

## บทที่ 5

### การออกแบบวงจรกรองควอดราติกด้วยการกระจายแบบเกาส์เซียนสองมิติ สำหรับภาพอัลตราซาวนด์แบบมีสารเพิ่มความคมชัด

บทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบวงจรกรองควอดราติกที่เหมาะสมสำหรับภาพอัลตราซาวนด์แบบมีสารเพิ่มความคมชัด โดยแนวคิดในการออกแบบได้มาจากคุณลักษณะทางความถี่ของวงจรกรองควอดราติกที่ได้สรุปไว้ในบทที่แล้ว นั่นคือ วงจรกรองควอดราติกต้องผ่านความถี่ตรงตำแหน่งที่อัตราส่วนของกำลังเฉลี่ยสัญญาณจากสารเพิ่มความคมชัดต่อสัญญาณของเนื้อเยื่อมีค่าสูง เพื่อให้วงจรกรองควอดราติกมีความสามารถที่จะแยกองค์ประกอบฮาร์มอนิกอันดับสองที่เกิดจากสารเพิ่มความคมชัดได้ดี

#### 5.1 ทฤษฎีการออกแบบ

ผลตอบสนองความถี่ควอดราติกของวงจรกรองควอดราติก โดยการแปลงฟูเรียร์เต็มหน่วยสามารถแสดงได้ด้วย [1]

$$H(e^{j\omega_k}, e^{j\omega_{2l}}) = \sum_{n_1=0}^{N_1-1} \sum_{n_2=0}^{N_2-1} h(n_1, n_2) \exp(-jn_1\omega_k) \exp(-jn_2\omega_{2l}) \quad (5-1)$$

โดยที่  $H(e^{j\omega_k}, e^{j\omega_{2l}})$  คือผลตอบสนองความถี่ควอดราติกของวงจรกรองควอดราติก,  $h(n_1, n_2)$  คือเคอเนลควอดราติก โดยที่  $N_1$  และ  $N_2$  คือความยาวของเคอเนลควอดราติก (เป็นจำนวนเต็มบวก) ในแนว  $n_1$  และ  $n_2$  ตามลำดับ ซึ่งถ้าเฟสของผลตอบสนองความถี่เป็นเชิงเส้น และแอมพลิจูดของผลตอบสนองความถี่มีความสมมาตรตรงจุดกำเนิด (Centro symmetry) (จุดกำเนิดคือจุด  $(0, 0)$  ในโดเมนความถี่) จะได้ว่า  $h(n_1, n_2)$  เป็นจำนวนจริงและมีความสมมาตรตามสมการ  $h(n_1, n_2) = h(N_1 - 1 - n_1, N_2 - 1 - n_2)$  เราสามารถเขียนผลตอบสนองความถี่ควอดราติกของวงจรกรองควอดราติก ตามที่แสดงในสมการ (5-1) อีกรูปหนึ่งได้ว่า

$$H(e^{j\omega_k}, e^{j\omega_{2l}}) = G(\omega_k, \omega_{2l}) \exp(j\phi(\omega_k, \omega_{2l})) \quad (5-2)$$

โดยที่  $G(\omega_k, \omega_l)$  คือขนาดของผลตอบสนองความถี่ที่ต้องการ และ  $\phi(\omega_k, \omega_l)$  คือเฟสเชิงเส้นของผลตอบสนองความถี่ซึ่งสามารถหาได้จาก [2]

$$\phi(\omega_k, \omega_l) = -\frac{N_1-1}{2}\omega_k - \frac{N_2-1}{2}\omega_l \quad (5-3)$$

โดยที่  $\omega_k = (2\pi k / M_1) - \pi$ ,  $k = 0, 1, \dots, M_1 - 1$  และ  $\omega_l = (2\pi l / M_2) - \pi$ ,  $l = 0, 1, \dots, M_2 - 1$  เมื่อกำหนดให้  $N_1 = N_2 = N$  จะได้ค่า  $(N-1)/2$  คือ Phase delay ของสัญญาณเอาต์พุตนั่นเอง

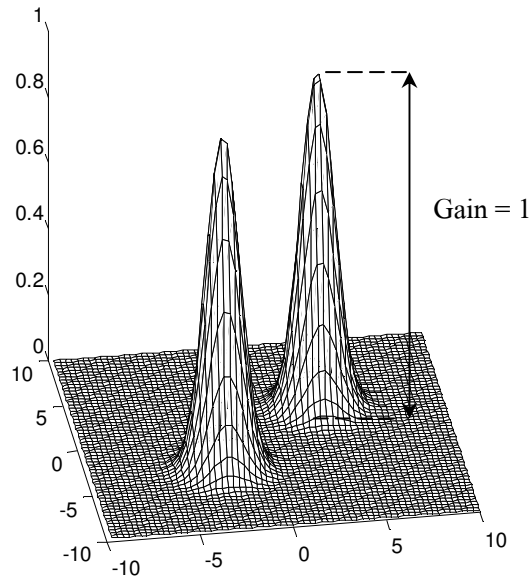
เพื่อให้ผลตอบสนองความถี่มีความสอดคล้องกับคุณลักษณะของวงจรรองควอดราติกที่เหมาะสมกับการแยกสัญญาณฮาร์โมนิกอันดับสอง ขนาดของผลตอบสนองความถี่ (Magnitude frequency response) คือ  $G(\omega_k, \omega_l)$  จึงถูกออกแบบให้มีการกระจายแบบเกาส์เซียนแล้วกระทำการนอร์มอลไลซ์ (Normalization) ขนาดสูงสุดเป็นหนึ่ง ซึ่งมีจุดศูนย์กลางอยู่ที่  $(\omega_{a1}, \omega_{b1})$  และ  $(\omega_{a2}, \omega_{b2})$  ซึ่งแสดงได้ด้วยสมการ [3]

$$G(\omega_k, \omega_l) = \frac{G_1(\omega_k, \omega_l) + G_2(\omega_k, \omega_l)}{\max\{G_1, G_2\}} \quad (5-4)$$

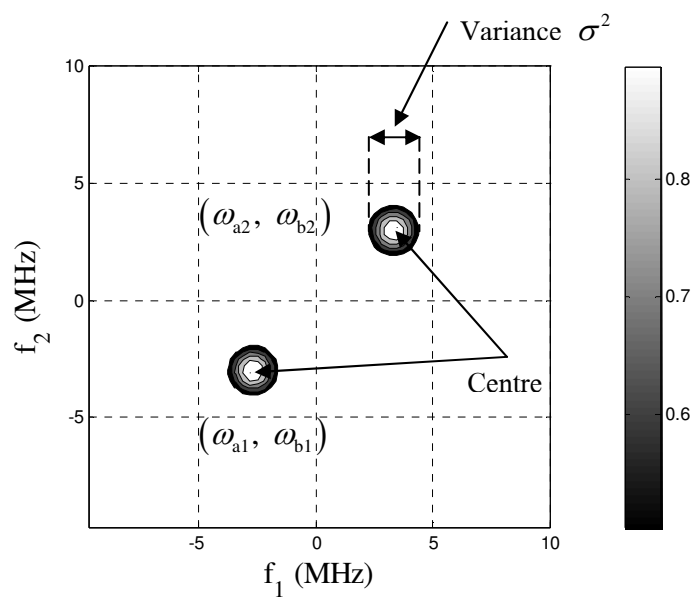
ซึ่ง

$$G_i(\omega_k, \omega_l) = \exp\left(-\frac{(\omega_k - \omega_{ai})^2 + (\omega_l - \omega_{bi})^2}{2\sigma^2}\right), \quad i = 1, 2 \quad (5-5)$$

โดยที่  $G_1(\omega_k, \omega_l)$  และ  $G_2(\omega_k, \omega_l)$  คือการกระจายแบบเกาส์เซียนสองมิติที่มีจุดศูนย์กลาง  $(\omega_{a1}, \omega_{b1})$  และ  $(\omega_{a2}, \omega_{b2})$  ตามลำดับ,  $\sigma$  คือค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของการกระจายแบบเกาส์เซียน ภาพประกอบ 5-3 แสดงคุณลักษณะของวงจรรองควอดราติกในโดเมนความถี่โดยมีจุดศูนย์กลาง (3, 3) และ (-3, -3) ค่าความแปรปรวน 0.34 (กำหนดให้  $M_1 = M_2 = 64$ ) ในการออกแบบจุดศูนย์กลาง  $(\omega_{a1}, \omega_{b1})$  และ  $(\omega_{a2}, \omega_{b2})$  สำหรับวงจรรองควอดราติกที่เหมาะสมสำหรับภาพอัลตราซาวด์ที่มีสารเพิ่มความคมชัดจะต้องอยู่ในบริเวณที่มีอัตราส่วนของกำลังเฉลี่ยสัญญาณจากสารเพิ่มความคมชัดต่อสัญญาณจากเนื้อเยื่อสูงที่สุด



(a)



(b)

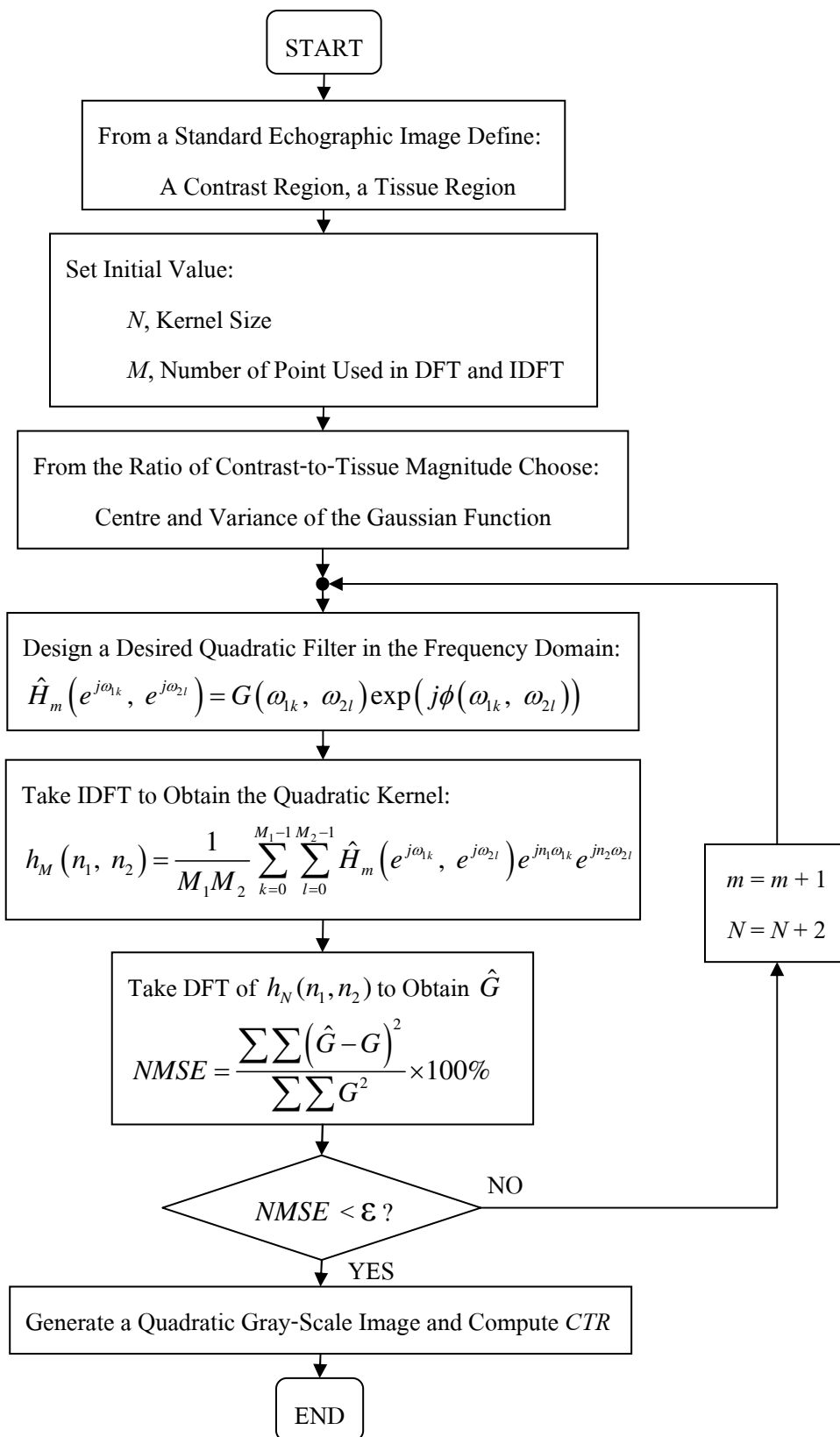
ภาพประกอบ 5-1 (a) ภาพสามมิติของวงจรรองควอดราติก (b) การเลื่อนจุดศูนย์กลาง (Centre point) และค่าความแปรปรวน (Variance) ของวงจรรองเกาส์เซียนสองมิติ  
ที่มีความสมมาตรตรงจุดกำเนิด

ผลตอบสนองอิมพัลส์ของวงจรกรองควอดราติก  $h(n_1, n_2)$  ที่ออกแบบให้ขนาดของผลตอบสนองความถี่ควอดราติกมีการกระจายแบบเกาส์เซียน มีความสมมาตรตรงจุดกำเนิด และมีเฟสเชิงเส้น สามารถหาได้โดยการแปลงฟูเรียร์เต็มหน่วยแบบกลับดังนี้

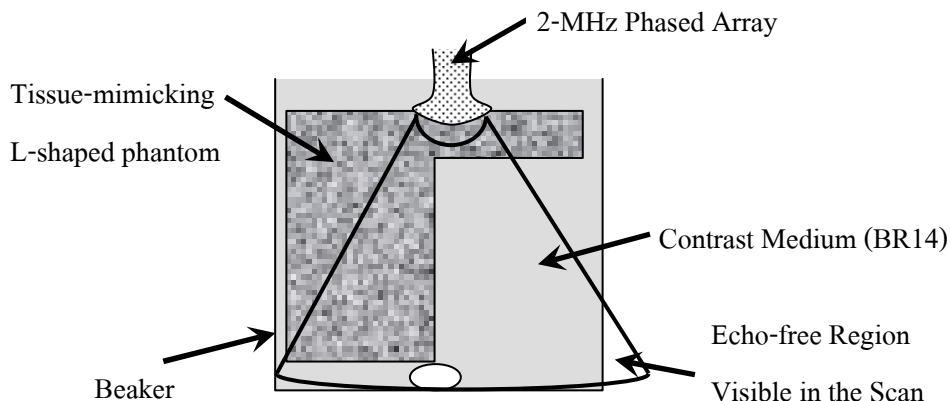
$$h(n_1, n_2) = \frac{1}{M_1 M_2} \sum_{k=0}^{M_1-1} \sum_{l=0}^{M_2-1} \hat{H}(e^{j\omega_{1k}}, e^{j\omega_{2l}}) e^{jn_1\omega_{1k}} e^{jn_2\omega_{2l}} \quad (5-6)$$

โดยที่  $\hat{H}(e^{j\omega_{1k}}, e^{j\omega_{2l}}) = G(\omega_{1k}, \omega_{2l}) \exp(j\phi(\omega_{1k}, \omega_{2l}))$  คือผลตอบสนองความถี่ที่ต้องการออกแบบ,  $M_1$  และ  $M_2$  คือจำนวนจุดที่ใช้ในการคำนวณสำหรับการแปลงฟูเรียร์เต็มหน่วยในแนว  $\omega_{1k}$  และ  $\omega_{2l}$  ตามลำดับ สำหรับการออกแบบจะเลือกให้  $M_1 = M_2 = M$  ซึ่งมีค่าเท่ากับ  $2^n$  เมื่อ  $n$  เป็นจำนวนเต็มบวก และกำหนดให้  $N_1 = N_2 = N$  คือจำนวนสมาชิกของเวกเตอร์อินพุตหรือเอาต์พุต ทำให้  $h(n_1, n_2)$  มีขนาด  $N \times N$

จากแนวคิดในการออกแบบที่กล่าวมาสามารถสรุปเป็น Flowchart ของโปรแกรมได้ดังภาพประกอบ 5-2 ซึ่งแสดงวิธีการออกแบบวงจรกรองควอดราติก โดยอาศัยอัตราส่วนของกำลังเฉลี่ยของสัญญาณจากสารเพิ่มความคมชัดต่อเนื่อง ซึ่งการออกแบบวงจรกรองควอดราติกต้องการให้มีขนาดของเคอเนล ( $N$ ) น้อยที่สุด จึงเลือกค่าคงที่ที่มีขนาดไม่สูงมากนักเป็นค่าเริ่มต้น แล้วจึงเพิ่มค่าขึ้นจนกระทั่งเคอเนลควอดราติกให้ผลตอบสนองความถี่ควอดราติกอยู่ในค่าที่ยอมรับได้เมื่อเทียบกับผลตอบสนองความถี่ควอดราติกที่ต้องการ



ภาพประกอบ 5-2 Flowchart ของโปรแกรม



ภาพประกอบ 5-3 การติดตั้งเพื่อสแกนเนื้อเยื่อเทียมรูปตัวแอล

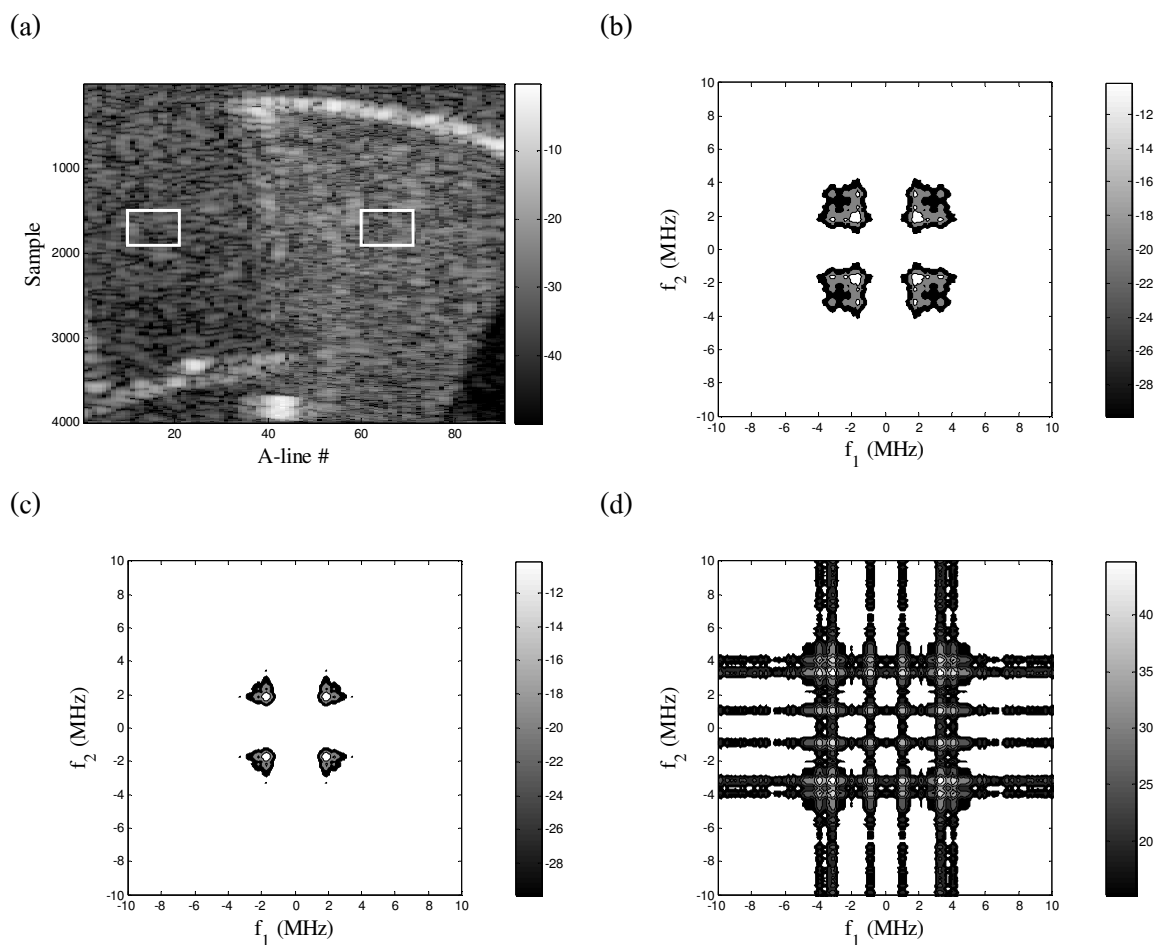
## 5.2 การประเมินผลวงจรรองควอดราติกที่ได้ออกแบบ

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการนำเอาวงจรรองควอดราติกที่ออกแบบจากวิธีการที่กล่าวในหัวข้อที่แล้วมาประยุกต์กับข้อมูลจริงที่ได้จากการทดลองและประเมินคุณภาพของภาพที่สร้างจากวงจรรองควอดราติกที่ได้ออกแบบ โดยวิธีประเมินจะทำการตรวจสอบจากความคมชัดของการเปรียบเทียบและความคมชัดเชิงพื้นที่กับข้อมูลที่ได้จากการสแกนสิ่งไม่มีชีวิต อันได้แก่ข้อมูลเนื้อเยื่อเทียมรูปตัวแอล (L-shape phantom) ซึ่งทราบบริเวณที่มีหรือบริเวณที่ไม่มีสารเพิ่มความคมชัด และการทดสอบกับข้อมูลที่ได้จากการสแกนสิ่งมีชีวิตที่ได้จากจากไตหมู (ข้อมูลเดียวกันกับการทดลองที่ได้อธิบายในหัวข้อ 3.2.2) ข้อมูลสำหรับการประเมินมี 2 ชุดด้วยกันได้แก่

### 5.2.1 The L-shaped phantom

#### 5.2.1.1 วัสดุที่ใช้และวิธีการทดลอง

สำหรับข้อมูลที่ใช้ในการประมวลผลในวิทยานิพนธ์นี้ได้รับความอนุเคราะห์จากบริษัท Bracco Research SA ประเทศสวิสเซอร์แลนด์ ซึ่งรายละเอียดของการทดลองและเครื่องมือที่ใช้มีดังต่อไปนี้ การทดลองมีการติดตั้งเป้าหมายดังภาพประกอบ 5-3 โดยการบรรจุสารเพิ่มความคมชัด BR14 (Bracco Research S.A., Geneva, Switzerland) ซึ่งประกอบด้วยก๊าซที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูงหุ้มด้วย Flexible phospholipid shell เจือจางในน้ำเกลือด้วยอัตราส่วน 1:4000 ลงไปในบีกเกอร์ (Beaker) แล้วใส่เนื้อเยื่อเทียมซึ่งมีรูปตัวแอล โดยใช้ Probe แบบ โค้ง ความถี่ 2 MHz เพื่อสแกนภาพ B-mode การบันทึกข้อมูลเก็บไว้ด้วยจำนวนบิต 15 บิต ความถี่สุ่มเท่ากับ 40 MHz



ภาพประกอบ 5-4 การวิเคราะห์ข้อมูลเนื้อเยื่อเทียมรูปตัวแอล (a) ภาพ B-mode (b) ผลตอบสนองความถี่ควอคราติกของบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวนด์ (c) ผลตอบสนองความถี่ควอคราติกของบริเวณเนื้อเยื่อ (d) อัตราส่วนขนาดสเปกตรัมของสัญญาณจากสารเพิ่มความคมชัดต่อเนื้อเยื่อ

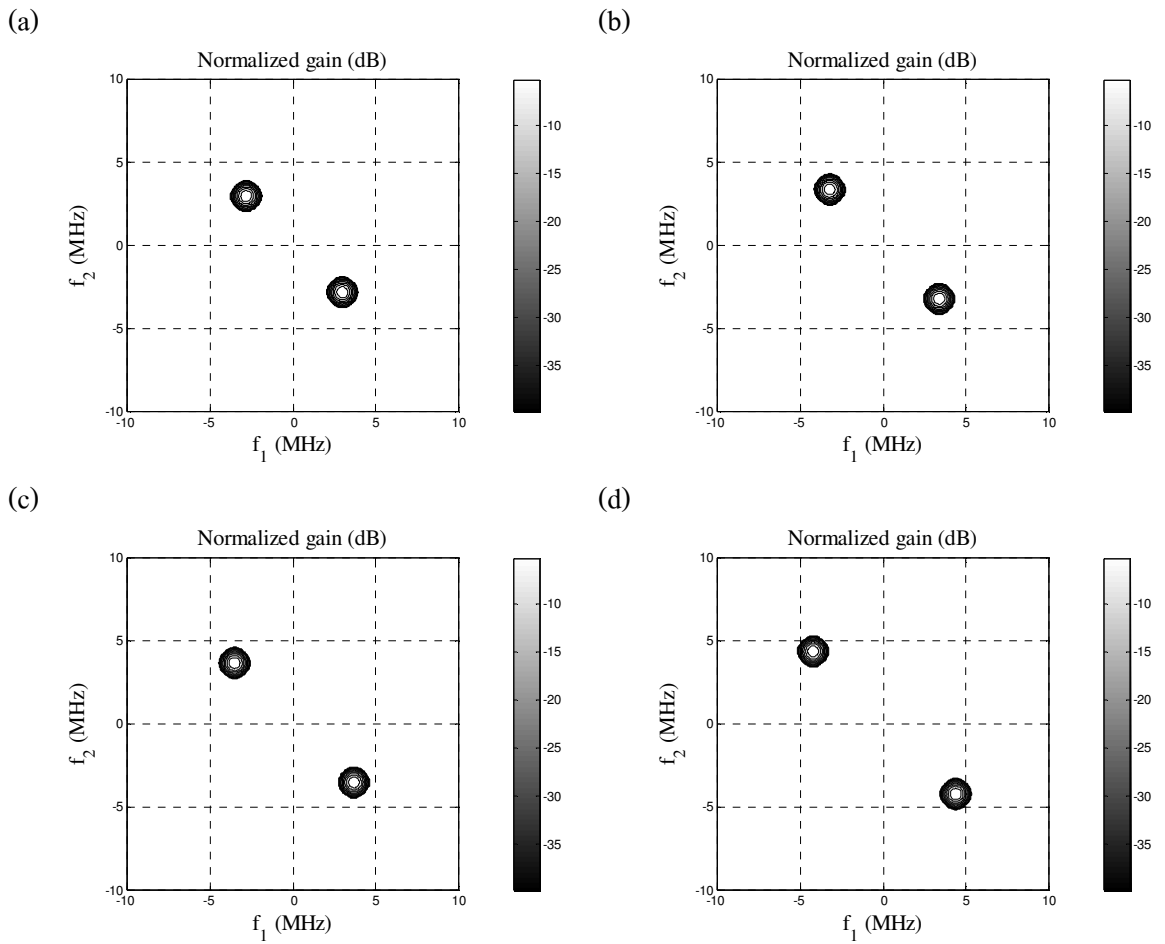
### 5.2.1.2 ผลการทดลองเมื่อปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์

#### 1) เมื่อปรับเปลี่ยนจุดศูนย์กลาง

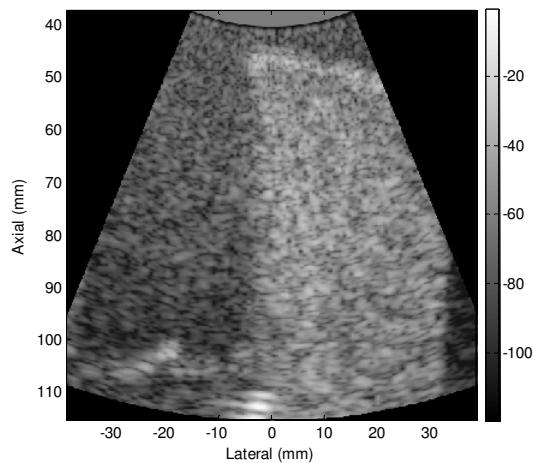
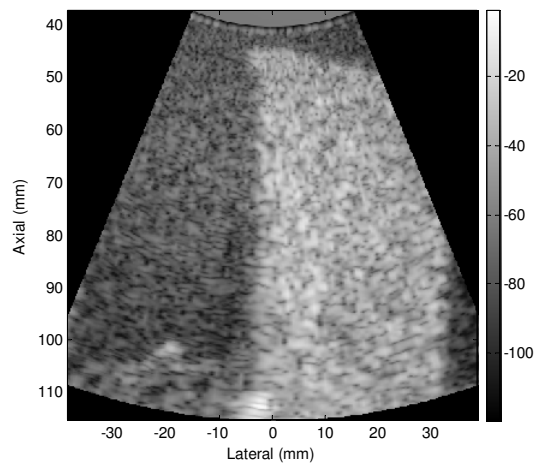
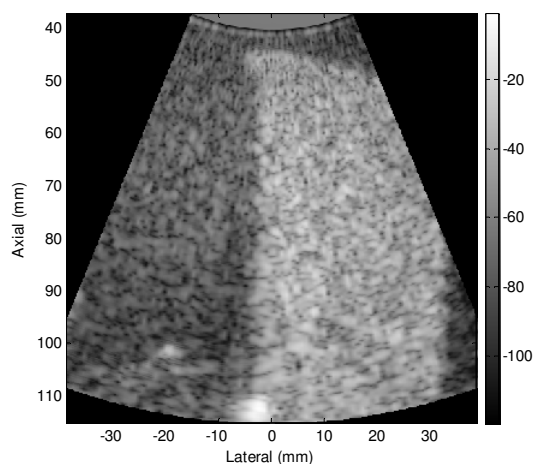
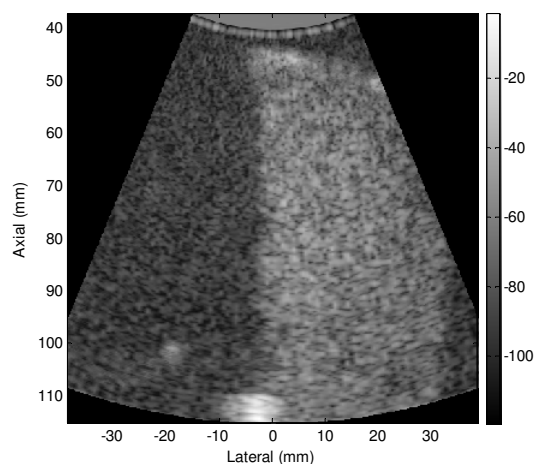
ภาพประกอบ 5-4(a) แสดงภาพ B-mode ของการสแกนเนื้อเยื่อเทียมรูปตัวแอล ( $CTR = -1.1$  dB) กำหนดบริเวณอ้างอิงที่ใช้สำหรับการหาสเปกตรัมเฉลี่ยของแต่ละบริเวณ (คือบริเวณเนื้อเยื่อและบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวด์ ดังกรอบสี่เหลี่ยมด้านซ้ายและขวาตามลำดับ) แสดงเป็นควอดราติกสเปกตรัมสำหรับบริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัดสำหรับอัลตราซาวด์และบริเวณเนื้อเยื่อ ตามภาพประกอบ 5-4(b) และ 5-4(c) ตามลำดับ เมื่อหาอัตราส่วนขนาดของสัญญาณจากสารเพิ่มความคมชัดต่อเนื้อเยื่อ ดังภาพประกอบ 5-4(d) จะเห็นว่าบริเวณที่อัตราส่วนดังกล่าวมีค่าสูงอยู่ 4 บริเวณซึ่งสามารถใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการเลือกจุดศูนย์กลางสำหรับการออกแบบวงจรกรองควอดราติกต่อไป

เมื่อปรับเปลี่ยนจุดศูนย์กลางของวงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติดังภาพประกอบ 5-5 คือ  $(-2.90, 2.90)$  และ  $(2.90, -2.90)$ ,  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$ ,  $(-3.60, 3.60)$  และ  $(3.60, -3.60)$ ,  $(-4.30, 4.30)$  และ  $(4.30, -4.30)$  แล้วนำไปกรองภาพ B-mode จะให้ภาพ Gray scale ดังภาพประกอบ 5-6 ซึ่งให้ค่า  $CTR$  เท่ากับ 26.4, 40.3, 35.1 และ 31.1 dB ตามลำดับ และความคมชัดของการเปรียบเทียบที่เหมาะสมซึ่งมีค่า  $CTR$  มากกว่าจุดอื่น ๆ ก็คือจุดศูนย์กลาง  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$  ให้  $CTR = 40.3$  dB





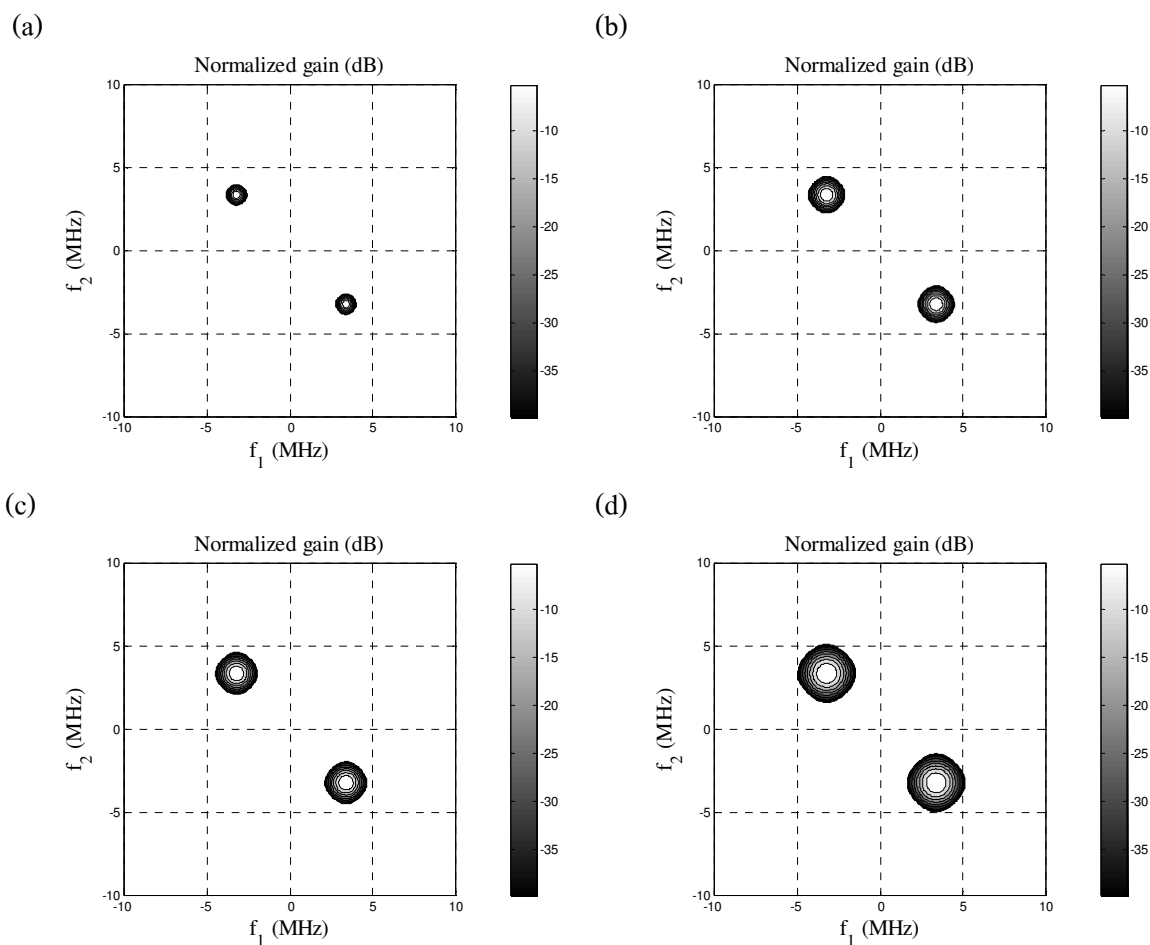
ภาพประกอบ 5-5 ขนาดของผลตอบสนองความถี่ ( $|H(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})|$ ) เมื่อเลื่อนจุดศูนย์กลางของ  
 วงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติไปที่จุด (a)  $(-2.90, 2.90)$  และ  $(2.90, -2.90)$  (b)  $(-3.30, 3.30)$   
 และ  $(3.30, -3.30)$  (c)  $(-3.60, 3.60)$  และ  $(3.60, -3.60)$  (d)  $(-4.30, 4.30)$   
 และ  $(4.30, -4.30)$  (กำหนดให้  $\sigma = 0.30$ , NFFT = 512,  $N = 119$ )

(a)  $CTR = 26.4$  dB(b)  $CTR = 40.3$  dB(c)  $CTR = 35.1$  dB(d)  $CTR = 31.1$  dB

ภาพประกอบ 5-6 ภาพ Gray scale หลังจากผ่านวงจรกรอง โดยมีความแตกต่างของระดับโทนสีจากขาวถึงดำ 110 dB เมื่อเลื่อนจุดศูนย์กลางของวงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติไปที่จุด

(a)  $(-2.90, 2.90)$  และ  $(2.90, -2.90)$  (b)  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$

(c)  $(-3.60, 3.60)$  และ  $(3.60, -3.60)$  (d)  $(-4.30, 4.30)$  และ  $(4.30, -4.30)$

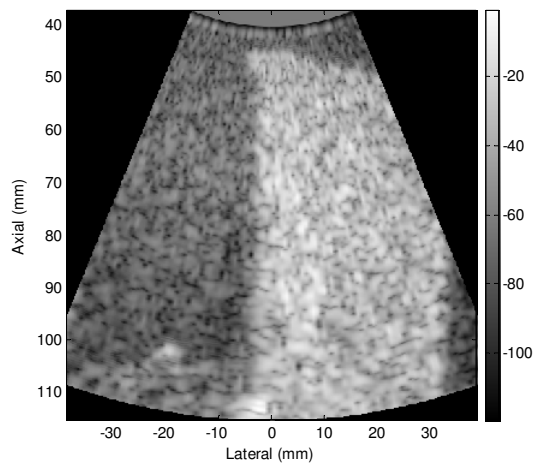
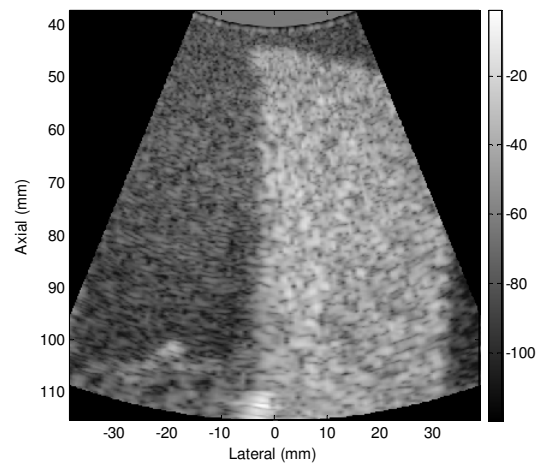
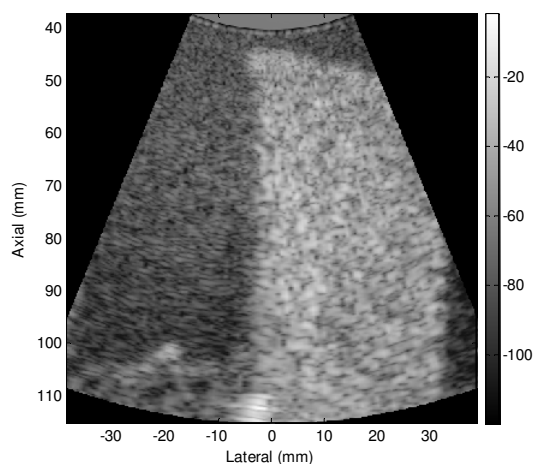
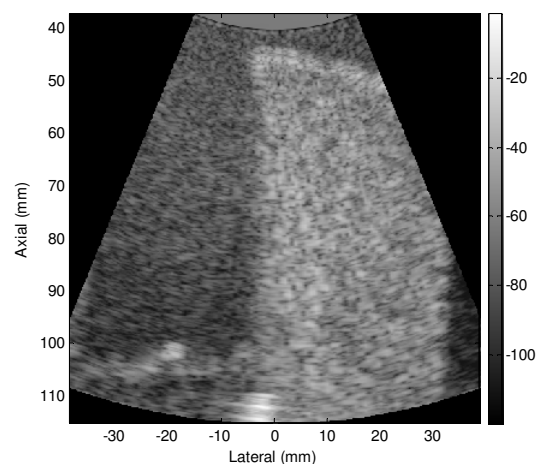


ภาพประกอบ 5-7 ขนาดของผลตอบสนองความถี่  $(|H(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})|)$  เมื่อปรับค่าความแปรปรวนของวงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติ (a)  $\sigma = 0.20$ , (b)  $\sigma = 0.35$ , (c)  $\sigma = 0.40$ , (d)  $\sigma = 0.55$  (กำหนดให้จุดศูนย์กลาง  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$ , NFFT = 512)

มี Kernel size เท่ากับ 179, 103, 89, และ 65 ตามลำดับ

## 2) เมื่อปรับเปลี่ยนค่าความแปรปรวน

กำหนดให้จุดศูนย์กลาง  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$  แล้วปรับค่าความแปรปรวนของผลตอบสนองความถี่ควอดราติกจากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.20, 0.35, 0.40 และ 0.55 ดังภาพประกอบ 5-7 ตามลำดับ ภาพ Gray scale หลังจากผ่านวงจรกรองแสดงดังภาพประกอบ 5-8 จะเห็นว่าความคมชัดของการเปรียบเทียบต่างลดลงตามลำดับ นั่นคือ CTR เท่ากับ 41.3, 39.0, 37.3 และ 30.0 dB แต่การปรับค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานดำเนินไป คือ  $\sigma$  เท่ากับ 0.20 จะสูญเสียความคมชัดเชิงพื้นที่ ค่าที่เหมาะสมสำหรับการปรับเปลี่ยนคือ  $\sigma$  เท่ากับ 0.40

(a)  $CTR = 41.3$  dB(b)  $CTR = 39.0$  dB(c)  $CTR = 37.3$  dB(d)  $CTR = 30.0$  dB

ภาพประกอบ 5-8 ภาพ Gray scale หลังจากผ่านวงจรกรอง โดยมีความแตกต่างของระดับโทนสีจากขาวถึงดำ 110 dB เมื่อปรับค่าความแปรปรวนของวงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติเป็น (a)  $\sigma = 0.20$ , (b)  $\sigma = 0.35$ , (c)  $\sigma = 0.40$ , (d)  $\sigma = 0.55$  ตามภาพประกอบ 5-7(a), (b), (c), และ (d) ตามลำดับ

## 5.2.2 *In-vivo* data

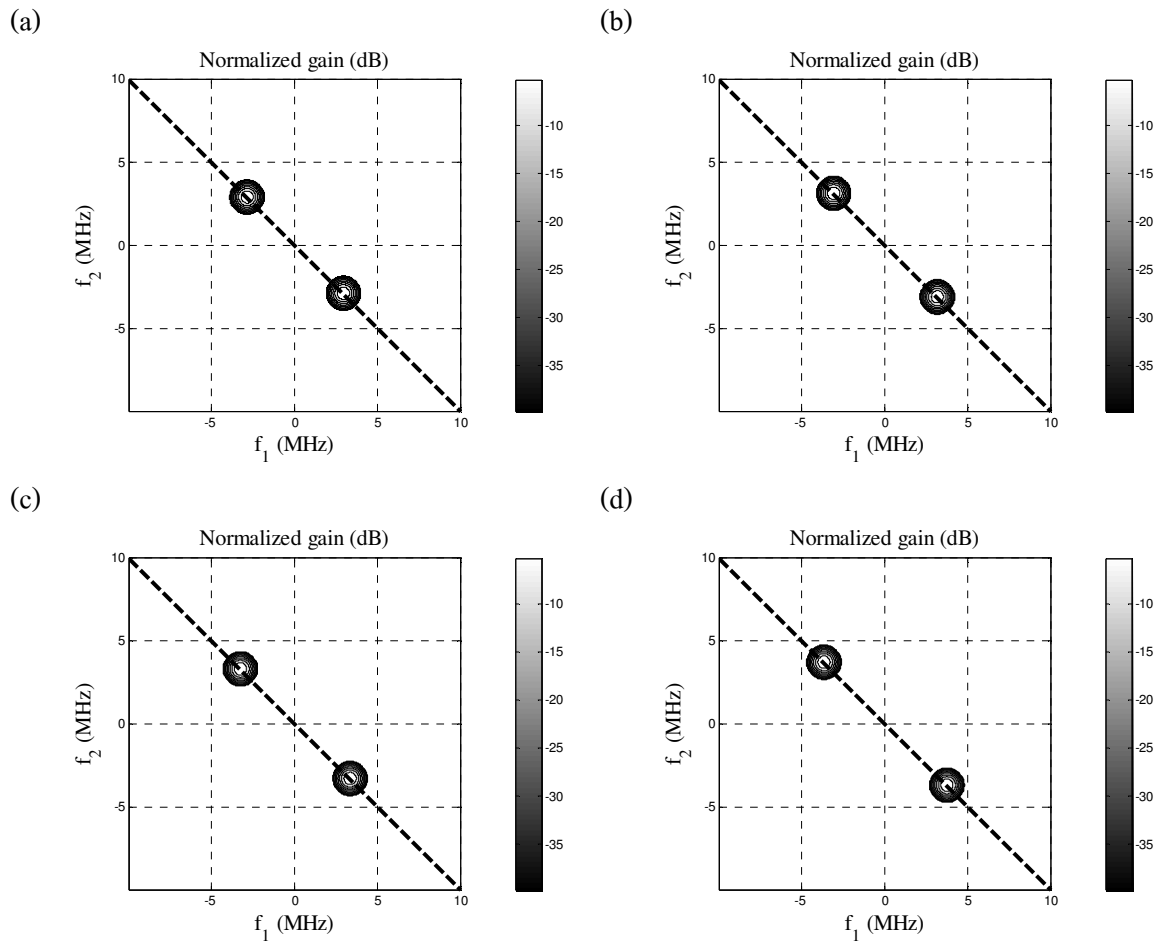
### 5.2.2.1 วัสดุที่ใช้และวิธีการทดลอง

ข้อมูลการทดลอง ได้จากการสแกนไตหนูเป็นข้อมูลเดิมที่ได้ทำการทดลองมาก่อน แล้วดั่งนั้นรายละเอียดวิธีการเก็บข้อมูลรวมทั้งวิธีวิเคราะห์ต่าง ๆ ดูได้จากหัวข้อ 3.2.2 และเมื่อใช้วิธีการออกแบบแบบใหม่จะได้ผลการทดลองเป็นดังนี้

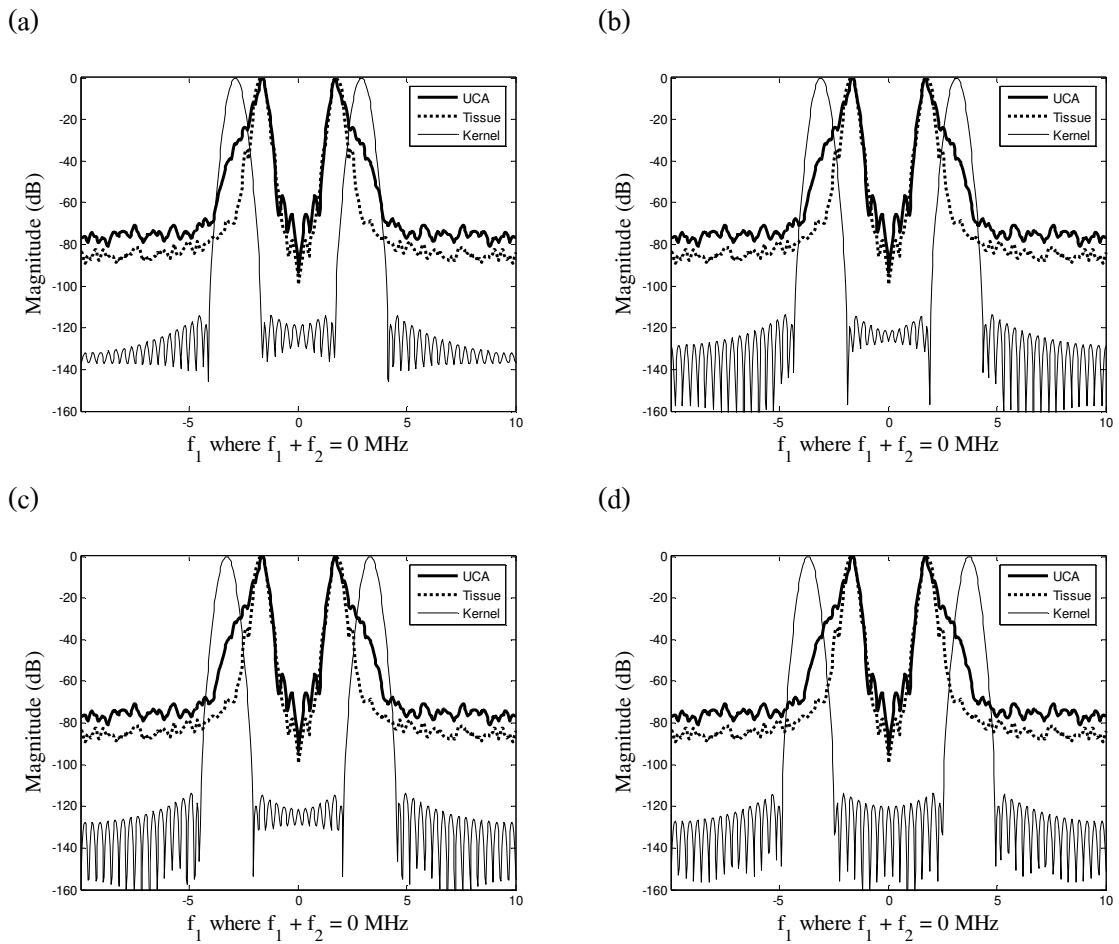
### 5.2.2.2 ผลการทดลองเมื่อปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์

#### 1) เมื่อปรับเปลี่ยนจุดศูนย์กลาง

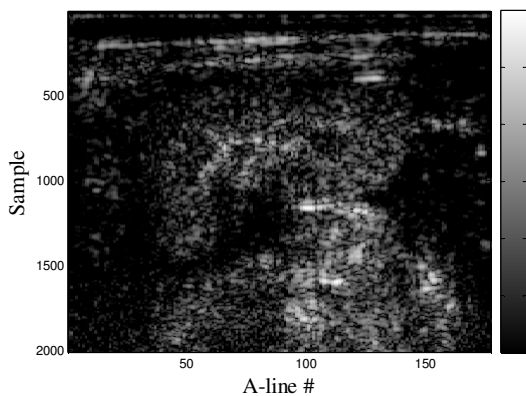
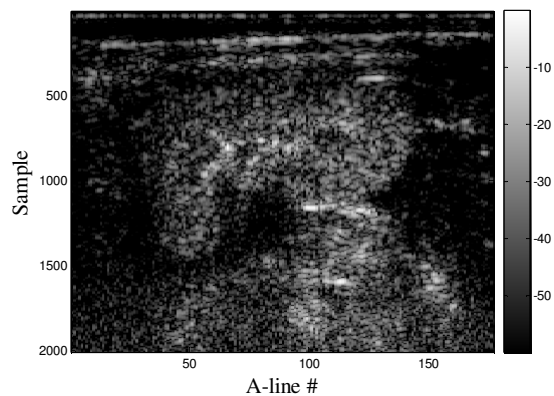
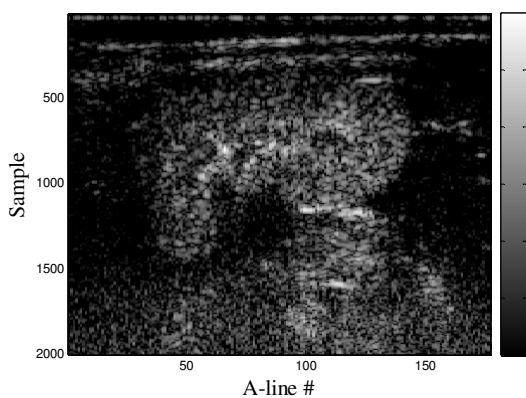
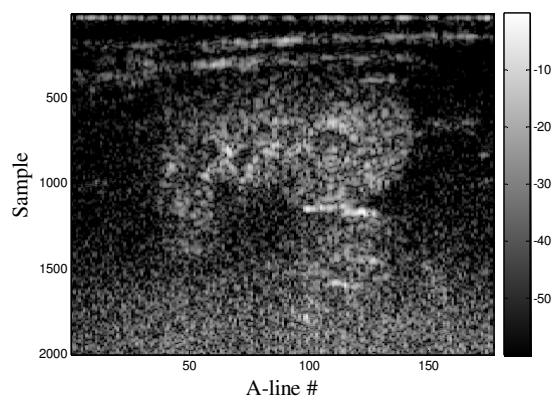
ภาพประกอบ 5-9 แสดงการเลื่อนจุดศูนย์กลางของวงจรรองเกาส์เซียนสองมิติให้ออกห่างจากจุดกำเนิด ผลตอบสนองความถี่ควอดราติก ตามเส้นตรง  $f_1 + f_2 = 0$  MHz แสดงในภาพประกอบ 5-10 เมื่อปรับจุดศูนย์กลางของวงจรรองเกาส์เซียนสองมิติเป็น  $(-2.90, 2.90)$  และ  $(2.90, -2.90)$ ,  $(-3.12, 3.12)$  และ  $(3.12, -3.12)$ ,  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$  จะเห็นว่าภาพ Gray scale หลังจากผ่านวงจรรองแสดงในภาพประกอบ 5-11 มีค่า *CTR* ค่อย ๆ เพิ่มขึ้นคือ 14.7 dB, 22.1 dB และ 24.8 dB ตามลำดับ แต่จะลดลงเมื่อห่างจากจุดกำเนิดมากเกินไป นั่นคือที่จุดศูนย์กลาง  $(-3.70, 3.70)$  และ  $(3.70, -3.70)$  มีค่า  $CTR = 18.6$  dB และเมื่อพิจารณาความคมชัดเชิงพื้นที่ของภาพ Gray scale ที่ได้หลังจากผ่านการกรองด้วยวงจรรองเกาส์เซียนสองมิติดังกล่าว จะเห็นว่าไม่แตกต่างกัน ค่าที่เหมาะสมของการปรับเปลี่ยนคือที่จุดศูนย์กลาง  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$  เพราะให้ความคมชัดของการเปรียบเทียบต่างเชิงปริมาณมากที่สุด



ภาพประกอบ 5-9 ขนาดของผลตอบสนองความถี่ ( $|H(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})|$ ) เมื่อเลื่อนจุดศูนย์กลางของ  
 วงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติไปที่จุด (a)  $(-2.90, 2.90)$  และ  $(2.90, -2.90)$  (b)  $(-3.12, 3.12)$   
 และ  $(3.12, -3.12)$  (c)  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$  (d)  $(-3.70, 3.70)$   
 และ  $(3.70, -3.70)$  (กำหนดให้  $\sigma = 0.34$ , NFFT = 512,  $N = 57$ )



ภาพประกอบ 5-10 ผลตอบสนองความถี่ควอดราติกตามเส้นตรง  $f_1 + f_2 = 0$  MHz ของบริเวณเนื้อเยื่อ (เส้นประ), บริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัด (เส้นทึบหนา) และเคอร์เนลควอดราติก  $|H(e^{j\omega_1}, e^{-j\omega_1})|$  (เส้นทึบบาง) เมื่อปรับจุดศูนย์กลาง ตามภาพประกอบ 5-9 (a) (-2.90, 2.90) และ (2.90, -2.90) (b) (-3.12, 3.12) และ (3.12, -3.12) (c) (-3.30, 3.30) และ (3.30, -3.30) (d) (-3.70, 3.70) และ (3.70, -3.70)

(a)  $CTR = 14.7$  dB(b)  $CTR = 22.1$  dB(c)  $CTR = 24.8$  dB(d)  $CTR = 18.6$  dB

ภาพประกอบ 5-11 ภาพ Gray scale หลังจากผ่านวงจรรอง โดยมีความแตกต่างของระดับโทนสี จากขาวถึงดำ 60 dB เมื่อเลื่อนจุดศูนย์กลางของวงจรรองเกาส์เซียนสองมิติไปที่จุด

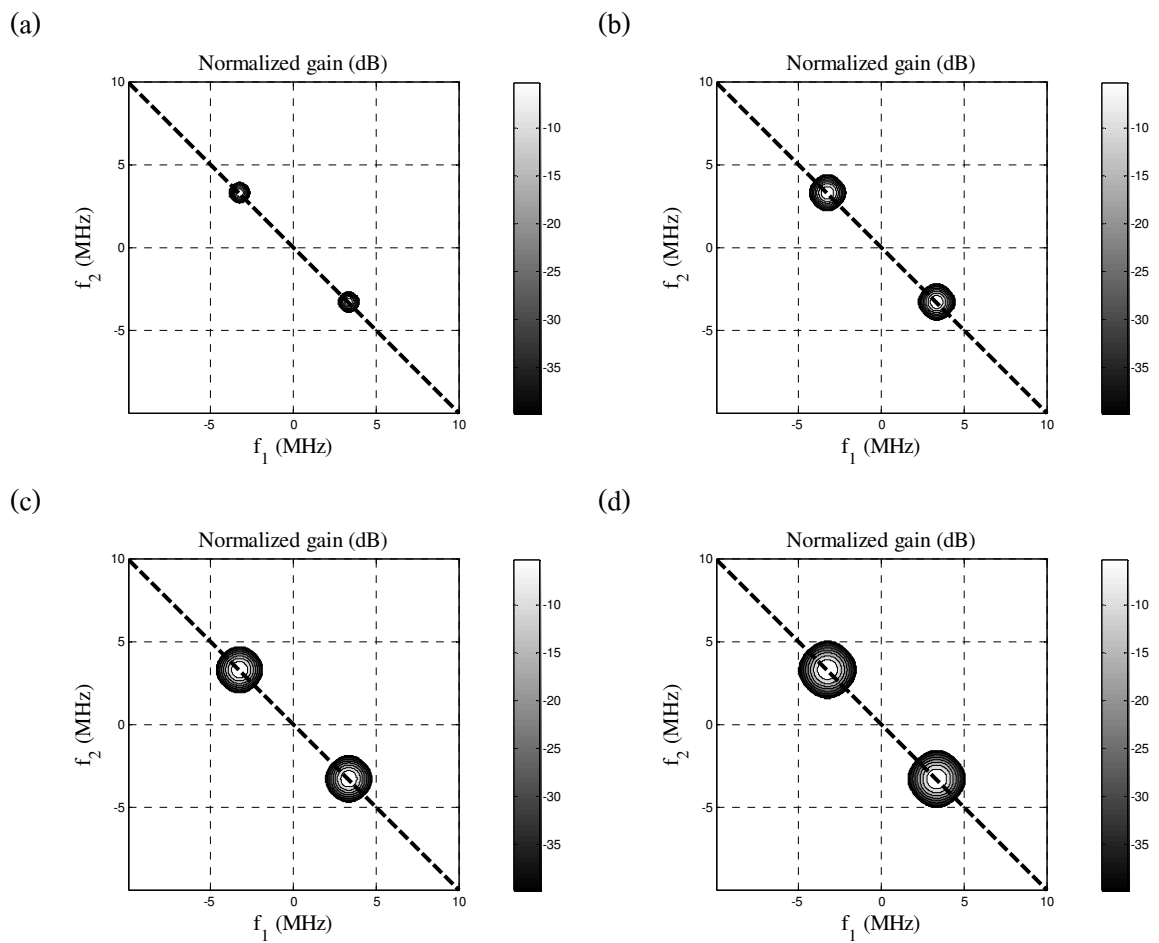
(a) (-2.90, 2.90) และ (2.90, -2.90) (b) (-3.12, 3.12) และ (3.12, -3.12)

(c) (-3.30, 3.30) และ (3.30, -3.30) (d) (-3.70, 3.70) และ (3.70, -3.70)



## 2) เมื่อปรับเปลี่ยนความแปรปรวน

การปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ของวงจรรองเกาส์เซียนสองมิติ โดยเลือกจุดศูนย์กลาง  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$  แล้วปรับค่าความแปรปรวนจากค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานคือ  $\sigma$  เท่ากับ 0.20, 0.35, 0.45, และ 0.55 แสดงผลตอบสนองความถี่ควอดราติกดังภาพประกอบ 5-12(a), (b), (c), และ (d) (ผลตอบสนองความถี่ควอดราติก ตามเส้นตรง  $f_1 + f_2 = 0$  MHz แสดงในภาพประกอบ 5-13) ค่า *CTR* ของภาพ Gray scale แสดงดังภาพประกอบ 5-14 เท่ากับ 24.7, 24.5, 20.6, และ 14.2 dB ตามลำดับ ทำนองเดียวกันกับการเลื่อนจุดศูนย์กลาง จะเห็นว่าการปรับค่าความแปรปรวนเพิ่มขึ้น ค่า *CTR* จะต่ำลง ภาพประกอบ 5-15 แสดงกราฟเส้นของเอาต์พุตควอดราติกของภาพ Gray scale ตามเส้นประสีขาวเส้นที่ 127 ของภาพประกอบ 5-14 ลากเส้นตรงที่ระดับ -10 dB ตัดกราฟทั้งสี่เส้น พิจารณาตัวอย่างที่ 340-390 ซึ่งความห่างของจุดตัดทั้งสองของเส้นประจุดหนาห่างมากกว่า (แถบกว้างกว่า) ความห่างของจุดตัดทั้งสองของเส้นอื่น ๆ หรือกล่าวได้ว่าที่ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.20 จะเสียความคมชัดเชิงพื้นที่มากกว่าเมื่อเทียบกับการปรับค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอื่น (ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.35 และ 0.45) ที่มีความคมชัดเชิงพื้นที่ใกล้เคียงกัน ดังนั้นค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่เหมาะสมจะต้องใกล้เคียงกับค่าที่อยู่ระหว่าง 0.35 ถึง 0.45

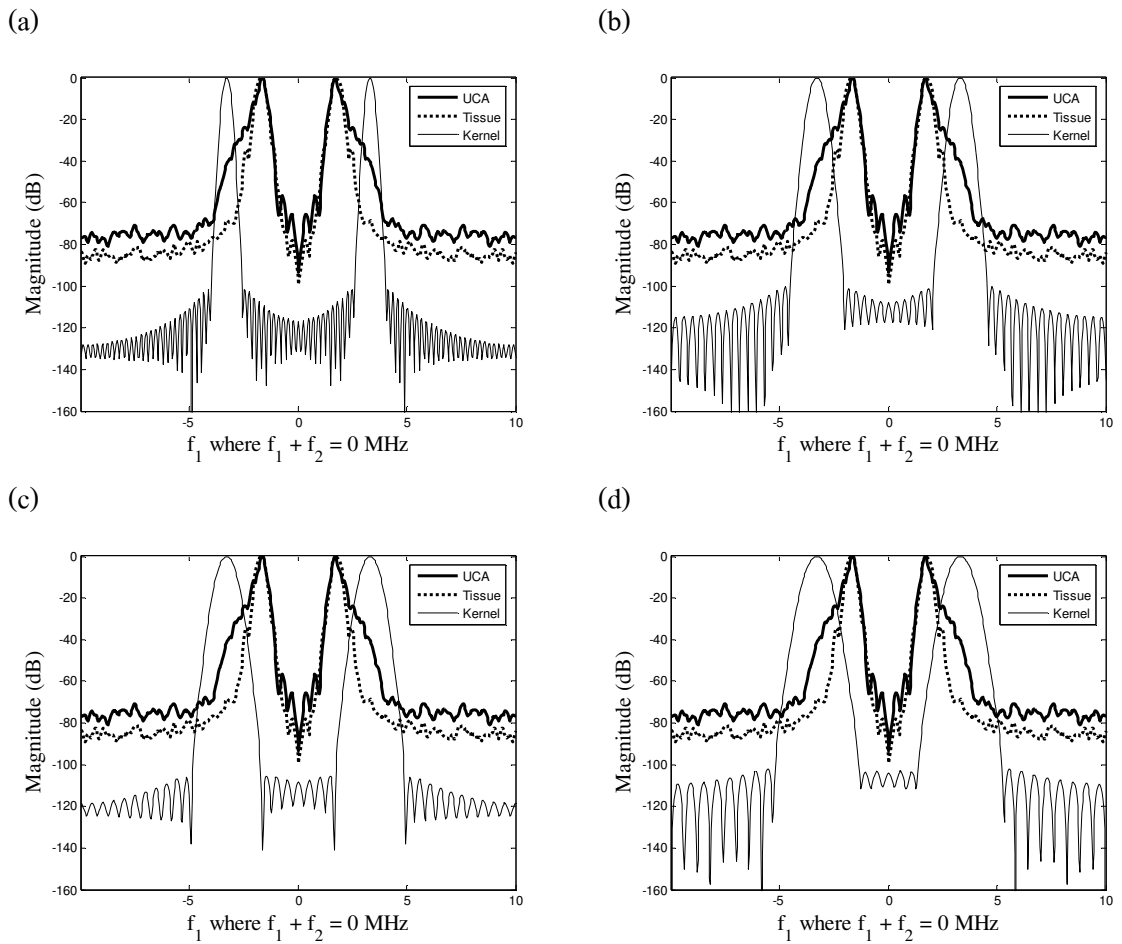


ภาพประกอบ 5-12 ขนาดของผลตอบสนองความถี่ ( $|H(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})|$ ) เมื่อปรับค่าความแปรปรวน

ของวงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติ (a)  $\sigma = 0.20$ , (b)  $\sigma = 0.35$ , (c)  $\sigma = 0.45$ , (d)  $\sigma = 0.55$

(กำหนดให้จุดศูนย์กลาง  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$ , NFFT = 512)

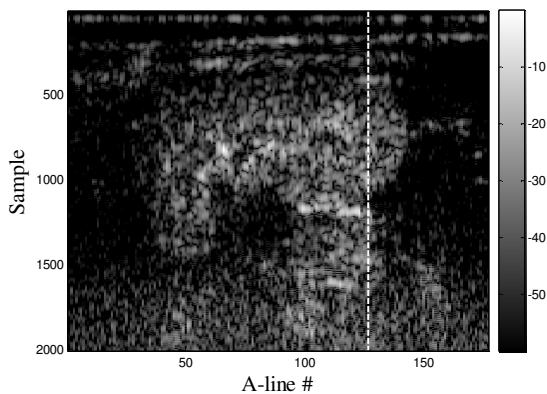
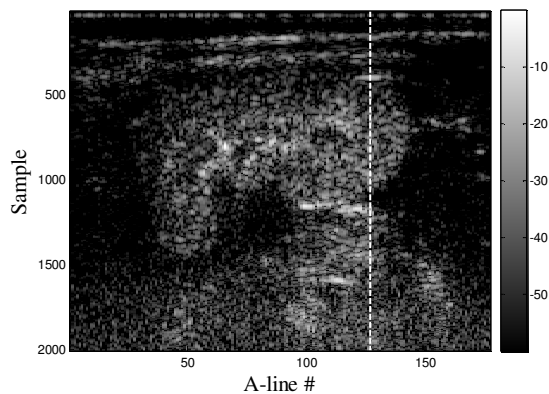
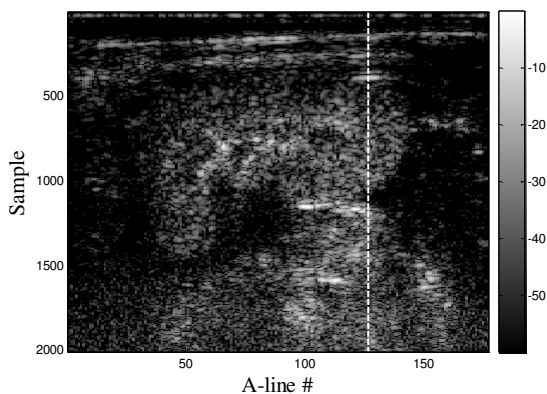
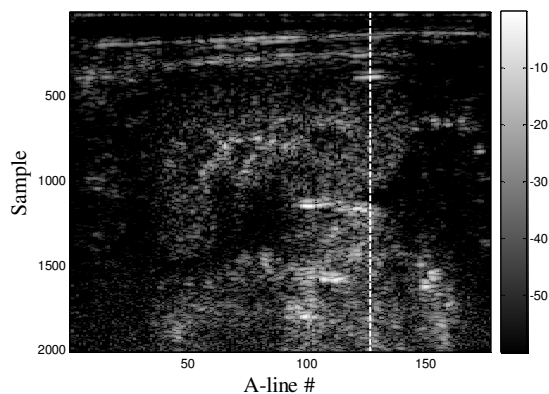
มี Kernel size เท่ากับ 89, 51, 41, และ 33 ตามลำดับ



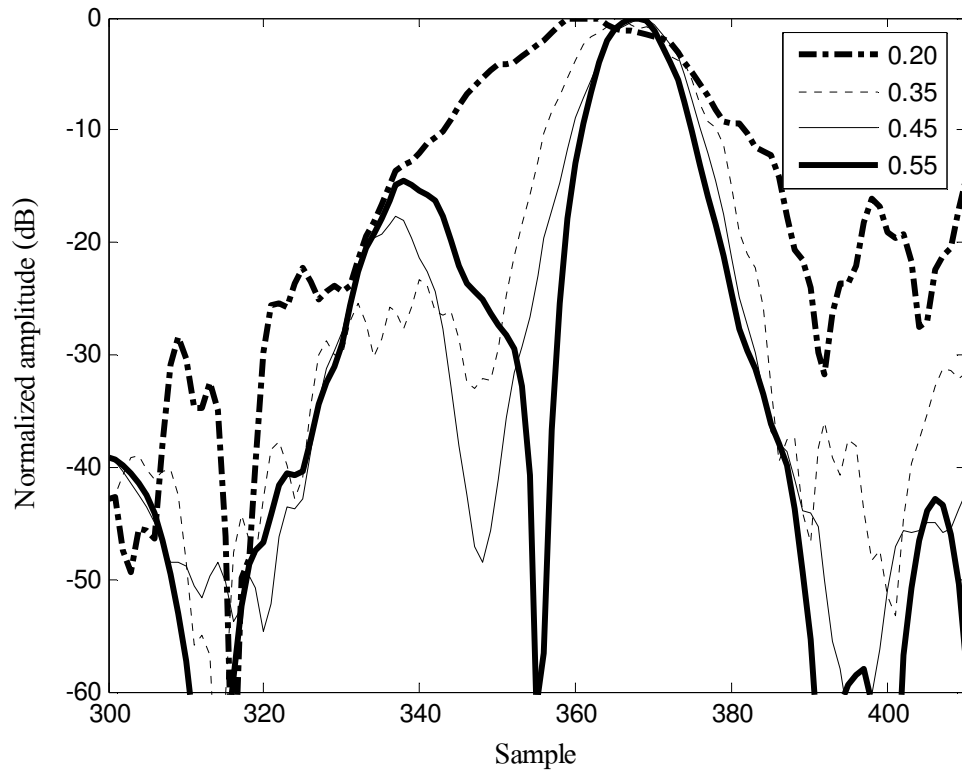
ภาพประกอบ 5-13 ผลตอบสนองความถี่ควอดราติก ตามเส้นตรง  $f_1 + f_2 = 0$  MHz สำหรับบริเวณเนื้อเยื่อ (เส้นประ), บริเวณที่มีสารเพิ่มความคมชัด (เส้นทึบหนา) และเคอร์เนลควอดราติก

$|H(e^{j\omega_1}, e^{j\omega_2})|$  (เส้นทึบบาง) เมื่อปรับค่าความแปรปรวนของวงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติ

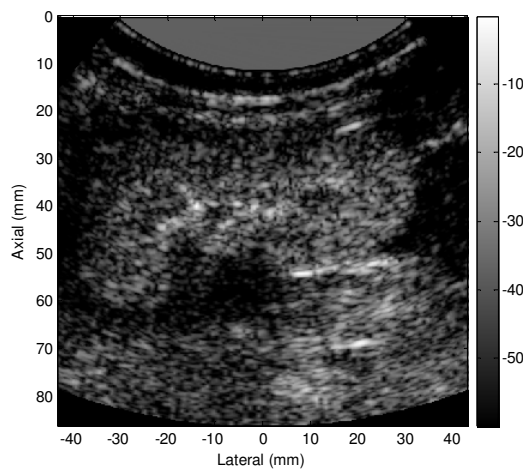
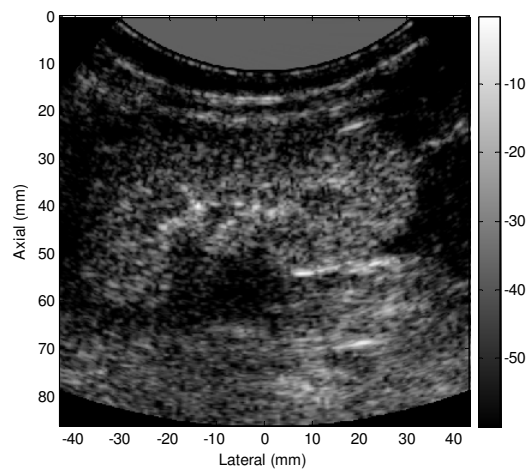
ตามภาพประกอบ 5-12 (a)  $\sigma = 0.20$ , (b)  $\sigma = 0.35$ , (c)  $\sigma = 0.45$ , (d)  $\sigma = 0.55$

(a)  $CTR = 24.7$  dB(b)  $CTR = 24.5$  dB(c)  $CTR = 20.6$  dB(d)  $CTR = 14.2$  dB

ภาพประกอบ 5-14 ภาพ B-mode หลังจากผ่านวงจรกรอง โดยมีความแตกต่างของระดับโทนสีจากขาวถึงดำ 60 dB เมื่อปรับค่าความแปรปรวนของวงจรกรองเกาส์เซียนสองมิติ (a)  $\sigma = 0.20$ , (b)  $\sigma = 0.35$ , (c)  $\sigma = 0.45$ , (d)  $\sigma = 0.55$

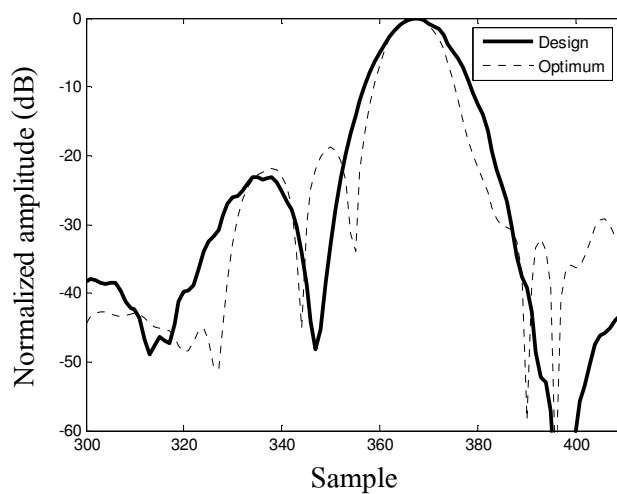


ภาพประกอบ 5-15 เอาต์พุตควอดราติกของภาพ Gray scale ตามเส้นประสีขาวยเส้นที่ 127  
 ของภาพประกอบ 5-14 เมื่อไม่พิจารณาการเลื่อนเฟสของสัญญาณเอาต์พุต  
 โดยพิจารณากลุ่มตัวอย่างที่ 300-410 ตัวอย่างแรก

(a)  $CTR = 24.8$  dB(b)  $CTR = 22.0$  dB

ภาพประกอบ 5-16 ภาพ Gray scale หลังจากผ่านวงจรงอกที่ได้จาก (a) Design (b) Optimum

โดยมีความแตกต่างของระดับโทนสีจากขาวถึงดำ 60 dB



ภาพประกอบ 5-17 เอาต์พุตควอดราติกของภาพ Gray scale ตามเส้นประสีขาเส้นที่ 127 ของภาพประกอบ 5-11(c) (Design) และ 4-8 (Optimum) เมื่อไม่พิจารณาการเลื่อนเฟสของสัญญาณเอาต์พุต โดยพิจารณาจาก 300-410 ตัวอย่างแรก แสดงเป็นเส้นทึบและเส้นประ ตามลำดับ

**5.2.2.3 การเปรียบเทียบคุณภาพของภาพที่ได้จากการออกแบบวงจรงอกควอดราติกวิธีใหม่กับวงจรงอกควอดราติกจากการแก้ระบบสมการเชิงเส้น**

เอาต์พุตควอดราติกเมื่อผ่านวงจรกรองควอดราติกที่เหมาะสมกับการแยกความถี่ ฮาร์โมนิกอันดับสองจากการออกแบบและการแก้ระบบสมการเชิงเส้น แสดงเป็นภาพระดับโทนสี จากขาวถึงดำ 60 dB ดังภาพประกอบ 5-16(a) และ 5-16(b) ตามลำดับ เมื่อนำเส้น A-line # 127 ของ ภาพประกอบ 4-8 (Optimum) และของภาพประกอบ 5-11(c) (Design) แสดงเป็นกราฟเส้นดัง ภาพประกอบ 5-17 ด้วยเส้นทึบ (Design) และเส้นประ (Optimum) ตามลำดับ จะเห็นว่าความคมชัด เชิงพื้นที่ใกล้เคียงกัน นอกจากนั้น Kernel size เท่ากันด้วย แต่ภาพที่ได้จากวงจรกรองเกาส์เซียนให้ ความคมชัดของการเปรียบเทียบมากกว่าภาพที่ได้จากการผ่านวงจรกรองควอดราติกจากการแก้ สมการพีชคณิตเชิงเส้นอยู่ 2.8 dB

### 5.3 การใช้วงจรกรองควอดราติกด้วยวิธีการแยกค่าเอกฐาน

#### 5.3.1 ทฤษฎี

ผลตอบสนองอิมพัลส์ของวงจรกรองควอดราติก ที่ได้จากการออกแบบในโดเมน ความถี่ นำมาสร้างเป็นวงจรกรองควอดราติกได้โดยการประยุกต์วิธีการแยกค่าเอกฐาน (Singular value decomposition) เอาต์พุตของวงจรกรองควอดราติกที่มีหน่วยความจำจำกัดเท่ากับ  $N$  เมื่อ  $N$  เป็นจำนวนเต็มบวกก็ และเพื่อความสะดวกจึงเขียนวงจรกรองควอดราติกใหม่ดังนี้

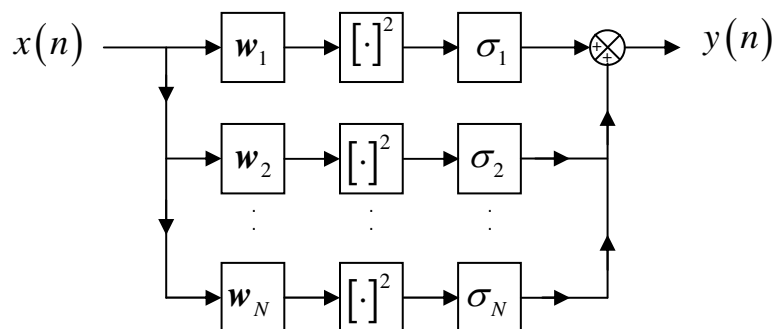
$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{N-1} h(i, j) x(n-i) x(n-j), \quad (5-7)$$

โดยที่  $y(n)$  คือเวกเตอร์เอาต์พุต,  $x(n)$  คือเวกเตอร์อินพุต และ  $h(i, j)$  คือสมาชิกของ ควอดราติกเคอเนล ซึ่งสามารถเขียน  $y(n)$  ให้อยู่ในรูปเมตริกซ์ได้ดังนี้ [4]

$$y(n) = \mathbf{x}_N^T(n) \mathbf{H}_o \mathbf{x}_N(n), \quad (5-8)$$

โดยที่  $\mathbf{x}_N(n)$  คือเวกเตอร์อินพุต นิยามด้วย

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



ภาพประกอบ 5-18 โครงสร้างของวงจรกรองควอดราติกโดยการประยุกต์ใช้การแยกค่าเอกฐาน

$H_o$  คือควอดราติกเคอเนล โดย  $h(i, j)$  เป็นสมาชิกตัวที่  $(i, j)$  ของเคอเนล และเมื่อ  $h(i, j)$  เป็นจำนวนจริง และมีความสมมาตร ( $h(i, j) = h(N-1-i, N-1-j)$ ) สามารถแยกค่าเอกฐานของเมตริกซ์  $H_o$  ได้ดังนี้

$$H_o = WSW^T = W^T SW, \quad (5-9)$$

โดยที่  $S$  คือเมตริกซ์ในแนวเส้นทแยงมุมหลักซึ่งประกอบด้วยสมาชิกที่เป็นค่าเอกฐานของเมตริกซ์  $H_o$  นั่นคือ  $S = \text{diag}(\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_N)$ , โดย  $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_N \geq 0$ , และ  $W = [w_1 \ w_2 \ \dots \ w_N]$  คือเมตริกซ์ที่ประกอบด้วย Eigenvector  $w_1, w_2, \dots, w_N$  ซึ่งสอดคล้องกับค่าเอกฐาน  $\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_N$  ตามลำดับ โดยที่เมื่อ  $j=1, 2, \dots, N$  จะได้ว่า  $w_j = [w_j(0) \ w_j(1) \ \dots \ w_j(N-1)]^T$  และ  $T$  แทนทรานส์โพสของเมตริกซ์ แล้วเขียนสมการ (5-8) ใหม่ได้ว่า

$$\begin{aligned} y(n) &= \mathbf{x}_N^T(n) \mathbf{W}^T \mathbf{S} \mathbf{W} \mathbf{x}_N(n) \\ &= (\mathbf{W} \mathbf{x}_N(n))^T \mathbf{S} (\mathbf{W} \mathbf{x}_N(n)) \\ &= \sum_{j=1}^N \sigma_j \left[ \sum_{i=0}^{N-1} w_j(i) x(n-i) \right]^2 \end{aligned} \quad (5-10)$$

ผลลัพธ์ที่ได้จากสมการ (5-10) สามารถนำมาเขียนเป็นโครงสร้างของวงจรกรองควอดราติกได้ดังภาพประกอบ 5-18 โดยที่สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองเชิงเส้นของแต่ละโมดจะนำไปยกกำลังสองแล้วคูณด้วยค่าเอกฐานของโมดนั้น ๆ หลังจากนั้นจึงนำสัญญาณจากแต่ละโมดรวมกัน



### 5.3.2 ผลการทดลอง

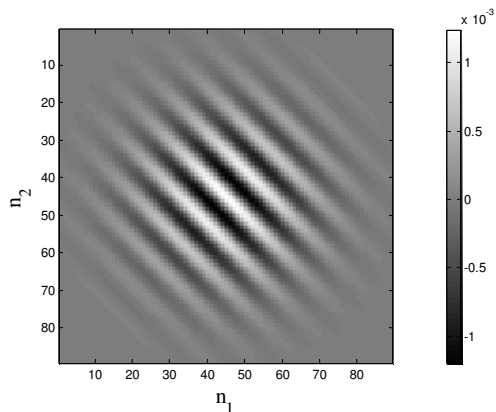
#### 5.3.2.1 The L-shaped phantom

วงจรรองควอดราติกที่กำหนดให้  $\sigma$  เท่ากับ 0.40 มีจุดศูนย์กลาง (-3.30, 3.30) และ (3.30, -3.30) ตามภาพประกอบ 5-7(c) แสดงเป็นเคอเนลควอดราติกที่สร้างจากทุกโมด และสร้างจาก 2 โมดแรก ดังภาพประกอบ 5-19(a) และ 5-19(b) ตามลำดับ ภาพที่ได้หลังจากผ่านวงจรรองควอดราติกทั้งสองจะให้คุณภาพของภาพเหมือนกัน ดังภาพประกอบ 5-20 โดยความคมชัดของการเปรียบเทียบในเชิงปริมาณ มีค่า  $CTR$  เท่ากับ 37.3 dB สอดคล้องกับค่าเอกฐานของเคอเนลควอดราติกที่สร้างจากทุกโมดดังภาพประกอบ 5-21 ซึ่งสองโมดแรกมีค่าเท่ากับ 0.018 แต่โมดอื่นมีค่าเป็นศูนย์

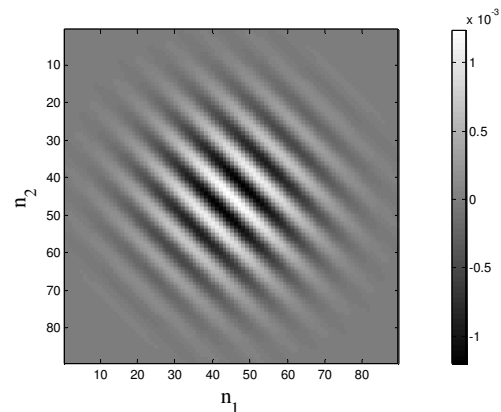
การหาจำนวนการคูณนั้นจะพิจารณาจากคุณสมบัติของเคอเนลที่มีความสมมาตร ซึ่งในกรณีวิธีการคูณกันของเมตริกซ์จะทำให้เกิดเทอมที่ซ้ำกัน ดังนั้นในหัวข้อนี้เราจะพิจารณาเฉพาะจำนวนการคูณที่มีเทอมไม่ซ้ำกัน (Independent) เพื่อให้ได้เอาต์พุต  $y(n)$  หนึ่งค่าเรียกสั้น ๆ ว่าจำนวนการคูณ [4] มีค่าเท่ากับ  $P(P+1)$  โดยที่  $P$  คือ Kernel size สำหรับกรณีที่สร้างจากทุกโมด (Operation per sample มี Order เท่ากับ  $O(P^2)$ ) และจำนวนการคูณเท่ากับ  $d(P+1)$  ในกรณีที่สร้างจาก Singular โมดที่มีนัยสำคัญ โดยที่  $d$  คือจำนวน Eigenvalue ที่มีค่าสูงกว่าตัวอื่น ๆ (Operation per sample มี Order เท่ากับ  $O(dP)$ )

สำหรับข้อมูลเนื้อเยื่อเทียมรูปตัวแอล เคอเนลควอดราติกที่เหมาะสมมี  $P = 89$  จำนวนการคูณเมื่อสร้างจากทุกโมดเท่ากับ  $89 \times 90 = 8,010$  ครั้งต่อ Sample แต่กรณีใช้สองโมดแรก จำนวนการคูณลดลงเหลือเพียง  $2 \times 90 = 180$  ครั้งต่อ Sample เท่านั้น ซึ่งลดลงเป็นอย่างมาก

(a) สร้างจากทุกโหมด

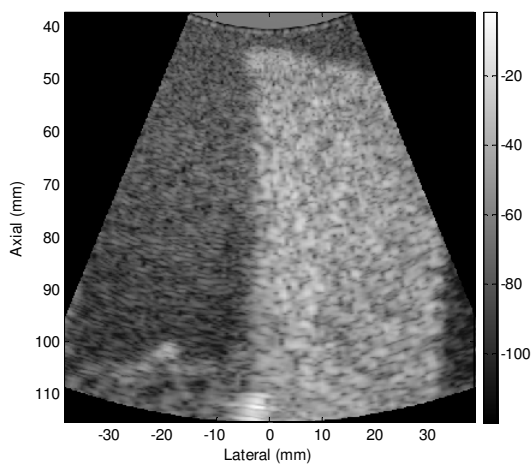
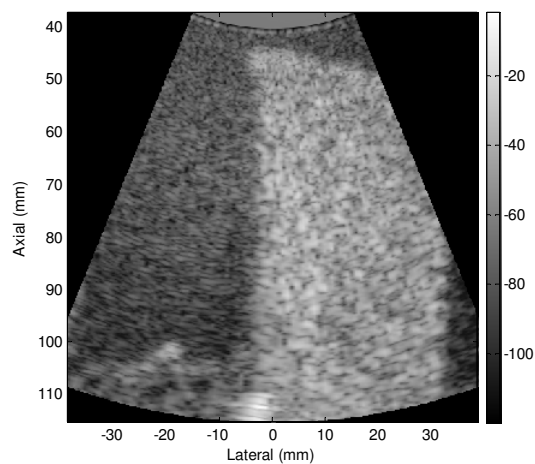


(b) สร้างจาก 2 โหมดแรก

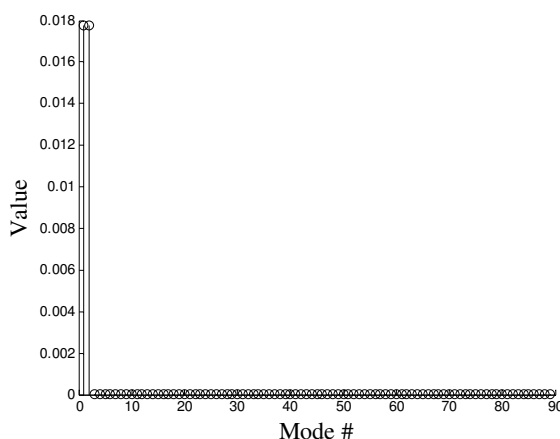


ภาพประกอบ 5-19 เคนเนลควอดราติกของวงจรรองตามภาพประกอบ 5-7(c) จุดศูนย์กลาง (-3.30, 3.30) และ (3.30, -3.30) (กำหนดให้  $\sigma = 0.40$ , NFFT = 512,  $N = 89$ )

(a) สร้างจากทุกโหมด (b) สร้างจาก 2 โหมดแรก

(a)  $CTR = 37.3$  dB(b)  $CTR = 37.3$  dB

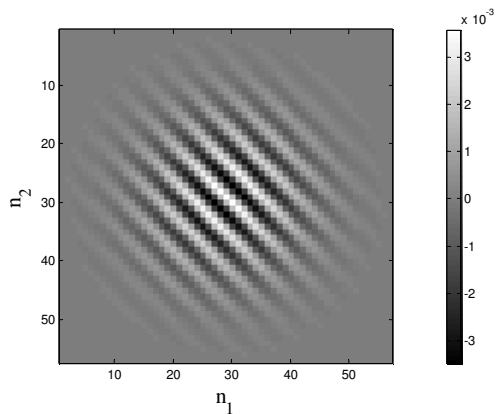
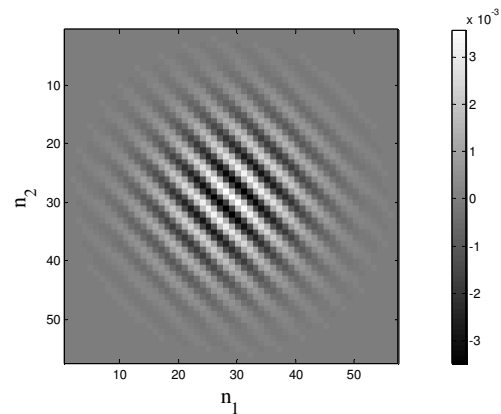
ภาพประกอบ 5-20 ภาพ Gray scale หลังจากผ่านวงจรรอง โดยมีความแตกต่างของระดับโทนสี จากขาวถึงดำ 110 dB (a) ผ่านวงจรรองที่สร้างจากทุกโหมด (b) ผ่านวงจรรองที่สร้างจาก 2 โหมดแรก ซึ่งสอดคล้องกับเคนเนลควอดราติกดังภาพประกอบ 5-19(a) และ 5-19(b) ตามลำดับ



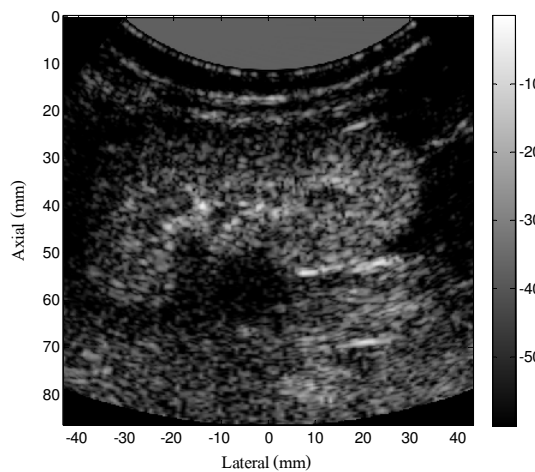
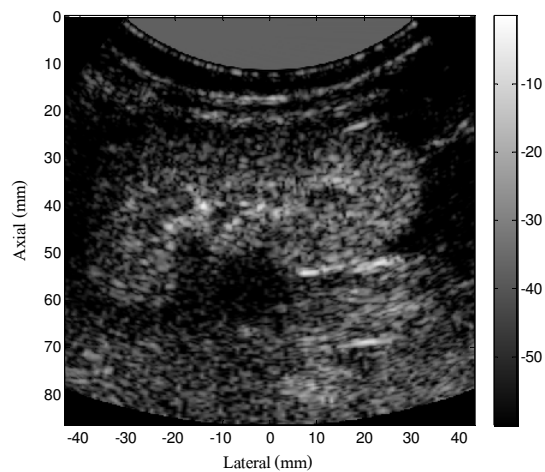
ภาพประกอบ 5-21 ค่าเอกฐานของเคอเนลควอดราติกของวงจรรอง  
ตามภาพประกอบ 5-19(a) สร้างจากทุกโหมด

### 5.3.2.2 *In-vivo* data

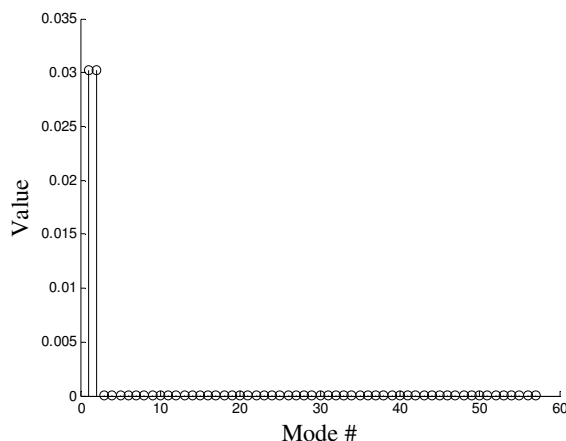
การประยุกต์ใช้วิธีแยกค่าเอกฐานกับวงจรรองควอดราติกที่เหมาะสมสำหรับการแยกความถี่ฮาร์โมนิกอันดับสอง สามารถเลือกจำนวนโหมดที่มีนัยสำคัญและช่วยลดการคำนวณเนื่องจากการใช้อุปกรณ์ในการสร้างวงจรรองควอดราติกลดลง เคอเนลควอดราติกและภาพ Gray scale หลังจากผ่านวงจรรอง แสดงดังภาพประกอบ 5-22 และ 5-23 ตามลำดับ จะเห็นว่าเมื่อสร้างวงจรรองด้วยการประยุกต์ใช้การแยกค่าเอกฐานแล้ว ความคมชัดของการเปรียบเทียบของภาพที่ได้จากอัลตราซาวนด์หลังจากผ่านวงจรรองดังกล่าวไม่แตกต่างกัน นั่นคือ *CTR* เท่ากันเท่ากับ 24.8 dB เมื่อพิจารณาค่าเอกฐานของเคอเนลควอดราติกทุกโหมดตามภาพประกอบ 5-23(a) แสดงได้ดังภาพประกอบ 5-24 ซึ่งมี 2 โหมดที่มีนัยสำคัญเท่านั้น โดยมีค่าเท่ากับ 0.030 เท่ากัน นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบเอาต์พุตควอดราติกของภาพ Gray scale ตามเส้นประสีขาวยเส้นที่ 127 ซึ่งสร้างวงจรรองจากทุกโหมดกับการสร้างด้วยสองโหมดแรก ดังแสดงด้วยเส้นทึบและเส้นประในภาพประกอบ 5-25 ตามลำดับ จะให้ความคมชัดเชิงพื้นที่ที่มีความใกล้เคียงกัน ด้วยเทคนิคการใช้วิธีการแยกค่าเอกฐานสำหรับวงจรรองควอดราติก สามารถแยกความถี่ฮาร์โมนิกอันดับสองได้เช่นเดียวกับวงจรรองควอดราติกที่ไม่ได้ผ่านการแยกค่าเอกฐาน เนื่องจากคุณสมบัติ Separation ของวงจรรองเกาส์เซียน สำหรับข้อมูลที่ได้จากการสแกนไตหนู เคอเนลควอดราติกที่เหมาะสมมี  $P = 57$  จำนวนการคูณเมื่อสร้างจากทุกโหมดเท่ากับ  $57 \times 58 = 3,306$  ครั้งต่อ Sample ทำนองเดียวกันกรณีใช้สองโหมดแรก จำนวนการคูณลดลงเหลือเพียง  $2 \times 58 = 116$  ครั้งต่อ Sample เท่านั้น

(a)  $N = 57$ (b)  $N = 57$ 

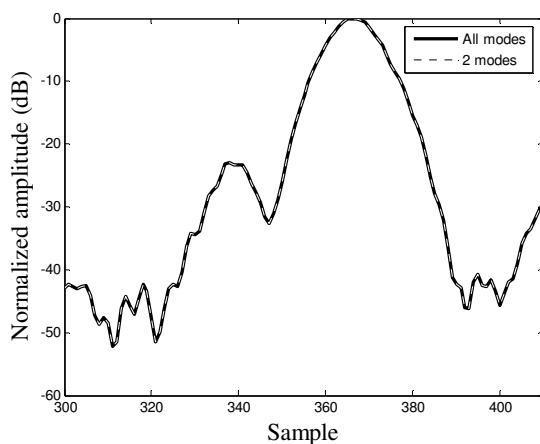
ภาพประกอบ 5-22 เคนเนลควอคราติกของวงจรรองตามภาพประกอบ 5-11(c) จุดศูนย์กลาง  
 (-3.30, 3.30) และ (3.30, -3.30) (a) สร้างจากทุกโหมด (b) สร้างจาก 2 โหมดแรก

(a)  $CTR = 24.8$  dB(b)  $CTR = 24.8$  dB

ภาพประกอบ 5-23 ภาพ B-mode หลังจากผ่านวงจรรอง โดยมีความแตกต่างของระดับโทนสีจาก  
 ขาวถึงดำ 60 dB (a) ผ่านวงจรรองที่สร้างจากทุกโหมด (b) ผ่านวงจรรองที่สร้างจาก 2 โหมดแรก



ภาพประกอบ 5-24 ค่าเอกฐานของเคอเนลควอคราติกของวงจรรองตามภาพประกอบ 5-22(a)



ภาพประกอบ 5-25 เอาต์พุตควอคราติกของภาพ Gray scale ตามเส้นประสีขาเส้นที่ 127 ของภาพประกอบ 5-23(a) และ 5-23(b) เมื่อไม่พิจารณาการเลื่อนเฟสของสัญญาณเอาต์พุต โดยพิจารณากลุ่มตัวอย่างที่ 300-410 ตัวอย่างแรก แสดงเป็นเส้นทึบ (All modes) และเส้นประ (2 modes) ตามลำดับ

## สรุป

บทนี้อธิบายวิธีการออกแบบวงจรรองควอคราติกที่เหมาะสม สำหรับปรับปรุงคุณภาพของภาพจากอัตราส่วนที่ใส่สารเพิ่มความคมชัดซึ่งกล่าวในหัวข้อ 5.1 หัวข้อ 5.2 กล่าวถึงการพิสูจน์วงจรรองที่ได้ออกแบบด้วยข้อมูลจริงทั้งแบบข้อมูลเนื้อเยื่อเทียมรูปตัวแอลและ

ข้อมูลที่ได้จากการสแกนไตหนู ว่าอัลกอริทึมที่สร้างมาแล้วสามารถทำงานได้ดี ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับข้อมูลเนื้อเยื่อเทียมรูปตัวแอล คือจุดศูนย์กลางอยู่ที่  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$ , ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.40 สำหรับ *in-vivo* data ค่าที่เหมาะสมของจุดศูนย์กลางคือ  $(-3.30, 3.30)$  และ  $(3.30, -3.30)$ , ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต้องใกล้เคียงกับค่าที่อยู่ระหว่าง 0.35 ถึง 0.45 สุดท้ายได้กล่าวถึงการประยุกต์ใช้วิธีการแยกค่าเอกฐานกับวงจรกรองควอดราติกเพื่อลดการคำนวณ

### เอกสารอ้างอิง

- [1] W.-P. Zhu, M. O. Ahmad and M. N. S. Swamy, "A Least-Square Design Approach for 2-D FIR Filters with Arbitrary Frequency Response," *IEEE Trans. Circuits Syst. II*, vol. 46, no. 8, pp. 1027-1034, Aug. 1999.
- [2] W.-P. Zhu, M. O. Ahmad and M. N. S. Swamy, "A Least-Square Method for the Design of 2-D FIR Digital Filters with Arbitrary Frequency Responses," in *IEEE Proc. Int. Symp. Circuits Syst.*, June 1997, pp. 769-772.
- [3] A. McAndrew, "Introduction to Digital Image Processing," *Thomson Course Technology*, pp. 101-103, USA, 2004.
- [4] P. Phukpattaranont, N. Jindapetch and K. Chetpattananondh, "An Efficient Implementation of Quadratic B-Mode (QB-Mode) Ultrasonic Imaging," in *Proc. of the 2006 ECTI international conference (ECTI-2006)*, May 2006, vol.1, pp. 80-83.