

การแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า หัวใจโดยแอคทีฟคอนทัวร์โมเดล

Image Segmentation of Left Ventricle in Cardiac Magnetic Resonance Images
by Using Active Contour Model

วิไลพร กุลดั่งวัฒนา และ กริช สมกันธา

สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์และเทคโนโลยีสารสนเทศ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยราชภัฏอุดรธานี

Email: wilaiporn@udru.ac.th, dr_krit@udru.ac.th

บทคัดย่อ

ในงานวิจัยนี้ได้เสนอวิธีการแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจ การแยกแยะภาพเป็นขั้นตอนที่มีความสำคัญในการหาขนาดของภาพหัวใจห้องล่างซ้าย ที่ซึ่งเป็นเครื่องมือที่สำคัญสำหรับการวินิจฉัยความผิดปกติของโรคหัวใจ การแยกแยะภาพโดยวิธีการดั้งเดิมจะใช้การวาดขอบภาพในบริเวณที่ต้องการโดยมนุษย์ ซึ่งเป็นการสิ้นเปลืองเวลาในการหาบริเวณที่สนใจในแต่ละภาพ อีกทั้งการหาบริเวณเขตแดนของภาพหัวใจในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยอัตโนมัติยังเป็นวิธีการที่กระทำได้ยาก ดังนั้นวิธีการแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายโดยอัตโนมัติในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ถูกเสนอเพื่อช่วยลดเวลาในการทำงานด้วยความถูกต้องที่ใกล้เคียงกับแพทย์ ในบทความวิจัยนี้ใช้วิธีการของแอคทีฟคอนทัวร์โมเดล ในการแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจ แต่อย่างไรก็ตามจุดอ่อนข้อหนึ่งของวิธีการนี้คือ จะมีเวกเตอร์ที่พุ่งไปที่ขอบแคบ ดังนั้นจะต้องวางจุดเริ่มต้นของเส้นแสดงรูปร่างใกล้เคียงกับขอบวัตถุที่สนใจ ถ้าจุดเริ่มต้นของเส้นแสดงรูปร่างไกลจากขอบของวัตถุ ก็จะไม่สามารถตรวจพบขอบที่ถูกต้องของวัตถุได้ ดังนั้นจึงได้เสนอวิธีการแก้ปัญหาโดยการหาจุดเริ่มต้นของเส้นแสดงรูปร่างที่ใกล้เคียงกับขอบของวัตถุ โดยการใช้การประมาณการทั้งแนวแกนนอนและแนวแกนตั้ง การใช้วิธีการตรวจหาขอบแคบนี้ และการใช้ความหนาแน่นของความยาวขอบ ในงานวิจัยผลลัพธ์จากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญถูกนำไปใช้เป็นข้อมูลจริง เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการ จากผลการทดสอบทั้งหมดแสดงให้เห็นว่าวิธีการที่นำเสนอมีความถูกต้องในการแยกแยะภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ และยังคงมีความถูกต้องใกล้เคียงกับการแยกแยะภาพโดยแพทย์

คำสำคัญ:

แอคทีฟคอนทัวร์โมเดล การหาขอบภาพแคบนี้ การแยกแยะภาพ การประมวลผลภาพทางการแพทย์



Abstract

This paper presents an efficient method to segment the left ventricle in cardiac magnetic resonance images (MRI). This is a required step to determine the volume of left ventricle, which is an essential tool for diagnosis of heart disease. The traditional method for segmenting the left ventricle is by human delineation which used time consuming. Finding the correct boundary in cardiac MRI is a difficult task. So an automatic method for segmenting the left ventricle in cardiac MRI is proposed to reduce the analysis time with similar accuracy level compared to doctor opinions. In this paper, the active contour model (ACM) was used for segmenting the left ventricle in cardiac MRI. However, the weakness of ACM is narrow capture range. So, the initial contour of ACM must be close to the object boundary. If the initial contour of ACM model is far from boundary of object, it cannot detect the boundary of the object. This is a very demanding condition. So, we proposed a solution to solve this problem by finding the initial contour where close to boundary of object by using projections on both horizontal and vertical axes, canny edge detection and edge length density. The results of skilled doctors' opinions were used be ground truths for testing the efficiency of the proposed method. From all experimental results show that the proposed technique is able to provide more accurate segmentation results efficiently and visually close to the manual segmentation by doctors.

Keywords:

active contour model, canny edge detection, image segmentation, medical image processing.

1. บทนำ

ในปัจจุบันอันตรายจากโรคหัวใจมีแนวโน้มพุ่งสูงทั่วโลก ประเทศไทยมีผู้เสียชีวิตชั่วโมงละ 4 คนซึ่งองค์การอนามัยโลกทำนายอีก 6 ปีข้างหน้าประชากรโลกจะเสียชีวิตจากโรคนี้ 20 ล้านคน โรคนี้จึงเป็นโรคที่มีอัตราการเสียชีวิตสูง ในการวินิจฉัยความผิดปกติของโรคหัวใจนั้น จำเป็นต้องมีผู้เชี่ยวชาญเฉพาะทางมาวินิจฉัยโรค วิธีการที่นิยมใช้ในปัจจุบันวิธีการหนึ่งที่มีความถูกต้องสูง คือ วิธีการดูจากภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของหัวใจ (MRI) ทำให้เห็นการทำงานของหัวใจ ทำให้สามารถวินิจฉัยความผิดปกติของหัวใจได้ โดย

ปกติแพทย์ผู้เชี่ยวชาญจะแยกแยะภาพโดยวิธีการวาดขอบภาพของหัวใจที่สนใจ เพื่อนำไปคำนวณพื้นที่เพื่อวินิจฉัยโรคต่างๆ ซึ่งการวินิจฉัยจะกระทำได้ช้า เนื่องจากต้องมีการพิจารณาอย่างละเอียด ทำให้แพทย์ต้องเสียเวลาในการทำงานอื่นๆ และปัจจุบันแพทย์ผู้เชี่ยวชาญมีจำนวนน้อย และมีภาระงานสูง ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเสนอวิธีการแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจโดยอัตโนมัติ เพื่อเป็นเครื่องมือช่วยเหลือแพทย์ในด้านการวินิจฉัยโรคหัวใจต่อไป โดยงานวิจัยนี้จะสามารถช่วยเรื่องประสิทธิภาพในการวินิจฉัย ซึ่งจะทำให้ช่วยรักษาผู้ป่วยได้อย่างถูกต้องและรวดเร็วยิ่งขึ้น

ประสิทธิภาพของคอมพิวเตอร์ในการประมวลผลด้านการประมวลผลภาพดิจิทัลได้พัฒนา และวิจัยอย่างแพร่หลาย [1]-[4] เพื่อที่จะนำวิธีการต่างๆ มาช่วยมนุษย์ให้คอมพิวเตอร์สามารถทำงานแทนมนุษย์ หรือแม้กระทั่งช่วยเหลือในด้านต่างๆ เบื้องต้น ดังเช่นการแยกชนิดของมะเร็งเม็ดเลือดขาวชนิดเฉียบพลัน บนภาพถ่ายสเมียร์เลือดด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพ [5] โดยวิธีการนี้สามารถแยกประเภทของเซลล์เม็ดเลือดขาวได้ 2 ประเภทหลัก นั่นคือเซลล์เม็ดเลือดขาวประเภทลิมโฟบลาสต์ และเซลล์เม็ดเลือดขาวประเภทไมyeloblast แต่ไม่สามารถแยกประเภทย่อยของประเภทลิมโฟบลาสต์ได้ เนื่องจากไม่สามารถหาวิธีที่จะคัดแยกเซลล์เม็ดเลือดขาวออกจากเซลล์เม็ดเลือดแดง การศึกษาวิธีการตรวจสอบราชวบนผิวเนื้อเยื่อโดยใช้วิธีการประมวลผลภาพ [6] ซึ่งจากการทดลองการตรวจนับเกล็ดเลือดขาวและสีน้ำตาล มีความผิดพลาดสูง ซึ่งเกิดจากการพบสัญญาณรบกวนที่คล้ายกับเกล็ดเลือดขาว เช่น รังสีตกแต่ การประเมินความรุนแรงโรคเบาหวานในไขมันลำปะหลังด้วยวิธีการวิเคราะห์ภาพดิจิทัล [7] ซึ่งสามารถนำมาประยุกต์เพื่อระบุระดับความรุนแรงของโรคเบาหวานในไขมันลำปะหลัง โดยมีความถูกต้องที่ดี แต่เมื่อเทียบกับวิธีการประเมินด้วยสายตาโดยใช้แผนภาพพบว่าค่าที่ได้มีความคลาดเคลื่อน

ในงานวิจัยนี้จะดำเนินการประมวลผลภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งยังคงเป็นงานที่ท้าทาย เนื่องจากภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นภาพที่ไม่ค่อยชัดเจน อีกทั้งยังมีสัญญาณรบกวนสูง ซึ่งเป็นงานยากที่จะดำเนินการแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายได้อย่างถูกต้องโดยอัตโนมัติ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงสร้างวิธีการที่จะสามารถแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็ก

ไฟฟ้าหัวใจโดยอัตโนมัติให้มีประสิทธิภาพใกล้เคียงกับแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ เพื่อช่วยบุคลากรทางการแพทย์วินิจฉัยโรคหัวใจ

2. วิธีการดำเนินการวิจัย

การแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจเริ่มต้นจากการหาเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นที่ใกล้เคียงกับขอบของหัวใจห้องล่างซ้าย จากนั้นเมื่อได้เส้นแสดงรูปร่างแล้วก็จะใช้เทคนิคของ ACM ในการพลักเส้นแสดงรูปร่างไปยังขอบที่ถูกต้องที่สุด

2.1 การหาจุดเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นของเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โมเดล (ACM)

การหาจุดเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นของ ACM เป็นกระบวนการที่สำคัญเป็นอย่างมาก เนื่องจากถ้าหาจุดเริ่มต้นของ ACM ไม่ดี ก็จะทำให้ไม่สามารถแยกแยะภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจห้องล่างซ้ายได้อย่างถูกต้อง โดยปกติวิธีการของ ACM จะวาดเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นโดยมนุษย์ (โดยวาดให้ใกล้เคียงกับขอบภาพ) แต่ในงานวิจัยนี้จะเป็นการวาดโดยอัตโนมัติโดยขั้นตอนในการหาจุดเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้น คือ

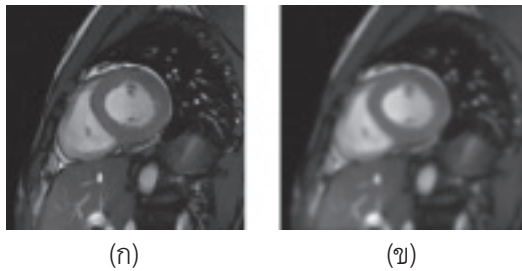
ขั้นตอนที่ 1 เป็นการกรองภาพต้นแบบ

วิธีการแยกแยะภาพเริ่มต้นจากการกรองภาพต้นแบบโดยใช้วิธีการตัวกรองเกาส์เซียน (Gaussian Filter) ซึ่งเป็นการคอนโวลูชัน (Convolution) ระหว่างภาพต้นฉบับและตัวกรองเกาส์เซียน ดังสมการ

$$S[i, j] = g[i, j, \sigma] * I[i, j] \quad (1)$$

ที่ซึ่ง $I[i, j]$ คือ ภาพต้นฉบับ

$g[i, j, \sigma]$ คือ Gaussian Smoothing Filter โดยมี σ เป็นตัวควบคุมการกรอง (σ คือค่าความเบี่ยงเบน (Standard Deviation))

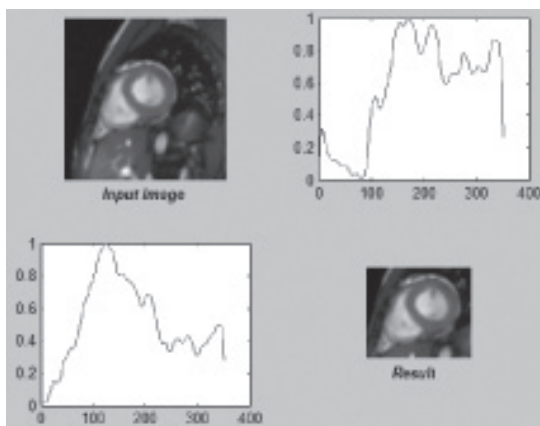


ภาพที่ 1 แสดงผลลัพธ์ของการกรองภาพหัวใจ
ห้องล่างซ้าย

(ก) รูปต้นฉบับ (ข) รูปที่ผ่านการกรองภาพ

ขั้นตอนที่ 2 เป็นการตัดบริเวณวัตถุที่สนใจ

เมื่อกรองภาพต้นแบบแล้ว จะนำไปหาบริเวณของภาพหัวใจห้องด้านล่างซ้าย โดยจะตัดบริเวณที่สนใจโดยใช้การประมาณการในแนวแกนนอน และแนวแกนตั้งของเส้นที่ได้จากผลรวมของแนวแกนแต่ละแกน (Projections) จากนั้นปรับข้อมูล (Normalization) ให้อยู่ระหว่าง 0-1 เมื่อได้เส้นกราฟ จะสามารถหาวัตถุที่สนใจจากการเลือกตำแหน่งของภาพที่จะตัด ณ.จุดที่ 0.5 ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการสังเกตตำแหน่งที่เหมาะสมที่จะเลือกบริเวณที่สนใจจากภาพการทดลองทั้งหมด ซึ่งจะทำให้สามารถตัดบริเวณของภาพที่สนใจได้ ดังแสดงดังภาพที่ 2



ภาพที่ 2 การประมาณการในแนวแกนนอน
และแนวแกนตั้ง

ขั้นตอนที่ 3 เป็นการหาขอบภาพโดยวิธีการ
ของตรวจหาขอบแค่นี้ (Canny Edge Detection)

เมื่อได้เลือกส่วนของภาพที่สนใจก็จะดำเนินการหาเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นของ ACM โดยเส้นแสดงรูปร่างที่สร้างขึ้นจะเป็นเส้นวงกลมที่มีขนาดใกล้เคียงกับขนาดของภาพหัวใจห้องด้านล่างซ้าย โดยจะประมาณการจากขอบภาพที่ได้จากวิธีการตรวจหาขอบแค่นี้ [8] โดยเริ่มจากคำนวณหาขนาด (Magnitude) และทิศทาง (Direction) ของเกรเดียน (Gradient) จากการคอนโวลูชัน (Convolution) ระหว่างภาพต้นฉบับกับตัวกรองเกาส์เซียน (Gaussian Filter) ดังสมการ

$$\mu(i, j) = \sqrt{\left(\frac{\partial S(i, j)}{\partial i}\right)^2 + \left(\frac{\partial S(i, j)}{\partial j}\right)^2} \quad (2)$$

$$\theta(i, j) = \tan^{-1}\left(\frac{\left(\frac{\partial S(i, j)}{\partial i}\right)}{\left(\frac{\partial S(i, j)}{\partial j}\right)}\right) \quad (3)$$

ที่ซึ่ง $S[i, j]$ คือ ภาพที่ผ่านการคอนโวลูชันระหว่างภาพต้นฉบับและตัวกรองเกาส์เซียน

ขั้นตอนถัดไปคือการทำ nms (Nonmaximal Suppression) เพื่อป้องกันขอบ เปรียบเสมือนการกำจัดขอบภาพที่มีขนาดตามแกนที่มีค่าน้อยทั้ง โดยใช้หน้ากาก (Mask) ขนาด 3x3 เปรียบเทียบตามแนวแกนที่คำนวณได้ โดยเปรียบเทียบค่าจุดภาพจำนวน 2 จุดภาพข้างเคียง ถ้าขนาดตามแนวแกนที่คำนวณได้มีค่าสูงสุดในบริเวณข้างเคียงให้คงค่าเดิมไว้ แต่ถ้าขนาดตามแนวแกนมีค่ามากกว่าค่าตำแหน่งที่อ้างอิงให้ตำแหน่งอ้างอิงนั้นกำหนดขนาดเป็นศูนย์ ดังสมการ

$$N(i, j) = nms(\mu(i, j), \zeta(i, j)) \quad (4)$$

$$\zeta(i, j) = \text{Sector}(\theta(i, j)). \quad (5)$$

ที่ซึ่ง $\zeta(i, j)$ คือ ค่าของมุมตามแนวแกน ซึ่งกำหนดไว้ 4 แกน โดยดูจากมุมที่คำนวณได้ แล้วกำหนดแกนที่จะพิจารณา

$\mu(i, j)$ คือ ขนาดของจุดภาพตำแหน่ง i และ j

ขั้นตอนสุดท้ายคือการเทรชโอล์ (Threshold) โดยใช้การเทรชโอล์ 2 ค่า คือค่าเทรชโอล์สูงสุด ($T_{\max}$) และค่าเทรชโอล์ต่ำสุด ($T_{\min}$) ดังนั้น

ถ้า $N(i, j) > T_{\max}$, กำหนดให้จุดภาพ $E(i, j) = 1$.

ถ้า $N(i, j) < T_{\min}$, กำหนดให้จุดภาพ $E(i, j) = 0$.

ถ้า $T_{\min} < N(i, j) < T_{\max}$, เปรียบเทียบกับตำแหน่งโดยรอบของจุดภาพนั้น ถ้าบริเวณโดยรอบเป็น 1 กำหนดให้จุดภาพ $E(i, j) = 1$. ถ้าบริเวณโดยรอบไม่มี 1 กำหนดให้จุดภาพ $E(i, j) = 0$.

จากนั้นเมื่อได้เส้นขอบที่ผ่านกระบวนการหาขอบภาพจากวิธีการของการตรวจหาขอบแคนนี่แล้ว ให้ลบเส้นขอบที่อยู่ใกล้กับขอบทั้งหมด เพื่อกำจัดเส้นที่ไม่เกี่ยวข้อง ดังแสดงในผลลัพธ์ในภาพที่ 3



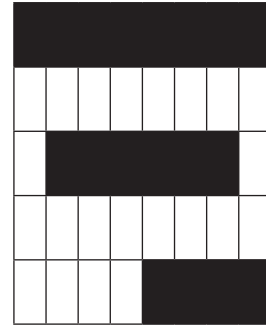
ภาพที่ 3 ผลลัพธ์จากวิธีการหาขอบภาพ

ขั้นตอนที่ 4 เป็นการหาขนาดของความยาวขอบ เส้นขอบที่ได้อาจจะขาดๆ หายๆ ในแต่ละวัตถุ แต่ก็จะนำไปใช้เป็นเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นของ ACM ซึ่งในขั้นตอนนี้เป็นการหาขนาดของความยาวขอบ (บริเวณจุดภาพ (Pixel) ที่เชื่อมต่อกัน) โดยขนาดของความยาวขอบสามารถคำนวณได้จากสมการที่ 6 โดยตัวอย่างของการหาขนาดความยาวขอบแสดงดังภาพที่ 4

$$L(i, j) = \frac{E(i, j)}{\text{Max}(E(i, j))} \quad (6)$$

ที่ซึ่ง $E(i, j)$ คือ จำนวนจุดภาพที่เชื่อมต่อกันในแต่ละเส้น

$\text{Max}(E(i, j))$ คือ จำนวนจุดภาพที่เชื่อมต่อกันในแต่ละเส้นสูงสุดในภาพ



(ก)

8	8	8	8	8	8	8
	6	6	6	6	6	6
			4	4	4	4

(ข)

1	1	1	1	1	1	1	1
	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	
				0.5	0.5	0.5	0.5

(ค)

ภาพที่ 4 การหาขนาดของความยาวขอบ

(ก) รูปภาพต้นฉบับ

(ข) จำนวนจุดภาพที่เชื่อมต่อกัน

(ค) ขนาดของความยาวขอบภาพ

เมื่อได้ขนาดของความยาวขอบในแต่ละเส้นขอบ ก็จะตัดเส้นขอบที่มีขนาดของความยาวขอบต่ำกว่า 0.6ทิ้งไป เพราะไม่ใช่ส่วนที่ต้องการ ตัวอย่างของตำแหน่งที่จะเป็นเส้นเริ่มต้นหลังจากผ่านกระบวนการข้างต้นแสดงดังภาพที่ 5



ภาพที่ 5 เส้นแสดงที่เลือกจากขนาดของ
ความยาวขอบ

เส้นขอบที่ได้ของภาพหัวใจห้องด้านล่างซ้ายจะเป็นเส้นขอบที่ไม่ต่อเนื่องกันหรือขาดออกจากกันบางส่วน ซึ่งไม่เพียงพอที่จะหาขอบภาพได้อย่างถูกต้อง ดังนั้นจึงนำเอาตำแหน่งของเส้นขอบที่ได้เป็นเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นของ ACM

ขั้นตอนที่ 5 เป็นการระบุตำแหน่งของเส้นแสดงรูปร่างของ ACM

ขั้นตอนสุดท้ายจะเลือกเส้นที่มีขนาดของความยาวขอบสูงสุดที่อยู่ในบริเวณข้างในภาพที่ใกล้กับจุดศูนย์กลางของภาพ ซึ่งนั่นก็คือภาพหัวใจห้องด้านล่างซ้าย ดังแสดงผลลัพท์ในภาพที่ 6 โดยเส้นขอบที่ได้จะเป็นเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นของ ACM ซึ่งจะเป็นบริเวณที่ใกล้เคียงขอบภาพหัวใจห้องด้านล่างซ้ายมากที่สุด ทำให้วิธีการของ ACM สามารถผลักเส้นแสดงรูปร่างไปยังบริเวณขอบของภาพหัวใจได้ถูกต้องมากยิ่งขึ้น

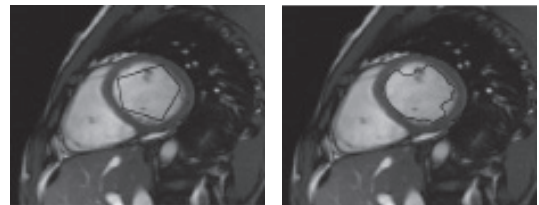


ภาพที่ 6 เส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นของ ACM
ที่ใกล้เคียงจุดกึ่งกลางภาพ

จากวิธีการที่น่าเสนอจะเป็นขอบของภาพหัวใจห้องด้านล่างซ้ายที่อาจจะยังไม่สมบูรณ์ เนื่องจากขอบภาพที่ได้อาจจะมีการขาดหายไปบางส่วนทำให้เป็นเส้นขอบที่ไม่สมบูรณ์ ดังนั้นผู้วิจัยจึงนำเอาวิธีการของ ACM มาเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพความถูกต้อง โดยนำเอาเส้นขอบที่ได้เป็นจุดเริ่มต้นที่ใกล้เคียงกับขอบภาพมากที่สุดของ ACM

2.2 การใช้แอกทีฟคอนทัวร์โมเดลในการแยกแยะภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจห้องล่างซ้าย

วิธีการของแอกทีฟคอนทัวร์โมเดล (ACM) [9-10] เป็นวิธีการที่นิยมใช้ในการแยกแยะกลุ่มของภาพ แต่อย่างไรก็ตามวิธีการนี้ก็ยังคงมีจุดเสีย เช่นมีสนามเวกเตอร์ที่พุ่งไปที่ขอบแคบ ทำให้มีปัญหาของจุดเริ่มต้น ถ้าจุดเริ่มต้นของ ACM ไม่ใกล้เคียงกับขอบของวัตถุ ก็จะไม่สามารถที่จะผลักเส้นแสดงรูปร่างไปยังขอบของวัตถุได้ ดังตัวอย่างแสดงในภาพที่ 7



(ก)

(ข)

ภาพที่ 7 ผลลัพท์ของ ACM (ก) จุดเริ่มต้นของเส้นแสดงรูปร่างที่กำหนด ไกลจากขอบของวัตถุ

(ข) ผลลัพท์ที่ได้จากวิธีการ ACM

จากภาพแสดงให้เห็นว่าถ้ามีการกำหนดเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นที่ไม่ใกล้เคียงกับขอบของวัตถุก็จะทำให้ไม่สามารถแยกแยะภาพได้อย่างถูกต้อง แต่ถ้ามีการกำหนดเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นที่ใกล้เคียงจากกระบวนการในหัวข้อก่อนหน้านี้ ซึ่งได้แสดงถึงวิธีการ

หาตำแหน่งเริ่มต้นที่ใกล้เคียงกับขอบของวัตถุที่สนใจ ดังนั้นจึงนำเทคนิค ACM มาใช้ในการแยกแยะของ ภาพหัวใจห้องด้านล่างซ้ายก็จะมีประสิทธิภาพมากขึ้น รูปแบบการคำนวณของ ACM ดังสมการ

$$E_{snakes} = E_{int} + E_{ext} \quad (7)$$

หรือ

$$E_{snakes} = \int_{s=0}^1 [E_{int}(v(s)) + E_{ext}(v(s))] ds \quad (8)$$

ที่ซึ่ง $v(s) = (x(s), y(s))$ โดย x และ y คือ Coordinate Function

E_{int} คือ ค่าพลังงานภายใน

E_{ext} คือ ค่าพลังงานภายนอก

ค่าพลังงานภายใน (Internal Energy) เปรียบ-เสมือนพลังงานที่รักษารูปร่างของเส้น โดยรักษาความ ยืดหยุ่นและความโค้งงอ โดยสามารถคำนวณได้จาก สมการ

$$E_{int} = E_{elastic} + E_{bending} = \int_s \frac{1}{2} (\alpha |v_s|^2 + \beta |v_{ss}|^2) ds \quad (9)$$

ที่ซึ่ง $E_{elastic}$ คือ ค่าพลังงานความยืดหยุ่น ของเส้น

$E_{bending}$ คือ ค่าพลังงานความโค้งงอ ของเส้น

$v_s = dv(s) / ds$ คือ อนุพันธ์อันดับหนึ่ง

$v_{ss} = dv^2(s) / ds^2$ คือ อนุพันธ์อันดับสอง

α และ β คือ ค่าคงที่

ค่าพลังงานภายนอก (External Energy) คือค่าพลังงานที่ผลักดันแสดงรูปร่างไปยังบริเวณ ขอบของวัตถุที่สนใจ โดยจะมีลักษณะเป็นเวกเตอร์ที่ พุ่งไปที่บริเวณขอบ โดยสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$E_{ext} = \int_s E_{image}(v(s)) ds \quad (10)$$

ในงานวิจัยนี้ใช้ค่าพลังงานภายนอกที่คำนวณ จาก

$$E_{image}(x, y) = -|\nabla((G_\sigma(x, y) * I(x, y)))|^2 \quad (11)$$

ที่ซึ่ง $I(x, y)$ คือ ภาพหัวใจห้องด้านล่างซ้าย

$G_\sigma(x, y)$ คือ Gaussian Function ของ ภาพเพื่อขยายบริเวณของเวกเตอร์ (Vector) ที่พุ่งไปที่ ขอบให้กว้างขึ้น (Capture Range) โดยสามารถคำนวณ จากสมการ

$$G_\sigma(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left\{-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2 + y^2}{\sigma^2}\right)\right\} \quad (12)$$

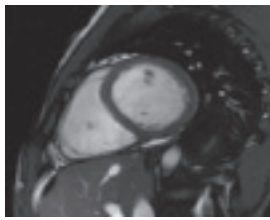
$\nabla(x, y)$ คือ เกรเดียนของภาพ (Gradient) โดยเกรเดียนของภาพคำนวณจาก $\nabla(x, y) = |G_x| + |G_y|$ โดย G_x และ G_y คือเกรเดียนของภาพตามแนวแกน x และ แกน y โดยสามารถคำนวณได้จาก

$$\nabla E_{image_x} = E_{image}(x(i)+1, y(i)) - E_{image}(x(i)-1, y(i)) \quad (13)$$

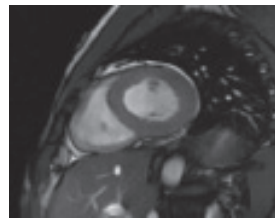
$$\nabla E_{image_y} = E_{image}(x(i), y(i)+1) - E_{image}(x(i), y(i)-1) \quad (14)$$

3. ผลการทดลอง

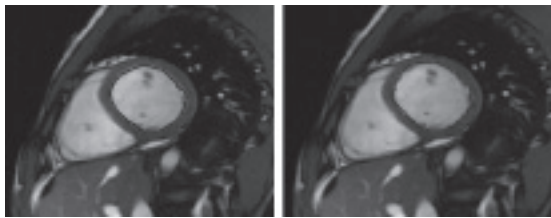
ในการทดลองได้ใช้ภาพที่มีขนาด 351 x 351 พิกเซล ของภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กสนามไฟฟ้า จำนวน 30 รูป ในการทดลองแรกใช้ วิธีการที่นำเสนอ เปรียบเทียบกับผลลัพธ์ที่ได้จากแพทย์ ดังตัวอย่างผลลัพธ์ ที่แสดงในภาพที่ 8 ภาพที่ 9 และภาพที่ 10 โดยวิธีการ ที่นำเสนอใช้ค่าพารามิเตอร์ของ ACM เป็น $\alpha = 0.05$, $\beta = 0$, $\sigma = 1$ ทั้งหมด



(ก)



(ก)



(ข)

(ค)

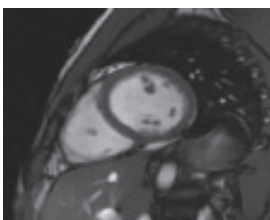
ภาพที่ 8 ผลลัพธ์ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ผลลัพธ์จากวิธีการที่นำเสนอ (ค) ผลลัพธ์ที่ได้จากแพทย์



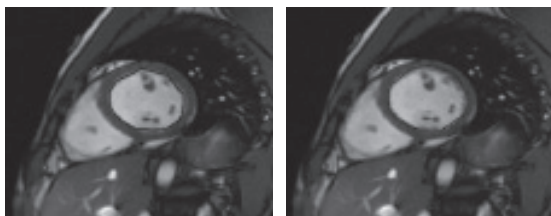
(ข)

(ค)

ภาพที่ 10 ผลลัพธ์ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ผลลัพธ์จากวิธีการที่นำเสนอ (ค) ผลลัพธ์ที่ได้จากแพทย์



(ก)



(ข)

(ค)

ภาพที่ 9 ผลลัพธ์ (ก) ภาพต้นแบบ (ข) ผลลัพธ์จากวิธีการที่นำเสนอ (ค) ผลลัพธ์ที่ได้จากแพทย์

จากผลการทดลองในส่วนแรกพบว่ามียังมีเพียง 2 รูป จากทั้งหมด 30 รูป ที่มีความผิดพลาด ไม่สามารถหาขอบที่ใกล้เคียงกับขอบจริงได้ ซึ่งมีความถูกต้องในการหาขอบที่ใกล้เคียงกับภาพประมาณ 93.33% ทั้งนี้สืบเนื่องมาจากบางภาพของเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นที่ได้มีความผิดพลาดไม่สามารถบ่งบอกจุดเริ่มต้นได้ เพราะในบางกรณีอาจจะได้เส้นขอบภาพหัวใจที่ไม่ชัดเจนได้เส้นที่ขาดออกจากกัน และได้เส้นแสดงรูปร่างในบริเวณที่ไม่ใช่ส่วนของหัวใจแทน ส่งผลให้ไม่สามารถหาขอบที่ต้องการในกระบวนการถัดไปได้

จากการทดลองได้มีการทดสอบความถูกต้องโดยใช้ Hausdorff Distance [11-12] ในการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการที่นำเสนอ โดยวิธีการวัดประสิทธิภาพนี้เป็นวิธีการที่ใช้วัดความถูกต้องของภาพ 2 ภาพ ว่ามีความคล้ายหรือแตกต่างกัน โดยค่าของจุดภาพจะบ่งบอกถึงระยะห่างของจุดภาพ ซึ่งนิยมใช้

วัดประสิทธิภาพในการแพทย์ โดยแสดงผลภาพที่ได้จากการทดสอบประสิทธิภาพจำนวน 20 ภาพดังแสดงในตารางที่ 1 ซึ่งวิธีการวัดประสิทธิภาพสามารถคำนวณได้จากสมการ

$$H(A, B) = \text{Max}(h(A, B) \ h(B, A)) \quad (15)$$

$$\text{ที่ซึ่ง} \quad h(A, B) = \text{Max}_{a \in A} \text{Min}_{b \in B} \|a-b\| \quad (16)$$

$$h(B, A) = \text{Max}_{b \in B} \text{Min}_{a \in A} \|b-a\| \quad (17)$$

ตารางที่ 1 ผลลัพธ์จากการทดสอบจากวิธีการ Hausdorff Distance

รูปที่	ผลลัพธ์	รูปที่	ผลลัพธ์
1	9.34	11	8.76
2	8.45	12	9.85
3	8.43	13	7.53
4	9.76	14	7.98
5	9.56	15	8.92
6	8.48	16	7.24
7	8.11	17	9.21
8	9.82	18	9.43
9	7.76	19	9.82
10	8.86	20	8.44
ค่าความคล้ายคลึงเฉลี่ย			8.78

จากผลการทดสอบประสิทธิภาพในการแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจโดยใช้ Hausdorff Distance (ยิ่งค่าน้อยยิ่งมีประสิทธิภาพ) แสดงให้เห็นว่ามีความคล้ายคลึงเฉลี่ย 8.78 (Average Similarity) เมื่อเปรียบเทียบกับแพทย์ ซึ่งใกล้เคียงกับแพทย์ ดังนั้นงานวิจัยที่นำเสนอจะเป็นวิธีการที่ช่วยเหลือแพทย์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

4. สรุป

ในงานวิจัยเป็นการแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจโดยการหาจุดเริ่มต้นของเส้นแสดงรูปร่างของภาพหัวใจห้องล่างซ้าย เพื่อเป็นข้อมูลของเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นของวิธีการ ACM เนื่องจากถ้าเส้นแสดงรูปร่างเริ่มต้นไม่ถูกต้องหรือไกลจากขอบภาพก็จะทำให้ไม่สามารถพล็อตเส้นแสดงรูปร่างไปยังขอบของหัวใจห้องล่างซ้ายได้ แต่จากวิธีการที่นำเสนอจะได้ขอบภาพซึ่งใกล้เคียงกับขอบภาพหัวใจ ทำให้วิธีการที่นำเสนอสามารถแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายโดยอัตโนมัติแทนมนุษย์ได้ ซึ่งนับว่าเป็นเครื่องมือที่สำคัญในการช่วยเหลือแพทย์ในการวินิจฉัยโรคหัวใจในขั้นตอนของการวินิจฉัยต่อไป ในการทดลองได้มีการทดสอบกับภาพหัวใจห้องล่างซ้ายในภาพคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหัวใจ โดยเปรียบเทียบวิธีการที่นำเสนอกับวิธีการที่แพทย์เป็นผู้ดำเนินการแยกแยะ โดยประสิทธิภาพของการทดลองจะใช้ Hausdorff Distance ในการวัดประสิทธิภาพของวิธีการที่นำเสนอ ซึ่งจากการทดลองพบว่าวิธีการที่นำเสนอสามารถแยกแยะภาพหัวใจห้องล่างซ้ายได้ใกล้เคียงกับแพทย์ แต่มีความเร็วในการทำงานมากกว่าแพทย์มาก เนื่องจากแพทย์แยกแยะภาพด้วยมือ ดังนั้นในงานวิจัยที่นำเสนอนี้จัดได้ว่าเป็นเครื่องมือที่จะช่วยเหลือแพทย์ในการวินิจฉัยโรคหัวใจอย่างมีประสิทธิภาพต่อไป

5. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ที่ให้ข้อมูลภาพทางการแพทย์เพื่อใช้ในงานวิจัย และขอขอบคุณสถาบันวิจัยและพัฒนามหาวิทยาลัยราชภัฏอุดรธานีผู้ให้ทุนสนับสนุนงานวิจัย

- [1] Gonzalez R.C. and Woods R.E., Digital Image Processing. Reading, MA: Addison Wesley, reprint, 1992.
- [2] Prewitt J.M.S., "Object enhancement and extraction", Picture Processing and Psychopictorics, pp.75-149, 1970.
- [3] Robinson G.S., "Edge detection by compass gradient masks", Compute, Graph, Image Process, Vol.6, pp. 492-501, 1977.
- [4] Argyle E., "Techniques for edge detection", in Proc. IEEE, pp.285-287, 1970.
- [5] ทรงพล เหล่าวานิชย์, "การแยกชนิดของมะเร็งเม็ดเลือดขาวชนิดเฉียบพลันบนภาพถ่ายสเมียร์เลือดด้วยเทคนิคการประมวลผลภาพ," สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ ภาควิชาคณิตศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, หน้า 1-52, 2552
- [6] ลิทธิโชค อุ้นแก้ว, ธเนศ เคารพพวงค์ และมนตรี กาญจนะเดชะ, "การศึกษาวิธีการตรวจสอบบราชาวบนผิวเนื้ออย่างแผ่นโดยใช้วิธีการประมวลผลภาพ", วารสารมหาวิทยาลัยทักษิณ, หน้า 51-60, 2550
- [7] กิตติพงศ์ เผ่าบัณฑิต, วันรัฐ อับดุลลาฮาซิม และจินตนา อันอาดม้งาม, "การประเมินความรุนแรงโรคเบาจุดสีน้ำตาลในมันสำปะหลังด้วยวิธีการวิเคราะห์ภาพดิจิทัล", การประชุมวิชาการ ครั้งที่ 8 มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ วิทยาเขตกำแพงแสน, หน้า 152-159
- [8] Canny J.F., "A computational approach to edge detection", IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., Vol. PAMI-8, pp.679-698, 1986.
- [9] Kass M., Witkin A., and Terzopoulos D., "Snake: active contour model", International Journal of Computer Vision, Vol.1, pp.321-331, 1987
- [10] Caselles V., Catte F., Coll T., and Dibos F., "A geometric model for active contours", Vol.66, pp.1-31, 1993.
- [11] Pitas I., Digital Image Processing Algorithms and Application. NJ:Wiley, 2000.
- [12] Huttenlocher D.P., Klanderman G.A., and Rucklidge W.J., "Comparing images using the hausdorff distance", IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell., Vol.15, pp.850-863, 1993.
- [13] Somkantha K., Theera-Umpon N., and Auephanwiriyakul S., "Bone age assessment in young children using automatic carpal bone feature extraction and support vector regression", J.Digit.Imaging, 2011.