

การหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลต

ECG Parameters Extraction Using Wavelet Transform

ณรงค์ศักดิ์ วิริยะนันท์ศักดิ์ (Narongsak Viriyananthasak)*

ดร. บุญยิ่ง เจริญ (Dr. Boonying Charoen)**

ดร. วิระสิทธิ์ อิ่มถวิล (Dr. Virasit Imtawil) **

ดร. นวภาค เอื้ออนันต์ (Dr. Nawapak Eua-Anant)***

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลต โดยมีหลักการคือทำการแปลงเวฟเลตเพื่อแยกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกเป็น สัญญาณประมาณและสัญญาณรายละเอียดในแต่ละสเกลได้อีก จากนั้นทำการหาพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากตำแหน่งรูปคลื่น รวมทั้งตำแหน่งเริ่มต้น และตำแหน่งสิ้นสุดของรูปคลื่น QRS Complex รูปคลื่น T และรูปคลื่น P จากความสัมพันธ์ของค่าลำดับมอดูลัสในสัญญาณรายละเอียด ขนาดของรูปคลื่นหาได้จากการประมาณเส้นฐานโดยใช้การประมาณค่าแบบสโปลินเชิงเส้น แล้วคำนวณค่าขนาดเทียบกับเส้นฐานที่ประมาณได้ จากการทดลองวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia ทั้งหมด 16 แฟ้มรวม 13,429 บีท พบว่าการหาตำแหน่งของรูปคลื่น QRS Complex ได้ผลดังนี้ คือ Se เท่ากับ 97.49% +P เท่ากับ 91.82% และ DER เท่ากับ 10.66% การหาตำแหน่งของรูปคลื่น T และ P สามารถหาได้ในกรณีรูปคลื่นมีความผิดเพี้ยนและสัญญาณรบกวนไม่มากนัก

ABSTRACT

This paper presents an ECG parameters extraction using wavelet transform. The ECG signal is decomposed (Wavelet transformation) into approximation and details at several dyadic scales. From the detail signals, the locations of QRS Complex, T wave and P wave, as well as their onset and offset locations can be determined from relations of modulus maxima. To find the amplitude, a baseline is approximated using linear spline interpolation method. Once the base line is obtained, all amplitudes are computed with respect to this baseline. QRS Complex detection experiment test results with 16 files, total of 13,429 beats from MIT-BIH Arrhythmia, show that Se=97.49%, +P=91.82% and DER=10.66%. The T and P wave locations can be detected for signals with low level of distortion and noise.

คำสำคัญ: การหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การแปลงเวฟเลต

Keywords: ECG parameters extraction, wavelet transform

* นักศึกษาหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

** อาจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

***อาจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

บทนำ

การวินิจฉัยและแปลผลอาการทางหัวใจจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีความถูกต้องแม่นยำ ต้องอาศัยกระบวนการสำคัญกระบวนการหนึ่งคือ การหาค่าพารามิเตอร์ในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เช่น ความกว้างและขนาดของรูปคลื่น เป็นต้น จากการศึกษาพบว่าพารามิเตอร์เหล่านี้บ่งบอกถึงการทำงานของหัวใจ (ชมพูนุช, 2534) การหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในอดีตขึ้นอยู่กับค่าความถูกต้องในการหาตำแหน่งของรูปคลื่น QRS Complex เทคนิคที่ใช้สำหรับหาตำแหน่งของรูปคลื่น QRS Complex มีหลายวิธี เช่น การหาอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (Balda et al, 1977) การใช้เทคนิคออร์โตเมตา (Furno and Tompkins, 1982) ต่อมาได้พัฒนาวิธีการหาอนุพันธ์อันดับหนึ่งให้มีความสามารถในการวิเคราะห์ได้เร็วขึ้น วิธีการเทียบแม่แบบ (Dobbs et al, 1984) การใช้วงจรกรองร่วมกับวิธีการอนุพันธ์อันดับหนึ่ง (Hamilton and Tompkins, 1986) การใช้วงจรกรองแบบปรับค่าได้ (Hamilton และ Tompkins, 1988) การวิเคราะห์มุมเบี่ยงเบนของรูปคลื่น (Hsiung et al, 1989) วิธีการ Makov (Coast and Cano, 1989) เทคนิคการหาค่าเหมาะสมที่สุด (Cohen and Poluta, 1991) ขั้นตอนโดยทั่วไปจะใช้หลักการหาค่าสูงสุด (peak detector) ปัญหาส่วนใหญ่ของการหาตำแหน่งรูปคลื่น QRS Complex คือเส้นฐานไม่เรียบ ดังนั้นจึงมีการพัฒนาระดับเทรซโซลแบบปรับค่าได้ (Akazawa, et al, 1992) เพื่อนำมาใช้ร่วมกับการหาตำแหน่งของรูปคลื่น QRS Complex หลังจากนั้น (Bond et al, 1993) ได้นำเสนอวิธีการนอร์มอลไลซ์หลายตัวแปร ข้อเสียคือขั้นตอนวิธีมีความซับซ้อนและใช้เวลาในการคำนวณมาก จึงจำเป็นต้องมีการพัฒนาขั้นตอนวิธีกันต่อไป วิธีการหนึ่งที่น่าสนใจคือ การแปลงเวฟเล็ทเนื่องจากเป็นการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาไปเป็นสัญญาณในโดเมนเวลา-สเกล ทำให้สามารถวิเคราะห์สัญญาณที่มีองค์ประกอบความถี่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (nonstationary) ได้ดี (Mallat and Zhong, 1992) วิธีนี้เริ่มเป็นที่นิยมนำมาใช้ในการจัดการกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตั้งแต่ประมาณ 10 ปีที่ผ่านมา เช่น การลด

สัญญาณรบกวนความถี่สูง (Ucar et al, 1997) การจำแนกอาการทางหัวใจ (Chazal et al, 2000); (Chazal and Reilly, 2000) การวิเคราะห์อัตราการเดินทางของหัวใจ (Gamero et al, 1996); (Li et al, 1995) การวิเคราะห์ระยะ ST (Sahambi et al, 1997) การจำแนกอาการทางหัวใจโดยใช้ชุดของวงจรกรอง การวิเคราะห์ระยะห่าง QT (Wong et al, 1998); (Sahambi et al, 1997); (Couderc et al, 1997) การวินิจฉัยอาการ VPC โดยใช้เวฟเล็ทร่วมกับระบบฟัซซี่-นิวรอล (Wu and Shyu, 1999) การวิเคราะห์หาระยะห่างของรูปคลื่นภายในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Burke and Nasor, 2001)

บทความนี้นำเสนอเทคนิคการหาพารามิเตอร์สำหรับวินิจฉัยอาการทางหัวใจ ตามลำดับดังนี้ ตำแหน่งรูปคลื่น QRS Complex รูปคลื่น T และรูปคลื่น P ตำแหน่งเริ่มต้นและตำแหน่งสิ้นสุด กว้างของรูปคลื่น QRS Complex รูปคลื่น T และรูปคลื่น P ความสูงของรูปคลื่น QRS Complex T และ P ระยะห่าง PR ST และ QT ระยะ QT และ PQ

ทฤษฎี

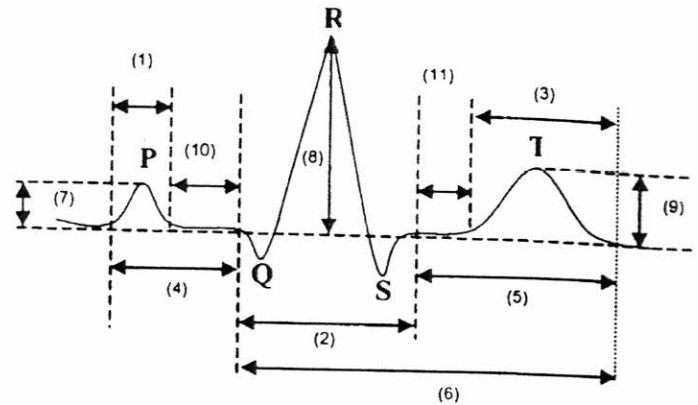
1. สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (electrocardiogram, ECG) คือผลรวมของศักย์กระตุ้น (action potential, AP) ที่แพร่ผ่านในแต่ละส่วนของหัวใจเริ่มจาก ปม SA → Internodal pathway → ปม AV → Bundle Branch → เยื่อหุ้ม Pukinje โดยทั่วไปนิยามรูปคลื่นในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ ประกอบด้วยรูปคลื่น P (เอเทรียมดีโพลาไรเซชัน) รูปคลื่น QRS Complex (เวนทริเคิลดีโพลาไรเซชัน) และรูปคลื่น T (เวนทริเคิลรีโพลาไรเซชัน) การบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจสามารถกระทำโดยการติดอิเล็กโทรดตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกายตามสายมาตรฐาน (bipolar limb lead (3 สาย คือ I II และ III) unipolar limb lead (3 สาย คือ aVR aVL และ aVF) และ chest lead (6 สาย คือ V₁ V₂ V₃ V₄ V₅ และ V₆)) รวมทั้งหมด 12 สาย การแปลผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก กระทำโดยการพิจารณาพารามิเตอร์สำหรับวินิจฉัยอาการทางหัวใจ

รวมกันทั้ง 12 สาย จากขนาด และระยะห่างของรูปคลื่นต่าง ๆ ในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ นอกจากนี้ยังอาศัยพารามิเตอร์อื่น ๆ ประกอบเพื่อช่วยในการแปลผล เช่น vector cardiogram และประวัติผู้ป่วย เป็นต้น นอกจากนี้แล้ว อัตราการเต้นของหัวใจ (heart rate) เต้นช้า (bradycardia) หรือเต้นเร็ว (tachycardia) สามารถวิเคราะห์ได้จากระยะห่าง RR (ผลต่างระหว่างตำแหน่งยอดของรูปคลื่น R กับรูปคลื่น R ถัดไป) การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจในบทความนี้ใช้ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia (<http://www.physionet.org>) (Moody and Mark, 2001) โดยสัญญาณนี้อยู่ในรูปดิจิทัล โดยผ่านการแปลงด้วยอัตราการสุ่มตัวอย่าง 360 ตัวอย่างต่อวินาที ประกอบ ECG 2 bipolar leads (I และ II) แต่ละแฟ้มความยาวประมาณ 30 นาที แฟ้มที่นำมาใช้วิเคราะห์ในบทความนี้ ประกอบด้วยแฟ้ม 3 ชนิด คือ แฟ้ม Header (อธิบายรายละเอียดการบันทึกสัญญาณ) แฟ้ม Data (ข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้าทั้งสองบิต) และแฟ้ม Annotation (แฟ้มชนิดโครงสร้างเก็บบัพทอ้างอิง ผลการแปลความหมายแต่ละบัพท เป็นต้น)

2. พารามิเตอร์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

พารามิเตอร์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยขนาด ความกว้าง แต่ละรูปคลื่น และระยะห่างต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 1 จากรูปที่ 1 ระยะห่าง PR คือผลต่างระหว่างตำแหน่งเริ่มต้นของรูปคลื่น P กับตำแหน่งเริ่มต้นของรูปคลื่น QRS Complex ระยะห่าง ST คือผลต่างระหว่างตำแหน่งสิ้นสุดของรูปคลื่น QRS Complex กับตำแหน่งสิ้นสุดรูปคลื่น T ระยะห่าง QT คือผลต่างระหว่างตำแหน่งเริ่มต้นรูปคลื่น QRS Complex กับตำแหน่งสิ้นสุดรูปคลื่น T ส่วน PQ คือผลต่างของตำแหน่งสิ้นสุดของรูปคลื่น P กับตำแหน่งเริ่มต้นของรูปคลื่น QRS Complex และระยะ ST คือผลต่างระหว่างตำแหน่งสิ้นสุดของรูปคลื่น QRS กับตำแหน่งเริ่มต้นของรูปคลื่น T



รูปที่ 1 พารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยที่ (1)-(3) แสดงความกว้างของรูปคลื่น P QRS และ T (4)-(6) แสดงระยะห่าง PR ST และ QT (7)-(9) แสดงความสูงรูปคลื่น P R และ T (10)-(11) แสดงระยะ PQ และ ST

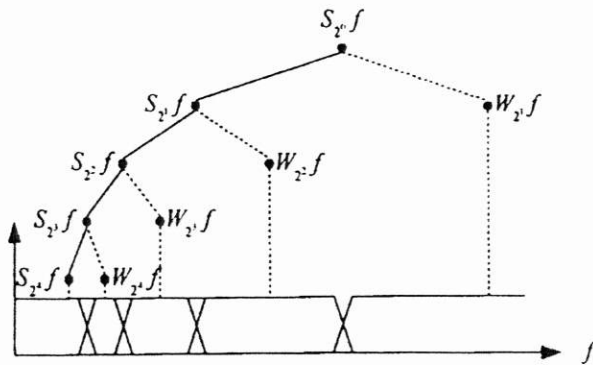
3. การแปลงเวฟเล็ท

การแปลงเวฟเล็ทเป็นการแปลงสัญญาณในโดเมนเวลาไปเป็นสัญญาณในรูปเวลา-สเกล การแปลงเวฟเล็ทกับสัญญาณดิสครีต สามารถคำนวณเชิงตัวเลขตามวิธีการของ Mallat ดังสมการที่ (1) และ (2) ทั้งสองสมการสามารถคำนวณซ้ำโดยการปรับสเกล j ซึ่งคำนวณจากสเกล $j-1$ ลำดับการแปลงเวฟเล็ทสามารถแสดงในรูปแผนภูมิต้นไม้การกระจายเวฟเล็ท (wavelet decomposition tree) ดังรูปที่ 2

$$S_{2^j} f[n] = \sum_{k \in \mathbb{Z}} h_k S_{2^{j-1}} f[n - 2^{j-1} k] \quad (1)$$

$$W_{2^j} f[n] = \sum_{k \in \mathbb{Z}} g_k S_{2^{j-1}} f[n - 2^{j-1} k] \quad (2)$$

เมื่อ $S_{2^j} f[n]$ แทนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเดิมจากฐานข้อมูล $h_k, g_k (k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots)$ คือสัมประสิทธิ์ของวงจรรองความถี่ต่ำ และวงจรรองความถี่สูง ตามลำดับ $S_{2^j} f$ คือสัญญาณประมาณ และ $W_{2^j} f$ คือสัญญาณรายละเอียดที่ระดับสเกล 2^j ในที่นี้ผู้วิจัยเลือกใช้เวฟเล็ท $\Psi_s(x)$ ชนิดควอดราติกสไปล์ (อนุพันธ์อันดับหนึ่งของฟังก์ชัน Gaussian); (Li et al, 1995); (Mallat and Zhong, 1992)

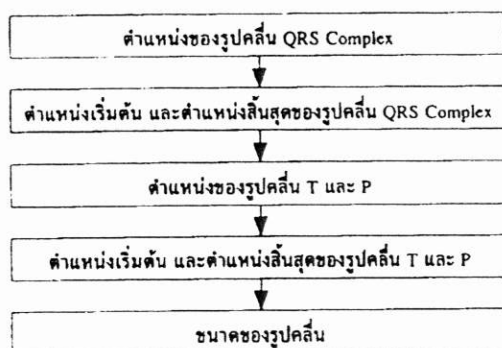


รูปที่ 2 แผนภูมิต้นไม้การกระจายเวฟเลต 4 ระดับ แสดง ขั้นตอนการคำนวณการแปลงเวฟเลต เส้นทึบแทน การคอนโวลูชันกับ h_k เส้นประแทนการคอนโวลูชัน กับ g_k กราฟด้านล่างแสดงการเปรียบเทียบกับ ชุดวงจรกรอง (filter bank) สอดคล้องกับการแปลง เวฟเลตแต่ละระดับ

เหตุที่ผู้วิจัยเลือกใช้เวฟเลตชนิดนี้เพราะมีลักษณะไม่ ซับซ้อน เป็นรูปคลื่น Biphasic (ประกอบด้วยหนึ่งมอดู ลัสสูงสุดและ หนึ่งมอดูลัสต่ำสุด) ซึ่งหลังจากทำการ แปลงเวฟเลตแล้วผลที่ได้คือเวฟเลตชนิดนี้จะฟอร์มตัว เป็นฐาน (basis) ให้กับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ นั่นคือ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ สามารถเขียนให้อยู่ในรูปการรวม เชิงเส้น (linear combination) ของเวฟเลตในปริภูมิ เวฟเลตได้ ซึ่งทำให้สามารถวิเคราะห์ได้ง่าย และจาก การศึกษาพบอีกว่าตำแหน่งจุดตัดศูนย์ระหว่างคู่ ลำดับมอดูลัสมีความสอดคล้องกับตำแหน่งที่สัญญาณ มีการเปลี่ยนแปลง (Mallat, 1991)

ลำดับการหาค่าพารามิเตอร์

ลำดับการวิเคราะห์หาค่าพารามิเตอร์ภายใน สัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงด้วยผังงาน รูปที่ 3



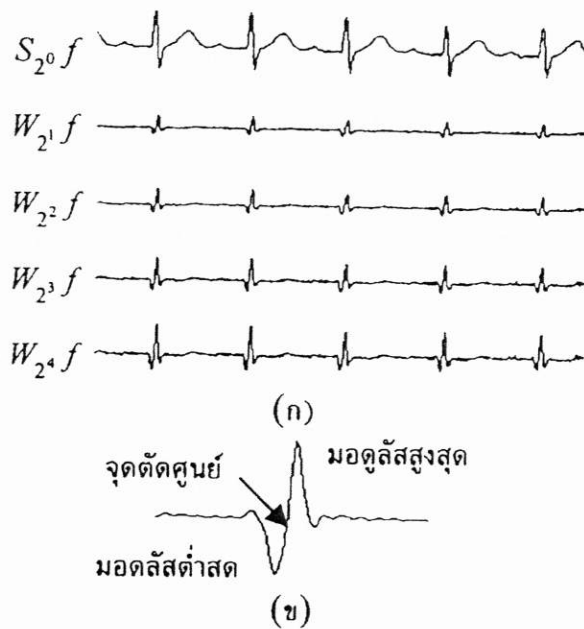
รูปที่ 3 ผังงานลำดับการหาค่าพารามิเตอร์

1. การหาค่าตำแหน่งรูปคลื่น QRS Complex

ในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจแต่ละครั้ง กระทำกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจความยาว 2.5 วินาทีใน แต่ละครั้ง (เพื่อลดผลของความผิดพลาดที่สะสม เมื่อ วิเคราะห์กับสัญญาณความยาวมากโดยตรง) ในการหา ตำแหน่งของรูปคลื่น QRS Complex จาก $W_{2^j}f$ ใน แต่ละสเกลเริ่มจากการแปลงเวฟเลตตามสมการที่ (1) และ (2) หลังจากนั้นทำการหาวิเคราะห์หา ตำแหน่งของรูปคลื่น QRS Complex มีขั้นตอน (บุญ ยิง และณรงค์ศักดิ์, 2545) ดังนี้

ก. การเลือกสเกลในการวิเคราะห์ จากการศึกษ พบว่า เวฟเลตสามารถยืดหรือหดได้จากการปรับสเกล แพคเตอร์ ดังนั้นระดับสเกลค่าน้อยสะท้อนถึงสัญญาณ ความถี่สูง และระดับสเกลค่ามากสะท้อนถึงสัญญาณ ความถี่ต่ำ พิจารณารูปที่ 4(ก) และยังพบว่าองค์ ประกอบความถี่ของรูปคลื่น QRS มีค่าอยู่ในช่วง 3 ถึง 40 Hz ซึ่งสอดคล้องกับองค์ประกอบความถี่ของเวฟ เลตที่ระดับสเกล 2^3 และ 2^4 (Li et al, 1995) แต่ที่ ระดับสเกล 2^j ($j > 4$) พบว่า องค์ประกอบความถี่ ค่อนข้างตรงกับสัญญาณความถี่ต่ำ ดังนั้นในการ ทดลองนี้จึงเลือกทำการวิเคราะห์ที่สเกล 2^1 ถึง 2^4

ข. การหาเส้นมอดูลัสสูงสุดของรูปคลื่น R จาก การศึกษาพบว่า องค์ประกอบความถี่ของรูปคลื่น R (QRS Complex) มีความสอดคล้องกับองค์ประกอบ ความถี่ของเวฟเลตที่ระดับสเกล 2^3 และ 2^4 (Li et al, 1995) ดังนั้นเพื่อลดผลกระทบเนื่องจากสัญญาณรบกวนความถี่สูงที่ปรากฏในระดับสเกลค่าน้อย และจาก การสังเกตรูปที่ 4(ก) พบว่าจำนวนคู่ลำดับมอดูลัสใน ระดับสเกลค่าสูงมีจำนวนน้อยกว่าสเกลค่าน้อย ดังนั้น การหาเส้นมอดูลัสสูงสุดของรูปคลื่น R จึงทำการ วิเคราะห์จากระดับสเกลค่าสูงก่อน เพื่อลดเวลาการ กำจัดมอดูลัสที่ไม่จำเป็นในระดับสเกลค่าน้อย การหา มอดูลัสสูงสุดของรูปคลื่น R มีขั้นตอนดังแสดงในตา รางที่ 1 จากนั้นกำจัดคอลัมน์ที่ $n_k' = 0$ ผลคือตำแหน่ง มอดูลัส $\{n_k^4, n_k^3, n_k^2, n_k^1 \mid k = 1, \dots, N_1\}$ เมื่อ $N_1 \leq N$ (เมื่อ N_1 แทนจำนวนมอดูลัสที่ได้จากการกำจัด คอลัมน์ที่ $n_k' = 0$) ระดับเทรโซลที่ใช้ $\{\zeta_j \mid j = 1, \dots, 4\}$ ต้องสามารถปรับค่าตามการเปลี่ยน ของมอดูลัสสูงสุด (Li et al, 1995)



รูปที่ 4 (ก) สัญญาณรายละเอียดที่ได้จากการแปลงเวฟเล็กกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด 4 ระดับ (ข) จุดตัดศูนย์ระหว่างคู่ลำดับมอดูลัส ในสัญญาณ $W_{2^i}f$ สอดคล้องกับตำแหน่งรูปคลื่น QRS Complex

ตารางที่ 1 ลำดับการหามอดูลัสสูงสุดของรูปคลื่น R

1. ที่ระดับสเกล 2^4 ทำการเปรียบเทียบระหว่าง $W_{2^4}f$ กับระดับเทรซโฮล ζ_4 จากนั้นเก็บตำแหน่งมอดูลัส $\{n_k^4 | k=1, \dots, N\}$ ที่ทำได้ เมื่อ N แทนจำนวนมอดูลัสที่ทำได้
2. ทำการหามอดูลัสสูงสุดที่มากกว่าระดับเทรซโฮล ζ_3 บริเวณใกล้เคียงกับมอดูลัส n_k^4 ถ้าพบให้เลือกมอดูลัสที่มีค่ามากที่สุด แต่ถ้าค่ามอดูลัสสูงสุดที่เลือกมีค่าไม่เกิน 1.2 เท่าของมอดูลัสตัวอื่น ให้เก็บตำแหน่งของมอดูลัสที่มีระยะห่างน้อยที่สุดจากมอดูลัส n_k^4 แต่ถ้าไม่มีมอดูลัสในขั้นตอนนี้ก็ทำการกำหนดให้มอดูลัส n_k^3, n_k^2 และ $n_k^1 = 0$ ผลที่ได้คือตำแหน่งมอดูลัส $\{n_k^3 | k=1, \dots, N\}$
3. ทำซ้ำขั้นตอนที่ 2 ระดับสเกล 2^2 และ 2^1 เมื่อผ่านขั้นตอนนี้แล้ว จะได้ $\{n_k^2 | k=1, \dots, N\}$ และ $\{n_k^1 | k=1, \dots, N\}$ ตามลำดับ

ถ้า $|W_{2^i}f(n_k^i)| \geq 2A_j^m$ จึงกำหนดให้ $A_j^{m+1} = A_j^m$

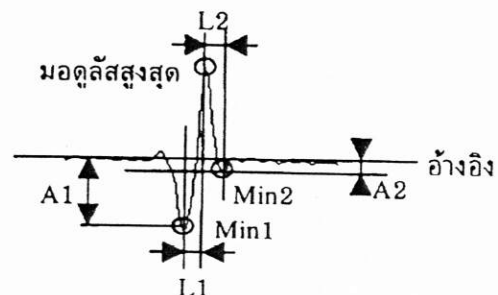
ถ้าไม่ $A_j^{m+1} = (7/8)A_j^m + (1/8)|W_{2^i}f(n_k^i)|$

$\zeta_j = 0.3A_j^{m+1}$ โดยที่ $A_j^0 = |W_{2^0}f(n_0^0)|$

โดยที่ A_j^m คือค่าประมาณมอดูลัสสูงสุด $m \leftarrow m+1$ ปรับดัชนี A_j

ค. กำจัดมอดูลัสส่วนเกิน ในที่นี้คือมอดูลัสเดี่ยว (เกิดจากสัญญาณรบกวนเนื่องจากกล้ามเนื้อสั่นเกร็ง) และมอดูลัสที่เกิดจากสัญญาณความถี่สูงอยู่ใกล้กับรูปคลื่น R การจะกำจัดมอดูลัสเดี่ยว พิจารณาจากระยะห่างระหว่างคู่ลำดับมอดูลัส (ระยะห่างเทรซโฮลมีค่าเท่ากับ 120 มิลลิวินาที) ที่สเกล 2^1 โดยต้องมีค่าน้อยกว่าความกว้างของรูปคลื่น QRS (Li et al, 1995) สูงสุดที่เป็นไปได้ ดังนั้นถ้าระยะห่างระหว่างคู่ลำดับมอดูลัสมากกว่าระยะห่างเทรซโฮล ก็ให้ทำการกำจัดมอดูลัสนั้นทิ้งไป ในทางปฏิบัติบริเวณล้อมรอบค่ามอดูลัสสูงสุด มีจะค่าต่ำสุดสองค่าคือ $\{Min_i | i=1,2\}$ มีขนาดสมบูรณ์ เทียบแกนอ้างอิง $\{A_i | i=1,2\}$ ระยะห่างจากค่ามอดูลัสสูงสุดมายังตำแหน่ง Min ทั้งสอง $\{L_i | i=1,2\}$ (รูปที่ 5) ในการกำจัดมอดูลัสส่วนเกินที่เกิดจากสัญญาณความถี่สูงใกล้กับรูปคลื่น R (65 มิลลิวินาที) มีลำดับขั้นตอนดังนี้

- ถ้า $A_1/L_1 > 1.2 A_2/L_2$ ให้กำจัดตำแหน่ง Min_2
 - ถ้า $A_2/L_2 > 1.2 A_1/L_1$ ให้กำจัดตำแหน่ง Min_1
 - ถ้าไม่สามารถตัดสินได้จากเงื่อนไขทั้ง 2 ข้อข้างต้น ให้เก็บค่า Min ที่อยู่ใกล้ตำแหน่งมอดูลัสสูงสุด
- หลังจากกำจัดมอดูลัสส่วนเกินตามขั้นตอนที่ผ่านมา ผลที่ได้คือคู่ลำดับมอดูลัส $\{n_k^1 | k=1, \dots, N_2\}$ โดยที่ $N_2 \leq N_1$ N_2 คือจำนวนคู่ลำดับมอดูลัสที่เหลือจากขั้นตอน ค. หลังจากนั้นทำการหาตำแหน่งของรูปคลื่น QRS Complex จากจุดตัดศูนย์ระหว่างคู่ลำดับมอดูลัสที่หาได้จากในระดับสเกล 2^1 จากขั้นตอนดังกล่าวสามารถนำมาปรับใช้ในกรณีกลับกันได้ เช่นในกรณีมีหนึ่งมอดูลัสต่ำสุด และสองมอดูลัสสูงสุด



รูปที่ 5 นิยามพารามิเตอร์การกำจัดมอดูลัสส่วนเกิน

2. การหาตำแหน่งเริ่มต้น และตำแหน่งสิ้นสุดของรูปคลื่น QRS Complex

หลังจากเสร็จสิ้นการหาตำแหน่งรูปคลื่น QRS แล้ว ต่อไปจะทำการหาตำแหน่งเริ่มต้น (เมื่อไม่ปรากฏรูปคลื่น Q) และตำแหน่งสิ้นสุด (เมื่อไม่ปรากฏรูปคลื่น S) ของรูปคลื่น QRS โดยหาได้จากตำแหน่งเริ่มต้น และตำแหน่งสิ้นสุดของคู่ลำดับมอดูลัส ตามลำดับในที่นี้ใช้เทคนิคการค้นหาภายในหน้าต่างในระยะเวลา 60 มิลลิวินาที โดยเริ่มการค้นหาจากตำแหน่งคู่ลำดับมอดูลัสในแต่ละบิต

3. การหาตำแหน่งของรูปคลื่น T รูปคลื่น P ตำแหน่งเริ่มต้นและตำแหน่งสิ้นสุด

หลังจากเสร็จสิ้นการหาตำแหน่งรูปคลื่น QRS Complex แล้ว ต่อไปทำการหาตำแหน่งของรูปคลื่น T และรูปคลื่น P จากการศึกษาพบว่าองค์ประกอบความถี่ของรูปคลื่นทั้งสอง อยู่ในช่วง 0.5 Hz ถึง 7 Hz ซึ่งสอดคล้องกับเวฟเล็ทที่ระดับสเกล 2^3 และ 2^4 (Li et al, 1995) แต่ที่สเกล $j \geq 4$ จะมีผลรบกวนเนื่องมาจากผลของเส้นฐานที่ไม่เรียบ ดังนั้นในการทดลองนี้จึงเลือกใช้ระดับสเกล 2^3 ในการหาตำแหน่งรูปคลื่นทั้งสอง การหาตำแหน่งของรูปคลื่น T จะทำการค้นหาไปข้างหน้าจากตำแหน่งสิ้นสุดของ QRS ในระยะเวลา 200 มิลลิวินาที สังเกตว่ารูปคลื่น T มีลักษณะเป็น uniphasic เมื่อทำการแปลงเวฟเล็ทจะได้คู่ลำดับมอดูลัส เช่นเดียวกับรูปคลื่น QRS Complex พบว่าตำแหน่งของรูปคลื่น T สอดคล้องกับจุดตัดศูนย์ระหว่างมอดูลัส ตำแหน่งเริ่มต้นของรูปคลื่น T หาได้จากตำแหน่งเริ่มต้นของคู่ลำดับมอดูลัส ส่วนการหาตำแหน่งสิ้นสุดก็ทำในทำนองเดียวกันเพียงแต่ทำการค้นหาไปข้างหน้า ในทางปฏิบัติ รูปคลื่น T และ P มีขนาดเล็กเมื่อเทียบกับรูปคลื่น QRS ดังนั้นจุดตัดศูนย์ของคู่ลำดับมอดูลัสของ $W_{2^3}f$ ที่ระดับสเกล 2^3 มีลักษณะแฉกโค้งมนแบนนอน ถึงแม้จะผ่านการกรองความถี่ต่ำ (ทำให้เรียบ) ด้วย $S_{2^3}f$ แล้วก็ตาม ก็ยังทำให้การหาจุดตัดศูนย์ลำบาก เช่น จุดตัดศูนย์หลายจุด เบ้ซ้าย เบ้ขวา หรือไม่มีรูปคลื่น ให้พิจารณาเงื่อนไข

(ก) ถ้าขนาดเทรสโฮล $\|A_{kT}^+ - A_{kT}^-\| \geq 0.04$

(ข) ระยะห่างเทรสโฮล $\|n_{kT}^+ - n_{kT}^-\| \leq 250$ มิลลิวินาที (ความกว้างสูงสุดของรูปคลื่น T)

พิจารณาเงื่อนไข ถ้าไม่สอดคล้องเงื่อนไข (ก) ถือว่าไม่ปรากฏรูปคลื่น T ถ้าสอดคล้องเงื่อนไข (ก) แต่ไม่สอดคล้องเงื่อนไข (ข) ก็ให้ทำการกำจัดมอดูลัสนั้นทิ้งแล้วทำการหามอดูลัสใหม่ในช่วงที่เล็กลง ถ้าสอดคล้องเงื่อนไขทั้ง (ก) และ (ข) ให้ทำการหาตำแหน่งของรูปคลื่น T จากจุดตัดศูนย์ระหว่างคู่ลำดับมอดูลัส $\{n_{kT}^+, n_{kT}^- | k = 1, \dots, N_2\}$ ที่สอดคล้องกับขนาดเท่ากับ $\{A_{kT}^+, A_{kT}^- | k = 1, \dots, N_2\}$ โดยการประมาณโพลีโนเมียลกำลังสองน้อยที่สุดอันดับสองระหว่างคู่ลำดับมอดูลัส จากนั้นหาตำแหน่งจุดตัดศูนย์จากเส้นที่ประมาณแทน จากการทดลองพบว่าในขั้นตอนการหาตำแหน่งเริ่มต้น และตำแหน่งสิ้นสุดสามารถหาได้จากจุดที่ 5% ของ A_{kT}^+ (หรือ A_{kT}^-) คู่ลำดับมอดูลัสที่ทำการค้นหาย้อนกลับและไปหน้า ตามลำดับ

ส่วนการหาตำแหน่งของรูปคลื่น P ตำแหน่งเริ่มต้น และตำแหน่งสิ้นสุด ก็สามารถทำในทำนองเดียวกันกับการหาตำแหน่งรูปคลื่น T เพียงแต่การค้นหาเป็นไปลักษณะย้อนกลับจากตำแหน่งเริ่มต้นของรูปคลื่น QRS Complex

4. การหาขนาดรูปคลื่น

วิธีการหาขนาดของรูปคลื่นในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเริ่มจากการประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคการประมาณสไปไลน์เชิงเส้นระหว่างตำแหน่งเริ่มต้น และตำแหน่งสิ้นสุดที่หาได้จากขั้นตอนที่ผ่านมา ในแต่ละรูปคลื่น โดยทำทีละบิต ดังแสดงในรูปที่ 6 การประมาณสไปไลน์เชิงเส้นในที่นี้ใช้สูตรจุด-ความชัน (point-slope formula) สำหรับเส้นเชื่อม $S_k(x)$ ระหว่างจุด ซึ่งคำนวณได้ตามสมการนี้ (Mathews and Fink, 1999)

$$S_k(x) = y_k + d_k(x - x_k) \quad (3)$$

โดยที่ $d_k = (y_{k+1} - y_k) / (x_{k+1} - x_k)$ เมื่อ x_k และ x_{k+1} คือตำแหน่งเริ่มต้นและสิ้นสุด ในแต่ละรูปคลื่นตามลำดับ y_k คือขนาดของสัญญาณ ECG ที่สอดคล้อง

คล้องกับตำแหน่ง $x \in [x_k, x_{k+1}]$ หลังจากนั้นทำการหาขนาดของสัญญาณโดยเทียบกับเส้นฐานที่ประมาณตามตำแหน่งที่ได้ในขั้นตอนการหาตำแหน่งของรูปคลื่น ที่ผ่านมา



รูปที่ 6 การประมาณเส้นฐานโดยใช้เทคนิคสโปลนเชิงเส้น การหาขนาดสามารถประมาณจากเส้นฐานที่ได้

5. การวิเคราะห์โดยใช้เทคนิคทางชีวสถิติ

ในการประเมินการหาตำแหน่งรูปคลื่น QRS Complex จากโปรแกรมในที่นี้อาศัยวิธีการทดสอบพิเศษ (diagnostic test) (Jekel et al, 1996) นำมาปรับกับมาตรฐานของสถาบัน MIT-BIH โดยกำหนดให้เป็นการวินิจฉัยมาตรฐาน (gold standard) จากนั้นคำนวณค่า sensitivity (Se) และ positive predictivity (+P) ตามสมการ (3) และ (4) โดยมีความสัมพันธ์กับค่า false positive (FP) false negative (FN) เมื่อ true positive (TP) เท่ากับ $\#b - FP$ เมื่อ $\#b$ คือจำนวนบิตทั้งหมดแต่ละแฟ้มค่า Se และ +P สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3)$$

$$+P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4)$$

นอกจากเทคนิคดังกล่าวแล้ว ยังใช้อัตราความผิดพลาดในการตรวจจับ (detection error rate, DER%) มาร่วมประเมินประสิทธิภาพของการหาตำแหน่ง QRS Complex โดยสามารถคำนวณได้ตามสมการ (5)

$$DER = \frac{FP + FN}{\#b} \quad (5)$$

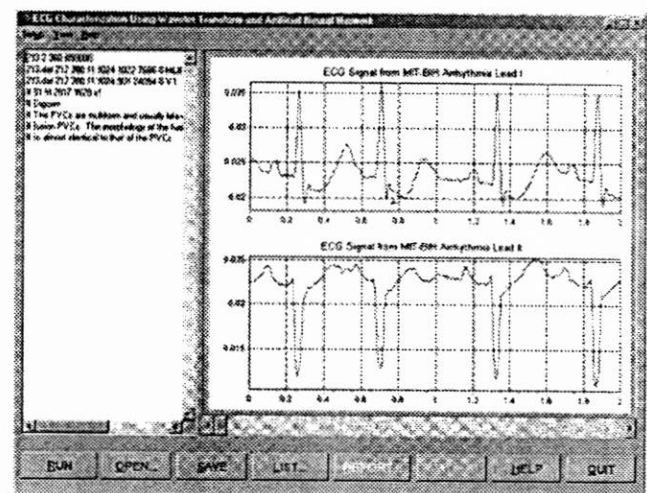
โปรแกรมที่ผู้วิจัยพัฒนาขึ้น

1. คุณสมบัติทางเทคนิค

โปรแกรมสำหรับวิเคราะห์หาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่นำเสนอในบทความนี้มีปฏิสัมพันธ์กับผู้ใช้ (graphical user interface) ดังแสดงในรูปที่ 7 เป็นแฟ้มชนิดดำเนินการ (executable, exe) ซึ่งพัฒนาด้วยภาษา C++ สามารถใช้งานบนเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ที่ทำงานบนระบบดำเนินงานวินโดวส์ การติดตั้งสามารถทำได้ง่าย สะดวกเหมือนกับการติดตั้งโปรแกรมโดยทั่วไป

2. วิธีการใช้งาน

ในการใช้งานโปรแกรมวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เริ่มจากการเรียนรู้โปรแกรม ECGAnalysis โดยคลิกที่ปุ่ม Start → Program File จากนั้นผู้ใช้จะเข้าสู่เมนูหลักของโปรแกรม ECGAnalysis ในการใช้งานโปรแกรม ผู้ใช้สามารถเลือกคำสั่ง โดยการคลิกเลือกคำสั่ง ที่อยู่ด้านล่างของโปรแกรม หลังจากนั้นโปรแกรมก็จะดำเนินงาน ตามรูปที่ 7 โปรแกรมประกอบด้วยคำสั่งต่าง ๆ เช่น RUN OPEN หรือ QUIT เป็นต้น ซึ่งการทำงานในคำสั่งต่าง ๆ สามารถอธิบายได้ดังนี้



รูปที่ 7 ปฏิสัมพันธ์กับผู้ใช้ของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น

- การใช้คำสั่ง RUN เป็นการสั่งให้โปรแกรมทำการวิเคราะห์สัญญาณตามที่ ผู้ใช้กำหนด (ความยาวของ

- การใช้คำสั่ง **OPEN** และ **SAVE** คำสั่ง OPEN ทำหน้าที่เปิดแฟ้มสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คำสั่ง Save ทำหน้าที่จัดเก็บพารามิเตอร์ที่ได้จากการใช้คำสั่ง RUN
- การใช้คำสั่ง **LIST** และ **REPORT** คำสั่ง LIST ใช้สำหรับแสดงค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการวิเคราะห์ในรูปแบบตัวเลข คำสั่ง REPORT แสดงผลในรูปแบบรายงาน
- การใช้คำสั่ง **HELP** และ **QUIT** แสดงคู่มือการติดตั้งและใช้งานโปรแกรม คำสั่ง QUIT ใช้สำหรับออกจากโปรแกรม แล้วกลับคืนสู่ระบบปฏิบัติการ

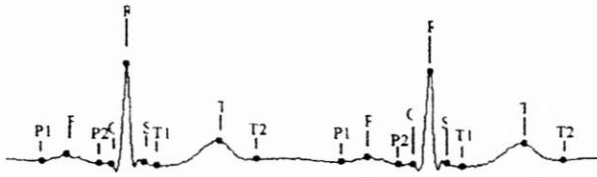
ผลการวิจัย

ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นกับฐานข้อมูล MIT-BIH Arrhythmia ผลการหาตำแหน่งรูปคลื่น QRS Complex จากฐานข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ทั้งหมด 16 แฟ้ม แต่ละแฟ้มความยาว 10 นาที จำนวน 13,429 บิต ได้ผลการทดลองดังแสดงในตารางที่ 2 ค่า Se +P และ DER สามารถคำนวณได้จากสมการ (3) (4) และ (5) ตามลำดับ ในทางปฏิบัติรูปคลื่น T และ P มีขนาดเล็กปกคลุมไปด้วยสัญญาณ

ความถี่สูง (แฟ้ม 203) และในบางครั้งสัญญาณรบกวนมีขนาดใหญ่กว่ารูปคลื่นทั้งสอง (แฟ้ม 107 203 เป็นต้น) องค์ประกอบความถี่ตรงกับเส้นฐานไม่เรียบ องค์ประกอบความถี่ของ QRS Complex ใกล้เคียงกับรูปคลื่น T (แฟ้ม 105 200) สัญญาณความถี่สูงขึ้นบนสัญญาณความถี่ต่ำ (แฟ้ม 118 203) สัญญาณ T มีทิศกลับข้าง (แฟ้ม 214 217 และ 219) แฟ้ม 210 มี FP เนื่องจากรูปคลื่น QRS มีลักษณะไม่แน่นอนและองค์ประกอบความถี่เปลี่ยนแปลงตามเวลา วิธีการที่นำเสนอในบทความนี้สามารถนำมาใช้ในการหาตำแหน่งของรูปคลื่น T และ P ในกรณีที่เป็นรูปคลื่น Uniphasic และมีความผิดเพี้ยนเนื่องจากสัญญาณรบกวนไม่มากนัก เช่นตัวอย่างผลการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากแฟ้ม 103 (รูปที่ 8) โดยที่สัญลักษณ์ R T และ P แทนตำแหน่งของรูปคลื่น R T และ P ตามลำดับ Q และ S แทนตำแหน่งเริ่มต้นและตำแหน่งสิ้นสุดของรูปคลื่น QRS Complex T1 และ T2 แทนตำแหน่งเริ่มต้นและตำแหน่งสิ้นสุดของรูปคลื่น T เช่นเดียวกันกับรูปคลื่น P

ตารางที่ 2 ผลการหาตำแหน่งรูปคลื่น QRS Complex เทียบกับมาตรฐานของสถาบัน MIT-BIH

แฟ้ม	#b	FP	FN	Se (%)	+P (%)	DER (%)
100	760	15	0	100	99.08	1.97
101	672	17	18	97.33	97.47	5.20
102	759	46	25	96.61	93.94	9.35
103	703	9	0	100	98.72	1.28
106	674	56	9	98.56	91.69	9.64
119	696	185	2	99.61	73.42	26.87
202	538	22	3	99.42	95.92	4.64
205	931	41	3	99.66	95.6	4.73
208	766	268	26	95.04	65.01	38.38
209	1,052	29	17	98.37	97.24	4.37
210	993	62	105	89.86	93.76	16.81
212	933	23	0	100	97.53	2.46
213	1,119	112	6	99.41	90	10.54
214	836	77	53	93.47	90.79	15.55
215	1,233	76	92	92.63	93.84	13.62
219	764	38	1	99.86	95.03	5.10
รวม	13,429	1,076	360	97.49	91.82	10.66



รูปที่ 8 ตัวอย่างการวิเคราะห์ ECG (แฟ้ม 103)

สรุปและวิจารณ์ผล

บทความนี้กล่าวถึง วิธีการหาค่าพารามิเตอร์ภายในสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้การแปลงเวฟเลต โดยมีลำดับขั้นตอนการหาค่าพารามิเตอร์คือ หาค่าตำแหน่งของรูปคลื่น ตำแหน่งเริ่มต้น และสิ้นสุด ของรูปคลื่น QRS Complex T และ P ตามลำดับ จากการทดลองหาค่าตำแหน่งของรูปคลื่น QRS Complex พบว่าได้ค่า Se เท่ากับ 97.49% และค่า +P เท่ากับ 91.82% แฟ้ม 119 มี False Positive (FP) มากเนื่องจากมีการรบกวนด้วยสัญญาณความถี่สูง แฟ้ม 208 พบว่าผลของรูปคลื่น S (หลังรูปคลื่น R) มีองค์ประกอบความถี่ใกล้เคียงกับรูปคลื่น R ทำให้เกิด FP มาก ส่งผลให้ DER มีค่าสูงตาม แฟ้ม 210 มี False Negative (FN) มากเนื่องจากรูปร่างของรูปคลื่น QRS ไม่แน่นอน แฟ้ม 213 รูปคลื่นมีการรบกวนจากกล้ามเนื้อหัวใจ และเส้นฐานไม่เรียบ โปรแกรมวิเคราะห์ ECG ที่พัฒนาขึ้นนี้ ช่วยลดเวลาในการหาค่าพารามิเตอร์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และยังใช้เป็นแนวทางสำหรับพัฒนาโปรแกรมแปลผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจต่อไปในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับเงินทุนส่งเสริมการทำวิทยานิพนธ์จากบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยขอนแก่น และได้รับคำปรึกษาอันมีประโยชน์จาก ศ.นพ. ปิยทัศน์ ทัศนวิวัฒน์ รองคณบดีฝ่ายวิจัยคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ผศ.ดร. สุรัชย์ ลิ้มยิ่งเจริญ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อาจารย์บุญฤทธิ์ กุเกียรติกุล และอาจารย์รุจชัย อึ้งอารุณยะวิ ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

เอกสารอ้างอิง

- ชมพูช อ่องจรีต. 2534. คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก. พิมพ์ครั้งที่ 5. กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- บุญยิ่ง เจริญ และณรงค์ศักดิ์ วิริยะนันท์ศักดิ์. 2545. การวิเคราะห์หาค่าตำแหน่งรูปคลื่น QRS โดยใช้การแปลงเวฟเลต. การประชุมเสนอผลงานวิจัยระดับบัณฑิตศึกษาของประเทศไทยครั้งที่ 3. หน้า 359-60.
- Akazawa, K; Motoda K; Sasamori, A; Ishizawa, T and Harasawa, E. 1992. Adaptive threshold QRS detection algorithm for ambulatory ECG. *IEEE* p. 445-448.
- Balda, RA; Diller, G; Deardorff, E; Doue, J and Hsieh, P. 1977. The HP ECG analysis program. In: Van Bemmel, JH and Willems, JL (eds). *Trends in Computer-Processed Electrocardiograms*. p. 197-205. Amsterdam, The Netherlands: North Holl.
- Bond, AB; Greco, EC; Bowser, R; Kadri, NN and Sketch, MH. 1993. Robust and computational efficient QRS detection. *IEEE* p. 507-10.
- Burke, MJ and Nasor, M. 2001. Wavelet analysis of the timing of individual components of the ECG signal. *IEEE* p. 1037-40.
- Chazal, PD; Celler, BG and Reilly, RB. 2000. Using wavelet coefficients for the classification of the electrocardiogram. *Proc. 22nd Annal. EMBS. Int. Conf.* p. 64-7.
- Chazal, PD; Reilly, RB. 2000. A comparison of the use of different wavelet coefficients for the classification of the electrocardiogram. *IEEE* p. 255-58.
- Coast, DA and Cano, GG. 1989. QRS detection based on hidden Markov modeling. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*
- Cohen, A and Poluta, M. 1991. Optimal QRS detection algorithms. *IEEE* p. 782-85.

- Couderc, JP; Zareba, W; Burattini, L and Moss, AJ. 1997. Detection of abnormal time-frequency components of the QT interval using a wavelet transformation technique. **IEEE** p. 661-663.
- Dobbs, SE; Schmitt, NM; Ozemek, HS. 1984. QRS detection by template matching using real-time correlation on a microcomputer. **Journal of Clinical Engineering** 9: 197-212.
- Furno, GS and Tompkins, WJ. 1982. QRS detection using automata theory in a battery powered microprocessor system. **IEEE Frontiers of Engineering in Health Care** 4: 155-58.
- Gamero, LG; Risk, M; Sobh, JF; Ramirez, AJ and Saul, JP. 1996. Heart rate variability analysis using wavelet transform. **IEEE** p. 177-80.
- Hamilton, PS and Tompkins, WJ. 1986. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database. **IEEE Trans. Biomed. Eng.** 33: 1157-65.
- Hamilton, PS and Tompkins, WJ. 1988. Adaptive matched filtering for QRS detection. **IEEE Conf. Eng. Med. Bio.**
- Hsiung, HS; Cheng, CK and Jan, GJ. 1989. A real-time QRS detection and delineation algorithm based on the inflection angle of the ECG waveform. **IEEE**.
- Jekel, JF; Elmore, JG and Katz, DL. 1996. **Epidemiology biostatistics and preventive medicine.** New York: *W.B. Saunders Pub.*
- Li, C; Zheng, C and Tai, C. 1995. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. **IEEE Trans. Biomed. Eng.** 42: 21-28.
- Mallat, S. 1991. Zero-crossings of a wavelet transform. **IEEE Trans. Inform. Theory** 37: 1019-33.
- Mallat, S and Zhong, S. 1992. Characterization of signals from multiscale edges. **IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.** 14: 710-32.
- Moody, GB and Mark, G. 2001. The impact of the MIT-BIH arrhythmia database. **IEEE Eng. Medicine & Biology** p. 45-50.
- Sahambi, JS; Ton, SN and Bhatt, RKP. 1997. DSP based ST-segment analysis: the wavelet approach. **IEEE** p. 455-57.
- Ucar, FN; Korurek, M and Yazgan, E. 1997. A noise reduction algorithm in ECG signals using wavelet transform. **IEEE** p. 36-38.
- Wong, S; Mora, F; Passariello, G and Almeida, D. 1998. QT interval time frequency analysis using haar wavelet. **IEEE** p. 405-08.
- Wu, YH and Shyu, LY. 1999. Detection of VPC using wavelet transform and fuzzy neural network. **IEEE** p. 1200.