



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

เรื่อง

การระบุเอกลักษณ์องค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์มอนิกสำหรับภาพอัลตราซาวด์
แบบไม่เป็นเชิงเส้นโดยการใช้แบบจำลองอนุกรมโวลเทอรา
Ultraharmonic Frequency Component Identification for Nonlinear
Ultrasound Imaging using Volterra Series Model

ดร. จินดา สามีคคี และคณะ

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย

ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย
งบประมาณเงินงบประมาณแผ่นดิน ประจำปี พ.ศ. 2559



หัวข้อวิจัย

ระบุเอกลักษณ์องค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกสำหรับภาพอัลตราซาวด์แบบไม่เป็นเส้นโดยการใชแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่า

ชื่อผู้วิจัย

ดร. จินดา สามัคคี ผศ. สัญญา ผาสุก และ ดร. ชยานิชช์ บุญสนิท

หน่วยงาน

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย

ปีงบประมาณ

2559

บทคัดย่อ

การกำเนิดองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกจากการอัลตราซาวด์แบบใช้สารเพิ่มความคมชัดมีศักยภาพสำหรับใช้ในการปรับปรุงความคมชัดของภาพอัลตราซาวด์สำหรับการตรวจวินิจฉัยโรคทางการแพทย์และเพื่อใช้แทนข้อจำกัดของภาพฮาร์โมนิกที่สอง การสร้างภาพอัลตราซาวด์จาก ความถี่ที่แตกต่างกันของสัญญาณจากสารเพิ่มความคมชัดสามารถใช้แบบจำลองไม่เป็นเชิงเส้น โวลเทอร่าแบบหนึ่งอินพุทหนึ่งเอาต์พุทแยกความถี่ได้ ปัญหาที่สำคัญประการหนึ่งของแบบจำลองนี้ คือข้อจำกัดต่อการสร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิก การกำจัดปัญหานี้มีการเสนอใช้ แบบจำลองโวลเทอร่าแบบหลายอินพุทหนึ่งเอาต์พุท วิธีนี้สามารถใช้ได้เฉพาะสร้างตัวแบบแต่ไม่สามารถแยกความถี่ได้ งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีสำหรับสร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกโดยการกระตุ้นความถี่ครึ่งหนึ่งของสัญญาณอินพุทแบบจำลองโวลเทอร่าแบบหนึ่งอินพุทหนึ่งเอาต์พุท ผลการจำลองแบบจากการประยุกต์ใช้เทคนิคนี้แบบจำลองโวลเทอร่าสามารถสร้างตัวแบบ องค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกได้ จากการพิจารณาผลตอบสนองเชิงความถี่ค่าเอกลักษณ์แบบจำลอง ด้วยวิธีนี้เพื่อประยุกต์ใช้สำหรับการแยกอัลตราฮาร์โมนิก พบว่าสามารถแยกอัลตราฮาร์โมนิกออกจากความถี่มูลฐานและความถี่ฮาร์โมนิกที่สองได้ แต่อย่างไรก็ตามสำหรับความถี่ฮาร์โมนิกไม่สามารถกำจัดได้อย่างเด็ดขาด



Thesis Research	Ultraharmonic Frequency Component Identification for Nonlinear Ultrasound Imaging using Volterra Series Model
Author	Dr. Chinda Samakee Asst. Prof. Sunya Pasuk and Dr. Chayanit Bunsanit
Major Program	Electrical Engineering
Academic Year	2017

Abstract

The generating ultraharmonic frequency component from ultrasound contrast agents have the potential for use in improving contrast resolution of ultrasound imaging in medical diagnosis, and for overcome the limitations of second-harmonic imaging. The creation of ultrasound imaging from different frequency of contrast agents signals can be used nonlinear single-input single-output (SISO) Volterra model in separating frequency. One important problem of this model is limitation to model ultraharmonic component. The overcome of this problem has been a presentation method used multiple-input single-output (MISO) Volterra model. This method can use model only but it cannot separate frequencies. This research presents a method to model ultraharmonic component by the excitation of half-frequency of input signal in SISO Volterra model. Results of application of this method can model ultraharmonic component. From discussion of system identification frequency response by the method for applying ultraharmonic separation, it appears that can be separated ultraharmonic from fundamental and second-harmonic frequencies. However, for subharmonic cannot be completely overcome by the identification.



กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พงษ์ภัทรานนต์ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัยและการช่วยเหลือให้การสนับสนุนในด้านต่างๆเป็นอย่างดี ในการแก้ปัญหาตลอดจนงานดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร. อุดมชัย เตชะวิฑู นักวิจัย ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ ที่กรุณาให้การสนับสนุนทั้งแนะนำข้อมูลทั่วไปเกี่ยวกับ การประมวลผล และการสร้างภาพทางการแพทย์

ขอขอบพระคุณ คุณสุปรีดา บุญช่วยแทน ที่ได้ช่วยเหลือให้การแนะนำการดำเนินงานทางด้านเอกสารในการทำวิจัยเรื่องนี้ ในด้านต่างๆที่สำคัญจนสำเร็จลุล่วง และขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ทุกท่านที่เกี่ยวข้องสำหรับการช่วยเหลือดำเนินงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย วิทยาเขตสงขลา ที่ให้การสนับสนุนทุนในการทำวิจัย

จินดา สามัคคี และคณะ





สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ.....	(1)
Abstract.....	(2)
กิตติกรรมประกาศ.....	(3)
สารบัญ.....	(4)
สารบัญตาราง.....	(6)
สารบัญภาพประกอบ.....	(7)
ตัวย่อและสัญลักษณ์.....	(8)

บทที่

1. บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย.....	1
1.2 การตรวจเอกสาร.....	3
1.3 วัตถุประสงค์.....	5
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	6
1.5 ขั้นตอนและวิธีการวิจัย.....	6
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
2. การจัดเตรียมเครื่องมือ.....	8
2.1 ระบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์.....	8
2.2 ระบบแบบจำลองโวลเทอรา.....	9
2.3 ระบบการสร้างตัวแบบองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกด้วยแบบจำลอง โวลเทอรา.....	10
2.4 สรุป.....	11
3. วิธีการจำลองและสร้างตัวแบบ.....	13
3.1 วิธีการจำลองแบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์.....	13
3.2 การสร้างตัวแบบสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแบบจำลองโวลเทอรา.....	14
3.3 การระบุค่าเอกลักษณ์ของระบบ.....	15
3.4 สรุป.....	18
4. ผลการจำลอง.....	19



สารบัญ (ต่อ)

บทที่	หน้า
4.1 การจำลองแบบและสร้างตัวแบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์.....	18
4.2 การทดสอบความคงทนต่อสัญญาณรบกวนของระบบแบบจำลองโวลเทอร่า.....	22
4.3 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์.....	30
4.4 สรุป.....	32
5. การวิเคราะห์ผลตอบสนองความถี่ของฟังก์ชันการถ่ายโอนในแบบจำลองโวลเทอร่าสำหรับ สร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก.....	34
5.1 แบบจำลองโวลเทอร่าและการแยกองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก.....	34
5.2 ผลการจำลองและวิเคราะห์ผล.....	36
5.3 สรุป.....	38
6. สรุปผลและข้อเสนอแนะ.....	39
5.1 บทสรุป.....	39
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	40
บรรณานุกรม.....	41
ภาคผนวก.....	44
ภาคผนวก ก. บทความที่เผยแพร่.....	45



สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
3-1 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆของสารเพิ่มความคมชัด.....	11
4-1 ค่า NMSE ของการประมาณค่าโดยแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสาม ที่ระดับ SNR แตกต่างกัน.....	23





สารบัญภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
2-1 ระบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์โดยการใช้แบบจำลองสมการ Church	9
2-2 ระบบการจำลองแบบและสร้างตัวแบบสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์โดยการใช้แบบจำลอง โวลเทอรา.....	11
3-1 การระบุค่าเอกลักษณ์ของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแบบจำลองอนุกรม โวลเทอราอันดับสาม.....	17
4-2 ผลตอบสนองเชิงเวลาของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์.....	21
4-3 ผลตอบสนองความถี่ของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์.....	21
4-4 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 50 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่.....	24
4-5 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 40 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่....	25
4-6 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 30 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่.....	26
4-7 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 20 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่.....	27
4-8 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 10 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่.....	28
4-9 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 5 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่.....	29
4-10 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์อันดับที่หนึ่ง (H_1).....	31
4-11 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์อันดับที่สอง (H_2).....	31
4-12 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์อันดับที่สาม (H_3).....	32
5-1 การแยกองค์ประกอบความถี่สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยค่าเอกลักษณ์อันดับที่ สามสำหรับองค์ประกอบอัลตราซาวด์.....	35
5-2 สเปกตรัมสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์จากสมการ Church และสมการโวลเทอรา.....	36
5-3 ผลตอบสนองความถี่ฟังก์ชันการถ่ายโอนในระบบแบบจำลองโวลเทอราอันดับสาม.....	37



ตัวย่อและสัญลักษณ์

CTR	=	Contrast-to-tissue ratio
MIMO	=	Multiple-input multiple-output
MISO	=	Multiple-input single-output
SISO	=	Single-input single-output
UCA	=	Ultrasound contrast agents
SVD	=	Singular value decomposition
NMSE	=	Normalized mean square error
SNR	=	Signal-to-noise-ratio





บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย

ในการตรวจวินิจฉัยโรคในทางการแพทย์ด้วยภาพอัลตราซาวด์ วิธีการคือแพทย์จะใช้ตัวส่งสัญญาณหรือมที่เรียกกันทั่วไปว่าโพรบซึ่งเป็นตัวทำหน้าที่กำเนิดคลื่นเสียงความถี่สูง (Ultrasound) ส่งไปยังบริเวณอวัยวะเป้าหมายที่ต้องการตรวจวินิจฉัยโรค เมื่อคลื่นเสียงความถี่สูงที่ถูกส่งไปยังเป้าหมายจะมีการสะท้อนสัญญาณกลับ โดยตัวโพรบก็ทำหน้าที่เป็นตัวรับสะท้อนสัญญาณกลับจากคลื่นเสียงความถี่สูงด้วยเช่นกัน สัญญาณสะท้อนกลับที่ได้รับจะถูกเก็บบันทึกไว้ในหน่วยความจำ และแสดงผลภาพออกมาบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ภาพอัลตราซาวด์ที่ได้ด้วยวิธีการดังกล่าวถือเป็นวิธีปกติ นิยมเรียกว่าภาพ B-mode หรือภาพอัลตราซาวด์แบบเชิงเส้น (Linear ultrasound imaging) ซึ่งภาพดังกล่าวสร้างจากสัญญาณสะท้อนกลับคลื่นเสียงความถี่สูง (Ultrasound echo signals) ด้วยเทคนิคการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล แต่อย่างไรก็ตาม ความคมชัดของภาพ B-mode ที่ได้รับจากการอัลตราซาวด์ในบางส่วนของอวัยวะไม่ดีเท่าที่ควร ทั้งนี้สาเหตุเนื่องด้วยสัญญาณสะท้อนคลื่นเสียงความถี่สูงในบริเวณดังกล่าวมีค่าน้อยกว่าสัญญาณสะท้อนจากบริเวณเนื้อเยื่อที่อยู่โดยรอบมาก นอกจากนี้ยังมีปัจจัยอื่นๆ เช่น การเคลื่อนไหวของเนื้อเยื่อที่อยู่บริเวณข้างเคียงลดทอนสัญญาณสะท้อนของเนื้อเยื่อที่แทรกอยู่และอัตราการไหลของเลือดที่มีค่าต่ำมากๆ โดยเฉพาะบริเวณเส้นเลือดฝอย

การแก้ปัญหาดังที่ได้กล่าวไปแล้วนั้น ปัจจุบันได้มีการใช้สารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวด์ (Ultrasound contrast agent) เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพสัญญาณสะท้อนกลับจากคลื่นเสียงความถี่สูงของบริเวณอวัยวะที่ต้องการตรวจวินิจฉัยโรคและการใช้เทคนิคการประมวลผลสัญญาณภาพปรับปรุงความคมชัดของภาพจากอัลตราซาวด์ สารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวด์เป็นสสารที่มีขนาดเล็ก เส้นผ่าศูนย์กลางน้อยกว่า $10 \mu\text{m}$ มีลักษณะโครงสร้างภายนอกเป็นฟองอากาศอิสระและฟองอากาศที่มีเปลือกห่อหุ้ม [1] การใช้สารเพิ่มความคมชัดวิธีการคือการฉีดเข้าไปภายในระบบการไหลเวียนของเลือดในร่างกาย ผลจากการที่ฉีดสารเพิ่มความคมชัดดังกล่าว เมื่อทำการส่งสัญญาณจากตัวโพรบไปยังบริเวณอวัยวะเป้าหมายที่มีสารเพิ่มความคมชัด คุณลักษณะทางความถี่ของสัญญาณสะท้อนกลับจากบริเวณดังกล่าวจะแตกต่างจากบริเวณเนื้อเยื่อโดยรอบ นั่นคือประกอบด้วยองค์ประกอบของความถี่มูลฐาน (Fundamental frequency: f_0) ความถี่ฮาร์มอนิกที่มีค่าเป็นหนึ่ง



เท่าของความถี่มูลฐาน (Higher-multiple frequencies: $2f_0$, $3f_0$, ...), ความถี่ซับฮาร์โมนิก (Subharmonic frequencies: $f_0/2$, $f_0/3$, ...) และความถี่อัลตราฮาร์โมนิกหรือซูเปอร์ฮาร์โมนิก (Ultraharmonic frequencies: $3f_0/2$, $5f_0/2$, ...) [2] ในขณะที่บริเวณเนื้อเยื่อสัญญาณสะท้อนกลับ แต่เฉพาะองค์ประกอบของความถี่มูลฐาน (f_0) และความถี่ฮาร์โมนิก ($2f_0$, $3f_0$, ...) [3] ปัจจุบันมี รายงานวิจัยการใช้สารเพิ่มความคมชัดเพื่อปรับปรุงประสิทธิภาพการวินิจฉัยโรคหลายด้าน เช่น ประเมินผลของโรคมะเร็งในตับ ตรวจสอบเนื้อเยื่อแผลบาดเจ็บในช่องท้อง, ตับ, ม้าม และไต เป็นต้น [4] ภาพอัลตราซาวด์ที่ได้จากการใช้สารเพิ่มความคมชัด

ในการปรับปรุงความคมชัดของภาพอัลตราซาวด์จะใช้ประโยชน์จากความแตกต่างของ องค์ประกอบความถี่สะท้อนกลับจากบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดและจากบริเวณเนื้อเยื่อ ซึ่งจะต้อง ใช้เทคนิคการประมวลสัญญาณดิจิทัล (Digital signal processing) ในการแยกองค์ประกอบความถี่ ของสัญญาณสะท้อนกลับจากสารเพิ่มความคมชัดออกมาสร้างภาพอัลตราซาวด์ [5] ภาพอัลตราซาวด์ ด้วยวิธีการใช้สารเพิ่มความคมชัดอาจเรียกว่าภาพอัลตราซาวด์แบบไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinear ultrasound imaging) ซึ่งการประมวลสัญญาณดิจิทัลนั้นเป็นปัจจัยสำคัญ นั่นคือความสามารถที่จะ แยกองค์ประกอบความถี่ออกมาในวัดเชิงปริมาณของอัตราส่วนของกำลังเฉลี่ยบริเวณที่มีสารเพิ่ม ความคมชัดต่อกำลังเฉลี่ยบริเวณเนื้อเยื่อ (Contrast-to-tissue ratio: CTR) ซึ่งถ้าแยกออกมาใน ปริมาณที่สูงทำให้คุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ที่ได้รับมีความคมชัดที่ดี จากการตรวจสอบเทคนิคการ สร้างภาพในช่วงที่ผ่านมา มี 3 เทคนิคนั้นคือ ตัวกรองความถี่แถบผ่าน (Bandpass filter) พลัสอิน เวอร์ชัน (Pulse inversion) และตัวกรองโวลเทอร่า (Volterra filter) ในช่วงหลายปีที่ผ่านมา ความถี่ จากองค์ประกอบฮาร์โมนิกที่สอง ($2f_0$) ถูกแยกออกมาใช้เป็นส่วนใหญ่ในการปรับปรุงคุณภาพของ ภาพอัลตราซาวด์ด้วยเทคนิคการประมวลสัญญาณดิจิทัลทั้ง 3 เทคนิคดังกล่าว ซึ่งภาพที่ได้รับมี คุณภาพดีกว่าเทียบกับภาพ B-mode ซึ่งทั้ง 3 เทคนิคนี้พบว่าการใช้ตัวกรองโวลเทอร่าสามารถที่จะ แยกได้รับปริมาณ CTR ขององค์ประกอบความถี่ที่ต้องการออกมาสร้างภาพสูง ได้ภาพที่มีความคมชัด ดีกว่าเมื่อเทียบกับคือ ตัวกรองความถี่แถบผ่านและพลัสอินเวอร์ชัน [6] อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่าตัว กรองโวลเทอร่าจะมีความสามารถในการแยกปริมาณ CTR ที่สูง แต่คุณลักษณะของตัวกรองยังคง ใช้ได้แต่เฉพาะกับองค์ประกอบความถี่ $2f_0$ เท่านั้น และในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมา องค์ประกอบซับฮาร์ มอนิก ($f_0/2$) เริ่มมีรายงานวิจัยการตรวจสอบสำหรับประยุกต์ใช้สร้างภาพอัลตราซาวด์ด้วยข้อดีคือ กำเนิดเฉพาะในบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดเท่านั้น แต่ไม่กำเนิดในบริเวณเนื้อเยื่อซึ่งแตกต่างจาก องค์ประกอบความถี่ $2f_0$ ที่ให้กำเนิดในบริเวณเนื้อเยื่อด้วย ซึ่งหมายถึงจะทำให้ภาพที่ได้รับจาก องค์ประกอบซับฮาร์โมนิกที่ $f_0/2$ จะมีค่า CTR ดีกว่าเทียบกับภาพที่ได้รับจากความถี่ $2f_0$ และ B-mode ดังนั้นด้วยข้อดีของตัวกรองโวลเทอร่า จึงได้มีการศึกษาตรวจสอบสำหรับใช้ในการแยก องค์ประกอบความถี่ $f_0/2$ [7] อย่างไรก็ตาม ยังมีอีกหนึ่งองค์ประกอบความถี่ที่น่าสนใจนั้นคือ



องค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิก ($3f_0/2$) ด้วยข้อดีคือการกำเนิดเฉพาะบริเวณที่มีสารแต่ไม่กำเนิดในบริเวณเนื้อเยื่อเช่นเดียวกับความถี่ $f_0/2$ แต่มีข้อที่ดึกกว่าคือการกำเนิดความถี่ที่ $3f_0/2$ ต้องใช้การกระตุ้นคลื่นความถี่จากตัวส่งที่สูง ซึ่งผลการใช้ความถี่สูงทำให้ภาพมีความคมชัดที่ดึกกว่าเมื่อเทียบกับทั้งความถี่ที่ $2f_0$ และ $f_0/2$ ในปัจจุบันเป็นช่วงเริ่มต้นรายงานวิจัยศึกษาศักยภาพการกำเนิดความถี่ที่ $3f_0/2$ สำหรับการใช้สร้างภาพอัลตราซาวด์ในทางการแพทย์ [8, 9] และจากการทบทวนรายงานวิจัยพบว่า งานวิจัยทางด้านเทคนิคการประมวลสัญญาณดิจิทัลสำหรับแยกองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกที่ $3f_0/2$ ยังไม่มีรายงานผลการศึกษาด้านเทคนิคการปรับปรุงคุณภาพภาพอัลตราซาวด์กับความถี่ดังกล่าว

เพื่อเป็นการเพิ่มศักยภาพและเพิ่มอีกหนึ่งทางเลือกสำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ในการวินิจฉัยโรค ในโครงการวิจัยฉบับนี้จะนำข้อเด่นของทั้งสองปัจจัยหลักในการปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ นั่นคือองค์ประกอบความถี่ของสัญญาณสะท้อนกลับและเทคนิคการประมวลสัญญาณดิจิทัล โดยจะเลือกใช้อ่งค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกที่ความถี่ $3f_0/2$ และเทคนิคตัวกรองโวลเทอราในการแยกสัญญาณ แต่อย่างไรก็ตาม การใช้ตัวกรองโวลเทอราในการแยกสัญญาณขององค์ประกอบความถี่ใดนั้นจะต้องทำการสร้างตัวแบบ (Model) ของสัญญาณนั้นก่อน ซึ่งคุณสมบัติของตัวกรองโวลเทอราไม่สามารถที่สร้างตัวแบบผลตอบสนองความถี่ $3f_0/2$ ได้ซึ่งเป็นประเด็นที่น่าสนใจเพื่อหาผลเฉลย ในงานวิจัยจะทำการศึกษาการใช้แบบจำลองอนุกรมโวลเทอรา (Volterra Series Model) เพื่อระบุค่าเอกลักษณ์ขององค์ประกอบความถี่ $3f_0/2$ โดยจะทำการตรวจสอบผลตอบสนองเชิงความถี่ (Frequency responses) ของค่าเอกลักษณ์ในเทอมของความ เป็นเชิงเส้น (Linear) และเทอมของความไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinear) ที่ได้รับจากแบบจำลองอนุกรมโวลเทอรา เพื่อประเมินความสามารถสำหรับการประยุกต์ใช้ในการแยกองค์ประกอบความถี่ $3f_0/2$ สำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์

1.2 การตรวจเอกสาร

1.2.1 Ultrasound contrast agent: An overview [4] บทความนี้กล่าวถึงคุณลักษณะและการใช้ประโยชน์ของสารเพิ่มความคมชัดสำหรับการอัลตราซาวด์ เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจวินิจฉัยโรคในทางการแพทย์ ปฏิกริยาของสารเพิ่มความคมชัดเมื่อคลื่นอัลตราซาวด์ตกกระทบ จะให้กำเนิดองค์ประกอบความถี่ฮาร์โมนิก (Harmonic frequency components) ซึ่งมีความแตกต่างจากบริเวณเนื้อเยื่อที่ล้อมรอบที่ให้กำเนิดความถี่มูลฐาน (Fundamental frequency) ในงานวิจัยฉบับนี้ยังชี้ให้เห็นการใช้ประโยชน์สำหรับปรับปรุงความคมชัดของภาพอัลตราซาวด์จากการ



ใช้องค์ประกอบความถี่ฮาร์โมนิก ซึ่งจะต้องใช้เทคนิคการประมวลสัญญาณเพื่อกำจัดความถี่มูลฐานออกไป

1.2.2 Generation of ultraharmonics in surfactant based ultrasound contrast agents: use and advantages [8] บทความนี้ได้กล่าวถึงข้อดีและศักยภาพของการกำเนิดองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกจากสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวด์ สำหรับภาพอัลตราซาวด์ทางการแพทย์ ข้อดีคือด้านความคมชัดเชิงเปรียบเทียบต่าง (Contrast resolution) ที่สูงกว่าเมื่อเทียบกับภาพจากองค์ประกอบความถี่ฮาร์โมนิกที่สอง เนื่องจากฮาร์โมนิกที่สองให้กำเนิดในเนื้อเยื่อ ซึ่งส่งผลให้ลดความคมชัดเชิงเปรียบเทียบต่าง ในบทความยังได้เสนอข้อแนะนำสำหรับการปรับปรุงคุณภาพของด้วยองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกจำเป็นต้องใช้เทคนิคการประมวลสัญญาณที่มีประสิทธิภาพในการแยกองค์ประกอบความถี่

1.2.3 Super-harmonic imaging: development of an interleaved phased-array transducer [9] บทความนี้ได้กล่าวถึงข้อดีของการใช้ภาพอัลตราซาวด์จากองค์ประกอบความถี่ซูเปอร์หรืออัลตราฮาร์โมนิกจากสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวด์ ในแง่ความละเอียดและค่าความคมชัดเชิงเปรียบเทียบต่างสูงกว่าเมื่อเทียบกับภาพจากองค์ประกอบฮาร์โมนิกที่สองที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไป ในบทความยังได้นำเสนอประสิทธิภาพคุณลักษณะของการออกแบบสร้างตัวส่งและรับคลื่นอัลตราซาวด์ใหม่สำหรับองค์ประกอบความถี่ซูเปอร์ฮาร์โมนิกและให้เหมาะสมสำหรับการใช้เช่นเดียวกับภาพอัลตราซาวด์จากความถี่ฮาร์โมนิกที่สอง ซับฮาร์โมนิก และที่เป็นอันดับที่สอง

1.2.4 Postbeamforming second-order Volterra filter for pulse echo ultrasonic imaging [6] บทความนี้ได้แนะนำเสนอวิธีการแยกองค์ประกอบความถี่เชิงเส้นและองค์ประกอบควอดราติกจากสัญญาณสะท้อนคลื่นจากการอัลตราซาวด์ เพื่อแยกองค์ประกอบความถี่ฮาร์โมนิกที่สองออกมาสร้างภาพอัลตราซาวด์สำหรับปรับปรุงความคมชัดเชิงเปรียบเทียบต่าง โดยภาพไม่เสียความคมชัดเชิงพื้นที่ ในการออกแบบโดยการแก้สมการแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับที่สองเพื่อหาค่าเคอเนล (Kernel) ที่เหมาะสมในโดเมนเวลา (Time domain) จากนั้นนำค่าเคอเนลที่ได้รับไปทำการแยกฮาร์โมนิกที่สองออกมา เพื่อนำไปสร้างภาพอัลตราซาวด์ ภาพที่ได้รับโดยวิธีนี้ให้ความคมชัดทั้งในเชิงพื้นที่และเชิงเปรียบเทียบที่ดีกว่าเมื่อเทียบกับทั้งภาพ B-mode และเทคนิคตัวกรองความถี่แถบผ่าน พัลส์อินเวอร์ชัน

1.2.5 Subharmonic oscillation modeling and MISO Volterra series [10] บทความนี้ได้แนะนำเสนอวิธีการแก้ปัญหาข้อจำกัดของแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่าที่ไม่สามารถใช้สำหรับการจำลองแบบองค์ประกอบฮาร์โมนิกย่อย (ซับฮาร์โมนิกและอัลตราฮาร์โมนิก) ได้ บทความได้นำเสนอการออกแบบโครงสร้างอนุกรมโวลเทอร่าแบบหลายอินพุตหนึ่งเอาท์พุต (Multiple-input-single-output: MISO) โดยการแบ่งสัญญาณอินพุตออกเป็นสัญญาณย่อยๆด้วยความยาวสัญญาณเท่ากับ 1



คาบเวลาเท่าๆกัน จากนั้นทำการแก้สมการแบบอนุกรมโวลเทอราเพื่อหาค่าเคอเนล จากนั้นนำค่าเคอเนลที่ได้รับไปวิเคราะห์หาเอาท์พุทและหาผลตอบสนองความถี่ ผลจากการทดสอบวิธีการ MISO สามารถใช้จำลองจำลองแบบองค์ประกอบฮาร์มอนิกย่อยได้ แต่ผลตอบสนองความถี่ไม่สามารถนำไปใช้แยกองค์ประกอบฮาร์มอนิกย่อยได้

1.2.6 Volterra frequency response functions analysis of subharmonic oscillation from bubble [7] บทความนี้นำเสนอการตรวจสอบฟังก์ชันผลตอบสนองความถี่แบบจำลองอนุกรมโวลเทอราอันดับสอง ในเทอมของลิเนียร์และองค์ประกอบควอดราติกจากสัญญาณสะท้อนคลื่นจากการอัลตราซาวด์ โดยการใช้เทคนิคแบบหลายอินพุทหลายเอาท์พุท (Multiple-input-multiple-output: MIMO) เพื่อตรวจสอบและวิเคราะห์ผลความสามารถสำหรับประยุกต์ใช้เป็นตัวกรององค์ประกอบความถี่ซับฮาร์มอนิก จากผลการศึกษาพบว่าการใช้เทคนิคกระตุ้นแบบหลายอินพุทถึงแม้สามารถจำลองแบบสัญญาณสะท้อนคลื่นจากการอัลตราซาวด์ได้ แต่ไม่สามารถนำมาใช้แยกองค์ประกอบความถี่ได้ เนื่องจากการแบ่งอินพุทหลายๆสัญญาณทำให้มีหลายๆองค์ประกอบความถี่ และส่งผลให้แต่ละฟังก์ชันผลตอบสนองความถี่ มีผลตอบสนองหลายความถี่ด้วย จึงไม่สามารถนำมากรองเฉพาะองค์ประกอบความถี่ที่ต้องการได้ ดังนั้นพบว่าวิธีการที่จะใช้แยกความถี่ซับฮาร์มอนิกได้จะต้องใช้ความถี่สัญญาณอินพุทเดี่ยวและค่าความถี่หารสอง

จากการตรวจสอบเอกสาร พบว่าองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์มอนิกมีความน่าสนใจสำหรับการปรับปรุงความคมชัดของภาพอัลตราซาวด์ให้ค่า CTR สูง เนื่องจากการกำเนิดเฉพาะบริเวณที่มีสารแต่ไม่กำเนิดในบริเวณเนื้อเยื่อ และเทคนิคการแยกองค์ประกอบความถี่สำหรับสร้างภาพอัลตราซาวด์ด้วยตัวกรองโวลเทอรา มีความสามารถที่จะให้ค่า CTR สูง แต่อย่างไรก็ตาม ปัญหาของตัวโวลเทอราที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไปหรือแบบหนึ่งอินพุทหนึ่งเอาท์พุท (Single-input single output: SISO) นั้นมีข้อจำกัดคือ ไม่สามารถสร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิกได้ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะทำการศึกษามุ่งประเด็นไปที่การจำลองแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิกโดยการใช้แบบจำลองอนุกรมโวลเทอราเพื่อหาค่าเอกลักษณ์สำหรับการกรองความถี่อัลตราฮาร์มอนิก สำหรับเป็นภาพอีกหนึ่งทางเลือกสำหรับการปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์

1.3 วัตถุประสงค์

1.3.1 เพื่อศึกษาวิธีการออกแบบสร้างแบบจำลององค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์มอนิกจากสัญญาณสะท้อนของสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวด์ด้วยแบบจำลองอนุกรมโวลเทอรา



1.3.2 เพื่อหาค่าเอกลักษณ์และตรวจสอบผลตอบสนองเชิงความถี่ เช่น ลิเนียร์เทอมและคลอตราติกเทอมของแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่า สำหรับประยุกต์ใช้เป็นตัวกรองในการแยกองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกเพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพจากอัลตราซาวด์

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

1.4.1 จำลองแบบ (Simulation) ตัวแทนพฤติกรรมการเคลื่อนที่แบบแกว่งของสารเพิ่มความคมชัดเมื่อถูกระตุ้นด้วยตัวส่งคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยสมการของ Church เพื่อกำเนิดองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิก

1.4.2 ศึกษาวิธีสร้างตัวแบบสัญญาณสะท้อนกลับขององค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกด้วยแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่าเพื่อระบุค่าเอกลักษณ์ของระบบ

1.4.3 ประเมินค่าเอกลักษณ์ที่ได้รับของแบบจำลองแบบอนุกรมโวลเทอร่าในลิเนียร์เทอมและควอตราติกเทอมเพื่อตรวจสอบผลตอบสนองเชิงความถี่ สำหรับการนำไปประยุกต์ใช้แยกองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกสำหรับการสร้างภาพอัลตราซาวด์

การประมวลผลทั้งหมดทำโดยการใช้โปรแกรม MATLAB

1.5 ขั้นตอนและวิธีการวิจัย

1.5.1 ทบทวนวรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับคุณลักษณะความถี่อัลตราฮาร์โมนิกและเทคนิคการประมวลผลสัญญาณดิจิทัลสำหรับภาพอัลตราซาวด์

1.5.2 ศึกษากระบวนการอัลตราซาวด์และคุณลักษณะการกำเนิดความถี่ความถี่อัลตราฮาร์โมนิกของสัญญาณสะท้อนกลับจากสารเพิ่มความคมชัด

1.5.3 จำลองแบบการกำเนิดความถี่อัลตราฮาร์โมนิกจากสมการแบบจำลองการเคลื่อนที่แบบแกว่งของสารเพิ่มความคมชัด

1.5.4 ออกแบบวิธีการจำลองแบบองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกจากสัญญาณสะท้อนกลับจากสารเพิ่มความคมชัดด้วยแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่า

1.5.5 ประเมินผลหาค่าเอกลักษณ์ในเชิงผลตอบสนองเชิงความถี่

1.5.6 ทดสอบผลและปรับปรุงแก้ไขอัลกอริทึม

1.5.7 สรุปผลและเขียนรายงาน

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ



1.6.1 เชิงอุตสาหกรรม

1.6.1.1 เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจวินิจฉัยโรคได้

1.6.2 เชิงองค์ความรู้

1.6.2.1 ได้วิธีการสร้างแบบจำลององค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์มอนิกโดยใช้แบบจำลองอนุกรมไวลเทอร์รา

1.6.2.2 ได้วิธีการระบุค่าเอกลักษณ์เพื่อประเมินผลตอบสนองเชิงความถี่สำหรับประยุกต์ใช้เป็นวงจรกรองไวลเทอร์ราในการแยกความถี่อัลตราฮาร์มอนิก





บทที่ 2

การจัดเตรียมเครื่องมือ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการจัดเตรียมเครื่องมือสำหรับการออกแบบเพื่อระบุค่าเอกลักษณ์ขององค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกสำหรับใช้เป็นตัวกรองความถี่เพื่อสร้างภาพอัลตราซาวด์ โดยบทนี้กล่าวถึงเครื่องมือที่ใช้สำหรับการจำลองระบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ที่ใช้เป็นตัวแทนสัญญาณต้นฉบับคลื่นสะท้อนจากการอัลตราซาวด์ ระบบแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่า และการสร้างตัวแบบองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกกับแบบจำลองโวลเทอร่า

2.1 ระบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์

ภาพจากการอัลตราซาวด์ที่มีคุณลักษณะไม่เป็นเชิงเส้น จะแตกต่างจากการอัลตราซาวด์ด้วยวิธีการแบบเดิมที่นิยมใช้กัน นั่นคือจะมีการใช้สารเพิ่มความคมชัดสำหรับการอัลตราซาวด์ (Ultrasound contrast agents: UCAs) โดยวิธีการฉีดเข้าไปภายในร่างกาย สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์กำเนิดจากมาปฏิกริยาระหว่างคลื่นอัลตราซาวด์ไปกระทบกับสารเพิ่มความคมชัด ซึ่งจะสะท้อนออกมาด้วยคุณลักษณะไม่เป็นเชิงเส้น สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ที่มีคุณลักษณะไม่เป็นเชิงเส้นนี้ จะประกอบไปด้วยองค์ประกอบความถี่ต่างๆ กล่าวคือ เมื่อตัวส่งคลื่นทำการอัลตราซาวด์ด้วยความถี่ส่งที่ความถี่มูลฐาน f_0 ไปยังบริเวณที่ต้องการอัลตราซาวด์ จะกำเนิดสัญญาณสะท้อนกลับที่องค์ประกอบของความถี่มูลฐาน f_0 , ความถี่ซับฮาร์โมนิก (Subharmonic) ที่ $f_0/2$, ความถี่อัลตราฮาร์โมนิก (Ultraharmonic) ที่ $3f_0/2$ และความถี่ฮาร์โมนิกที่สอง (Second-harmonic) ที่ $2f_0$ ในงานวิจัยนี้การกำเนิดสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์เราได้ใช้วิธีการจำลองแบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ การกำเนิดของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์นั้นมาจากสารเพิ่มความคมชัด ตัวแทนที่ใช้คือสมการแบบจำลองของ Church ตัวแทนนี้ได้มีการคิดค้นพัฒนาและมีรายงานวิจัยหลายงานพิสูจน์ได้ว่าสามารถให้ผลความถูกต้องมีความสัมพันธ์เป็นไปในทิศทางเดียวกันกับผลการทดลองจริง ตัวแทนแบบจำลองสมการ Church สามารถเขียนได้ดังสมการที่ (2-1) [11, 12, 13]

$$\rho_L \left(R''R + \frac{3}{2} (R')^2 \right) = p_0 \left(\left(\frac{R_0}{R} \right)^{3x} - 1 \right) - P_m(t) - 4\mu_L \frac{R'}{R} - 12\mu_s \frac{d_s R_0^2}{R^3} \frac{R'}{R} - 12G_s \frac{d_s R_0^2}{R} \left(1 - \frac{R_0}{R} \right) \quad (2-1)$$

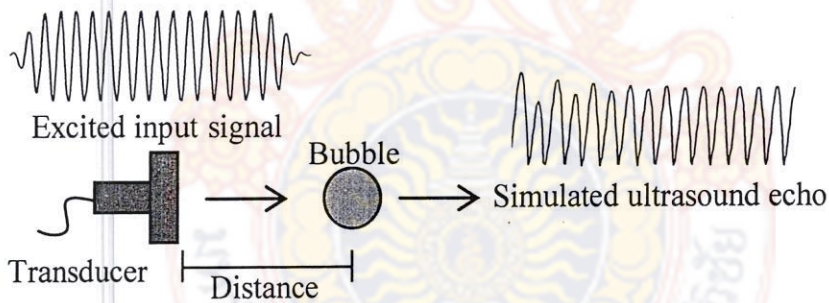


เมื่อ R คือรัศมีการเคลื่อนที่ของสารที่เวลาใดๆ R' และ R'' คืออนุพันธ์อันดับที่หนึ่งและสองของรัศมีเทียบกับเวลา ตามลำดับ, R_0 คือรัศมีก่อนเริ่มต้นเคลื่อนที่ของสาร, ρ_L คือค่าความหนาแน่นของเหลวที่อยู่โดยรอบสาร, μ_L คือค่าความหนืดของของเหลว, d_s คือค่าความหนาเปลือกห่อหุ้มสาร, G_s คือค่าโมดูลัสแรงเฉือนเปลือกห่อหุ้มสาร, μ_s คือค่าความหนืดเปลือกห่อหุ้มสาร, K คือค่าการขยายตัวสาร, p_0 คือค่าความดันของของเหลวโดยรอบสาร และ $P_{in}(t) = P_A \cos(\omega t)$ คือความดันที่ใช้เมื่อ P_A คือความดันสูงสุด และ ω คือความถี่เชิงมุม

ค่าเอาท์พุทตามสมการ (2-1) ที่คำนวณได้เป็นค่ารัศมีการแกว่งเมื่อถูกกระตุ้นด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ สามารถแปลงกลับเป็นความดันเสียง P_{UCA} ด้วยสมการ (2-2) [14]

$$P_{UCA}(t) = \rho_L r^{-1} (R^2 R'' + 2R(R')^2) \quad (2-2)$$

เมื่อ r คือระยะห่างระหว่างตัวส่งคลื่นและสารเพิ่มความคมชัด ระบบแบบจำลองการกำเนิดสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ ดังแสดงในรูปที่ 2-1



รูปที่ 2-1 ระบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์โดยการใช้แบบจำลองสมการ Church

2.2 ระบบแบบจำลองโวลเทอร่า

สมการอนุกรมโวลเทอร่าแบบหนึ่งอินพุทหนึ่งเอาท์พุทเป็นสมการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถใช้สำหรับเป็นตัวแทนของระบบไม่เป็นเชิงเส้น ระบบสมการที่มีความระหว่างสัญญาณอินพุทและเอาท์พุท สามารถเขียนดังสมการ (2-3) [15]



$$\begin{aligned}
 y(t) = & h_0 + \int_{-\infty}^{\infty} h_1(\tau_1)x(t-\tau_1)d\tau_1 + \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h_2(\tau_1, \tau_2)x(t-\tau_1)u(t-\tau_2)d\tau_1d\tau_2 + \dots \\
 & + \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \dots \int_{-\infty}^{\infty} h_k(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_k)x(t-\tau_1)x(t-\tau_2)\dots x(t-\tau_k)d\tau_1d\tau_2\dots d\tau_k \quad (2-3)
 \end{aligned}$$

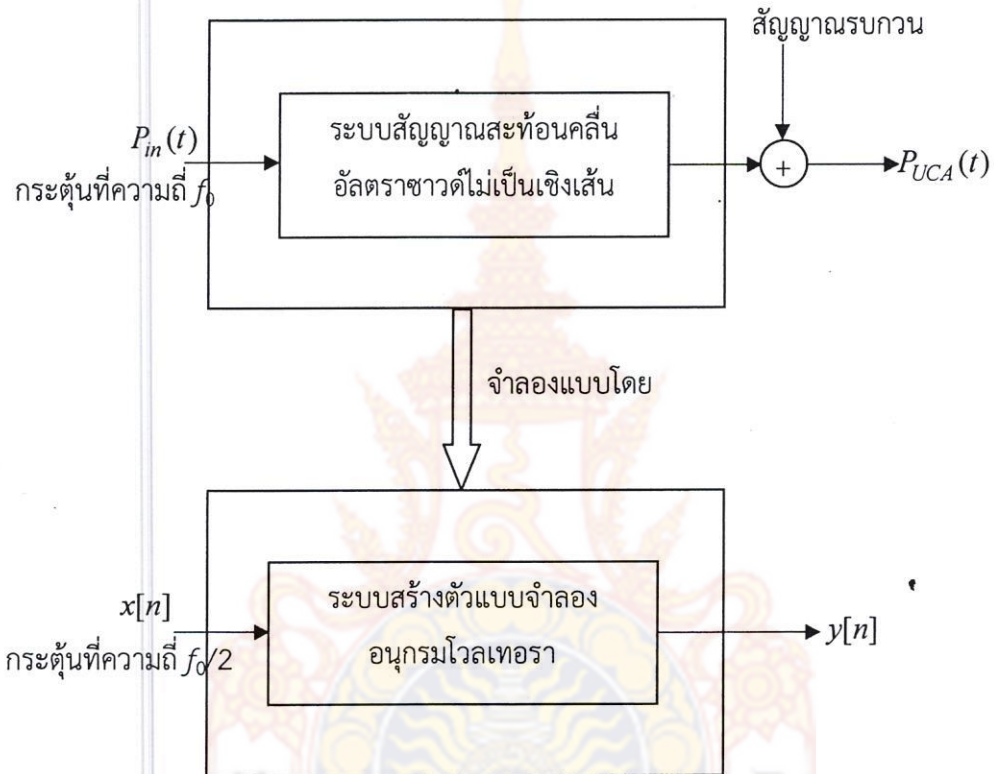
เมื่อ $y(t)$ คือสัญญาณผลตอบสนองเอาต์พุต, $x(t)$ คือสัญญาณอินพุต $h_k(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_k)$ คือผลตอบสนองอิมพัลส์ของระบบแต่ละอันดับแทนด้วยตัวชี้ k

2.3 ระบบการสร้างตัวแบบองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกด้วยแบบจำลองโวลเทอรา

เนื่องจากแบบจำลองโวลเทอราที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไป หรือเรียกว่าแบบหนึ่งอินพุตหนึ่งเอาต์พุต (Single-input-single-output: SISO) ใช้ได้สำหรับสร้างตัวแบบกับองค์ประกอบความถี่ที่เป็นความถี่ฮาร์โมนิกที่เพิ่มขึ้นแบบเท่าตัว นั่นคือ $f_0, 2f_0, 3f_0, \dots$ แต่ไม่สามารถใช้ได้กับการสร้างตัวแบบองค์ประกอบความถี่ $f_0/2$ และ $3f_0/2$ นั่นคือทั้งองค์ประกอบความถี่ซับฮาร์โมนิกและอัลตราฮาร์โมนิก มีผู้นำเสนอโดย O.M. Boaghe and S. Billings [10] วิธีการจำลองแบบองค์ประกอบความถี่ $f_0/2$ โดยการใช้เทคนิคหลายอินพุตหนึ่งเอาต์พุต (Multiple-input-single-output: MISO) ซึ่งวิธีดังกล่าว สามารถสร้างตัวแบบทั้งองค์ประกอบความถี่ $f_0/2$ และ $3f_0/2$ ได้ แต่อย่างไรก็ตาม ในแง่ของการประยุกต์ใช้แบบจำลองอนุกรมโวลเทอราสำหรับกรององค์ประกอบความถี่ดังกล่าวไม่สามารถใช้ได้ วิธีของนี้ได้ถูกนำมาใช้กับสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์เพื่อพิสูจน์ผลความสามารถสำหรับจำลองแบบกับองค์ประกอบความถี่ทั้ง $f_0/2$ และ $3f_0/2$ โดย C. Samakee และ P. Phukpattaranont [7, 16] ผลที่ได้ชี้ให้เห็นถึงความสามารถของเทคนิค MISO ที่สามารถสร้างตัวแบบคุณลักษณะขององค์ประกอบความถี่ $f_0/2$ และ $3f_0/2$ ได้จริง แต่อย่างไรก็ตามในแง่ของการประยุกต์ใช้สำหรับการกรองความถี่ไม่สามารถที่จะใช้ค่าเอกลักษณ์สำหรับวิธีนี้ได้ เหตุผลหนึ่งจากรายงานวิจัยในเอกสารที่ [16] ที่ไม่สามารถใช้สำหรับการกรององค์ประกอบความถี่ $f_0/2$ ได้นั้น เนื่องจากว่าในระบบ MISO นั้นจะทำการแบ่งสัญญาณอินพุตเป็นสัญญาณย่อยๆตามคาบของการเกิดซ้ำของสัญญาณเอาต์พุต ซึ่งการแบ่งสัญญาณอินพุตเป็นสัญญาณใหม่หลายๆสัญญาณนี้ ทำให้มีหลายๆความถี่เกิดขึ้นในสัญญาณและไม่ได้เป็นสัญญาณเดี่ยว (Single tone) จึงส่งผลให้การตอบสนองของฟังก์ชันผลตอบสนองความถี่ของแบบจำลองโวลเทอรา มีผลตอบสนองหลายๆความถี่ด้วยเช่นเดียวกัน จึงไม่สามารถนำมาใช้กรองได้เฉพาะความถี่เดี่ยวโดยเฉพาะ ดังนั้นในงานวิจัยนี้ จะนำเสนอการใช้เทคนิคที่เรียกว่าการกระตุ้นสัญญาณเดี่ยวที่ความถี่อินพุตครึ่งหนึ่งของความถี่มูลฐาน (Half-frequency input) สำหรับสร้างตัวแบบองค์ประกอบความถี่ $3f_0/2$ ผลที่ได้จากการจำลองแบบ



คือค่าเอกลักษณ์ของระบบซึ่งจะถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อหาคุณลักษณะผลตอบสนองความถี่สำหรับ ประยุกต์ใช้ในการกรององค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิก ระบบการจำลองและสร้างตัวแบบ องค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกด้วยแบบจำลองโวลเทอร่า ดังแสดงในรูปที่ 2-2



รูปที่ 2-2 ระบบการจำลองแบบและสร้างตัวแบบสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์โดยการใช้แบบจำลอง โวลเทอร่า

2.4 สรุป

ในบทนี้นำเสนอการเตรียมเครื่องมือต่างๆ สำหรับการสร้างตัวแบบเพื่อระบุค่าเอกลักษณ์ ขององค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกโดยการใช้แบบจำลองโวลเทอร่าประกอบด้วย ระบบ สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์เป็นการสร้างสัญญาณสะท้อนกลับจากการอัลตราซาวด์ต้นฉบับ สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์กำเนิดจากมาปฏิกริยาระหว่างคลื่นอัลตราซาวด์ไปกระทบกับสาร เพิ่มความคมชัด ซึ่งจะสะท้อนออกมาด้วยคุณลักษณะไม่เป็นเชิงเส้น ในงานวิจัยนี้ใช้วิธีการจำลองแบบ



สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ โดยตัวแทนสมการแบบจำลองของ Church ระบบแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่า เป็นสมการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถใช้สำหรับเป็นตัวแทนของระบบไม่เป็นเชิงเส้น เป็นส่วนที่ใช้ในการประมวลสัญญาณสำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ ในส่วนนี้จะเป็นส่วนของการหาค่าเอกลักษณ์ของระบบสำหรับใช้เพื่อแยกองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิก โดยใช้แบบจำลองโวลเทอร่า และสุดท้ายคือระบบการสร้างตัวแบบองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกด้วยแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่า ส่วนนี้จะเป็นการรวมทั้งสองระบบที่กล่าวมาก่อนนี้ คือทั้งส่วนของระบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์และระบบแบบจำลองโวลเทอร่า ซึ่งจะเป็นขั้นตอนวิธีของการสร้างตัวแบบในการระบุค่าเอกลักษณ์ของระบบที่ต้องการ ซึ่งโดยวิธีการปกติของแบบจำลองโวลเทอร่าไม่สามารถที่จะใช้สร้างตัวแบบขององค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกได้ แต่ในงานวิจัยนี้สามารถใช้ได้โดยใช้วิธีการที่เรียกว่าการกระตุ้นความถี่อื่นพุทครั้งหนึ่งของความถี่มูลฐาน





บทที่ 3

วิธีการจำลองและสร้างตัวแบบ

ในบทนี้จะนำเสนอรายละเอียดของวิธีการจำลองแบบการกำเนิดสัญญาณสะท้อนกลับจากการอัลตราซาวด์ และการสร้างตัวแบบทางคณิตศาสตร์ด้วยแบบจำลองโวลเทอร่า ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ใช้สำหรับระบุค่าเอกลักษณ์ขององค์ประกอบความถี่อัลตราซาวด์ ซึ่งเป็นความถี่ที่เราสนใจในการแยกองค์ประกอบออกมาสำหรับสร้างภาพอัลตราซาวด์เพื่อปรับปรุงความคมชัดของภาพ สำหรับทั้งสองระบบใหญ่ของการจำลองแบบและสร้างตัวแบบ ได้อธิบายเป็นหลักการไปแล้วในบทที่ 2 ที่ผ่านมา สำหรับในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของวิธีการ และค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่จะใช้ในแต่ละวิธีการของทั้งสองระบบ

3.1 การจำลองแบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์

การสร้างสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์สำหรับใช้เป็นตัวแทนสัญญาณจากการอัลตราซาวด์แบบใช้สารเพิ่มความคมชัด เราใช้วิธีการจำลองแบบจากสมการตัวแทนคุณลักษณะทางกายภาพของสารเพิ่มความคมชัด นั่นคือ สมการที่ (2-1) ถูกพัฒนาโดย Church [11] ดังรายละเอียดที่กล่าวในบทที่ 2 คุณลักษณะที่ได้จากสมการที่ (2-1) หาผลเฉลยด้วยวิธีรุงคุดตาอันดับสี่ (Fourth-order Rung-Kutta) บนโปรแกรม MATLAB ผลตอบสนองการแกว่งของคาร์ตมิของสารเพิ่มความคมชัดเมื่อถูกกระตุ้นด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ $P_m(t) = P_A \cos(2\pi f_0 t)$ ดังนั้นสมการ (2-1) จะถูกแปลงกลับไปเป็นความดันเสียงสัญญาณสะท้อนกลับคลื่นอัลตราซาวด์ โดยสมการ (2-2) [14]

การกระตุ้นคลื่นอัลตราซาวด์ไปยังฟองอากาศใช้ลูกคลื่นไซน์ชอยด์ความถี่ส่งที่ $f_0 = 5$ MHz เพื่อให้เห็นการกำเนิดองค์ประกอบความถี่อัลตราซาวด์ที่เด่นชัด เราใช้ความดันเสียง $P_A = 1$ MPa จำนวน 16 ลูกคลื่น ระยะห่างระหว่างตัวส่งคลื่นและสาร $r = 6$ cm ผลตอบสนองของตัวรับ-ส่งสัญญาณอัลตราซาวด์เป็นรูปคลื่นพัลส์ไซน์ชอยด์แก๊สเซียนที่ถูกลมอดูเลท (Gaussian-modulated sinusoidal pulse) ด้วยค่าแฟร็กชันแนลแบนด์วิธ (Fractional bandwidth) 60% อัตราการสุ่ม 100 MHz เงื่อนไขเริ่มต้นที่ $R = R_0$ และ $R' = 0$ ที่ $t = 0$ สำหรับค่าพารามิเตอร์ที่ใช้เป็นไปตามอ้างอิงจากรายงานวิจัยในเอกสาร [12, 17] ดังแสดงในตารางที่ 3-1 สัญญาณสะท้อนกลับที่ได้รับจะถูกนำไปรวมกับสัญญาณแก๊สเซียนไว้น้อย (Gaussian white noise) โดยมีระดับสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน 50 dB



ตาราง 3-1 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆของสารเพิ่มความคมชัด [11, 17]

พารามิเตอร์	ค่าที่ใช้
รัศมีเริ่มต้นของสาร	$R_0 = 1 \mu\text{m}$
ความหนาแน่นของน้ำ	$\rho_L = 1000 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$
ความดันน้ำ	$p_0 = 1.01 \times 10^5 \text{ Pa}$
การขยายตัวของก๊าซ	$\kappa = 1.09$
ความหนืดของน้ำ	$\mu_L = 0.001 \text{ Pa}\cdot\text{s}$
ความหนืดของเปลือกสาร	$\mu_S = 1.49 \text{ Pa}\cdot\text{s}$
ความหนาของเปลือกสาร	$d_S = 1 \text{ nm}$
โมดูลัสแรงเฉือนของเปลือกสาร	$G_S = 10 \text{ MPa}$

3.2 การสร้างตัวแบบสัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแบบจำลองโวลเทอร่า

การใช้แบบจำลองสมการอนุกรมโวลเทอร่าแบบหนึ่งอินพุตหนึ่งเอาต์พุตโดยทั่วไปหรือแบบที่เรียกโดยย่อว่า SISO นั้นไม่สามารถใช้สร้างตัวแบบสำหรับทั้งองค์ประกอบความถี่อัลตราซาวด์ฮาร์โมนิกได้ เนื่องจากระบบ SISO มีผลตอบสนองแต่เฉพาะองค์ประกอบฮาร์โมนิกที่เป็นผลคูณค่าคงที่เพิ่มขึ้นหนึ่งเท่านั้นคือ $f_0, 2f_0, 3f_0, \dots$ จำนวนเท่าตัวขึ้นอยู่กับอันดับที่ใช้ ดังนั้นเมื่อใช้อินพุตความถี่เดียวที่ $f_0/2$ กระตุ้นระบบแบบจำลองโวลเทอร่า ดังนั้นผลตอบสนองรวมของเอาต์พุตจะให้ผลตอบสนองหารครึ่งจากผลตอบสนองเดิมเป็น $f_0/2, f_0, 3f_0/2, \dots$ ซึ่งสามารถตอบสนององค์ประกอบความถี่ที่เราต้องการได้

โดยทั่วไปการใช้แบบจำลองสมการอนุกรมโวลเทอร่าดังในสมการ (2-3) จะนำมาใช้แบบแยกส่วน การเลือกใช้อันดับใดจะขึ้นอยู่กับงานที่ต้องการ สำหรับงานวิจัยเพื่อจำลองแบบองค์ประกอบความถี่อัลตราซาวด์ของสัญญาณอัลตราซาวด์ เราเลือกใช้สมการอนุกรมโวลเทอร่าอันดับที่สาม (Third-order Volterra series) ซึ่งจะทำให้ได้ผลตอบสนององค์ประกอบความถี่อัลตราซาวด์ฮาร์โมนิกสมการอนุกรมโวลเทอร่าอันดับที่สามสามารถเขียนได้คือ [18]

$$\begin{aligned}
 y(n) = & h_0 + \sum_{k_1=0}^{N-1} h_1(k_1)x(n-k_1) + \sum_{k_1=0}^{N-1} \sum_{k_2=0}^{N-1} h_2(k_1, k_2)x(n-k_1)x(n-k_2) \\
 & + \sum_{k_1=0}^{N-1} \sum_{k_2=0}^{N-1} \sum_{k_3=0}^{N-1} h_3(k_1, k_2, k_3)x(n-k_1)x(n-k_2)x(n-k_3)
 \end{aligned} \quad (3-1)$$



เมื่อ $x(n)$ และ $y(n)$ คือสัญญาณอินพุตและเอาต์พุต ตามลำดับ $h_0, h_1(k_1), h_2(k_1, k_2)$ และ $h_3(k_1, k_2, k_3)$ คือค่าสัมประสิทธิ์ของตัวกรองไบแอส, อันดับหนึ่ง, อันดับสอง และอันดับสาม ตามลำดับ และ N คือจำนวนความยาวของตัวกรอง

ผลตอบสนองความถี่เอาต์พุตของระบบแบบจำลองในสมการ (3-1) สามารถหาได้จาก

$$y(f) = \sum_{n=0}^{M-1} y(n)e^{-j2\pi kn/M} \quad (3-2)$$

เมื่อ $y(f)$ คือผลการแปลงฟูเรียร์ไม่ต่อเนื่อง (Discrete Fourier transform) ของ $y(n)$, M คือความยาวของสัญญาณอินพุต และ k เป็นตัวชี้มีค่าตั้งแต่ $0, 1, \dots, M-1$

3.3 การระบุค่าเอกลักษณ์ของระบบ

ในส่วนนี้จะอธิบายรายละเอียดเกี่ยวกับวิธีการระบุค่าเอกลักษณ์ของแบบจำลองโวลเทอร่า อันดับสาม โดยการใช้เทคนิคที่เรียกว่า การกระตุ้นความถี่อินพุตครึ่งหนึ่งของความถี่มูลฐาน การหาค่าเอกลักษณ์ในสมการที่ (3-1) สามารถเขียนอยู่ในรูปสมการพีชคณิตเชิงเส้น (Linear algebra equation) ได้เป็น

$$\mathbf{y} = \mathbf{X}\mathbf{h} \quad (3-3)$$

เมื่อ \mathbf{y} แทนเวกเตอร์เอาต์พุตของ $y(n)$ สามารถเขียนสมการเป็น

$$\mathbf{y} = \begin{bmatrix} y(0) \\ y(1) \\ y(2) \\ \vdots \\ y(n) \end{bmatrix} \quad (3-4)$$

\mathbf{X} แทนเมตริกซ์อินพุตของ $x(n - k_i)$ สามารถเขียนสมการเป็น



$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} 1 & x(0) & x(-1) & \cdots & x^i(n-M+1) \\ 1 & x(1) & x(0) & \cdots & x^i(n-M+2) \\ 1 & x(2) & x(1) & \cdots & x^i(n-M+3) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x(n) & x(n-1) & \cdots & x^i(n-M+L) \end{bmatrix} \quad (3-5)$$

และ \mathbf{h} แทนเวกเตอร์สัมประสิทธิ์ตัวกรอง $h_i(k_1, k_2, \dots, k_i)$ ซึ่งสามารถเขียนได้เป็น

$$\mathbf{h} = \begin{bmatrix} h_0 \\ h_1(0) \\ h_1(1) \\ \vdots \\ h_i(M-1, \dots, M-1) \end{bmatrix} \quad (3-6)$$

เมื่อ M แทนความยาวของความทรงจำ, L แทนความยาวลำดับสัญญาณอินพุท และ i แทนตัวชี้ของอันดับใดๆ ของแบบจำลองโวลเทอร่า ซึ่งในการสร้างตัวแบบสำหรับองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกจะเลือกใช้เป็นอันดับสาม

การหาค่าเอกลักษณ์ของระบบ จากสมการที่ (3-3) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\mathbf{h} = \mathbf{X}^\dagger \mathbf{y} \quad (3-7)$$

เมื่อ \mathbf{X}^\dagger แทนอินเวอร์สเมตริกซ์ (Inverse matrix) โดย \mathbf{X} จะอยู่ในรูปแบบของวิธีการแยกค่าเอกฐาน (Singular value decomposition: SVD) คือ

$$\mathbf{X} = (\mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^T) = \sum_{i=1}^r \sigma_i \mathbf{u}_i \mathbf{v}_i^T \quad (3-8)$$

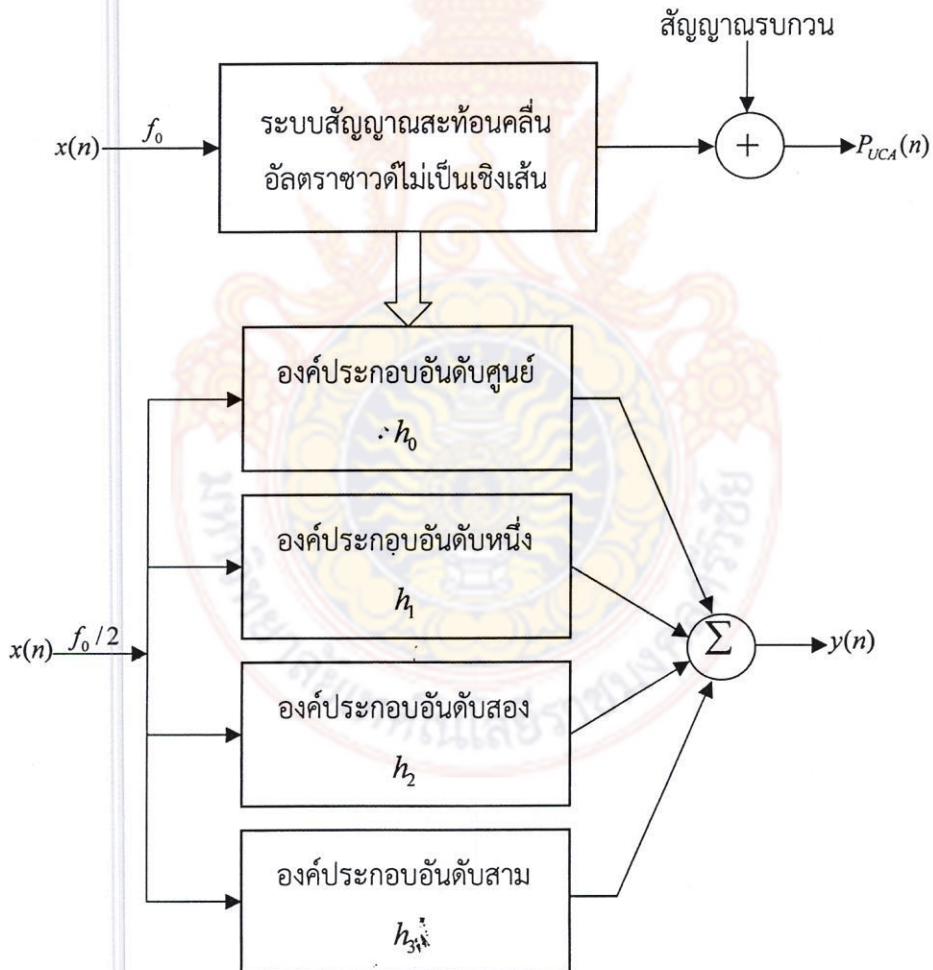
ดังนั้น สมการหาค่าเอกลักษณ์ของระบบในสมการ (3-7) สามารถเขียนได้เป็น

$$\mathbf{h} = (\mathbf{U}\mathbf{S}\mathbf{V}^T)^\dagger \mathbf{y} = \sum_{i=1}^r \mathbf{v}_i \frac{1}{\sigma_i} \mathbf{u}_i^T \mathbf{y} \quad (3-9)$$



เมื่อ S คือเมตริกซ์ในแนวเส้นทแยงมุมหลักที่มีสมาชิกเป็นค่าเอกฐานขนาด $r = M \times N$ $S = \text{diag}(\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, \dots, \sigma_r)$ โดย $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3 \dots \geq \sigma_r \geq 0$, U และ V คือเมตริกซ์ยูนิแทรี (Unitary matrix) ขนาด $M \times N$ โดยสมาชิกของ $U = \mathbf{u}_1, \mathbf{u}_2, \mathbf{u}_3, \dots, \mathbf{u}_M$ ขนาด $M \times M$ และสมาชิกของ $V = \mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \mathbf{v}_3, \dots, \mathbf{v}_N$ ขนาด $N \times N$

ระบบการระบุค่าเอกลักษณ์จะเริ่มจากการสร้างสัญญาณสะท้อนจากการอัลตราซาวด์ด้วยการจำลองแบบสมการ Church จากนั้นนำสัญญาณที่ได้มาสร้างตัวแบบโดยแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสาม โดยให้สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ $P_{UCA}(n)$ แทนสัญญาณเอาต์พุต $y(n)$ ของแบบจำลองโวลเทอร่า และสัญญาณอินพุต $x(n)$ ลดอัตราสุ่มจากค่าเดิม f_0 เป็น $f_0/2$ โดยอะแกรมของระบบดังแสดงในรูปที่ 3-1



รูปที่ 3-1 การระบุค่าเอกลักษณ์ของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยแบบจำลองอนุกรมโวลเทอร่าอันดับสาม



3.4 สรุป

ในบทนี้เป็นการอธิบายขั้นตอนวิธีการจำลองแบบและการสร้างตัวแบบที่เป็นรายละเอียดทั้งด้านเทคนิคและค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ได้จากการจำลองแบบพฤติกรรมการแกว่งที่ไม่เป็นเชิงเส้นของสารเพิ่มความคมชัดเมื่อถูกกระตุ้นด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ ตัวแทนของสารเพิ่มความคมชัดจะใช้แบบจำลองสมการ Church สำหรับการสร้างตัวแบบ สัญญาณคลื่นอัลตราซาวด์ด้วยอนุกรมไวลเทอรา ซึ่งสมการที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไปหรือที่เรียกว่าแบบ SISO นั้นคุณสมบัติไม่สามารถจับหรือตอบสนองที่ความถี่อัลตราซาวร์มอนิก ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะใช้เทคนิคการกระตุ้นความถี่อินพุทครึ่งหนึ่งของความถี่มูลฐานของสัญญาณอินพุทของแบบจำลองแบบจำลองไวลเทอราอันดับสาม เนื่องจากผลจากการออกแบบด้วยวิธีนี้ส่งผลให้คุณสมบัติของระบบ SISO มีความสามารถตอบสนองความถี่มูลฐานหารสองด้วย ซึ่งจะทำให้อนุกรมไวลเทอราอันดับสามมีความสามารถสร้างตัวแบบองค์ประกอบความถี่อัลตราซาวร์มอนิกได้





บทที่ 4

ผลการจำลอง

ในบทที่ 3 ที่ผ่านมา เราได้กล่าวถึงรายละเอียดของวิธีการจำลองแบบของสัญญาณสะท้อนกลับจากการอัลตราซาวด์และการสร้างตัวแบบขององค์ประกอบอัลตราซาวด์ด้วยแบบจำลองโวลเทอร่า สำหรับเนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงผลลัพธ์การจำลองที่ได้รับตามวิธีการดังที่ได้กล่าวไปในบทที่ 3 โดยผลลัพธ์จากการจำลองแบบ มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.1 การจำลองแบบและสร้างตัวแบบสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์

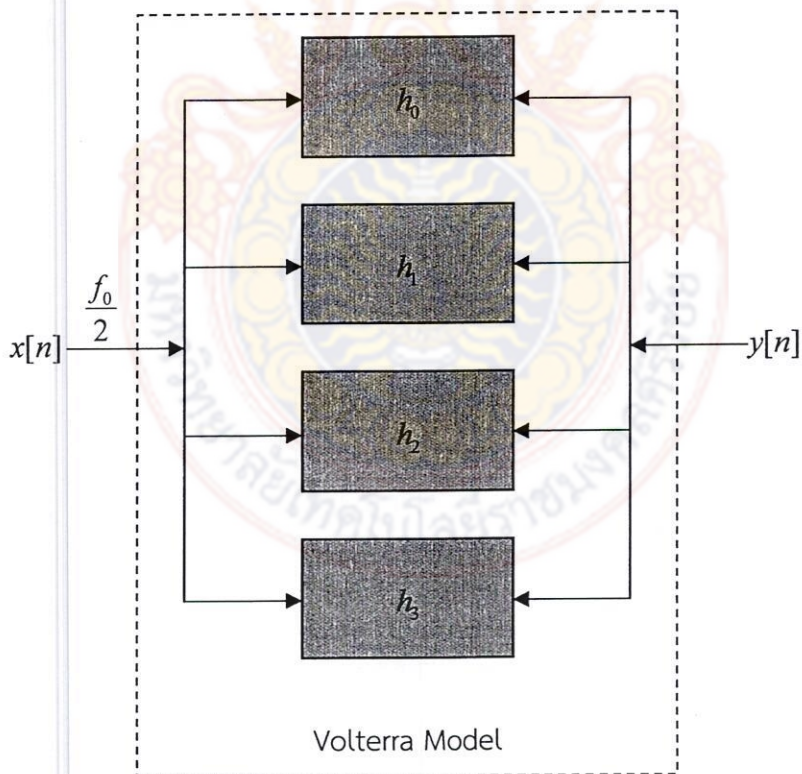
ในการอัลตราซาวด์แบบใช้สารเพิ่มความคมชัด การสร้างสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์โดยการใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่อธิบายพฤติกรรมการแกว่งของสารเพิ่มความคมชัดเมื่อถูกคลื่นอัลตราซาวด์ตกกระทบยังเป้าหมายที่ต้องการตรวจสอบ เมื่อสารเพิ่มความคมชัดถูกคลื่นกระตุ้นจะมีพฤติกรรมสั่นแกว่งไปตามค่าดัชนีเชิงลบของลูกคลื่น การแกว่งดังกล่าวนี้มีความถี่สะท้อนกลับออกมาที่แตกต่างไปจากความถี่ในบริเวณเนื้อเยื่อใกล้เคียง แบบจำลองสมการทางคณิตศาสตร์ที่ใช้เป็นตัวแทนสารเพิ่มความคมชัดนี้ จะใช้สมการ Church [11] การจำลองแบบโดยการใช้โปรแกรม MATLAB สำหรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ใช้ดังรายละเอียดที่ได้กล่าวไปแล้วในหัวข้อที่ 3.1 เมื่อได้รับผลจากการจำลองแบบพฤติกรรมสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์เพื่อใช้เป็นสัญญาณต้นฉบับแล้ว จะทำการสร้างตัวแบบของสัญญาณนี้โดยการใช้สมการแบบจำลองโวลเทอร่า ซึ่งความสามารถของสมการนี้จะทำการเลียนแบบพฤติกรรมของสัญญาณต้นฉบับที่ได้ โดยเป้าหมายการใช้แบบจำลองนี้เพื่อประโยชน์ในการนำมาประยุกต์ใช้เป็นตัวกรองความถี่ที่ต้องการ ซึ่งในที่นี้คือองค์ประกอบความถี่อัลตราซาวด์

การสร้างตัวแบบด้วยแบบจำลองโวลเทอร่าที่ใช้กันโดยทั่วไป หรือระบบ SISO นั้น ไม่สามารถใช้ในการสร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราซาวด์ได้ เนื่องจากแบบจำลองมีความสามารถตอบสนองได้เฉพาะฮาร์มอนิกที่เป็นเท่าตัว มีการนำเสนอใช้วิธีการ MISO โวลเทอร่า นั่นคือใช้วิธีการนำสัญญาณอินพุตมาทำการแบ่งสัญญาณออกเป็นจำนวนครั้งละหนึ่งคาบในการหาค่าเอกลักษณ์ของแบบจำลองก่อนที่จะนำมารวมกัน ซึ่งวิธีการดังกล่าวสามารถใช้สร้างตัวแบบองค์ประกอบฮาร์มอนิกได้ อย่างไรก็ตาม วิธีนี้ไม่สามารถนำมาใช้ในการกรององค์ประกอบความถี่ได้ [10] งานวิจัยนี้แนะนำเสนอวิธีการกระตุ้นความถี่ความถี่ครึ่งของสัญญาณอินพุต (Half-frequency input signal) ซึ่งวิธีดังกล่าว



จะสามารถสร้างตัวแบบและมีความในการนำไปประยุกต์ใช้สำหรับกรองความถี่ได้ การสร้างตัวแบบสัญญาณอัลตราซาวด์ด้วยแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสาม ดังในสมการ (3-1) ซึ่งจะตอบสนองต่อองค์ประกอบอัลตราซาว์รโมนิกที่ต้องการ

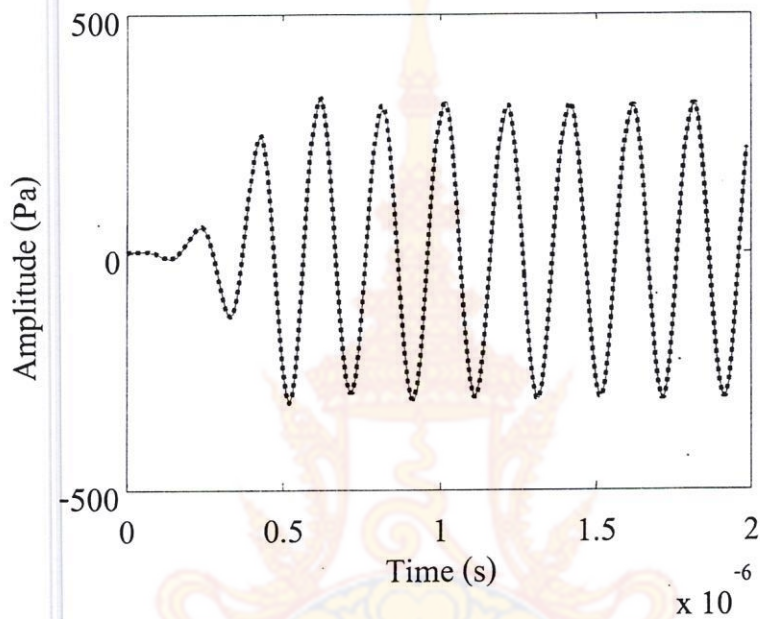
การหาผลตอบสนองจากการสร้างตัวแบบด้วยแบบจำลองโวลเทอร่า ขั้นตอนแรกจะต้องทำการหาค่าเอกลักษณ์ของระบบก่อน สมการหาค่าเอกลักษณ์ของระบบสามารถที่จะหาได้ดังสมการที่ (3-7) ค่าเอกลักษณ์ที่ได้รับจะถูกนำไปคำนวณหาผลตอบสนองของระบบในสมการ (3-1) โครงสร้างการหาค่าเอกลักษณ์สำหรับการประมาณค่าเอาท์พุทเพื่อให้สามารถสร้างตัวแบบขององค์ประกอบความถี่ที่ต้องการสำหรับการประยุกต์ใช้สร้างภาพอัลตราซาวด์นั้น โครงสร้างการหาค่าเอกลักษณ์โดยการใช้เทคนิคการกระตุ้นครึ่งความถี่ของสัญญาณอินพุท แสดงดังแสดงในรูปที่ 4-1 ดังนั้นผลตอบสนองเชิงเวลาที่ได้รับดังแสดงในรูปที่ 4-2 โดยเส้นหนาแทนด้วยสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ต้นฉบับจากการคำนวณด้วยสมการ Church และเส้นประแทนสัญญาณตัวแบบจากสมการแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสาม ในรูปที่ 4-3 แสดงสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ในเชิงความถี่ซึ่งสามารถคำนวณได้โดยสมการ (3-2) จากรูปจะเห็นได้ว่าสัญญาณประกอบไปด้วย



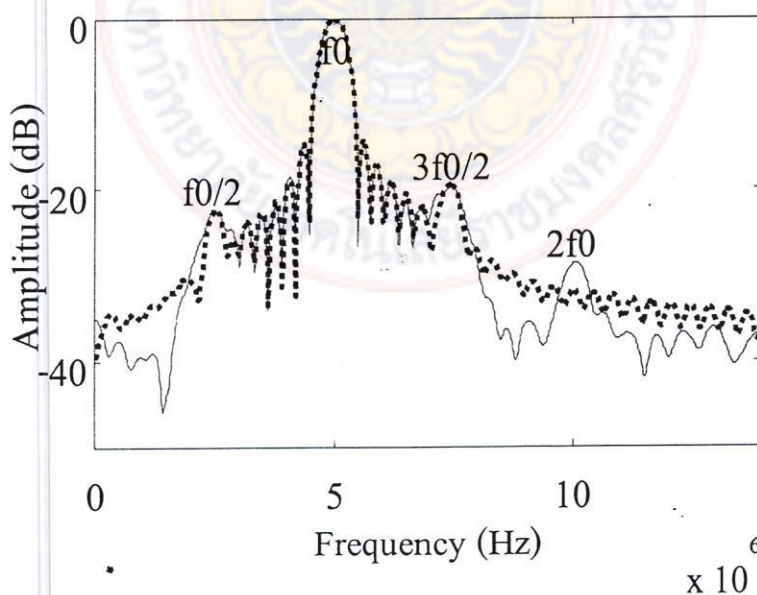
รูปที่ 4-1 โครงสร้างของการหาค่าเอกลักษณ์ระบบแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสามโดยการใช้เทคนิคการกระตุ้นครึ่งความถี่สัญญาณอินพุท



องค์ประกอบความถี่ซัพฮาร์โมนิกที่ 2.5 MHz ($f_0/2$), ความถี่มูลฐานที่ 5 MHz (f_0), ความถี่ ฮาร์โมนิกที่ 7.5 MHz ($3f_0/2$) และความถี่ฮาร์โมนิกที่สองที่ 10 MHz ($2f_0$) เมื่อถูกระตุ้นด้วยความถี่อินพุตที่ 5 MHz (f_0) จากรูปที่ 4-2 และ 4-3 จะเห็นได้ว่าแบบจำลองสามารถทำนายผลได้อย่างแม่นยำทั้งในเชิงเวลาและเชิงความถี่



รูปที่ 4-2 ผลตอบสนองเชิงเวลาของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์



รูปที่ 4-3 ผลตอบสนองความถี่ของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์



4.2 การทดสอบความคงทนต่อสัญญาณรบกวนของระบบแบบจำลองโวลเทอรา

เพื่อแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของแบบจำลองโวลเทอราในการสร้างตัวแบบ ในส่วนนี้จะทำการทดสอบความคงทนของแบบจำลองที่ออกแบบมาในกรณีที่ถูกสัญญาณรบกวน โดยกำหนดให้ค่าระดับของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (Signal-to-noise ratio: SNR) มีค่าเป็น 50, 40, 30, 20, 10 และ 5 dB บล็อกไดอะแกรมของการจำลองยังคงเหมือนเดิมดังแสดงในรูปที่ 2-2 แต่ค่าระดับสัญญาณรบกวนจะปรับเปลี่ยนไปตามระดับดังที่กล่าวมา การวัดประสิทธิภาพของแบบจำลองนั้นคือวัดความค่าความถูกต้องของระบบในการประมาณค่าผลการทำนายที่ระดับสัญญาณรบกวนที่ต่างกัน โดยการวัดความถูกต้องของการทำนายผลจะใช้ในเทอมของค่าความผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยนอร์มอลไลซ์ (Normalized mean square error: NMSE) ซึ่งสามารถคำนวณได้จาก

$$NMSE = \left(\frac{\|y_{Volterra}(n) - y_{UCA}(n)\|^2}{\|y_{UCA}(n)\|^2} \right) \quad (4-1)$$

เมื่อ $y_{UCA}(n)$ และ $y_{Volterra}(n)$ คือสัญญาณเอาต์พุตของคลื่นสะท้อนอัลตราซาวด์จากสารเพิ่มความคมชัดจากการคำนวณในสมการที่ (2-2) และสัญญาณเอาต์พุตจากแบบจำลองโวลเทอราอันดับสามจากการคำนวณในสมการที่ (3-1) ตามลำดับ

การสร้างตัวแบบด้วยแบบจำลองโวลเทอราอันดับสามใช้ความยาวตัวกรอง $N = 40$ รูปที่ (4-4) แสดงผลเปรียบเทียบระหว่างสัญญาณจาก $y_{UCA}(n)$ และ $y_{Volterra}(n)$ ที่ SNR = 50 dB โดยเส้นหนาแทน $y_{UCA}(n)$ และเส้นประแทน $y_{Volterra}(n)$ ตามลำดับ ในรูปที่ (4-4)a แสดงผลตอบสนองเชิงเวลา และในรูป (4-4)b แสดงผลตอบสนองเชิงความถี่ จะเห็นการประมาณค่าของแบบจำลองโวลเทอราที่มีความแม่นยำที่ดี ค่าพารามิเตอร์ NMSE เท่ากับ -18.91 dB รูปที่ (4-5) แสดงผลการทำนายเมื่อระดับ SNR = 40 dB ผลการประมาณค่าของแบบจำลองยังคงมีความแม่นยำ ค่าพารามิเตอร์ NMSE เท่ากับ -18.35 dB สูงขึ้นเล็กน้อยเมื่อเทียบกับที่ SNR = 50 dB รูปที่ (4-6) แสดงผลการทำนายเมื่อระดับ SNR = 30 dB ค่าพารามิเตอร์ NMSE เท่ากับ -15.66 dB รูปที่ (4-7) แสดงผลการทำนายเมื่อระดับ SNR = 20 dB ค่าพารามิเตอร์ NMSE เท่ากับ -11.15 dB รูปที่ (4-8) แสดงผลการทำนายเมื่อระดับ SNR = 10 dB ค่าพารามิเตอร์ NMSE เท่ากับ -6.34 dB และ รูปที่ (4-9) แสดงผลการทำนายเมื่อระดับ SNR = 5 dB ค่าพารามิเตอร์ NMSE เท่ากับ -4.34 dB ซึ่งมีความสูงที่สุดเมื่อเทียบกับทุกระดับ SNR ที่ผ่านมา ในรูป (4-9)a การประมาณค่าจะมีความแม่นยำที่ดีในช่วง $0 \leq t \leq 1 \mu s$ รูป (4-9)b การทำนายผลของแบบจำลองในเชิงความถี่ สามารถทำนายได้ถูกต้อง จะเห็นได้ว่าแบบจำลองสามารถจับองค์ประกอบความถี่ย่อยได้ทั้งซัพฮาร์โมนิกและอัลตราฮาร์โมนิก ซึ่งแสดงให้เห็นถึง



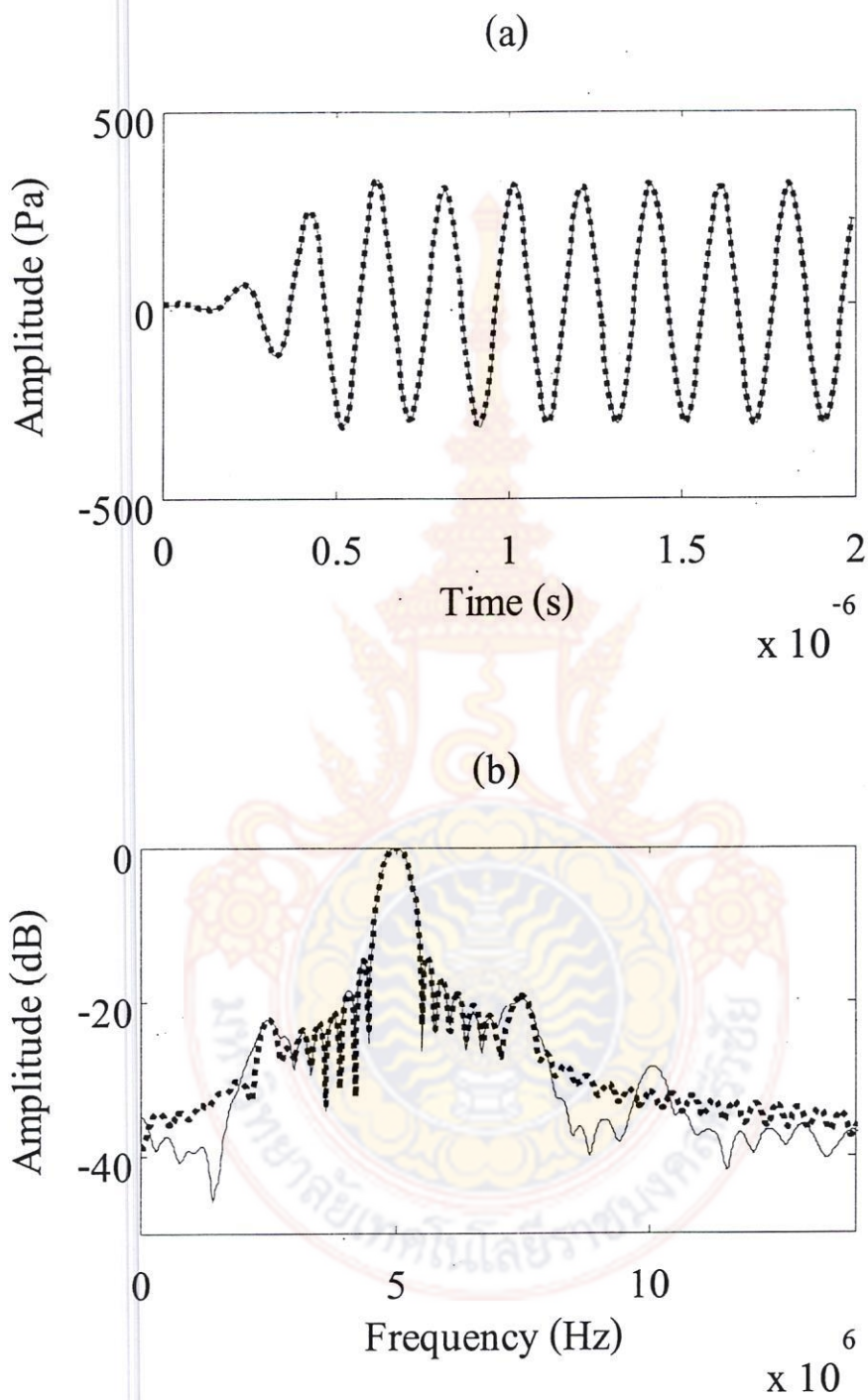
ความสามารถคงทนต่อสัญญาณรบกวนได้เป็นอย่างดี นี่จะเป็นข้อดีของแบบจำลองโวลเทอราทีเหนือกว่าตัวกรองเทคนิคที่ใช้แบบเชิงเส้น การเปรียบเทียบผลการทำนายค่า NMSE ระหว่างสัญญาณสะท้อนอัลตราซาวด์ต้นฉบับและแบบจำลองโวลเทอราทีระดับ SNR ต่างกัน สรุปได้ดังตาราง 4-1

ตาราง 4-1 ค่า NMSE ของการประมาณค่าโดยแบบจำลองโวลเทอราอันดับสาม ที่ระดับ SNR ต่างกัน [17]

SNR (dB)	NMSE (dB)
50	-18.91
40	-18.35
30	-15.66
20	-11.15
10	-6.34
5	-4.34

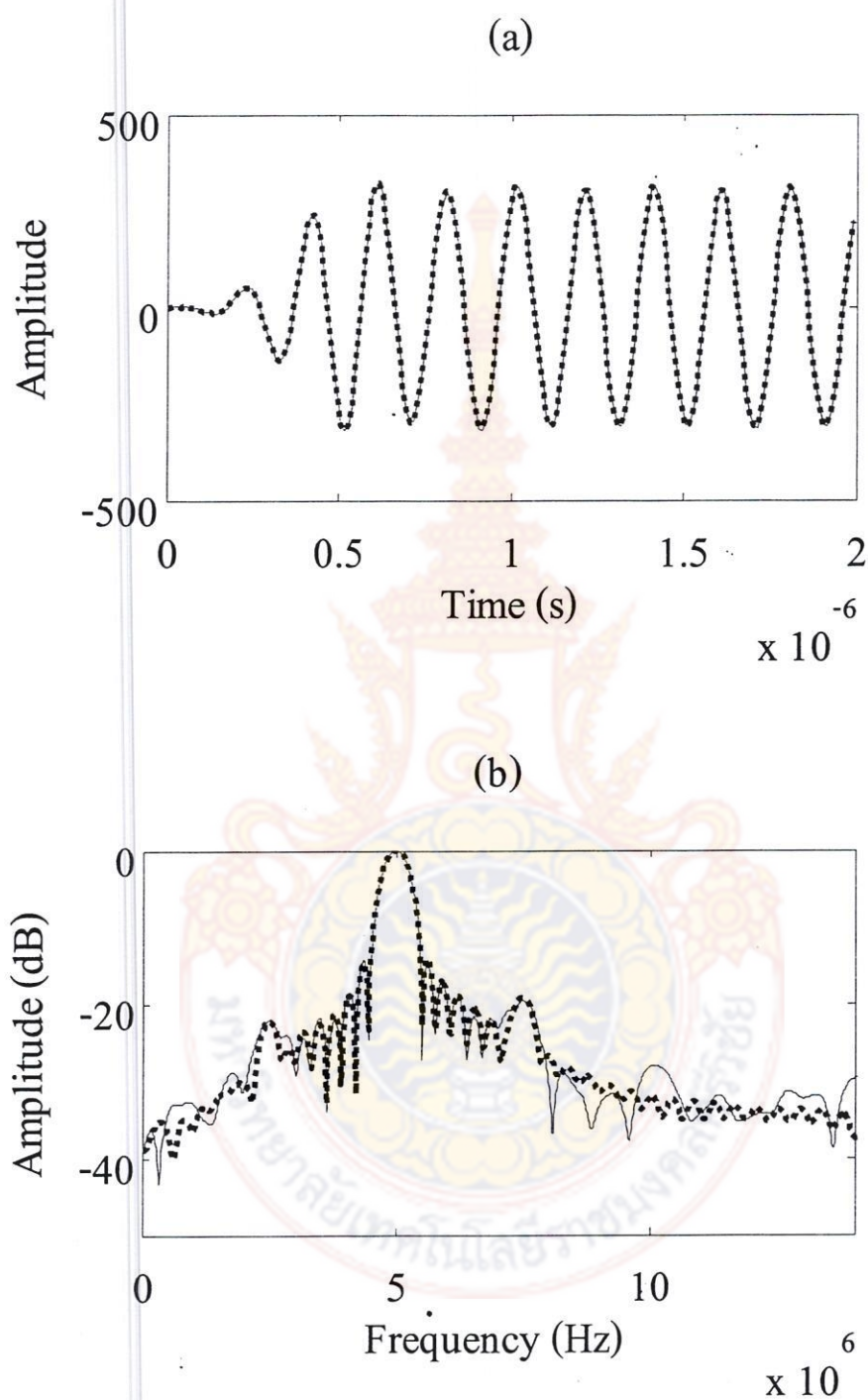






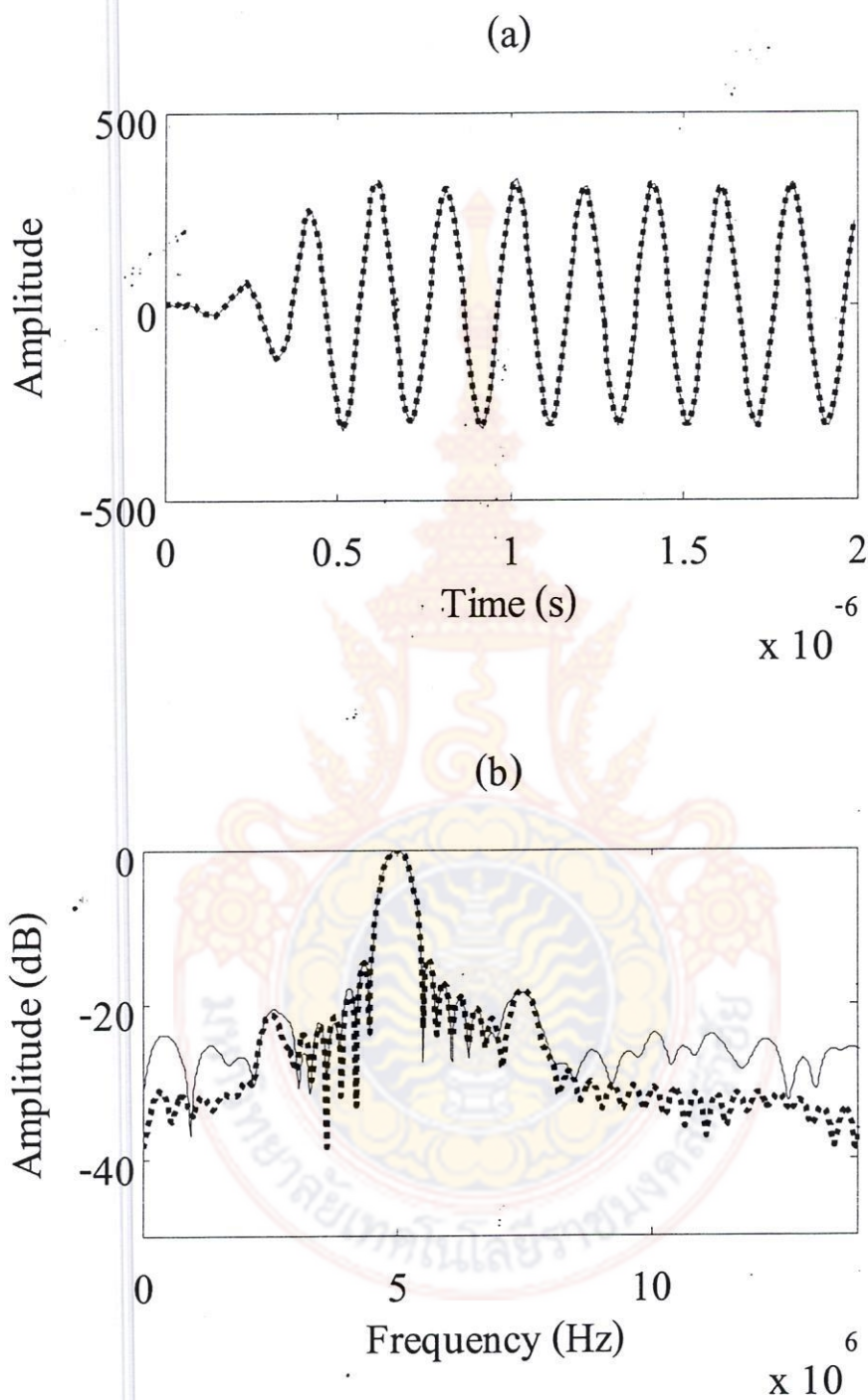
รูปที่ 4-4 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 50 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่





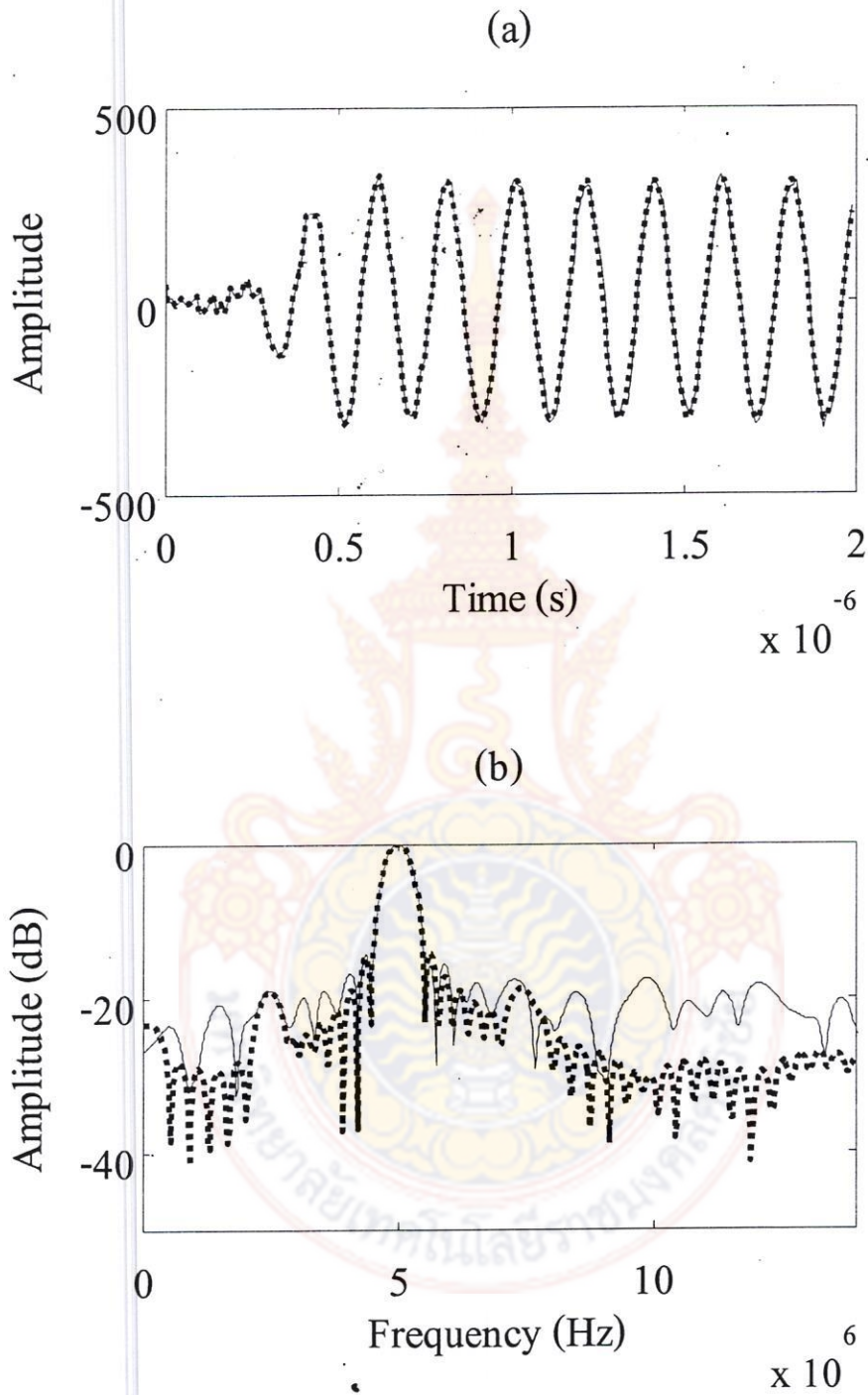
รูปที่ 4-5 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 40 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่





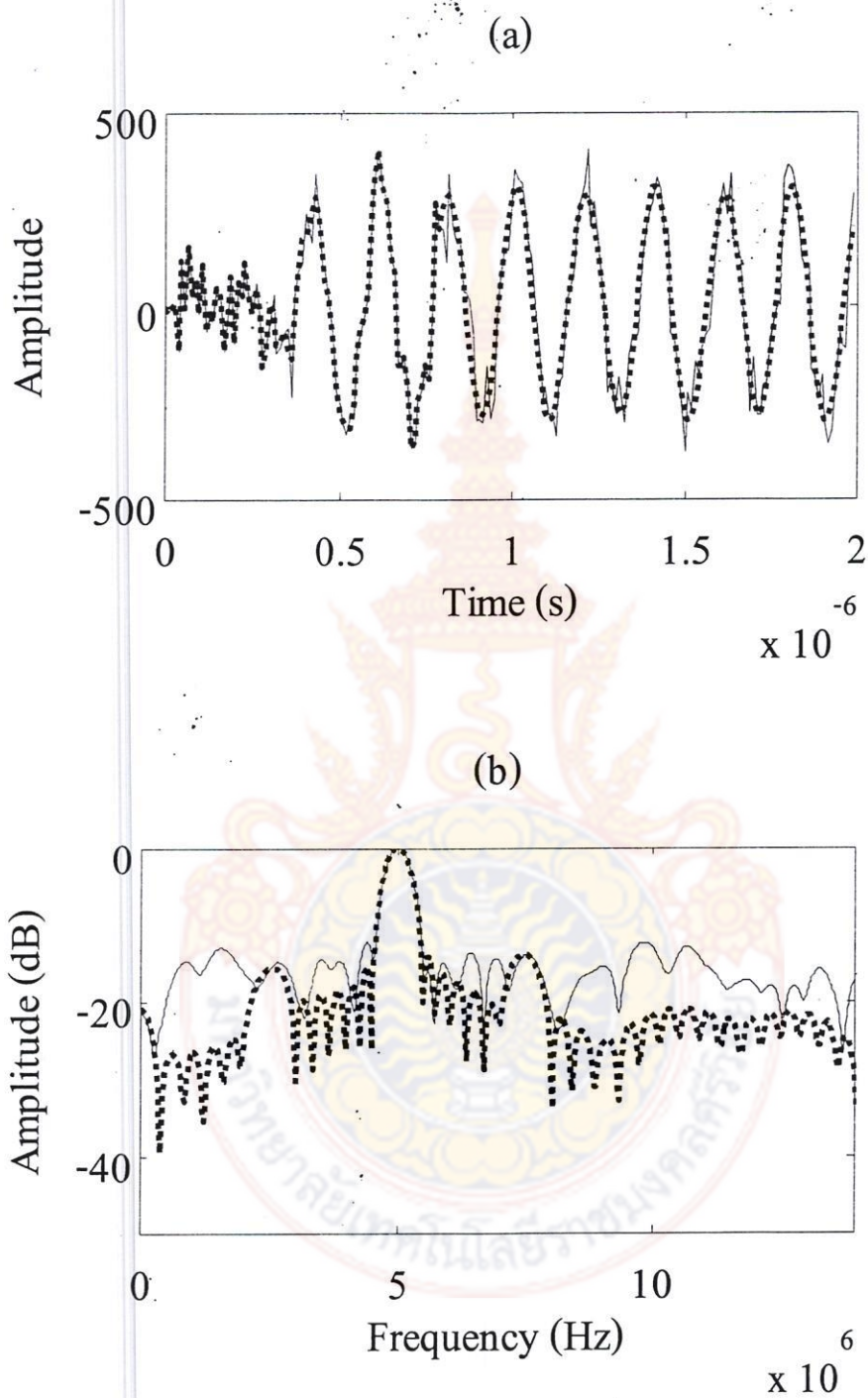
รูปที่ 4-6 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 30 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่





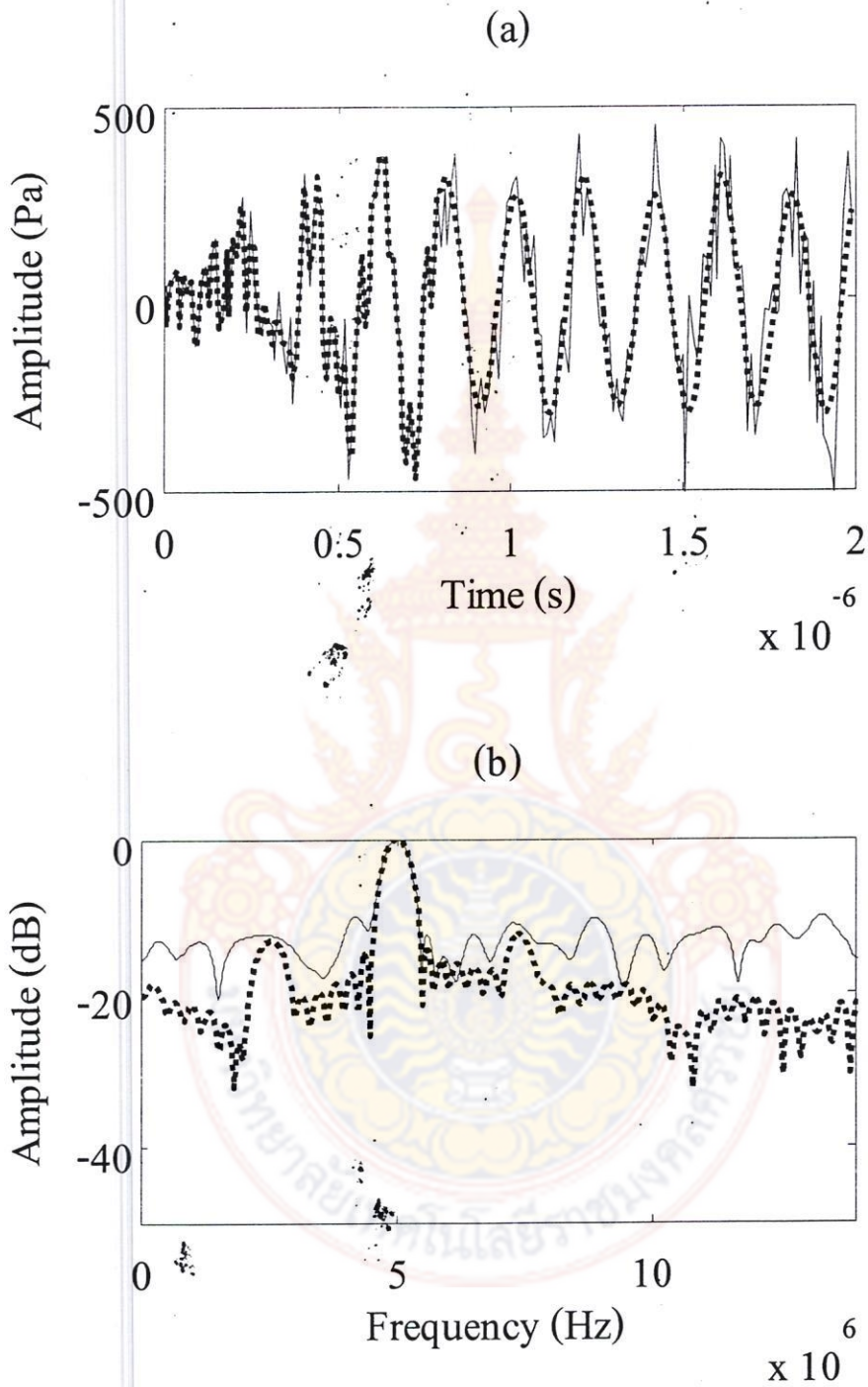
รูปที่ 4-7 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 20 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่





รูปที่ 4-8 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 10 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่





รูปที่ 4-9 ผลตอบสนองจากแบบจำลองที่ระดับ SNR = 5 dB (a) โดเมนเวลา (b) โดเมนความถี่



4.3 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์

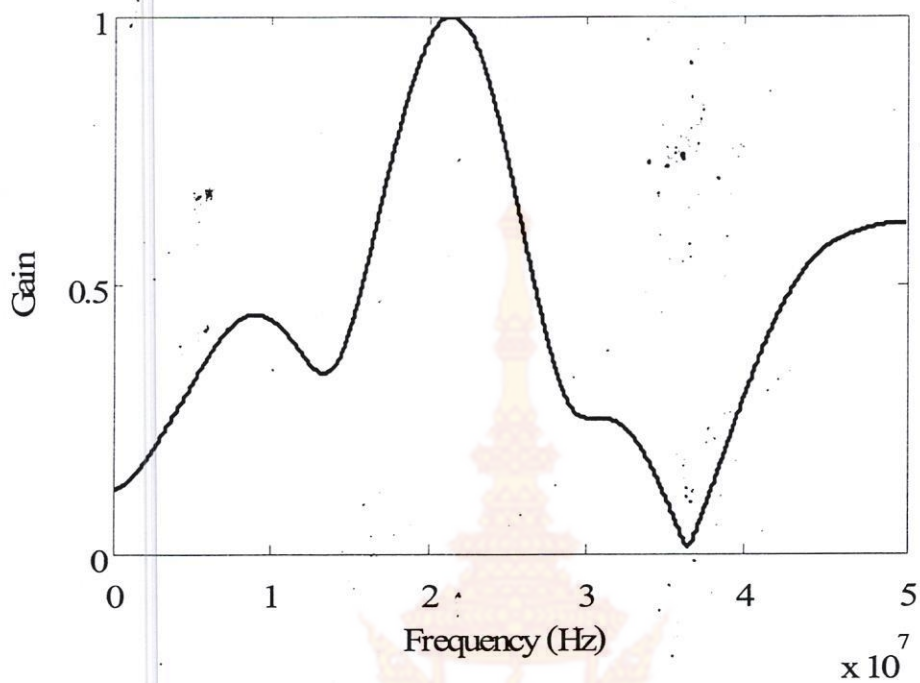
กระบวนการหาค่าเอกลักษณ์สามารถหาได้โดยเริ่มต้นจากการจำลองแบบหาพฤติกรรมการแกว่งโดยสมการ (2-1) สำหรับการกำเนิดองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิก หลังจากนั้นนำสัญญาณที่ได้รับมาหาเอกลักษณ์ของระบบ การหาค่าเอกลักษณ์เป็นส่วนแรกของการสร้างตัวแบบเพื่อจำลองพฤติกรรมของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราฮาร์ด ตัวแบบที่ใช้นี้คือแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสาม ดังแสดงในสมการ (3-1) ซึ่งขั้นตอนการสร้างตัวแบบจะต้องทำการหาค่าเอกลักษณ์ของระบบก่อน รายละเอียดของการหาค่าเอกลักษณ์ดังที่ได้อธิบายในหัวข้อ 3.3 ในส่วนนี้เราจะนำค่าเอกลักษณ์ที่หาได้ซึ่งอยู่ในรูปของโดเมนเวลามาวิเคราะห์ในโดเมนความถี่เพื่อพิจารณาประสิทธิภาพความสามารถในการนำมาประยุกต์ใช้เพื่อรองความถี่องค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกสำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราฮาร์ด ผลลัพธ์จากการประมาณค่าเอกลักษณ์ของแบบจำลองโวลเทอร่าประกอบด้วยค่าเอกลักษณ์ในเทอมของอันดับหนึ่ง (First-order), อันดับสอง (Second-order) และอันดับสาม (Third-order) การหาผลตอบสนองในเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์ หาได้จากสมการ

$$H_i(f_1, \dots, f_i) = \sum_{k_1=0}^{M-1} \dots \sum_{k_i=0}^{M-1} h_i(k_1, k_2, \dots, k_i) \times e^{-j\left(\frac{2\pi}{M}k_1p + \dots + \frac{2\pi}{M}k_ip\right)} \quad (4-2)$$

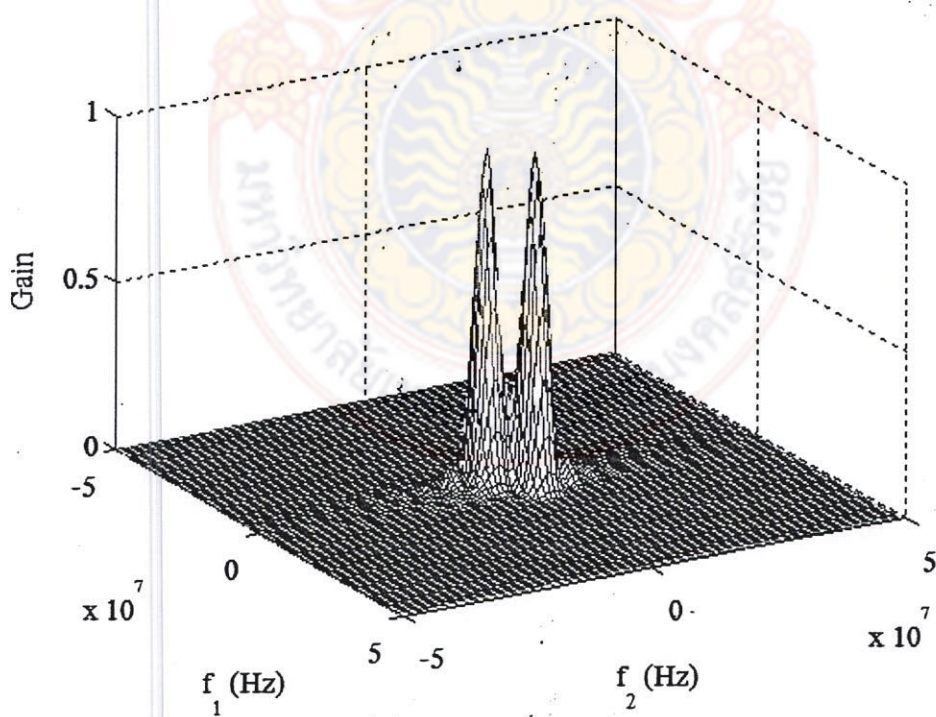
เมื่อ $h_i(k_1, k_2, \dots, k_i)$ คือค่าเอกลักษณ์ในเชิงเวลาของอันดับต่างๆ โดย i แทนตัวชี้อันดับใดของแบบจำลอง M แทนจำนวนความยาวตัวกรอง และ $p = 0, 1, \dots, N-1$

รูปที่ 4-10 แสดงผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์เทอมอันดับหนึ่ง แทนด้วย H_1 จากรูปจะเห็นว่า การตอบสนองสูงสุดที่ 22 MHz อย่างไรก็ตามยังมีการตอบสนองเล็กน้อยบางความถี่ เช่น ที่ 1 MHz รูปที่ 4-11 แสดงผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์เทอมอันดับสอง แทนด้วย H_2 จากรูปจะเห็นได้ว่าค่าเอกลักษณ์สามารถตอบสนองความถี่อย่างชัดเจนรอบๆ (5, 5) และ (-5, -5) MHz ซึ่งแสดงให้เห็นว่า H_2 สามารถในการสร้างตัวแบบของความถี่มูลฐาน f_0 ของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราฮาร์ดที่ 5 MHz ได้ ซึ่งความถี่นี้คือความถี่ที่สะท้อนมาจากเนื้อเยื่อเช่นเดียวกัน นั้นคือจะสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการรองความถี่ได้ รูปที่ 4-12 แสดงผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์เทอมอันดับสาม แทนด้วย H_3 จากรูปผลตอบสนองความถี่ชัดเจนที่ความถี่ 7.5 MHz (ความถี่อัลตราฮาร์โมนิก) นอกจากนี้มีการตอบสนองไม่มากนักที่ความถี่รอบๆ 2.5 MHz (ความถี่ซับฮาร์โมนิก) จากผลตอบสนองความถี่ที่ได้นี้แสดงให้เห็นว่า H_3 มีความสามารถที่เป็นไปได้ในการนำไปประยุกต์ใช้สำหรับการรองความถี่อัลตราฮาร์โมนิก อย่างไรก็ตามยังมีการตอบสนองปริมาณเล็กน้อยของความถี่ซับฮาร์โมนิก อาจมีความเป็นไปได้ที่จะมีองค์ประกอบนี้แฝงเข้ามาด้วย [19]



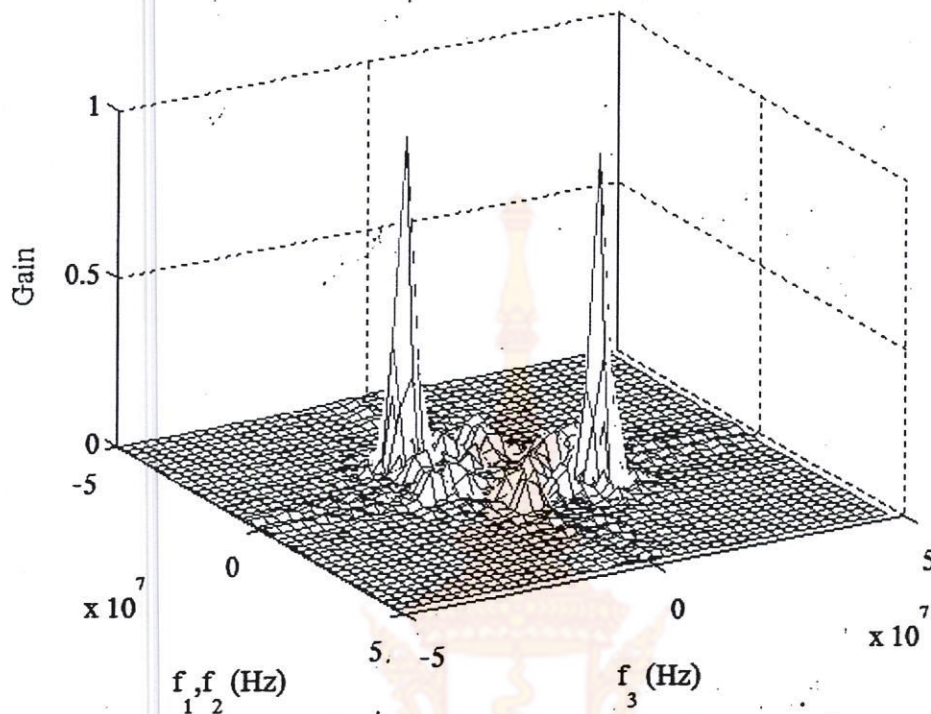


รูปที่ 4-10 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์อันดับที่หนึ่ง (H_1)



รูปที่ 4-11 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์อันดับที่สอง (H_2)





รูปที่ 4-12 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์อันดับที่สาม (H_3)

4.4 สรุป

ในบทนี้แสดงผลการจำลองแบบและสร้างตัวแบบของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ ดังรายละเอียดที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 3 ผลการการจำลองแบบตัวแทนสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ จากสารเพิ่มความคมชัดโดยการใช้แบบจำลองสมการ (2-1) ผลลัพธ์เป็นไปตามทฤษฎี นั่นคือมีผลตอบสนององค์ประกอบความถี่ที่ได้รับประกอบด้วย ความถี่ซับฮาร์โมนิก 2.5 MHz, ความถี่มูลฐาน 5 MHz, ความถี่อัลตราซาร์โมนิก 7.5 MHz และความถี่ซาร์โมนิกที่สอง 10 MHz เมื่อใช้คลื่นกระตุ้นที่ความถี่ 5 MHz จากนั้นนำสัญญาณที่ได้ไปทำการสร้างตัวแบบด้วยแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสามโดยการใช้เทคนิคการกระตุ้นความถี่ครึ่งหนึ่งของสัญญาณอินพุท ผลที่ได้ระบบนี้สามารถสร้างตัวแบบเป็นไปตามที่ต้องการได้นั้นคือระบบแบบจำลองสามารถจับความถี่ความถี่ซับฮาร์โมนิก 2.5 MHz, ความถี่มูลฐาน 5 MHz และความถี่อัลตราซาร์โมนิก 7.5 MHz ซึ่งเป็นองค์ประกอบความถี่ที่เราสนใจ การพิจารณาผลตอบสนองความถี่ของค่าเอกลักษณ์ของระบบความถี่อัลตราซาร์โมนิกจะตอบสนองความถี่โดยค่าเอกลักษณ์เทอมอันดับสาม H_3 อย่างไรก็ตามการพิจารณาเฉพาะผลตอบสนองความถี่ของกรณี H_3 อาจไม่เพียงพอว่าสามารถใช้ในการกรองได้เฉพาะความถี่



อัลตราฮาร์โมนิก เนื่องจากมีการตอบสนองความถี่อื่นๆปริมาณไม่มากปนเข้ามาด้วย ดังอาจจำเป็นต้องวิเคราะห์เพิ่มเติมในฟังก์ชันการถ่ายโอนเพิ่มเติมเพื่อพิจารณาผลตอบสนองเชิงความถี่ที่ชัดเจนขึ้น





บทที่ 5

การวิเคราะห์ผลตอบสนองความถี่ของฟังก์ชันถ่ายโอนในแบบจำลองโวลเทอร่าสำหรับ สร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก

ในบทที่ 4 ที่ผ่านมา เราได้แสดงผลการจำลองแบบสัญญาณสะท้อนอัลตราฮาร์โมนิกขององค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิกและสร้างตัวแบบโดยใช้แบบจำลองโวลเทอร่า ในการหาผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์ที่ได้รับในแบบจำลองโวลเทอร่าเพื่อพิจารณาค่าพยากรณ์สำหรับการนำไปประยุกต์ใช้สำหรับการกรององค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์มอนิก พบว่าการพิจารณาในผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์ยังไม่พอเพียงต่อการตัดสินใจ โดยเฉพาะในค่าเอกลักษณ์อันดับสามที่ใช้สำหรับการกรององค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก ในบทนี้เราจะพิจารณาเพิ่มเติมเพื่อหาผลเฉลยสำหรับการนำไปประยุกต์ใช้กับการกรององค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก โดยจะพิจารณาในผลตอบสนองเชิงความถี่ของฟังก์ชันการถ่ายโอน

5.1 แบบจำลองโวลเทอร่าและการแยกองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก

เป็นที่ทราบกันดีว่าแบบจำลองโวลเทอร่าที่ใช้กันอยู่โดยทั่วไปหรือที่เรียกว่าแบบ SISO นั้น มีข้อจำกัดในการใช้สำหรับจำลองแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก เพื่อให้สามารถจำลองแบบได้ ในงานวิจัยนี้เรานำเสนอการใช้เทคนิคการกระตุ้นความถี่ครั้งหนึ่งของสัญญาณอินพุท ซึ่งวิธีการดังกล่าวนี้สามารถจำลองแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิกได้ อย่างไรก็ตามเราไม่ได้ใช้ประโยชน์เฉพาะการจำลองดังกล่าว แต่เราจะพิจารณาการประยุกต์ใช้แบบจำลองนี้เพื่อการกรององค์ประกอบความถี่ขององค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก ในการประยุกต์ใช้แบบจำลองโวลเทอร่าสำหรับการกรององค์ประกอบความถี่นั้น สามารถใช้การแยกส่วนของอันดับต่างๆ นั่นคือผลคูณระหว่างค่าเอกลักษณ์ของระบบในอันดับนั้นๆกับสัญญาณอินพุท ดังนั้นการพิจารณาผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์ในบทที่ 4 ที่ผ่านมาจะทำให้ทราบได้ว่าแต่ละเทอมนั้น (อันดับหนึ่ง สอง และสาม) มีความสามารถที่จะให้ความถี่ใดผ่านได้ อย่างไรก็ตามผลการจำลองในบทที่ 4 ที่ผ่านมานั้น การพิจารณาผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์ยังไม่เพียงพอต่อการพิจารณาสำหรับการประยุกต์ใช้เป็นตัวกรองแยกองค์ประกอบอัลตราฮาร์มอนิก ในบทนี้เราจะพิจารณาเพิ่มเติมในผลตอบสนองเชิงความถี่ของฟังก์ชันการถ่ายโอนของแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสาม แบบจำลองโวล



เทอราที่ใช้ นั้น เป็นไปตามสมการที่ (3-1) ของบทที่ 3 ผลตอบสนองรวมของเอาท์พุทของแบบจำลอง โวลเทอร่าอันดับสาม สามารถเขียนได้ดังสมการจาก

$$y_1[n] = y_1[n] + y_2[n] + y_3[n] \quad (5-1)$$

เมื่อ $y_1[n]$ แทนผลตอบสนองรวมของแบบจำลองอันดับที่หนึ่ง, $y_2[n]$ แทนผลตอบสนองรวมของแบบจำลองอันดับที่สอง และ $y_3[n]$ แทนผลตอบสนองรวมของแบบจำลองอันดับที่สาม จากผลการจำลองแบบที่ผ่านมา นั้น พบว่าผลตอบสนององค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกนั้นจะตอบสนองในระบบแบบจำลองโวลเทอร่าที่อันดับสาม ดังนั้นการพิจารณาประยุกต์สำหรับการกรองความถี่จำเป็นต้องการพิจารณาในส่วนของฟังก์ชันการถ่ายโอนอันดับที่สาม บล็อกไดอะแกรมของการแยกองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกโดยใช้ฟังก์ชันการถ่ายโอนอันดับที่สาม แสดงดังรูปที่ 5-1



รูปที่ 5-1 การแยกองค์ประกอบความถี่สัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราฮาร์โมนิกด้วยค่าเอกลักษณ์อันดับที่สามสำหรับองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิก

สมการความสัมพันธ์ระหว่างอินพุทและค่าเอกลักษณ์ตัวกรองอันดับที่สาม สามารถเขียนได้ด้วยสมการ

$$y_3[n] = \sum_{k_1=0}^{N-1} \sum_{k_2=0}^{N-1} \sum_{k_3=0}^{N-1} h_3[k_1, k_2, k_3] x[n-k_1] x[n-k_2] x[n-k_3] \quad (5-2)$$

ผลตอบสนองเชิงความถี่ของสมการ (5-2) หาได้จากการแปลงฟูเรียร์ของ $y_3[n]$ สามารถเขียนได้ดังสมการ

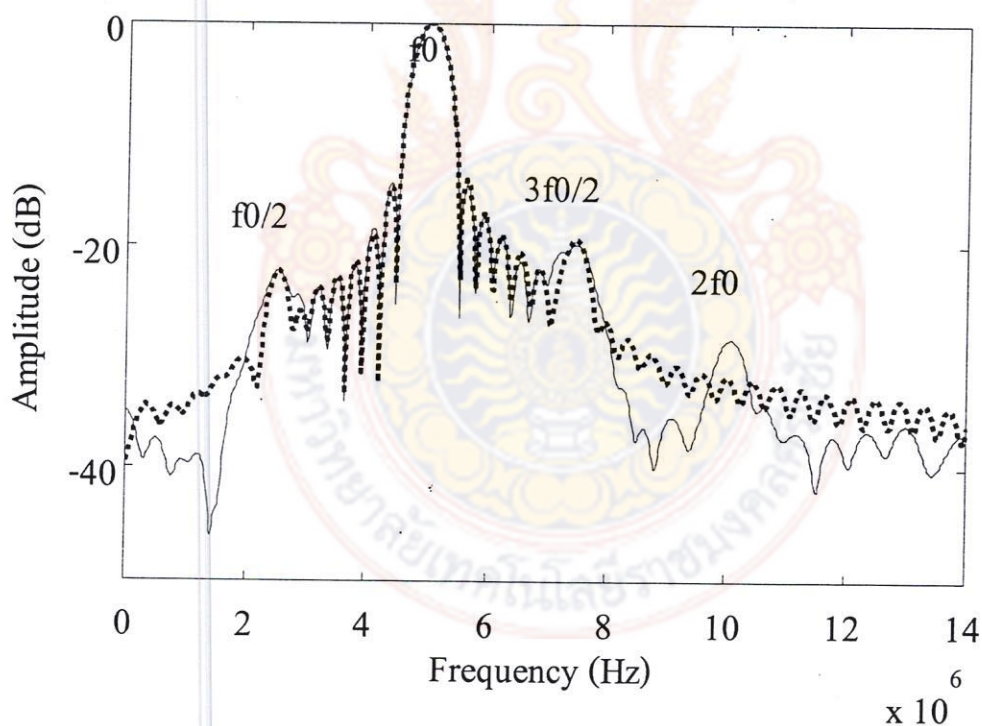
$$Y_3(f) = \sum_{n=0}^{M-1} y_3[n] e^{-j2\pi n f / M} \quad (5-3)$$



เมื่อ M คือจำนวนความยาวของลำดับอินพุต และ p แทนตัวชี้จำนวนลำดับมีค่าเท่ากับ $p = 0, 1, \dots, M-1$

5.2 ผลการจำลองและวิเคราะห์ผล

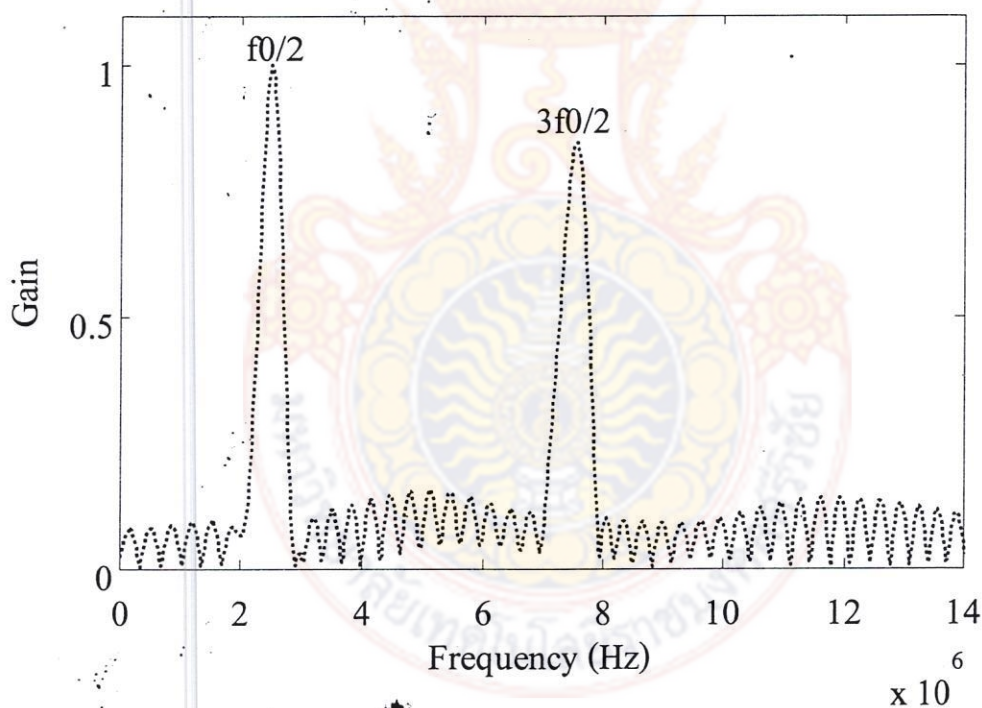
รูปที่ 5-2 แสดงสเปกตรัมของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์จากสารเพิ่มความคมชัด ซึ่งจะแสดงผลเพื่อเปรียบเทียบให้เห็นก่อนการแยกส่วนความถี่ โดยการใช้สมการ (5-3) เส้นหนาแทนสเปกตรัมที่ได้จากตัวแทนพฤติกรรมไม่เป็นเชิงเส้นสารเพิ่มความคมชัด และเส้นประแทนสเปกตรัมที่ได้ผลรวมของแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสาม คุณสมบัติทางความถี่ประกอบด้วย ความถี่มูลฐานที่ $f_0 = 5$ MHz, ความถี่ซับฮาร์โมนิกที่ $f_0/2 = 2.5$ MHz, ความถี่อัลตราฮาร์โมนิกที่ $3f_0/2 = 7.5$ MHz และความถี่ฮาร์โมนิกที่สอง $2f_0 = 10$ MHz.



รูปที่ 5-2 สเปกตรัมสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์จากสมการ Church และสมการโวลเทอร่า



ในงานวิจัยนี้เราสนใจการดึงคุณลักษณะขององค์ประกอบอัลตราซาวด์สำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ การดึงคุณลักษณะดังกล่าวนี้สามารถหาได้โดยสมการ (5-2) ผลจากการคำนวณสมการนี้ และนำมาหาผลตอบสนองเชิงความถี่ด้วยสมการ (5-3) จะได้คุณลักษณะของสเปกตรัมสัญญาณที่แยกสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ออกมา ดังแสดงในรูปที่ 5-3 จากรูปนี้จะเห็นได้อย่างชัดเจนว่าผลตอบสนองรวมของแบบจำลองอันดับที่สาม ($y_3[n]$) มีความสามารถในการกำจัดองค์ประกอบความถี่มูลฐานหรือความถี่ที่สะท้อนจากบริเวณเนื้อเยื่อโดยรอบ ซึ่งถือได้ว่าเป็นที่ดีแต่อย่างไรก็ตามยังมีองค์ประกอบฮาร์มอนิกรวมอยู่ด้วย ซึ่งในแง่ของการปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ในกรณีนี้ถือได้ว่าเป็นข้อดีในการเพิ่มค่าความคมชัดของภาพ (ค่า CTR) แต่อย่างไรก็ตาม การกรองเฉพาะองค์ประกอบอัลตราซาวด์จำเป็นต้องเพิ่มขึ้นตอนวิธีสำหรับการกำจัดองค์ประกอบฮาร์มอนิกออกไป



รูปที่ 5-3 ผลตอบสนองความถี่ฟังก์ชันการถ่ายโอนในระบบแบบจำลองโวลเทอรอันดับสาม



5.3 สรุป

ในบทนี้เป็นการวิเคราะห์เพิ่มเติมความสามารถของแบบจำลองโวลเทอร่าอันดับสามสำหรับการกรองสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์ การวิเคราะห์ความสามารถในการกรององค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกโดยการใช้การแยกส่วนผลตอบสนองรวมของแบบจำลองอันดับที่สามหรือผลตอบสนองฟังก์ชันการถ่ายโอนอันดับสาม ผลตอบสนองเชิงความถี่ที่ได้รับจากฟังก์ชันนี้มีความสามารถตอบสนองทั้งองค์ประกอบซึบฮาร์โมนิกและอัลตราฮาร์โมนิก โดยแบบจำลองอันดับสามนี้มีความสามารถกำจัดองค์ประกอบมูลฐานนั้นคือสัญญาณที่สะท้อนกลับมาจากบริเวณเนื้อเยื่อได้ แต่การกรองเฉพาะองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกจำเป็นต้องเพิ่มวิธีกำจัดองค์ประกอบซึบฮาร์โมนิก





บทที่ 6

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

6.1 บทสรุป

งานวิจัยนี้เป็นการนำเสนอเทคนิคการสร้างตัวแบบสำหรับแยกองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิกเพื่อปรับปรุงความคมชัดของภาพอัลตราซาวด์ คุณลักษณะทางความถี่ของสัญญาณสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์กำเนิดจากตัวส่งคลื่นอัลตราซาวด์ไปยังสารเพิ่มความคมชัดซึ่งอยู่ในเนื้อเยื่อโดยรอบ สัญญาณสะท้อนกลับด้วยคุณลักษณะไม่เป็นเชิงเส้นประกอบด้วย องค์ประกอบความถี่มูลฐาน (f_0), องค์ประกอบความถี่ฮาร์โมนิก ($f_0/2$), องค์ประกอบความถี่ฮาร์โมนิกที่สอง ($2f_0$) และองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิก ($3f_0/2$) ซึ่งจะแตกต่างจากสัญญาณสะท้อนบริเวณเนื้อเยื่อประกอบด้วยองค์ประกอบความถี่มูลฐาน (f_0) และองค์ประกอบความถี่ฮาร์โมนิกที่สอง ($2f_0$) องค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกเป็นหนึ่งความถี่ที่มีศักยภาพสำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ ด้วยข้อดีคือการกำเนิดเฉพาะในบริเวณที่มีสารและความถี่สูง ซึ่งผลดีทั้งนี้ทำให้สามารถเพิ่มอัตราส่วนของสารต่อเนื้อเยื่อ (Contrast-to-tissue ratio: CTR) เนื่องจากกำเนิดเฉพาะในบริเวณที่มีสาร และให้ภาพที่มีความละเอียดสูงเนื่องจากความถี่สะท้อนกลับสูง การปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์ยังมีอีกหนึ่งปัจจัยที่สำคัญนั่นคือเทคนิคการประมวลสัญญาณในการแยกองค์ประกอบความถี่ ตัวกรองโวลเทอราที่มีประสิทธิภาพที่ดีและมีการศึกษาประยุกต์แล้วกับการแยกองค์ประกอบฮาร์โมนิกที่สองและองค์ประกอบฮาร์โมนิก งานวิจัยนี้ได้เลือกข้อดีทั้งสองปัจจัยนั้นคือองค์ประกอบความถี่อัลตราฮาร์โมนิก ($3f_0/2$) และการใช้ตัวกรองโวลเทอราสำหรับการปรับปรุงคุณภาพของภาพอัลตราซาวด์

การใช้ประยุกต์ใช้แบบจำลองโวลเทอราสำหรับการแยกองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกจะต้องทำการสร้างตัวแบบก่อนเป็นอันดับแรก นั่นคือจะต้องหาค่าเอกลักษณ์ของระบบ อย่างไรก็ตามด้วยคุณสมบัติโดยทั่วไปของแบบจำลองโวลเทอราไม่สามารถใช้สร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกได้ งานวิจัยนี้แนะนำเสนอการใช้เทคนิคการกระตุ้นครั้งความถี่ของสัญญาณอินพุทสำหรับการระบุค่าเอกลักษณ์ของแบบจำลองโวลเทอราด้วยแบบจำลองอันดับที่สาม ผลการจำลองเทคนิคนี้สามารถระบุค่าเอกลักษณ์สำหรับการสร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกได้ การวิเคราะห์เพื่อหาความสามารถสำหรับประยุกต์ใช้ในการแยกองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกโดยการหาผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์ จากการออกแบบของระบบแบบจำลองโวลเทอราพบว่า



เทอมอันดับที่สามของแบบจำลองมีความสามารถในการสร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิก ดังนั้นการพิจารณาสำหรับการกรองความถี่จึงต้องพิจารณาในค่าเอกลักษณ์อันดับที่สามของแบบจำลอง จากการพิจารณาผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าเอกลักษณ์อันดับสาม พบว่ามีการตอบสนองทั้งองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกและซับฮาร์โมนิก และจากการวิเคราะห์แบบแยกส่วนในฟังก์ชันถ่ายโอนของผลรวมของแบบจำลองอันดับสาม พบว่ามีการตอบสนองทั้งสองความถี่นี้เช่นเดียวกัน ซึ่งข้อดีของการใช้วิธีนี้ฟังก์ชันการถ่ายโอนนี้สามารถกำจัดองค์ประกอบความถี่มูลฐานได้อย่างไรก็ตามหากต้องการนำไปใช้สำหรับการกรองเฉพาะองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกจำเป็นต้องเพิ่มวิธีการกำจัดองค์ประกอบซับฮาร์โมนิกเพิ่มเติม

6.2 ข้อเสนอแนะ

6.2.1 ค่าเอกลักษณ์ที่ระบุได้ด้วยเทคนิคนี้สามารถสร้างตัวแบบองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกได้ด้วยค่าเอกลักษณ์อันดับที่สาม แต่การประยุกต์ใช้สำหรับแยกองค์ประกอบอัลตราฮาร์โมนิกจำเป็นต้องใช้ตัวกรองอีกครั้งสำหรับกำจัดองค์ประกอบซับฮาร์โมนิก

6.2.2 ในงานวิจัยนี้จะเป็นการศึกษาผลด้วยการจำลองผลด้วยคอมพิวเตอร์และใช้สัญญาณสะท้อนคลื่นสัญญาณเพียง 1 เส้น ในการพิสูจน์ด้วยเทคนิคนี้ด้วยภาพอัลตราซาวด์ อาจสร้างภาพอัลตราซาวด์ด้วยการใช้วิธีการจำลองแบบสร้างภาพสะท้อนคลื่นอัลตราซาวด์



บรรณานุกรม

- [1] F. Forsberg D. A. Merton, J. B. Liu, L. Needleman and B. B. Goldberg, "Clinical applications of ultrasound contrast agents," *Ultrasonics*, vol. 36, pp. 695-701, 1998.
- [2] V. Sboros, "Response of contrast agents to ultrasound," *Adv. Drug Deliv. Rev.*, vol. 60, pp. 1117-1136, 2008.
- [3] M. A. Averkiou, "Tissue harmonic imaging," in *Proc. IEEE Ultrason. Symp.*, 2000, vol. 2, pp. 1563-1572.
- [4] D. Cosgrove, "Ultrasound contrast agent: An overview," *Eur. J. Radial.*, vol. 60, pp. 324-330, 2006.
- [5] C. Kollmann, "New sonographic techniques for harmonic imaging", *Eur. J. Radial.*, vol. 64, pp. 164-172, 2007.
- [6] P. Phukpattaranont and E. S. Ebbini, "Postbeamforming second-order Volterra filter for pulse echo ultrasonic imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 50, no. 8, pp. 987-1001, 2003.
- [7] C. Samakee and P. Phukpattaranont, "Volterra frequency response functions analysis of subharmonic oscillation from bubble," *IJABME*, vol. 6, no. 1, pp. 17-25, 2013.
- [8] R. Basude and M. A. Wheatley, "Generation of ultraharmonics in surfactant based ultrasound contrast agents: use and advantages," *Ultrasonics*, vol. 39, pp. 437-444, 2001.
- [9] P. L. M. J. van Neer, G. Matte, M. G. Danilouchkine, C. Prins, F. van den Adel and N. de Jong, "Super-harmonic imaging: development of an interleaved phased-array



- transducer," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Control*, vol. 57, no. 8, pp. 455-468, Feb. 2010.
- [10] O. M. Boaghe and S. Billings, "Subharmonic oscillation modeling and MISO Volterra series," *IEEE Trans. Circ. Syst. Fund. Theor. Appl.*, vol. 50, no. 7, pp. 877-884, July 2003.
- [11] C. C. Church, "The effects of an elastic solid surface layer on the radial pulsations of gas bubbles," *J. Acoust. Soc. Amer.*, vol. 97, pp. 1510-1521, Mar. 1995.
- [12] G. Yan-Jun, Z. Dong and G. Xiu-Fem, "The viscoelasticity of lipid shell and the hysteresis of subharmonic in liquid containing microbubbles," *Chinese Physics*, vol. 15, pp. 1526-1531, 2006.
- [13] D. Zhang, Y. Gong, Z. Liu, K. Tan and H. Zheng, "Enhancement of subharmonic emission from encapsulated microbubbles by using a chirp excitation technique," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, pp. 5531-5544, 2007.
- [14] K. E. Morgan, J. S. Allen, P. A. Dayton, J. E. Chomas A. L., Klibanov and K. W. Ferrara, "Experimental and theoretical evaluation of microbubble behavior: effect of transmitted phase and bubble Size," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 47, no. 6, pp. 1494-1509, 2000.
- [15] W.J. Rugh, *Nonlinear System Theory: The Volterra Wiener Approach* Johns Hopkins University Press, 1981.
- [16] C. Samakee and P. Phukpattaranont, "Application of MISO Volterra series for modeling subharmonic of ultrasound contrast agent," *IJCEE*, vol. 4, no. 4, pp. 445-451, 2012.



- [17] C. Samakee, "Investigating ultrasound modeling from ultrasound echo signal SISO Volterra filter," in *Proc. 8th Conf. on Knowledge and Smart Technology (KST-iCON)*, Chiangmai, Thailand, 2016, pp. 142-145.
- [18] M. Schetzen, "The Volterra and Wiener Theories of Nonlinear Systems," *New York: Wiley*, 1980, pp. 1-3.
- [19] C. Samakee and S. Pasuk, "Frequency domain identification of Volterra model for separating ultraharmonic using the technique of half-frequency of the input signal," *KKU Engineering Journal*, vol. 43(S1), pp. 60-63, 2016.





ภาคผนวก





ภาคผนวก ก. บทความที่เผยแพร่





บทความที่นำเสนอใน
 2016-8th International Conference on Knowledge and Smart
 Technology (KST) “Technology for Lift” February 3-6, 2016 @ Kantary
 Hill Hotel, Chiangmai, Thailand



2016 – 8th International Conference on Knowledge and Smart Technology (KST)

“Technology for Life”

February 3-6, 2016. @Kantary Hills Hotel, Chiangmai, Thailand





Investigating Ultraharmonic Modeling from Ultrasound Echo Signal with SISO Volterra Filter

Chinda Samakee

Telecommunication Engineering Program, Faculty of Engineering,
Rajamangala University of Technology Srivijaya,
Songkhla, Thailand.

Email: chindasamakee@hotmail.com

Abstract—In general, a single-input-single-output (SISO) Volterra series cannot be used for modeling component of ultraharmonic frequency from ultrasound echo signal. In this paper we present a new method for modeling the ultraharmonic component based on a SISO Volterra filter with exciting input signal at half-fundamental frequency. Results from the approach of the SISO Volterra show capability for successful modeling of the ultraharmonic. We have investigated the accuracy of predicting the ultrasound echo signal under different noise levels. In addition, the SISO Volterra can be still modeled subharmonic frequency component. This is significant solution for separating the ultraharmonic only or adding both the sub- and ultraharmonic for contrast imaging by the system identification of the SISO Volterra filter.

Keywords—Ultraharmonic component; Ultrasound contrast agent; Ultrasound imaging; SISO Volterra filter

I. INTRODUCTION

Due to ultrasound echo signal from blood region is less than tissue region, therefore in order to increase the scattering signals from the blood is by introducing ultrasound contrast agents (UCA) for use in medical ultrasound [1]-[2]. The echo signal from UCA in ultrasound can generate many frequencies, such as subharmonic, ultraharmonic and second-harmonic components. By improving the quality of ultrasound imaging in medical applications, it can be useful from these frequency components with signal processing techniques [3].

Ultrasound images from second-harmonic are used as primary standard in the past several years. Afterward, subharmonic images are presented as a good in increasing contrast-to-tissue ratio (CTR) compared with images using second-harmonic and fundamental components [4]. Recently, ultraharmonic component has been investigated the potential use for ultrasound imaging by research groups [5]-[6]. There are advantage issues of the ultraharmonic over the subharmonic as reported in [5], such as greater Doppler and image resolution. However, improving the CTR is not only used frequency components (subharmonic or ultraharmonic), but also should be as used with effective tools.

Previous technique in [7] to separate harmonic components for formulating ultrasound imaging, the single-input-single-output (SISO) Volterra filter has been used for second-harmonic images. Ultrasound images obtained from

the Volterra filter is high CTR compared with other techniques, such as pulse inversion (PI) and bandpass filter (BPF). With the good performance of the Volterra, we have interest for applying with ultraharmonic component. Nevertheless, as well known, the modeling capacity of SISO Volterra for the case of sub-frequency components (subharmonic and ultraharmonic) that it cannot be modeled.

To overcome this problem, the method of multiple-input-single-output (MISO) Volterra series was introduced [8]. This method was demonstrated with the echo signal of UCA as reported in [9]. However, it can be used only modeling, but it cannot be separated the sub-frequency by Volterra identifications [10]. From the problem, in this paper we present a new method based on the SISO Volterra filter is obtained identifications by exciting the input signal at half-fundamental frequency. The frequency response from a term of SISO Volterra filter model can be applied in separating the sub-frequency components for formulating and improving the CTR of ultrasound imaging.

II. THEORY

A. Ultrasound Echo Signal System

The ultrasound echo signal (UES) is resulting from the interaction ultrasound wave and UCA. Its nonlinear behavior can be represented by mathematical model. In this paper, a model for producing the ultrasound echo signal is the Church equation [11]. The Church model is able to predict echo signal from oscillations of a single UCA. For this model, in [12], it has been demonstrated by experimental compared with calculating the model, which show unidirectional results. In this paper, we use the Church model for simulating of nonlinear oscillations of single encapsulated bubble for the UES generation. The UES from single UCA in the acoustic pressure form can expressed as [13]

$$P_{UCA}(t) = \frac{\rho_L}{r} (R^2 R'' + 2R(R')^2) \quad (1)$$

where $P_{UCA}(t)$ is the UES, ρ_L is density of water, r is a distance between the transmitter and the center of the UCA, R is the instantaneous radius of UCA, and R' , R'' are the first and second derivatives of instantaneous radius, respectively. The



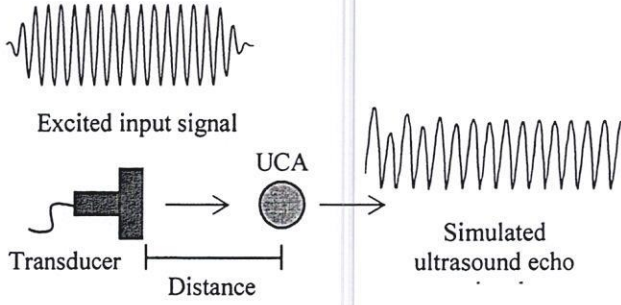


Fig. 1. The generation of a UES from simulation modeling UCA.

UES is obtained by a addition of Gaussian white noise.

In transmission and reception signals of the transducer resulting from the interaction of the ultrasound wave with an UCA, the UES is introduced to convolution with impulse response of ultrasound transducer. A diagram showing the generation of the UES is shown in Fig. 1.

B. SISO Volterra Filter Model System

Nonlinear ultrasound echo signal can be modeled by mathematical model of Volterra series. The equation of Volterra model is infinite sum of p -dimensional convolution of the input and Volterra kernel of p -th order. This paper will use the truncated third-order Volterra filter (TVF) in the modeling of ultrasound echo signal. The TVF can be written as: [14]

$$y(n) = h_0 + \sum_{k_1=0}^{N-1} h_1(k_1)x(n-k_1) + \sum_{k_1=0}^{N-1} \sum_{k_2=0}^{N-1} h_2(k_1, k_2)x(n-k_1)x(n-k_2) + \sum_{k_1=0}^{N-1} \sum_{k_2=0}^{N-1} \sum_{k_3=0}^{N-1} h_3(k_1, k_2, k_3)x(n-k_1)x(n-k_2)x(n-k_3) \quad (2)$$

where $x(n)$ and $y(n)$ are input and output signals, respectively. $h_0, h_1(k_1), h_2(k_1, k_2)$ and $h_3(k_1, k_2, k_3)$ are the bias, linear, quadratic and cubic Volterra filter coefficients. These coefficients are unknown, and N is the filter length size. The output frequency response of the time domain system in (2) can be expressed by

$$Y(f) = \sum_{n=0}^{M-1} y(n)e^{-j2\pi kn/M} \quad (3)$$

where $Y(f)$ is Fourier transform of $y(n)$, M is the length of input sequence and $k = 0, 1, \dots, M-1$.

C. Ultraharmonic Modeling with SISO Volterra Filter Model

As know that modeling in general with SISO Volterra series cannot be modeled to sub-frequency components. Although, O.M. Boaghe and S. Billings [8] present the method

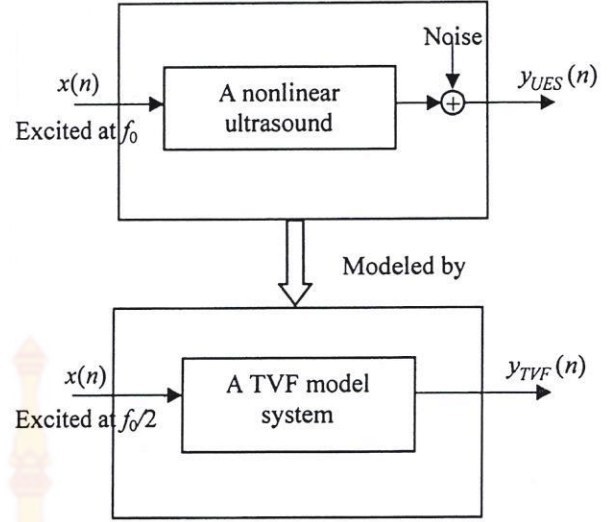


Fig. 2. Modeling of a ultrasound echo signal using a TVF model

for overcoming this problem by using MISO Volterra model, however its frequency responses in kernels are multi-frequency. This is weakness to apply filtering. In this section, we present a method of modeling of UES behavior by the SISO TVF model. The method is by exciting a single tone input at half-fundamental frequency. The block diagram of generating (upper) and modeling (lower) the UES are shown in Fig. 2.

III. MATERIALS AND METHODS

This section we present details of simulating and modeling the UES. The details are numerical conditions based systems theory described in Section II.

A. Simulation

In simulating the USE generation, The Church we used to estimate UCA motion as described in Section II-A. For the physical parameters values of a UCA, we use the values as follows in (12). The excitation input to UCA is sinusoidal wave of frequency $f_0 = 5$ MHz, 1 MPa pressure, and 16 cycles. The distance from the scattered pressure to the center of UCA is 6 cm. The impulse response of the transducer in the transmission and reception is Gaussian-modulated sinusoidal pulse with fraction bandwidth 60% of center frequency 5 MHz. The frequency sampling is 100 MHz.

B. Modeling

To solve the Volterra filter coefficients in (2), it can be written in matrix form:

$$\mathbf{y} = \mathbf{x}^T(n)\mathbf{h} \quad (4)$$

where the vector \mathbf{y} , \mathbf{x} , and \mathbf{h} are the TVF model output signal, the excitation input signal, and the filter coefficients, respectively, which vector \mathbf{y} is defined as:



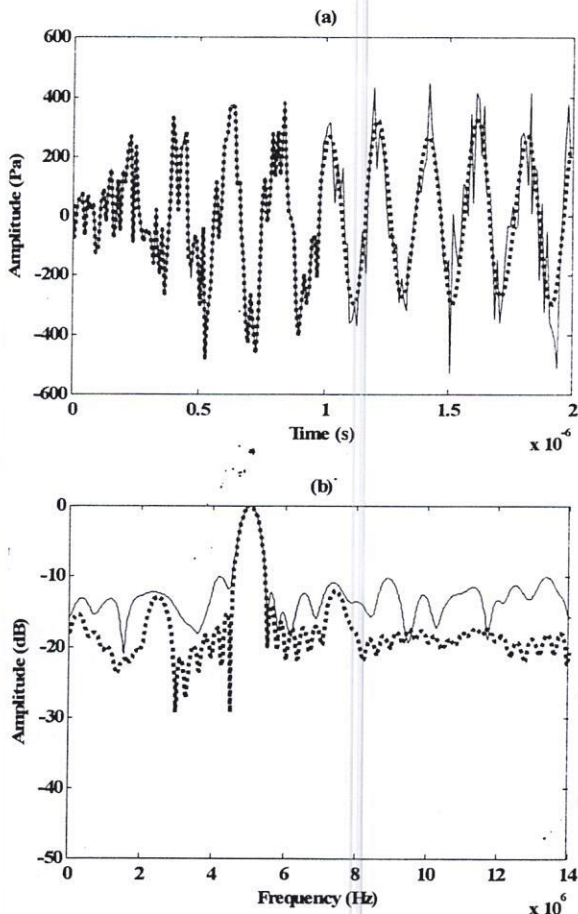


Fig. 4. Models result of the UES (solid) and the TVF (dotted) at the SNR of 0 dB. The filter length is $N = 40$. (a) Time domain. (b) Frequency domain.

TABLE I. COMPARISON OF THE NMSE VALUES AT VARIOUS NOISE LEVELS BY THE TVF MODEL

SNR (dB)	NMSE (dB) by the TVF
50	-18.91
40	-18.35
30	-15.66
20	-11.15
10	-6.34
5	-4.34

Table 1 shows comparison of the NMSE values of the TVF modeled with the UES original at different noise levels. It can be seen that the difference between the NMSE and the noise level, which effect in the predicting of the TVF. For the noise level standard, it is in agreement with the SNR of 50 dB. In the present study, we show affecting noise values are 50, 40, 20, 10, and 5 dB with the SISO TVF system. The minimum and maximum of noise levels are ranged between -9.1 to -4.38 dB.

V. CONCLUSION

In this paper, we have presented the SISO TVF to model the frequency components from ultrasound echo signal. The

method in the modeling is using input signal excitation at half-frequency fundamental. The primary goal of this study is focus on modeling the ultraharmonic component. The experimental results showed that the SISO TVF can be modeled the ultraharmonic. Nevertheless, it can still be modeled of the subharmonic component.

In the present paper, The results of the SISO TVF model could be applied to separate the ultraharmonic component only for contrast imaging. Additionally, it has been extended to sub- and ultraharmonic components to improve the CTR as an alternative imaging. This issue will be investigated and reported in the future.

ACKNOWLEDGMENT

This research project is supported by Rajamangala University of Technology Srivijaya.

REFERENCES

- [1] H. Becher, P.N. Burns, Handbook of Contrast Echocardiography: Left Ventricular function and Myocardial Perfusion, Springer Verlag, New York, 2000.
- [2] N. de Jong, P.J.A. Frinking, A. Bouakaz and F.J. Ten Cate, "Detection procedures of ultrasound contrast agents," *Ultrasonics*, vol. 38, pp. 87-92, 2000.
- [3] C. Kollmann, "New sonographic techniques for harmonic imaging", *Eur. J. Radial.*, vol. 64, pp. 164-172, 2007.
- [4] F. Forsberg, W.T. Shi and B.B. Goldberg, "Subharmonic imaging of contrast agents," *Ultrasonics*, vol. 38, pp. 93-98, 2000.
- [5] R. Basude and M.A. Wheatley "Generation of ultraharmonic in surfactant based ultrasound contrast agents: use and advantage," *Ultrasonics*, vol. 39, pp. 437-444, 2001.
- [6] Q. Ma, D. Zhang, X. Gong, and Y. Ma, "Investigation of superharmonic sound propagation and imaging in biological tissues in-vitro," *J. Acoust. Soc. Am.* vol. 119, pp. 2518-2523, 2006.
- [7] P. Phukpattaranont and E.S. Ebbini, "Post beamforming second-order Volterra filter for pulse echo ultrasonic imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 50, no. 8, pp. 987-1001, 2003.
- [8] O.M. Boaghe and S. Billings, "Subharmonic oscillation modeling and MISO Volterra series," *IEEE Trans. Circ. Syst. Fund. Theor. Appl.*, vol. 50, no. 7, pp. 877-884, July 2003.
- [9] C. Samakee and P. Phukpattaranont, "Application of MISO Volterra series for modeling subharmonic of ultrasound contrast agent," *IJCEE*, vol. 4, no. 4, pp. 445-451, August 2012.
- [10] C. Samakee and P. Phukpattaranont, "Volterra frequency response functions analysis of subharmonic oscillation from bubble," *IJABME*, vol. 6, no. 1, pp. 17-25, 2013.
- [11] C. Church, "The effects of an elastic solid surface layer on the radial pulsations of gas bubbles," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 91, pp. 1510-1521, 1995.
- [12] G. Yan-Jun, Z. Dong, G. Xiu-Fen, T. Kai-Bin and L. Zheng, "The viscoelasticity of lipid shell and the hysteresis of subharmonic in liquid containing microbubbles," *Chin. Phys. Soc.*, vol. 15, no. 7, pp. 1526-1531, July 2006.
- [13] K.E. Morgan, J.S. Allen, P.A. Dayton, J.E. Chomas, A.L. Klibanov and K.W. Ferrara, "Experimental and theoretical evaluation of microbubble behavior: effect of transmitted phase and bubble Size," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 47, no. 6, pp.1494-1509, 2000.
- [14] W.J. Rugh, *Nonlinear System Theory: The Volterra Wiener Approach* Johns Hopkins University Press, 1981.



$$\mathbf{y} = [y(0), y(1), y(2), \dots, y(M-1)]^T, \quad (5)$$

and the vector \mathbf{x} is defined as:

$$\mathbf{x}(n) = [1, x(n), x(n-1), x(n-2), \dots, x(n-N+1), x^2(n), x(n)x(n-1), \dots, x^2(n-N+1), x^3(n), x(n)x(n-1), \dots, x^3(n-N+1)]^T, \quad (6)$$

and the filter coefficients vector as:

$$\mathbf{h} = [h_0, h_1(0), h_1(1), h_1(2), \dots, h_1(N-1), h_2(0,0), h_2(0,1), \dots, h_2(N-1, N-1), h_3(0,0,0), h_3(0,0,1), \dots, h_3(N-1, N-1, N-1)]^T \quad (7)$$

where N is the total number of filter coefficients length. For the input signal used in modeling, the exciting frequency will be applied is single tone at $f_0/2$ (2.5 MHz). And then, the filter coefficients can be given by

$$\mathbf{h} = \mathbf{X}^\dagger \mathbf{y} \quad (8)$$

where the matrix \mathbf{X} is defined as:

$$\mathbf{X} = [\mathbf{x}(0), \mathbf{x}(1), \mathbf{x}(2), \dots, \mathbf{x}(M-1)]^T. \quad (9)$$

The notation \mathbf{X}^\dagger form is generalized inverse.

Measurement Step

In order to demonstrate the accuracy of the TVF in (2), we add different levels of Gaussian white noise to the UES. The signal to noise ratio (SNR) of adding noise is 50, 40, 30, 20, 10, and 5 dB. The effects on accuracy are a measure of the TVF model strength relative to background noise. The UES in modeling consists of 379 data points. We measure the accuracy estimations of the TVF in terms of normalized mean square error (NMSE) of total, which are given by

$$\text{NMSE}_T = \left(\frac{\|y_{TVF}(n) - y_{UES}(n)\|^2}{\|y_{UES}(n)\|^2} \right) \quad (10)$$

where $y_{TVF}(n)$ and $y_{UES}(n)$ are third-order Volterra output in time domain and ultrasound echo signal output in (1), respectively.

IV. RESULTS AND DISCUSSION

Fig. 3 shows comparing results of two methods (a UES and TVF) obtained from simulating and modeling at the SNR of 50 dB in (1) and (2), respectively. The filter length $N = 40$ has been used for the TVF coefficient to calculate in (7). The UES and the TVF, respectively, using the solid and the dotted

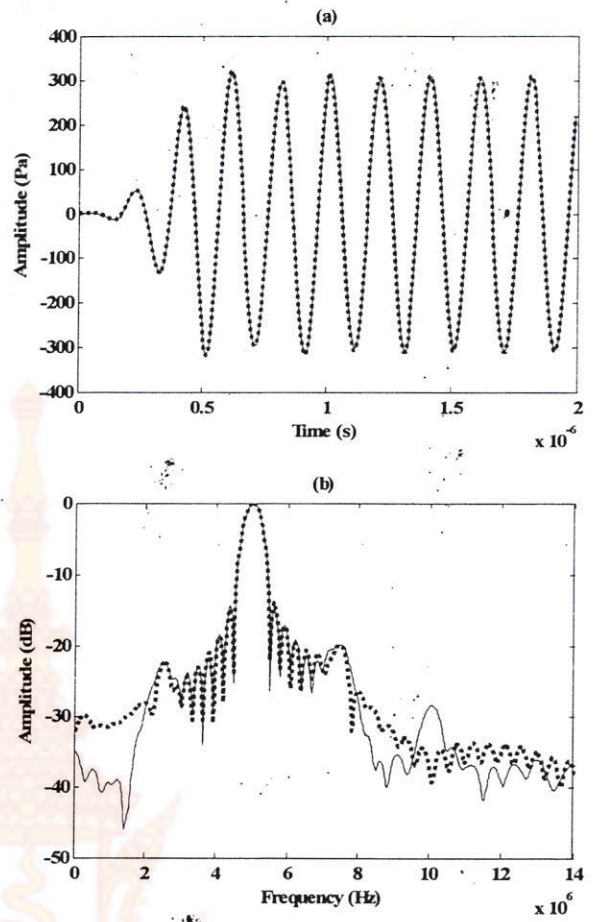


Fig. 3. Models result of the UES (solid) and the TVF (dotted) at the SNR of 50 dB. The filter length is $N = 40$. (a) Time domain. (b) Frequency domain.

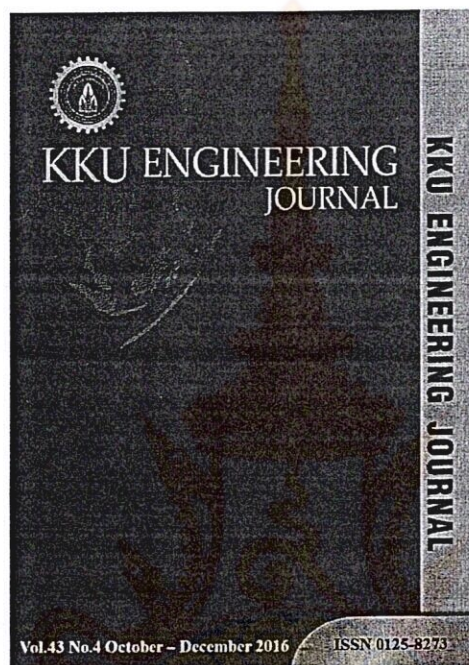
lines, are depicted in Fig. 3. In the Fig. 3(a), It shows echoes result from scattered acoustic pressure in time domain. Fig. 3(b) shows the echoes result in frequency domain. The subharmonic ($f_0/2$), the fundamental (f_0) and the ultraharmonic ($3f_0/2$) components are clearly observed at 2.5 MHz, 5 MHz and 7.5 MHz, respectively. It can be seen that the TVF has been accurately predicted the fundamental frequency component band. There are also the low sub-frequency band components of the subharmonic and ultraharmonic. This is an advantage in using the TVF for fixed frequency separation. In this experiment, the NMSE value was -18.91 dB.

Fig. 4 shows the predicted result of the TVF when the signal quality is low at the SNR of 5 dB. The filter length is similar to the TVF model at 50 dB SNR. Fig. 4(a) shows in time domain of a UES and TVF. The approach of the TVF in the Fig. 4(a) can predict accurately, especially where wide the ranges of time are $0 \leq t \leq 1 \mu\text{s}$. Fig. 4(b) shows the results of the UES and The TVF in frequency domain. Predicting the behavior of the UES with the TVF is a good estimation. It can be embedded in sub-frequency components, such as subharmonic and ultraharmonic. This approach is in order to show that the TVF has been capable of robust resistance to white Gaussian noise, which is an advantage over the conventional techniques. For in this experiment, the NMSE value was -4.38 dB.



บทความที่ตีพิมพ์ใน

KKU Engineering Journal 2016; 43(S1): 60-63







Frequency domain identification of volterra model for separating ultraharmonic using the technique of half-frequency of the input signal

Chinda Samakee* and Sunya Pasuk

Telecommunication Engineering Program, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Rajamangala University of Technology Srivijaya, Songkhla, 90000, Thailand.

Received April 2016
Accepted June 2016

Abstract

This paper presents a method for the identification of ultraharmonic component with Volterra kernels from a simulated ultrasound echo signal. Due to the fact that using a Volterra series cannot respond to the ultraharmonic component, the purpose of the paper is to develop the identification method for the ultraharmonic using the excitation technique of half-frequency of the input signal. In addition, the model can still be held at subharmonic component. Finally the identifications of Volterra system were studied in frequency domain. Application of this method is to separate only the ultraharmonic component or ultraharmonic components for improving contrast-to-tissue ratio (CTR) of ultrasound imaging.

Keywords: Volterra filter, Nonlinear ultrasound signal, Ultraharmonic imaging

1. Introduction

Studies in the issue of ultrasound contrast agents (UCAs) have reported of several investigators on the clinical applications as described in [1-2]. Ultrasound echoes from UCAs include multiple frequency components at fundamental (f_0), subharmonic ($f_0/2$), second harmonic ($2f_0$), and ultraharmonic ($3f_0/2$) [3]. Advancements in ultrasound imaging based on contrast agents have been increased in the specificity and sensitivity of diagnostic. Improving image quality in ultrasound is using harmonic components to create an image. However, image contrast enhancement must have good performance of the tools used for separating the harmonic, which is measured by contrast-to-tissue ratio (CTR) [4].

Second harmonic imaging (HI) has been used for many years. However from generating the second harmonic in tissue surrounding, it suffers reduced CTR. Subharmonic imaging (SHI) has been investigated for use owing to the lack of generation in tissue. SHI should have a better CTR due to its higher exciting frequency [5]. Recently, these have been interest in the potential of using ultraharmonic for imaging. In [6-7], they have been reported, including the generating frequency of contrast, use, advantages and a transducer design for ultraharmonic imaging (UHI). UHI possesses over HI and SHI, such as greater Doppler and image resolution. However, it has been hampered by lower signal-to-noise ratio issues.

To create harmonic images using signal processing tools, from the literature review, they consist of three strategies: bandpass filter (BPF), pulse inversion (PI) and Volterra filter (VF). In [8], it has been demonstrated by HI that the VF is

better than PI and BPF in terms of CTR. In this paper, we are interested in the capability of the VF for use with ultraharmonic. However for in this case, the VF cannot be modeled. In our previous study of modeled by [9-10], multiple input signal output (MISO) Volterra series was introduced to overcome this problem. This method is success that can be predicted, but cannot be used for filtering frequency components.

Nevertheless identification techniques based on single input signal output (SISO) VF need to identify for the solution from this problem. In order to improve the CTR using the ultraharmonic and VF, the purpose of this paper is to develop an estimation method of the VF identification using the excitation technique of half-frequency of the input signal. The Volterra system resulted in [10] was extended in this study. The results obtained the identification VF in terms of first-, second-, and third-order are analyzed in frequency domain on the issue of separating the ultraharmonic.

2. Materials and methods

2.1 Ultrasound echo signal

In this section, the ultrasound echo signal (UES) from nonlinear bubble oscillations is described. UCAs consist of small gas bubbles that are injected into the blood flow to enhance the ultrasound signals from vessels. There are several models on presenting bubble behavior [11]. However for generating of ultraharmonic, the UES can be generated by Church model [12]. Previous paper has reported on the UES simulated from the Church equation, as detailed in [10]. In this paper, we have used by the Church equation. A UES

*Corresponding author.
Email address: chindasamakee@hotmail.com
doi: 10.14456/kkuenj.2016.70

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี



of nonlinear bubble system obtained from simulation as displayed in Figure 1.

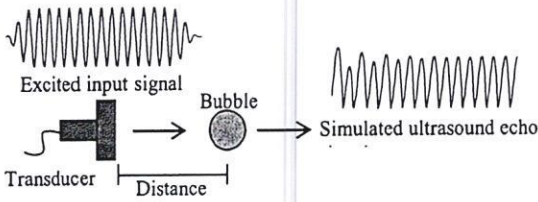


Figure 1 A nonlinear ultrasound echo system using Church model

2.2 SISO volterra system

A single input-single output (SISO) Volterra series is representation for a nonlinear system. The equation of relationship between input and output a discrete-time SISO Volterra series can be written in the form [13]

$$y(t) = h_0 + \int_{-\infty}^{\infty} h_1(\tau_1)x(t-\tau_1)d\tau_1 + \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h_2(\tau_1, \tau_2)x(t-\tau_1)x(t-\tau_2)d\tau_1d\tau_2 + \dots + \int_{-\infty}^{\infty} \dots \int_{-\infty}^{\infty} h_k(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_k)x(t-\tau_1)x(t-\tau_2)\dots x(t-\tau_k)d\tau_1d\tau_2\dots d\tau_k \tag{1}$$

where $x(t)$ represents the dynamic of input signal and $y(t)$ represents the system response or output signal. The sum of the convolution integrals contains a kernel or identification, $h_k(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_k)$, which represents the impulse response of the k th-order systems.

A general class by SISO system, the frequency responses are giving higher multiple harmonic ($2f_0, 3f_0, \dots$, etc.), when the input excitation is single tone frequency (f_0). However, assumption-based modeling in the case of ultraharmonic, the SISO system is by applying the excitation of half-frequency of the input signal ($f_0/2$). Thus, the system responses are adaptation at sub-frequency ($f_0/2, 3f_0/2, \dots$, etc). In order to obtain the ultraharmonic at $3f_0/2$, using equation (1) for this work is the truncated third-order Volterra filter (TVF). The relation of the input $x(n)$ -output $y(n)$ of system when the Volterra identifications have a finite memory length N , which is represented by

$$y(n) = h_0 + \sum_{k_1=0}^{N-1} h_1(k_1)x(n-k_1) + \sum_{k_1=0}^{N-1} \sum_{k_2=0}^{N-1} h_2(k_1, k_2)x(n-k_1)x(n-k_2) + \sum_{k_1=0}^{N-1} \sum_{k_2=0}^{N-1} \sum_{k_3=0}^{N-1} h_3(k_1, k_2, k_3)x(n-k_1)x(n-k_2)x(n-k_3) \tag{2}$$

where $h_0, h_1(k_1), h_2(k_1, k_2)$ and $h_3(k_1, k_2, k_3)$ are the bias, linear, quadratic and cubic discrete Volterra identifications, respectively. The frequency domain response of the TVF system can be calculated by discrete Fourier transform (DFT) of equation (2).

$$Y(m) = H_0 + H_1(m)X(m) + H_2(m_1, m_2)X(m_1)X(m_2) + H_3(m_1, m_2, m_3)X(m_1)X(m_2)X(m_3) \tag{3}$$

where $X(m)$ and $Y(m)$ represent the number of N point DFTs of $x(n)$ and $y(n)$, respectively; likewise $H_0, H_1(m), H_2(m)$ and $H_3(m)$ represent $h_0, h_1(k_1), h_2(k_1, k_2)$ and $h_3(k_1, k_2, k_3)$, respectively. Here, those of $H_1(m), H_2(m)$ and $H_3(m)$ are called Volterra frequency responses (VFR) of linear, quadratic and cubic terms, respectively.

2.3 Identification algorithm

In this section, we describe a method on TVF identification of the sub-frequency by exciting of half-frequency of the input signal. The diagram of system identification is as shown in Figure 2. In order to estimate identification of the TVF model, the equation (2) can be written in the form of linear algebra equation. Let $y(n)$ denote output vector y , $x(n-k_i)$ denote input matrix X , and let $h_i(k_1, k_2, \dots, k_i)$ denote h , therefore the linear algebra equation is written as

$$y = Xh \tag{4}$$

where

$$y = \begin{bmatrix} y(0) \\ y(1) \\ y(2) \\ \vdots \\ y(n) \end{bmatrix}$$

$$X = \begin{bmatrix} 1 & x(0) & x(-1) & \dots & x^{i(n-M+1)} \\ 1 & x(1) & x(0) & \dots & x^{i(n-M+2)} \\ 1 & x(2) & x(1) & \dots & x^{i(n-M+3)} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x(n) & x(n-1) & \dots & x^{i(n-M+L)} \end{bmatrix}$$

$$h = \begin{bmatrix} h_0 \\ h_1(0) \\ h_1(1) \\ \vdots \\ h_1(M-1, \dots, M-1) \end{bmatrix}$$

and L is input sequence length, M is memory length, and i is i th-order Volterra identifications which the order is 3.

Reformulating equation (4) into finding Volterra identification to solve that the equation (4) can be expressed as

$$h = X^\dagger y \tag{5}$$

where X^\dagger is generalized inverse which is defined by performing of the singular value decomposition (SVD) method. Expanding equation (5) gives

$$X^\dagger = (USV^T) = \sum_{i=1}^r \sigma_i u_i v_i^T \tag{6}$$

Then, the identification gives

$$h = (USV^T)^\dagger y = \sum_{i=1}^r v_i \frac{1}{\sigma_i} u_i^T y \tag{7}$$



where S is a $M \times N$ diagonal matrix with singular values sorted in descending order $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3 \dots \geq \sigma_r \geq 0$ ($r = \min\{M, N\}$). $U(M \times M)$ and $V(N \times N)$ are unitary matrices, which $U = (u_1, \dots, u_M)$ and $V = (v_1, \dots, v_N)$ are orthonormal columns.

The VFR of identifications $h_i(k_1, k_2, \dots, k_i)$ can be obtained by the DFT, which can be written as

$$H_i(f_1, \dots, f_i) = \sum_{k_1=0}^{M-1} \dots \sum_{k_i=0}^{M-1} h_i(k_1, k_2, \dots, k_i) \times e^{-j(\frac{2\pi}{M}k_1\rho + \dots + \frac{2\pi}{M}k_i\rho)} \tag{8}$$

where $p = 0, 1, \dots, N-1$.

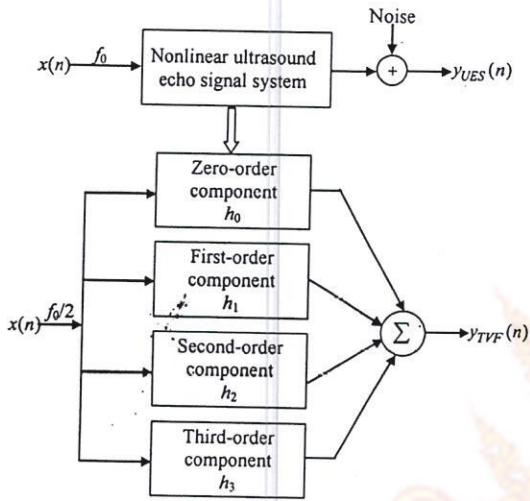


Figure 2 Identification of the UES using the TVF model

3. Results

For in this study, the excitation input signal of the UES simulation is sinusoidal wave at a frequency (f_0) of 5 MHz with 1 MPa sound pressure, containing 16 cycles. The UES is added with Gaussian white noise, which signal-to-noise ratio (SNR) of the use is 50 dB. The reception response of transducer is Gaussian - modulated sinusoidal pulse with fraction bandwidth 60% of center frequency 5 MHz. The frequency sampling is 100 MHz. Figure 3 shows the system response of simulating and modeling of the UES and the TVF, respectively. The church model is excited with $f_0 = 5$ MHz obtaining that the UES consists of fundamental ($f_0 = 5$ MHz), subharmonic ($f_0/2 = 2.5$ MHz), ultraharmonic ($3f_0/2 = 7.5$ MHz) and second-harmonic ($2f_0 = 10$ MHz) components.

For the modeling of the UES with the TVF model, using the excitation technique of half-frequency of the input signal can successfully to model sub-frequency. The filter length N is 22. As shown in Figure 3, the predicted result of the TVF in frequency domain is fundamental ($f_0 = 5$ MHz), subharmonic ($f_0/2 = 2.5$ MHz), ultraharmonic ($3f_0/2 = 7.5$ MHz). This is advantage of this technique, in which the generality of Volterra model cannot able to model.

The estimation of filter identification can be calculated by equation (7). Utilization of identification is investigating the frequency response property for filtering frequency. The DFTs of linear, quadratic and cubic terms can be calculated by the equation (8). The frequency response characteristics of these identifications are plotted in Figures 4-6. For

investigating in the performance for frequency filtering will be a discussion in section 4.

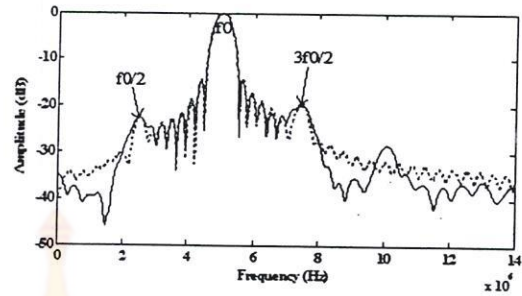


Figure 3 Results in frequency domain of simulating the UES (solid) and modeling the TVF (dotted). The SNR is 50 dB.

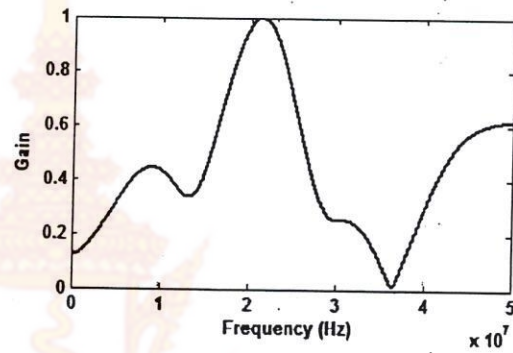


Figure 4 The VFR of linear filter identifications

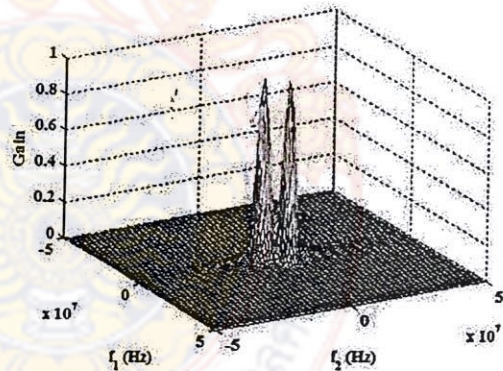


Figure 5 The VFR of quadratic filter identifications

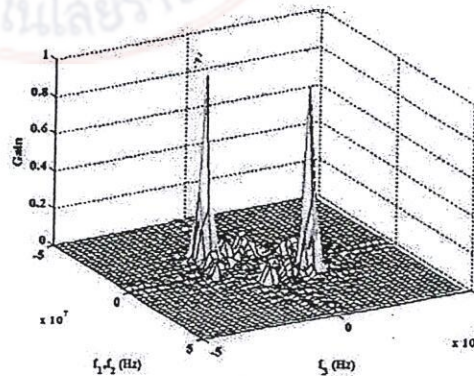


Figure 6 The VFR of cubic filter identifications



4. Discussion

Figure 4 shows the frequency response of linear filter H_1 . It can be seen that the peak gain is about 22 MHz. However, it has bandpass in some frequency. This result is from frequency translation of the input signal. Only consider of the frequency response H_1 may be sufficient to produce, for this it should be demonstrated in the linear output of frequency response function (FRF). The FRF is relation of cross-identification and input transforms, which is investigation in response to input signals.

Figure 5 shows the response output of quadratic filter H_2 . From Figure 5, it can be seen that gain is clearly strong on frequency of passband centered around (5, 5) and (-5, -5) MHz. This is capable of modeling in capture of the fundamental frequency (tissue echo) band. This H_2 ensure a complete for removing the fundamental frequency from tissue echo, which helps improving the CTR.

The third-order model is in the associated frequency response for ultraharmonic, and results in Figure 6. The gain of cubic filter H_3 response is the apparent frequency at around 7.5 MHz (ultraharmonic), and it is little frequency response at around 2.5 MHz (subharmonic). With these frequency responses, the capability of cubic filter can be used for separating the sub- and ultraharmonic components. However, advantage of summing both frequencies is higher CTR value. Therefore, the use of only ultraharmonic for imaging must add filter to remove subharmonic.

5. Conclusions

This paper presents the method based on SISO Volterra model of identification nonlinear USE for separating ultraharmonic frequency component. To identify the component of ultraharmonic, we use the method based on third-order Volterra model with the excitation of half-frequency of the input signal. The method has been successfully modeled for the identification of ultraharmonic component. In this work we have been investigated the frequency response of the k th-order Volterra identifications for ultraharmonic filtering applications. The results of investigation that cubic term can give the response frequency to ultraharmonic component. This method is significant improvement over conventional linear filtering such as bandpass filter. The practical application of the method can improve CTR. However, in order to demonstrate its performance, we will more progress consider on cross-kernels with input signal, which this issue will be discussed in the future.

6. Acknowledgements

We would to thank Professor Pornchai Phukpattaranont for his suggestions in this work. We also thank the Rajamangala University of Technology Srivijaya for financing this work.

7. References

- [1] De Jong N. Improvements in ultrasound contrast agents. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* 1996;November/December:72-82.
- [2] Ophir J, Parker KJ. Contrast agent in diagnostic ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology* 1989; 4:319-333.
- [3] Kollmann C. New sonographic techniques for harmonic imaging. *European Journal of Radiology* 2007;64:164-172.
- [4] De Jong N, Bouakaz A, Ten Cate FJ. Contrast harmonic imaging. *Ultrasonics* 2002;40:567-573.
- [5] Forsberg F, Shi WT, Goldberg BB. Subharmonic imaging of contrast agents. *Ultrasonics* 2000;38:93-98.
- [6] Basude R, Wheatley MA. Generation of ultraharmonic in surfactant based ultrasound contrast agents: use and advantage. *Ultrasonics* 2001;39:437-444.
- [7] Van Neer PLMJ, Matte G, Danilouchkine MG, Prins C, Van Den Adel F, De Jong N. Super-harmonic imaging: development of an interleaved phased-array transducer. *IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 2010;57:455-468.
- [8] Phukpattaranont P, Ebbini ES. Post beamforming second-order Volterra filter for pulse echo ultrasonic imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control* 2003;50:987-1001.
- [9] Samakee C, Phukpattaranont P. Volterra frequency response functions analysis of subharmonic oscillation from bubble. *The International Journal of Applied Biomedical Engineering* 2013;6:17-25.
- [10] Samakee C. Investigating ultrasound modeling from ultrasound echo signal SISO Volterra filter. In: Rasmequan S, Hwan Lee S, Miller J, Joh M, editors. *Technology for life. KST-iCON 2016: Proceedings of the 8th International Conference on Knowledge and Smart Technology*; 2016 Feb 3-6; Chiangmai, Thailand. Thailand: IEEEExplore; 2016. p. 142-145.
- [11] Morgan KE, Allen JS, Dayton PA, Chomas JE, Klibanov AL, Ferrara KW. Experimental and theoretical evaluation of microbubble behavior: Effect of transmitted phase and bubble size. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control* 2000;47:1494-1509.
- [12] Church C. The effects of an elastic solid surface layer on the radial pulsations of gas bubbles. *The Journal of the Acoustical society of America* 1995;91:1510-1521.
- [13] Boaghe OM, Billings S. Subharmonic oscillation modeling and MISO Volterra series. *IEEE Transactions on Circuits and Systems* 2003;50:877-884.





