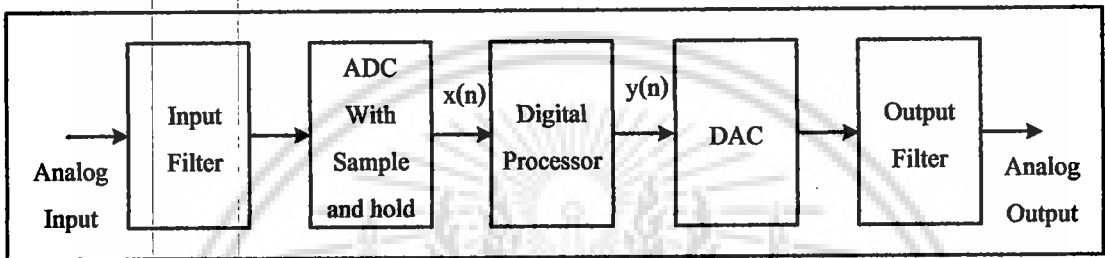
2.3.2 ผลตอบสนองทางเฟส (Phase Response) คำนวณได้จากตำแหน่งของโพล-ซีโร ด้วยหลักของตรีโกณมิติ จากรูปที่ 2.5 จะได้ผลตอบสนองทางเฟส ตามสมการที่ (2.18) ผลตอบสนองทางเฟสจะถูกแทนด้วย $\angle H(\omega)$ หรือ $\Theta(\omega)$

$$\tan(\omega) = \frac{H_I(\omega)}{H_R(\omega)} \quad (2.18)$$

$$\Theta(\omega) = \angle H(\omega) = \tan^{-1} \left(\frac{H_I(\omega)}{H_R(\omega)} \right)$$

2.5 โครงสร้างตัวกรองเชิงเลข [2,3,5]

ตัวกรองสัญญาณเชิงเลข (Digital Filter) เป็นตัวกรองรูปแบบหนึ่งที่ถูกออกแบบ และสร้างขึ้น โดยวงจรดิจิทัล มีไคอะแกรมการทำงานดังรูปที่ 2.7 จากภาพสัญญาณอนาลอก $x(t)$ เป็นสัญญาณ อินพุตของตัวกรอง สัญญาณนี้จะถูกส่งผ่านวงจรแปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล $x(n)$ และสัญญาณดิจิทัลนี้จะถูกส่งเข้าไปคำนวณในหน่วยประมวลผล ผลที่ได้จากการคำนวณ ยังคงเป็นสัญญาณดิจิทัล $y(n)$ จากนั้นจะถูกส่งผ่านมายังวงจรแปลงสัญญาณเชิงเลขให้เป็น สัญญาณอนาลอก ได้สัญญาณเอาต์พุตของตัวกรองเป็นสัญญาณอนาลอก $y(t)$

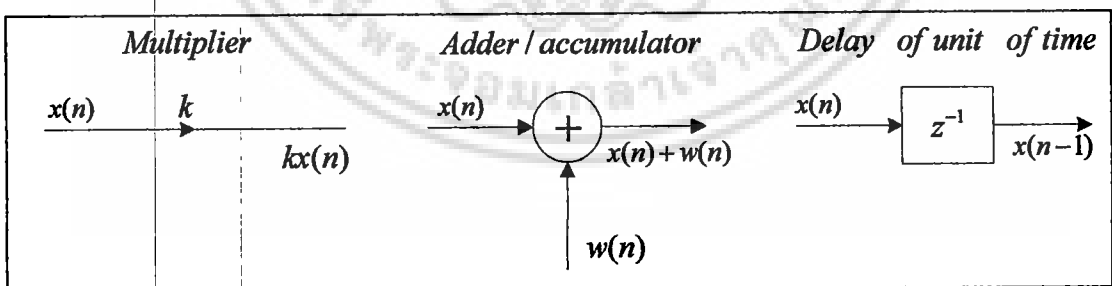


รูปที่ 2.7 แสดงไคอะแกรมการทำงานของตัวกรองเชิงเลขพื้นฐาน [3]

ตัวกรองสัญญาณดิจิทัลจะประกอบด้วยองค์ประกอบพื้นฐาน (Basic Elements) ดังต่อไปนี้

1. ตัวบวก (Adder)
2. ตัวคูณ (Multiplier)
3. ตัวหน่วง (Delay)

สัญลักษณ์ขององค์ประกอบพื้นฐานทั้ง 3 ตัว ดังภาพที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงองค์ประกอบพื้นฐานทั้ง 3 ตัวที่ใช้เป็นส่วนประกอบของตัวกรองเชิงเลข [4]

ตัวกรองเชิงเลขแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิดคือ

1. ตัวกรองเชิงเลขแบบไอโออาร์ (Infinite Impulse Response: IIR)
2. ตัวกรองเชิงเลขแบบเอฟโออาร์ (Finite Impulse Response: FIR)

ตัวกรองเชิงเลขแบบไอโออาร์ ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) ของตัวกรองเชิงเลขแบบไอโออาร์ สามารถเขียนเป็นสมการที่ (2.19)

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^N b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=0}^M a_k z^{-k}} \quad (2.19)$$

สามารถนำไปเขียนใหม่ได้สมการที่ (2.20)

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}} \quad (2.20)$$

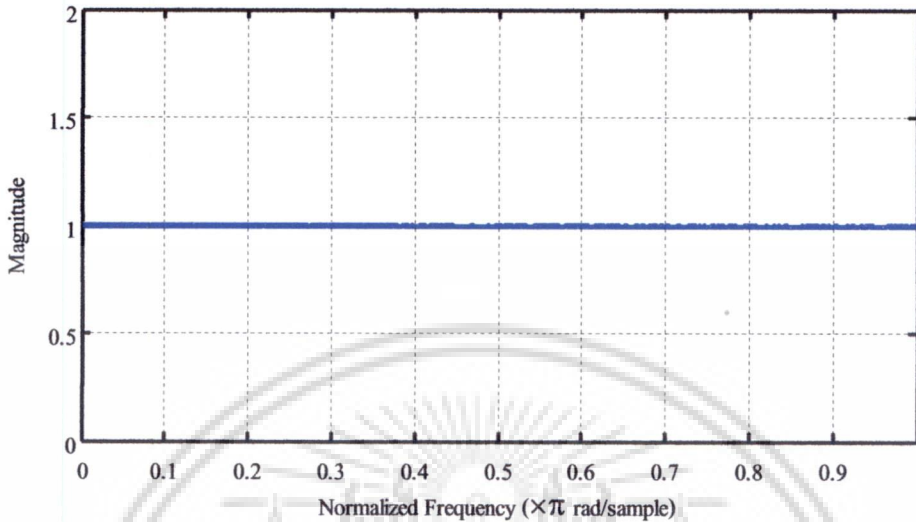
2.6 การเปลี่ยนตำแหน่งโพล-ซีโร่ ของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass

ฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองเชิงเลข All-pass สามารถอธิบายได้ดังสมการที่ (2.21)

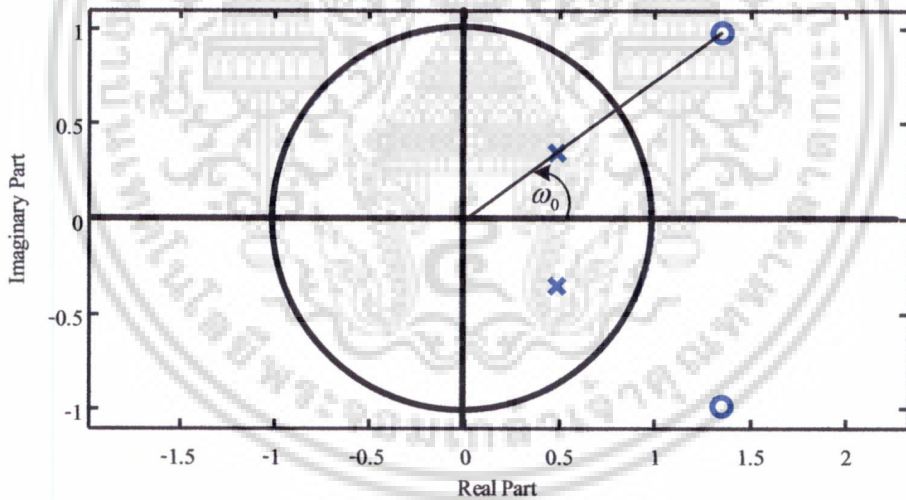
$$H_{ap}(z) = G \frac{r_z^2 - 2r_z \cos \omega_0 z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos \omega_0 z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} ; r_z = r_p \quad (2.21)$$

เมื่อ $H_{ap}(z)$	คือ	ฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass
ω_0	คือ	มุมของโพล-ซีโร่ ในการออกแบบ
r_p	คือ	ระยะห่างระหว่างตำแหน่งโพล กับ มุม Origin
r_z	คือ	ระยะห่างระหว่างตำแหน่งซีโร่ กับ มุม Origin
G	คือ	อัตราขยาย (Gain)

ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass ที่มี $\omega_0 = 0.2, r_p = 0.6, r_z = 0.6$ จะได้ดังรูปที่ 2.9 และตำแหน่งการวางโพล-ซีโร แสดงดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.9 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass

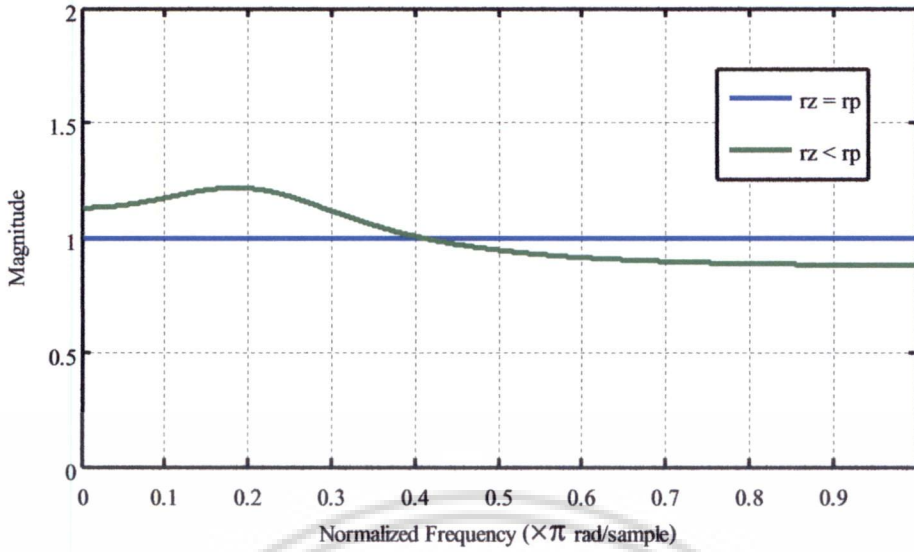


รูปที่ 2.10 การวางตำแหน่งโพล-ซีโรของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-pass

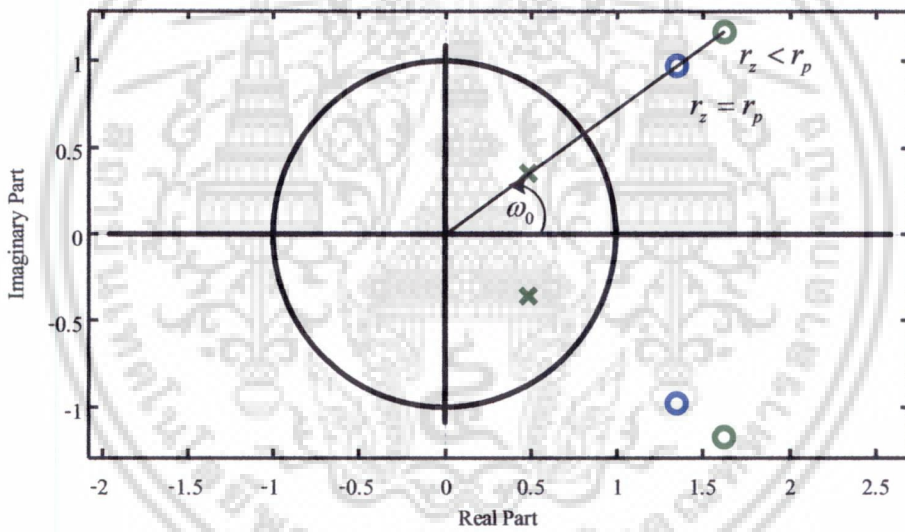
ถ้าตำแหน่งของซีโรเปลี่ยนไป หรืออาจกล่าวได้ว่า $r_z < r_p$ ดังสมการที่ (2.22) กำหนดให้ $\omega_0 = 0.2, r_p = 0.6, r_z = 0.5$ ผลตอบสนองทางขนาดจะแสดงดังรูปที่ 2.11 โดยที่รูปที่ 2.11 เป็นการแสดงความต่างระหว่าง $r_z = r_p$ และ $r_z < r_p$ และการวางตำแหน่งโพล-ซีโรแสดงดังรูปที่ 2.12

$$H_{ap}(z) = G \frac{r_z^2 - 2r_z \cos \omega_0 z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos \omega_0 z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \quad ; r_z < r_p \quad (2-22)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



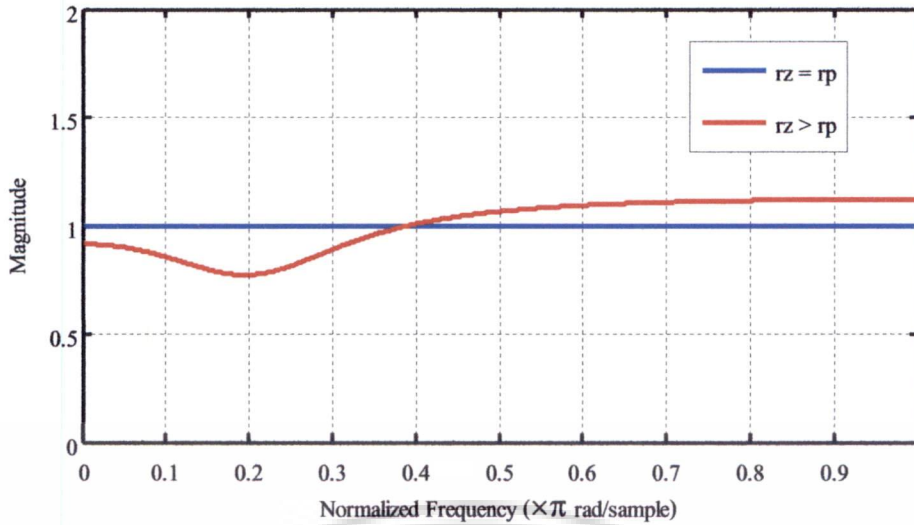
รูปที่ 2.11 ผลตอบสนองทางขนาด เมื่อ $r_z = r_p$ และ $r_z < r_p$



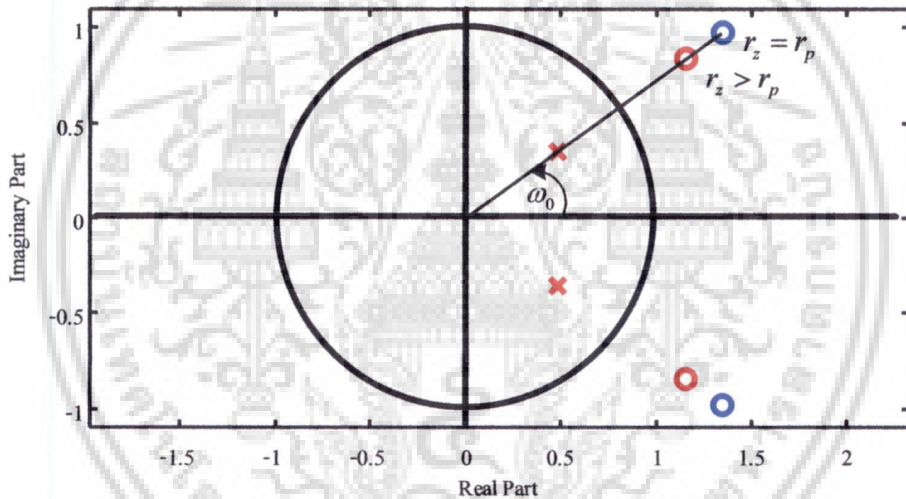
รูปที่ 2.12 การวางตำแหน่งโพล-ซีโร เมื่อ $r_z = r_p$ และ $r_z < r_p$

ถ้าตำแหน่งของซีโรเปลี่ยนไป หรืออาจกล่าวได้ว่า $r_z > r_p$ ดังสมการที่ (2.23) กำหนดให้ $\omega_0 = 0.2, r_p = 0.6, r_z = 0.7$ ผลตอบสนองทางขนาดจะแสดงดังรูปที่ 2.13 โดยที่รูปที่ 2.13 เป็นการแสดงความต่างระหว่าง $r_z = r_p$ และ $r_z > r_p$ และการวางตำแหน่งโพล-ซีโรแสดงดังรูปที่ 2.14

$$H_{ap}(z) = G \frac{r_z^2 - 2r_z \cos \omega_0 z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos \omega_0 z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \quad ; r_z > r_p \quad (2.23)$$



รูปที่ 2.13 ผลตอบสนองทางขนาด เมื่อ $r_z = r_p$ และ $r_z > r_p$



รูปที่ 2.14 การวางตำแหน่งโพล-ซีโร เมื่อ $r_z = r_p$ และ $r_z > r_p$

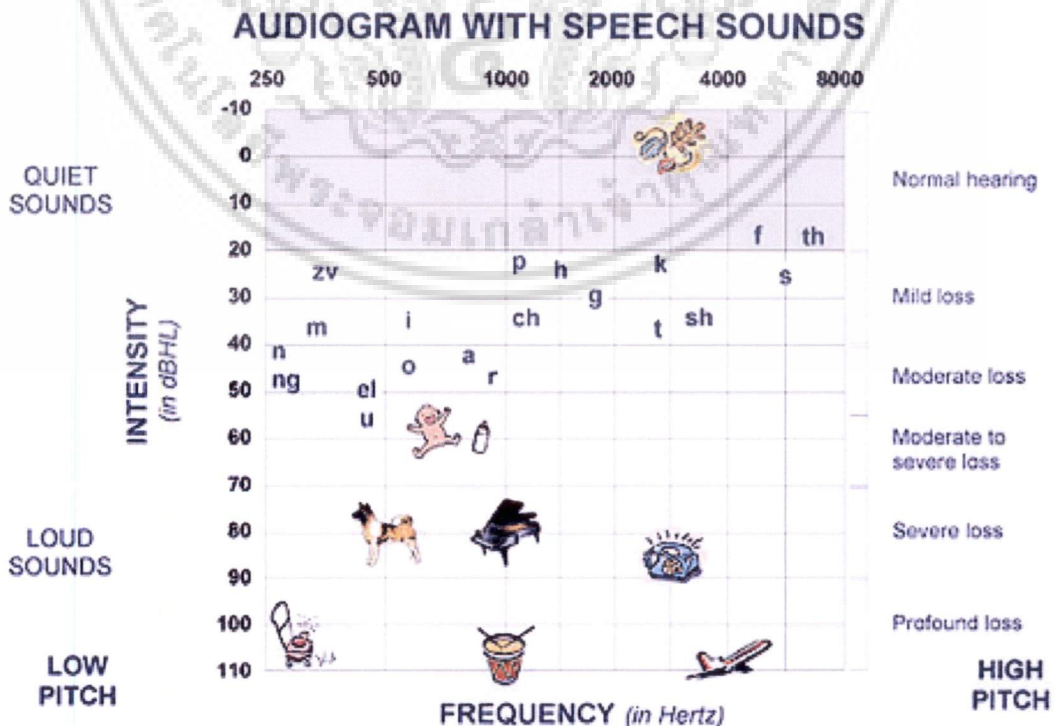
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7 ความสามารถในการรับฟังเสียง [6]

เสียงเป็นพลังงานอย่างหนึ่งซึ่งเกิดจากการสั่นสะเทือนของวัตถุ การสั่นสะเทือนนั้นจะเกิดเป็นคลื่นเสียงซึ่งเปลี่ยนแปลงได้ อาจจะสั้นช้าบ้างหรือเร็วบ้าง เราสามารถนับรอบของการสั่นสะเทือนเป็นจำนวนครั้งต่อวินาที (Cycle per second) ซึ่งเป็นหน่วยของความถี่ของเสียง (Frequency) ที่เรียกว่า Hertz (Hz) ความถี่ของเสียงที่หูของมนุษย์สามารถรับฟังได้คือ ตั้งแต่ 20 Hz จนถึง 20,000-40,000 Hz ยิ่งอายุน้อยเท่าไรก็ยิ่งสามารถรับเสียงสูงได้ดี แต่เมื่ออายุมากขึ้นความสามารถในการรับเสียงสูง ๆ จะลดลงไปตามลำดับ

ความถี่ของเสียงที่มนุษย์ได้ยินอยู่ในชีวิตประจำวัน คือ ความถี่ระหว่าง 125-8,000 Hz แต่ช่วงความถี่ของเสียงพูดไม่ว่าชาติ หรือภาษาใด จะอยู่ระหว่าง 500-2,000 Hz

สำหรับความดังของเสียง (Intensity of sound) มีหน่วยเป็นเดซิเบล เขียนย่อว่า dB ซึ่งเป็นสัดส่วนกับ Logarithmic ratio ของความดัน (Pressure) ความดันอันที่น้อยที่สุดทำให้หูของคนทั่วไปที่สุดเริ่มจะรู้สึกรับเสียงที่ 1,000 Hz ได้ มีค่าเท่ากับ 0.000,000,000,000,000,1 watt หรือ 10^{-16} watt หรือ 0.0002 dyne/cm^2 หากคิดเป็นค่า dB จะเท่ากับ $10 \log \frac{\text{Power}}{1 \times 10^{-16}}$ หรือ $20 \log \frac{\text{Pressure}}{0.0002 \text{ dyne/cm}^2}$ ดังนั้นที่ขีด 0 หรือค่า dB ที่เป็นลบ เช่น -10 dB มิได้หมายความว่าไม่มีเสียงหากแต่เป็นขีดความเข้มของเสียงที่น้อยที่สุดซึ่งบางคนทีหูไวมาก ๆ อาจจะได้ยิน ความเข้มของเสียงในระดับต่าง ๆ ที่เราได้ยินในชีวิตประจำวัน พอจะแสดงได้ดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 แสดงความถี่และความดังของเสียงพูดและเสียงอื่น ๆ ในชีวิตประจำวัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8 ความผิดปกติของการรับฟังเสียง (hearing impairment) [6]

การที่มีความผิดปกติ หรือ โรคของหูเกิดขึ้นที่ใดที่หนึ่ง ก็จะมีผลกระทบต่อ การรับฟังเสียงเกิดเป็นลักษณะของการ ได้ยินที่ผิดปกติไป เราสามารถจำแนกประเภทของความผิดปกติตามหน้าที่ของการรับฟังเสียงออกเป็น

1. Conductive hearing impairment (การนำเสียงเสื่อม) เป็นความผิดปกติของการได้ยินที่เกิดขึ้นเนื่องจากมีโรคหรือ ความพิการของหูชั้นนอก และ/หรือหูชั้นกลาง เช่น แก้วหูทะลุ, หู น้ำหนวก เป็นต้น
2. Sensorineural hearing impairment (ประสาทหูเสื่อม) เป็นความผิดปกติของการได้ยินที่เกิดเนื่องจากมีโรค หรือความพิการที่หูชั้นใน หลัง Oval window เข้าไป เช่น ประสาทหูเสื่อมจากแพ้ยา ประสาทหูเสื่อมจากเสียงระเบิด เป็นต้น
3. Mixed hearing impairment (ความผิดปกติแบบผสม) เป็นความผิดปกติของการได้ยินที่เกิดเนื่องจากมีโรค หรือความพิการที่หูชั้นนอก และ/หรือหูชั้นกลางร่วมกับหูชั้นใน เช่น ประสาทหู เสื่อมจากเสียงระเบิดและมีแก้วหูฉีกขาด, ประสาทหูเสื่อมในคนแก่ร่วมกับหูน้ำหนวก เป็นต้น
4. Functional hearing impairment (Malingering) ความผิดปกติของการได้ยินอันเนื่องมาจาก จิตใจ เช่น แกล้งทำเป็น ไม่ได้ยิน ในผู้ป่วยคดีเพื่อเรียกร้องหรือต่อรอง เป็นต้น บางตำราอาจใช้คำว่า Pseudohypacusis
5. Central hearing impairment เป็นความผิดปกติของการได้ยินที่เนื่องมาจากความพิการทาง สมอ ทำให้ศูนย์กลางรับฟังเสียงในสมองใช้การไม่ได้ เมื่อเสียงผ่านเข้ามา ก็ไม่สามารถแปล ความหมายของเสียง และไม่เข้าใจเสียงนั้น เช่น เส้นโลหิตในสมองแตก เป็นต้น

ในการคิดคำนวณระดับของความผิดปกติของการได้ยิน จำเป็นต้องใช้ปริมาณของการได้ยิน ในช่วงความถี่ระหว่าง 500-2,000 Hz มาเป็นหลักพิจารณา เนื่องจากเป็นช่วงความถี่ของคำพูดซึ่ง จำเป็นต่อการฟังในชีวิตประจำวัน ดังนั้นจึงแบ่งระดับของความผิดปกติของการได้ยินเป็น 3 ระดับ คือ

1. การได้ยินปกติ (Normal hearing) หมายความว่า การได้ยินเสียงซึ่งเมื่อทำการวัดการได้ยิน โดยใช้เสียงบริสุทธิ์ (Pure tone) ที่ความถี่ 500, 1,000, และ 2,000 Hz โดยใช้วิธีการอันถูกต้องแล้ว ได้ผลค่าเฉลี่ยของความไวอันที่น้อยสุด (Hearing threshold) ไม่เกิน 25 เดซิเบล ค่ามาตรฐาน ระหว่างชาติ (ISO 1964)
2. หูตึง (Hearing loss) หมายความว่า การได้ยินเสียงซึ่งเมื่อทำการวัดการได้ยินเสียงด้วยเสียง บริสุทธิ์ที่ความถี่ 500, 1,000, และ 2,000 Hz โดยใช้วิธีการอันถูกต้องแล้ว ได้ผลค่าเฉลี่ยของความไว อันที่น้อยสุด เป็นค่าเกินกว่า 25 เดซิเบล แต่ไม่เกิน 90 เดซิเบล ค่ามาตรฐานระหว่างชาติ (ISO 1964)

3. หูหนวก (Deafness) หมายความว่า การได้ยินเสียงซึ่งเมื่อทำการวัดการได้ยินด้วยเสียงบริสุทธิ์ที่ความถี่ 500, 1,000, และ 2,000 Hz โดยใช้วิธีการอันถูกต้องแล้ว ได้ผลค่าเฉลี่ยของความไวอันที่น้อยสุด เกินกว่า 90 เดซิเบล ค่ามาตรฐานระหว่างชาติ (ISO 1964)

ตารางที่ 2.3 การแบ่งระดับของความผิดปกติของการได้ยิน

ประเภทของการได้ยิน	ค่าเฉลี่ยความไว ณ ตำแหน่ง 500-2,000 Hz (เป็น dB)	ความสามารถในการฟัง
หูปกติ (Normal limits)	-10 ถึง 25	ไม่ลำบากในการรับฟังคำพูด
หูตึงน้อย (Mild hearing loss)	26-40	ไม่ได้ยินเสียงพูดเบา ๆ
หูตึงปานกลาง (Moderately hearing loss)	41-55	พอที่จะเข้าใจคำพูดในระดับความดังปกติในระยะ 3-5 ฟุต
หูตึงมาก (Moderately severe hearing loss)	56-70	ต้องพูดด้วยเสียงดัง ๆ จึงจะเข้าใจ แต่จะมีความลำบากในการฟังขณะอยู่ที่ ๆ มีเสียงจอแจ
หูตึงอย่างรุนแรง (Severe hearing loss)	71-90	อาจจะได้ยินเสียงตะโกนในระยะ 1 ฟุต แต่ไม่เข้าใจ
หูหนวก (Deafness)	90+	เสียงตะโกนก็ไม่ได้ยิน

2.9 การตรวจการได้ยิน (Hearing Assessment) [6]

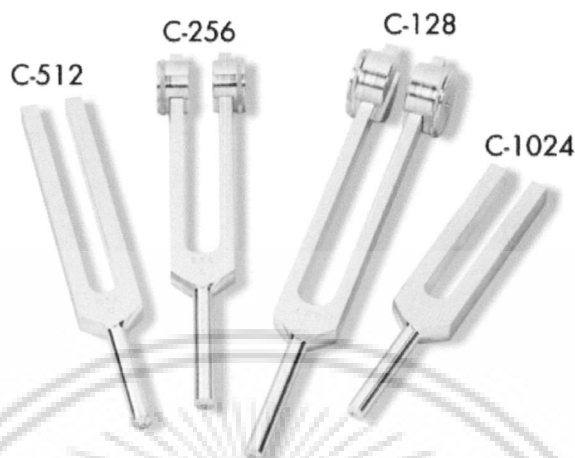
การตรวจการได้ยินสามารถจำแนกได้ 3 ประเภทคือ

2.9.1 การตรวจการได้ยินโดยใช้ส้อมเสียง (Tuning fork tests)

ส้อมเสียง เป็นเครื่องมือที่ใช้ทดสอบการได้ยินที่คืออย่างหนึ่ง หากผู้ใช้มีความรู้ดี และรู้จักหลักการใช้ รวมทั้งการแปลผล ก็สามารถให้การวินิจฉัยความผิดปกติของหูได้ดีพอสมควร โดยปกติส้อมเสียงจะมีเป็นชุด ชุดหนึ่งมีหลายอันเริ่มตั้งแต่ 128, 256, 512, 1,024, 2,048, 4,096 Hz (รูปที่ 2-16) หรือบางชุดอาจมีมากกว่านี้ก็ได้ ส้อมเสียงทุกอันขณะที่สั่นจะให้เสียงบริสุทธิ์ (Pure tone) ที่ความถี่ที่กำหนดไว้ที่ส้อมเสียงนั้น ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส้อมเสียงที่นิยมใช้ตรวจในคลินิกก็คือ 512 และ 1,024 Hz เพราะความถี่ของเสียงไม่สูงไม่ต่ำจนเกินไป ขนาดของส้อมเสียงก็ไม่ใหญ่-ไม่เล็กจนเกินไป ข้อสำคัญการสั่นสะเทือนของเสียงความถี่นี้จะผ่านกระดูกได้ดีมากเป็นพิเศษ



รูปที่ 2.16 ส้อมเสียงที่ให้เสียงความถี่ต่าง ๆ

ในการเคาะส้อมเสียง เพื่อให้ได้เสียงที่ถูกต้องตรงตามตัวเลขที่ระบุไว้ที่ส้อมเสียงนั้น ควรจะเคาะส้อมเสียงกับวัสดุเนื้อแน่นที่ยึดหยุ่นได้ เช่น วัตถุที่เป็นยางชนิดแข็ง หรือปุ่มกระดูกของร่างกาย เช่น ข้อเข่า ข้อศอก เป็นต้น ไม่ควรเคาะส้อมเสียงกับโลหะ หรือ ไม้ เพราะนอกจากจะทำให้เสียงที่ได้เพี้ยนไปแล้ว ยังทำให้ส้อมเสียงบิ่นหรือเสียได้

ถึงแม้ว่าส้อมเสียงจะเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ตรวจการได้ยินที่ไม่มี ความสลับซับซ้อน และหาได้ไม่ยากนัก แต่เราสามารถใช้อ้อมเสียงทดสอบการได้ยินได้หลายแบบเช่น Weber test, Rinne test, Bing test, Gelle test, Schwabach test เป็นต้น อย่างไรก็ตาม บาง test ต้องอาศัยความร่วมมือจากคนไข้มาก และบาง test ต้องใช้ร่วมกับอุปกรณ์อย่างอื่นด้วย ในปัจจุบันจึงมีเพียง Weber และ Rinne test เท่านั้นที่นิยมใช้ทดสอบอยู่



รูปที่ 2.17 การตรวจการได้ยินโดยใช้อ้อมเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Weber Test (รูปที่ 2.17) เป็นการตรวจการนำเสียงทางกระดูก แบบทดสอบนี้ได้มีการใช้ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1834 โดย Ernst Heinrich Weber ศาสตราจารย์สาขากายวิภาคศาสตร์ และสรีรวิทยาชาวเยอรมัน ได้สังเกตว่าผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของการได้ยินบางราย เมื่อเราวางส้อมเสียงลงบนกะโหลกศีรษะ เขาจะได้ยินเสียงได้ดีในหูข้างที่ผิดปกติ ลักษณะนี้คล้ายกับปรากฏการณ์ที่เรียกว่า Autophonia คือ ขณะที่เราปิดหูทั้ง 2 ข้าง เราจะได้ยินเสียงตัวเองดีกว่าขณะที่เปิดหู หรือถ้าปิดหูข้างหนึ่งเราก็จะได้ยินเสียงตัวเองได้ดีในหูข้างที่ปิด ดังนั้น Jean Pierre Bonnafont แพทย์สนามชาวฝรั่งเศสจึงได้นำเอา Weber's experiment มาใช้ในการให้การวินิจฉัยระหว่าง Conductive hearing loss กับ Sensorineural hearing loss

2.9.2 การตรวจการได้ยินโดยใช้เครื่องอิเล็กทรอนิกส์ (Electric Audiometry)

เครื่องตรวจการได้ยินแบบอิเล็กทรอนิกส์นั้นมีหลายชนิด แต่ละแบบก็มีความมุ่งหมายในการทดสอบต่างกัน ในที่นี้จะขอกกล่าวถึงเพียงการตรวจโดยใช้เครื่องอิเล็กทรอนิกส์ ที่เป็นที่นิยมใช้อยู่ในปัจจุบัน

การตรวจการได้ยินที่ทำเป็นประจำ (Routine Audiometry)

เป็นการตรวจโดยใช้ Electric Audiometer (รูปที่ 2.18) เพื่อการวินิจฉัยและติดตามผลการรักษา โดยมีจุดมุ่งหมายสำคัญคือ

1. เพื่อหาความไวของหูในการรับฟังเสียง (Hearing acuity)
2. เพื่อวัดความสามารถของหูว่ารับฟังเสียงได้ในช่วงความถี่กว้างขวางมากน้อยเพียงใด

(Frequency range of hearing able to perceive by the ear)

3. เพื่อวัดความสามารถในการแยกเสียง พร้อมทั้งความหมายของเสียงนั้น (Hearing discrimination)



รูปที่ 2.18 เครื่องตรวจการได้ยิน (Audiometer)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การตรวจการได้ยินที่ทำอยู่เป็นประจำ จะต้องกระทำในห้องที่ปราศจากเสียงรบกวนที่เรียกว่า ห้องเก็บเสียง หรือ Sound proof room (รูปที่ 2.19) ในการตรวจจะประกอบด้วย

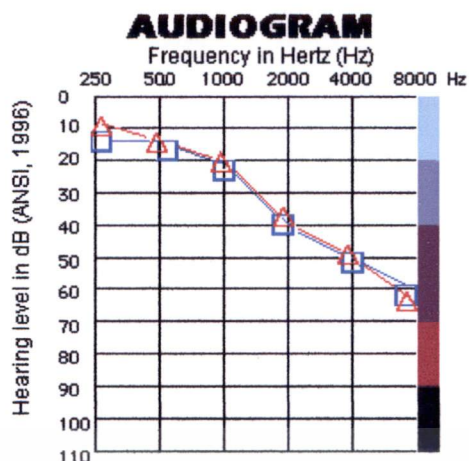
1. Pure tone air conduction test คือการหาจุดที่เริ่มได้ยินเสียงบริสุทธิ์ทางอากาศ เป็น dB ตั้งแต่ความถี่ 250-8,000 Hz
2. Pure tone one conduction test คือการหาจุดที่เริ่มได้ยินเสียงบริสุทธิ์ทางกระดูก เป็น dB ตั้งแต่ความถี่ 500-4,000 Hz
3. Speech reception threshold คือการหาจุดที่เริ่มได้ยินเสียงพูด แล้วพูดตามได้ถูกต้องเป็น dB
4. Speech discrimination test คือการหาความสามารถในการจำแนกเสียงและเข้าใจความหมายของคำพูด เป็น %



รูปที่ 2.19 การตรวจการได้ยินในห้องเก็บเสียง

ในการตรวจการได้ยิน เราจะทำการวัดความสามารถในการฟังของหูข้างใดข้างหนึ่ง โดยเฉพาะหากการได้ยินในหูทั้ง 2 ข้าง ต่างกันมาก เช่น หูซ้าย ได้ยินที่ระดับ 10 เดซิเบล แต่หูขวาได้ยินที่ 60 เดซิเบล ในกรณีนี้ขณะที่ทดสอบหูขวา เราต้องใส่เสียงถึง 60 เดซิเบล หูขวาจึงเริ่มได้ยิน แต่เนื่องจากเสียงเป็นพลังงานชนิดหนึ่ง เพราะฉะนั้นเสียงที่ดังมากมีโอกาที่จะวิ่งข้ามกะโหลกศีรษะไปได้ยินในหูซ้ายได้ เพื่อให้ผลการตรวจรัดกุมและแน่นอนยิ่งขึ้น จึงต้องกลบหูซ้ายหรือหูที่มีได้ทำการทดสอบ โดยปล่อยเสียงรบกวนเข้าไป แล้วทำการวัดความสามารถของการฟังในหูขวา หรือหูข้างที่ต้องการทดสอบเพียงข้างเดียว วิธีการตรวจแบบนี้เรียกว่า Masking Audiometry ผลการตรวจการได้ยิน (รูปที่ 2.20) ซึ่งทำได้ทั้งการวัดความสามารถในการฟังคำพูด และการฟังเสียงบริสุทธิ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.20 ผลการตรวจการได้ยิน

2.9.3 การตรวจพิเศษ (Special Audiometric Tests)

เป็นการตรวจพิเศษนอกเหนือไปจากการตรวจเป็นประจำในคลินิก ทั้งนี้เพื่อต้องการจะทราบพยาธิสภาพของหูอย่างละเอียดเป็นพิเศษ เช่น Otoscopy การตรวจโดยใช้โอโตสโคป ดูสภาพภายในช่องหูชั้นนอกและเงาของช่องหูชั้นกลาง เพื่อตรวจดูสภาวะการอักเสบภายใน, Acoustic Impedance Audiometry (เครื่องตรวจสมรรถภาพของหูชั้นกลาง) การทดสอบโดยใส่เสียงและความดันเข้าไปในหู แล้วบันทึกผลเป็นรูปภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ในบทนี้จะเป็นการแสดงขั้นตอนการออกแบบผลตอบสนองทางขนาด โดยการนำเอาผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน (Hearing Loss) มาเป็นแบบตัวอย่างในการออกแบบผลตอบสนองทางขนาด ซึ่งสิ่งที่สำคัญในการออกแบบคือ การหาค่าตัวแปรที่ไม่ทราบค่าทั้ง 4 ได้แก่ค่า ω_0, r_p, r_z และค่า G ด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์การประมาณค่ากำลังสองน้อยที่สุด (Least Square) จากฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวกรองเชิงเลขแบบ ไอไออาร์ ชนิด 2 โพล ตามสมการที่ (3.1) [7,8]

$$H_x = G \frac{1 - 2r_z \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x} + r_z^2 e^{-2j\omega_x}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x} + r_p^2 e^{-2j\omega_x}} \quad (3.1)$$

โดยที่ H_x คือ Amplitude ของผลตอบสนองทางขนาดที่ความถี่ใด ๆ

ω_0 คือ มุมของโพล-ซีโร ในการออกแบบ

ω_x คือ ความถี่ใด ๆ

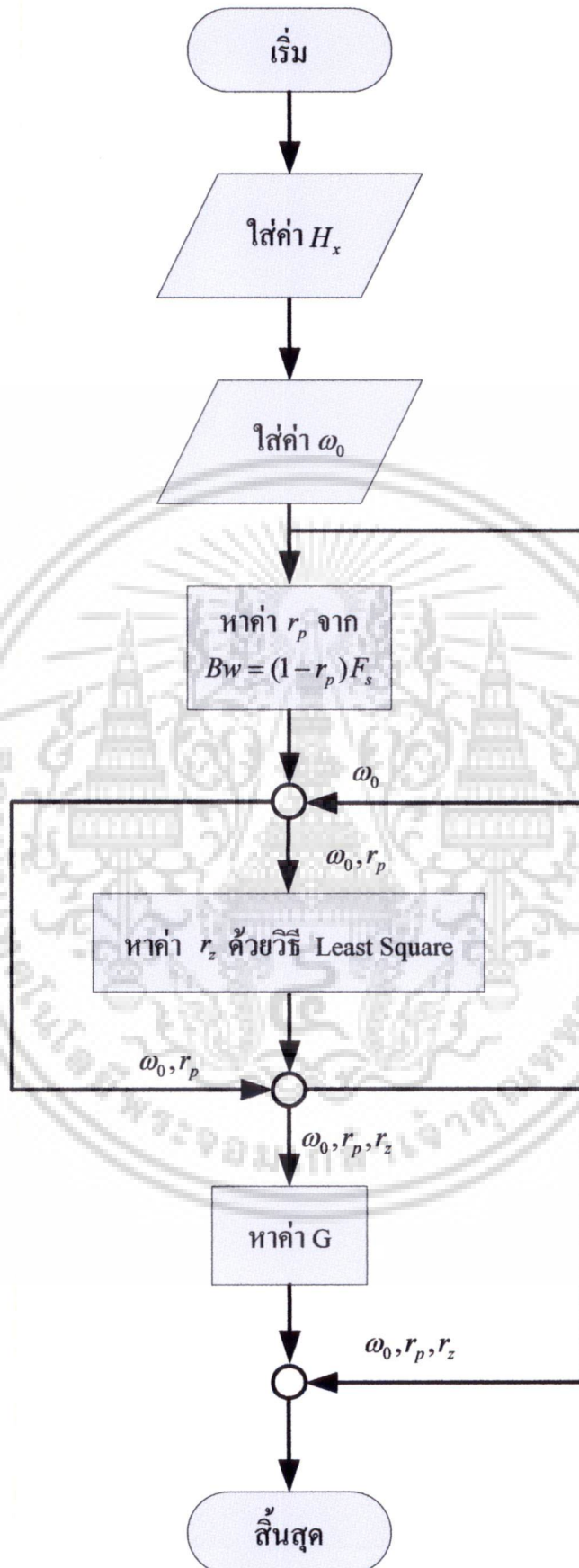
r_p คือ ระยะห่างระหว่างตำแหน่งโพลกับมุม Origin

r_z คือ ระยะห่างระหว่างตำแหน่งซีโรกับมุม Origin

G คือ อัตราขยาย (Gain)

3.1 ขั้นตอนการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดแบบวิธีเดิม [9]

ขั้นตอนการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดแบบวิธีเดิมนั้น เริ่มจากการนำค่า Amplitude ที่ความถี่ต่างๆ ของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินที่นำมาใช้เป็นตัวอย่าง มาใช้เป็นข้อมูลในการออกแบบ จากนั้นทำการเลือกค่า ω_0 จากการสังเกตจุดต่ำสุดหรือจุดสูงสุดที่เห็นได้ชัดที่สุด ถ้าคับถัดไปหาค่า r_p จากความสัมพันธ์ของ Bandwidth (Bw) ตามสูตร $Bw \cong (1 - r_p) F_c$ ต่อจากนั้นหาค่า r_z โดยการใช้ Least Square สุดท้ายหาค่า G เมื่อได้ค่าตัวแปรทั้ง 4 แล้วจึงจะสามารถนำไปวาดกราฟผลตอบสนองทางขนาดได้ โดย Flow Chart ถ้าดับขั้นตอนการออกแบบเป็นไปตามรูปที่ 3.1



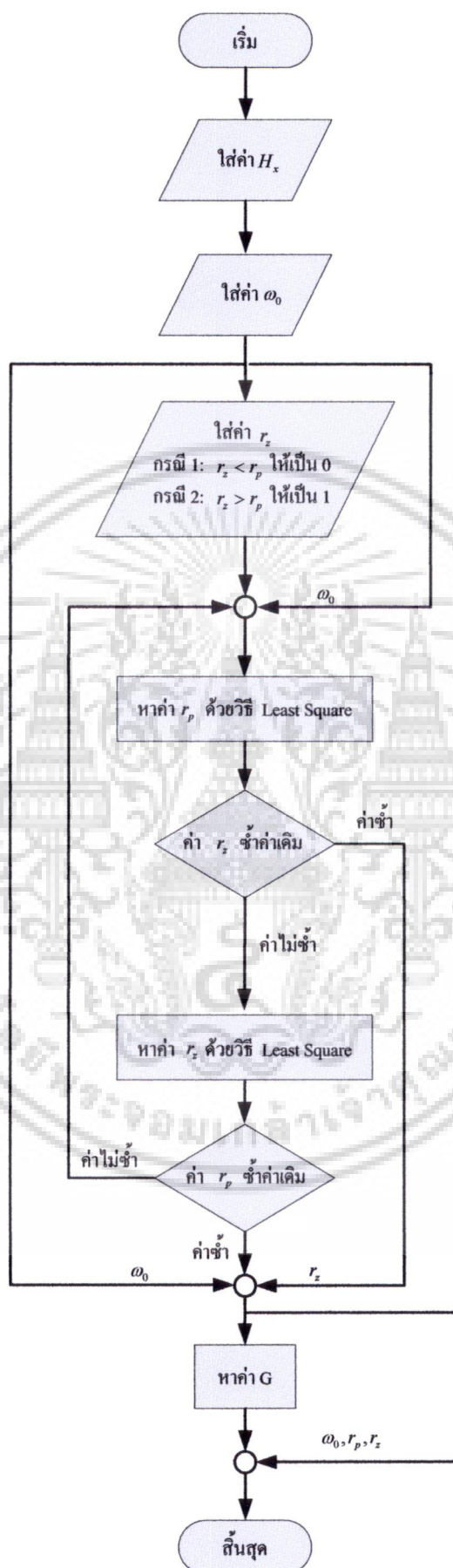
รูปที่ 3.1 Flow Chart การออกแบบผลตอบสนองทางขนาดด้วยวิธีเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 ขั้นตอนการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดแบบวิธีใหม่

ในการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดแบบวิธีเดิมนั้น เป็นการประมาณค่าเพื่อให้เกิดค่าผิดพลาดน้อยที่สุดเฉพาะค่า r_z เท่านั้น โดยที่ค่า r_p ถูกกำหนดด้วย Bandwidth ซึ่งไม่ได้ทำการประมาณค่าจากขนาดของตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกร่องทางการได้ยินทุกค่า หากกำหนดจุด Bandwidth ไม่ดีผลตอบสนองทางขนาดที่ได้จะมีรูปร่างไม่ใกล้เคียงกับต้นแบบ ดังนั้นวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงนำเสนอวิธีการประมาณค่า r_p โดยการใช้ Least Square เช่นเดียวกับการหาค่า r_z

ขั้นตอนการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดด้วยวิธีที่นำเสนอเริ่มจากการนำค่า Amplitude ของผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกร่องทางการได้ยินที่นำมาเป็นต้นแบบมาใช้คำนวณหาค่าตัวแปรอื่นๆ อันดับแรกหาค่า ω_0 จากการสังเกต Amplitude ต่ำสุดหรือสูงสุดที่เห็นได้ชัดที่สุดและจากลักษณะของผลตอบสนองทางขนาดนี้เองจะทำให้ทราบว่าค่า $r_z > r_p$ ในกรณีที่ ω_0 มีค่า Amplitude ต่ำที่สุด และถ้า $r_z < r_p$ ในกรณีที่ ω_0 มีค่า Amplitude สูงที่สุด ซึ่งถ้าผลตอบสนองทางขนาดเกิดตามกรณีแรกให้กำหนดค่า r_z เป็น 1 หรือถ้าผลตอบสนองทางขนาดเกิดตามกรณีที่สองให้กำหนดค่า r_z เป็น 0 หลังจากนั้นนำค่า ω_0 และ r_z มาคำนวณหาค่า r_p โดยการใช้ Least Square เมื่อได้ค่า r_p แล้วให้นำค่านั้นไปคำนวณหาค่า r_z โดยการใช้ Least Square ค่า r_z ที่ได้นำกลับไปใช้คำนวณหาค่า r_p ตัวใหม่ และนำค่า r_p ตัวใหม่นั้นไปคำนวณหาค่า r_z ตัวใหม่ ทำซ้ำไปเรื่อยๆจนค่า r_p และค่า r_z เหมือนเดิม จึงนำค่าทั้งสองและค่า ω_0 ไปคำนวณหา G เป็นลำดับสุดท้าย ซึ่ง Flow Chart ลำดับขั้นตอนการออกแบบแสดงดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 Flow Chart การออกแบบผลตอบสนองทางขนาดด้วยวิธีใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนไว้สำหรับใช้ในหน่วยงานที่ตนมีหน้าที่รับผิดชอบเท่านั้น เมื่อมีผู้เห็นประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1 การหาค่า r_p โดยการใช้ Least Square [10]

จากสมการที่ (3.1) นำมาจัดรูปใหม่ให้อยู่ในรูปของ r_p ซึ่งสามารถเขียนได้ดังสมการที่ (3.2)

$$(H_x e^{-2j\omega_x}) r_p^2 + (-2H_x \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x}) r_p + (H_x - 1 + 2r_z \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x} - r_z^2 e^{-2j\omega_x}) = 0 \quad (3.2)$$

จากสมการที่ (3.2) จะเห็นว่าไม่มีเฉพาะค่า r_p เท่านั้นที่ไม่ทราบค่า เพราะฉะนั้นกำหนดตัวที่ทราบค่าทั้งหมดให้เป็นตัวแปรตัวใหม่ขึ้นมาตามสมการที่ (3.3)

$$\begin{aligned} a_{px} &= (H_x e^{-2j\omega_x}) \\ b_{px} &= (-2H_x \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x}) \\ c_{px} &= (H_x - 1 + 2r_z \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x} - r_z^2 e^{-2j\omega_x}) \end{aligned} \quad (3.3)$$

แทนตัวแปรที่กำหนดขึ้นมาใหม่ลงในสมการที่ (3.2) จะได้สมการเพื่อหาค่า r_p ดังสมการที่ (3.4)

$$a_{px} r_p^2 + b_{px} r_p + c_{px} = 0 \quad (3.4)$$

เนื่องจากในการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดที่นำเสนอต้องใช้ค่าในหลายความถี่ เพราะฉะนั้นสมการที่ได้ต้องมีตามจำนวนความถี่ที่นำมาใช้ในการออกแบบ

$$\begin{aligned} a_{px} r_p^2 + b_{px} r_p + c_{px} &= 0 \\ &\vdots \\ a_{pn} r_p^2 + b_{pn} r_p + c_{pn} &= 0 \end{aligned} \quad (3.5)$$

จากสมการที่ (3.5) จะพบว่ามีลักษณะเป็นระบบสมการที่มีจำนวนสมการมากกว่าจำนวนตัวแปร (Over Determined System) ดังนั้นจะต้องทำการประมาณค่า r_p เพื่อให้เกิดค่าผิดพลาดน้อยที่สุด จากสมการที่ (3.5) สามารถเขียนให้อยู่ในรูป Matrix form ได้ดังสมการที่ (3.6)

$$P_p = \begin{bmatrix} P_{px} \\ \vdots \\ P_{pn} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{px} r_p^2 + b_{px} r_p + c_{px} \\ \vdots \\ a_{pn} r_p^2 + b_{pn} r_p + c_{pn} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$\|P_p\| = \sqrt{P_{px}^2 + \dots + P_{pn}^2} \quad (3.7)$$

ค่าของ r_p หาได้จากการหาค่าต่ำสุดของฟังก์ชัน $(\|P_p\|)^2$ โดยทำการหาอนุพันธ์เทียบกับ r_p

$$(\|P_p\|)^2 = P_{px}^2 + \dots + P_{pn}^2 \quad (3.8)$$

วิธีการคำนวณเพื่อหาอนุพันธ์สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ (3.9)

$$\begin{aligned} \frac{d}{dr_p}(a_{px}r_p^2 + b_{px}r_p + c_{px})^2 &= 2(a_{px}r_p^2 + b_{px}r_p + c_{px})(2a_{px}r_p + b_{px}) \\ &= (4a_{px}^2)r_p^3 + (6a_{px}b_{px})r_p^2 + (2b_{px}^2 + 4a_{px}c_{px})r_p + (2b_{px}c_{px}) \\ &\quad \vdots \\ \frac{d}{dr_p}(a_{pn}r_p^2 + b_{pn}r_p + c_{pn})^2 &= 2(a_{pn}r_p^2 + b_{pn}r_p + c_{pn})(2a_{pn}r_p + b_{pn}) \\ &= (4a_{pn}^2)r_p^3 + (6a_{pn}b_{pn})r_p^2 + (2b_{pn}^2 + 4a_{pn}c_{pn})r_p + (2b_{pn}c_{pn}) \end{aligned} \quad (3.9)$$

จากสมการที่ (3.9) จะเห็นว่ามีส่วนแปรที่มิใช่ r_p อยู่หลายตัว แต่สิ่งที่เราต้องการคือ r_p ดังนั้นจึงกำหนดให้ตัวแปรอื่นๆ เป็นไปตามสมการที่ (3.10)

$$\begin{aligned} A_{px} &= (4a_{px}^2) \\ B_{px} &= (6a_{px}b_{px}) \\ C_{px} &= (2b_{px}^2 + 4a_{px}c_{px}) \\ D_{px} &= (2b_{px}c_{px}) \\ &\quad \vdots \\ A_{pn} &= (4a_{pn}^2) \\ B_{pn} &= (6a_{pn}b_{pn}) \\ C_{pn} &= (2b_{pn}^2 + 4a_{pn}c_{pn}) \\ D_{pn} &= (2b_{pn}c_{pn}) \end{aligned} \quad (3.10)$$

แทนสมการที่ (3.10) ในสมการที่ (3.9)

$$\begin{aligned} \frac{dP_{px}^2}{dr_p} &= A_{px}r_p^3 + B_{px}r_p^2 + C_{px}r_p + D_{px} \\ &\quad \vdots \\ \frac{dP_{pn}^2}{dr_p} &= A_{pn}r_p^3 + B_{pn}r_p^2 + C_{pn}r_p + D_{pn} \end{aligned} \quad (3.11)$$

เพราะฉะนั้น

$$\frac{d}{dr_p}(P_{px}^2 + \dots + P_{pn}^2) = 0 \quad (3.12)$$

$$0 = (A_{px}r_p^3 + B_{px}r_p^2 + C_{px}r_p + D_{px}) + \dots + (A_{pn}r_p^3 + B_{pn}r_p^2 + C_{pn}r_p + D_{pn}) \quad (3.13)$$

สมการที่ (3.13) เป็นสมการผลรวม เพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณต่อไป จึงทำการรวมกลุ่มใหม่และกำหนดเป็นตัวแปรใหม่ขึ้นมา

$$\begin{aligned} A_p &= A_{px} + \dots + A_{pn} \\ B_p &= B_{px} + \dots + B_{pn} \\ C_p &= C_{px} + \dots + C_{pn} \\ D_p &= D_{px} + \dots + D_{pn} \end{aligned} \quad (3.14)$$

แทนสมการที่ (3.14) ลงใน สมการที่ (3.13) จะได้สมการสำหรับหาค่า r_p

$$A_p r_p^3 + B_p r_p^2 + C_p r_p + D_p = 0 \quad (3.15)$$

เนื่องจากค่า r_p ที่หาได้นั้นเป็นตำแหน่งของโพล แต่สิ่งที่ต้องการคือระยะห่างจากตำแหน่งของโพลถึงจุด Origin หาได้จากสมการที่ (3.16)

$$r_p = \sqrt{\text{Re}_p^2 + \text{Im}_p^2} \quad (3.16)$$

3.2.2 การหาค่า r_z โดยการใช้ Least Square [10]

จากสมการที่ (3.1) นำมาจัดรูปใหม่ให้อยู่ในรูปของ r_z ซึ่งสามารถเขียนได้ดังสมการที่ (3.17)

$$e^{-2j\omega_x} r_z^2 + (-2 \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x}) r_z + (1 - H_x + 2H_x r_p \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x} - H_x r_p^2 e^{-2j\omega_x}) = 0 \quad (3.17)$$

จากสมการที่ (3.17) จะเห็นว่า มีเฉพาะค่า r_z เท่านั้นที่ไม่ทราบค่า เพราะฉะนั้นกำหนดตัวที่ทราบค่าทั้งหมดให้เป็นตัวแปรตัวใหม่ขึ้นมาตามสมการที่ (3.18)

$$\begin{aligned}
 a_x &= (e^{-2j\omega_x}) \\
 b_x &= (-2 \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x}) \\
 c_x &= (1 - H_x + 2H_x r_p \cos(\omega_0) e^{-j\omega_x} - H_x r_p^2 e^{-2j\omega_x})
 \end{aligned} \tag{3.18}$$

แทนตัวแปรที่กำหนดขึ้นมาใหม่ลงในสมการที่ (3.17) จะได้สมการเพื่อหาค่า r_z ดังสมการที่ (3.19)

$$a_x r_z^2 + b_x r_z + c_x = 0 \tag{3.19}$$

เนื่องจากการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดที่นำเสนอต้องใช้ค่าในหลายความถี่ เพราะฉะนั้นสมการที่ได้ต้องมีตามจำนวนความถี่ที่นำมาใช้ในการออกแบบ

$$\begin{aligned}
 a_x r_z^2 + b_x r_z + c_x &= 0 \\
 &\vdots \\
 a_m r_z^2 + b_m r_z + c_m &= 0
 \end{aligned} \tag{3.20}$$

จากสมการที่ (3.20) จะพบว่ามีลักษณะเป็นระบบสมการที่มีจำนวนสมการมากกว่าจำนวนตัวแปร (Over Determined System) ดังนั้นจะต้องทำการประมาณค่า r_z เพื่อให้เกิดค่าผิดพลาดน้อยที่สุด จากสมการที่ (3.20) สามารถเขียนให้อยู่ในรูป Matrix form ได้ดังสมการที่ (3.21)

$$P_z = \begin{bmatrix} P_x \\ \vdots \\ P_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_x r_z^2 + b_x r_z + c_x \\ \vdots \\ a_m r_z^2 + b_m r_z + c_m \end{bmatrix} \tag{3.21}$$

$$\|P_z\| = \sqrt{P_x^2 + \dots + P_m^2} \tag{3.22}$$

ค่าของ r_z หาได้จากการหาค่าต่ำสุดของฟังก์ชัน $(\|P_z\|)^2$ โดยทำการหาอนุพันธ์เทียบกับ r_z

$$(\|P_z\|)^2 = P_x^2 + \dots + P_m^2 \tag{3.23}$$

วิธีการคำนวณเพื่อหาอนุพันธ์สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ (3.24)

$$\begin{aligned} \frac{d}{dr_z}(a_x r_z^2 + b_x r_z + c_x)^2 &= 2(a_x r_z^2 + b_x r_z + c_x)(2a_x r_z + b_x) \\ &= (4a_x^2)r_z^3 + (6a_x b_x)r_z^2 + (2b_x^2 + 4a_x c_x)r_z + (2b_x c_x) \\ &\quad \vdots \\ \frac{d}{dr_z}(a_m r_z^2 + b_m r_z + c_m)^2 &= 2(a_m r_z^2 + b_m r_z + c_m)(2a_m r_z + b_m) \\ &= (4a_m^2)r_z^3 + (6a_m b_m)r_z^2 + (2b_m^2 + 4a_m c_m)r_z + (2b_m c_m) \end{aligned} \quad (3.24)$$

จากสมการที่ (3.24) จะเห็นว่ามีความแปรที่ไมใช่ r_z อยู่หลายตัว แต่สิ่งที่เราต้องการคือ r_z ดังนั้นจึงกำหนดให้ตัวแปรอื่นๆ เป็นไปตามสมการที่ (3.25)

$$\begin{aligned} A_x &= (4a_x^2) \\ B_x &= (6a_x b_x) \\ C_x &= (2b_x^2 + 4a_x c_x) \\ D_x &= (2b_x c_x) \\ &\quad \vdots \\ A_m &= (4a_m^2) \\ B_m &= (6a_m b_m) \\ C_m &= (2b_m^2 + 4a_m c_m) \\ D_m &= (2b_m c_m) \end{aligned} \quad (3.25)$$

แทนสมการที่ (3.25) ในสมการที่ (3.24)

$$\begin{aligned} \frac{dP_x^2}{dr_z} &= A_x r_z^3 + B_x r_z^2 + C_x r_z + D_x \\ &\quad \vdots \\ \frac{dP_m^2}{dr_z} &= A_m r_z^3 + B_m r_z^2 + C_m r_z + D_m \end{aligned} \quad (3.26)$$

เพราะฉะนั้น

$$\frac{d}{dr_z}(P_x^2 + \dots + P_m^2) = 0 \quad (3.27)$$

$$0 = (A_x r_z^3 + B_x r_z^2 + C_x r_z + D_x) + \dots + (A_m r_z^3 + B_m r_z^2 + C_m r_z + D_m) \quad (3.28)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการที่ (3.28) เป็นสมการผลรวม เพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณต่อไป จึงทำการรวมกลุ่มใหม่และกำหนดเป็นตัวแปรใหม่ขึ้นมา

$$\begin{aligned} A_z &= A_{z_1} + \dots + A_{z_m} \\ B_z &= B_{z_1} + \dots + B_{z_m} \\ C_z &= C_{z_1} + \dots + C_{z_m} \\ D_z &= D_{z_1} + \dots + D_{z_m} \end{aligned} \quad (3.29)$$

แทนสมการที่ (3.29) ลงใน สมการที่ (3.28) จะได้สมการสำหรับหาค่า r_z

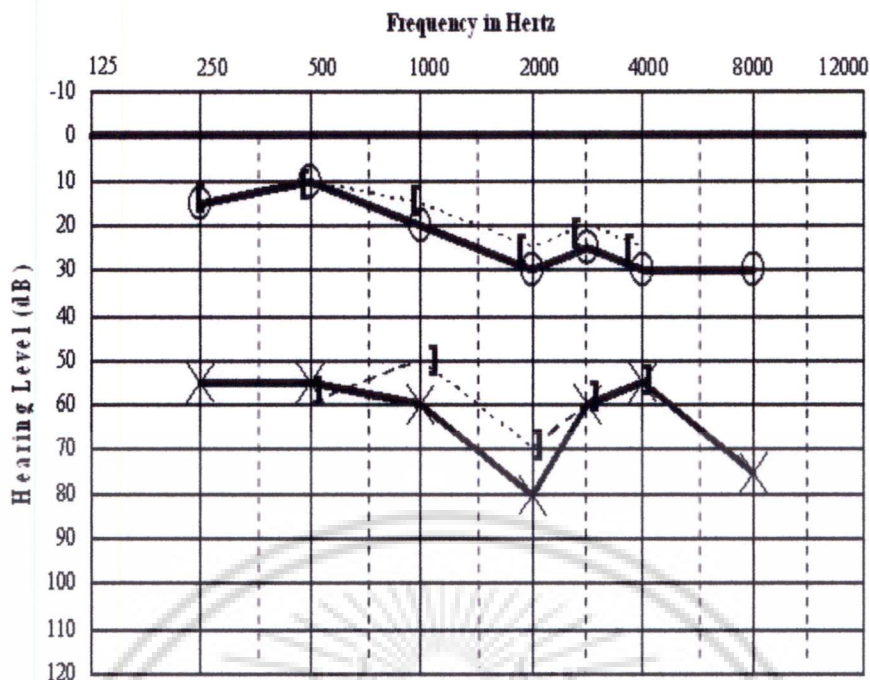
$$A_z r_z^3 + B_z r_z^2 + C_z r_z + D_z = 0 \quad (3.30)$$

เนื่องจากค่า r_z ที่หาได้นั้นเป็นตำแหน่งของซีโร แต่สิ่งที่ต้องการคือระยะห่างจากตำแหน่งของซีโร ถึงจุด Origin หาได้จากสมการที่ (3.31)

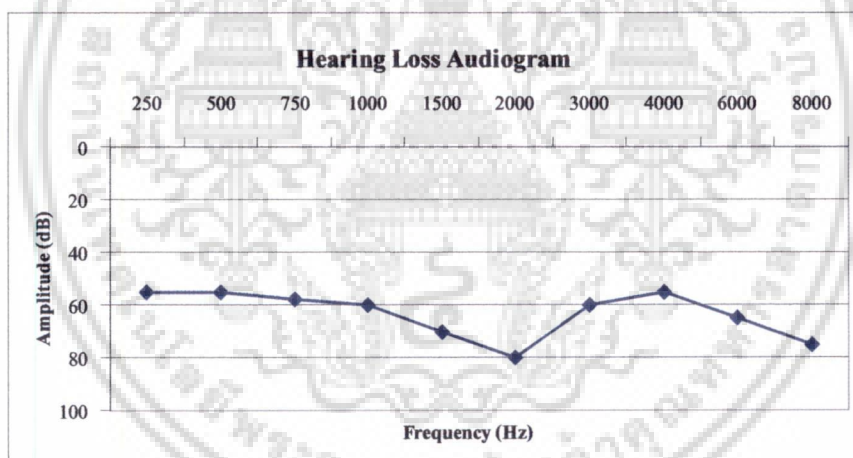
$$r_z = \sqrt{\text{Re}_z^2 + \text{Im}_z^2} \quad (3.31)$$

3.3 การเปรียบเทียบผลการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดระหว่างวิธีเดิมและวิธีใหม่

ในรูปที่ 3.3 แสดงกราฟความบกพร่องทางการได้ยินของหูทั้งสองข้างของผู้ทดสอบการได้ยิน รายหนึ่ง โดยที่ผลการวิเคราะห์ความบกพร่องทางการได้ยินในหูข้างซ้าย แทนสัญลักษณ์เป็น O แสดงว่าหูข้างนี้ได้ยินชัดเจนในความถี่ต่ำ แต่จะเริ่มได้ยินเสียงเบาๆ ที่ความถี่ตั้งแต่ 1500 Hz ขึ้น และผลการวิเคราะห์ความบกพร่องทางการได้ยินในหูข้างขวา แทนสัญลักษณ์เป็น x แสดงว่าหูข้างนี้ตึงมากในทุกๆ ความถี่ ดังนั้นในการทดลองการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดจะขอยกตัวอย่าง เฉพาะผลตอบสนองทางความถี่ของหูข้างขวาเท่านั้น และเพื่อให้ดูง่ายขึ้นจึงได้ทำการเขียนกราฟ ใหม่โดยใช้ Microsoft Excel ตามรูปที่ 3.4



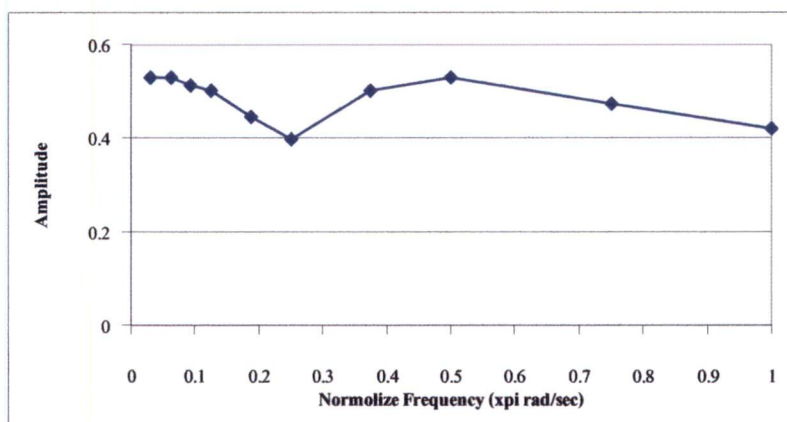
รูปที่ 3.3 กราฟความบกพร่องทางการได้ยินของหูทั้งสองข้าง (Audiogram)



รูปที่ 3.4 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินจากเครื่อง Audio Meter

จากรูปที่ 3.4 แสดงตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องการได้ยิน (Audiogram) ที่ได้จากเครื่อง Audio Meter ซึ่งอยู่ในรูปของ Log Scale เพื่อให้ง่ายต่อการออกแบบ คำนวณและจำลองบน โปรแกรม MATLAB จึงได้ทำการแปลงค่าและวาดกราฟออกมาดังรูปที่ 3.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



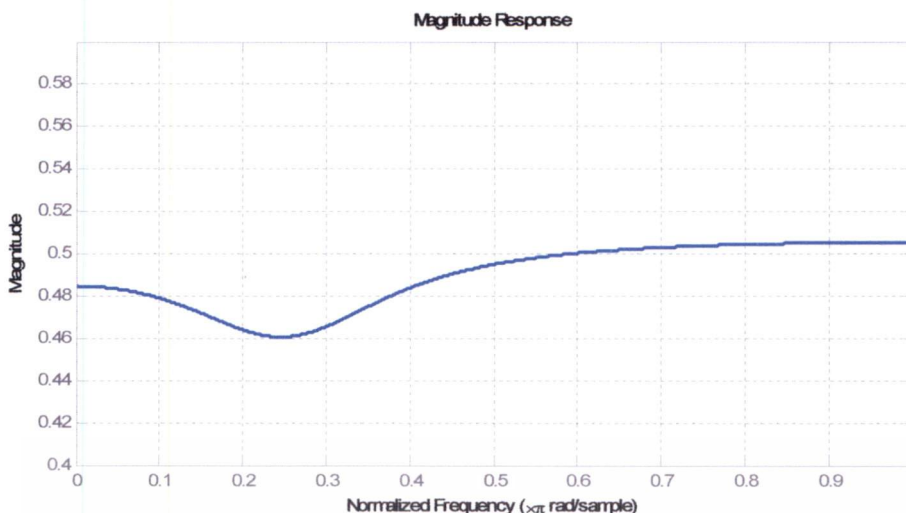
รูปที่ 3.5 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน

ตารางที่ 3.1 ค่า ω_0 , r_p , r_z , G ของตัวอย่าง

วิธีการออกแบบ	ω_0	r_p	r_z	G
วิธีเดิม	0.25	0.6073	0.6348	0.489303
วิธีใหม่ที่นำเสนอ	0.25	0.4612	0.6728	0.599018

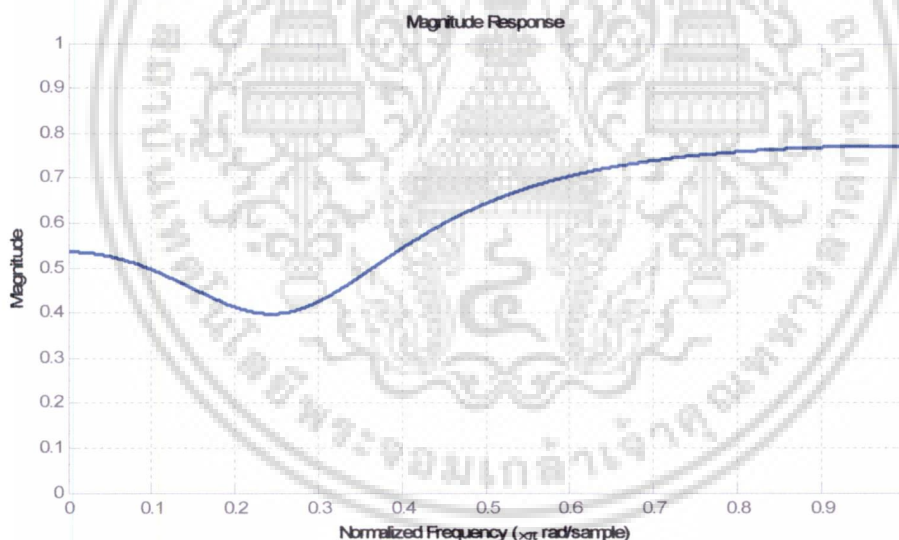
ในตารางที่ 3.1 ได้ทำการแสดงค่าตัวแปรแต่ละตัวของ การออกแบบด้วยวิธีเดิมและการออกแบบด้วยวิธีใหม่ เมื่อนำค่าที่ได้แทนลงในสมการที่ (3.1) จะได้ฟังก์ชันถ่ายโอนของวิธีเดิมตามสมการที่ (3.32) และผลการจำลองการออกแบบด้วยโปรแกรม MATLAB ดังรูปที่ 3.6 ส่วนการออกแบบด้วยวิธีใหม่ได้ฟังก์ชันถ่ายโอนตามสมการที่ (3.33) และผลการจำลองการออกแบบด้วยโปรแกรม MATLAB ดังรูปที่ 3.7

$$H_{old}(z) = \frac{0.1971749387 - 0.4392682302z^{-1} + 0.489302999z^{-2}}{1 - 0.8537607276z^{-1} + 0.36445369z^{-2}} \quad (3.32)$$



รูปที่ 3.6 ผลตอบสนองทางขนาดโดยการออกแบบด้วยวิธีเดิม โดยใช้โปรแกรม MATLAB

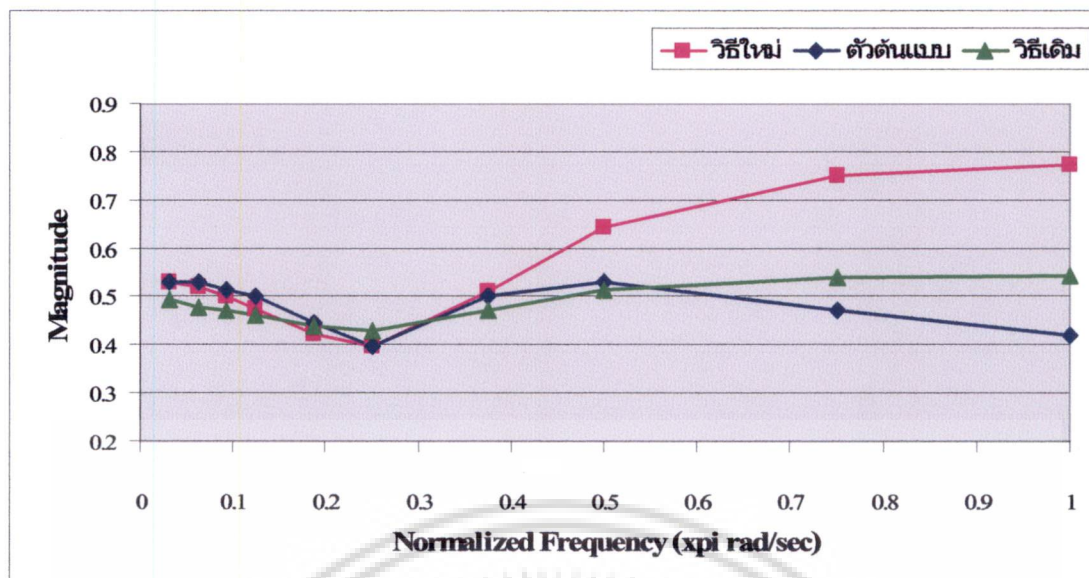
$$H_{new}(z) = \frac{0.599018 - 0.56995537466593216z^{-1} + 0.2115139203711996z^{-2}}{1 - 0.65223529496647148z^{-1} + 0.21270544z^{-2}} \quad (3.33)$$



รูปที่ 3.7 ผลตอบสนองทางขนาดโดยการออกแบบด้วยวิธีใหม่ โดยใช้โปรแกรม MATLAB

และในรูปที่ 3.8 แสดงการเปรียบเทียบผลตอบสนองทางขนาดระหว่างผลตอบสนองทางขนาดของผู้กรองทางการได้ยิน กับการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดด้วยวิธีเดิมและการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดด้วยวิธีใหม่ที่น่าเสนอ และเพื่อให้เห็นการเปรียบเทียบชัดเจนในแต่ละค่าได้ ถูกแสดงไว้ในตารางที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 แสดงการเปรียบเทียบผลตอบสนองทางขนาดระหว่างตัวต้นแบบ วิธีเดิมและวิธีใหม่

ตารางที่ 3.2 ค่าความผิดพลาดในการออกแบบ

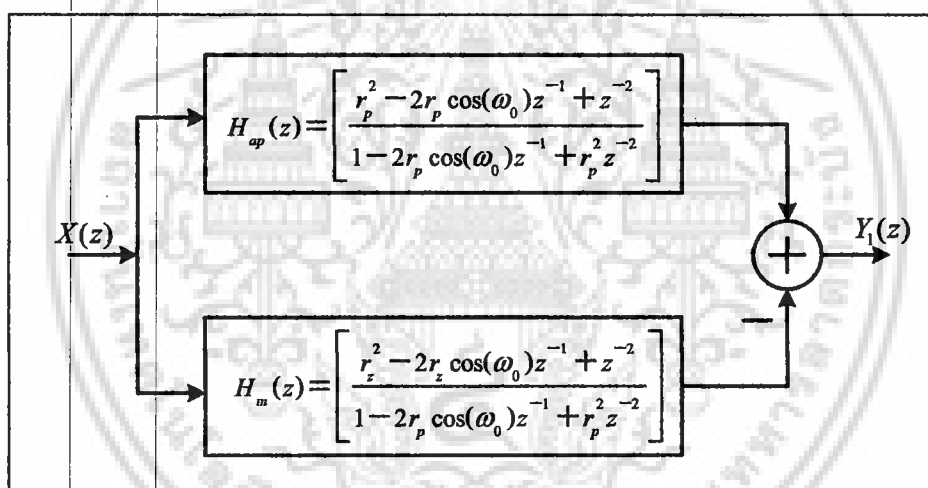
Frequency	$ H(z) $	$ H_{old}(z) $	$ H_{new}(z) $	Error old (%)	Error new (%)
0.03125	0.5308844	0.4964	0.5317	6.495651	0.15363
0.0625	0.530884	0.478	0.5202	9.961498	2.012492
0.09375	0.5128613	0.4712	0.5015	8.123307	2.215277
0.125	0.501187	0.462	0.4769	7.818838	4.845896
0.1875	0.446683	0.4404	0.4224	1.40659	5.432694
0.25	0.3981071	0.43	0.3981	8.01114	0.001783
0.375	0.501187	0.4725	0.5119	5.723812	2.13753
0.5	0.530884	0.513	0.6431	3.368721	21.1376
0.75	0.473151	0.5396	0.7505	14.0439	58.6174
1	0.421696	0.5444	0.7722	29.0977	83.1177

จากรูปที่ 3.8 และค่าในตารางที่ 3.2 จะเห็นได้ว่าการออกแบบด้วยวิธีเดิมเป็นการเฉลี่ยค่าให้ใกล้เคียงกับตัวต้นแบบแต่จะมีค่าใกล้เคียงเพียงไม่กี่ค่าเท่านั้น โดยค่าความผิดพลาดน้อยที่สุดอยู่ที่ 1.40659 % และค่าผิดพลาดมากที่สุดอยู่ที่ 29.0977% ส่วนในการออกแบบด้วยวิธีใหม่นั้นจะเห็นว่า มีค่าใกล้เคียงในช่วงแรกๆถึง 7 ค่า ซึ่งเป็นช่วงความถี่ของคำพูดที่จำเป็นต่อการฟังในชีวิตประจำวัน โดยค่าผิดพลาดน้อยที่สุดอยู่ที่ 0.001783% ซึ่งถือว่าน้อยมาก แต่ค่าความผิดพลาดใน 3 ค่าหลังมีค่าค่อนข้างสูง โดยเฉพาะค่าสุดท้ายที่สูงถึง 83.1177% ซึ่งเป็นค่าที่ผิดพลาดมาก แต่ถ้าสังเกตแกน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ที่ทำการทดลองจะเห็นว่าในช่วงแรกแกนความถี่ค่อนข้างละเอียดและเริ่มห่างใน 3 ค่าหลัง ซึ่งสาเหตุมาจากผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บัพกรองทางการได้ยีนที่นำมาเป็นต้นแบบเกินขีดจำกัดที่จะจำลองด้วยตัวกรองลำดับ 2 ได้ แต่ถ้าในกรณีตัวอย่างอื่นๆ อาจมีการเพิ่มจุดข้อมูลในการคำนวณที่ค่าความถี่ช่วงหลังให้มากขึ้น เพื่อให้การคำนวณมีความละเอียดมากขึ้นกว่าเดิม

3.4 การออกแบบตัวชดเชยผลตอบสนองทางขนาด

จากการจำลองผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บัพกรองทางการได้ยีนเพื่อให้เกิดประโยชน์ วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอวิธีการชดเชยสัญญาณความบัพกรองทางการได้ยีนเพิ่มขึ้นมาด้วย โดยหลักการที่นำเสนอ คือการนำผลตอบสนองทางความถี่ที่สร้างขึ้นใหม่มาต่อร่วมกันในลักษณะผลต่างกับตัวกรองเชิงเลขไอโออาร์ แบบ All-pass โดยที่ ω_0 ของตัวกรองทั้งสองต้องเท่ากัน ตามรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 การต่อร่วมกันในลักษณะผลต่างของตัวกรองเชิงเลขแบบ All-Pass และตัวกรองสัญญาณที่มีความบัพกรองทางการได้ยีน

ในการหาฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวชดเชยสัญญาณความบัพกรองทางการได้ยีน สามารถหาได้จากสมการที่ (3.34) ถึง (3.38)

$$H_c(z) = [H_{ap}(z) - H_m(z)] \quad (3.34)$$

$$H_c(z) = \left[\frac{r_p^2 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] - \left[\frac{r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3.35)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ที่สิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$H_c(z) = \left[\frac{r_p^2 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2} - r_z^2 + 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} - z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3-36)$$

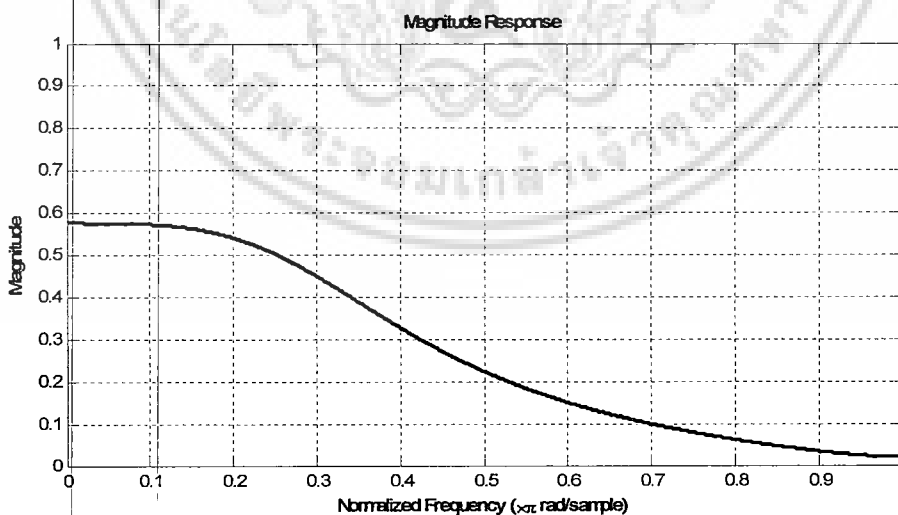
$$H_c(z) = \left[\frac{(r_p^2 - r_z^2) + 2(r_z - r_p) \cos(\omega_0)z^{-1}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3.37)$$

$$H_c(z) = \left[\frac{1 + [2(r_z - r_p) \cos(\omega_0) / (r_p^2 - r_z^2)] z^{-1}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3.38)$$

เมื่อ $H_c(z)$ คือ ตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน (Compensate)

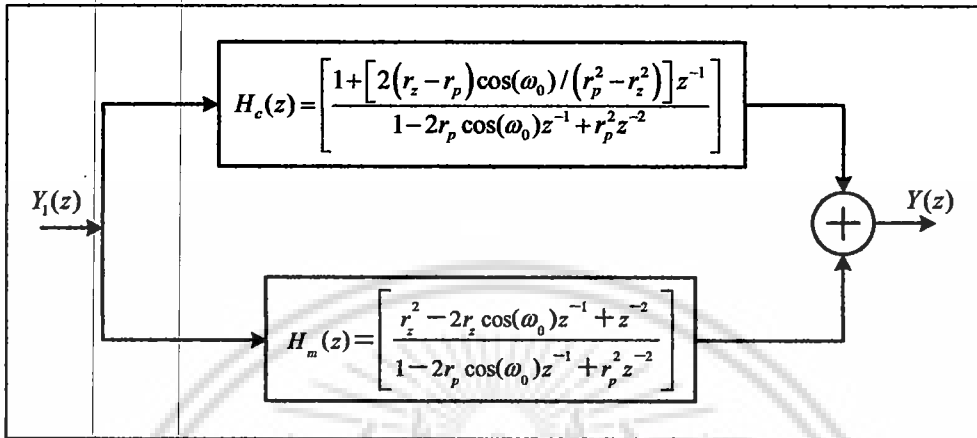
จากฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวชดเชยสัญญาณความบกพร่องทางการได้ยินในสมการที่ (3.38) ถ้ากำหนด $\omega_0 = 0.25, r_p = 0.4612, r_z = 0.6728, G = 0.599018$ จะได้ฟังก์ชันถ่ายโอนของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินดังสมการที่ (3.38) และผลตอบสนองทางขนาดดังภาพที่ 3.10

$$H_c(z) = \left[\frac{-0.14373700477919996 - 0.17925469274570635z^{-1}}{1 - 0.65223529496647148z^{-1} + 0.21270544z^{-2}} \right] \quad (3.39)$$



รูปที่ 3.10 ผลตอบสนองทางขนาดของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน

เมื่อได้ตัวชดเชยสัญญาณความบกพร่องทางการได้ยินแล้ว นำผลตอบสนองทางขนาดที่สร้างขึ้นใหม่กับผลตอบสนองทางขนาดของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินมาต่อรวมกันในลักษณะผลบวกตามรูปที่ 3.11 แสดงการหาฟังก์ชันถ่ายโอนได้จากสมการที่ (3-40) ถึง (3-44)



รูปที่ 3.11 การต่อรวมกันในลักษณะผลบวกของผลตอบสนองทางขนาดที่สร้างขึ้นใหม่กับผลตอบสนองทางขนาดของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน

$$H_s(z) = [H_m(z) + H_c(z)] \quad (3.40)$$

$$H_s(z) = \left[\frac{(r_p^2 - r_z^2) + [2(r_z - r_p)\cos(\omega_0)]z^{-1}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] + \left[\frac{r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3.41)$$

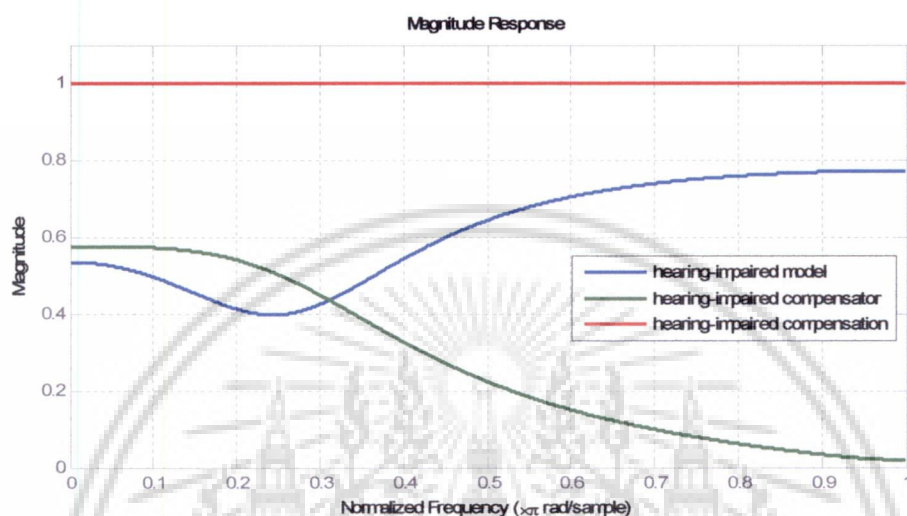
$$H_s(z) = \left[\frac{(r_p^2 - r_z^2) + [2(r_z - r_p)\cos(\omega_0)]z^{-1} + r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3.42)$$

$$H_s(z) = \left[\frac{(r_p^2 - r_z^2 + r_z^2) + [2(r_z - r_p - r_z)\cos(\omega_0)]z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3.43)$$

$$H_s(z) = \left[\frac{r_p^2 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (3.44)$$

เมื่อ $H_s(z)$ คือ ผลตอบสนองทางขนาดที่ทำการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินแล้ว

ในรูปที่ 3.12 แสดงผลตอบสนองทางขนาดกับตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน



รูปที่ 3.12 ผลตอบสนองทางขนาดกับตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

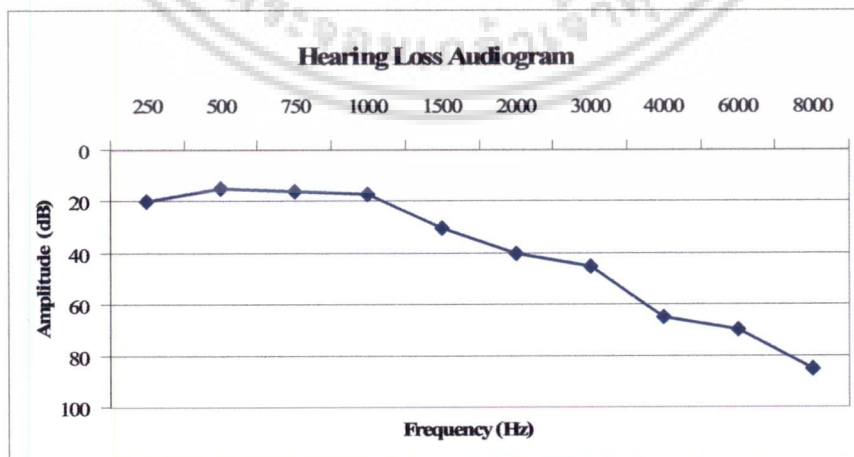
ผลการทดลอง

ในบทนี้จะเป็นการแสดงผลการทดลองการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดด้วยวิธีใหม่ที่น่าเสนอ แต่เนื่องจากในบทก่อนหน้านี้ผลการทดลองการเปรียบเทียบระหว่างตัวต้นแบบจากผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน กับผลตอบสนองทางขนาดวิธีเดิมและผลตอบสนองทางขนาดวิธีใหม่นั้นจะเห็นว่าวิธีที่น่าเสนอใหม่มีค่าใกล้เคียงกับต้นแบบมากกว่า โดยเฉพาะในช่วงความถี่แรกๆ และจากการสนธิฐานพบว่าในช่วงความถี่หลังๆ มีข้อมูลน้อยเกินไปจึงทำให้ผลที่ได้จากการออกแบบมีค่าความผิดพลาดสูง ดังนั้นในบทนี้จะเพิ่มช่วงข้อมูลที่มีความถี่หลังๆ ให้ละเอียดมากขึ้น พร้อมทั้งแสดงผลการออกแบบด้วยโปรแกรม MATLAB และนำไปสร้างจริงด้วยบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 และแสดงผลด้วยเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer) รุ่น Agilent 35760A

4.1 ผลการทดลองการออกแบบผลตอบสนองทางขนาด

4.1.1 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 1

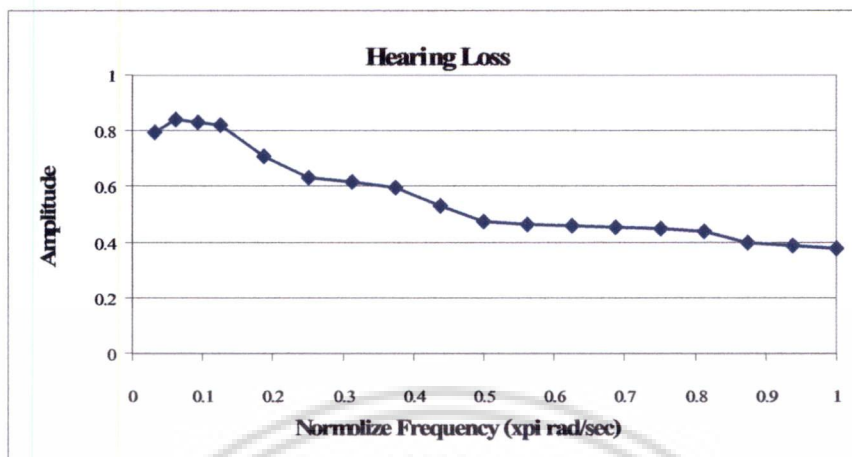
ในรูปที่ 4.1 แสดงตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 1 ซึ่งจากการวิเคราะห์ผลตอบสนองทางความถี่ แสดงว่าผู้ทดสอบจะเริ่มได้ยินเสียงเบาตั้งแต่ความถี่ 1500 Hz และที่ความถี่ประมาณ 3000 Hz จะเริ่มไม่ได้ยิน นั่นหมายความว่าผู้ทดสอบมีความบกพร่องทางการได้ยินตั้งแต่ 1500 Hz ขึ้นไป



รูปที่ 4.1 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เพื่อให้ง่ายต่อการออกแบบและแสดงผลการเปรียบเทียบจึงต้องทำการแปลงสเกลให้อยู่ในรูปของ Linear Scale ก่อน โดยในรูปที่ 4.2 เป็นผลการแปลงสเกลของผู้ทดสอบคนที่ 1

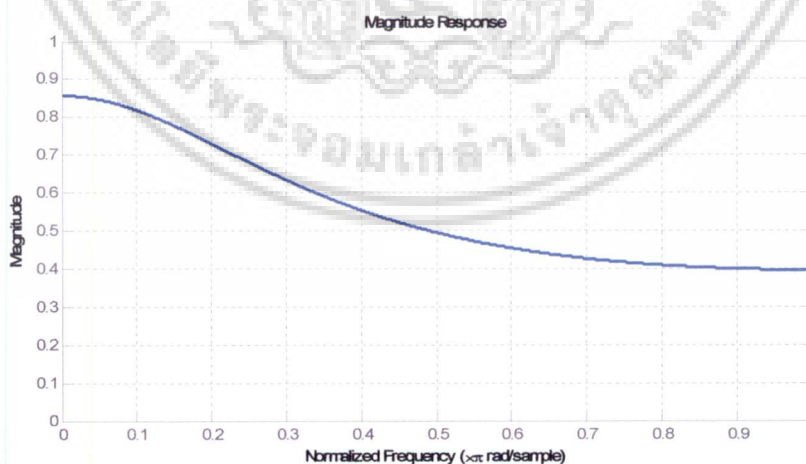


รูปที่ 4.2 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดสอบคนที่ 1

ทำการคำนวณค่าตัวแปรต่างๆ จากวิธีที่นำเสนอได้ค่าดังนี้ $\omega = 0.0625\pi$, $r_p = 0.3284$, $r_z = 0.1416$, $G = 0.535068$ และสามารถเขียนในรูปของฟังก์ชันถ่ายโอนได้ตามสมการที่ 4.1

$$|H(z)| = \frac{0.5350679999999999 - 0.14861962697507014z^{-1} + 0.01072841303808z^{-2}}{1 - 0.64417977216884181z^{-1} + 0.10784656000000002z^{-2}} \quad (4.1)$$

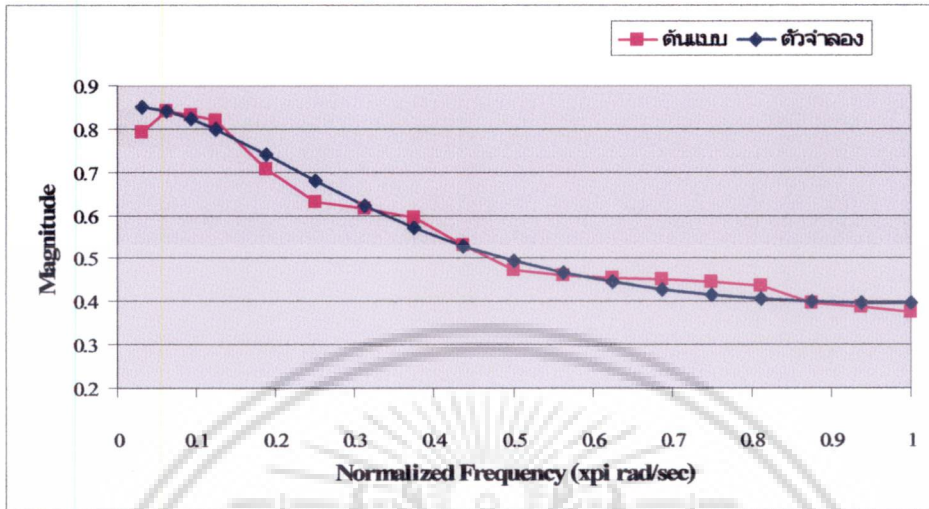
จากสมการที่ 4.1 นำมาเขียนกราฟผลตอบสนองทางขนาดได้ตามรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 ผลตอบสนองทางขนาดจากโปรแกรม MATLAB ของผู้ทดสอบคนที่ 1

ในรูปที่ 4.4 เป็นการแสดงผลการเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินกับผลการจำลองผลตอบสนองทางขนาดที่ได้จากการออกแบบด้วยวิธีที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำเสนอ และเพื่อให้เห็นความแตกต่างและค่าความผิดพลาดของการออกแบบสามารถดูได้จาก ตารางที่ 4.1



รูปที่ 4.4 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบกับผลการจำลองของผู้ทดสอบคนที่ 1

ตารางที่ 4.1 เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 1

Normalized Frequency (xpi rad/sec)	$ H(\omega) $	$ H_{new}(\omega) $	Error %
0.03125	0.794328	0.8527	7.3486
0.0625	0.841395	0.8414	0.000594
0.09375	0.831764	0.8234	1.005574
0.125	0.822243	0.8001	2.693
0.1875	0.707946	0.7431	4.96563
0.25	0.630957	0.6814	7.99468
0.3125	0.616595	0.6231	1.05499
0.375	0.595662	0.5722	3.938811
0.4375	0.530884	0.5297	0.223024
0.5	0.473151	0.4953	4.68117
0.5625	0.462381	0.4678	1.17198
0.625	0.457088	0.4462	2.382036
0.6875	0.451856	0.4295	4.947594
0.75	0.446684	0.4168	6.690188
0.8125	0.436516	0.4076	6.62427

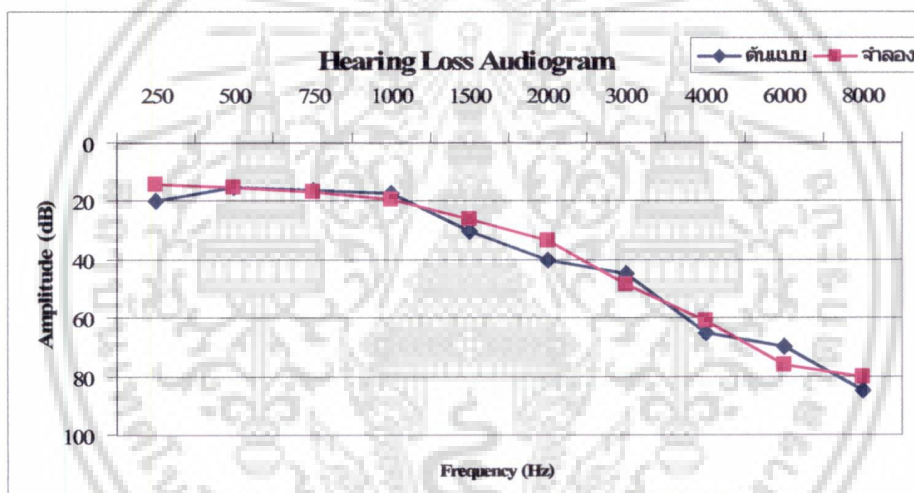
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 (ต่อ) เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 1

Normalized Frequency (xpi rad/sec)	$ H(\omega) $	$ H_{new}(\omega) $	Error %
0.875	0.398107	0.4012	0.77693
0.9375	0.389045	0.3976	2.19897
1	0.375837	0.3964	5.47125

เพื่อให้เห็นผลการจำลองผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินที่ชัดเจนขึ้น จึงได้ทำการแปลงค่าผลการจำลองกลับมาอยู่ในหน่วย dB ซึ่งในรูปที่ 4.5 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินกับตัวจำลองผลตอบสนองทางขนาด และในตารางที่ 4.2 เป็นการเปรียบเทียบค่า Amplitude ของต้นแบบและตัวจำลอง



รูปที่ 4.5 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 1

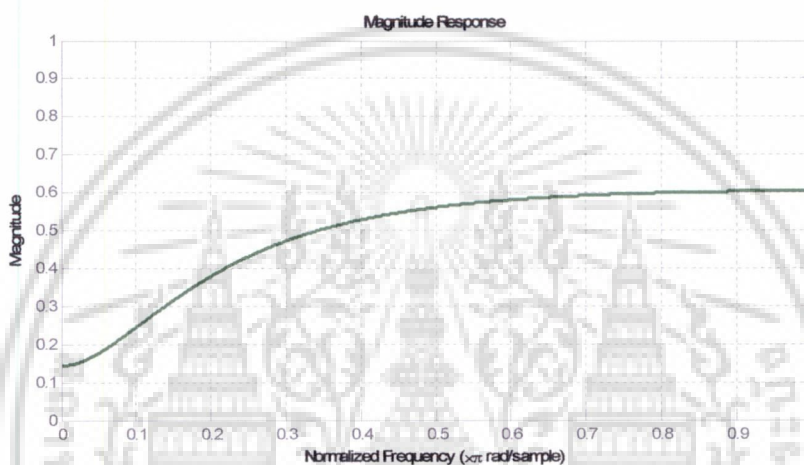
ตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 1

Frequency (Hz)	Amplitude (dB)		Error %
	ต้นแบบ	จำลอง	
250	20	13.84075	0.307963
500	15	14.9995	3.33E-05
750	16	16.87783	0.05486
1000	17	19.37115	0.13948
1500	30	25.79055	0.140315
2000	40	33.31957	0.167011

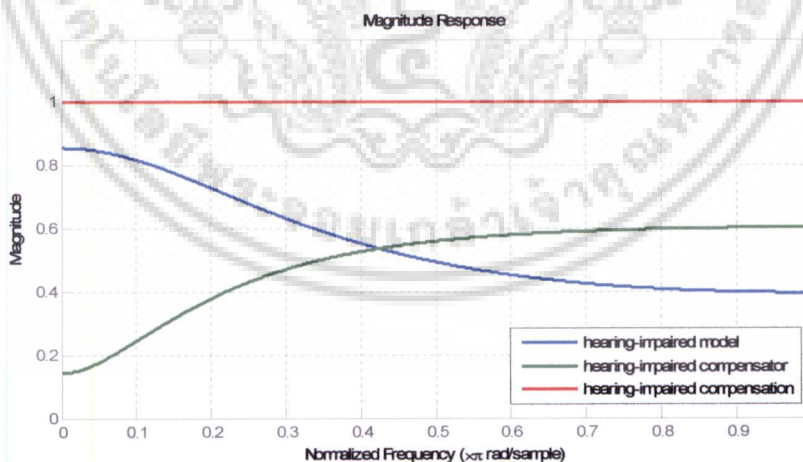
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 (ต่อ) เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 1

Frequency (Hz)	Amplitude (dB)		Error %
	ต้นแบบ	จำลอง	
3000	45	48.49043	0.07757
4000	65	61.02633	0.061133
6000	70	76.01446	0.08592
8000	85	80.37327	0.054432



รูปที่ 4.6 ผลการชดเชยผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดลองคนที่ 1

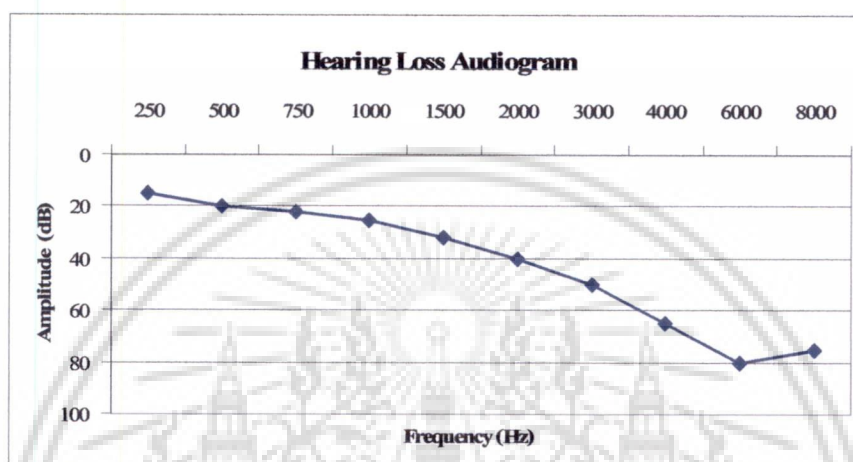


รูปที่ 4.7 ผลตอบสนองทางขนาดกับความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดลองคนที่ 1

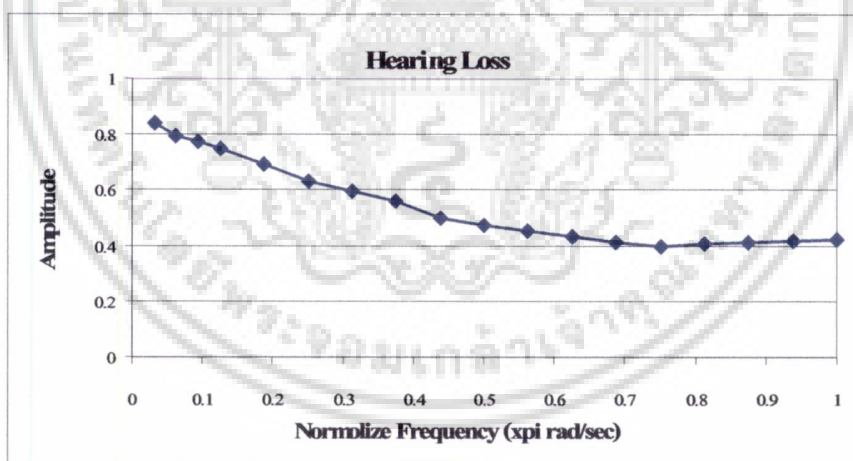
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 2

ในรูปที่ 4.8 แสดงตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 2 ซึ่งจากการวิเคราะห์ผลตอบสนองทางความถี่ แสดงว่าผู้ทดสอบจะเริ่มได้ยินเสียงเบาลงตั้งแต่ความถี่ 1500 Hz และที่ความถี่ประมาณ 3000 Hz จะเริ่มไม่ได้ยิน นั่นหมายความว่าผู้ทดสอบมีความบกพร่องทางการได้ยินตั้งแต่ 1500 Hz ขึ้นไป



รูปที่ 4.8 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 2

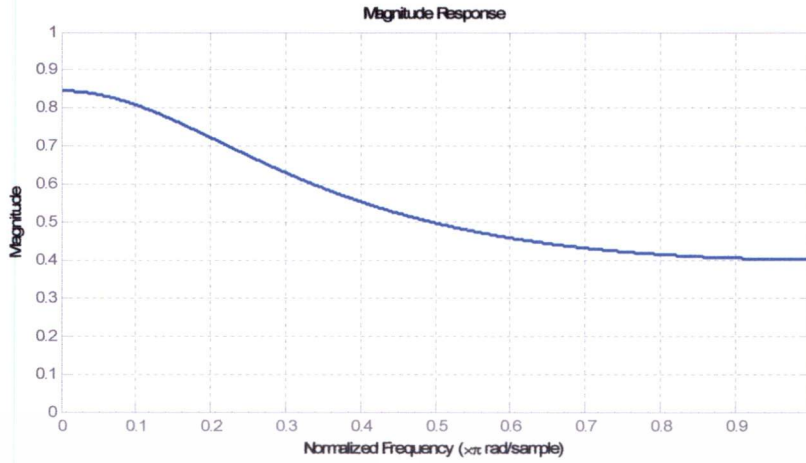


รูปที่ 4.9 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดสอบคนที่ 2

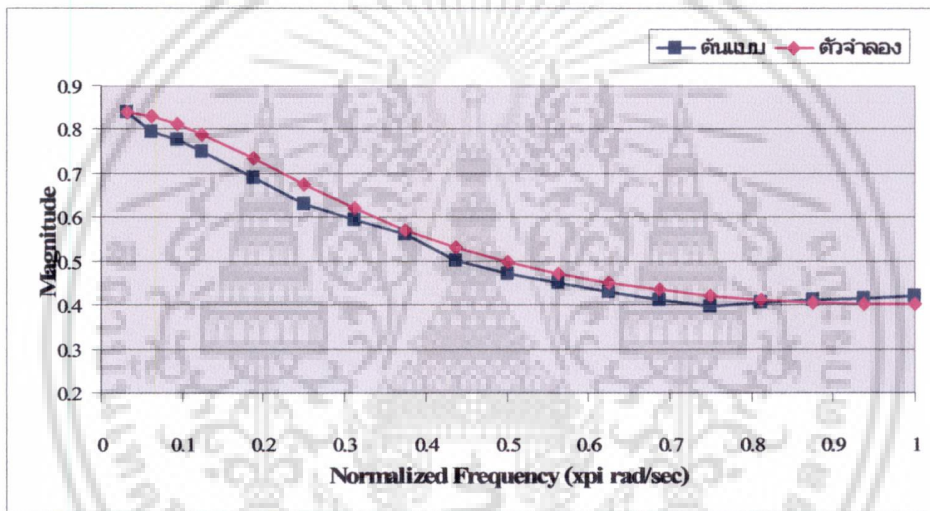
ค่าตัวแปรต่าง ๆ $\omega = 0.03125\pi$, $r_p = 0.3144$, $r_z = 0.1379$, $G = 0.537015$ สามารถเขียนฟังก์ชันถ่านโอนได้ตามสมการที่ 4.4

$$|H(z)| = \frac{0.53701500000000000000 - 0.1473955529491093z^{-1} + 0.01021209741615z^{-2}}{1 - 0.62577215613147741z^{-1} + 0.098847360000000009z^{-2}} \quad (4.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 ผลตอบสนองทางขนาดจากโปรแกรม MATLAB ของผู้ทดสอบคนที่ 2



รูปที่ 4.11 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลอง ของผู้ทดสอบคนที่ 2

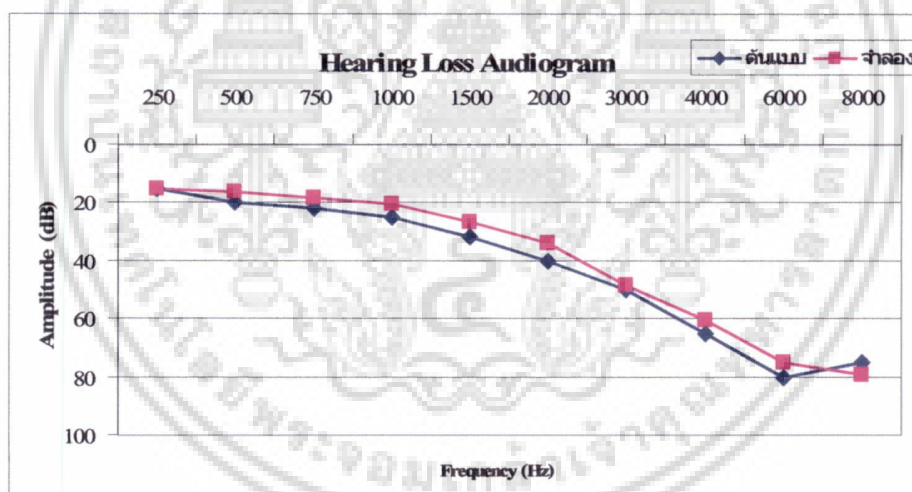
ตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 2

Normalized Frequency (xpi rad/sec)	$ H(\omega) $	$ H_{new}(\omega) $	Error %
0.03125	0.841395	0.8414	0.000594
0.0625	0.794328	0.8303	4.528608
0.09375	0.776247	0.8128	4.708939
0.125	0.749894	0.7901	5.361558
0.1875	0.691831	0.7352	6.268727
0.25	0.630957	0.6763	7.185385
0.3125	0.595662	0.6207	4.203391
0.375	0.562341	0.5722	1.753207

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้หรือเผยแพร่ในด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 (ต่อ) เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 2

Normalized Frequency (xpi rad/sec)	$ H(\omega) $	$ H_{new}(\omega) $	Error %
0.4375	0.501187	0.5316	6.068194
0.5	0.473151	0.4986	5.378621
0.5625	0.451856	0.4722	4.502319
0.625	0.431519	0.4513	4.584039
0.6875	0.412098	0.4351	5.581682
0.75	0.398107	0.4228	6.202604
0.8125	0.40738	0.4137	1.551377
0.875	0.412098	0.4075	1.115754
0.9375	0.416869	0.4039	3.111046
1	0.421697	0.4028	4.48118



รูปที่ 4.12 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 2

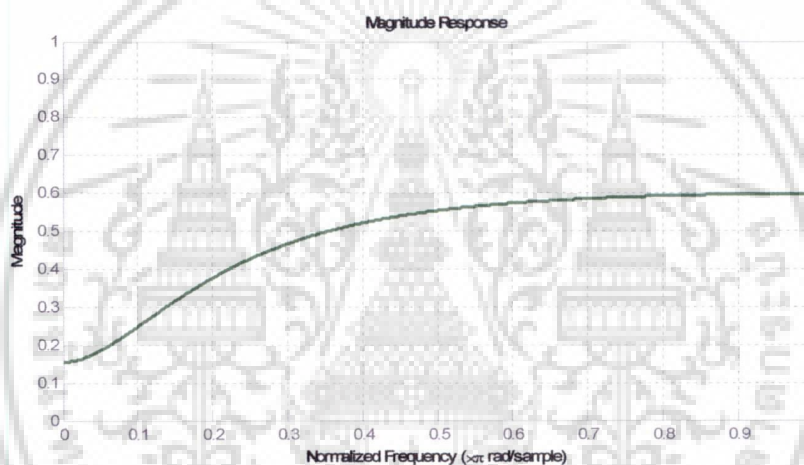
ตารางที่ 4.4 เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 2

Frequency (Hz)	Amplitude (dB)		Error %
	ต้นแบบ	จำลอง	
250	15	14.9995	3.33E-05
500	20	16.15299	0.192351
750	22	18.00326	0.18167
1000	25	20.46359	0.181456

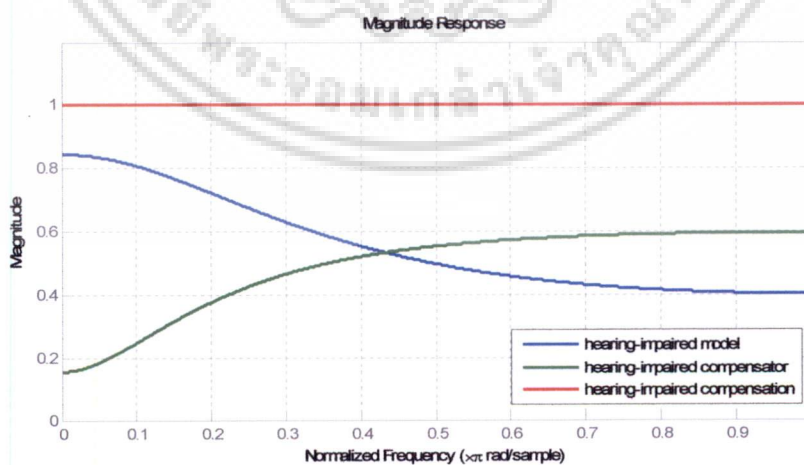
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 (ต่อ) เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 2

Frequency (Hz)	Amplitude (dB)		Error %
	ต้นแบบ	จำลอง	
1500	32	26.7189	0.165034
2000	40	33.97212	0.150697
3000	50	48.49043	0.030191
4000	65	60.44955	0.070007
6000	80	74.773	0.065338
8000	75	78.98211	0.05309



รูปที่ 4.13 ผลการชดเชยผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดลองคนที่ 2

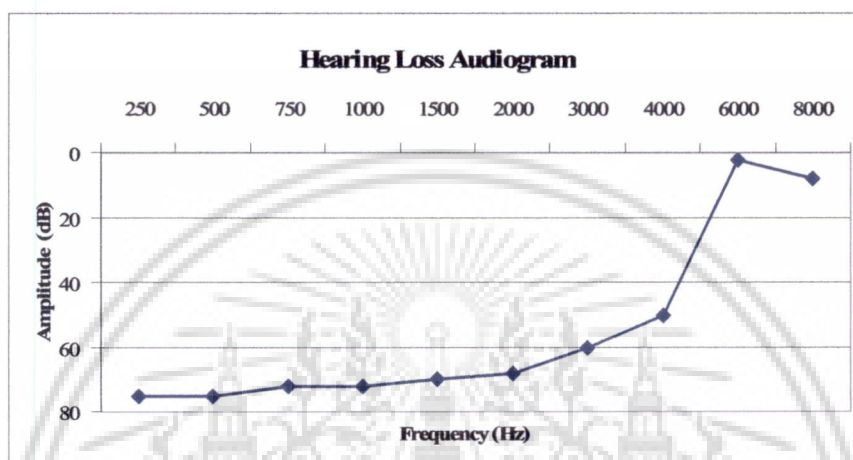


รูปที่ 4.14 ผลตอบสนองทางขนาดกับความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดลองคนที่ 2

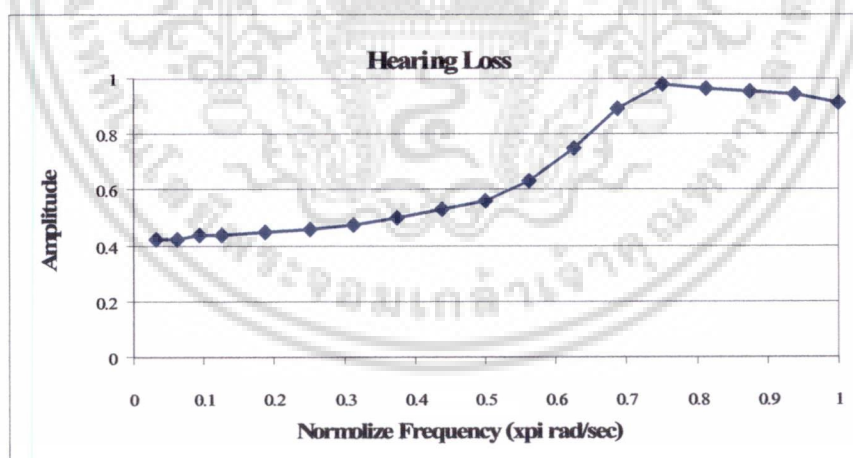
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 3

ในรูปที่ 4.15 แสดงตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 3 ซึ่งจากการวิเคราะห์ผลตอบสนองทางความถี่ แสดงว่าผู้ทดสอบจะเริ่มได้ยินเสียงตั้งแต่ความถี่ 5000 Hz ขึ้นไป นั่นหมายความว่าผู้ทดสอบมีความบกพร่องทางการได้ยิน ตั้งแต่ความถี่ต่ำขึ้นไปจนถึงความถี่ที่ 5000 Hz



รูปที่ 4.15 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 3



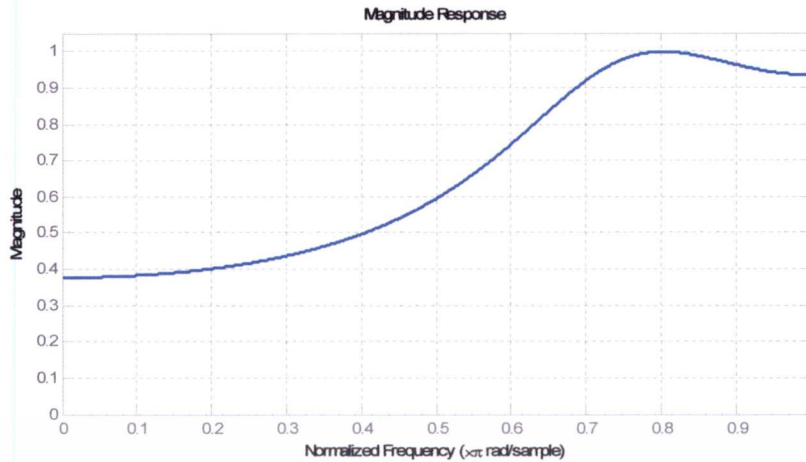
รูปที่ 4.16 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดสอบคนที่ 3

ค่าตัวแปรต่างๆ $\omega = 0.75\pi$, $r_p = 0.5185$, $r_z = 0.1463$, $G = 0.614306$ สามารถเขียนฟังก์ชันถ่านโธนได้ตามสมการที่ 4.3

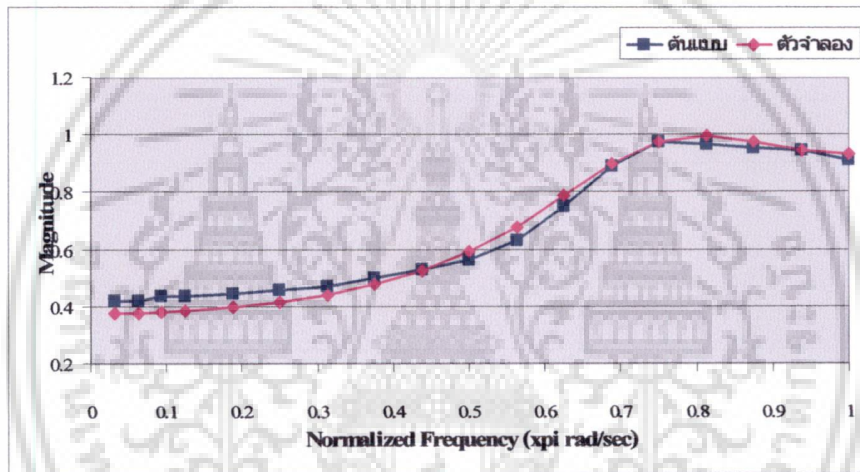
$$|H(z)| = \frac{0.6143060000000002 + 0.12709956995348046z^{-1} + 0.013148415189140002z^{-2}}{1 + 0.73326973209044966z^{-1} + 0.26884224999999995z^{-2}} \quad (4.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.17 ผลตอบสนองทางขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของผู้ทดสอบคนที่ 3



รูปที่ 4.18 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองของผู้ทดสอบคนที่ 3

ตารางที่ 4.5 เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 3

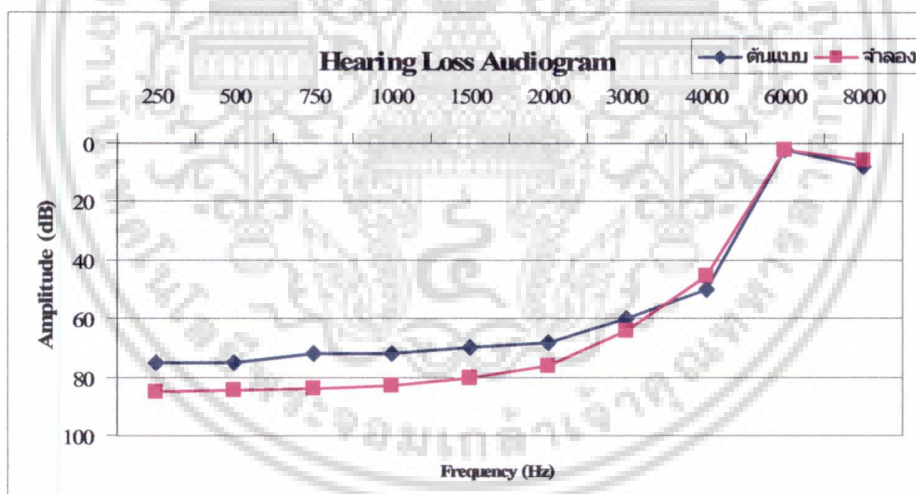
Normalized Frequency (xpi rad/sec)	$ H(\omega) $	$ H_{new}(\omega) $	Error %
0.03125	0.421697	0.3774	10.50436
0.0625	0.421697	0.3791	10.10122
0.09375	0.436516	0.3819	12.51176
0.125	0.436516	0.3859	11.59542
0.1875	0.446684	0.3979	10.92129
0.25	0.457088	0.4161	8.967239
0.3125	0.473151	0.4419	6.604919
0.375	0.501187	0.4778	4.666367

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปทำประโยชน์ทางการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5 (ต่อ) เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 3

Normalized Frequency (xpi rad/sec)	$ H(\omega) $	$ H_{new}(\omega) $	Error %
0.4375	0.530884	0.5269	0.750529
0.5	0.562341	0.5934	5.5231
0.5625	0.630957	0.6808	7.899529
0.625	0.749894	0.7878	5.054818
0.6875	0.891251	0.8983	0.790918
0.75	0.977237	0.9772	0.003809
0.8125	0.966051	0.9977	3.276134
0.875	0.954993	0.9753	2.126447
0.9375	0.944061	0.9462	0.226587
1	0.912011	0.9342	2.432993



รูปที่ 4.19 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 3

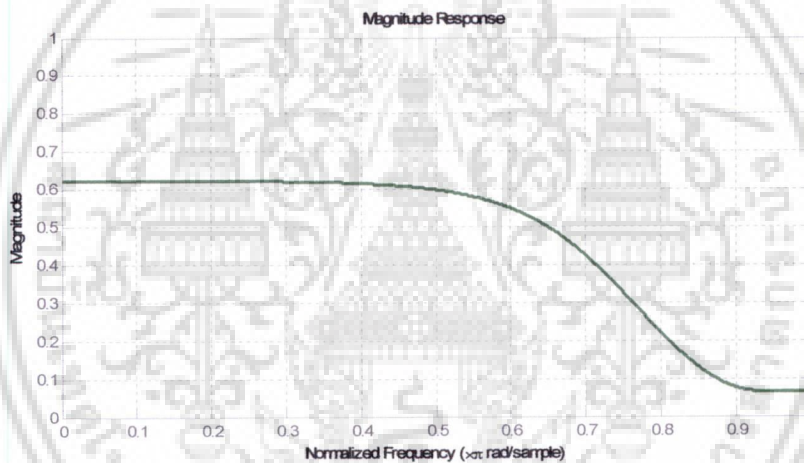
ตารางที่ 4.6 เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 3

Frequency (Hz)	Amplitude (dB)		Error %
	ต้นแบบ	จำลอง	
250	75	84.63962	0.12853
500	75	84.24924	0.12332
750	72	83.61007	0.16125

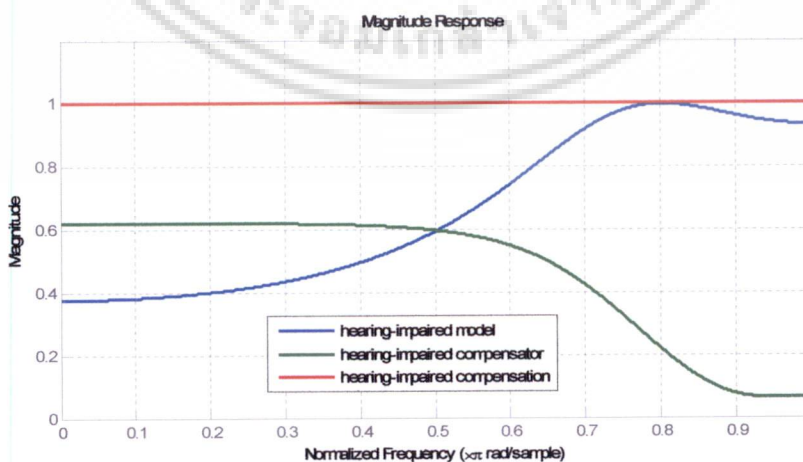
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.6 (ต่อ) เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 3

Frequency (Hz)	Amplitude (dB)		Error %
	ต้นแบบ	จำลอง	
1000	72	82.70504	0.14868
1500	70	80.04521	0.1435
2000	68	76.16046	0.12001
3000	60	64.15077	0.06918
4000	50	45.33049	0.09339
6000	2	2.003308	0.00165
8000	8	5.912027	0.260997



รูปที่ 4.20 ผลการชดเชยผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 3



รูปที่ 4.21 ผลตอบสนองทางขนาดกับความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชย

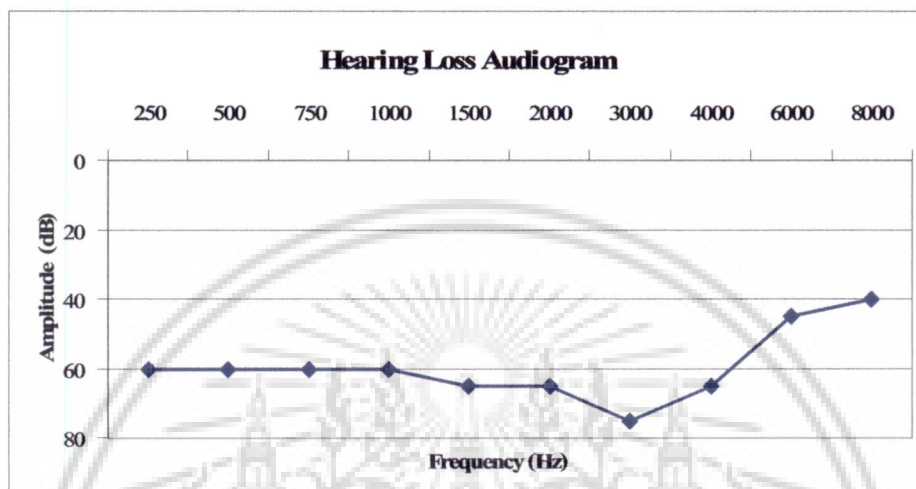
ความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดสอบคนที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

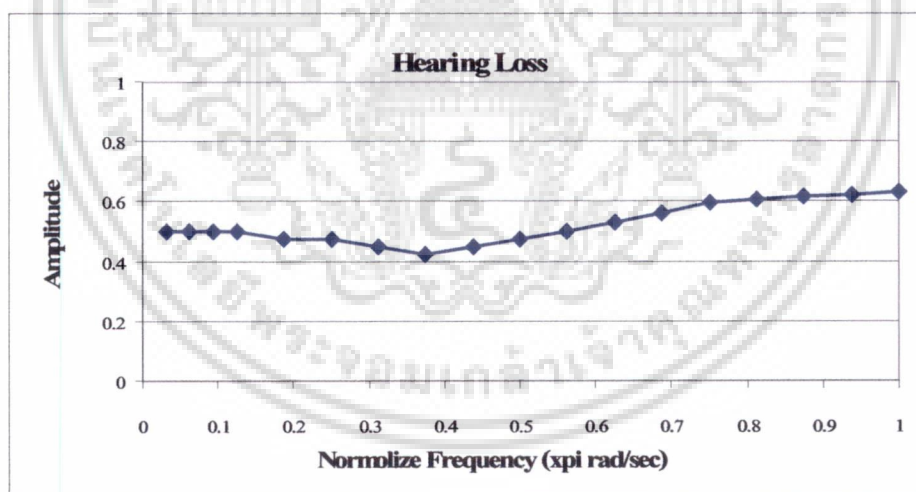
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.4 ตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 4

ในรูปที่ 4.22 แสดงตัวอย่างผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดสอบคนที่ 4 ซึ่งจากการวิเคราะห์ผลตอบสนองทางความถี่ แสดงว่าผู้ทดสอบจะไม่ได้ยินเสียงเบามากๆ ตั้งแต่ความถี่ 8000 Hz ขึ้นไป นั่นหมายความว่าผู้ทดสอบมีความบกพร่องทางการได้ยินในทุกๆ ความถี่



รูปที่ 4.22 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยินในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 4

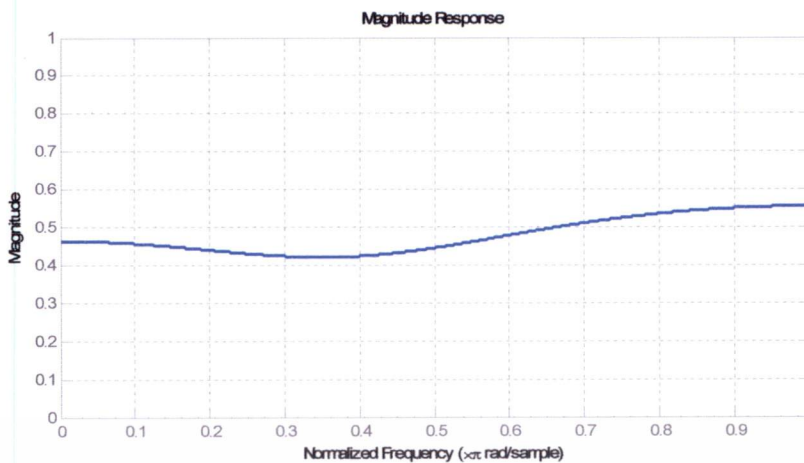


รูปที่ 4.23 ผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกพร่องทางการได้ยิน ของผู้ทดสอบคนที่ 4

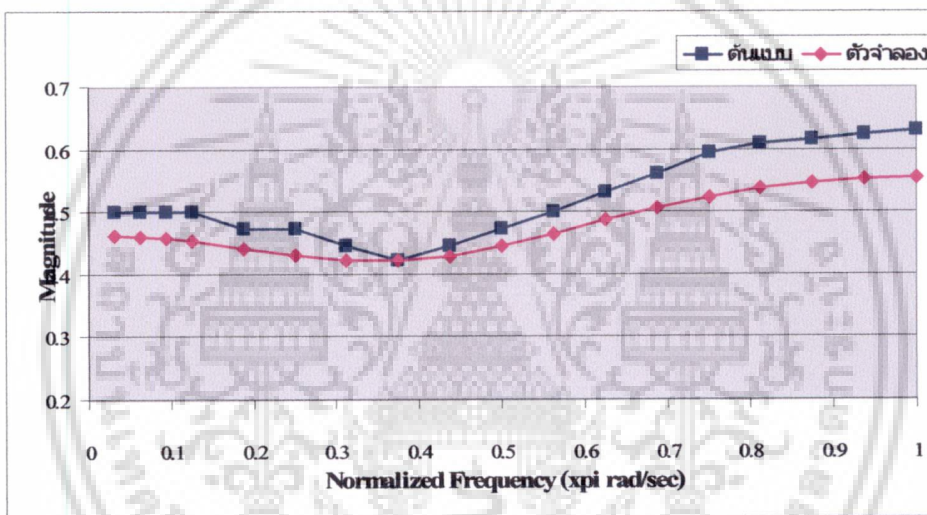
ค่าตัวแปรต่าง ๆ $\omega = 0.375\pi$, $r_p = 0.2390$, $r_z = 0.3884$, $G = 0.475312$ สามารถเขียนฟังก์ชันถ่านโอนได้ตามสมการที่ 4.4

$$|H(z)| = \frac{0.47531200000000001 - 0.14129528064303237z^{-1} + 0.071702982622720013z^{-2}}{1 - 0.18292268067051293z^{-1} + 0.057120999999999998z^{-2}} \quad (4.4)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.24 ผลตอบสนองทางขนาดจากโปรแกรม MATLAB ของผู้ทดสอบคนที่ 4



รูปที่ 4.25 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองของผู้ทดสอบคนที่ 4

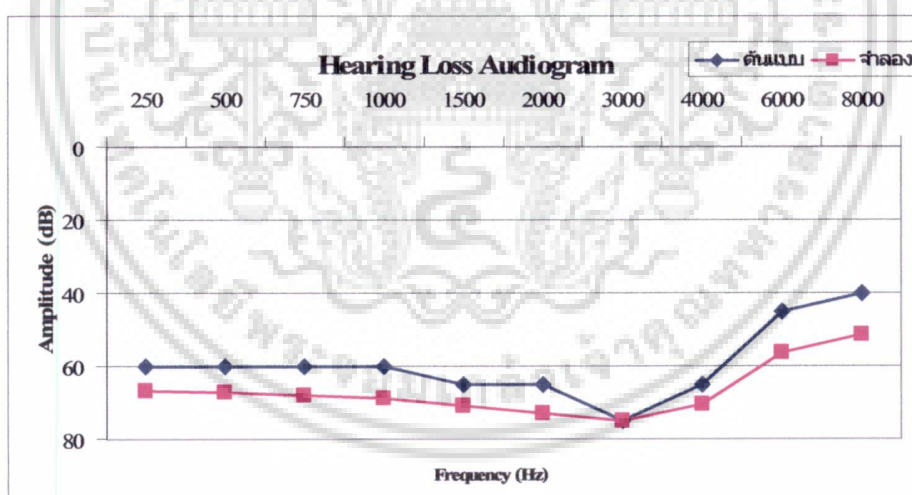
ตารางที่ 4.7 เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 4

Normalized Frequency (xpi rad/sec)	$ H(\omega) $	$ H_{new}(\omega) $	Error %
0.03125	0.501187	0.4634	7.539544
0.0625	0.501187	0.4613	7.958549
0.09375	0.501187	0.458	8.616986
0.125	0.501187	0.4536	9.494901
0.1875	0.473151	0.4425	6.417811
0.25	0.473151	0.4309	8.929757
0.3125	0.446684	0.4227	5.369257

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.7 (ต่อ) เปรียบเทียบค่า Amplitude ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 4

Normalized Frequency (xpi rad/sec)	$ H(\omega) $	$ H_{new}(\omega) $	Error %
0.375	0.421697	0.4217	0.000829
0.4375	0.446684	0.4296	3.82454
0.5	0.473151	0.4452	5.907468
0.5625	0.501187	0.4656	7.100587
0.625	0.530884	0.4872	8.228616
0.6875	0.562341	0.5073	9.787886
0.75	0.595662	0.5244	11.96352
0.8125	0.609537	0.5379	11.75268
0.875	H15=0.616595	0.5475	11.2059
0.9375	H16=0.623735	0.5532	11.30846
1	H17=0.630957	0.5551	12.02258



รูปที่ 4.26 การเปรียบเทียบระหว่างต้นแบบและตัวจำลองในหน่วย dB ของผู้ทดสอบคนที่ 4

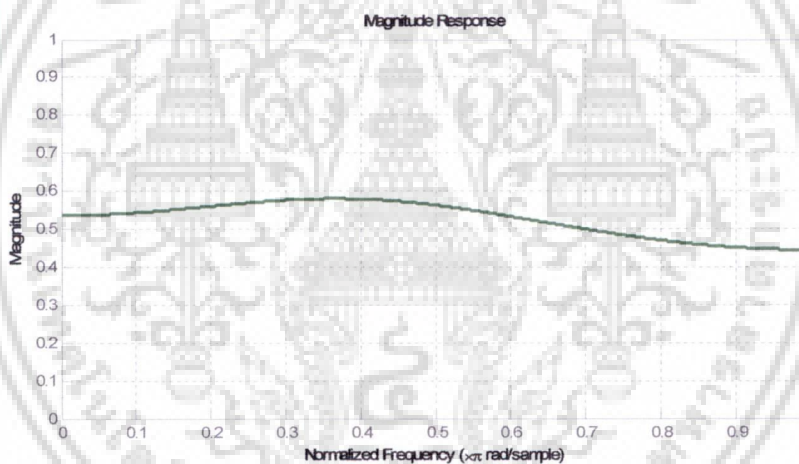
ตารางที่ 4.8 เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่าง ๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 4

Frequency (Hz)	Amplitude (dB)		Error %
	ต้นแบบ	จำลอง	
250	60	66.80879	0.11348
500	60	67.20331	0.12006

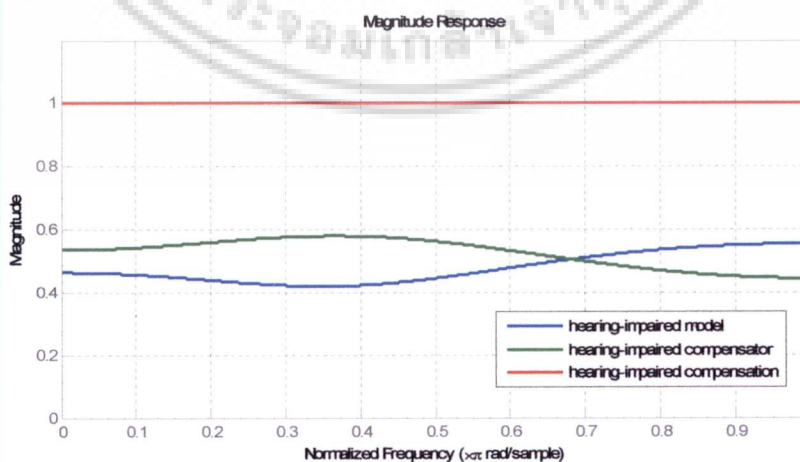
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.8 (ต่อ) เปรียบเทียบค่า Amplitude ในหน่วย dB ที่ความถี่ต่างๆ ของผู้ทดสอบคนที่ 4

Frequency (Hz)	Amplitude (dB)		Error %
	ต้นแบบ	จำลอง	
750	60	67.8269	0.13045
1000	60	68.66539	0.14442
1500	65	70.81734	0.0895
2000	65	73.1247	0.125
3000	75	74.99928	9.6E-06
4000	65	70.28897	0.08137
6000	45	56.06746	0.24594
8000	40	51.12575	0.27814



รูปที่ 4.27 ผลการชดเชยผลตอบสนองทางความถี่ของผู้ทดลองคนที่ 4



รูปที่ 4.28 ผลตอบสนองทางขนาดกับความถี่ของตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินและผลการชดเชย

ความบกพร่องทางการได้ยินของผู้ทดลองคนที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การสร้างจริงด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข [11,12]

ในหัวข้อนี้จะทำการสร้างผลตอบสนองทางขนาดจากวิธีที่นำเสนอด้วยบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 ซึ่งเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้มีดังต่อไปนี้

1. เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ เช่น คอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะ หรือ โน้ตบุ๊ก
2. บอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 พร้อมสายสัญญาณ
3. แหล่งจ่ายไฟ (Power Supply)
4. เครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก (Dynamic Signal Analyzer) รุ่น Agilent 35760A

วิธีการทดลองจะเริ่มจากการต่อเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์กับบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 ทาง Parallel Port เพื่อส่งคำสั่งประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงไอโออาร์ไปทำการสร้างจริงด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลขและทำการแสดงผลการจากจริง โดยการต่อบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 เข้ากับเครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบไดนามิก ซึ่งลักษณะการต่ออุปกรณ์แสดงดังรูปที่ 4.21



รูปที่ 4.29 อุปกรณ์ทั้งหมดที่ใช้ในการทดลองระบบประมวลผลสัญญาณเชิงเลข

ในหัวข้อนี้ได้ทำการแสดงผลการทดลองของทั้ง 4 ตัวอย่าง โดยแบ่งขั้นตอนการทดลองออกเป็นส่วนต่างๆดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 การออกแบบหาค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงเลขไอโออาร์ ตามหลักการที่นำเสนอด้วยโปรแกรม MATLAB

ขั้นตอนที่ 2 การนำค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงไอโออาร์ ตามหลักการที่นำเสนอมาสร้างจริงด้วยบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31

ขั้นตอนที่ 3 เปรียบเทียบผลการออกแบบระหว่างการจำลองด้วยโปรแกรม MATLAB กับการสร้างจริงด้วยบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31

เอกสารอ้างอิงข้างต้นเป็นเอกสารที่ผู้เขียนได้ศึกษาและนำมาใช้ประโยชน์ในการดำเนินการวิจัยครั้งนี้ ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ในการดำเนินการวิจัยอื่นใด ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่ 1

ขั้นตอนที่ 1: ค่าตัวแปรต่าง ๆ $\omega = 0.0625\pi$, $r_p = 0.3284$, $r_z = 0.1416$, $G = 0.535068$

ฟังก์ชันถ่ายโอน

$$|H(z)| = \frac{0.5350679999999999 - 0.14861962697507014z^{-1} + 0.01072841303808z^{-2}}{1 - 0.64417977216884181z^{-1} + 0.10784656000000002z^{-2}}$$

ขั้นตอนที่ 2: ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงไอโออาร์ คือ $f_s = 16\text{kHz}$, $f_c = 500\text{Hz}$

$r_p = 0.3284$, $r_z = 0.1416$, $G = 0.535068$

ค่า Numerator: $b_0 = 0.5350679999999999$

$b_1 = -0.14861962697507014$

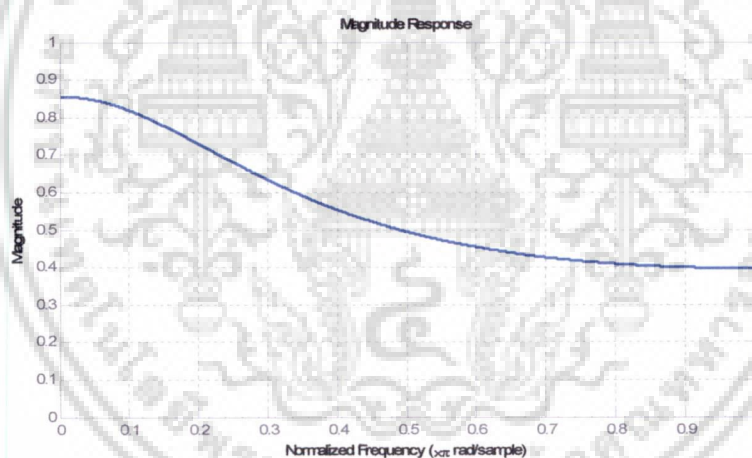
$b_2 = 0.01072841303808$

ค่า Denominator: $a_0 = 1$

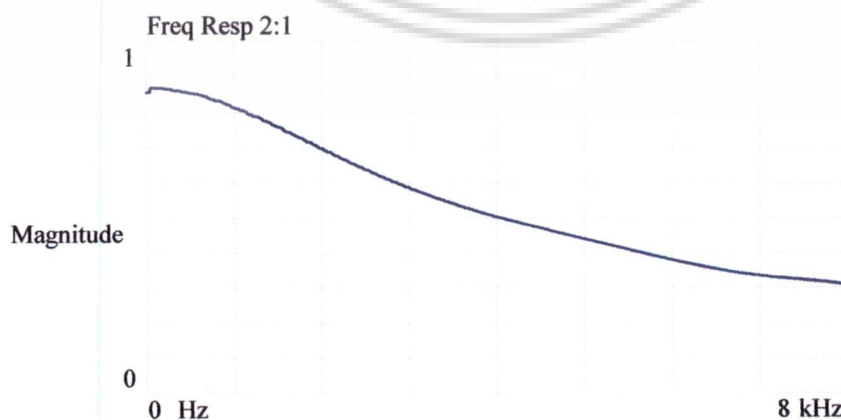
$a_1 = -0.64417977216884181$

$a_2 = 0.10784656000000002$

ขั้นตอนที่ 3: ผลการเปรียบเทียบ



รูปที่ 4.30 ผลตอบสนองทางขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 1



รูปที่ 4.31 ผลตอบสนองทางขนาดจากการสร้างจริงของตัวอย่างที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่ 2

ขั้นตอนที่ 1: ค่าตัวแปรต่าง ๆ $\omega = 0.03125\pi$, $r_p = 0.3144$, $r_z = 0.1379$, $G = 0.537015$
ฟังก์ชันถ่ายโอน

$$|H(z)| = \frac{0.537015000000000002 - 0.1473955529491093z^{-1} + 0.01021209741615z^{-2}}{1 - 0.62577215613147741z^{-1} + 0.098847360000000009z^{-2}}$$

ขั้นตอนที่ 2: ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงไอโออาร์ คือ $f_s = 16\text{kHz}$, $f_c = 500\text{Hz}$

$r_p = 0.3144$, $r_z = 0.1379$, $G = 0.537015$

ค่า Numerator: $b_0 = 0.537015000000000002$

$b_1 = -0.1473955529491093$

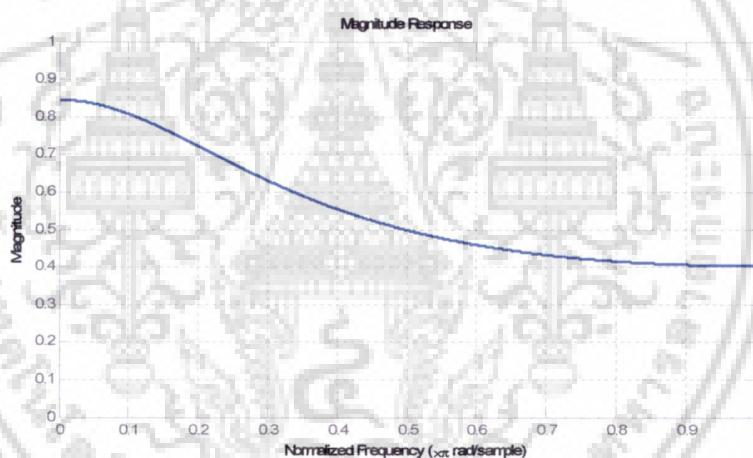
$b_2 = 0.01021209741615$

ค่า Denominator: $a_0 = 1$

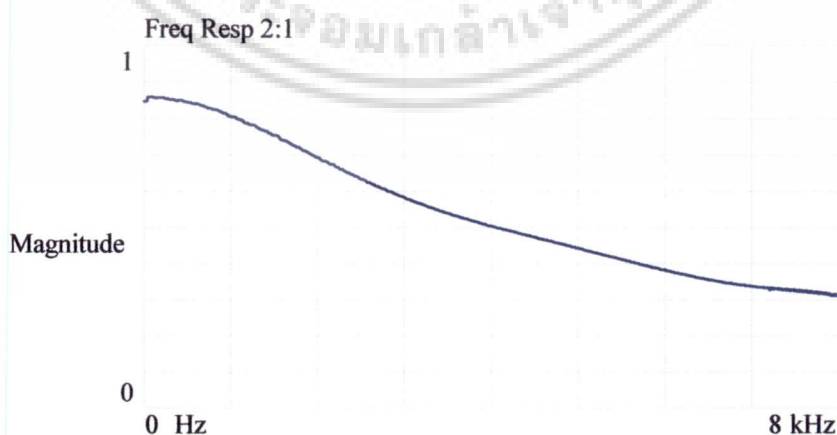
$a_1 = -0.62577215613147741$

$a_2 = 0.098847360000000009$

ขั้นตอนที่ 3: ผลการเปรียบเทียบ



รูปที่ 4.32 ผลตอบสนองทางขนาด จาก โปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 2



รูปที่ 4.33 ผลตอบสนองทางขนาดจากการสร้างจริงของตัวอย่างที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่ 3

ขั้นตอนที่ 1: ค่าตัวแปรต่างๆ $\omega = 0.75\pi$, $r_p = 0.5185$, $r_z = 0.1463$, $G = 0.614306$

ฟังก์ชันถ่ายโอน

$$|H(z)| = \frac{0.61430600000000002 + 0.12709956995348046z^{-1} + 0.013148415189140002z^{-2}}{1 + 0.73326973209044966z^{-1} + 0.26884224999999995z^{-2}}$$

ขั้นตอนที่ 2: ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงไอโออาร์ คือ $f_s = 16\text{kHz}$, $f_c = 6\text{kHz}$

$r_p = 0.5185$, $r_z = 0.1463$, $G = 0.614306$

ค่า Numerator: $b_0 = 0.61430600000000002$

$b_1 = 0.12709956995348046$

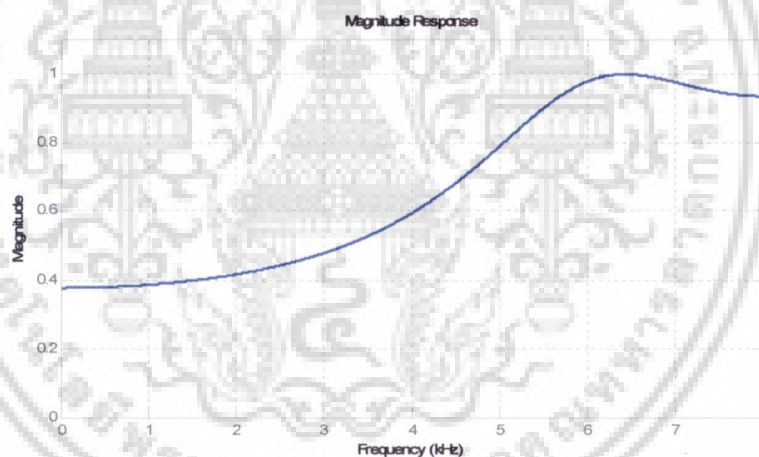
$b_2 = 0.013148415189140002$

ค่า Denominator: $a_0 = 1$

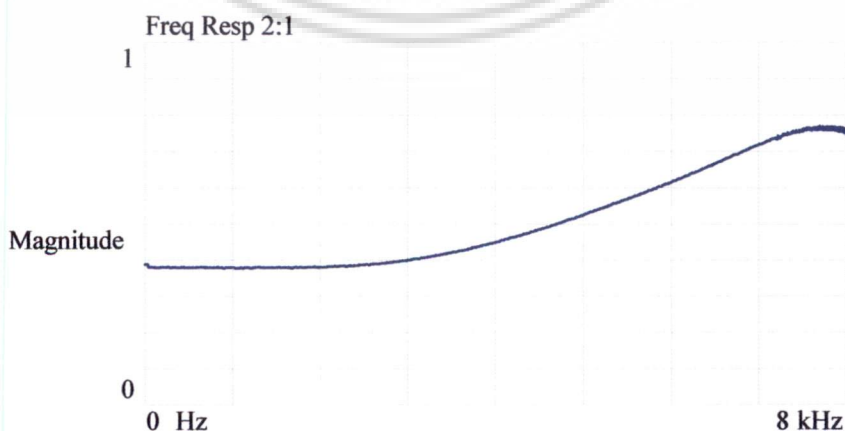
$a_1 = 0.73326973209044966$

$a_2 = 0.26884224999999995$

ขั้นตอนที่ 3: ผลการเปรียบเทียบ



รูปที่ 4.34 ผลตอบสนองทางขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 3



รูปที่ 4.35 ผลตอบสนองทางขนาดจากการสร้างจริงของตัวอย่างที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่ 4

ขั้นตอนที่ 1: ค่าตัวแปรต่าง ๆ $\omega_0 = 0.375\pi$, $r_p = 0.2390$, $r_z = 0.3884$, $G = 0.475312$

ฟังก์ชันถ่ายโอน

$$|H(z)| = \frac{0.475312000000000001 - 0.14129528064303237z^{-1} + 0.071702982622720013z^{-2}}{1 - 0.18292268067051293z^{-1} + 0.057120999999999998z^{-2}}$$

ขั้นตอนที่ 2: ค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองเชิงไอโออาร์ คือ $f_s = 16\text{kHz}$, $f_c = 3\text{kHz}$

$r_p = 0.2390$, $r_z = 0.3884$, $G = 0.475312$

ค่า Numerator: $b_0 = 0.475312000000000001$

$b_1 = -0.14129528064303237$

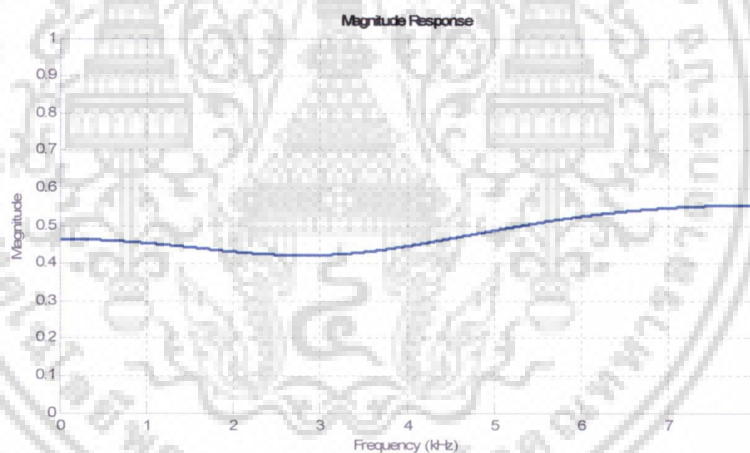
$b_2 = 0.071702982622720013$

ค่า Denominator: $a_0 = 1$

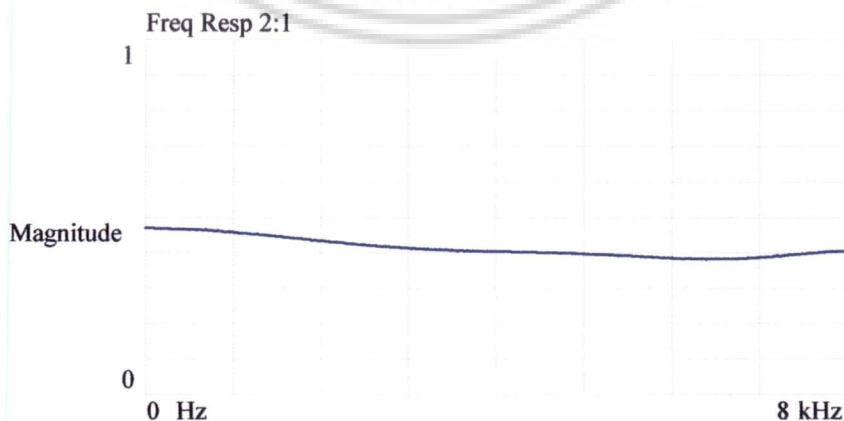
$a_1 = -0.18292268067051293$

$a_2 = 0.057120999999999998$

ขั้นตอนที่ 3: ผลการเปรียบเทียบ



รูปที่ 4.36 ผลตอบสนองทางขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 4



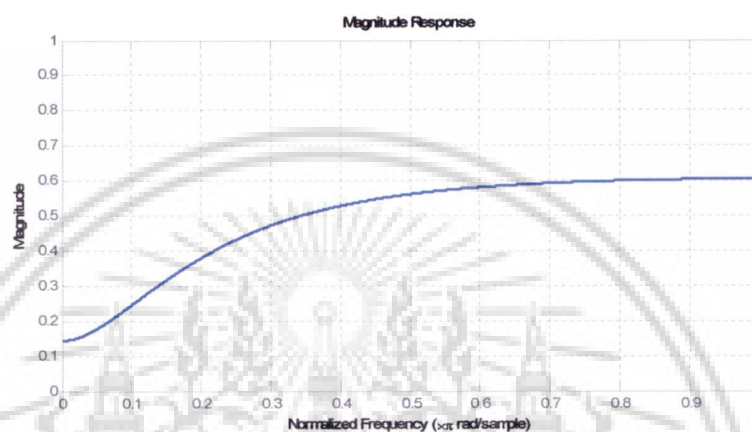
รูปที่ 4.37 ผลตอบสนองทางขนาดจากการสร้างจริงของตัวอย่างที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างที่ 5

ในตัวอย่างนี้ผลการเปรียบเทียบของการสร้างตัวชดเชยความบกพร่องทางการได้ยิน ของตัวอย่างที่ 1 โดยมีฟังก์ชันถ่ายโอน

$$|H(z)| = \frac{0.4649320000000001 - 0.49556014519377167z^{-1} + 0.097118146961920018z^{-2}}{1 - 0.64417977216884181z^{-1} + 0.10784656000000002z^{-2}}$$



รูปที่ 4.38 ผลตอบสนองทางขนาด จาก โปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 5



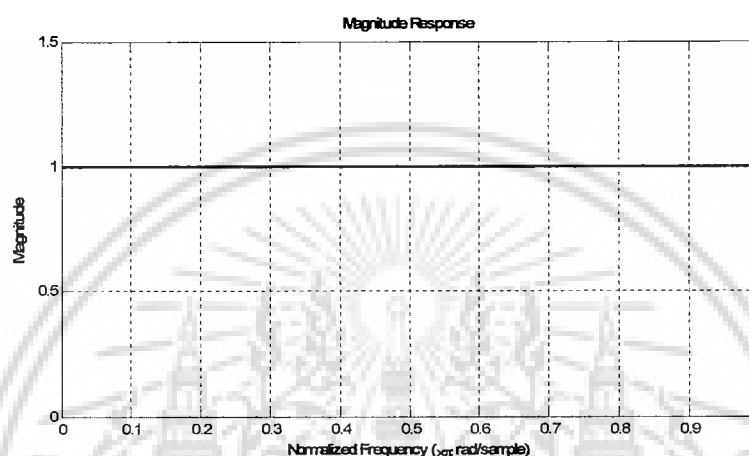
รูปที่ 4.39 ผลตอบสนองทางขนาดจากการสร้างจริงของตัวอย่างที่ 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

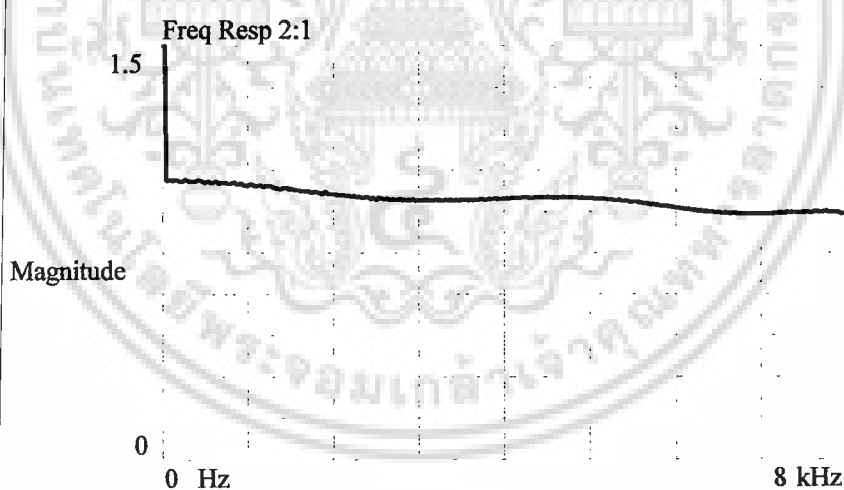
ตัวอย่างที่ 6

ในตัวอย่างนี้ผลการเปรียบเทียบของการสร้างผลตอบสนองทางขนาดที่ทำการชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินแล้ว ของตัวอย่างที่ 1 และ ตัวอย่างที่ 5 โดยมีฟังก์ชันถ่ายโอน

$$|H(z)| = \frac{1 - 0.64417977216884181z^{-1} + 0.10784656000000002z^{-2}}{1 - 0.64417977216884181z^{-1} + 0.10784656000000002z^{-2}}$$



รูปที่ 4.40 ผลตอบสนองทางขนาด จากโปรแกรม MATLAB ของตัวอย่างที่ 6



รูปที่ 4.41 ผลตอบสนองทางขนาดจากการสร้างจริงของตัวอย่างที่ 6

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

จากการทดลองการออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกร่องทางการได้ยิน ให้มีลักษณะคล้ายคลึงกับผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกร่องทางการได้ยินตามวิธีที่นำเสนอมานี้ สามารถออกแบบผลตอบสนองทางขนาดให้มีลักษณะคล้ายคลึงผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกร่องทางการได้ยินได้ค่อนข้างดี แต่เนื่องจากวิธีที่นำเสนอในงานวิจัยฉบับนี้ นำเสนอเพียงตัวกรองเชิงเลขในลำดับที่ 2 เท่านั้น ดังนั้นการออกแบบผลตอบสนองทางขนาดจึงมีข้อจำกัดเท่าที่ตัวกรองเชิงเลขชนิด 2 โพลจะสามารถทำได้เท่านั้น ซึ่งผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกร่องทางการได้ยินที่เลือกมาเป็นต้นแบบทั้ง 4 ตัวอย่าง อยู่ในขีดจำกัดที่สามารถออกแบบได้ ผลการจำลองจึงมีลักษณะที่ใกล้เคียงต้นแบบมาก โดยเฉพาะเมื่อเพิ่มข้อมูลความถี่ในช่วงหลังให้มากขึ้น ยิ่งทำให้การคำนวณมีความละเอียดมากขึ้นตามไปด้วย เนื่องจากวิธีที่นำเสนอเป็นการประมาณให้เกิดความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดทั้งค่า r_p และ r_z ส่วนในขั้นตอนการสร้างจริงด้วยบอร์ดประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 จะเกิดค่าผิดพลาด โดยเฉพาะที่ความถี่สูงๆ เนื่องจากในตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลขฝั่งขาออกมีตัวกรองเชิงเลขแบบความถี่ต่ำผ่านอยู่ แต่สามารถแก้ไขได้โดยการคำนวณค่า Bandwidth ให้เหมาะสมกับตัวกรองที่ได้จากการออกแบบนั้น ๆ

แนวทางในการพัฒนาต่อก็คือ หาวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่มีความซับซ้อนน้อยและแม่นยำสูง มาใช้ในการคำนวณออกแบบค่าตัวแปรต่างๆ และเพื่อให้สามารถออกแบบผลตอบสนองทางความถี่ของผู้บกร่องทางการได้ยิน ได้หลากหลายขึ้น อาจเพิ่มลำดับของตัวกรองให้สูงขึ้นกว่าเดิม

เอกสารอ้างอิง

- [1] Marven, C., and Ewers, G. A simple approach to digital signal processing. John wiley & sons. 1996.
- [2] Mitra, S. K. Digital Signal Processing, A Computer-Based Approach. 2nd ed. Boston : McGraw-Hill. 2006.
- [3] Orfanidis, S. J. Introduction to Signal Processing. New Jersey : Prentice Hall. 1995.
- [4] Oppenheim, A. V., Schafer, R. W., Buck, John. R. Discrete-Time Signal Processing Second Edition Prentice Hall International. 1999.
- [5] Proakis, J. G., and Mannolakis, D.G. Digital Signal Processing Principles, Algorithms, and Applications Third Edition. Prentice Hall International. 1996.
- [6] กฤษณา เลิศสุขประเสริฐ. ความผิดปกติของการได้ยิน. ขอนแก่น. : โรงพิมพ์ศิริภรณ์ออฟเซ็ท. 2530.
- [7] Yimman, S., et al. "IIR Notch Filter Design with Modified Pole Zero Placement Algorithm" The 2003 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, pp.822-825.
- [8] Yimman, S., et al. "IIR Multiple Notch Filters Design with Optimum Pole Position" The IEEE International Symposium on Communications and Information Technologies 2006 (ISCIT 2006), 2006 pp.281-286.
- [9] วศิณาต วรรณสวัสดิ์กุล. "การออกแบบตัวกรองเชิงเลขไอโออาร์ชนิด 2 โพลที่มีผลตอบสนองทางขนาดหลายรูปแบบ." วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ. 2552.
- [10] Sharma, J.N. Numerical methods for engineers and scientists. 2nd ED Oxford : Alpha Science International. 2007.
- [11] Texas Instruments Incorporated. TMS320C3x DSP Starter Kit User's Guide. Texas : Texas Instruments. 1993
- [12] Texas Instruments Incorporated. TMS320C3x/4x Optimizing C Compiler User's Guide. Texas : Texas Instruments. 1998.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Hearing Impaired to Compensate Based on IIR All-pass Filter

Patiphan Wheakwaree, Somyot Junnapiya
Faculty of Engineering and Research Center for
Communication and Information Technology
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Bangkok, Thailand
whchanin@gmail.com

Wadeenat Wannasawaskul, Manoon Puangpool
Dept. of Electrical Engineer
King Mongkut's University of Technology North Bangkok
Bangkok, Thailand
wannasawaskul@hotmail.com

Abstract—This paper proposes the methods designed to compensate the hearing defect on hearing aids for hearing-impaired persons. Each hearing aid is suitably used for a certain person by adjusting sound signals for better hearing. The result of adjusting volume levels of sound depends on the expertise of each ENT medical technician. To solve this problem, an IIR filter has been designed to compensate the signal defect. However, the hearing defect data of hearing-impaired people is in the form of Audiogram, so it is necessary to simulate the hearing defect in the form of Magnitude Response first. The design requires the relationship between the transposition of pole and zero and Magnitude Response in order to be used to create the mathematical model of the hearing defect in the transfer functions (T.F.) form. Designing starts from creating All-pass filter and the transposition of pole and zero by using the mathematical method, Least Square, in order to control Magnitude Response to be relevant to Audiogram. Also, creating the transfer functions for compensation will be created from the transfer functions of the model of the hearing defect and All-pass filter, which are connected together based on their differences then. The experiment result is that transfer functions of the hearing defect created by using proposed principles are accurate and relevant to Audiogram, and the transfer functions for compensation can compensate the defect accurately.

Keywords: Hearing Aid, Hearing Loss, DSP, IIR Filter

I. INTRODUCTION

After receiving treatment from the specialists, hearing-impaired patients will be tested by their physicians by using various tools and methodologies. One of those methods is to check with audiometer performed by the ENT-medical technicians. The test requires the patient to enter a specially-designed soundproof room and to wear the headphone with peripheral devices linking with an audiometer. After that, the physician will release audio signals at these frequencies: 250, 500, 1000, 2000, 4000, 6000, 8000 Hz each. The test starts with the volume level of sound that the patient cannot hear. Then the volume will be increased by 10 dB each until reaching the point that the patient begins to partially hear the lightest sound. After that, the volume will be decreased by 5 dB each but will be increased by 10 dB each in case the sound is unable to be heard. This will be repeatedly adjusted

back and forth until reaching the point: Hearing Threshold. After testing all of these frequencies, the ENT medical technician will obtain the audiogram and use it for the analysis of the hearing defect. The normal levels of sound volumes that humans can hear are 0-20 dB. If the Audiogram result at any frequency is over the normal levels, that tested patient is defective in hearing. The physician will recommend him or her to use hearing aids in order to compensate the hearing defect. The ENT-medical technicians will use the Audiogram figures to adjust sound. The result of adjusting sound is up to the expertise of each ENT-medical technician. In order to obtain the more effective signal adjustment of hearing defect, this paper presents the methods of designing the hearing defect compensator. Previously, it used to be proposed by using FIR Filter. Since the significant property of this filter is Linear Phase Response, designing Magnitude Response is controllable. However, the signal compensation by using FIR Filter still has the limitation: a required large number of filter orders. This leads the implementation to require DSP with high qualities.

Due to all of these problems, we present Two-pole IIR Filter design based on the relationship between the positions that pole-zero and Magnitude Response are put. Nevertheless, because the data of the hearing defect of hearing-impaired persons is in the form of Audiogram, we have to simulate the outcome in the form of Magnitude Response first. The principles of simulating Magnitude Response begin with creating All-pass filter. The next step is to transpose pole-zero by using Least Square methods in order to control Magnitude Response to be relevant to Audiogram. After obtaining the model of hearing defect, we have to design hearing-impaired compensator that requires connecting the model of hearing defect and All-pass filter. From the experiment, we found that the model of hearing defect and hearing-impaired compensator which is designed by using the proposed principles can efficiently compensate hearing defect of hearing-impaired people.

II. THE PRINCIPLES OF THE DESIGN

A. The Design of the Hearing-Impaired Model

The principles used in the design of the hearing-impaired model begin with designing the Transfer Function of All-pass filter first as in an equation (1). From this equation, there are 4 independent variables: an angle of pole-zero in the design (ω_0), a distance between the positions of pole and origin spot (r_p), a distance between the positions of zero and origin spot (r_z), and Gain (G). Consequently, this paper presents the principles of calculating to find out the proper values of the variables for the design of the hearing-impaired model.

$$H_x = G \frac{1 - 2r_z \cos(\omega_0) e^{-j\omega_s} + r_z^2 e^{-2j\omega_s}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0) e^{-j\omega_s} + r_p^2 e^{-2j\omega_s}} \quad (1)$$

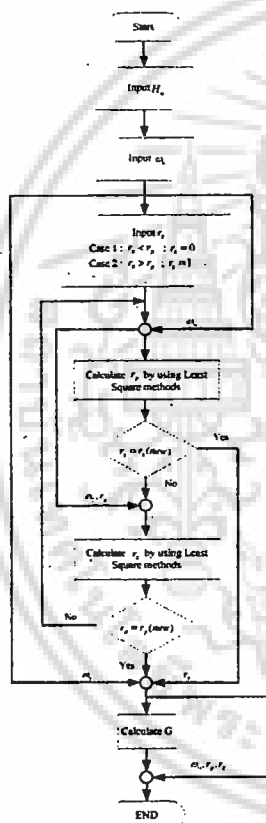


Fig.1 The flowchart of designing the hearing-impaired model

This presented methods of Magnitude Response designing start with calculating the value of Amplitude from Audiogram, which is used as a model, to find out the values of other variables. Firstly, find out the value of ω_0 from the most obvious minimum or maximum values of Amplitude. Next, bring the values of ω_0 and r_z to calculate to find out the value of r_p by using Least Square methods. Then use the value of r_p to calculate to find out the value of r_z by applying Least Square. Next, take that computed value of r_z to calculate to find out the value of the new r_p . After that, use it for computing to find out the value of the new r_z . Repeat these methods until the values of r_p and r_z are static. Finally, use the values of r_p , r_z , and ω_0 to calculate to find out the value of G . All of these methods are shown as the flowchart of designing the hearing-impaired model in fig.1.

1) Calculating to Find Out the Value of r_p by Using Least Square Methods

Equation (1) can be rearranged in the form of r_p as shown in an equation (2)

$$(H_x e^{-2j\omega_s}) r_p^2 + (-2H_x \cos(\omega_0) e^{-j\omega_s}) r_p + (H_x - 1 + 2r_z \cos(\omega_0) e^{-j\omega_s} - r_z^2 e^{-2j\omega_s}) = 0 \quad (2)$$

According to the equation (2), there is only the value of r_z that is unknown; therefore, it is necessary to set all variables whose values are available to be the new variables as shown in equation (3).

$$\begin{aligned} a_{pz} &= (H_x e^{-2j\omega_s}) \\ b_{pz} &= (-2H_x \cos(\omega_0) e^{-j\omega_s}) \\ c_{pz} &= (H_x - 1 + 2r_z \cos(\omega_0) e^{-j\omega_s} - r_z^2 e^{-2j\omega_s}) \end{aligned} \quad (3)$$

Replace these new set variables in equation (2). However, since the presented design of Magnitude Response has to use the values of various frequencies, the obtained equations have to match all frequencies which are used in the design. Consequently, the equation for calculating to find out the value of r_p will be obtained as shown in equation (4).

$$\begin{aligned} a_{pz} r_p^2 + b_{pz} r_p + c_{pz} &= 0 \\ &\vdots \\ a_{pm} r_p^2 + b_{pm} r_p + c_{pm} &= 0 \end{aligned} \quad (4)$$

Equation (4) could be seen as the equation system that has more numbers of equations than the numbers of variables (Over Determined System). Therefore, it is necessary to estimate the value of r_p to avoid an error by calculating to find out the minimum value of the function by differentiating

by comparing with r_p . The outcome is shown in an equation (5-9).

$$\begin{aligned} \frac{d}{dr_p} (a_{px}r_p^2 + b_{px}r_p + c_{px})^2 &= 2(a_{px}r_p^2 + b_{px}r_p + c_{px})(2a_{px}r_p + b_{px}) \\ &= (4a_{px}^2)r_p^3 + (6a_{px}b_{px})r_p^2 + (2b_{px}^2 + 4a_{px}c_{px})r_p + (2b_{px}c_{px}) \\ &\vdots \\ \frac{d}{dr_p} (a_{mx}r_p^2 + b_{mx}r_p + c_{mx})^2 &= 2(a_{mx}r_p^2 + b_{mx}r_p + c_{mx})(2a_{mx}r_p + b_{mx}) \\ &= (4a_{mx}^2)r_p^3 + (6a_{mx}b_{mx})r_p^2 + (2b_{mx}^2 + 4a_{mx}c_{mx})r_p + (2b_{mx}c_{mx}) \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} A_{px} &= (4a_{px}^2) \\ B_{px} &= (6a_{px}b_{px}) \\ C_{px} &= (2b_{px}^2 + 4a_{px}c_{px}) \\ D_{px} &= (2b_{px}c_{px}) \\ &\vdots \\ A_{mx} &= (4a_{mx}^2) \\ B_{mx} &= (6a_{mx}b_{mx}) \\ C_{mx} &= (2b_{mx}^2 + 4a_{mx}c_{mx}) \\ D_{mx} &= (2b_{mx}c_{mx}) \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} \frac{dP_{px}^2}{dr_p} &= A_{px}r_p^3 + B_{px}r_p^2 + C_{px}r_p + D_{px} \\ &\vdots \\ \frac{dP_{mx}^2}{dr_p} &= A_{mx}r_p^3 + B_{mx}r_p^2 + C_{mx}r_p + D_{mx} \end{aligned} \quad (7)$$

$$\frac{d}{dr_p} (P_{px}^2 + \dots + P_{mx}^2) = 0 \quad (8)$$

$$0 = (A_{px}r_p^3 + B_{px}r_p^2 + C_{px}r_p + D_{px}) + \dots + (A_{mx}r_p^3 + B_{mx}r_p^2 + C_{mx}r_p + D_{mx}) \quad (9)$$

$$\begin{aligned} A_p &= A_{px} + \dots + A_{mx} \\ B_p &= B_{px} + \dots + B_{mx} \\ C_p &= C_{px} + \dots + C_{mx} \\ D_p &= D_{px} + \dots + D_{mx} \end{aligned} \quad (10)$$

Then replace equation (10) into equation (9), so there would be an equation for calculating to find out the value of r_p .

$$A_p r_p^3 + B_p r_p^2 + C_p r_p + D_p = 0 \quad (11)$$

2.) Calculating to Find Out the Value of r_z by Using Least Square Methods

The calculating method is the same as the computing way to find out the value of r_p ; however, there is a difference of setting an equation for calculating to find out the value of r_z as shown in equation (12-13). Also, there would be an equation for computing to find out the value of r_z as shown in equation (14).

$$e^{-2j\omega_0} r_z^2 + (-2 \cos(\omega_0) e^{-j\omega_0}) r_z + (1 - H_z + 2H_z r_p \cos(\omega_0) e^{-j\omega_0} - H_z r_p^2 e^{-2j\omega_0}) = 0 \quad (12)$$

$$\begin{aligned} a_{zx} &= (e^{-2j\omega_0}) \\ b_{zx} &= (-2 \cos(\omega_0) e^{-j\omega_0}) \\ c_{zx} &= (1 - H_z + 2H_z r_p \cos(\omega_0) e^{-j\omega_0} - H_z r_p^2 e^{-2j\omega_0}) \end{aligned} \quad (13)$$

$$A_z r_z^2 + B_z r_z + C_z = 0 \quad (14)$$

B. The Design of the Hearing-Impaired Compensator

The design of the hearing-impaired compensator ($H_c(z)$) require the principles of connecting on the differences of a model of Magnitude Response ($H_m(z)$) with the All-pass Filter ($H_{ap}(z)$) on the condition of the equal values of ω_0 of both filters.

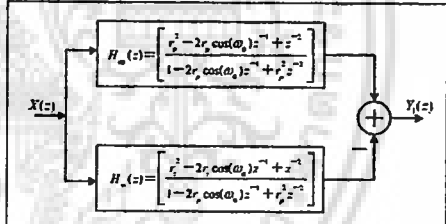


Fig. 2 The co-connection based on the differences of ($H_{ap}(z)$) and ($H_m(z)$)

$$H_c(z) = [H_{ap}(z) - H_m(z)] \quad (15)$$

$$H_c(z) = \left[\frac{r_p^2 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] - \left[\frac{r_z^2 - 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_z \cos(\omega_0)z^{-1} + r_z^2 z^{-2}} \right] \quad (16)$$

$$H_c(z) = \left[\frac{(r_p^2 - r_z^2) + (2(r_z - r_p) \cos(\omega_0))z^{-1}}{1 - 2r_p \cos(\omega_0)z^{-1} + r_p^2 z^{-2}} \right] \quad (17)$$

C. Hearing-Impaired Compensation

It is possible to check the result of designing hearing-impaired compensator whether it could compensate the hearing defect or not by connecting the hearing-impaired model and the hearing-impaired compensator together based on their differences as shown in the figure 3.

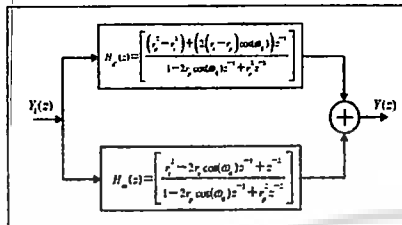


Fig.3 The co-connection based on the summation of $(H_m(z))$ and $(H_s(z))$

$$H_c(z) = [H_m(z) + H_s(z)] \tag{18}$$

$$H_s(z) = \left[\frac{(r_2^2 - r_1^2) + 2(r_2 - r_1)\cos(\omega_0)z^{-1}}{1 - 2r_1\cos(\omega_0)z^{-1} + r_1^2z^{-2}} \right] + \left[\frac{r_2^2 - 2r_1\cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_1\cos(\omega_0)z^{-1} + r_1^2z^{-2}} \right] \tag{19}$$

$$H_s(z) = \left[\frac{r_2^2 - 2r_1\cos(\omega_0)z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r_1\cos(\omega_0)z^{-1} + r_1^2z^{-2}} \right] \tag{20}$$

When $(H_s(z))$ is Magnitude Response compensating the hearing impairment, according to equation (20), it can be seen that the equation was equal to the transfer function of All-pass Filter. This shows that Magnitude Response is set as 1 in all frequencies. However, since the hearing-impaired simulator based on the proposed principles still has some errors, the value of Magnitude Response compensating hearing defect becomes equal to the difference of Audiogram and the hearing-impaired model.

III. EXPERIMENT

Figure 4 shows Magnitude Response characteristics of the hearing-impaired simulator from MATLAB program used to design the hearing-impaired compensator. According to the proposed principles, the available values of variables of the hearing-impaired model are $\omega_0 = 0.0625$, $r_p = 0.4726$, $r_z = 0.3203$ and $G = 0.551047$. This could be written in the form of the transfer function as an equation (21).

$$H(z) = \frac{0.056533063 - 0.346217898z^{-1} + 0.551047z^{-2}}{1 - 0.927038247z^{-1} + 0.22335076z^{-2}} \tag{21}$$

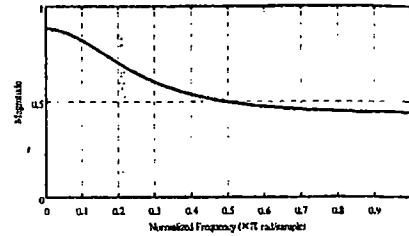


Fig.4 The hearing-impaired simulator from MATLAB program

The design of the hearing-impaired compensator based on the proposed methods could be written in the form of the transfer function as equation (22). Also, Figure 5 shows Magnitude Response of the hearing-impaired compensator from MATLAB program.

$$H_c(z) = \frac{0.1668176965 - 0.5808203484z^{-1} + 0.448953z^{-2}}{1 - 0.927038247z^{-1} + 0.22335076z^{-2}} \tag{22}$$

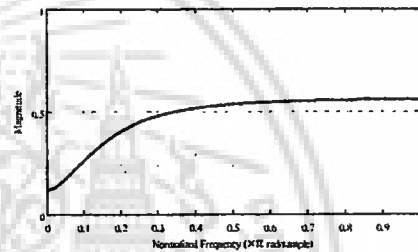


Fig.5 The hearing-impaired compensator from MATLAB program

Also, Figure 6 shows the comparison between Magnitude Response of the hearing-impaired model, the hearing-impaired compensator, and the result of hearing-impaired compensation.

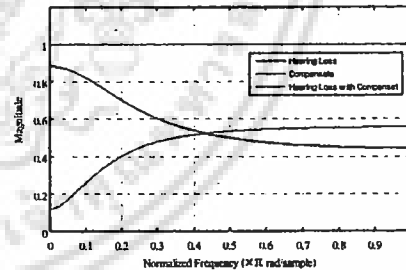


Figure 6 The comparison between Magnitude Response of the hearing-impaired model, the hearing-impaired compensator, and the result of hearing-impaired compensation.

IV. RESULTS

In order to show that the design of the hearing-impaired compensator based on the presented principles could be practically used in hearing aids for the hearing-impaired persons, the actual creation is done by using DSP board (version TMS320C31) and shown the result by using Dynamic Signal Analyzer (version Agilent 35760A). The test is done by connecting DSP board with tools and equipments as shown in Figure 7 showing all equipments used in the experiment.

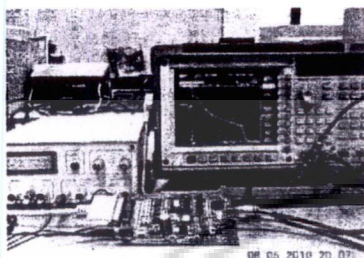


Fig.7 All equipments used in the actual creation

Figure 8 and Figure 9 show the comparison between the hearing-impaired simulator in the form of kHz unit obtained from MATLAB program and the actual creation. Also, Figure 10 and Figure 11 show the comparison between the hearing-impaired compensator in the form of kHz unit gained from MATLAB program and the actual creation. Finally, Figure 12 and Figure 13 show the comparison between the hearing-impaired compensation result in the form of kHz unit obtained from MATLAB program and the actual creation respectively.

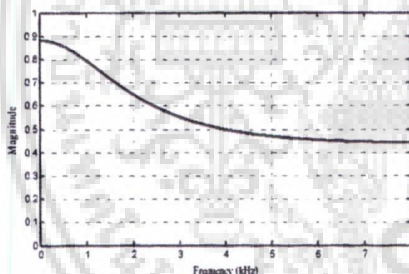


Fig.8 The hearing-impaired simulator from MATLAB program

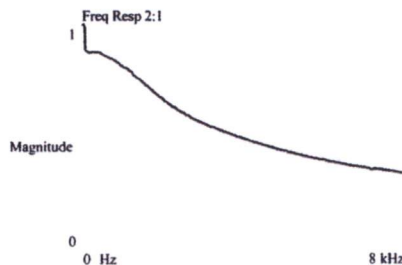


Fig.9 The hearing-impaired simulator from the actual creation

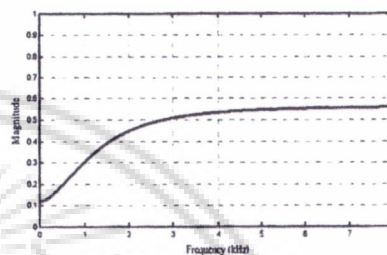


Fig.10 The hearing-impaired compensator from MATLAB program

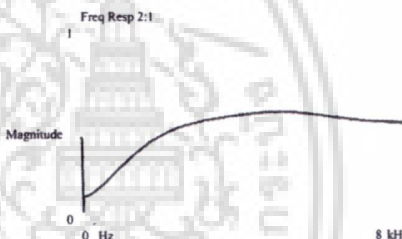


Fig.11 The hearing-impaired compensator from the actual creation

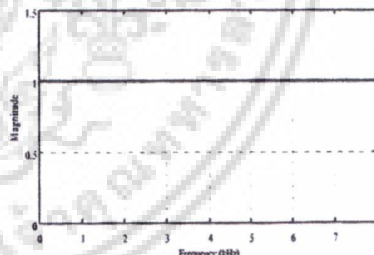


Fig.12 The result of the hearing-impaired compensation from MATLAB program

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

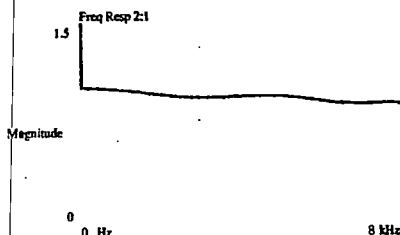


Fig.13 The result of the hearing-impaired compensation from the actual creation

V. CONCLUSIONS

The experimental results of designing Two-pole Filter to be similar to Magnitude Response of the hearing-impaired people based on the proposed principles could design Magnitude Response to resemble Magnitude Response of the hearing-impaired people relatively practically. However, since the principles that are proposed in this paper present only Two-pole IIR Filter, designing Magnitude Response is limited by the limitation of Two-pole IIR Filter's capabilities. Chosen Magnitude Response of the hearing-impaired people can be designed; consequently, the outcome of simulation is greatly similar to the original one. The procedure of the actual creation by using DSP board has the error only in the case of high frequencies because the output of DSP board has

Lowpass Filter. Nevertheless, this problem could be solved by calculating to find out the value of Bandwidth that is suitable for each designed filter.

The way for the further development is to find out the mathematical method that is less complicated but highly precise for calculating to design the variables in order to be able to design Magnitude Response of more various hearing-impaired people, or it is also possible to increase the orders of filter.

REFERENCES

- [1] Yimman, S., Hinjit, W., Sriboonsong S., Puzangpool M. and Dejhan, K., "IIR Notch Filter Design With Modified Pole Zero Placement Algorithm." in *The 2003 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology*, Dec. 14-17 2003, pp 822-825.
- [2] Srisanggam, P., Mongkudvisut, P., Yimman, S. and Dejhan, K., "Symmetric IIR Notch Filter Design using Pole Position Displacement." in *2008 International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communication System (ISPACS2008)*, Swisotel Le Concorde, Bangkok, Thailand, Feb. 8-11 2009.
- [3] Takagi, H. and Ohsaki, M., "Interactive Evolutionary Computation-Based Hearing Aid Fitting", in *IEEE Transactions on Evolution*, Vol.11, No.3, June 2007.
- [4] Arthur Schaub., "Digital Hearing Aids", New York, Thieme, 2008.
- [5] Michael Valente., "Strategies for Selecting and Verifying Hearing Aid Fittings", New York, Thieme, 2002.
- [6] Robert E. Sandlin., "Textbook of Hearing aid Amplification". California, Singular Publishing Group Thomson Learning, 1999.
- [7] Sharma, J.N. Numerical methods for engineers and scientists. 2nd ed Oxford : Alpha Science International. 2007.

IC2IT

THE 8TH INTERNATIONAL CONFERENCE
ON COMPUTING AND INFORMATION
TECHNOLOGY

11-12 MAY 2012

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY
KING MONGKUT'S UNIVERSITY OF TECHNOLOGY NORTH BANGKOK (KMUTNB)

WWW.IC2IT.ORG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ประวัติส่วนตัว เกิดเมื่อวันที่ 21 ธันวาคม พ.ศ. 2527 บิดาชื่อนสมวงศ์ แหวทวารี มารดาชื่อ นาง

ชื่อ : นายปฏิภาณ แหวทวารี

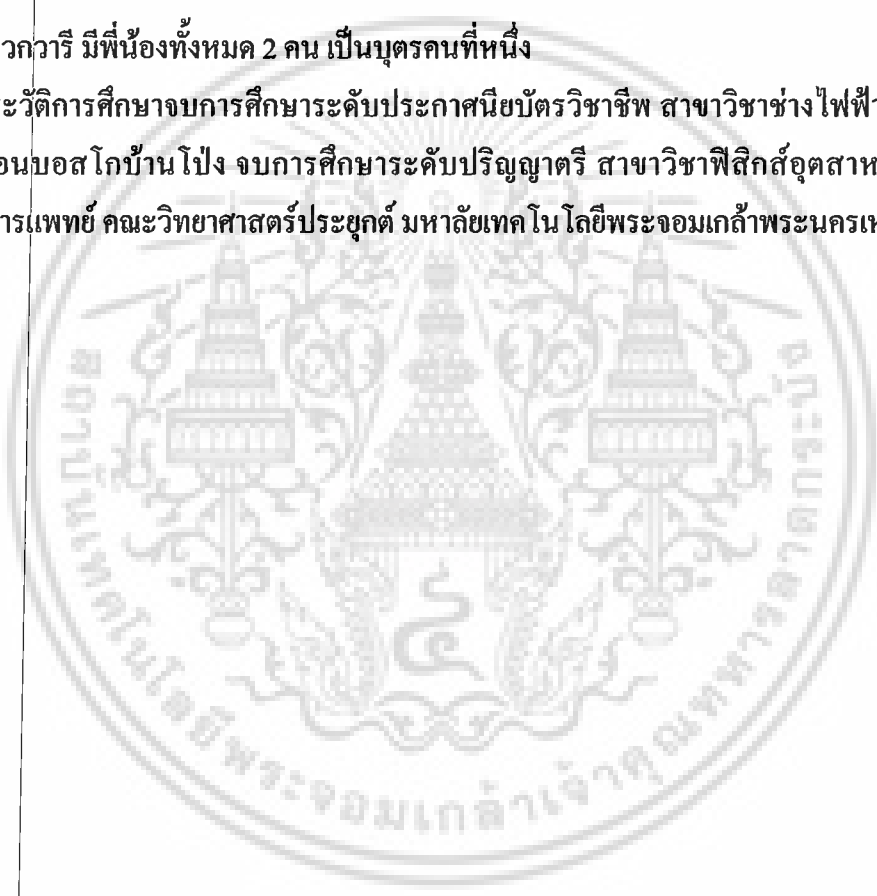
ชื่อวิทยานิพนธ์ : การชดเชยความบกพร่องทางการได้ยินโดยใช้ตัวกรองผ่านแบบไอไออาร์

สาขาวิชา : วิศวกรรมโทรคมนาคม

ประวัติ

สุสิทธิ์ แหวทวารี มีพี่น้องทั้งหมด 2 คน เป็นบุตรคนที่หนึ่ง

ประวัติการศึกษาจบการศึกษาระดับประกาศนียบัตรวิชาชีพ สาขาวิชาช่างไฟฟ้ากำลัง จาก อาชีวะดอนบอสโกบ้านโป่ง จบการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและ อุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้