บทที่ 3

การออกแบบวงจรกรองเชิงเส้นแถบความถี่ผ่านที่เหมาะสมสำหรับภาพอัลตราซาวนด์แบบมีสารเพิ่มความคมชัด

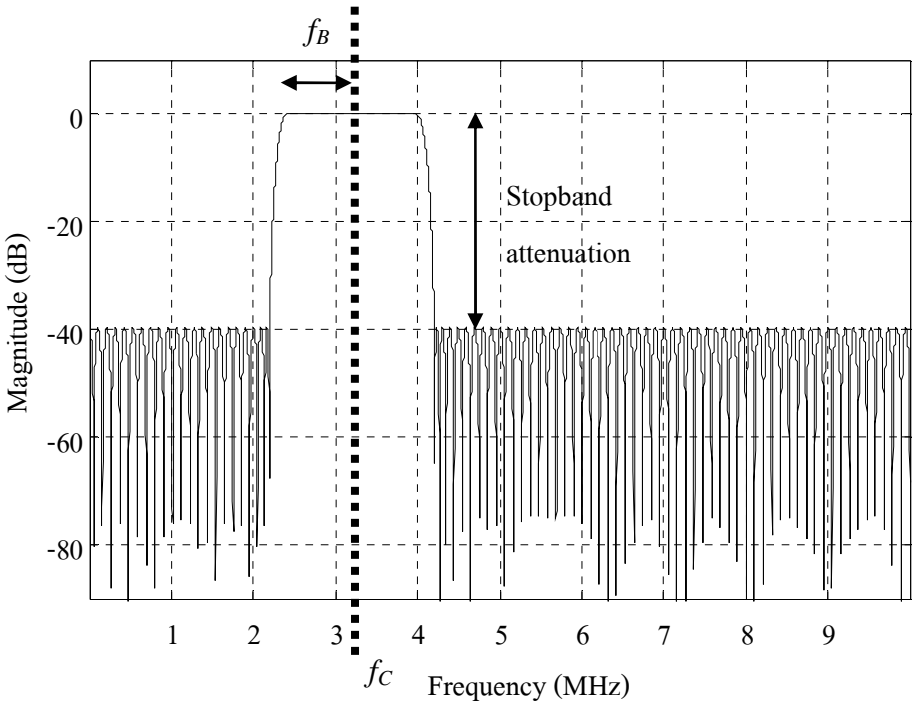
คุณลักษณะทางความถี่ของสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวนด์ แตกต่างจากเนื้อเยื่อ กล่าวคือสัญญาณสะท้อนจากสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวนด์นอกจากความถี่มูลฐานแล้วยังให้ความถี่ฮาร์มอนิกด้วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งความถี่ฮาร์มอนิกอันดับสอง ซึ่งความถี่ฮาร์มอนิกนี้ไม่ได้จากเนื้อเยื่อ คุณลักษณะดังกล่าวทำให้สามารถออกแบบวงจรกรองเชิงเส้นเพื่อแยกสัญญาณฮาร์มอนิกอันดับสอง ซึ่งการออกแบบวงจรกรองเชิงเส้นจะใช้กระบวนวิธีของ Park-McClellan โดยการปรับแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน (Fractional bandwidth) และการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่าน (Stopband attenuation) ซึ่งช่วยให้ปรับปรุงคุณภาพของภาพจากอัลตราซาวนด์ อันได้แก่ ความคมชัดของการเปรียบต่าง (Contrast resolution) และความคมชัดเชิงพื้นที่ (Spatial resolution) ให้ดียิ่งขึ้น

3.1 การออกแบบวงจรกรองเชิงเส้นแถบความถี่ผ่าน

วงจรกรองเชิงเส้นแถบความถี่ผ่าน (Linear bandpass filter) สามารถออกแบบด้วยกระบวนวิธีของ Park-McClellan (โดยใช้ฟังก์ชัน Fdatool บน MATLAB) ทำให้ผลตอบสนองความถี่มีลักษณะเป็น Equiripple ซึ่งสามารถปรับพารามิเตอร์ (Parameters) อันได้แก่ การปรับแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วนและการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่าน ดังภาพประกอบ 3-1 โดยพิจารณาการปรับพารามิเตอร์จากคุณลักษณะทางความถี่ของสัญญาณสะท้อนที่ได้จากบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดกับสัญญาณสะท้อนจากบริเวณเนื้อเยื่อ (ภาพประกอบ 2-4) สำหรับการปรับแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน (FB) สามารถหาได้ด้วย [1]

$$FB = \frac{2f_B}{f_C} \times 100\% \tag{3-1}$$

โดยที่ FB คือแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน, f_B คือความถี่ที่ห่างออกจากความถี่ตรงกลาง (Center frequency) มีค่าเท่ากับครึ่งหนึ่งของแถบความถี่ (Bandwidth), f_C คือความถี่ตรงกลาง นอกจากนี้



ภาพประกอบ 3-1 การลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่าน และการปรับแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน (FB) ของวงจรกรองเชิงเส้นแถบความถี่ผ่านด้วยวิธี Park-McClellan

การปรับ Stopband attenuation จะปรับด้วยระดับเดซิเบล (dB) นับจากช่วงแถบความถี่ผ่าน (Passband) ของวงจรกรองเชิงเส้น

3.2 การสร้างภาพอัลตราซาวนด์จากองค์ประกอบฮาร์มอนิก

อาศัยคุณลักษณะของสเปกตรัมเฉลี่ยจากบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวนด์และบริเวณเนื้อเยื่อ ทำให้สามารถออกแบบวงจรกรองเชิงเส้น เพื่อแยกสัญญาณฮาร์มอนิกอันดับสอง แล้วศึกษาผลของการลดทอนขนาดของแถบความถี่ไม่ผ่าน และผลของการปรับความกว้างของแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน ที่มีต่อคุณภาพของภาพจากอัลตราซาวนด์

3.2.1 การปรับเปลี่ยน Stopband attenuation และ Fractional bandwidth

วิธีการสร้างภาพจากองค์ประกอบฮาร์มอนิกอันดับสอง เริ่มด้วยการออกแบบวงจรกรองเชิงเส้นแถบความถี่ผ่าน ด้วยวิธี Park-McClellan หรือที่เรียกว่า Equiripple filter โดย

การปรับเปลี่ยน Stopband attenuation ด้วยค่า 20, 30, 40 และ 50 dB ที่ FB = 12.5 % และการปรับเปลี่ยน Fractional bandwidth ด้วยค่า 10, 15, 25 และ 50 % ที่ Stopband attenuation เท่ากับ 40 dB แล้วเปรียบเทียบความคมชัดของการเปรียบต่างและความคมชัดเชิงพื้นที่ของภาพอัลตราซาวนด์หลังจากผ่านวงจรกรองเชิงเส้น

3.2.2 วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

เครื่องมือและวิธีการทดลอง

ข้อมูลอัลตราซาวนด์ที่ใช้และวิธีการหาสเปกตรัมกำลัง ได้มาจากวิธีการทดลองของบทที่ 2 หัวข้อย่อย 2.3.1 วัสดุที่ใช้และวิธีการเก็บข้อมูล ภาพจากอัลตราซาวนด์ของไตหมูและสเปกตรัมกำลังเฉลี่ยของบริเวณอ้างอิง 2 บริเวณ (บริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดกับบริเวณเนื้อเยื่อ) แสดงดังภาพประกอบ 2-3 และภาพประกอบ 2-4 ตามลำดับ

การวัดค่าความคมชัดของการเปรียบต่าง (Contrast resolution) ในเชิงปริมาณ

ความคมชัดของการเปรียบต่าง ของภาพสามารถวัดได้ด้วยอัตราส่วนของกำลังเฉลี่ยบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดต่อกำลังเฉลี่ยบริเวณเนื้อเยื่อ (Contrast-to-tissue ratio) คำนวณได้ด้วย [2]

$$CTR = 10\log\left(\frac{\overline{P}_C}{\overline{P}_T}\right) \tag{3-2}$$

โดยที่ CTR คืออัตราส่วนของกำลังเฉลี่ยบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดต่อกำลังเฉลี่ยบริเวณเนื้อเยื่อ, $\overline{P}_C$ คือกำลังเฉลี่ยของสัญญาณในบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวนด์ และ $\overline{P}_T$ คือกำลังเฉลี่ยของสัญญาณในบริเวณเนื้อเยื่อ ค่ากำลังเฉลี่ย ($\overline{P}$) ของแต่ละบริเวณดังกล่าวนี้หาได้ด้วย [3]

$$\overline{P} = \frac{1}{IJ}\sum_{i=1}^{I}\sum_{j=1}^{J} x_{ij}^2 \tag{3-3}$$

โดยที่ x_{ij} คือสัญญาณภายในบริเวณที่พิจารณา นอกจากนี้ค่า CTR ของภาพจะเป็นตัววัดความสามารถในการแยกองค์ประกอบฮาร์มอนิกอันดับสองด้วย

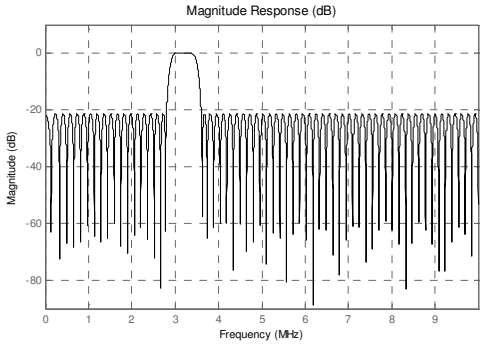
3.3 ผลการทดลอง

3.3.1 เมื่อปรับเปลี่ยน Stopband attenuation

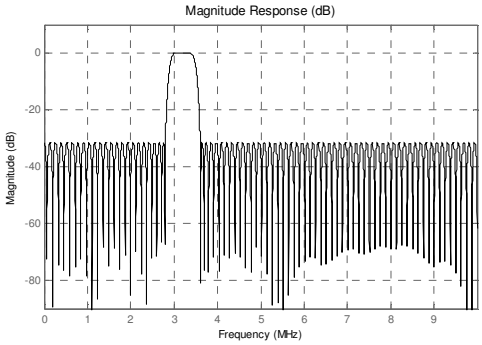
อาศัยคุณสมบัติทางความถี่ของสัญญาณสะท้อนดังกล่าวของสเปกตรัมเฉลี่ยระหว่างความถี่ 2.5 MHz ถึง 4 MHz จึงเลือกความถี่ตรงกลางเท่ากับ 3.2 MHz สำหรับการออกแบบวงจรกรองเชิงเส้นแถบความถี่ผ่าน ด้วยวิธี Park-McClellan ซึ่งแบ่งเป็นการปรับการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่าน ด้วยค่า 20 dB, 30 dB, 40 dB และ 50 dB โดยให้ *FB* คงที่เท่ากับ 12.5 % ดังภาพประกอบ 3-2 ซึ่งภาพไตหมูหลังจากผ่านวงจรกรองเชิงเส้นนี้แสดงดังภาพประกอบ 3-3(a), (b), (c) และ (d) ตามลำดับ จะเห็นว่าค่าความคมชัดของการเปรียบต่างของภาพประกอบ 3-3(c) และ (d) มีค่ามากกว่าที่ได้จากภาพประกอบ 3-3(a) และ (b) ซึ่งสามารถมองเห็นรูปร่างของไตหมูได้ชัดเจนขึ้น และเมื่อพิจารณาภาพประกอบ 3-3(a), (b), (c) และ (d) จะให้ค่า *CTR* เท่ากับ 2.0, 8.5, 11.8 และ 12.7 dB ตามลำดับ ซึ่งมีค่าเพิ่มขึ้นสอดคล้องกับคุณภาพของภาพที่ดีขึ้น ดังนั้นค่าที่เหมาะสมของการปรับการลดทอนบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่านอยู่ระหว่าง 40 dB ถึง 50 dB

สเปกตรัมกำลังเฉลี่ยของภาพประกอบ 3.3 แสดงดังภาพประกอบ 3-4 (สเปกตรัมกำลังเฉลี่ยของสัญญาณทั้ง 21 เส้น ซึ่งใช้บริเวณอ้างอิง คือบริเวณเนื้อเยื่อ และบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวนด์สำหรับกรอบสีขาวด้านซ้ายและด้านขวา เช่นเดียวกันกับภาพประกอบ 2-3) จะเห็นว่าการปรับเพิ่มการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่านมากขึ้น ดังภาพประกอบ 3-4(a), (b), (c) และ (d) องค์ประกอบความถี่ฮาร์มอนิกอันดับสองมีนัยสำคัญมากกว่าองค์ประกอบความถี่มูลฐานเพิ่มขึ้น ส่งผลให้คุณภาพของภาพในแง่ของความคมชัดของการเปรียบต่างดีขึ้น ตามลำดับ

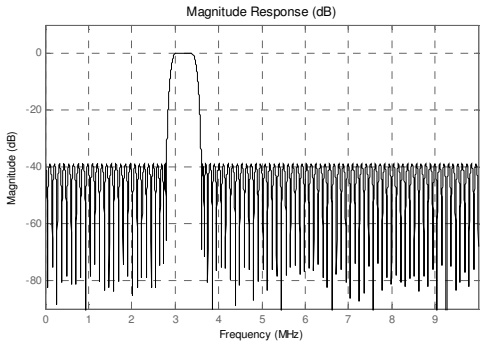
(a) 20 dB attenuation



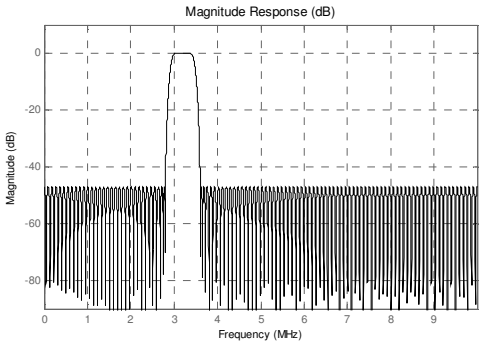
(b) 30 dB attenuation



(c) 40 dB attenuation

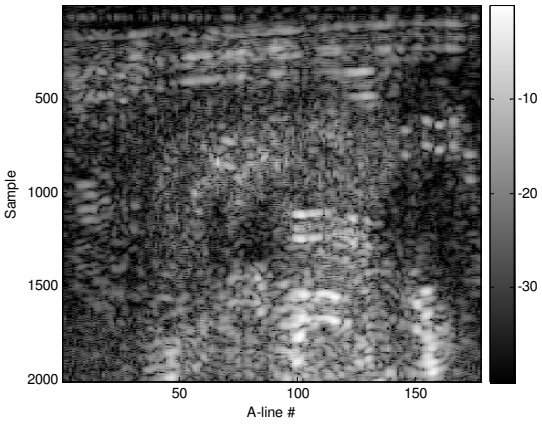


(d) 50 dB attenuation

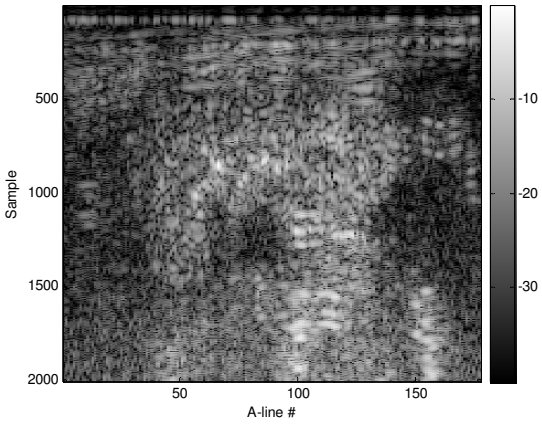


ภาพประกอบ 3-2 ผลตอบสนองของวงจรกรองเชิงเส้นเมื่อปรับการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่าน (a) 20 dB (b) 30 dB (c) 40 dB (d) 50 dB โดยมี Filter length เท่ากับ 132, 162, 192 และ 221 ตามลำดับ (FB = 12.5 %, f_C = 3.2 MHz)

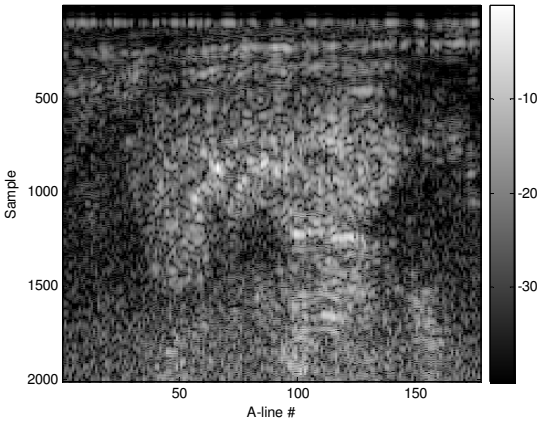
(a) 20 dB, CTR = 2.0 dB



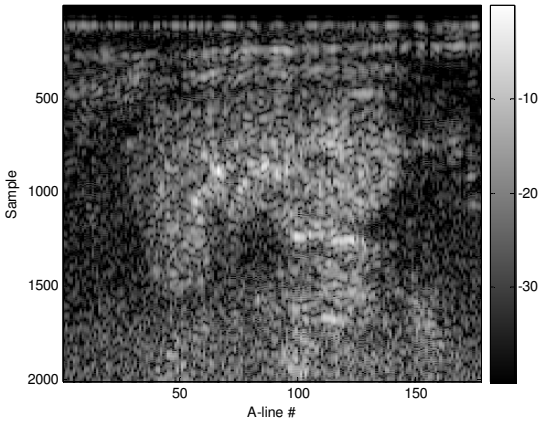
(b) 30 dB, CTR = 8.5 dB



(c) 40 dB, CTR = 11.8 dB

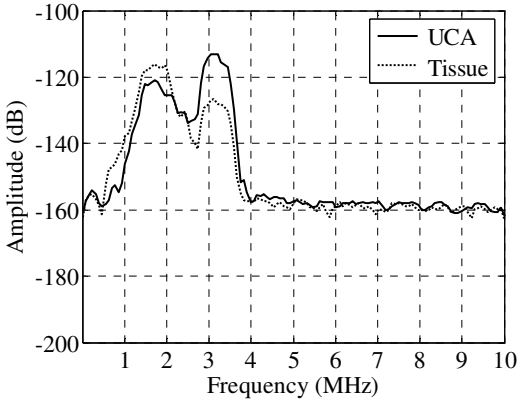


(d) 50 dB, CTR = 12.7 dB

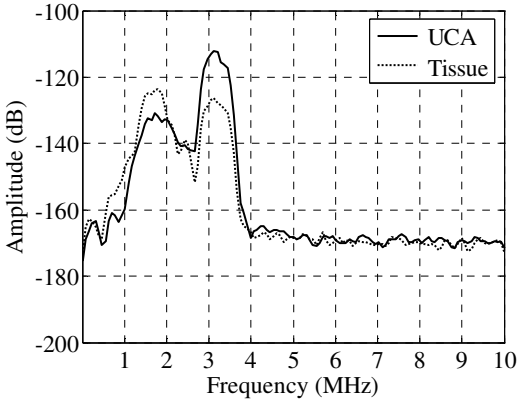


ภาพประกอบ 3-3 ภาพหลังการกรองด้วยตัวกรองเชิงเส้นโดยการปรับการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่าน เมื่อใช้ FB = 12.5 % (a) 20 dB (b) 30 dB (c) 40 dB (d) 50 dB

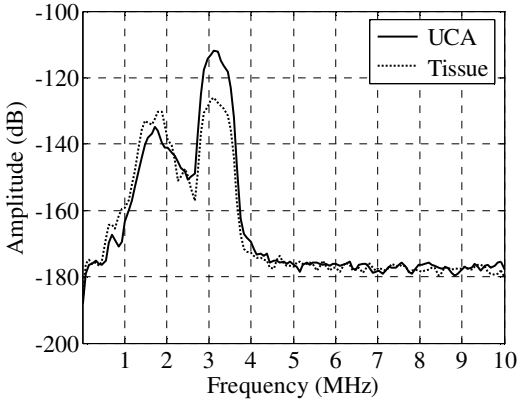
(a) 20 dB attenuation



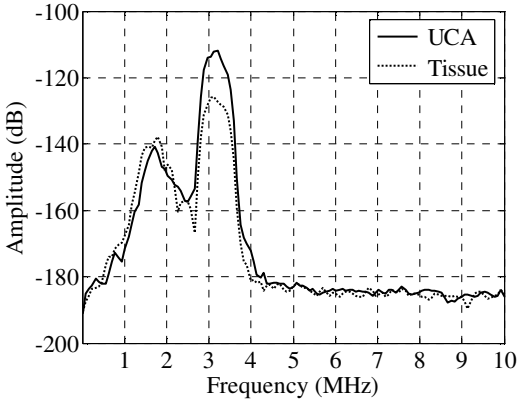
(b) 30 dB attenuation



(c) 40 dB attenuation



(d) 50 dB attenuation



ภาพประกอบ 3-4 สเปกตรัมเฉลี่ยของภาพหลังการกรองด้วยวงจรกรองเชิงเส้นโดยปรับการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่าน (เมื่อใช้ FB เท่ากับ 12.5 %)

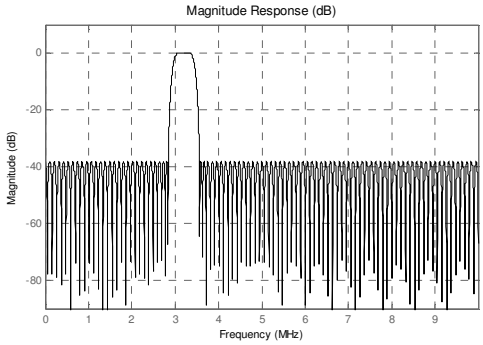
(a) 20 dB (b) 30 dB (c) 40 dB (d) 50 dB

3.3.2 เมื่อปรับเปลี่ยน Fractional bandwidth

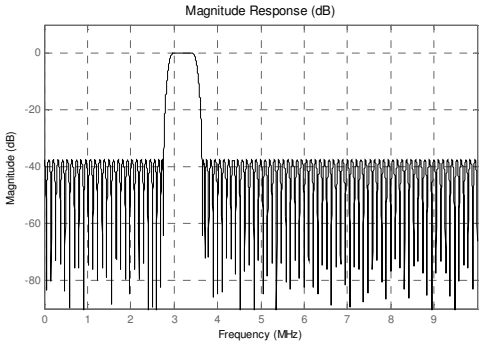
ภาพประกอบ 3-5 แสดงการปรับแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน โดยคงค่าการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่านเท่ากับ 40 dB ภาพที่ได้หลังจากการกรองด้วยวงจรกรองเชิงเส้นจากการปรับเปลี่ยนค่า *FB* เท่ากับ 10 %, 15 %, 25 % และ 50 % แสดงดังภาพประกอบ 3-6(a), (b), (c) และ (d) ตามลำดับ จะเห็นว่าวงจรกรองเชิงเส้นที่ปรับค่า *FB* จาก 10 % ถึง 25 % เหมาะสำหรับการปรับปรุงคุณภาพของภาพในแง่ของความคมชัดของการเปรียบต่าง อย่างไรก็ตามคุณภาพของภาพในแง่ของความคมชัดเชิงพื้นที่จะดีขึ้นเมื่อเพิ่มค่า *FB* ของวงจรกรองเชิงเส้น นั่นคือวงจรกรองเชิงเส้นที่มีค่า *FB* เท่ากับ 25 % จะให้ความคมชัดเชิงพื้นที่ดีที่สุด และค่า *CTR* ที่ได้จากการปรับค่า *FB* ที่เหมาะสมของวงจรกรองเชิงเส้น (ค่าที่เหมาะสมอยู่ระหว่าง 15 % ถึง 25 %) สอดคล้องกับการมองเห็นภาพที่ดีขึ้น

ทำนองเดียวกัน สเปกตรัมกำลังเฉลี่ยของภาพประกอบ 3-6 แสดงดังภาพประกอบ 3-7 จะเห็นว่าองค์ประกอบความถี่ฮาร์มอนิกอันดับสองสำหรับภาพประกอบ 3-7(a), (b) และ (c) มีนัยสำคัญมากกว่าองค์ประกอบความถี่มูลฐานด้วยเช่นกัน

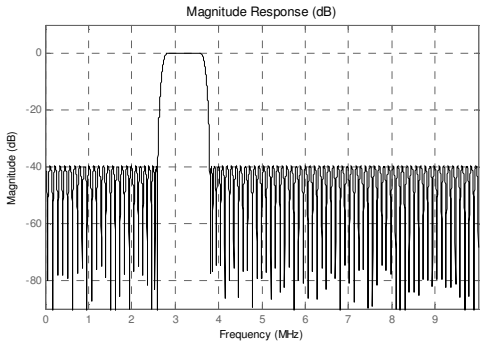
(a) FB = 10 %



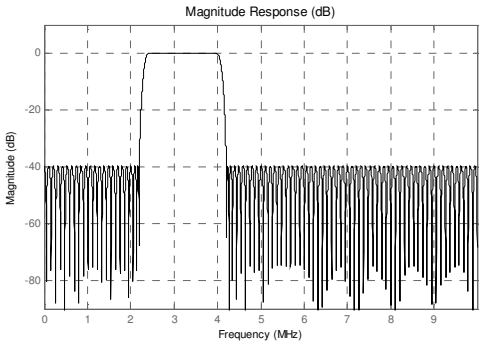
(b) FB = 15 %



(c) FB = 25 %

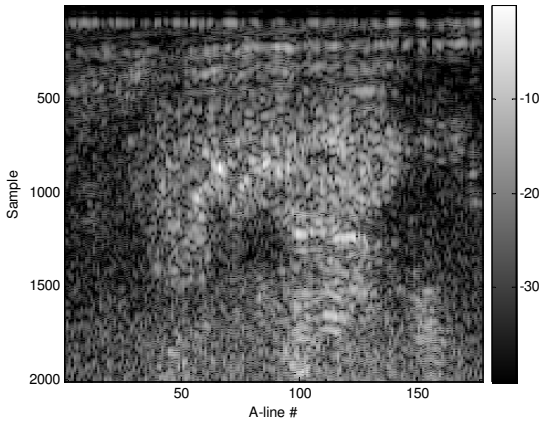


(d) FB = 50 %

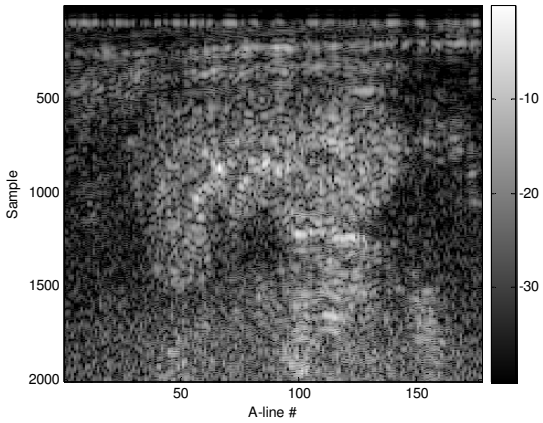


ภาพประกอบ 3-5 ผลตอบสนองของวงจรกรองเชิงเส้นเมื่อปรับแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน (FB) (a) 10 % (b) 15 % (c) 25 % (d) 50% โดยมี Filter length เท่ากันเท่ากับ 192 (f_C = 3.2 MHz และการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่านคงที่เท่ากับ 40 dB)

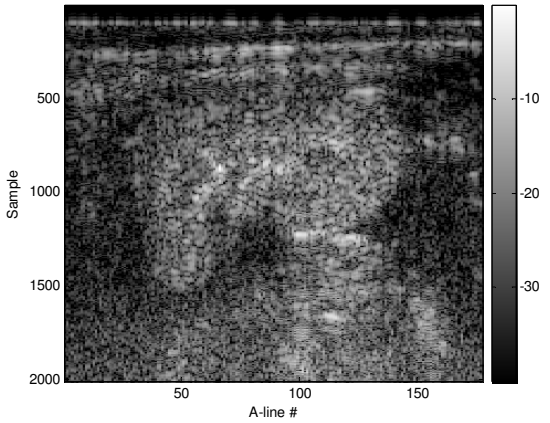
(a) FB = 10 %, CTR = 11.2 dB



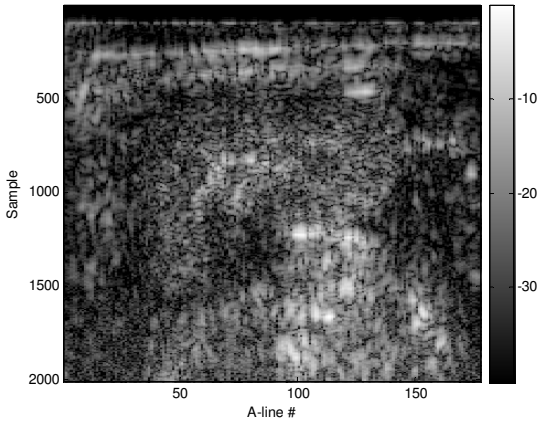
(b) FB = 15 %, CTR = 11.4 dB



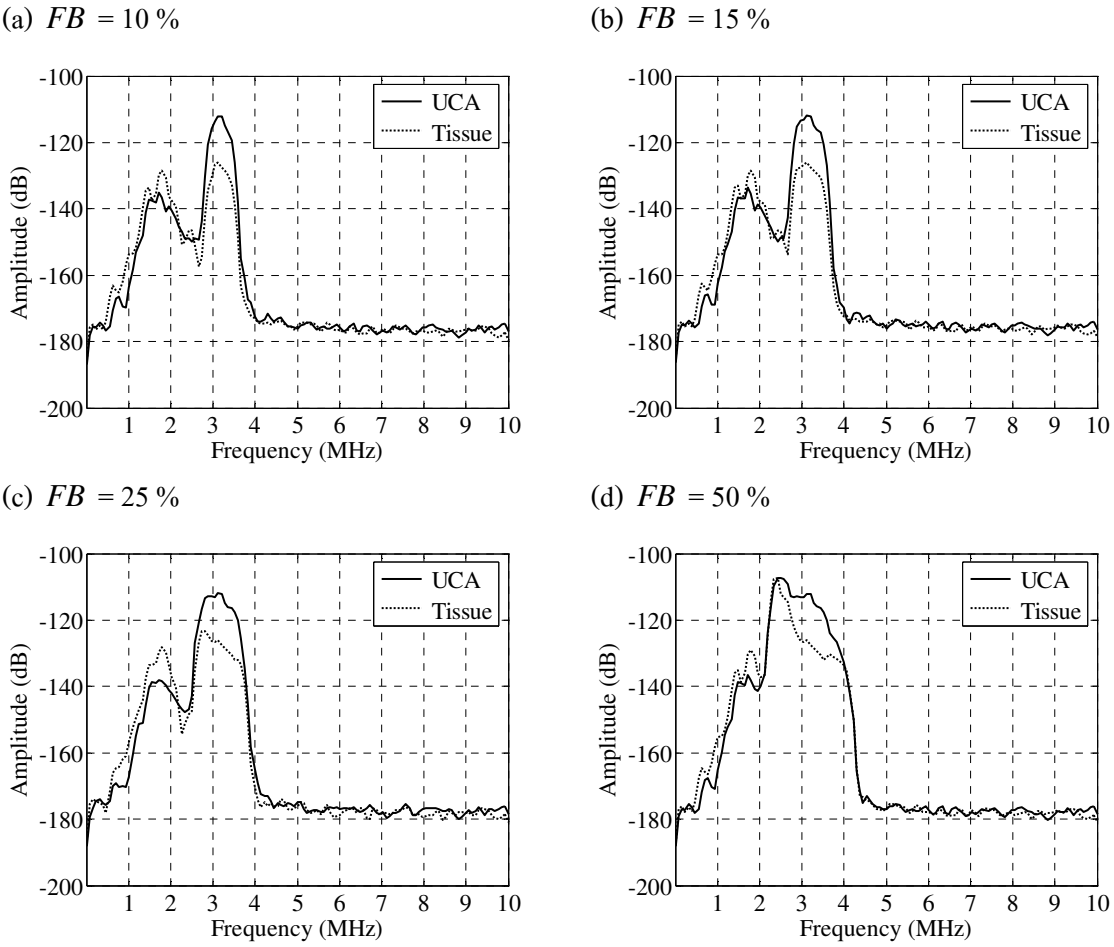
(c) FB = 25 %, CTR = 11.0 dB



(d) FB = 50 %, CTR = 2.8 dB



ภาพประกอบ 3-6 ภาพหลังการกรองด้วยวงจรกรองเชิงเส้นโดยการปรับแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน (a) 10 % (b) 15 % (c) 25 % (d) 50 %



ภาพประกอบ 3-7 สเปกตรัมเฉลี่ยของภาพหลังการกรองด้วยวงจรกรองเชิงเส้นโดยการปรับแถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วน (a) 10 % (b) 15 % (c) 25 % (d) 50 %

สรุป

บทนี้ให้แนวคิดของการสร้างภาพจากองค์ประกอบฮาร์มอนิกลำดับที่สอง โดยการกรองด้วยวงจรกรองเชิงเส้นสำหรับใช้เป็นความรู้พื้นฐาน ภาพที่สร้างจากองค์ประกอบฮาร์มอนิกลำดับที่สองจะให้คุณภาพของภาพจากอัลตราซาวนด์ อันได้แก่ ความคมชัดของการเปรียบต่างและความคมชัดเชิงพื้นที่ดีกว่าสำหรับการวินิจฉัยเมื่อเทียบกับภาพจากอัลตราซาวนด์ดั้งเดิม จากการศึกษาสามารถสรุปได้ว่า แถบความถี่ผ่านเชิงเศษส่วนและการลดทอนขนาดบนแถบความถี่ที่ไม่ยอมให้สัญญาณผ่านที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพจากองค์ประกอบฮาร์มอนิกลำดับที่สอง คือ 15 - 25 % และ 40 - 50 dB ตามลำดับ ในบทถัดไปเป็นการศึกษาทฤษฎีและสร้างภาพด้วยวงจรกรองควอดราติก แล้วทำการเปรียบเทียบคุณภาพของภาพที่ได้กับภาพจากวงจรกรองเชิงเส้น

เอกสารอ้างอิง

[1] T. Nilmanee, P. Phukpattaranont, N. Jindapetch, “Design of An Optimal Linear Bandpass Filter for Contrast-Assisted Ultrasonic Imaging,” *PSU-UNS International Conference on Engineering and Environment - ICEE-2007*, May 10-11, 2007.

[2] P. Phukpattaranont, “Quadratic B-mode (QB-mode) Ultrasonic Imaging,” in *Proc. of the 2005 ECTI International Conference*, May 2005, vol. 1, pp. 410-413.

[3] M. F. Al-Mistarihi, P. Phukpattaranont and E. S. Ebbini, “Post-Beamforming Third-order Volterra Filter (ThOVF) for Pulse-echo Ultrasonic Imaging,” *ICASSP*, 2004, vol. 3, pp. 97-100.