VNU Journal of Science: Natural Sciences and Technology, Vol. 36, No. 1 (2020) 25-35

VNU Journal of Science: Natural Sciences and Technology

Journal homepage: https://js.vnu.edu.vn/NST

Original Article

Automatic Detection of Myocardial Infarction Based on High-Frequency QRS Analysis

Hoang Van Manh[1], Pham Manh Thang[1,*]

[1]*VNU University of Engineering and Technology, Vietnam National University, Hanoi, 144 Xuan Thuy, Hanoi, Vietnam*

Received 06 November 2019
Revised 18 November 2019; Accepted 19 November 2019

Abstract: In this paper, we present an algorithm for automatic detection of myocardial infarction using high-frequency components of the ECG signal. Firstly, the QRS complexes and their boundaries are identified. Then, the correlation matrix between the detected QRS complexes in each lead is determined to eliminate noises and ectopic oscillations. The dominant QRS complexes are finally determined using cluster analysis. These resulting values are averaged to have a unique representative QRS complex in a given lead. This averaged signal is then passed through a band-pass filter to obtain high-frequency components of the QRS complex. Finally, the High-Frequency Morphological Index (HFMI) for each lead is calculated and diagnosed with myocardial infarction based on decision rules. The performance of the proposed algorithm is evaluated on signals from the PTB database. The obtained results show that the proposed method reached satisfactory performance compared with the results from clinical studies.

Keywords: Myocardial infarction, High-frequency ECG, RAZ, RMS, HFMI.

* Corresponding author.
Email address: thangpm686@gmail.com

https://doi.org/10.25073/2588-1140/vnunst.4970

VNU Journal of Science: Natural Sciences and Technology, Vol. 36, No. 1 (2020) 25-35

VNU Journal of Science: Natural Sciences and Technology

Journal homepage: https://js.vnu.edu.vn/NST

Tự động chẩn đoán nhồi máu cơ tim dựa trên phân tích QRS tần số cao

Hoàng Văn Mạnh[1], Phạm Mạnh Thắng[1,*]

[1]*Trường Đại học Công nghệ, ĐHQGHN, 144 Xuân Thủy, Hà Nội, Việt Nam*

Nhận ngày 06 tháng 11 năm 2019
Chỉnh sửa ngày 18 tháng 11 năm 2019; Chấp nhận đăng ngày 19 tháng 11 năm 2019

Tóm tắt: Trong báo cáo này, chúng tôi sẽ trình bày một phương pháp phát hiện chứng nhồi máu cơ tim sử dụng tín hiệu ECG tần số cao. Trước tiên, thuật toán sẽ xác định vị trí, điểm bắt đầu và kết thúc của các phức bộ QRS trong tín hiệu ECG. Tiếp theo, sự tương quan giữa các phức bộ QRS trong mỗi chuyển đạo sẽ được xác định nhằm loại bỏ nhiễu và các dao động ngoại vị nhờ sử dụng ma trận tương quan. Kế tiếp, phân tích nhóm được sử dụng để phát hiện các phức bộ QRS chiếm ưu thế. Kết quả nhận được sẽ được trung bình hóa để có một phức bộ QRS đại diện duy nhất cho mỗi chuyển đạo. Sau đó, phức bộ QRS trung bình được lọc bởi bộ lọc thông dải để có được các thành phần tần số cao của phức bộ QRS. Cuối cùng, chỉ số HFMI của mỗi chuyển đạo được tính và thuật toán sẽ chẩn đoán dựa trên các quy tắc quyết định. Thuật toán đề xuất được thử nghiệm và đánh giá trên cơ sở dữ liệu PTB. Kết quả thu được cho thấy phương pháp đề xuất đã đạt được hiệu quả khả quan so với kết quả nghiên cứu lâm sàng.

Từ khóa: Nhồi máu cơ tim, ECG tần số cao, RAZ, HFMI, RMS.

1. Mở đầu

Để chẩn đoán bệnh mạch vành, người ta có thể sử dụng các công cụ xâm lấn và không xâm lấn khác nhau. ECG là công cụ được sử dụng phổ biến để đánh giá các chứng bệnh đau ngực và chẩn đoán thiếu máu cục bộ hoặc nhồi máu cơ tim do không xâm lấn, chi phí thấp, không có bức xạ ion hóa và có khả năng sử dụng rộng rãi. Một tín hiệu ECG thông thường có tần số 0,05 ÷ 100 (Hz) và được gọi là các tín hiệu ECG tần số thấp. Phương pháp chẩn đoán bệnh mạch vành thông qua tín hiệu ECG tần số thấp cho độ nhạy tương đối thấp. Vì vậy, các phương pháp chẩn đoán hình ảnh cho độ chính xác cao hơn như chụp mạch vành hay xạ hình tưới máu cơ tim đôi khi được ưa thích hơn. Tuy nhiên, những phương pháp này không được sử dụng như một công cụ cơ bản để chẩn đoán nhồi máu cơ tim do chi phí cao và bệnh nhân sẽ phải tiếp xúc với bức xạ ion hóa. Trong những năm gần đây, một số nghiên cứu lâm sàng đã chỉ ra khả năng sử dụng tín hiệu ECG tần số cao để chẩn đoán nhồi máu cơ tim. Các tín hiệu ECG tần số cao cho phép ghi lại các thành phần tần số cao hơn mang thông tin hữu ích để chẩn đoán nhồi máu cơ tim. Phân tích

* Tác giả liên hệ.
Địa chỉ email: thangpm686@gmail.com

https://doi.org/10.25073/2588-1140/vnunst.4970

ECG tần số cao có nghĩa là phân tích các thành phần tần số 150 ÷ 250 (Hz). ECG tần số cao chủ yếu được sử dụng để phân tích phổ của phức bộ QRS (HFQRS) ở tần số cao [1-3]. Tuy nhiên, phân tích HFQRS cũng có những hạn chế khi được sử dụng để chẩn đoán thiếu máu cơ tim ở những bệnh nhân có phức bộ QRS rộng hơn 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 [4-6].

Ý nghĩa chẩn đoán của HFQRS đã được nghiên cứu từ những năm 1960. Một trong những nghiên cứu lâm sàng đầu tiên được thực hiện là nghiên cứu của nhóm tác giả Abbouda [7] với mục đích nghiên cứu các biểu hiện của bệnh thiếu máu cơ tim cấp tính trong dải tần số 150 ÷ 250 (Hz). Kết quả cho thấy bệnh nhân mắc bệnh mạch vành đã làm giảm biên độ HFQRS. Goldberger và cộng sự [8] đã chỉ ra sự ảnh hưởng của bệnh nhồi máu cơ tim đến tín hiệu tần số cao trong dải tần 80 ÷ 300 Hz. Kết quả đạt được của nhóm nghiên cứu Petterson [9] cho thấy phương pháp chẩn đoán thiếu máu cơ tim cấp sử dụng phân tích HFQRS có độ nhạy cao hơn so với phương pháp sử dụng phân tích ST. Nghiên cứu của Ringborn và cộng sự [5] chỉ ra rằng giá trị suy giảm của tham số RMS (Root Mean Square) trong HFQRS có tương quan với phạm vi và mức độ nghiêm trọng của thiếu máu cục bộ cơ tim.

Nghiên cứu lâm sàng do nhóm Toledo và cộng sự [10] thực hiện đã khẳng định những thay đổi trong quá trình khử cực (phức bộ QRS) cho kết quả chẩn đoán nhạy và cụ thể hơn so với những thay đổi trong quá trình tái cực (phân đoạn ST) nhằm phát hiện triệu chứng thiếu máu cơ tim khi tham gia bài kiểm tra gắng sức. Nghiên cứu được thực hiện trên 133 bệnh nhân nghi ngờ mắc bệnh thiếu máu cơ tim. Những người tham gia nghiên cứu đã trải qua phép đo ECG trong khi thực hiện gắng sức bằng máy tập thể dục chạy bộ (treadmill) hoặc xe đạp thể thao tại một phòng khám ngoại trú ở Charleston. Sau khi thực hiện gắng sức đã có 20 kết quả bị loại do phức bộ QRS rộng hơn 120 ms, 8 kết quả do các vấn đề liên quan tới kỹ thuật đo ECG, 4 kết quả bị loại do kết quả không xác định của hình ảnh xạ hình tưới máu cơ tim (MPI) [10-12]. Bên cạnh phương pháp phân tích HFQRS sử dụng tham số RMS làm chỉ số nhận biết triệu chứng thiếu máu cục bộ, phương pháp chẩn đoán nhồi máu cơ tim sử dụng phân tích đoạn ST, trong đó độ chênh lên hoặc chênh xuống của đoạn ST được đo ở 80 ms sau điểm J, cũng được thực hiện. Quá trình đánh giá kết quả được thực hiện bởi hai bác sĩ tim mạch không có thông tin về bệnh nhân. Trong số 101 bệnh nhân còn lại, đã có 19 bệnh nhân được chẩn đoán nhồi máu cơ tim. Phân tích HFQRS được cho là nhạy hơn (79% so với 41%), độ đặc hiệu cao hơn (71% so với 57%), giá trị chẩn đoán âm tính cao hơn (94% so với 78%) và giá trị tiên đoán dương tính thấp hơn (39% so với 78%) khi được so sánh với phương pháp phân tích đoạn ST nhằm pháp hiện nhồi máu cơ tim ở cả phụ nữ và nam giới.

Nghiên cứu lâm sàng do nhóm tác giả Conti và cộng sự [13] thực hiện với sự tham gia của 377 bệnh nhân bị đau thắt ngực điển hình và thiếu máu cơ tim. Các bệnh nhân đã được kiểm tra thể chất, đo điện tâm đồ và đánh giá nồng độ troponin trong huyết tương. Trong số 377 bệnh nhân, 11 bệnh nhân đã bị loại do sự hiện diện của phức bộ QRS rộng hơn 120 ms và 29 bệnh nhân do mức độ nhiễu cao trong tín hiệu HFQRS. Với phương pháp chẩn đoán thông thường, độ chênh của đoạn ST được đo tại điểm 60 ms sau điểm J sử dụng phần mềm hệ thống gắng sức HyperQ thương mại. Nhồi máu cơ tim được phát hiện khi độ chênh lên lớn hơn 0,5 mm hoặc chênh xuống lớn hơn 1 mm của đoạn ST được phát hiện trong hai đạo trình liền kề. Với phương pháp phân tích HFQRS, tham số RMS được sử dụng làm chỉ số phát hiện nhồi máu cơ tim. Kết quả nghiên cứu lâm sàng cho thấy, phương pháp phân tích HFQRS có độ nhạy cao hơn đáng kể (63% so với 22%), độ đặc hiệu kém hơn (68% so với 95%), giá trị tiên đoán âm tính thấp hơn (11% so với 25%) và giá trị tiên đoán dương tính la tương đương (97% so với 96%) khi so sánh với phương pháp phân tích dựa trên đoạn ST.

Một nghiên cứu lâm sàng tiếp theo do nhóm tác giả Galante và đồng nghiệp [14] thực hiện sử

dụng tín hiệu HFQRS nhằm chẩn đoán chứng thiếu máu cơ tim cấp tính tại Khoa Cấp cứu Soroka. Tiêu chuẩn loại trừ là các bệnh nhân mắc chứng rung tâm nhĩ, rối loạn nhịp thất kéo dài và sự hiện diện của phức hợp QRS rộng hơn 120 ms. Bệnh nhân được đánh giá đau ngực lâm sàng, xét nghiệm máu, ECG thông thường và tần số cao. Trong số 235 bệnh nhân đạt được yêu cầu thử nghiệm thì có 104 bệnh nhân mắc hội chứng mạch vành cấp tính và 131 bệnh nhân đau ngực không do thiếu máu cục bộ. Phương pháp phân tích HFQRS cho kết quả tương đương (độ nhạy – 67,3% so với 61,5%, độ đặc hiệu – 69,5% so với 68,7%, giá trị tiên đoán âm – 63,6% so với 61,0% và giá trị tiên đoán dương tính – 72,8% so với 96,2%) khi so sánh với kết quả do bác sĩ tim mạch chẩn đoán qua đoạn ST.

Phần còn lại của bài báo được tổ chức như sau: Phần 2 giới thiệu các tham số HFQRS và phương pháp đề xuất chẩn đoán nhồi máu cơ tim. Kết quả thử nghiệm và những thảo luận đánh giá được trình bày trong Phần 3. Phần cuối là những kết luận của bài báo.

2. Phương pháp đề xuất chẩn đoán nhồi máu cơ tim

2.1. Các tham số HFQRS

Hai tham số cơ bản được sử dụng để định lượng sự thay đổi trong tín hiệu HFQRS là RMS (Root Mean Square) và RAZ (Reduced Amplitude Zone). Tham số RMS tương ứng với tổng số năng lượng được lưu trữ trong các thành phần tần số cao của phức bộ QRS và được tính theo công thức sau:

$$RMS = \sqrt{\sum_{i=1}^{n} \frac{A_i^2}{n}} \quad (1)$$

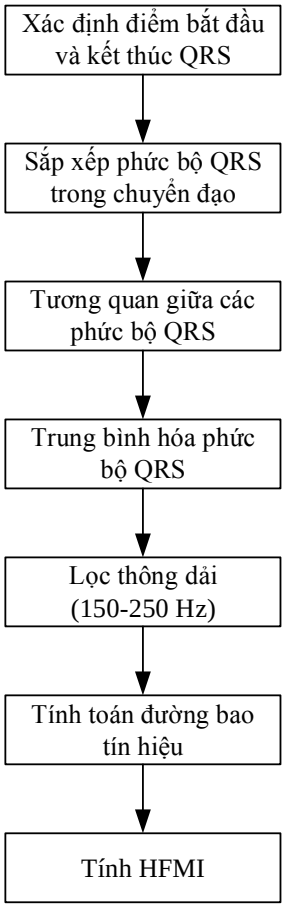
Trong đó n là số lượng mẫu và A_i là biên độ của tín hiệu HFQRS.

Giá trị RMS ở những người khỏe mạnh cao hơn so với những người mắc bệnh nhồi máu cơ tim hoặc thiếu máu cơ tim. Xác định điểm bắt đầu và kết thúc của phức bộ QRS là một bước rất quan trọng bởi nếu không chính xác sẽ ảnh hưởng đến giá trị RMS. Giá trị RMS rất khác nhau giữa các cá nhân và do đó không được sử dụng để chẩn đoán bệnh nhồi máu cơ tim. [12,15,16].

RAZ là một chỉ số hình thái của bệnh lý được phát hiện bởi Shimon Abboud và các đồng nghiệp vào năm 1987. Tham số này 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. RAZ được Abboud định nghĩa là khoảng giữa hai điểm cực đại hoặc cực tiểu địa phương liền kề trên đường bao của tín hiệu HFQRS. Một cực đại hoặc cực tiểu địa phương là một điểm mà tại đó giá trị tuyệt đối của điện áp cao hơn giá trị của các điểm xung quanh. Bệnh nhân khỏe mạnh chỉ có một một điểm cực đại hoặc cực tiểu địa phương trên đường bao tín hiệu HFQRS và sẽ không được sử dụng để xác định tham số RAZ. Các nhà nghiên cứu đã chỉ ra rằng xác suất xuất hiện RAZ trong các chuyển đạo có tương quan với số lượng các yếu tố nguy cơ của bệnh tim mạch. Nếu nhồi máu cơ tim xảy ra thì sẽ có ít nhất hai cực trị địa phương trên đường bao HFQRS cho phép xác định RAZ. Do đó, RAZ là khu vực giữa hai cực đại hoặc cực tiểu liền kề. Để chẩn đoán bệnh nhồi máu cơ tim thì tham số RAZ sẽ hữu ích hơn so với tham số RMS (chỉ báo cường độ tín hiệu HFQRS) [3,11,17].

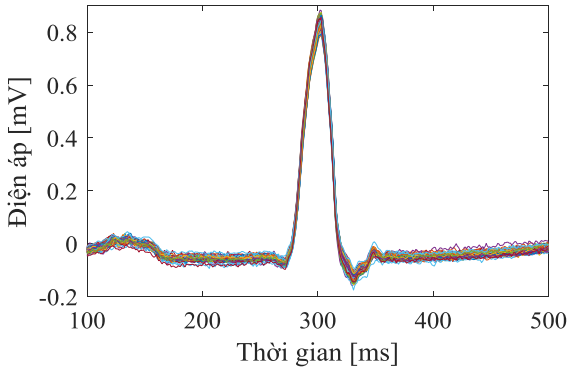
2.2. Chẩn đoán nhồi máu cơ tim dựa trên phân tích QRS tần số cao

Thuật toán chẩn đoán chứng nhồi máu cơ tim đề xuất trong bài báo này sử dụng tham số RAZ để định lượng sự thay đổi hình thái trong tín hiệu HFQRS. Chỉ số HFMI được tính nhằm xác định kích thước RAZ trên đường bao tín hiệu HFQRS. Tham số này xác định tỷ lệ phần trăm của phần lõm giữa hai cực đại địa phương liền kề (RAZ) so với diện tích bên dưới đường bao của tín hiệu HFQRS. Tham số RMS được sử dụng để tính biên độ năng lượng trung bình của tín hiệu HFQRS và cho phép xác định sự khác biệt về giá trị RMS ở những người khỏe mạnh và bệnh nhân nhồi máu cơ tim. Thuật toán phân tích HFQRS nhằm phát hiện nhồi máu cơ tim thực hiện theo sơ đồ trong Hình 1.



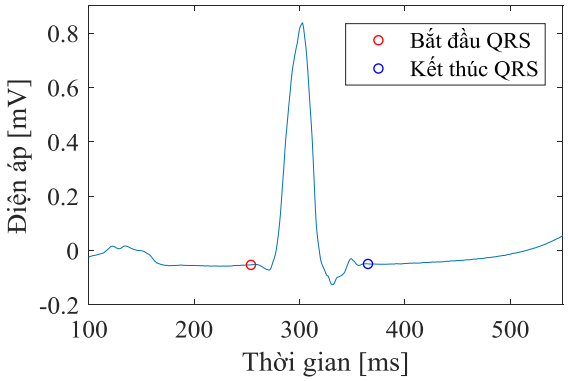
Hình 1. Thuật toán phân tích HFQRS.

Trước tiên, thuật toán sẽ xác định vị trí, điểm bắt đầu và điểm kết thúc của các phức bộ QRS trong một đạo trình nhất định. Tiếp theo, các phức bộ QRS tại mỗi đạo trình riêng biệt sẽ được trích xuất tại thời điểm 250 ms trước điểm bắt đầu và kết thúc tại thời điểm 250 ms sau điểm kết thúc phức bộ QRS. Điều này là do yêu cầu sự liên kết chính xác hơn của các phức bộ QRS riêng lẻ. Tại bước kế tiếp, tất cả các phân đoạn phức bộ QRS này được liên kết với phức bộ QRS đầu tiên như Hình 2.



Hình 2. Các phức bộ QRS được liên kết với nhau.

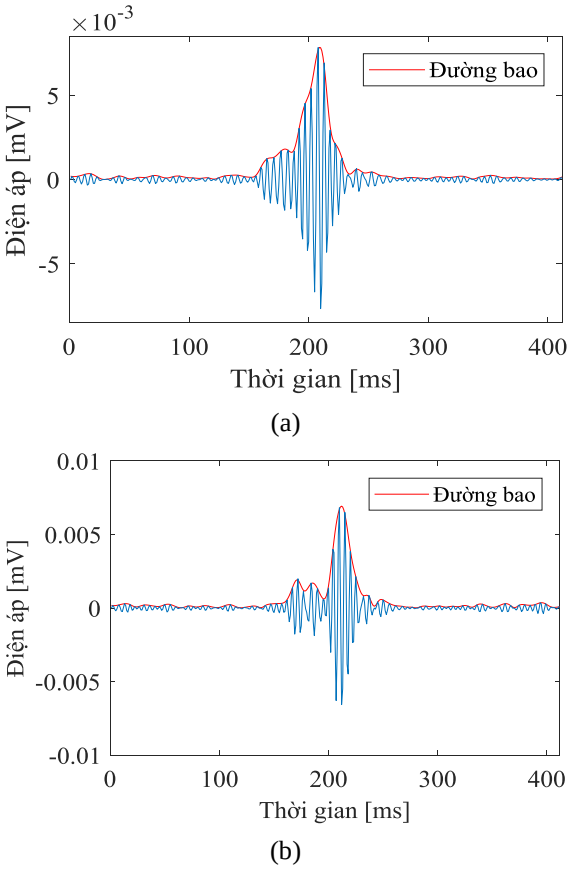
Tiếp theo, thuật toán sẽ xác định mối tương quan giữa các phức bộ QRS liên kết nhằm loại bỏ nhiễu và dao động ngoại vị cũng như để phát hiện các phức bộ QRS chiếm ưu thế. Để thực hiện điều này, một ma trận tương quan sẽ được tính. Các hệ số trong ma trận tương quan cho biết sự tương đồng về hình dạng của các phức bộ QRS riêng lẻ để từ đó xác định được các phức bộ QRS chiếm ưu thế. Nếu không có hệ số nào trong ma trận tương quan nhỏ hơn 0,95 (các phức bộ QRS có mặt trong đạo trình rất giống nhau) thì có nghĩa là không có phức bộ QRS nào được phát hiện dưới dạng nhiễu hoặc dao động ngoại vị. Mặt khác, phân tích nhóm được sử dụng để phát hiện các phức bộ QRS chiếm ưu thế. Nghiên cứu đã sử dụng phương pháp phân tích nhóm UPGMA kết tụ phân cấp. Số lượng các cụm được xác định trên cơ sở cắt cây phả hệ bằng phương pháp UPGMA trong đó khoảng cách giữa các phức bộ QRS là lớn nhất. Nhóm có số lượng phức bộ QRS lớn nhất được chỉ định là nhóm có phức bộ QRS chiếm ưu thế. Kết quả thu được sẽ được trung bình hóa để thu được một phức bộ QRS đại diện duy nhất cho một đạo trình. Hình 3 trình bày một phức bộ QRS trung bình đại diện đại diện cho một chuyển đạo với điểm bắt đầu và điểm kết thúc được phát hiện.



Hình 3. Phức hợp QRS trung bình.

Bước tiếp theo, phức bộ QRS trung bình được lọc bởi bộ lọc thông dải tần số 150 ÷ 250 (Hz). Sau khi lọc, chúng ta sẽ thu được một tín hiệu có chứa các thành phần tần số cao của phức bộ QRS. Tín hiệu tần số cao được cắt tại thời điểm 150 ms trước và sau phức bộ QRS nhằm loại bỏ biến dạng gây ra bởi quá trình lọc. Tín hiệu nhận được sau bước này sẽ được sử dụng để tính đường bao tín hiệu trong bước kế tiếp. Hình 4a biểu diễn tín hiệu tần số cao với đường bao của một người khỏe mạnh và Hình 4b là hình ảnh tín hiệu tần số cao với đường bao của bệnh nhân bị nhồi máu cơ tim.

Bước cuối cùng của thuật toán là xác định chỉ số HFMI cho mỗi đạo trình, định lượng kích thước của RAZ trên đường bao HFQRS. RAZ có thể được định nghĩa là diện tích phần lõm trên đường bao của tín hiệu HFQRS và được xác định bởi hai cực đại địa phương. Cực đại địa phương này phải đáp ứng được các tiêu chí sau: khoảng cách giữa mỗi cực đại địa phương tối thiểu là 10 ms và có giá trị lớn hơn 35% giá trị đường bao tín hiệu HFQRS cực đại. Thông thường, ở những người khỏe mạnh chỉ tồn tại một cực đại địa phương (Hình 4a) và ít nhất là hai điểm cực đại địa phương đối những bệnh nhân bị nhồi máu cơ tim (Hình 4b) cho phép xác định RAZ. Nếu phát hiện hai cực đại địa phương thì RAZ sẽ được tính giữa hai cực đại này. Nếu phát hiện nhiều hơn hai cực đại địa phương thì tham số RAZ sẽ được tính giữa hai cực đại cao nhất vì chúng cho kết quả xấp xỉ tốt nhất hình dạng của vùng lõm.



Hình 4. Tín hiệu tần số cao và đường bao, (a) - người khỏe mạnh, (b) - bệnh nhân nhồi máu cơ tim.

Để tính tham số RAZ, trước tiên phải biết được đường cong phẳng xác định hình dạng của phần lõm. Trong nghiên cứu này, chúng tôi ước tính hình dạng của phần lõm bằng 2 đường parabol bị giới hạn từ phía trên bởi một đường nằm ngang. Trong đó mỗi parabol sẽ được sử dụng để xấp xỉ hình dạng của một nửa vùng lõm. Đối với mỗi parabol, chúng ta cần xác định tọa độ của 3 điểm trên nó để có thể định nghĩa hình dạng của parabol. Chúng tôi đã chọn những điểm này là những điểm cạnh và điểm nằm ở giữa của parabol. Các tọa độ này có thể nhận được bằng cách giải hệ 3 phương trình sau đây:

$$\begin{aligned} y_1 &= ax_1^2 + bx_1 + c \\ y_2 &= ax_2^2 + bx_2 + c \\ y_3 &= ax_3^2 + bx_3 + c \end{aligned} \quad (2)$$

Trong đó, x_i và y_i với i = 1, 2, 3 là tọa độ của các điểm.

Giải hệ phương trình này sẽ thu được các hệ số *a*, *b* và *c* cho phép xác định phương trình của parabol. Parabol này được giới hạn bởi một đường nằm ngang phía trên có phương trình dạng tổng quát:

$$y = e \quad (3)$$

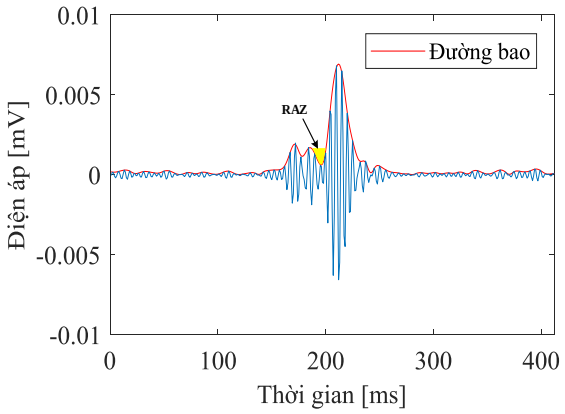
Trong đó, *y* là tọa độ của đường thẳng và *e* là hằng số biểu thị phần bù dọc theo đường thẳng từ gốc tọa độ.

Diện tích của parabol bị hạn chế ở trên được tính theo công thức sau:

$$S = \int_{xmin}^{xmax} \left(e - (ax^2 + bx + c)\right) dx \quad (4)$$

Trong đó, *e* là phương trình đường thẳng, $(ax^2 + bx + c)$ là công thức parabol và x_{min}, x_{max} là tọa độ x của các điểm cạnh parabol.

Tham số RAZ là phần diện tích được tạo thành từ 2 parabol với đường giới hạn ở trên. Hình 5 trình bày một tín hiệu tần số cao với đường bao trong đó RAZ được chỉ ra.

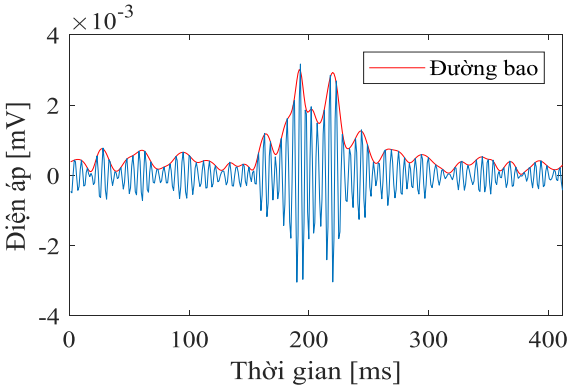


Hình 5. Tín hiệu tần số cao – RAZ.

Nhồi máu cơ tim được chẩn đoán dựa trên chỉ số HFMI là tỷ lệ phần trăm giữa diện tích phần RAZ so với diện tích bên dưới đường bao của phức bộ HFQRS và có thể được tính bằng công thức sau:

$$HFMI = \frac{RAZ}{A}.100\ [\%] \quad (5)$$

Trong đó, A là diện tích bên dưới đường bao tín hiệu HFQRS. Chỉ số HFMI sẽ được tính cho mỗi đạo trình và giá trị chỉ số HFMI cuối cùng sẽ là giá trị trung bình của 6 đạo trình có giá trị chỉ số HFMI lớn nhất. Chỉ số HFMI không được đánh giá ở các chuyển đạo có mức nhiễu cao. Các chuyển đạo với mức nhiễu cao được đánh giá bằng cách tìm kiếm giá trị cực đại của phức bộ HFQRS và các đỉnh trong một cửa sổ có độ rộng 100 ms bắt đầu từ điểm 50 ms sau điểm kết thúc của HFQRS. Nếu giá trị lớn nhất của cửa sổ lớn hơn hoặc bằng 20% giá trị cực đại của phức bộ HFQRS thì chuyển đạo được xem như là nhiễu. Các bản ghi có số chuyển đạo được coi là nhiễu lớn hơn 2/3 tổng số chuyển đạo có trong bản ghi trở lên sẽ bị loại ra khỏi quá trình phân tích khi mà kết quả phân tích HFQRS được coi là không đáng tin cậy. Hình 6 trình bày một tín hiệu có mức nhiễu cao không thể đánh giá chỉ số HFMI. Tham số RMS cũng được tính cho mỗi chuyển đạo. Giá trị RMS cuối cùng sẽ là giá trị trung bình được tính từ các giá trị thành phần đối với các chuyển đạo được coi là không nhiễu.



Hình 6. Chuyển đạo với mức nhiễu cao.

Bất kỳ chuyển đạo nào có giá trị chỉ số HFMI lớn hơn 8% được coi là thiếu máu cục bộ. Một bản ghi ECG được coi là thiếu máu cục bộ nếu phát hiện ít nhất 3 chuyển đạo thiếu máu cục bộ và đồng thời chỉ số HFMI được chẩn đoán trong ít nhất 5 chuyển đạo, hoặc giá trị chỉ số HFMI (được tính trung bình từ 6 chuyển đạo có chỉ số HFMI lớn nhất) có giá trị lớn hơn 9%.

3. Kết quả và thảo luận

3.1. Các tham số đánh giá kết quả

Độ nhạy (Se) là tham số cho biết xác suất kết quả xét nghiệm sẽ dương tính khi có bệnh (tỷ lệ dương tính thật) và được tính theo [18].

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \quad (6)$$

Trong đó, TP là số bệnh nhân được chẩn đoán chính xác bị nhồi máu cơ tim và FN là số bệnh nhân bị chẩn đoán nhầm là khỏe mạnh.

Độ đặc hiệu cho biết xác suất kết quả xét nghiệm sẽ âm tính khi không có bệnh (tỷ lệ âm tính thật). Độ đặc hiệu (Sp) được tính theo công thức [18].

$$Sp = \frac{TN}{TN+FP} \quad (7)$$

Trong đó, TN là số bệnh nhân được chẩn đoán chính xác là khỏe mạnh và FP là số bệnh nhân được chẩn đoán sai mắc bệnh nhồi máu cơ tim.

Giá trị tiên đoán dương tính cho biết xác xuất một người thực sự bị bệnh khi được chẩn đoán là dương tính và được tính theo công thức sau [18].

$$P^{+} = \frac{TP}{TP+FP} \quad (8)$$

Trong đó, TP là số bệnh nhân được chẩn đoán chính xác bị nhồi máu cơ tim và FP là số bệnh nhân được chẩn đoán không chính xác bị nhồi máu cơ tim.

Giá trị tiên đoán âm tính cho biết xác suất một người không bị bệnh khi được chẩn đoán là âm tính và được tính theo công thức [18].

$$P^{-} = \frac{TN}{TN+FN} \quad (9)$$

Trong đó, TN là số bệnh nhân được chẩn đoán chính xác là khỏe mạnh và FN là số bệnh nhân bị chẩn đoán nhầm là khỏe mạnh.

Ngoài ra, tham số chính xác cho biết xác suất chung một bệnh nhân được chẩn đoán chính xác cũng được sử dụng để đánh giá hiệu suất của thuật toán [19].

$$A = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN} \quad (10)$$

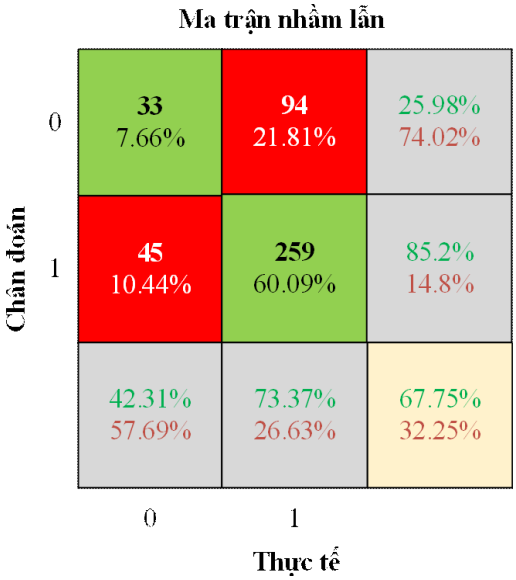
3.2. Đánh giá kết quả của thuật toán đề xuất

Hiệu suất của thuật toán chẩn đoán bệnh nhồi máu cơ tim sử dụng phương pháp phân tích tín hiệu ECG tần số cao được thử nghiệm trên 446 bản ghi tín hiệu ECG của cơ sở dữ liệu PTB [19]. Trong đó, 6 bản ghi đã bị loại do lỗi thuật toán xác định phức bộ QRS và 9 bản ghi bị loại do mức nhiễu cao trong tín hiệu HFQRS. Như vậy, thuật toán đã được thử nghiệm trên 431 bản ghi dữ liệu ECG (trong đó bao gồm 353 bản ghi ECG của bệnh nhân bị nhồi máu cơ tim và 78 bản ghi ECG của người khỏe mạnh). Các kết quả chẩn đoán được trình bày trong Bảng 1 và ma trận nhầm lẫn trong Hình 7. Giá trị 0 đại diện cho không mắc bệnh nhồi máu cơ tim (người khỏe mạnh). Trong khi đó, giá trị 1 đại diện cho mắc bệnh nhồi máu cơ tim. Các giá trị 0 và 1 bên trái là kết quả chẩn đoán của thuật toán, các giá trị 0 và 1 bên dưới là giá trị thực tế. Số lượng người chẩn đoán chính xác được biểu diễn bởi các ô màu xanh (TN – 33, TP – 259). Các ô màu đỏ chỉ ra số lượng người được chẩn đoán sai (FN – 94, FP – 45). Cột bên phải ngoài cùng cho biết giá trị tiên đoán dương tính (85.2%), âm tính (25.98%) và độ chính xác của thuật toán (67.75%). Hai ô giá trị còn lại tại hàng cuối biểu diễn cho giá trị độ đặc hiệu (42.31%) và độ nhạy (73.37%) của thuật toán đề xuất.

Bên cạnh đó, Bảng 2 cũng trình bày các giá trị trung bình của các chỉ số HFMI và RMS ở những bệnh nhân nhồi máu cơ tim và các đối tượng hoàn toàn khỏe mạnh trong khi thử nghiệm thuật toán trên cơ sở dữ liệu.

Bảng 1. Kết quả chẩn đoán nhồi máu cơ tim bằng thuật toán HFQRS

Tham số	Thuật toán đề xuất
Độ nhạy (%)	73.37
Độ đặc hiệu (%)	42.31
Giá trị tiên đoán dương tính (%)	85.20
Giá trị tiên đoán âm tính (%)	25.98

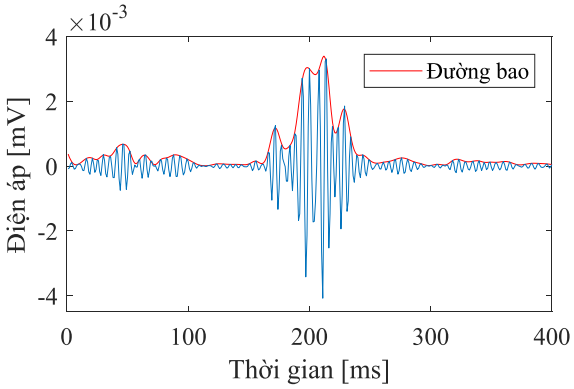


Hình 7. Ma trận nhầm lẫn biểu diễn kết quả của phương pháp đề xuất.

Bảng 2. Giá trị trung bình của chỉ số HFMI và RMS

	HFMI [%]	RMS [μV]
Bệnh nhân bị nhồi máu cơ tim	12,3	2,78
Người khỏe mạnh	10,64	3,1

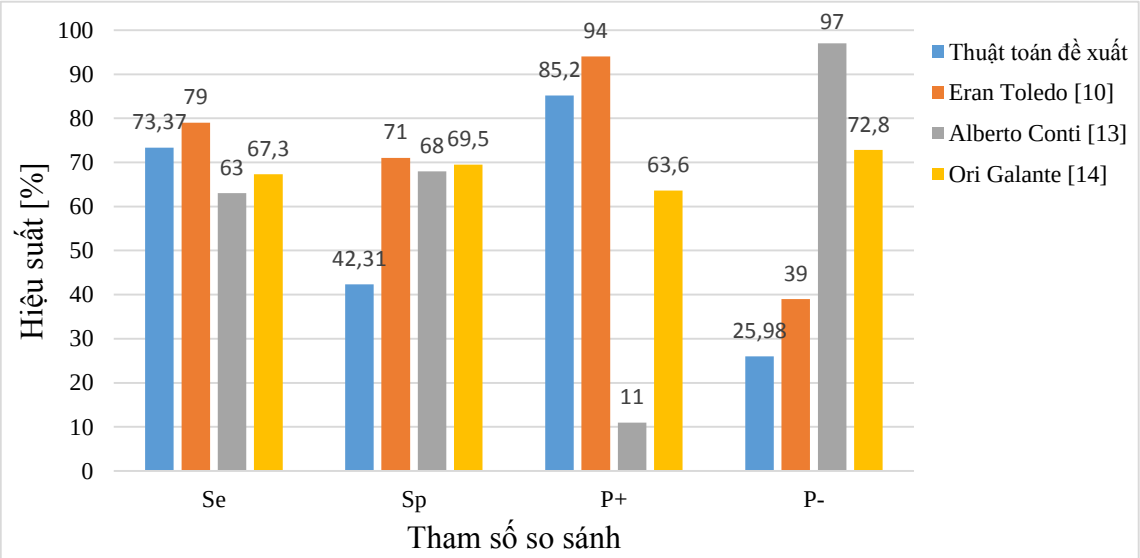
Qua phân tích các giá trị trong Bảng 2, chúng ta thấy rằng giá trị RMS trung bình ở người khỏe mạnh cao hơn so với bệnh nhân nhồi máu cơ tim và phù hợp với các giả định lý thuyết. Nhồi máu cơ tim làm giảm tổng năng lượng được lưu trữ trong tín hiệu HFQRS dẫn đến thông số RMS thấp hơn. Giá trị của chỉ số HFMI ở bệnh nhân nhồi máu cơ tim là cao hơn một chút so với những người khỏe mạnh. Sự khác biệt nhỏ này cho thấy sự tương đồng về hình thái của tín hiệu HFQRS tần số cao ở các đối tượng khỏe mạnh và bệnh nhân nhồi máu cơ tim có thể khiến cho kết quả chẩn đoán chưa chính xác. Hình 8 trình bày tín hiệu HFQRS với đường bao của một bệnh nhân khỏe mạnh có hình thái giống với hình thái của tín hiệu HFQRS của bệnh nhân nhồi máu cơ tim. Việc sử dụng kết hợp chỉ số HFMI và RMS để phát hiện nhồi máu cơ tim dường như cho kết quả chính xác hơn nhiều so với RAZ.



Hình 8. Tín hiệu HFQRS cùng với đường bao của một bệnh nhân khỏe mạnh.

Hiệu suất của thuật toán đề xuất cũng được so sánh với kết quả được công bố trong 3 thử nhiệm lâm sàng (Toledo [10], Conti [13], Galante [14]). Cả 3 nghiên cứu lâm sàng đều chỉ ra được lợi ích của việc sử dụng tín hiệu ECG tần số cao trong quá trình chẩn đoán bệnh thiếu máu cơ tim. Hình 9 so sánh kết quả của thuật toán HFQRS được đề xuất với kết quả phân tích HFQRS được công bố bởi các nghiên cứu này.

Kết quả của thuật toán đề xuất có thể so sánh với kết quả nghiên cứu lâm sàng. Chỉ có giá trị tiên đoán âm tính là thấp do tín hiệu HFQRS của những người khỏe mạnh có hình thái giống với những người mắc bệnh nhồi máu cơ tim nên thuật toán đã chẩn đoán sai. Kết quả phát hiện thành công nhồi máu cơ tim bị ảnh hưởng bởi quy mô của bệnh nhân tham gia xét nghiệm và tỷ lệ giữa bệnh nhân nhồi máu cơ tim và đối tượng khỏe mạnh trong quần thể xét nghiệm. Giá trị tiên đoán dương tính và âm tính cho thấy các đối tượng khỏe mạnh chiếm ưu thế trong nghiên cứu của Conti [13]. Ngược lại, trong nghiên cứu của Toledo [10] và của chúng tôi, ECG ghi nhận từ bệnh nhân nhồi máu cơ tim chiếm ưu thế. Với nghiên cứu của Galante [14], tỷ lệ bệnh nhân nhồi máu cơ tim và các đối tượng khỏe mạnh trong quần thể xét nghiệm là cân bằng.



Hình 9. So sánh kết quả thu được từ phân tích HFQRS với một số kết quả nghiên cứu lâm sàng.

4. Kết luận

Bài báo đã đề xuất một phương pháp chẩn đoán bệnh nhồi máu cơ tim sử dụng tín hiệu ECG tần số cao dựa trên chỉ số HFMI để định lượng giá trị RAZ trên đường bao của tín hiệu HFQRS. Hiệu suất đạt được của thuật toán đề xuất được thử nghiệm trên 333 bản ghi ECG từ các bệnh nhân được chẩn đoán mắc bệnh nhồi máu cơ tim và 78 bản ghi ECG từ các đối tượng khỏe mạnh trong cơ sở dữ liệu PTB. Kết quả cho thấy nhồi máu cơ tim dẫn tới những thay đổi trong tín hiệu từ ECG tần số cao.

Tài liệu tham khảo

[1] S. Abboud, S. Zlochiver, High-frequency QRS electrocardiogram for diagnosing and monitoring ischemic heart disease, Journal of Electrocardiology 39 (2006) 82-86. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2005.09.007.

[2] J.A. Lipton, S.G. Warren, M. Broce, S. Abboud, A. Beker, L. Sörnmo, D.R. Lilly, C. Maynard, B.D. Lucas Jr., G.S. Wagner, High-frequency QRS electrocardiogram analysis during exercise stress testing for detecting ischemia, International Journal of Cardiology 124 (2008) 198-203. https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2007.02.002.

[3] T.T. Schlegel, W.B. Kulecz, J.L. DePalma, A.H. Feiveson, J.S. Wilson, M.A. Rahman, M.W. Bungo, Real-Time 12-Lead High-Frequency QRS Electrocardiography for Enhanced Detection of Myocardial Ischemia and Coronary Artery Disease, Mayo Clinic Proceedings 79 (2004) 339-350. https://doi.org/10.4065/79.3.339.

[4] B.H. Langner, Further Studies in High Fidelity Electrocardiography: Myocardial Infarction, Circulation VIII (1953) 905-913. https://doi.org/10.1161/01.CIR.8.6.905.

[5] M. Ringborn, J. Pettersson, E. Persson, S.G. Warren, P. Platonov, O. Pahlm, G.S. Wagner, Comparison of high-frequency QRS components and ST-segment elevation to detect and quantify acute myocardial ischemia, Journal of Electrocardiology 43 (2010) 113-120. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2009.11.009.

[6] D. Rosenmann, Y. Mogilevski, G. Amit, L.R. Davrath, D. Tzivoni, High-frequency QRS analysis improves the specificity of exercise ECG testing in women referred for angiography, Journal of Electrocardiology 46 (2013) 19-26. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2012.08.007.

[7] S. Abboud, Subtle alterations in the high-frequency QRS potentials during myocardial ischemia in dogs, Computers and Biomedical Research 20 (1987) 384-395. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2012.08.007.

[8] A.L. Goldberger, V. Bhargava, V. Froelicher, J. Covell, Effect of myocardial infarction on high-frequency QRS potentials, Journal Electrocardiology 13 (1980) 367-372. https://doi.org/10.1161/01.CIR.64.1.34.

[9] J. Pettersson, O. Pahlm, E. Carro, L. Edenbrandt, M. Ringborn, L. Sörnmo, S.G. Warren, G.S. Wagner, Changes in high-frequency QRS components are more sensitive than ST-segment deviation for detecting acute coronary artery occlusion, Journal of the American College of Cardiology 36 (2000) 1827-1834. https://doi.org/10.1016/S0735-1097(00)00936-0.

[10] E. Toledo, J.A. Lipton, S.G. Warren, S. Abboud, M. Broce, D.R. Lilly, C. Maynard, B.D. Lucas Jr., G.S. Wagner, Detection of stress-induced myocardial ischemia from the depolarization phase of the cardiac cycle-a preliminary study, Journal of Electrocardiology 42 (2009) 240-247. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2008.12.023.

[11] G. Amit, O. Galante, L.R. Davrath, O. Luria, S. Abboud, D. Zahger, High-frequency QRS analysis in patients with acute myocardial infarction: A preliminary study, Annals of Noninvasive Electrocardiology 18 (2013) 149-156. https://doi.org/10.1111/anec.12023.

[12] E. Trägårdh, O. Pahlm, G.S. Wagner, J. Pettersson, Reduced high-frequency QRS components in patients with ischemic heart disease compared to normal subjects, Journal of Electrocardiology 37 (2004) 157-162. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2004.02.004.

[13] A. Conti, A. Alesi, G. Aspesi, N.D. Bernardis, S. Bianchi, A. Coppa, C. Donnini, C. Grifoni, A. Becucci, C. Casula, High-frequency QRS analysis compared to conventional ST-segment analysis in patients with chest pain and normal ECG referred for exercise tolerance test, Cardiology Journal 22 (2015) 141-149. https://doi.org/10.1016/j.ajem.2015.11.044.

[14] O. Galante, G. Amit, Y. Granot, L.R. Davrath, S. Abboud, D. Zahger, High-frequency QRS analysis in the evaluation of chest pain in the emergency department, Journal of Electrocardiology 50 (2017) 457-465. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2017. 02.009.

[15] D. Rosenmann, Y. Mogilevski, G. Amit, L.R. Davrath, D. Tzivoni, High-frequency QRS analysis improves the specificity of exercise ECG testing in women referred for angiography, Journal of Electrocardiology 46 (2013) 19-26. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2012.08.007.

[16] G. Amit, Y. Granot, S. Abboud, Quantifying QRS changes during myocardial ischemia: Insights from high frequency electrocardiography, Journal of Electrocardiology 47 (2014) 505-511. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2014.03.006.

[17] T. Sharir, K. Merzon, I. Kruchin, A, Bojko, E. Toledo, A. Asman, P. Chouraqui, Use of electrocardiographic depolarization abnormalities for detection of stress-induced ischemia as defined by myocardial perfusion imaging, American Journal of Cardiology 109 (2012) 642-650. https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2011.10.022.

[18] https://www.medcalc.org/calc/diagnostic_test.ph, (accessed 13 October 2019).

[19] https://physionet.org/content/ptbdb/1.0.0/ (accessed 10 September 2019).