

ĐẠI HỌC QUỐC GIA HÀ NỘI
TRƯỜNG ĐẠI HỌC CÔNG NGHỆ

Hoàng Văn Mạnh

NHẬN DẠNG TỰ ĐỘNG CỤM TÍN HIỆU QRS TRONG HỆ
THỐNG ĐIỆN TÂM ĐỒ GẮNG SỨC

Chuyên ngành: Cơ kỹ thuật

Mã số: 62 52 01 01

TÓM TẮT LUẬN ÁN TIẾN SĨ CƠ KỸ THUẬT

Hà Nội - 2020

Công trình được hoàn thành tại: Trường Đại học Công nghệ, Đại học Quốc gia Hà Nội

Người hướng dẫn khoa học: PGS.TS Phạm Mạnh Thắng

Phản biện:

.....

Phản biện:.....

.....

Phản biện:.....

.....

Luận án sẽ được bảo vệ trước Hội đồng cấp Đại học Quốc gia
chấm luận án tiến sĩ họp tại
vào hồi giờ ngày tháng năm 2020

Có thể tìm hiểu luận án tại:

- Thư viện Quốc gia Việt Nam

- Trung tâm Thông tin – Thư viện, Đại học Quốc gia Hà Nội

MỞ ĐẦU

Phân tích tín hiệu điện tâm đồ và đặc biệt là điện tâm đồ gắng sức là một trong số những công cụ quan trọng để chẩn đoán các chứng bệnh liên quan tới tim mạch - nguyên nhân chính gây tử vong ở các nước phát triển. Đứng trên quan điểm lâm sàng, thông tin hữu ích thu nhận được từ tín hiệu điện tâm đồ bao gồm biên độ sóng và các điểm quan trọng của tín hiệu ECG. Kết quả của quá trình xác định phức bộ QRS và phân định các sóng thành phần là một tập các giá trị mô tả các điểm quan trọng của tín hiệu điện tâm đồ. Bộ giá trị này sau đó được sử dụng bởi các phương pháp đánh giá điện tâm đồ tự động. Độ tin cậy của kết quả đánh giá điện tâm đồ tự động phụ thuộc vào chất lượng của các thuật toán phân định trước đó. Thành phần quan trọng không thể thiếu của các thuật toán phân định là bộ dò phức bộ QRS chất lượng cao mà độ tin cậy của nó sẽ ảnh hưởng tới độ tin cậy của việc phát hiện các điểm quan trọng khác của tín hiệu điện tâm đồ. Hiệu suất của các thuật toán được đánh giá và so sánh dựa trên cơ sở kết quả thu được khi thử nghiệm trên cơ sở dữ liệu tín hiệu điện tâm đồ tiêu chuẩn. Hiện nay vẫn có một số lượng lớn các báo cáo nghiên cứu liên quan được xuất bản thì rõ ràng vấn đề này vẫn là tương đối hấp dẫn và khả năng cải thiện các thuật toán hiện có vẫn chưa được khai thác hết.

Mục tiêu nghiên cứu:

- Phát triển bộ lọc thích nghi cho tín hiệu ECG gắng sức.
- Đề xuất thuật toán tự động xác định vị trí phức bộ QRS và phân định các sóng thành phần của tín hiệu điện tâm đồ.
- Thử nghiệm thuật toán trên cơ sở dữ liệu điện tâm đồ gắng sức cũng như điện tâm đồ tĩnh và đánh giá kết quả đạt được.

- Ứng dụng các kết quả đạt được nhằm chẩn đoán chứng bệnh nhồi máu cơ tim sử dụng tín hiệu điện tâm đồ tần số cao.

Đối tượng và phạm vi nghiên cứu:

- **Đối tượng nghiên cứu:** Tự động nhận dạng vị trí phức bộ QRS và xác định các điểm quan trọng của tín hiệu ECG.

- **Phạm vi nghiên cứu:**

- Nghiên cứu cải tiến phương pháp xử lý tín hiệu nhằm giảm ảnh hưởng của nhiễu tới chất lượng tín hiệu ECG gắng sức.
- Phương pháp xác định vị trí phức bộ QRS, các điểm quan trọng của tín hiệu ECG gắng sức.
- Ứng dụng các kết quả đạt được vào chẩn đoán bệnh.

Ý nghĩa khoa học và thực tiễn của luận án:

- **Về ý nghĩa khoa học:** Tại Việt Nam, hiện chưa có một nghiên cứu tổng thể và đầy đủ về việc nhận dạng tự động phức bộ QRS trong hệ thống điện tâm đồ gắng sức và xác định các điểm quan trọng của tín hiệu ECG để từ đó góp phần hỗ trợ chẩn đoán các bệnh liên quan tới tim mạch nhằm hướng tới việc triển khai ứng dụng thực tế tại các cơ sở y tế. Luận án này thực hiện một cách có hệ thống từ đề xuất phương án loại bỏ ảnh hưởng của nhiễu, nhận dạng vị trí phức bộ QRS, phân định các sóng thành phần cho tới ứng dụng kết quả vào việc chẩn đoán chứng bệnh nhồi máu cơ tim sử dụng tín hiệu ECG.

- **Về ý nghĩa thực tiễn:** Xác định chính xác vị trí của phức bộ QRS và các điểm quan trọng có ảnh hưởng tới kết quả chẩn đoán tình trạng sức khỏe của người bệnh. Vì vậy, đề xuất một giải pháp mới chất lượng nhằm nhận dạng tự động cụm tín hiệu QRS có ý nghĩa quan trọng trong

thực tiễn, góp phần bổ sung vào các giải pháp hỗ trợ cho quá trình chẩn đoán, xác định, điều trị và theo dõi tình trạng bệnh của các bác sĩ.

Bố cục của luận án:

- **Phần lý thuyết:** Luận án trình bày ngắn gọn các phương pháp tiếp cận quan trọng nhằm giảm ảnh hưởng của nhiễu đối với tín hiệu hữu ích, phát hiện vị trí các phức bộ QRS, phân định các sóng thành phần và các ứng dụng của tín hiệu điện tâm đồ.

- **Phần thực nghiệm:** Đề xuất một phương pháp mới nhằm tự động phát hiện vị trí các phức bộ QRS cũng như xác định các điểm quan trọng của của tín hiệu ECG, nguyên lý, kết quả và so sánh với một số phương pháp khác.

- **Phần kết luận:** Đánh giá việc hoàn thành các mục tiêu đề ra và mô tả các đóng góp mới của luận án.

CHƯƠNG 1. TỔNG QUAN NGHIÊN CỨU

1.1. Tiền xử lý tín hiệu

Các tín hiệu ECG thường được lọc bởi bộ lọc thông dải từ 0.1 đến 100 Hz trước khi được phân tích. Một số dải tần khác cũng được sử dụng như 0.05-40 Hz, 0.4-40 Hz.... Đầu ra của bộ lọc thông tiếp tục được đưa qua một bộ lọc trung bình để làm trơn tín hiệu. Tiếp theo, một bộ lọc thông thấp được sử dụng để loại bỏ ảnh hưởng của nhiễu tần số cao và giữ lại một lượng dữ liệu cho quá trình xử lý tiếp theo. Một số bộ lọc thông thấp với các tần số cắt khác nhau cũng được sử dụng như 11 Hz, 90 Hz, 30 Hz, 35 Hz.... Bên cạnh đó, một số bộ lọc thông cao với tần số cắt 0.5 Hz, 1 Hz, 2.2 Hz... lại được sử dụng để loại bỏ nhiễu trôi đường cơ sở. Bộ lọc triệt dải thường được sử dụng để loại bỏ nhiễu

do lưới điện gây ra tại các tần số 50 hay 60 Hz. Các bộ lọc thích nghi có thể được sử dụng để cải thiện hiệu suất so với các thiết kế lọc thông thường. Trong thực tế, bộ lọc thích nghi tuyến tính thường được sử dụng. Tuy nhiên, bộ lọc thích nghi phi tuyến có khả năng xử lý dữ liệu tốt hơn. Các thông số của bộ lọc thích nghi sẽ được cập nhật liên tục khi luồng dữ liệu đi qua nó.

1.2. Đặc trưng P-QRS-T

Các đặc trưng tổ hợp P-QRS-T của một tín hiệu ECG về cơ bản tương ứng với các vị trí, thời lượng, biên độ và hình dạng của các sóng hoặc độ lệch cụ thể bên trong tín hiệu.

Bảng 1.1. Đặc trưng cơ bản và giá trị với nhịp đập 60 bpm của một người đàn ông khỏe mạnh

Đặc trưng	Giá trị bình thường	Giới hạn cho phép
Độ rộng P	110 ms	± 20 ms
Khoảng PR	160 ms	± 40 ms
Độ rộng QRS	100 ms	± 20 ms
Khoảng QTc	400 ms	± 40 ms
Biên độ P	0.15 mV	± 0.05 mV
Độ cao QRS	1.5 mV	± 0.5 mV
Mức ST	0 mV	± 0.1 mV
Biên độ T	0.3mV	± 0.2 mV

Trích xuất đặc trưng QRS đòi hỏi phải phát hiện các điểm quan trọng nên các thuật toán phát hiện phức bộ QRS khác nhau đã được đề xuất và nổi tiếng nhất là thuật toán Pan-Tompkins. Ngoài ra còn nhiều phương pháp khác phát triển theo các hướng sử dụng các bộ vi phân, bộ lọc kỹ thuật số, biến đổi wavelet, mạng nơ ron và biến đổi pha dựa.

Phức bộ QRS là dạng sóng quan trọng nhất trong tín hiệu điện tâm đồ. Tình trạng hiện tại của tim có thể chẩn đoán thông qua các điểm quan trọng và hình thái của QRS như việc xác định tự động nhịp tim, phân loại chu kỳ tim và thuật toán nén dữ liệu ECG. Bên cạnh QRS, các sóng P và T cũng là các tín hiệu điện tim quan trọng. Rất khó phát hiện các sóng này do biên độ thấp, sự chồng lấn và sự thay đổi về hình thái tín hiệu. Một số kỹ thuật khác nhau đã được đề xuất cho phát hiện các sóng P và T như máy vector hỗ trợ (SVM), độ dốc của tín hiệu ECG, mạng Bayer (Bayesian Regularization Neural Network).

1.3. Các lĩnh vực ứng dụng

- **Phân loại bệnh:** Hầu hết các nghiên cứu đã tập trung vào chứng bệnh rối loạn nhịp tim, rung nhĩ, phát hiện ngưng thở khi ngủ, phân loại mức độ nghiêm trọng đối với bệnh Parkinson, phát hiện thiếu máu cục bộ, phát hiện nhồi máu cơ tim, phát hiện sẹo cơ tim, phát hiện xác định bệnh cơ tim phì đại, phát hiện nhồi máu cơ tim kém và phân loại bệnh động mạch vành...

- **Phát hiện loại nhịp tim:** Nhằm phân loại các loại nhịp ECG khác nhau. Đây là một phần trong nỗ lực của phân tích dữ liệu ECG.

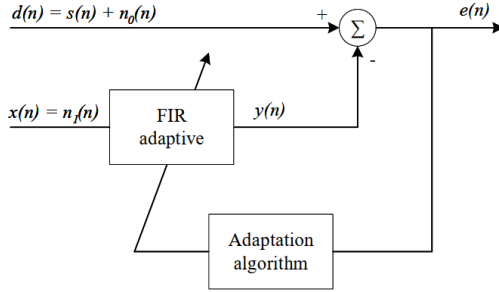
- **Nhận dạng sinh trắc học:** Nhận dạng một cá nhân trong một nhóm người sử dụng thông tin đặc trưng nhận được từ tín hiệu ECG một cách tự động.

- **Nhận dạng cảm xúc:** Nhận dạng cảm xúc dựa trên ECG đã được đề cập nhưng còn hạn chế trong các nghiên cứu.

CHƯƠNG 2. LỘC NHIỀU TÍN HIỆU

2.1. Thuật toán EDNSS

Hình 2.1 trình bày sơ đồ khối bộ lọc nhiễu thích nghi sử dụng thuật toán EDNSS.



Hình 2.1: Bộ lọc nhiễu thích nghi sử dụng thuật toán EDNSS

Tín hiệu đầu vào $d(n)$ là tổng của tín hiệu mong muốn $s(n)$ và tín hiệu nhiễu không tương quan $n_o(n)$. Tín hiệu $n_o(n)$ không có tương quan với $s(n)$. Tín hiệu vào tham chiếu $x(n)$ là một nguồn nhiễu khác $n_l(n)$ có sự tương quan với $n_o(n)$ và không tương quan với $s(n)$.

Đầu ra, sai số và phương trình trọng số của bộ lọc,

$$y(n) = w(n)x^T(n) \quad (2.1)$$

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad (2.2)$$

$$w(n+1) = w(n) + \frac{\mu}{\alpha \|e_L(n)\|^2 + (1-\alpha) \|x(n)\|^2} x(n)e(n) \quad (2.3)$$

với w là vector trọng số của bộ lọc thích nghi và,

$$\|x(n)\|^2 = x(n)x^T(n) \quad (2.4)$$

$$\|e_L(n)\|^2 = \sum_{i=0}^{L-1} |e(n-i)|^2 \quad (2.5)$$

trong đó n là tổng số mẫu tín hiệu và L là số lượng mẫu cố định được

chọn sao cho nhận được đáp ứng của thuật toán là tối ưu. Các tham số α và μ cũng được chọn thủ công sao cho tốc độ hội tụ của thuật toán là nhanh nhất và sai số bình phương trung bình là nhỏ nhất có thể.

2.2. Thuật toán EDNSS sửa đổi

Luận án đề xuất sửa đổi thay thế số lượng mẫu cố định L bằng chiều dài của tín hiệu n và $\|e_L(n)\|^2$ được thay bởi $\|e(n)\|^2$. Lúc này phương trình trọng số của thuật toán được cho bởi biểu thức,

$$w(n+1) = w(n) + \frac{\mu}{\alpha\|e(n)\|^2 + (1-\alpha)\|x(n)\|^2} x(n)e(n) \quad (2.6)$$

$$\|e(n)\|^2 = \sum_{i=0}^{n-1} |e(n-i)|^2 \quad (2.7)$$

$$\mu(n) = \frac{\mu}{\alpha\|e(n)\|^2 + (1-\alpha)\|x(n)\|^2} \quad (2.8)$$

với μ là giá trị khởi tạo của kích thước bước.

2.3. Kết quả và thảo luận

Thuật toán được kiểm tra bởi nhiều mô phỏng ở các mức phương sai khác nhau với giá trị trung bình bằng không cho tín hiệu ECG. Sau đó là với các tín hiệu nhiễu thực ở các mức SNR đầu vào khác nhau. Kết quả của thuật toán được đo theo các thuật ngữ như sai số bình phương trung bình vượt quá (EMSE), sai số bình phương trung bình vượt quá trạng thái ổn định và điều chỉnh sai (M).

Giá trị EMSE tại bước thứ n được định nghĩa bởi,

$$EMSE(n) = \frac{1}{L} \sum_{j=0}^{L-1} |e_1(n-j)|^2 \quad (2.9)$$

với $e_I(n) = e(n) - s(n)$ là sai số dư thừa và L là hằng số được chọn dựa trên cơ sở thu nhận đáp ứng tron tru. Sai số bình phương trung bình vượt quá trạng thái ổn định (EMSE_{ss}) được định nghĩa bởi,

$$EMSE_{ss} = \frac{1}{K-P} \sum_{n=P}^{K-1} EMSE(n) \quad (2.10)$$

trong đó K là tổng số lượng mẫu tín hiệu và P là số lượng mẫu sau khi thuật toán đạt được trạng thái ổn định.

Sự điều chỉnh sai lệch (M) được cho bởi,

$$M = \frac{EMSE_{ss}}{MSE_{min}} \quad (2.11)$$

$$MSE_{min} = \frac{1}{K-P} \sum_{n=P}^{K-1} |s(n)|^2 \quad (2.12)$$

Hiệu suất của thuật toán được đánh giá bằng cách thêm nhiễu Gaussian trắng có giá trị trung bình bằng không và các mức phương sai khác nhau là 0.001, 0.01, 0.1, 0.5 và 0.7 với các tham số bộ lọc chiều dài tín hiệu $K = 5000$, chiều dài bộ lọc $N = 10$, $L = 200$, $P = 1$, $\alpha = 0.7$ và $\mu = 0.1$. Kết quả chỉ ra rằng, thuật toán EDNSS đề xuất có giá trị EMSE_{ss} và M giảm nhiều so với thuật toán gốc. Đặc biệt giá trị EMSE_{ss} đã giảm khoảng 6 dB đối với nhiễu có giá trị phương sai bằng 0.7 và giá trị M đã giảm khoảng 75%. Kết quả nhấn mạnh rằng thuật toán đề xuất đã cải thiện được hiệu suất tại mức nhiễu cao hơn.

Hiệu suất của thuật toán cũng được kiểm tra trên tín hiệu ECG thuộc cơ sở dữ liệu MIT-BIH Noise Stress Test Database với các mức SNR đầu vào lần lượt là -6, 0, 6, 12, 18 và 24 dB. Tín hiệu mẫu thử nghiệm được lấy từ mẫu thứ 110000 tới mẫu 125000 với các tham số bộ lọc $K=15000$, $N=10$ (chiều dài bộ lọc), $L=200$, $P=1$, $\alpha = 0.7$ và $\mu = 0.1$.

Bảng 2.1: So sánh giá trị EMSEss và M đối với nhiễu Gaussian trắng có giá trị trung bình bằng 0

	$\sigma^2 = 0.001$		$\sigma^2 = 0.01$		$\sigma^2 = 0.1$		$\sigma^2 = 0.5$		$\sigma^2 = 0.7$	
Thuật toán	M	EMSEss (dB)	M	EMSEss (dB)	M	EMSEss (dB)	M	EMSEss (dB)	M	EMSEss (dB)
EDNSS	0.0040	-40.5265	0.0077	-37.6946	0.0445	-30.0834	0.0964	-26.7244	0.1346	-25.2739
EDNSS sửa đổi	0.0143	-35.0024	0.0149	-34.8458	0.0383	-30.7316	0.0418	-30.3508	0.0331	-31.3673

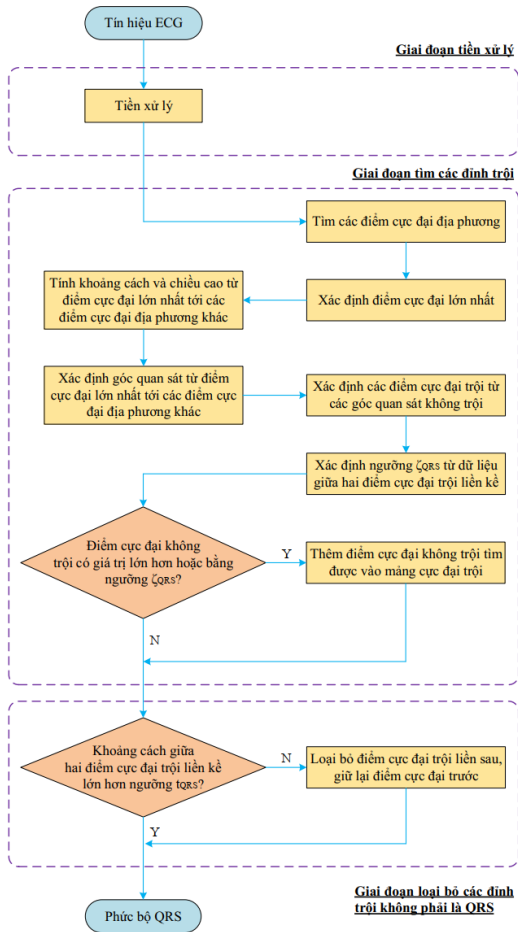
Bảng 2.3: Bảng so sánh các giá trị EMSEss và M của hai thuật toán

Dữ liệu vào	SNR đầu vào (dB)	EDNSS		MEDNSS	
		M	EMSEss (dB)	M	EMSEss (dB)
118e_6m	-6	0.8353	-10.2328	0.6902	-11.0614
118e00m	0	0.7057	-11.2688	0.4935	-12.8218
118e06m	6	0.5056	-12.5730	0.2484	-15.6595
118e12m	12	0.3274	-13.7758	0.0852	-19.6211
118e18m	18	0.2307	-14.4555	0.0302	-23.2890
118e24m	24	0.1990	-14.6495	0.0240	-23.8407
119e_6m	-6	0.8149	-9.5472	0.6920	-10.2573
119e00m	0	0.6478	-10.6440	0.4979	-11.7868
119e06m	6	0.4147	-13.0674	0.2612	-15.0748
119e12m	12	0.2315	-15.4926	0.0968	-19.2803
119e18m	18	0.1522	-17.0176	0.0354	-23.3502
119e24m	24	0.1324	-17.5613	0.0231	-25.1391

CHƯƠNG 3. XÁC ĐỊNH PHỨC BỘ QRS

3.1. Thuật toán xác định vị trí phức bộ QRS

Thuật toán đề xuất trong luận án được chia ra làm 3 giai đoạn: Giai đoạn tiền xử lý, giai đoạn xác định đỉnh trội và giai đoạn loại bỏ các vị trí không phải là phức bộ QRS thực sự.



Hình 3.1. Quy trình xác định vị trí phức bộ QRS toàn cục

3.1.1. Giai đoạn tiền xử lý

Mật độ công suất của phức bộ QRS nằm trong khoảng từ 5 đến 20 Hz. Luận án sử dụng bộ lọc thông dải [5 21] Hz để làm giảm ảnh hưởng của các thành phần tần số thấp (nhiều tần số thấp, sóng P và T). Tín

hiệu nhận được sau bộ lọc thông dải $x[n]$ sẽ được lấy vi phân bậc nhất để thu nhận thông tin độ dốc của các phức bộ QRS. Biểu thức thực hiện phép lấy vi phân bậc nhất được biểu diễn như sau :

$$d[n] = x[n + 1] - x[n], \quad n = 1, 2, 3 \dots \quad (3.1)$$

Tiếp theo là chuẩn hóa biên độ tín hiệu nhận được để cải thiện độ chính xác tìm kiếm đối với phức bộ QRS có biên độ thấp và giảm kết quả âm tính giả do những sóng T có biên độ cao gây ra. Biểu thức toán học thực hiện quá trình chuẩn hóa biên độ được cho dưới đây.

$$a[n] = \frac{d[n]}{\max_{n=1}^N |d[n]|} \quad (3.2)$$

với $a[n]$ là biên độ được chuẩn hóa và N là số lượng mẫu tín hiệu.

Bởi việc xác định vị trí các phức bộ QRS trong tín hiệu ECG chính là bài toán xác định các đỉnh cho nên chúng ta cần phải chuyển tín hiệu lưỡng cực sau khi chuẩn hóa sang tín hiệu đơn cực thông qua phương pháp lấy năng lượng của phép biến đổi Shannon.

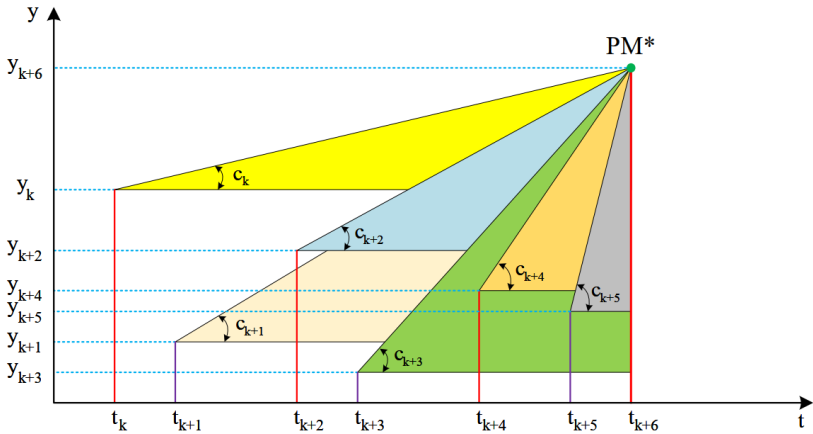
$$s[n] = -(d[n])^2 * \log((d[n])^2) \quad (3.5)$$

Tín hiệu nhận được sẽ được lọc bởi bộ lọc trung bình với độ rộng cửa sổ là 100 ms.

$$y[nT] = \frac{1}{N} [a(nT - (N - 1)T) + a(nT - (N - 2)T) + \dots + a(nT)] \quad (3.6)$$

3.1.2. Giai đoạn xác định các đỉnh trội

Thông thường đỉnh R của phức bộ QRS có độ dốc và biên độ trội hơn so với các thành phần khác. Do đó, các đỉnh trên đường bao năng lượng tạo ra do phức bộ QRS sẽ có biên độ lớn hơn so với các thành phần khác. Vì vậy, luận án đề xuất thuật toán xác định vị trí phức bộ QRS dựa trên nguyên lý xác định các đỉnh trội như Hình 3.5.



Hình 3.5: Nguyên lý tìm kiếm các đỉnh trội

Một đỉnh bất kỳ được xác định là đỉnh trội nếu biên độ của nó cao hơn biên độ của hai đỉnh liền kề. Để có thể xác định các đỉnh trội, trước tiên thuật toán sẽ xác định tất cả các đỉnh cực đại địa phương từ dữ liệu nhận được sau giai đoạn tiền xử lý theo điều kiện:

$$\begin{cases} S_n^s > S_{n-1}^s \\ S_n^s > S_{n+1}^s \end{cases} \quad (3.7)$$

Ký hiệu M là tổng số các điểm cực đại địa phương tìm được $y_k, k=1 \div M$. Tiếp theo, thuật toán sẽ xác định điểm quan sát tốt nhất và đó chính là điểm có biên độ cao nhất PM^* trong tập hợp M .

$$PM^* = \max\{y_1, y_2, \dots, y_M\} \quad (3.8)$$

Góc quan sát từ đỉnh PM^* tới các đỉnh trong tập M được xác định bởi:

$$c_k = \frac{y_{PM^*} - y_k}{t_{PM^*} - t_k} \quad (3.9)$$

với t_k là vị trí của đỉnh cực đại địa phương thứ k . Vị trí của đỉnh trội

thứ j có thể được định nghĩa như sau:

$$c_j = \min\{c_{k-1}, c_k, c_{k+1}\} \quad (3.10)$$

với $k = 2 \div (M-1)$ và c_j là góc quan sát từ đỉnh PM* tới đỉnh trội thứ j .

Tuy nhiên, có những đỉnh là ứng viên cho phức bộ QRS nhưng giai đoạn xác định đỉnh trội đã bỏ qua. Để giải quyết vấn đề này, thuật toán đã bổ sung thêm một quy trình tìm kiếm ngược. Dựa trên vị trí của tất cả các đỉnh trội phát hiện được, khoảng thời gian RR giữa hai đỉnh trội liền kề và khoảng thời gian trung bình RRmean sẽ được tính. Nếu có bất kỳ một khoảng RR nào lớn hơn 1.66 lần RRmean thì các đỉnh cực đại địa phương có biên độ lớn hơn ngưỡng ξ_{QRS} nằm trong khoảng này sẽ được thêm vào danh sách các điểm cực đại trội. Ngưỡng ξ_{QRS} được xác định theo biểu thức sau:

$$\xi_{QRS} = \alpha \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x - \bar{x})^2} \quad (3.11)$$

Giá trị ξ_{QRS} bằng α lần độ lệch chuẩn được tính từ tất cả giá trị tín hiệu nằm giữa hai điểm cực đại trội. Giá trị ngưỡng được xác định từ độ lệch chuẩn là cách tiếp cận hiệu quả hơn so với phương pháp dựa trên giá trị lớn nhất hoặc giá trị sai lệch giữa giá trị lớn nhất và giá trị nhỏ nhất do các đại lượng này có thể dễ dàng bị ảnh hưởng bởi các nhiễu.

3.1.3. Giai đoạn loại bỏ các đỉnh không phải là phức bộ QRS

Bên cạnh đỉnh R, kết quả tìm được cũng có thể bao gồm các đỉnh được tạo ra bởi các thành phần sóng khác như sóng P, sóng T, sóng U hay nhiễu. Để loại bỏ các thành phần không phải là đỉnh R của phức bộ QRS, giai đoạn thứ ba được thực hiện với hai bước sau:

- Bất kỳ một khoảng thời gian RR nào nhỏ hơn thời kỳ tro 120

ms thì thuật toán sẽ giữ lại đỉnh trước và loại bỏ đỉnh phía sau.

- Bất kỳ đỉnh nào trong danh sách các đỉnh nhận được sau giai đoạn thứ hai có biên độ nhỏ hơn β lần giá trị trung bình của tất cả dữ liệu nằm giữa hai đỉnh liền kề được loại bỏ. Các giá trị α trong công thức (3.11) và β được chọn dựa trên một quá trình đào tạo sao cho phương pháp đề xuất có thể thu nhận độ chính xác cao nhất đối với cả hai cơ sở dữ liệu khác nhau đó là cơ sở dữ liệu điện tâm đồ tĩnh MIT-BIH Arrhythmia Database và cơ sở dữ liệu điện tâm đồ gắng sức Glasgow University Database (GUDB) và luận án đã chọn cặp giá trị $\alpha = 0.55$ và $\beta = 0.97$ khi cho hiệu suất cao nhất đối với cả hai cơ sở dữ liệu.

3.2. Thử nghiệm và đánh giá thuật toán

Các tham số True Positive (TP), False Positive (FP), False Negative (FN), Sensitivity (Se), Positive Predictability (P^+), Accuracy (Acc) và Detection Error Rate (DER) đã được sử dụng :

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\% \quad (3.12)$$

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \times 100\% \quad (3.13)$$

$$Acc = \frac{TP}{TP + FP + FN} \times 100\% \quad (3.14)$$

$$DER = \frac{FP + FN}{TP} \times 100\% \quad (3.15)$$

3.2.1. Thử nghiệm trên cơ sở dữ liệu MIT-BIH

Hiệu suất của thuật toán phát hiện vị trí phức bộ QRS được kiểm tra trên các dạng sóng của ngân hàng dữ liệu MIT-BIH. Kết quả kiểm tra và so sánh với các thuật toán khác được trình bày trong 3.7.

Bảng 3.7: Đánh giá hiệu suất thuật toán trên cơ sở dữ liệu MIT-BIH

Thuật toán	Se [%]	P+ [%]	DER [%]	Acc [%]	Năm
J. Pan and W. J. Tompkins [155]	99.76	99.57	0.675	99.325	1985
Y. Yun-Chi and W. Wen-June [213]	99.95	99.85	0.204	99.80	2008
F. Zhang and Y. Lian [221]	99.81	99.80	0.0039	99.62	2009
M. S. Manikandan et al. [125]	99.93	99.86	0.205	99.79	2012
Hong-hai Zhu and Jun Dong [223]	99.92	99.92	0.168	99.83	2013
Z. Zidelmal et al. [225]	99.84	99.91	0.247	99.75	2014
L. D. Sharma et al. [182]	99.50	99.56	0.931	99.08	2016
M. Rakshit et al. [120]	99.95	99.88	0.164	99.84	2016
Jeong-Seon Park et al. [157]	99.93	99.91	0.163	99.84	2017
D. Pandit et al. [156]	99.65	99.66	0.698	99.31	2017
Zhongjie Hou et al. [79]	99.90	99.88	0.278	99.73	2017
H. Beyramienanlou et al. [21]	99.74	99.97	0.291	99.71	2018
X. Tang et al. [192]	99.17	99.55	1.294	98.72	2018
A. Sharma [181]	99.32	99.45	1.250	98.77	2018
S. Hamdi et al. [73]	99.74	99.86	0.514	99.49	2018
T. Sharma and K. Sharma [184]	99.91	99.88	0.216	99.79	2018
S. Yazdani et al. [212]	99.89	99.83	0.288	99.71	2019
B. Chandra et al. [28]	99.84	99.95	0.216	99.78	2019
S. K. Mukhopadhyay et al. [143]	99.94	99.88	0.183	99.82	2020
Luận án	99.91	99.89	0.199	99.80	2020

3.2.2. Thử nghiệm trên cơ sở dữ liệu điện tâm đồ gắng sức GUDB

Luận án cũng đã thực hiện việc kiểm tra tính chính xác của thuật toán trên 5 nhóm dữ liệu thuộc cơ sở dữ liệu điện tâm đồ gắng sức GUDB của University of Glasgow Database. Kết quả thực hiện được trình bày trong Bảng 3.8.

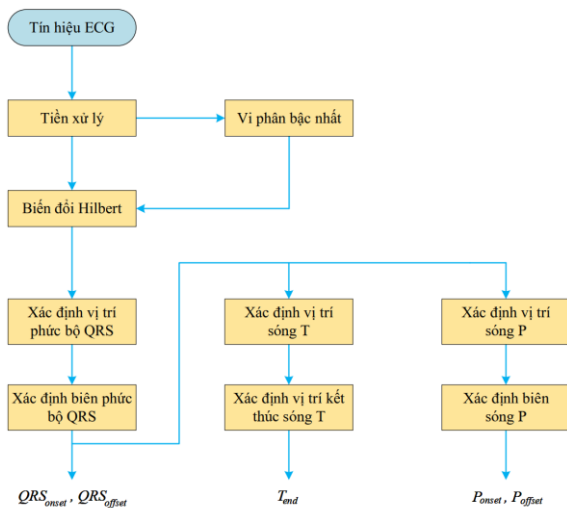
Bảng 3.8: Kết quả thử nghiệm thuật toán trên cơ sở GUDB [80]

	Ngồi yên		Làm toán		Đi bộ (2 kph)		Hand-bike		Chạy bộ (8 kph)	
	Chest Strap	Einthoven II	Chest Strap	Einthoven II	Chest Strap	Einthoven II	Chest Strap	Einthoven II	Chest Strap	Einthoven II
TP [-]	3911	3911	4320	4170	4476	4306	4181	4218	6332	2333
FN [-]	0	0	0	1	2	4	5	7	59	23
FP [-]	1	2	0	1	2	11	7	15	74	38
Se [%]	100	100	100	99.98	99.96	99.91	99.86	99.83	99.07	97.01
P+ [%]	99.97	99.95	100	99.98	99.96	99.74	99.83	99.65	98.83	98.38
Acc [%]	99.974	99.949	100	99.952	99.911	99.653	99.713	99.48	97.924	97.381
DER [%]	0.026	0.051	0	0.048	0.089	0.348	0.287	0.522	2.1	2.615

CHƯƠNG 4. ĐO CÁC THÀNH PHẦN SỐNG

4.1. Nguyên lý chung

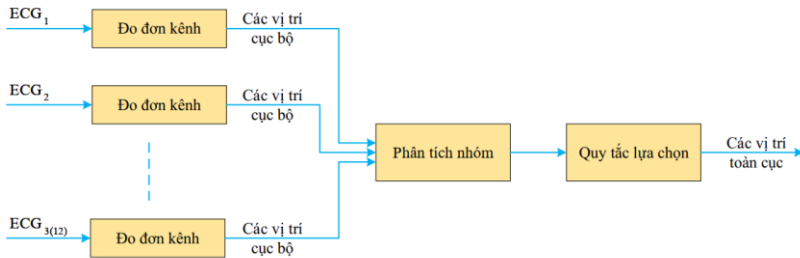
Các điểm quan trọng gồm thời điểm bắt đầu và kết thúc của sóng P, của phức bộ QRS và thời điểm kết thúc của sóng T sẽ được xác định. Nguyên lý xác định được thực hiện theo sơ đồ Hình 4.2.



Hình 4.2: Sơ đồ thực hiện thuật toán phân tích tín hiệu ECG.

Trước tiên, tín hiệu ECG sẽ được lọc nhiễu. Tiếp sau đó, thuật toán sẽ lấy vi phân bậc nhất, thực hiện phép biến đổi Hilbert. Đây là một hàm lẻ và sẽ tạo ra một điểm zero-crossing ứng với mỗi điểm uốn của tín hiệu ECG gốc. Tiếp theo là bước xác định vị trí, thời điểm bắt đầu cũng như thời điểm kết thúc của phức bộ QRS. Đầu ra của bước này chính là vị trí khởi đầu và kết thúc của phức bộ QRS tìm được. Từ các kết quả nhận được, vị trí và thời điểm kết thúc của sóng T cũng được xác định. Cuối cùng, thuật toán sẽ xác định vị trí, thời điểm bắt đầu và kết thúc của sóng P. Như vậy đầu vào của thuật toán là tín hiệu ECG từ các chuyển đạo riêng biệt và đầu ra là vị trí 5 điểm quan trọng của tất cả chu kỳ nhịp tim tại các chuyển đạo riêng biệt.

Thực tế hệ thống điện tâm đồ thường gồm 3 chuyển đạo trực giao hoặc 12 chuyển đạo chuẩn. Vì vậy để nâng cao hiệu suất phát hiện cũng như độ chính xác, luận án cũng đã thực hiện việc xác định các vị trí toàn cục cho các điểm quan trọng trong tín hiệu ECG như Hình 4.4.



Hình 4.4: Sơ đồ phân tích tín hiệu ECG sử dụng phương pháp phân tích nhóm.

Phương pháp phân tích nhóm sử dụng trong nghiên cứu là một trong những phương pháp kết tụ phân cấp (hierarchical agglomerative) dựa trên các đối tượng riêng lẻ và phân nhóm liên tiếp của chúng tạo ra cấu trúc cây phân cấp kết thúc bằng một nhóm gồm tất cả các đối tượng. Việc phân nhóm các đối tượng trong các nhóm lớn hơn dựa

trên việc đo lường sự tương đồng hay khoảng cách giữa các đối tượng.

Dữ liệu vào là vị trí các điểm quan trọng tìm được từ các chuyển đạo riêng biệt. Phân cụm các vị trí dựa trên phương pháp lân cận gần nhất. Tham số phân nhóm là khoảng cách nhỏ nhất giữa hai đối tượng và cấu trúc cây được hình thành từ tập hợp các nhóm đáp ứng được các tiêu chí khoảng cách giữa hai nhóm liền kề nhỏ nhất là 100 ms.

Dữ liệu ra là một nhóm các cụm đại diện cho các ứng viên vị trí toàn cục. Các nhóm chứa ít vị trí hơn một nửa so với số lượng các chuyển đạo của tín hiệu phân tích sẽ bị loại bỏ khỏi nhóm. Vị trí toàn cục được xác định từ các vị trí trong các cụm còn lại.

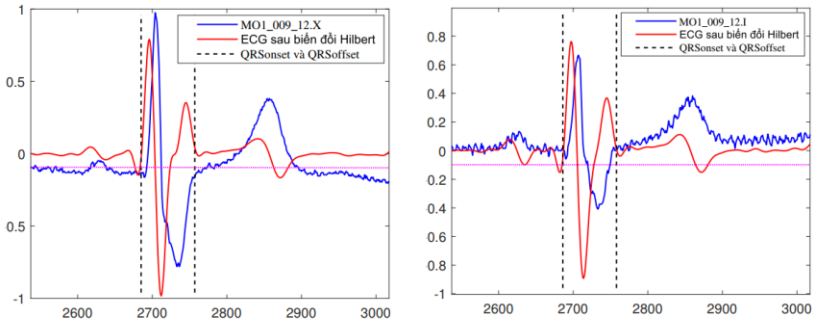
4.2. Xác định vị trí, thời điểm bắt đầu và kết thúc phức bộ QRS

Đầu vào là tín hiệu nhận được sau phép biến đổi Hilbert. Với vị trí QRS đã xác định được trước đó, thuật toán sẽ tìm kiếm vị trí các điểm zero-crossing nằm trong một cửa sổ (t_{QRS_on} đối với QRS_{onset} và t_{QRS_off} đối với QRS_{offset}). Thời điểm khởi đầu phức bộ QRS là vị trí điểm zero-crossing đầu tiên nằm trước vị trí phức bộ QRS và thời điểm kết thúc phức bộ QRS được chọn là vị trí điểm zero-crossing thứ hai sau vị trí phức bộ QRS. Thuật toán có khả năng phân tích phức bộ QRS với hình dạng bất kỳ vì không bị ràng buộc bởi bất kỳ quy tắc hình thái nào.

Bảng 4.1: Ngưỡng sử dụng xác định thời điểm bắt đầu và kết thúc phức bộ QRS

Ngưỡng	Giá trị ngưỡng
t_{QRS_on}	$QRS_{pos} - 0,12 * f_s \div QRS_{pos}$
t_{QRS_off}	$QRS_{pos} \div QRS_{pos} + 0,12 * f_s$

QRS_{pos} : vị trí của phức bộ QRS đang phân tích; f_s : tần số lấy mẫu tín hiệu.



Hình 4.6: Kết quả xác định thời điểm bắt đầu và kết thúc phức bộ QRS

4.3. Xác định vị trí bắt đầu và kết thúc sóng P

Sóng P nằm trong khoảng giữa điểm kết thúc của một phức bộ QRS và điểm bắt đầu của phức bộ QRS tiếp theo. Vị trí sóng P được tìm kiếm trong một cửa sổ thời gian (t_{p1} , t_{p2}). Trước tiên, thuật toán sẽ tìm tất cả các điểm zero-crossing và các cặp cực trị trái dấu nằm hai bên của zero-crossing. Tiếp theo, thuật toán sẽ xác định điểm zero-crossing nằm giữa một cặp cực trị trái dấu có giá trị tuyệt đối lớn hơn ngưỡng ξ_P . Các điểm zero-crossing này có thể đại diện cho vị trí của sóng P, sóng U hoặc sóng T. Để xác định chính xác vị trí của sóng P, thuật toán sẽ tìm giá trị cực đại của trị tuyệt đối dữ liệu tín hiệu ECG gốc tại các vị trí điểm zero-crossing tìm được tại bước trước. Vị trí sóng P được chọn chính là vị trí điểm zero-crossing có giá trị trong tín hiệu ECG gốc lớn nhất đầu tiên sau vị trí của điểm QRS_{onset_s} .

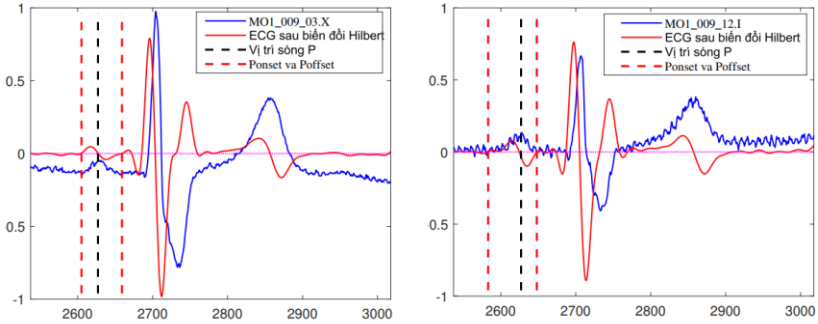
Bước tiếp theo là xác định thời điểm khởi đầu Ponset và kết thúc Poffset của sóng P. Dữ liệu vào cho bước này là tín hiệu ECG nhận được sau biến đổi Hilbert và vị trí sóng P. Trước tiên, thuật toán sẽ tìm các điểm zero-crossing bên trái (để tìm Ponset) và bên phải (để tìm

Poffset) vị trí sóng P. Vị trí khởi đầu và kết thúc của sóng P được chọn là vị trí điểm zero-crossing đầu tiên nằm trước (sau) vị trí sóng P.

Bảng 4.2: Các ngưỡng được sử dụng cho thuật toán xác định vị trí sóng P

Ngưỡng	Giá trị ngưỡng
t_{P1}	$mean(QRS_{offset_tr} + QRS_{onset_s})$
t_{P2}	QRS_{onset_s}
ξ_P	$0,1 * SO_{RR}$

QRS_{offset_tr} : vị trí kết thúc của phức bộ QRS ngay trước sóng P được tìm kiếm; QRS_{onset_s} : vị trí bắt đầu của phức bộ QRS ngay sau; SO_{RR} : độ lệch chuẩn tính từ các giá trị của tín hiệu nằm giữa t_{P1} và t_{P2} ; f_s : tần số lấy mẫu tín hiệu..



Hình 4.8: Kết quả xác định vị trí, thời điểm bắt đầu và kết thúc sóng P

Tương tự như thuật toán phân tích phức bộ QRS, thuật toán phân tích sóng P không bị ràng buộc bởi bất kỳ quy tắc hình thái nào và cho phép tìm kiếm và phân tích sóng P có hình dạng bất kỳ.

4.4. Xác định vị trí kết thúc sóng T

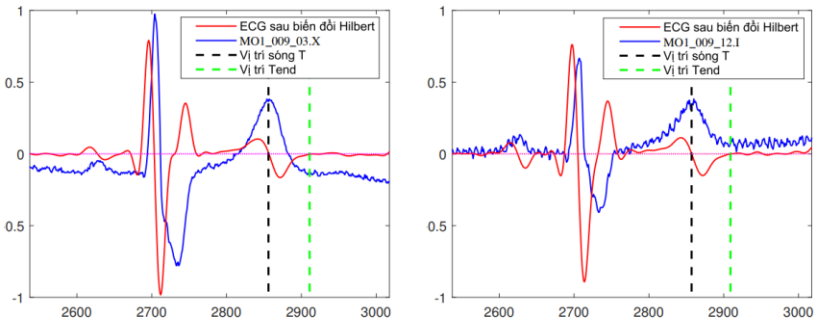
Phát hiện vị trí sóng T được thực hiện từ vị trí kết thúc của một phức bộ QRS cho tới vị trí bắt đầu của phức bộ QRS tiếp theo. Trước tiên, thuật toán sẽ tìm kiếm sóng T trong cửa sổ (t_{T1} , t_{T2}). Tiếp theo, các điểm zero-crossing nằm giữa một cặp cực trị trái dấu đầu tiên lớn hơn ngưỡng ξ_T sẽ được xác định. Các điểm zero-crossing này là ứng viên

tiềm năng cho vị trí sóng T. Để xác định chính xác vị trí của sóng T trong tín hiệu, thuật toán sẽ tìm giá trị cực đại của trị tuyệt đối dữ liệu tín hiệu ECG gốc tại các vị trí điểm zero-crossing. Vị trí sóng T được chọn là vị trí điểm zero-crossing có giá trị trong tín hiệu ECG gốc lớn nhất. Các vị trí của điểm zero-crossing tiếp theo có thể là vị trí kết thúc của sóng T, sóng U hoặc thậm chí là sóng P. Tiếp theo, thuật toán sẽ bắt đầu tìm kiếm từ điểm zero-crossing ứng với vị trí của sóng T và tiến sang phải. Vị trí điểm kết thúc của sóng T được chọn là điểm zero-crossing liền kề với điểm zero-crossing ứng với vị trí của sóng T.

Bảng 4.3: Các ngưỡng được sử dụng cho thuật toán xác định vị trí sóng T

Ngưỡng	Giá trị ngưỡng
t_{T1}	QRS_{offset_tr}
t_{T2}	$QRS_{onset_s} - 0,12 * f_s$
ξ_T	$0,2 * SO_{RR}$

QRS_{offset_tr} : vị trí kết thúc của phức bộ QRS ngay trước sóng T được tìm kiếm; QRS_{onset_s} : vị trí bắt đầu của phức bộ QRS ngay sau; SO_{RR} : độ lệch chuẩn tính từ các giá trị của tín hiệu nằm giữa t_{T1} và t_{T2} ; f_s : tần số lấy mẫu tín hiệu..



Hình 4.10: Kết quả xác định vị trí và thời điểm kết thúc sóng T

Giống như phân tích phức bộ QRS và sóng P, thuật toán phân tích sóng T cũng không bị giới hạn bởi các quy luật hình thái của tín hiệu, và vì vậy cho phép tìm kiếm và phân tích sóng T với mọi hình dạng.

4.5. Kết quả đạt được

Thuật toán đã được thử nghiệm trên cơ sở dữ liệu 12 chuyển đạo chuẩn và 3 chuyển đạo trực giao. Kết quả đạt được đã đáp ứng được tiêu chí đặt ra của cơ sở dữ liệu cho 5 điểm quan trọng và có thể so sánh trực tiếp với kết quả nghiên cứu khác.

Phiên bản	Tham số	P _{onset}	P _{offset}	QRS _{onset}	QRS _{onset}	T _{offset}
Lagnuna <i>al et.</i>	$m \pm s$ [ms]	-0,1 ± 5,7	0,5 ± 8,3	-3,6 ± 4,2	0,1 ± 7,7	9,7 ± 16,5
3 chuyển đạo trực giao	$m \pm s$ [ms]	-0,4 ± 7,9	-6,3 ± 6,6	2,7 ± 6,1	1,8 ± 7,2	-3,6 ± 11,4
12 chuyển đạo tiêu chuẩn	$m \pm s$ [ms]	1,0 ± 9,0	-7,4 ± 4,2	-0,3 ± 6,4	-1,4 ± 6,4	-4,7 ± 10,8
Tiêu chí	[ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

CHƯƠNG 5. CHẨN ĐOÁN NHỒI MÁU CƠ TIM SỬ DỤNG TÍN HIỆU ECG TẦN SỐ CAO

5.1. ECG tần số cao

Một số nghiên cứu lâm sàng đã chỉ ra khả năng sử dụng ECG tần số cao để chẩn đoán chứng bệnh nhồi máu cơ tim. Phân tích ECG tần số cao nhằm phân tích các thành phần tần số trong khoảng từ 150 tới 250 Hz và chủ yếu được dùng để phân tích các thành phần phổ tần số cao của phức bộ QRS (HFQRS). HFQRS cung cấp thông tin về sự tồn tại và mức độ nghiêm trọng của thiếu máu cơ tim. Thiếu máu cơ tim không thể được phát hiện bằng phân tích HFQRS ở những bệnh nhân có phức hợp QRS rộng (QRS > 120 ms), máy tạo nhịp tim và bệnh cơ tim bởi những biểu hiện này có thể gây ra các vết lõm (notch) và đoạn gãy (break) đặc trưng của thiếu máu cục bộ.

Hai tham số cơ bản được sử dụng để định lượng các thay đổi trong tín hiệu HFQRS là RMS (Root Mean Square) và RAZ (Reduced Amplitude Zone). Giá trị RMS tương ứng với tổng số năng lượng được lưu trữ trong các thành phần tần số cao của phức bộ QRS. Giá trị RMS ở những người khỏe mạnh cao hơn so với những người mắc bệnh nhồi máu cơ tim hoặc bệnh nhân mắc bệnh thiếu máu cơ tim. RAZ là một chỉ số hình thái của bệnh lý được phát hiện bởi Shimon Abboud et al. vào năm 1987. Nó mô tả độ lõm xảy ra trên đường bao của tín hiệu HFQRS ở bệnh nhân thiếu máu cục bộ hoặc nhồi máu cơ tim.

5.2. Chẩn đoán nhồi máu cơ tim sử dụng ECG tần số cao

Luận án sử dụng tham số RAZ để định lượng sự thay đổi hình thái trong tín hiệu HFQRS. Nhồi máu cơ tim được định lượng bằng HFMI nhằm xác định kích thước của RAZ trong đường bao của tín hiệu HFQRS. HFMI xác định tỷ lệ phần trăm của phần lõm giữa hai cực đại liền kề (RAZ) so với nội dung đường bao của tín hiệu HFQRS.

Để tính RAZ, trước tiên đường cong phẳng xác định hình dạng của phần lõm được xác định bằng hai đường parabol với giới hạn phía trên bởi một đường,

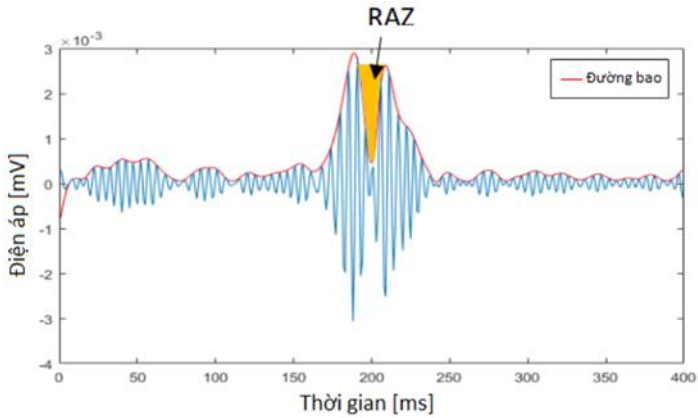
$$y_i = ax_i^2 + bx_i + c \quad (5.2)$$

$$y = e \quad (5.3)$$

với $i=1 \div 3$ và y_i, x_i là tọa độ của điểm đã cho.

Nội dung của parabol bị giới hạn bởi đường thẳng được tính theo,

$$S = \int_{x_{min}}^{x_{max}} (e - (ax^2 + bx + c))dx \quad (5.4)$$



Hình 5.10: Tín hiệu tần số cao - RAZ.

Giá trị HFMI có thể được tính bằng công thức sau:

$$HFMI = \frac{RAZ}{\text{Nội dung của đường bao HFQRS}} * 100\% \quad (5.5)$$

5.3. Kết quả đạt được

Cơ sở dữ liệu được sử dụng là Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) lấy từ PhysioNet. Đây là cơ sở dữ liệu với tổng cộng 549 bản ghi và mỗi bản ghi chứa 15 tín hiệu (12 đạo trình chuẩn và 3 đạo trình trực giao Frank). Tần số lấy mẫu của các tín hiệu là 1 kHz. Hiệu suất của thuật toán được đánh giá trên các tham số như độ nhạy (Se), độ đặc hiệu (Sp), giá trị tiên đoán dương (P⁺), giá trị tiên đoán âm (P⁻) và độ chính xác (Accuracy).

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (5.6)$$

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP} \quad (5.7)$$

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad (5.8)$$

$$P^- = \frac{TN}{TN + FN} \quad (5.9)$$

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (5.10)$$

trong đó, TP là số bệnh nhân được chẩn đoán chính xác bị nhồi máu cơ tim, FN là số bệnh nhân bị chẩn đoán nhầm là khỏe mạnh, TN là số bệnh nhân được chẩn đoán chính xác là khỏe mạnh và FP là số bệnh nhân được chẩn đoán nhầm mắc bệnh nhồi máu cơ tim. Hiệu suất của thuật toán được trình bày thông qua ma trận nhầm lẫn tại Hình 5.12.

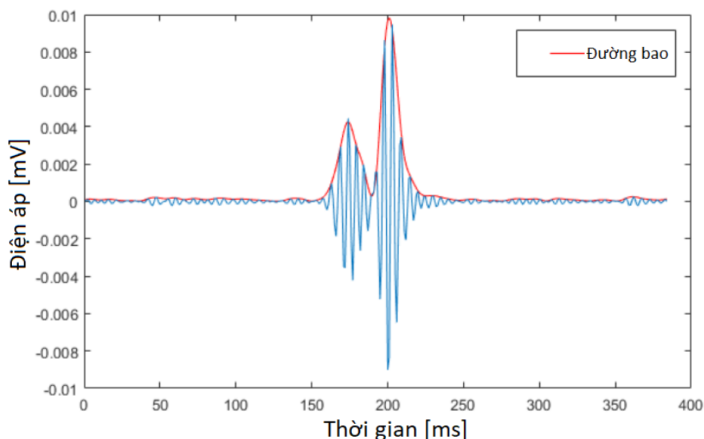
Ma trận nhầm lẫn

Giá trị dự đoán	0	1	0
	33 7.7%	94 21.8%	26.0% 74.0%
	45 10.4%	259 60.1%	85.2% 14.8%
	0	1	1
	42.3% 57.7%	73.4% 26.6%	67.7% 32.3%
	Giá trị thực tế		

Hình 5.12: Ma trận nhầm lẫn biểu diễn kết quả chẩn đoán

Thuật toán chỉ sử dụng tham số HFMI để chẩn đoán mà chưa sử dụng tham số RMS do do hiện tại không có thông tin nào chỉ ra rằng tồn tại một ngưỡng RMS gây ra nhồi máu cơ tim. Giá trị HFMI ở bệnh nhân nhồi máu cơ tim cao hơn một chút so với những người khỏe mạnh. Sự

khác biệt nhỏ này thể hiện sự tương đồng về hình thái của tín hiệu HFQRS tần số cao của các đối tượng khỏe mạnh và bệnh nhân nhồi máu cơ tim.



Hình 5.13: HFQRS cùng với đường bao của một bệnh nhân khỏe mạnh

KẾT LUẬN CHUNG

Luận án đạt được những kết quả chính như sau:

- Đề xuất cải tiến thành công bộ lọc thích nghi EDNSS nhằm giảm ảnh hưởng của nhiễu do sự di chuyển của người bệnh tới chất lượng tín hiệu trong hệ thống ECG gắng sức.
- Một phương pháp với cách tiếp cận mới nhằm phát hiện vị trí phức bộ QRS và 5 điểm quan trọng của tín hiệu ECG đã được thiết kế và thực hiện. Trong khi phương pháp xác định vị trí các phức bộ QRS dựa trên các đỉnh trội và lấy ngưỡng thích nghi thì thuật toán xác định 5 điểm quan trọng của tín hiệu ECG dựa trên phép biến đổi Hilbert và lấy ngưỡng. Để hạn chế ảnh hưởng của hiện tượng quá độ nhằm tăng hiệu suất của thuật toán, tín hiệu đã được mở rộng tại hai đầu. Các

thuật toán thiết kế cho mỗi chuyển đạo riêng biệt đã được mở rộng nhờ sử dụng phương pháp phân tích nhóm và quy tắc toàn cục thay cho các quy tắc lựa chọn riêng lẻ phức tạp. Điều này cho phép xác định vị trí phức bộ và 5 điểm quan trọng đối với các bản ghi nhiều chuyển đạo. Quy tắc toàn cục sử dụng trong luận án là giá trị trung vị và hoạt động hiệu quả với số lượng chuyển đạo tùy ý. Các thuật toán đề xuất đã được thử nghiệm trên cơ sở dữ liệu điện tâm đồ gắng sức và điện tâm đồ tĩnh. Kết quả đạt được đều đã đáp ứng được các yêu cầu đặt ra. Do đó, thuật toán đề xuất có thể sử dụng cho cả hệ thống ECG gắng sức và tĩnh.

- Ứng dụng kết quả đạt được của thuật toán đo các sóng thành phần của tín hiệu ECG vào chẩn đoán chứng bệnh nhồi máu cơ tim dựa trên tín hiệu ECG tần số cao.

DANH MỤC CÁC CÔNG TRÌNH ĐÃ CÔNG BỐ CỦA TÁC GIẢ LIÊN QUAN ĐẾN ĐỀ TÀI LUẬN ÁN

1. **Hoang Van Manh**, Ngoc-Viet Nguyen, Pham Manh Thang (2020), “An innovative method based on Shannon energy envelope and Summit navigation for detecting R peaks of Noise Stress Test Signals”, *Journal of Electrocardiology*, *Accepted*.
2. **Hoang Van Manh**, Pham Manh Thang (2020), “Adaptive Noise Filter for Real-Time Stress ECG Signal Analysis”, *The Journal of Science & Technology of Technical Universities*, No.147, pp. 59-64.
3. **Hoang Van Manh**, Pham Manh Thang (2020), “Automatic Detection of Myocardial Infarction Based on High-Frequency QRS Analysis”, *VNU Journal of Science: Natural Sciences and Technology*, Vol. 36, No. 1, pp. 25-35.
4. **Manh Hoang Van**, Viet Dang Anh, Quan Dang Hong and Thang Pham Manh (2019), “Automated the QRS complex detection for monitoring the electrical activity of the heart”, *Proceedings of the 5th International Conference on Engineering Mechanics and Automation (ICEMA-5)*, pp. 236-241.
5. **Manh Hoang Van**, Viet Dang Anh, Tuan Ngo Anh, and Thang Pham Manh (2019), “Automatic detection of QRS complex based on wavelet transform and cluster analysis”, *Proceedings of the 5th International Conference on Engineering Mechanics and Automation (ICEMA-5)*, pp. 242-247.
6. Thang Pham Manh, **Manh Hoang Van**, and Viet Dang Anh (2019), “Enhancing the stress test ECG signal for real-time QRS detector”, *Proceedings of the 5th International Conference on Engineering Mechanics and Automation (ICEMA-5)*, pp. 271-276.