

บทที่ 3

การตรวจจับเส้นขอบในภาพอัลตราซาวนด์ ของต่อมไทรอยด์

แม้ว่าวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ จะเป็นที่ยอมรับในด้านการตรวจจับเส้นขอบว่า ตำแหน่งขอบที่ได้แม่นยำ แต่อาจไม่เหมาะกับวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ เพราะเมื่อพิจารณาจากเส้นขอบที่ได้เปรียบเทียบกับภาพหลังจากผ่านวงจรกรอง พบว่าเส้นขอบที่ได้ไม่ต่อเนื่อง และส่วนที่เป็นเส้นขอบบางแห่งแถมมองเห็นได้ในภาพ แต่ไม่สามารถตรวจจับได้ด้วยวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ ทั้งนี้อาจเป็นเพราะวงจรมุ่งเน้นสำหรับการหาเส้นขอบในภาพทั่วไป และไม่เหมาะกับวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติที่พัฒนาขึ้น ในบทนี้จึงเสนอวิธีการคำนวณเส้นขอบจากวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ ซึ่งให้ผลดีกว่าวงจรตรวจจับเส้นขอบแค่นี้ ในด้านความต่อเนื่องของเส้นขอบเมื่อใช้ร่วมกับวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ

3.1 หลักการคำนวณของวิธีตรวจจับเส้นขอบที่เสนอ

3.1.1 การคำนวณค่าเกรเดียนต์ของความเข้ม

เมื่อนิยามตำแหน่งเส้นขอบจากตำแหน่งที่มีขนาดเกรเดียนต์ของความเข้มสูงสุด เราสามารถคำนวณเส้นขอบโดยอาศัยลักษณะสมบัติของระนาบพหุนาม ที่ใช้ในวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติได้ดังนี้ สำหรับระนาบพหุนาม p_{ij} ที่มีอันดับ K สำหรับค่า m และอันดับ L สำหรับค่า n ตามสมการ (2.8):

$$p_{ij}(m, n) = \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L a_{k,l} m^k n^l$$

เมื่อ $i, j = \dots, -1, 0, 1, \dots$ เป็นลำดับของข้อมูลและ $m = -M, \dots, M$ และ $n = -N, \dots, N$ เป็นดัชนีตำแหน่งของหน้าต่างของวงจรรองขนาด $(2M + 1)(2N + 1)$ เราสามารถประมาณค่าอนุพันธ์ของความเข้มของภาพอัลตราซาวด์ f_{ij} เทียบกับ i และ j โดยคำนวณจากสัมประสิทธิ์ของระนาบพหุนาม p_{ij} ณ ตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างที่กำลังพิจารณา ($m = 0, n = 0$) ดังนี้

$$\frac{\partial}{\partial i} f_{ij} \approx \frac{\partial}{\partial m} p_{ij}(m, n) \Big|_{(m=0, n=0)} = a_{1,0} \quad (3.1)$$

$$\frac{\partial}{\partial j} f_{ij} \approx \frac{\partial}{\partial n} p_{ij}(m, n) \Big|_{(m=0, n=0)} = a_{0,1} \quad (3.2)$$

เมื่อได้ค่าอนุพันธ์ตามสมการที่ (3.1) และ (3.2) แล้วจึงนำไปคำนวณขนาด ($|\nabla f_{i,j}|$) และทิศทาง ($\theta_{i,j}$) ของเกรเดียนต์ของความเข้มตามสมการ

$$|\nabla f_{i,j}| = \sqrt{\left(\frac{\partial}{\partial i} f_{ij}\right)^2 + \left(\frac{\partial}{\partial j} f_{ij}\right)^2} \approx \sqrt{a_{1,0}^2 + a_{0,1}^2} \quad (3.3)$$

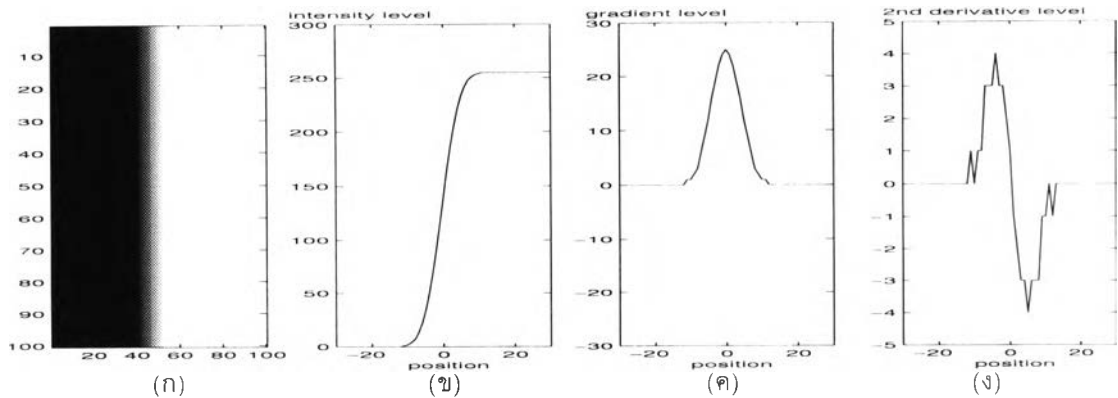
$$\theta_{i,j} = \arctan \frac{\frac{\partial}{\partial j} f_{ij}}{\frac{\partial}{\partial i} f_{ij}} \approx \arctan \frac{a_{0,1}}{a_{1,0}} \quad (3.4)$$

การคำนวณจุดขอบจะตัดสินจากจุดที่มีค่าประมาณของขนาดเกรเดียนต์ของความเข้มสูงที่สุด ส่วนค่า $\theta_{i,j}$ ที่ได้นั้นจะบ่งบอกทิศที่ตั้งฉากกับเส้นขอบ ซึ่งขนาดของเกรเดียนต์ที่ได้นั้นจะเรียกว่าขนาดเกรเดียนต์ที่ได้จากวงจรตรวจจับเส้นขอบทั่วไป

3.1.2 การนำค่าเกรเดียนต์ที่ได้ไปคำนวณเส้นขอบ

การนำขนาดของเกรเดียนต์ไปคำนวณตำแหน่งเส้นขอบทำได้หลายวิธี เช่น

- หากขนาดเกรเดียนต์ที่คำนวณได้มีค่ามากกว่าจุดเริ่มเปลี่ยน T1 ที่กำหนดไว้จึงตัดสินว่าเป็นขอบ เป็นต้น วิธีนี้จะได้เส้นขอบที่ต่อเนื่องถ้าตั้งค่านับ T1 ให้เหมาะสม
- หรือเพิ่มเงื่อนไขตัดสินว่าตำแหน่งใดควรเป็นขอบโดยใช้อนุพันธ์อันดับสองช่วย



รูปที่ 3.1: (ก) ภาพที่ตำแหน่งขอบ (ข) ค่าความเข้ม (ค) ขนาดเกรเดียนต์และ (ง) ขนาดอนุพันธ์อันดับที่สองที่ตำแหน่งขอบ

ถ้าเราพิจารณาฟังก์ชันต่อเนื่องหนึ่งมิติ ที่ตำแหน่งขอบพบค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งจะมีค่าสูงสุดหรือต่ำสุด ในขณะที่ค่าอนุพันธ์อันดับสองจะมีค่าเป็นศูนย์ดังรูปที่ 3.1 ดังนั้น ถ้าเราสามารถคำนวณอนุพันธ์อันดับสองของข้อมูลได้เท่ากับศูนย์หรือใกล้เคียงตำแหน่งดังกล่าวน่าจะเป็นขอบ อย่างไรก็ตาม ค่าอนุพันธ์อันดับสองของข้อมูลสองมิตินั้นจะมีค่าเข้าใกล้ศูนย์มาก ก็ต่อเมื่อการคำนวณค่าอนุพันธ์กระทำในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบหรือทิศของเกรเดียนต์

การคำนวณค่าอนุพันธ์อันดับที่สองในทิศทางที่ตั้งฉากกับเส้นขอบ อาจทำได้โดยพิจารณาจากสมการของเทย์เลอร์:

สำหรับจุด (m, n) ใดๆ รอบจุดกึ่งกลางหน้าตาของวงจรรอง $(0, 0)$ จะได้ว่าฟังก์ชัน p ที่จุดดังกล่าวสามารถประมาณได้ดังนี้

$$\begin{aligned} \hat{p}(m, n) &\approx p(0, 0) + [\Delta m \ \Delta n] \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial m} p \\ \frac{\partial}{\partial n} p \end{bmatrix} \\ &+ \frac{1}{2!} [\Delta m \ \Delta n] \begin{bmatrix} \frac{\partial^2}{\partial m^2} p & \frac{\partial^2}{\partial m \partial n} p \\ \frac{\partial^2}{\partial n \partial m} p & \frac{\partial^2}{\partial n^2} p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta m \\ \Delta n \end{bmatrix} + O(\Delta m^3, \Delta n^3) \quad (3.5) \end{aligned}$$

โดย $O(\Delta m^3, \Delta n^3)$ เป็นพจน์ที่เหลือซึ่งมีค่าเข้าใกล้ Δm^3 หรือ Δn^3 ซึ่งสำหรับ Δm หรือ Δn น้อยๆ เราอาจตัดพจน์เหล่านี้ทิ้งไปโดยค่าประมาณที่ได้ไม่ผิดพลาดมากนัก

ถ้า $(0,0)$ อยู่บนเส้นขอบและ (m,n) อยู่ในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบ ขนาดของเกรเดียนต์ หรือพจน์ที่สองด้านขวามือในสมการ (3.5) จะเข้าใกล้ค่าสูงสุด และพจน์ที่สามจะมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ซึ่งเราอาจใช้พจน์ที่สามแทนค่าอนุพันธ์อันดับที่สองในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบได้จากสมมติฐานที่ว่าจุดที่สนใจเป็นจุดบนเส้นขอบ เมื่ออนุพันธ์อันดับที่สองของความเข้มในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบ ณ จุดนั้นมีค่าเข้าใกล้ศูนย์ ดังนั้นเราสามารถตั้งเงื่อนไขว่า จุดใดเป็นขอบก็ต่อเมื่อ

$$\frac{1}{2!}[\Delta m \ \Delta n] \begin{bmatrix} \frac{\partial^2}{\partial m^2} P & \frac{\partial^2}{\partial m \partial n} P \\ \frac{\partial^2}{\partial n \partial m} P & \frac{\partial^2}{\partial n^2} P \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta m \\ \Delta n \end{bmatrix} = 0 \quad (3.6)$$

ค่าดังกล่าวสามารถคำนวณจากสัมประสิทธิ์ของระนาบพหุนาม ได้เช่นเดียวกับการคำนวณขนาดของเกรเดียนต์ดังนี้สำหรับค่าคงที่ c ใดๆ ที่ไม่เป็นศูนย์ ให้ $\Delta m = c$ ดังนั้นจะได้ระยะในทิศทางของ n หรือ $\Delta n = c \tan \theta$ โดยค่า θ คำนวณจากสมการ (3.4) ส่วนพจน์อื่นๆ คำนวณได้ดังนี้

$$\left. \frac{\partial}{\partial m \partial n} p_{ij}(m, n) \right|_{(m=0, n=0)} = \left. \frac{\partial}{\partial n \partial m} p_{ij}(m, n) \right|_{(m=0, n=0)} = a_{1,1} \quad (3.7)$$

$$\left. \frac{\partial^2}{\partial m^2} p_{ij}(m, n) \right|_{(m=0, n=0)} = a_{2,0} \quad (3.8)$$

$$\left. \frac{\partial^2}{\partial n^2} p_{ij}(m, n) \right|_{(m=0, n=0)} = a_{0,2} \quad (3.9)$$

เนื่องจาก c^2 และ $2!$ ไม่เท่ากับศูนย์ เราอาจตัดทิ้งไประหว่างคำนวณได้ ดังนั้นเงื่อนไข (3.6) จะกลายเป็น

$$T = a_{2,0} + 2a_{1,1} \tan \theta + a_{0,2} \tan^2 \theta = 0 \quad (3.10)$$

ถ้าเราใช้เงื่อนไขตาม (3.10) ตัดสินว่าจุดที่เป็นขอบควรมีขนาดของ T น้อยกว่าจุดเริ่มเปลี่ยน T_2 ที่กำหนดไว้ใกล้ศูนย์ค่าหนึ่ง ร่วมกับเงื่อนไขขนาดเกรเดียนต์มากกว่า T_1 เราจะได้วิธีตรวจจับเส้นขอบที่น่าสนใจอีกวิธีหนึ่ง

ในวิธีการตรวจจับเส้นขอบทั่วไปการคำนวณค่าอนุพันธ์อันดับสองในทิศทางตั้งฉากกับเส้นขอบดังที่ได้กล่าวไปนั้นทำได้ยากจึงมีการใช้ค่าลาปลาเซียนแทน [15] โดยไม่ต้องคำนึงถึง

ทิศทางการตั้งฉากกับเส้นขอบ แล้วตัดสินว่าเป็นขอบหรือไม่โดยใช้ค่าจุดเปลี่ยน T3 วิธีนี้ทำให้การคำนวณง่ายขึ้น ค่าลาปลาเซียนดังกล่าวสามารถคำนวณได้จากสัมประสิทธิ์ของระนาบพหุนามด้วยเช่นกัน ดังนี้

$$\begin{aligned} \nabla^2 f_{ij} &\approx \left. \frac{\partial^2}{\partial m^2} p_{ij}(m, n) \right|_{(m=0, n=0)} + \left. \frac{\partial^2}{\partial n^2} p_{ij}(m, n) \right|_{(m=0, n=0)} \\ &= 2(a_{2,0} + a_{0,2}) \end{aligned} \quad (3.11)$$

ทั้งนี้การคำนวณเส้นขอบทั้งสามวิธีที่เสนอนั้น สามารถทำไปพร้อมกับการลดทอนสัญญาณรบกวนได้ เพราะเปลี่ยนจากการคำนวณ $a_{0,0}$ ของวงจรถ่วงเป็นการคำนวณสัมประสิทธิ์ตัวอื่นแทน เป็นการรวมเอาขั้นตอนการลดทอนสัญญาณรบกวนและการตรวจจับเส้นขอบไว้เป็นขั้นตอนเดียวกัน

3.2 การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรถรวจจับเส้นขอบ

การทดสอบประสิทธิภาพของวงจรถรวจจับเส้นขอบ เปรียบเทียบกับเส้นขอบที่ได้จากวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้ในแง่ความซับซ้อนในการคำนวณ และความทนทานต่อสัญญาณรบกวน จะเปรียบเทียบสามวิธีคือ

1. ใช้เงื่อนไขจุดเริ่มเปลี่ยนของขนาดเกรเดียนต์ T1
2. ใช้ทั้งเงื่อนไขจุดเริ่มเปลี่ยนของขนาดเกรเดียนต์ T1 และจุดเริ่มเปลี่ยนของอนุพันธ์อันดับสองของความเข้มในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบ T2
3. ใช้เงื่อนไขจุดเริ่มเปลี่ยนของขนาดเกรเดียนต์ T1 และจุดเริ่มเปลี่ยนของค่าลาปลาเซียน T3

วงจรถรวจจับเส้นขอบที่เปรียบเทียบทั้งหมดนั้น เขียนด้วยโปรแกรมภาษา MATLAB บนเครื่อง PentiumII-MMX ส่วนภาพที่ใช้ทดสอบการตรวจจับเส้นขอบเป็นภาพทดสอบจากบทที่ 2 เมื่อยังไม่ใส่สัญญาณรบกวน เพื่อตรวจสอบว่าวงจรถรวจจับเส้นขอบใช้งานได้ดีหรือไม่ จากนั้นเลือกภาพเกรนอะลูมิเนียมที่คูณสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลี ผ่านวงจรถ

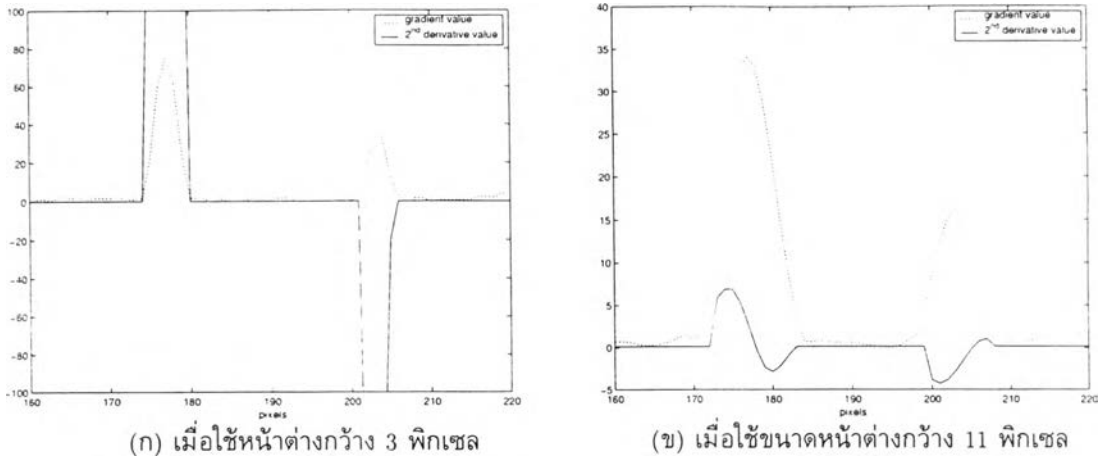
กรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติ แล้วเปรียบเทียบเส้นขอบที่ได้จากวงจรถรวจจับเส้นขอบทั้งสามวิธี กับวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้ วงจรถรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิตินั้น เลือกใช้อันดับสอง เพราะผลจากบทที่ 2 ที่มีแนวโน้มว่าวงจรถรองซาวีสกี-โกเลย์อันดับสอง จะเหมาะกับการใช้งานในภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์มากที่สุด

3.3 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของวงจรถรวจจับเส้นขอบ และการวิเคราะห์ผล

3.3.1 เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบกับภาพที่ยังไม่มีสัญญาณรบกวน

เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบที่พัฒนาขึ้นทั้งสามวิธีกับภาพทดสอบที่ยังไม่มีสัญญาณรบกวน พบว่าวงจรถรวจจับเส้นขอบสามารถตรวจจับเส้นขอบได้ดี ไม่ว่าจะเส้นขอบจะอยู่ในแนวใด หรือเป็นเหลี่ยมมุม และทำงานได้ดีจนถึงระยะระหว่างขอบใดๆ ค่าหนึ่ง โดยเส้นขอบที่ได้จากวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้ต่อเนื่อง และเรียบกว่าวงจรถรวจจับเส้นขอบชนิดอื่นที่ได้พัฒนาขึ้น คุณสมบัติดังกล่าวเป็นลักษณะเฉพาะที่ทำให้วงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้นิยมใช้กับภาพต่างๆ ไป

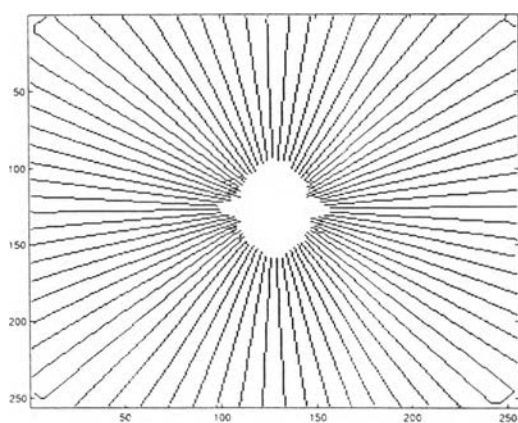
เมื่อใช้วิธีตรวจจับเส้นขอบที่ 1 ถึง 3 ที่พัฒนาขึ้นขนาดความกว้างหน้าต่างเท่ากับ 3 พิกเซล พบว่าวิธีที่ 1 ซึ่งใช้ค่าระดับของขนาดเกรเดียนต์ของความเข้ม ให้เส้นขอบที่มีคุณภาพรองลงมาจากวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้ คือให้เส้นขอบที่เรียบและต่อเนื่องกว่าวิธีที่ 2 และ 3 อย่างไรก็ตาม วิธีที่ 1 เส้นขอบที่แสดงไว้เป็นเส้นขอบภายหลังจากการทำทินนิง (thinning) แล้วเพื่อให้ได้เส้นขอบที่บางลง ถ้าระยะระหว่างขอบน้อยมากดังเช่นที่เมมเบรนในภาพเม็ดเลือดแดงในรูปที่ 3.5 เส้นขอบที่ได้จะเชื่อมถึงกันและกลายเป็นเส้นขอบเส้นเดียว เมื่อทำทินนิง ทั้งที่ควรจะได้ 2 เส้นส่วนวิธีที่ 2 และ 3 มีคุณภาพเส้นขอบใกล้เคียงกัน สำหรับวิธีที่สองที่ใช้ค่าระดับของขนาดเกรเดียนต์ ร่วมกับค่าระดับของอนุพันธ์อันดับที่สองของความเข้มในทิศทางกับเส้นขอบ ให้เส้นขอบซ้อนกันเป็นสองเส้น กรณีดังกล่าวเกิดขึ้นเนื่องจากความเข้มมีการเปลี่ยนแปลงเร็วมาก (ความชัน ๓ เส้นขอบมีค่าสูง) และการเปลี่ยนแปลงความชัน หรืออนุพันธ์อันดับที่สองก็มีค่าสูงด้วย



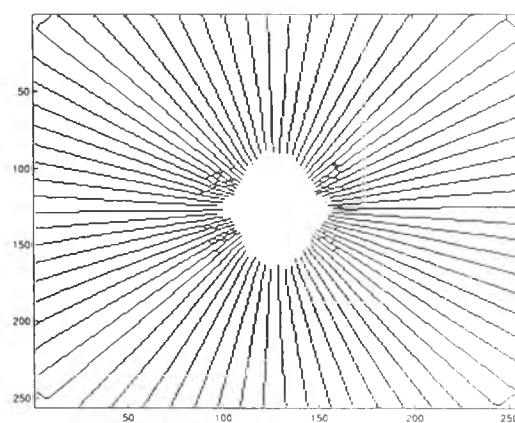
รูปที่ 3.2: ตัวอย่างขนาดเกรเดียนต์และค่าอนุพันธ์อันดับสองของความเข้มเมื่อใช้หน้าต่างกว้างและแคบ

ในรูปที่ 3.2 (ก) เป็นตัวอย่างขนาดเกรเดียนต์ และค่าอนุพันธ์อันดับสองของความเข้ม เมื่อใช้หน้าต่างกว้าง 3 พิกเซล จะเห็นว่า แทนที่ค่าอนุพันธ์จะเป็นศูนย์ ณ ตำแหน่งที่มีขนาดเกรเดียนต์สูงสุดเหมือนในรูปที่ 3.1 (ง) กลับมีค่าเป็นบวกสูงมาก และลบสูงมากแทน ทั้งนี้เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของค่าเกรเดียนต์ที่เร็วมาก จนค่าอนุพันธ์ไม่สามารถผ่านศูนย์ได้ทันในช่วงดังกล่าว ดังนั้นไม่ว่าจะเลือกค่าระดับอย่างไร เส้นขอบที่ได้ก็จะซ้อนกันสองเส้นอยู่เสมอ ถ้าใช้ขนาดหน้าต่างกว้างขึ้นเล็กน้อย จะทำให้ความชัน ณ ตำแหน่งขอบลดลง และค่าอนุพันธ์อันดับสองกลายเป็นศูนย์เมื่อขนาดเกรเดียนต์มีค่าสูงสุดได้ทัน ดังแสดงในรูปที่ 3.2 (ข) ที่ใช้หน้าต่างกว้างขึ้นเป็น 11 พิกเซลเส้นขอบที่คำนวณโดยวิธีที่ 2 และ 3 นั้นบางแห่งเกิดขึ้นเป็นแถบดำ เพราะบริเวณนั้นมีความชันของเส้นขอบและการเปลี่ยนแปลงความชันมีค่าน้อยมาก การเลือกค่าระดับของค่าอนุพันธ์อันดับสองและค่าลาปลาเซียนที่คำนวณได้ให้มีค่าสูงเกินไปจึงเกิดเป็นแถบบ้างดังกล่าว

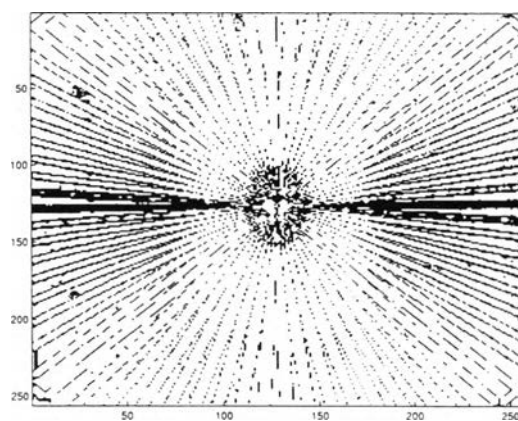
แม้ว่าวิธีตรวจจับเส้นขอบที่เสนอมานี้จะให้คุณภาพเส้นขอบดีกว่าวงจรถวายจับเส้นขอบแค่นี้เมื่อใช้กับภาพทั่วไป แต่เส้นขอบที่ได้ก็ยังต่อเนื่องและใช้งานได้ดีในระดับหนึ่ง และน่าจะทำงานร่วมกับวงจรกรองซาวีตส์-โกเลย์สองมิติได้ดีกว่าเมื่อใช้วงจรถวายจับเส้นขอบแค่นี้ ในภาวะที่มีสัญญาณรบกวน เราจะพิสูจน์สมมติฐานนี้ในหัวข้อถัดไป



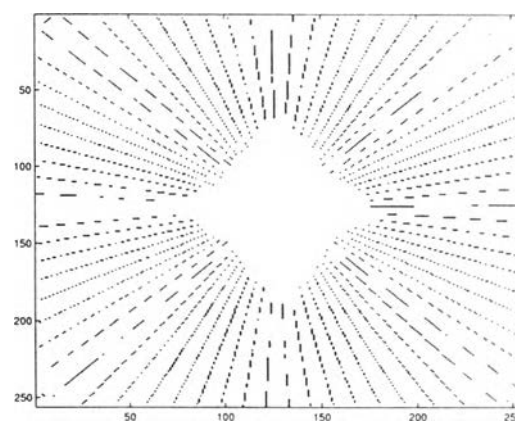
(ก) เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้



(ข) เมื่อใช้วิธีที่ 1

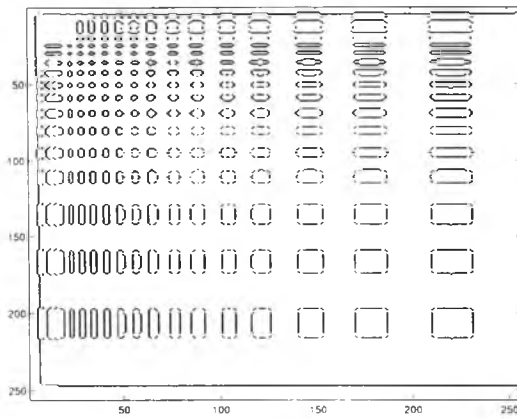


(ค) เมื่อใช้วิธีที่ 2

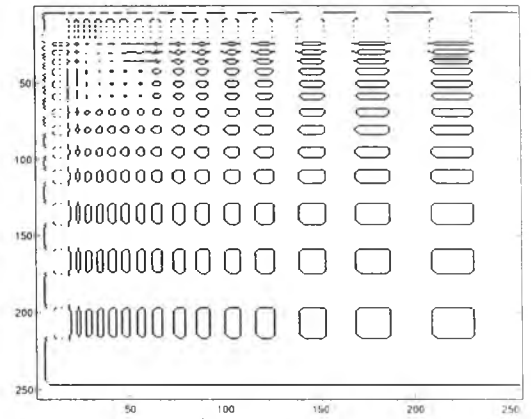


(ง) เมื่อใช้วิธีที่ 3

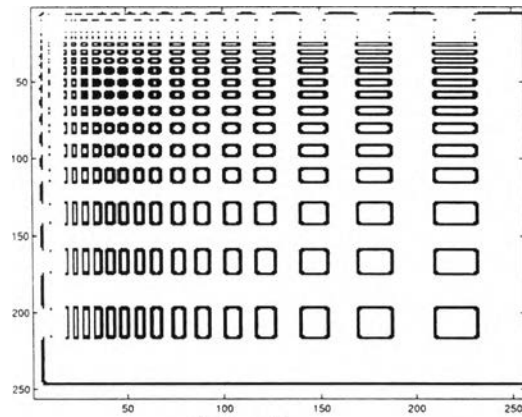
รูปที่ 3.3: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบชนิดต่างๆ กับรูปที่ 2.2 (ค)



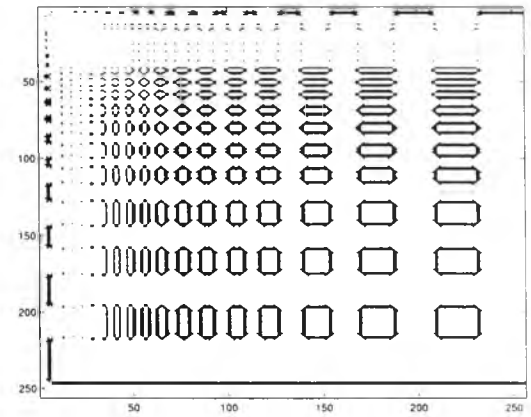
(ก) เมื่อใช้วงจรถวายจับเส้นขอบแค่นี้



(ข) เมื่อใช้วิธีที่ 1

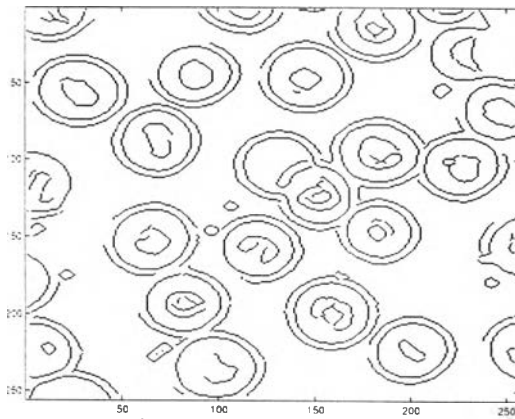


(ค) เมื่อใช้วิธีที่ 2

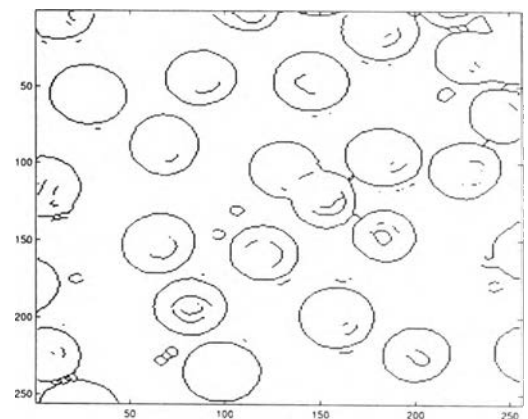


(ง) เมื่อใช้วิธีที่ 3

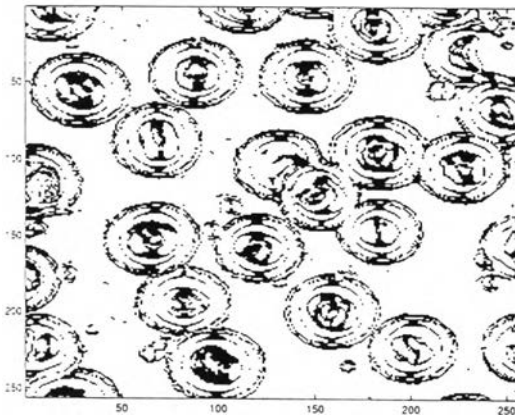
รูปที่ 3.4: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรถวายจับเส้นขอบชนิดต่างๆ กับรูปที่ 2.2 (ง)



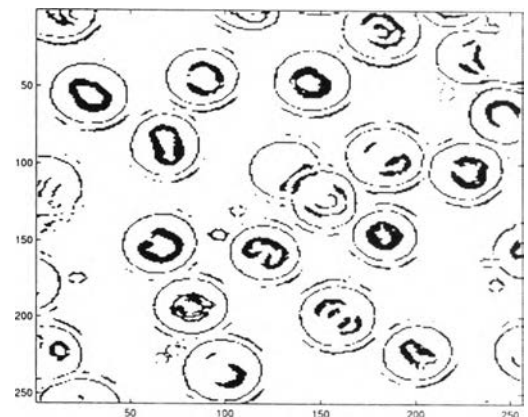
(ก) เมื่อใช้วงจรถ่วงจับเส้นขอบแคนนีย์



(ข) เมื่อใช้วิธีที่ 1

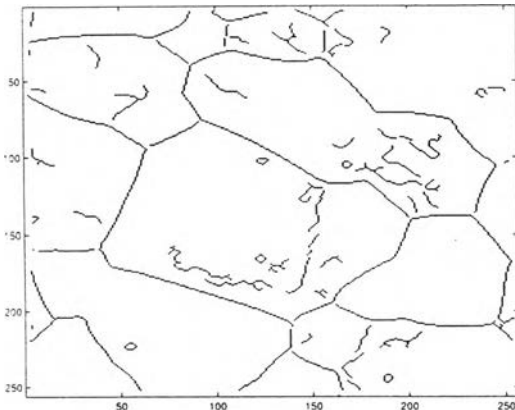


(ค) เมื่อใช้วิธีที่ 2

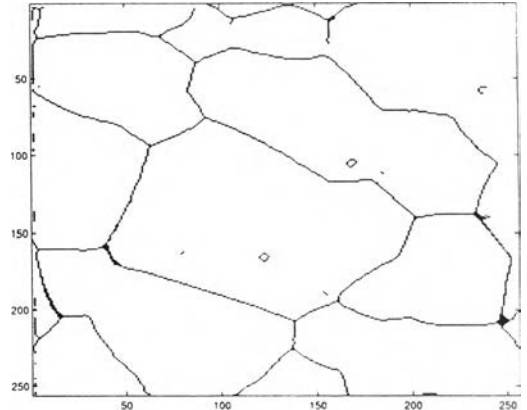


(ง) เมื่อใช้วิธีที่ 3

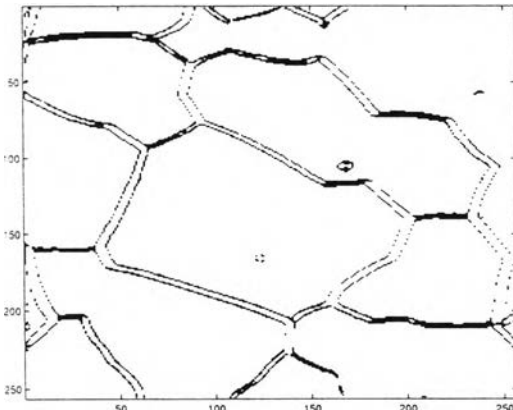
รูปที่ 3.5: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรถ่วงจับเส้นขอบชนิดต่างๆ กับภาพเม็ดเลือดแดง



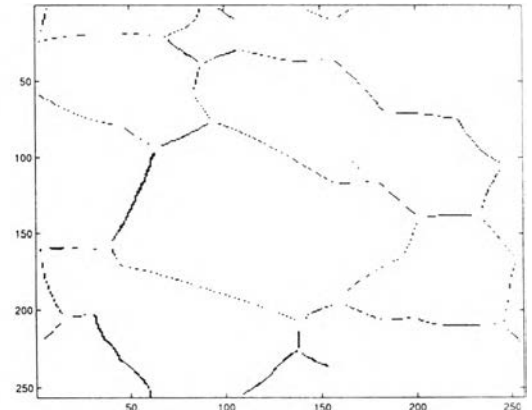
(ก) เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้



(ข) เมื่อใช้วิธีที่ 1



(ค) เมื่อใช้วิธีที่ 2

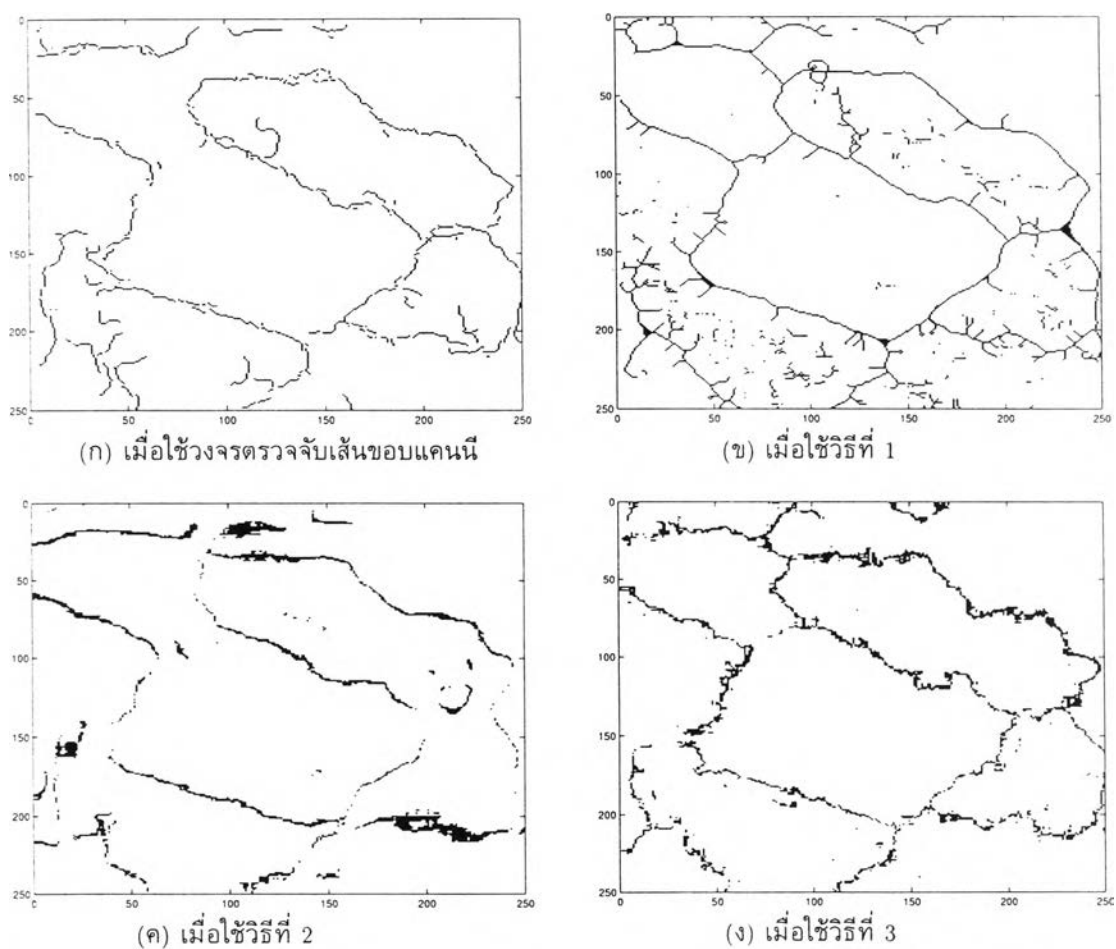


(ง) เมื่อใช้วิธีที่ 3

รูปที่ 3.6: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบชนิดต่างๆ กับภาพเกรนอะลูมิเนียม

3.3.2 เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบกับภาพที่มีสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลี

เส้นขอบจากวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้เมื่อใช้กับภาพที่ใส่สัญญาณรบกวน ขาดความต่อเนื่อง เส้นขอบเกิดขึ้นมาหลายๆ เส้น ขณะที่วิธีที่เสนอให้เส้นขอบที่ต่อเนื่องทั้งหมด โดยเส้นขอบจากวิธีที่ 1 ให้เส้นขอบที่ต่อเนื่องมากที่สุดหลังจากทำทึนนิ่ง 11 ครั้ง แต่ก็ยังมีเส้นขอบเป็นแขนงแยกออกมา ซึ่งทั้งการทำทึนนิ่งและแขนงเส้นขอบที่เกิดขึ้นทำให้วิธีตรวจจับเส้นขอบวิธีที่ 1 ไม่เหมาะกับระบบติดตามเส้นขอบ เพราะต้องเสียเวลารอจนกระทั่งคำนวณบริเวณที่คาดว่าจะเส้นขอบเสร็จแล้ว จึงจะทำทึนนิ่งได้ ในขณะที่แขนงของเส้นขอบจะทำให้การเชื่อมต่อเส้นขอบของระบบติดตามเส้นขอบต้องทำงานหนักขึ้น ส่วนวิธีที่ 3 ให้เส้นขอบที่ไม่เรียบ เต็มไปด้วยรอยหยักเนื่องจากสัญญาณรบกวน ในขณะที่เส้นขอบที่ได้จากวิธีที่ 2 นั้นให้เส้นขอบที่เรียบกว่า เมื่อใช้ในสภาวะที่มีสัญญาณรบกวนคล้ายๆ กัน ลักษณะเส้นขอบที่ได้ อาจคลาดเคลื่อนจากภาพจริงไปบ้าง แต่เมื่อวิเคราะห์ผลแล้วพบว่าเส้นขอบที่คลาดเคลื่อนไปนั้น ตรงกับเส้นขอบของรูปก่อนเข้าวงจรถรวจจับเส้นขอบ แสดงว่าวงจรถรวจจับเส้นขอบยังคงทำงานได้ดี แต่ลักษณะเส้นขอบที่คลาดเคลื่อนไปเป็นผลจากสัญญาณรบกวนที่ทำให้ข้อมูลในบริเวณนั้นสูญหายไปมากจนกระทั่งวงจรกรองไม่สามารถให้ภาพเดิมได้ดังนั้นจึงอาจสรุปเบื้องต้นได้ว่า การใช้ค่าอนุพันธ์อันดับที่สองของความเข้มในทิศตั้งฉากกับเส้นขอบ และวิธีที่ 3 ให้เส้นขอบที่ต่อเนื่องกว่าวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้เมื่อใช้ร่วมกับวงจรถรองซาวีสกี-โกเลย์สองมิติในภาวะที่มีสัญญาณรบกวนแบบเรย์ลี และเหมาะสมที่จะใช้งานกับระบบติดตามเส้นขอบมากกว่าวิธีที่ 1 การทดสอบเพิ่มเติมจะใช้ภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์เพื่อสนับสนุนข้อสรุปดังกล่าว โดยผลของการทดสอบได้แสดงไว้ในหัวข้อถัดไป



รูปที่ 3.7: เส้นขอบที่ได้เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบชนิดต่างๆ กับภาพเกรนอะลูมิเนียมที่ใส่สัญญาณรบกวนแล้ว และผ่านวงจรรองซาวิสกี-โกเลย์อันดับสองขนาด 23x23 พิกเซล

3.3.3 เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์

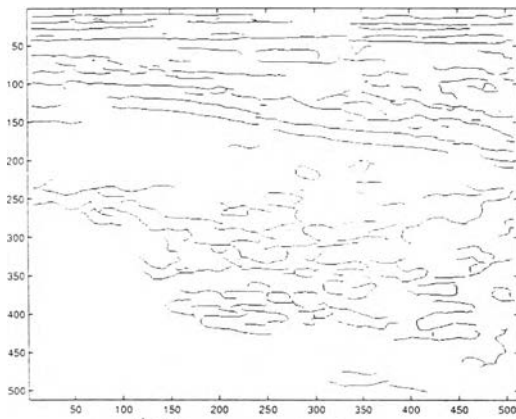
การเปรียบเทียบวงจรถรวจจับเส้นขอบแต่ละชนิด กับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์ จะใช้ภาพที่ผ่านวงจรถรองชนิดเดียวกัน ที่ขนาดหน้าตัดเท่ากัน โดยผลการเปรียบเทียบเป็นดังนี้:

เส้นขอบของต่อมไทรอยด์จากรูปที่ 2.28 (ก) เมื่อคำนวณโดยใช้วิธีที่ 1 และ 2 ต่อเนื่องและไม่ขาดเป็นช่วงเหมือนกับวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้ ส่วนวิธีที่ 3 นั้นให้เส้นขอบที่เต็มไปด้วยรอยหยัก และขาดตอน ซึ่งผลที่ได้นี้คล้ายกับเมื่อทดสอบกับภาพเกรนอะลูมิเนียม ที่ใส่สัญญาณรบกวนแบบเรย์ลี เส้นขอบที่ต่อเนื่องของวิธีที่ 1 นั้น เป็นผลจากการเลือกค่าระดับต่ำพอที่จะทำให้ได้เส้นขอบของต่อมไทรอยด์ทั้งหมด เมื่อตัดสินใจด้วยค่าระดับเส้นขอบแต่ละจุดจึงเชื่อมต่อกัน แต่เส้นขอบที่ได้ในขั้นนี้จะหนามากต้องนำไปทำทีนึ่งถึง 11 ครั้ง เพื่อให้ได้เส้นบางขึ้น

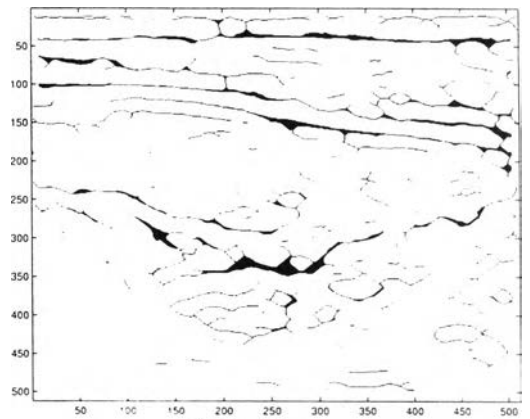
ส่วนความต่อเนื่องของเส้นขอบจากวิธีที่ 2 เกิดขึ้นเนื่องจากจุดที่ตัดสินใจว่าเป็นขอบนั้น มีโอกาสที่จะเป็นจุดอยู่บนเส้นขอบสูงกว่าวิธีที่ 3 เพราะให้ทั้งขนาดเกรเดียนต์มีค่าสูงสุด และค่าอนุพันธ์อันดับที่สองเข้าใกล้ศูนย์ ความต่อเนื่องที่เกิดขึ้นเป็นผลจากความต่อเนื่องของจุดขอบ ในขณะที่วิธีที่ 3 ไม่ต่อเนื่องและรูปร่างเพี้ยน เพราะไม่ได้ใช้ค่าอนุพันธ์ในทิศทางตั้งฉากกับเส้นขอบ ค่าที่ได้จึงอาจรวมจุดที่ไม่ใช่จุดขอบเข้าไว้ด้วย จึงไม่เรียบเหมือนวิธีที่ 2

สำหรับเส้นขอบของต่อมไทรอยด์ในรูปอื่นๆ ซึ่งได้จากวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้ วิธีที่ 1 และวิธีที่ 2 จะค่อนข้างต่อเนื่อง ถ้าพิจารณารูปร่างละเอียดเส้นขอบที่ได้จากวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้จะไม่ใช่เส้นขอบที่ต้องการ และบางครั้งให้รูปทรงที่บิดเบี้ยวยิ่งกว่า เพราะในเส้นขอบบางตำแหน่งมีความชันน้อยมากจนกระทั่งวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้มองไม่เห็น

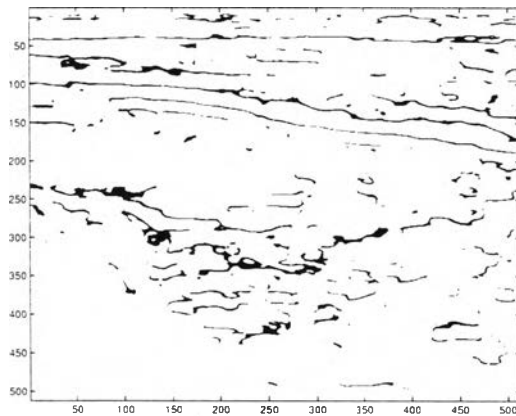
ส่วนรูปที่ 3.11 มีจุดที่น่าสังเกตคือ เส้นขอบของต่อมไทรอยด์ด้านขวาของวิธีที่ 2 หายไปทั้งแถบ แต่เมื่อพิจารณาภาพเริ่มต้น บริเวณดังกล่าวเห็นขอบชัดเจน ดังนั้นสาเหตุที่คำนวณหาเส้นขอบไม่ได้ ไม่ควรเป็นเพราะความชันของความชันน้อยเกินไป แต่อาจเป็นเหมือนกรณีของรูปที่ 3.2 (ก) คือมีการเปลี่ยนแปลงค่าความชันอย่างรวดเร็ว ทำให้ค่าอนุพันธ์อันดับที่สองเป็นศูนย์ไม่ทัน หรือเป็นบวกลบและลบในทันทีแต่ตำแหน่งที่มีค่าเป็นศูนย์ไม่ตรงกับตำแหน่งพิกเซล จึงไม่สามารถตรวจจับเส้นขอบจากจุดนั้นได้ การแก้ไขเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นอาจทำได้โดยขยายขนาดหน้าตัดที่ใช้ขึ้นอีก เพื่อให้ความชันมีการ



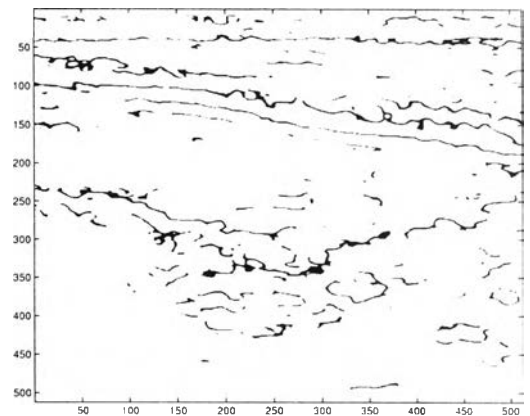
(ก) เมื่อใช้วงจรถ่วงจับเส้นขอบแค่นี้



(ข) เมื่อใช้วิธีที่ 1

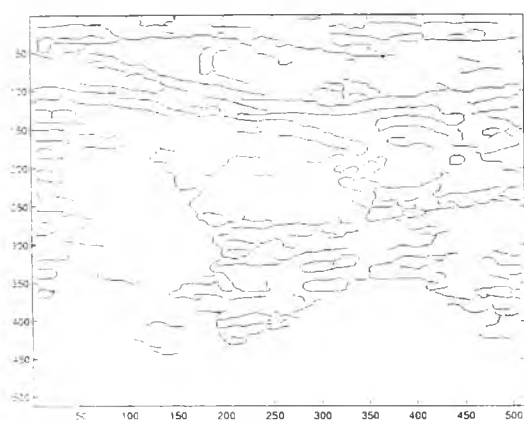


(ค) เมื่อใช้วิธีที่ 2

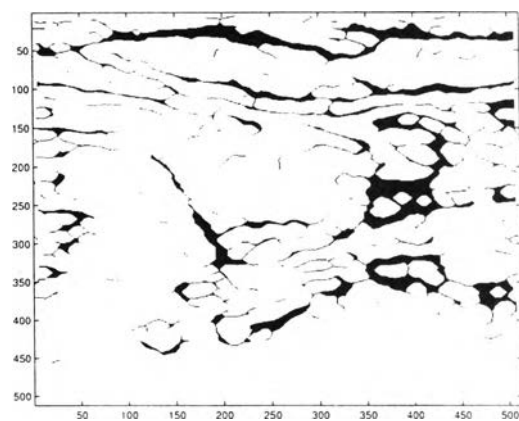


(ง) เมื่อใช้วิธีที่ 3

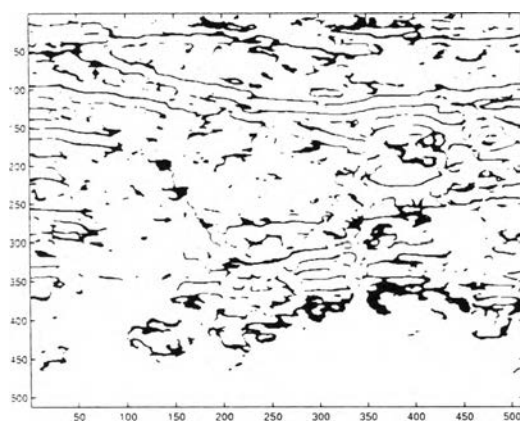
รูปที่ 3.8: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ก) ที่ผ่านวงจรรองซาวีสกี-โกเลย์อันดับสอง ขนาดหน้าต่างต่าง 27x27 พิกเซล



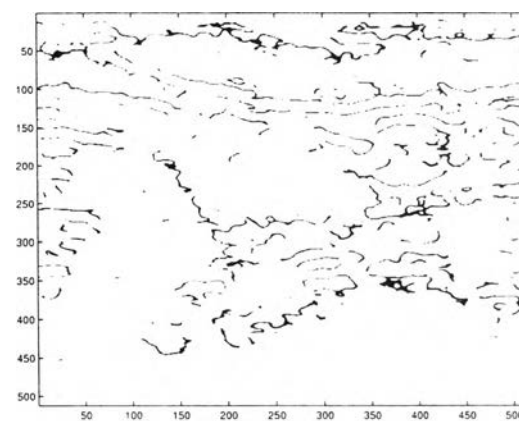
(ก) เมื่อใช้วงจรถ่วงจับเส้นขอบแค่นี้



(ข) เมื่อใช้วิธีที่ 1

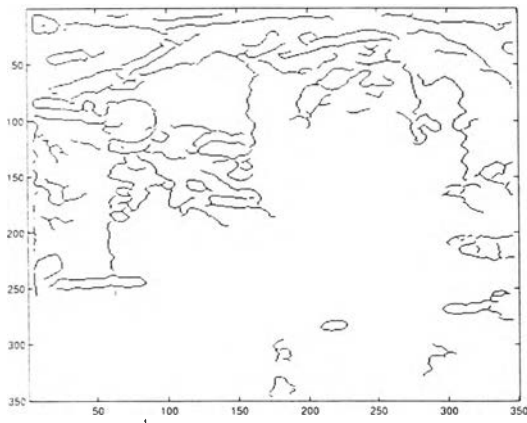


(ค) เมื่อใช้วิธีที่ 2

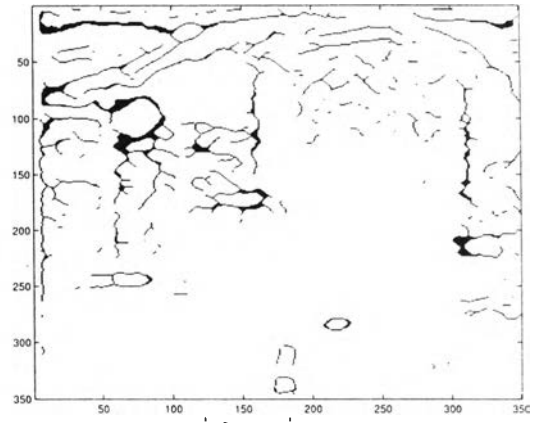


(ง) เมื่อใช้วิธีที่ 3

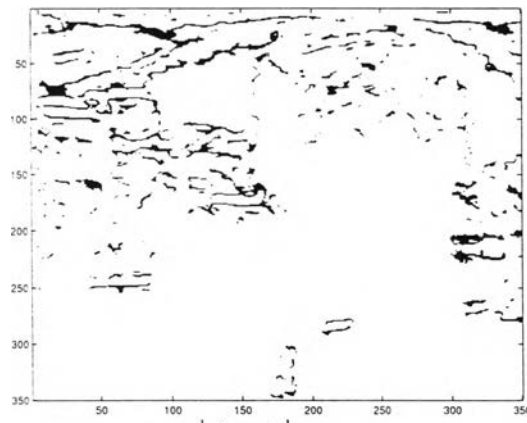
รูปที่ 3.9: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ข) ที่ผ่านวงจรรองซาวิสกี้-โกเลย์อันดับสอง
ขนาดหน้าต่าง 27x27 พิกเซล



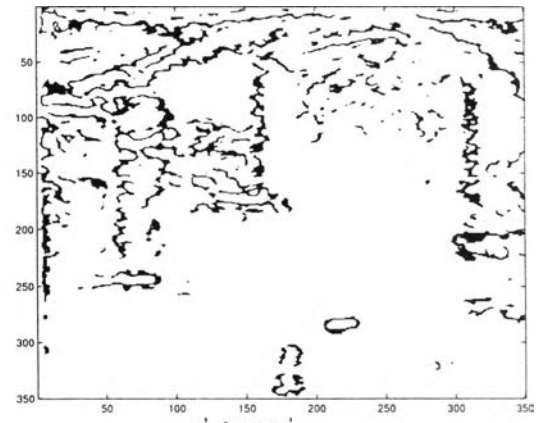
(ก) เมื่อใช้วงจรถ่วงจับเส้นขอบแค่นี้



(ข) เมื่อใช้วิธีที่ 1

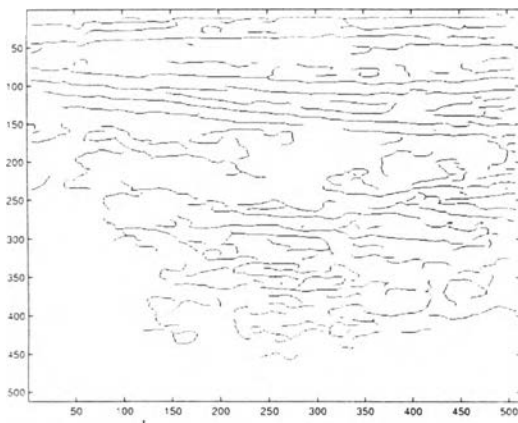


(ค) เมื่อใช้วิธีที่ 2

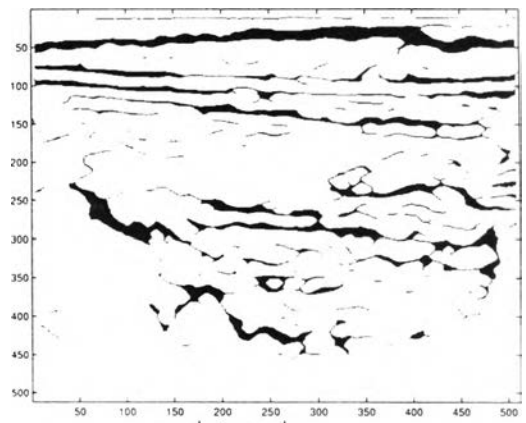


(ง) เมื่อใช้วิธีที่ 3

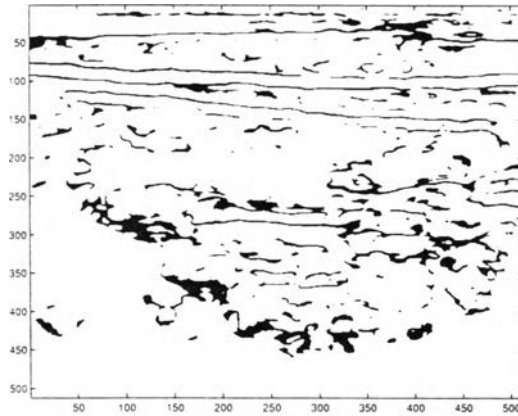
รูปที่ 3.10: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ค) ที่ผ่านวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์อันดับสอง
ขนาดหน้าต่าง 15x15 พิกเซล



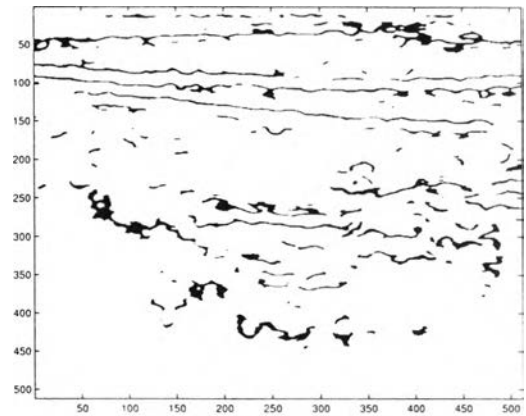
(ก) เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้



(ข) เมื่อใช้วิธีที่ 1



(ค) เมื่อใช้วิธีที่ 2



(ง) เมื่อใช้วิธีที่ 3

รูปที่ 3.11: เส้นขอบของภาพต่อมไทรอยด์ (ง) ที่ผ่านวงจรกรองซาวีสกี-โกเลย์อันดับสอง ขนาดหน้าต่าง 27x27 พิกเซล

เปลี่ยนแปลงที่ช้าลง และเพิ่มโอกาสที่ค่าอนุพันธ์อันดับที่สองจะผ่านศูนย์ให้มากขึ้น หรือเพิ่มขึ้นตอนพิจารณาว่า ค่าของอนุพันธ์อันดับที่สองก่อนหน้าและหลังจากพิกเซลที่พิจารณา เปลี่ยนจากบวกเป็นลบ หรือลบเป็นบวกหรือไม่ เพื่อตรวจสอบการผ่านศูนย์ (*zero-crossing*)

เมื่อใช้วงจรถรวจจับเส้นขอบที่เสนอกับภาพอัลตราซาวนด์ของต่อมไทรอยด์เปรียบเทียบกับวงจรถรวจจับเส้นขอบแค่นี้ สรุปได้ว่าลักษณะเส้นขอบที่ได้คล้ายคลึงกัน แต่วงจรถรวจจับเส้นขอบที่เสนอทั้งวิธีที่ 1 และ 2 มีความต่อเนื่องมากกว่า