

ĐÁNH GIÁ MỐI QUAN HỆ GIỮA TÍN HIỆU ECG VÀ SPO₂ CỦA NGƯỜI ESTIMATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN ECG AND SPO₂ SIGNALS OF HUMAN

Nguyễn Thanh Nghĩa¹, Nguyễn Thanh Hải¹, Võ Đức Dũng¹, Ngô Đức Đạt²

¹Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật Tp.HCM, Việt Nam

²Trường Cao đẳng Kỹ thuật Hải quân Tp.HCM, Việt Nam

Ngày toà soạn nhận bài 25/3/2019, ngày phản biện đánh giá 8/4/2019, ngày chấp nhận đăng 26/4/2019.

TÓM TẮT

Các tín hiệu y sinh của con người được đo đồng thời giữ vai trò quan trọng trong việc theo dõi, phân tích và chẩn đoán. Trong bài báo này, đánh giá về mối quan hệ giữa tín hiệu ECG và SpO₂ được đề xuất. Cụ thể, tín hiệu ECG và SpO₂ được thu thập từ các đối tượng sử dụng thiết bị thu thập đa thông số cùng một lúc, trong đó mỗi đối tượng thực hiện hai kịch bản, bao gồm những bài thời gian nghỉ ngơi và sau khi chạy bộ trong năm phút. Ngoài ra, tín hiệu ECG và SpO₂ được xử lý để loại bỏ các tác động xung quanh bằng bộ lọc Savitzky-Golay. Vậy thì, thuật toán Pan-Tompkins được áp dụng để xác định mức độ phức tạp QRS trong tín hiệu ECG và rồi thì nhịp tim được tính toán. Ngoài ra, giá trị trung bình của tín hiệu SpO₂ được xác định. Để đánh giá mối quan hệ giữa tín hiệu ECG và SpO₂, tỷ lệ giữa nhịp tim và trung bình SpO₂ được tính toán. Kết quả thí nghiệm cho thấy các giá trị giữa nhịp tim và SpO₂ tăng vừa phải trong trường hợp chạy các kịch bản này. Hơn nữa, tỷ lệ nhịp tim và giá trị trung bình của SpO₂ dao động nhẹ trong cả hai kịch bản nghỉ ngơi và chạy bộ. Các kết quả trong bài viết này rất hữu ích cho việc nghiên cứu và chẩn đoán khi chúng ta sử dụng cả hai tín hiệu ECG và SpO₂ trên một đối tượng cùng một lúc và hiệu quả của phương pháp kiến nghị.

Từ khóa: Tín hiệu SpO₂; tín hiệu ECG; bộ lọc Savitzky-Golay; thuật toán Pan-Tompkins; mối quan hệ giữa ECG và SpO₂.

ABSTRACT

Human biomedical signals measured at the same time play an important role in the monitor, analysis, and diagnosis. In this paper, an estimation of the relationship between ECG and SpO₂ signals is proposed. In particular, the ECG and SpO₂ signals are collected from subjects using a multiparameter acquisition device at the same time, in which each subject performs two scenarios, including rest and running tasks in five minutes. In addition, the ECG and SpO₂ are processed to remove artifacts using a Savitzky-Golay filter. Therefore, a Pan-Tompkins algorithm is applied to determine the QRS complex in the ECG signal and then its heart rate is calculated. In addition, the average of SpO₂ values in the SpO₂ signal is obtained. For estimation of the relationship between ECG and SpO₂ signals, a ratio between the heart rate and the SpO₂ average was calculated. Experimental results show that values between the heart rate and SpO₂ climb moderately in case of running these scenarios. Moreover, the ratio of heart rate and the mean of SpO₂ fluctuate slightly in both of the rest and running scenarios. The results in this paper are useful for researching and diagnosing when we use both of the ECG and SpO₂ signals on a subject at the same time and show the effectiveness of the proposed method.

Keywords: SpO₂ signal; ECG signal; Savitzky-Golay filter; Pan-Tompkins algorithm; relationship of ECG and SpO₂ signals.

1. GIỚI THIỆU

Tín hiệu điện tim (Electrocardiogram - ECG) thường được thu thập bằng cách đo sự thay đổi điện rất nhỏ thông qua quá trình hoạt động của tim. Một tín hiệu ECG bao gồm nhiều nhịp tim và mỗi nhịp tim trình bày một chu kỳ hoạt động của tim. Hơn nữa, các đặc trưng của một nhịp tim thường được trình bày dưới dạng cấu trúc hình học và có sáu thành phần chính là sóng P (P), sóng Q (Q), sóng R (R), sóng S (S), sóng T (T) và sóng U (U) [1-3]. Cụ thể, nhịp tim của mỗi người có thể được tính từ tín hiệu ECG bằng cách xác định số lượng phức bộ QRS trong thời gian một phút. Vì vậy, để xác định nhịp tim của một người thì ta sẽ xác định số phức bộ QRS trên khoảng thời gian một phút từ tín hiệu ECG của người đó.

Độ bão hòa oxy trong mao mạch ngoại vi (blood-oxygen saturation - SpO₂) thu được bằng cách đo tỷ lệ hemoglobin bị oxy hóa so với tổng lượng hemoglobin trong máu. Nhiều công trình nghiên cứu về việc thu thập và ứng dụng tín hiệu SpO₂ đã được các nhà khoa học công bố [4-6]. Trong đó, tín hiệu SpO₂ thường được sử dụng để khảo sát chất lượng của giấc ngủ các đối tượng cũng như thực hiện những chẩn đoán lâm sàng về tim mạch của đối tượng. Thông số SpO₂ thường được biểu diễn dưới hai dạng là phần trăm hoặc dạng xung. Một người bình thường có chỉ số SpO₂ trong khoảng giữa 94% và 100%.

Một vấn đề rất cần thiết là đo đồng thời các thông số sinh học của con người để từ đó có thể chẩn đoán bệnh chính xác hơn cũng như phục vụ cho mục đích nghiên cứu dễ dàng hơn. Có nhiều nghiên cứu về việc xây dựng thiết bị thu thập đồng thời dữ liệu ECG và SpO₂ đã được thực hiện [7-10]. Khi dữ liệu được thu thập đồng thời trên cùng đối tượng và cùng thời điểm sẽ hữu ích trong việc giảm bớt các thành phần nhiễu không mong muốn trên tín hiệu. Các thành phần nhiễu nếu có tồn

tại trong tín hiệu sẽ ảnh hưởng đồng thời lên các tín hiệu đó. Như vậy, khi xử lý cùng lúc các tín hiệu thì có thể loại bỏ được các ảnh hưởng này. Hơn nữa, việc thu thập đồng thời các dữ liệu sẽ thuận lợi cho việc khảo sát mối liên hệ giữa các tín hiệu này.

Tín hiệu điện tim thu thập thì tồn tại rất nhiều thành phần nhiễu. Vì vậy, để quá trình xử lý được chính xác thì tín hiệu phải được lọc nhiễu tốt nhất có thể. Có rất nhiều phương pháp lọc nhiễu tín hiệu điện tim đã được áp dụng trong thực tế. Cụ thể, bộ lọc làm trơn Savitzky-Golay là bộ lọc đã được áp dụng khá phổ biến [11, 12]. Trong phương pháp này, bằng cách thay đổi chiều dài của cửa sổ và bậc của đa thức sẽ thay đổi ảnh hưởng của bộ lọc lên tín hiệu. Vì vậy, với chiều dài cửa sổ và bậc của đa thức được lựa chọn phù hợp với tín hiệu ECG cụ thể sẽ làm cho tín hiệu ECG được nhẵn hơn, vì vậy có thể phân tích tốt hơn khi sử dụng sau này.

Trong xử lý tín hiệu ECG, xác định chính xác phức bộ QRS trong tín hiệu là rất quan trọng. Xác định đúng vị trí của phức bộ QRS trong tín hiệu giúp xác định chính xác nhịp tim của đối tượng. Hơn nữa, việc xác định đúng vị trí của phức bộ QRS sẽ giúp ích trong việc xác định vị trí của các đặc trưng khác chính xác hơn. Đã có nhiều phương pháp được đề xuất cho việc xác định phức bộ QRS trong tín hiệu ECG [13-15]. Cụ thể, Pan và Tompkins đã đề xuất phương pháp xác định vị trí của phức bộ QRS trong tín hiệu điện tâm đồ ECG sử dụng kết hợp giữa bộ lọc và ngưỡng. Hơn nữa, thuật toán mà Pan and Tompkins đề xuất cũng thu được độ chính xác rất cao và thuật toán đã được sử dụng rất nhiều trong thực tế.

2. PHƯƠNG PHÁP LUẬN

2.1 Thu dữ liệu ECG và SpO₂

Dữ liệu ECG và SpO₂ được thu thập sử dụng thiết bị thu thập dữ liệu đa thông số được

trình bày như hình 1. Ba đối tượng (nam, độ tuổi trung bình là 21 và nặng trung bình 57kg) được mời tham gia nghiên cứu này. Các đối tượng đã được giới thiệu về nghiên cứu này và hiểu rõ phương thức thí nghiệm như trình bày ở hình 2 và hình 3.



a) Dữ liệu ECG và SpO2 được thu thập



b) Thiết bị thu thập hai thông số SpO2 và ECG



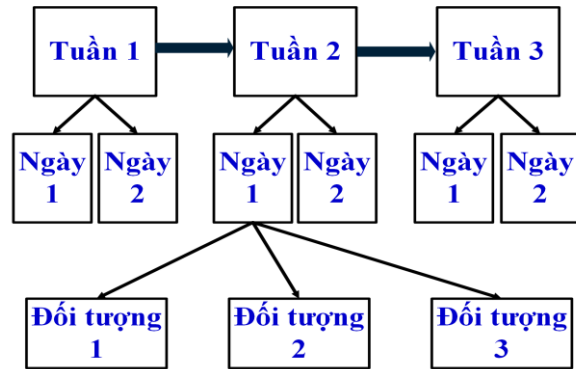
c) Đối tượng chạy bộ

Hình 1. Dữ liệu ECG và SpO2 được thu thập trong trường hợp chạy bộ và nghỉ ngơi

2.2 Phương pháp đề xuất

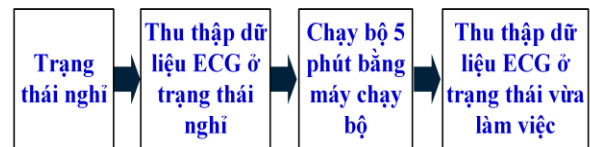
Để chuẩn bị cho việc lấy dữ liệu ECG và SpO2, trong nghiên cứu này, chúng tôi xây dựng một giản đồ cho việc thu thập dữ liệu như ở hình 2. Trong đó, ba đối tượng được tham gia lấy dữ liệu trong vòng ba tuần, mỗi tuần lấy dữ liệu hai lần. Hơn nữa, trước khi lấy dữ liệu, các đối tượng đang ở trạng thái thoải mái và không thực hiện bất kỳ nhiệm vụ gì. Tiếp theo, dữ liệu sẽ được thu thập cho trường hợp đối tượng đang ở trạng thái nghỉ ngơi. Sau khi thu dữ liệu xong, đối tượng sẽ thực hiện chạy bộ bằng máy chạy bộ như ở hình 1c trong khoảng thời gian năm phút. Sau đó, đối tượng sẽ được tiếp tục lấy dữ liệu lại cho trường hợp vừa thực hiện chạy bộ

xong. Quá trình thực hiện lấy dữ liệu được trình bày chi tiết như ở hình 3.

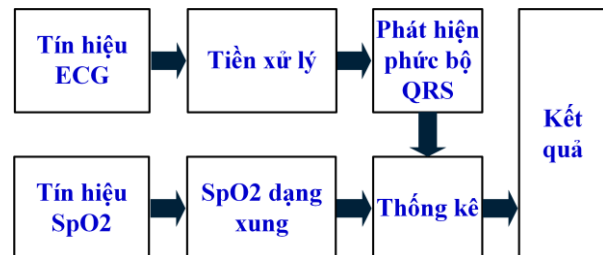


Hình 2. Giản đồ được đề xuất để thu thập dữ liệu ECG và SpO2

Sau khi dữ liệu ECG và SpO2 được thu thập, chúng tôi đề xuất quá trình xử lý dữ liệu cho việc khảo sát mối quan hệ giữa tín hiệu ECG và SpO2 như ở hình 4. Ở đây, tín hiệu ECG gốc được tiền xử lý dùng thuật toán lọc làm trơn Savitzky-Golay. Tiếp theo, các đỉnh của phức bộ QRS được xác định sử dụng thuật toán Pan Tomskins và từ đó xác định nhịp tim dựa vào số đỉnh của phức bộ QRS trong khoảng thời gian một phút. Hơn nữa, tín hiệu SpO2 cũng được tính bằng giá trị trung bình để phục vụ quá trình nghiên cứu. Phương pháp thống kê kết hợp với tỷ số giữa nhịp tim và giá trị SpO2 cũng được tính ở khâu cuối cùng cho việc xác định kết quả nghiên cứu.



Hình 3. Các bước thực hiện thu thập dữ liệu



Hình 4. Sơ đồ khối được đề xuất để khảo sát mối quan hệ giữa tín hiệu ECG và SpO2

2.3 Áp dụng bộ lọc Savitzky-Golay cho tín hiệu ECG

Dữ liệu ECG của mỗi đối tượng bao gồm cả các thành phần nhiễu. Để thu được dữ liệu ECG trung thực hơn, bộ lọc Savitzky-Golay đã được áp dụng trong nghiên cứu này. Hơn nữa, bộ lọc Savitzky-Golay được biết đến như là bộ lọc làm trơn dạng đa thức [11]. Điều đó có nghĩa là ý tưởng của bộ lọc là thay thế các mẫu của tín hiệu ECG bằng các giá trị nằm trên đường cong trơn tru hơn. Cụ thể, tín hiệu ECG có dạng đường cong và nhiễu làm cho tín hiệu thay đổi giá trị đột ngột. Vì vậy, để thu được tín hiệu ECG trơn tru hơn, bộ lọc Savitzky-Golay, còn được biết đến như là bộ lọc FIR, sẽ được áp dụng trong nghiên cứu này.

Nhìn chung, ta có thể đánh giá một đa thức với bậc l để làm trơn dữ liệu có chiều dài M trong điều kiện $M \geq l + 1$. Giải thuyết rằng, vector y là được biểu diễn như sau:

$$y = [y_{-M}, \dots, y_{-1}, y_0, y_1, \dots, y_M]^T \quad (1)$$

ở đây số mẫu M của vector y là được tính bởi đa thức với bậc l theo biểu thức như sau:

$$\hat{y} = c_0 + c_1 m + \dots + c_l m^l, \quad -M \leq m \leq M \quad (2)$$

Trong đó c_0, c_1, \dots, c_l được trình bày cho các hệ số của đa thức và M là số điểm trên mỗi bên của y_0 .

Trong trường hợp này, bậc của bộ lọc là $l + 1$ dựa trên vector $p_i, i = 0, 1, \dots, l$ theo mô tả như sau:

$$p_i^n = m^i, \quad -M \leq m \leq M \quad (3)$$

Vì vậy, chúng ta có thể trình bày vector P như công thức sau:

$$P = [p_0, p_1, \dots, p_l] \quad (4)$$

Ở đây p_0, p_1, \dots, p_l là các vector cơ bản của đa thức.

Các giá trị trong phương trình (2) có thể được biểu diễn lại như sau:

$$\hat{y} = \sum_{i=0}^l c_i p_i = [p_0, p_1, \dots, p_l] \begin{bmatrix} c_0 \\ c_1 \\ \vdots \\ c_l \end{bmatrix} = Pc \quad (5)$$

Các hệ số của bộ lọc được tính toán theo phương trình bên dưới:

$$H = PG^T = GP^T = PF^{-1}P^T \quad (6)$$

$$= [h_{-M}, \dots, h_{-1}, h_0, h_1, \dots, h_M]$$

ở đây $h_{-M}, \dots, h_{-1}, h_0, h_1, \dots, h_M$ là tập hợp các cột của bộ lọc Savitzky-Golay.

$$\begin{cases} F = P^T P \\ H = PF^{-1} \end{cases} \quad (7)$$

Cuối cùng, các giá trị ECG được tạo ra trơn tru hơn sẽ thu được theo biểu thức:

$$\hat{y}_m = h_m^T y, \quad m = -M, \dots, 0, \dots, M \quad (8)$$

Ở đây h_m^T là chuyển vị của h_m .

Trong nghiên cứu này, bộ lọc Savitzky-Golay sẽ được áp dụng để làm trơn tín hiệu ECG cho việc xác định phức bộ QRS. Tín hiệu ECG sau khi lọc sẽ được cho phép ta xác định chính xác số phức bộ QRS trong khoảng thời gian một phút chính xác. Từ đó xác định chính xác nhịp tim của đối tượng.

2.4 Phát hiện phức bộ QRS dùng thuật toán Pan-Tompkins

Có nhiều phương pháp đã được sử dụng để tìm phức bộ QRS trong tín hiệu điện tâm đồ ECG. Một trong những phương pháp phổ biến nhất để phát hiện phức bộ QRS được đề xuất bởi Pan và Tompkins [12]. Trong thuật toán này, các thông số trên tín hiệu ECG gồm độ dốc, biên độ và độ rộng được phân tích để chỉ ra phức bộ QRS. Cụ thể, thuật toán này sử

dụng các bộ lọc số đặc biệt mà có thể giảm tối thiểu sai số trong việc xác định phức bộ QRS trên các tín hiệu ECG có mang nhiễu nhiều. Thuật toán Pan-Tompkins tự động điều chỉnh các tham số và ngưỡng để phù hợp với mọi tín hiệu ECG ở đầu vào. Hình 5 trình bày các bước cơ bản trong thuật toán Pan-Tompkins cùng với tóm tắt tổng quát được mô tả như ở dưới.



Hình 5. Sơ đồ khối của thuật toán Pan-Tompkins được sử dụng cho phát hiện phức bộ QRS.

Trong thuật toán lọc nhiễu, bộ lọc thông dải (kết hợp bởi một bộ lọc thông thấp và một bộ lọc thông cao) được áp dụng để loại bỏ các loại nhiễu gồm nhiễu cơ, nhiễu đường dây điện, và nhiễu baseline wander. Trong đó, bộ lọc thông thấp có hàm truyền $H_{lp}(z)$ được mô tả như sau:

$$H_{lp}(z) = \frac{1 - z^{-32}}{1 - z^{-1}} \quad (9)$$

Hàm ngõ ra $f(n)$ sau khi qua bộ lọc thông thấp được tính từ tín hiệu ngõ vào $\hat{y}(n)$ của bộ lọc được trình bày như sau:

$$f(n) = f(n-1) + \hat{y}(n) - \hat{y}(n-32) \quad (10)$$

Tương tự, bộ lọc thông cao có hàm truyền $H_{hp}(z)$ được mô tả như sau:

$$H_{hp}(z) = z^{-16} - \frac{1}{32} \frac{1 - z^{-32}}{1 - z^{-1}} \quad (11)$$

Từ hàm chuyển đổi này của bộ lọc thông cao, ngõ ra của hàm $f(n)$ được tính theo công thức:

$$f(n) = \hat{y}(n-16) - \frac{1}{32} [f(n-1) + \hat{y}(n) - \hat{y}(n-32)] \quad (12)$$

Sau khi đi qua bộ lọc, tín hiệu ECG được lấy đạo hàm để xác định độ dốc theo công thức sau:

$$f(n) = \frac{1}{8} [2\hat{y}(n) + \hat{y}(n-1) - \hat{y}(n-3) - 2\hat{y}(n-4)] \quad (13)$$

Để chuyển qua giá trị dương và tăng biên độ của tín hiệu ECG cũng như phức bộ QRS, tín hiệu ECG được lấy bình phương theo công thức sau:

$$f(n) = \hat{y}^2(n) \quad (14)$$

Hơn nữa, sau khi được lấy bình phương, tín hiệu lại được làm trơn bằng cách trượt cửa sổ tích phân có công thức như sau:

$$f(n) = \frac{1}{W} [\hat{y}(n-(W-1)) + \dots + \hat{y}(n)] \quad (15)$$

trong đó kích thước của cửa sổ W có giá trị phụ thuộc vào tần số lấy mẫu của bộ lọc. Trong nghiên cứu này, cửa sổ trượt được chọn là $W=30$ tương ứng với trường hợp tần số lấy mẫu tại tần số 200Hz.

Trong bài báo này, điều chỉnh ngưỡng để xác định đỉnh của phức bộ QRS cũng được thực hiện. Trong công đoạn này có hai ngưỡng được điều chỉnh gồm ngưỡng trên và ngưỡng dưới. Cụ thể, ngưỡng trên được sử dụng để chỉ ra đỉnh của phức bộ QRS khi biên độ của đỉnh lớn hơn ngưỡng trong vùng thời gian chắc chắn có đỉnh. Ngưỡng dưới được sử dụng để tìm lại những đỉnh có thể bị bỏ lỡ với ngưỡng trên. Khi đỉnh của tín hiệu nhỏ hơn ngưỡng trên nhưng lớn hơn ngưỡng dưới thì sẽ được kiểm tra lại cùng với khoảng thời gian. Nếu vị trí của đỉnh nằm trong vùng được xác định là đỉnh của QRS thì sẽ phân loại là đỉnh, nếu không thì được xác định không phải là đỉnh.

2.5 Tính toán mối tương quan giữa tín hiệu ECG và SpO2

Sau khi xác định giá trị nhịp tim và SpO2 của các đối tượng được nghiên cứu, tỉ lệ giữa nhịp tim và SpO2 còn được tính để khảo sát mối quan hệ của các đại lượng này. Đối tượng được đo dữ liệu cùng lúc ở trạng thái nghỉ và

sau khi chạy bộ năm phút để khảo sát sự thay đổi của nhịp tim và SpO2 trước và sau khi chạy. Hơn nữa, tỉ số giữa nhịp tim và SpO2 trước và sau khi chạy bộ còn thể hiện sự biến đổi đồng thời của tín hiệu, khi 2 đại lượng này cùng tăng hoặc cùng giảm thì tỉ số này sẽ thay đổi nhỏ giữa trước và sau khi vận động. Trong khi đó, nếu một đại lượng tăng còn đại lượng còn lại không thay đổi thì tỉ số này sẽ thay đổi lớn. Trước tiên, giá trị của SpO2 (tính theo dạng pulse) được tính theo công thức sau:

$$Sp_{ave} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N sp_i \quad (16)$$

trong đó, sp là dữ liệu SpO2 sau khi đo được, N là số lượng mẫu SpO2, và Sp_{ave} là giá trị SpO2 trung bình của đối tượng.

Từ đó, tỉ số giữa nhịp tim của tín hiệu ECG và SpO2 trung bình của đối tượng được tính theo công thức sau:

$$R = \frac{Hr}{Sp_{ave}} \quad (17)$$

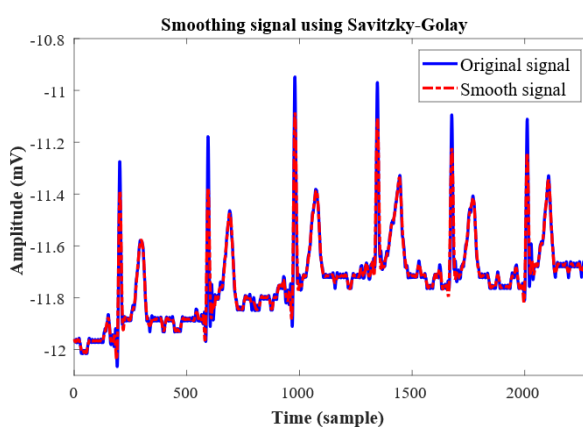
trong đó, R là tỉ số giữa nhịp tim và SpO2 trung bình, và Hr là giá trị nhịp tim của đối tượng.

Để ước lượng mối quan hệ giữa ECG và SpO2 được đo tại cùng một thời điểm trên cùng một đối tượng, các tham số Hr , Sp_{ave} và tỉ số R được sử dụng. Vì vậy, ta có thể so sánh sự thay đổi của giá trị ECG và SpO2 và so sánh tỉ lệ thay đổi của hai đại lượng này.

3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Để ước lượng mối quan hệ giữa tín hiệu ECG và SpO2, thí nghiệm và các kết quả sử dụng phương pháp đã được đề xuất thì được trình bày. Cụ thể, bộ lọc Savitzky-Golay với bậc và kích thước cửa sổ phù hợp được sử dụng để loại bỏ nhiễu trên tín hiệu đo được từ ba đối tượng. Hơn nữa, Khi chọn kích thước cửa sổ và bậc của bộ lọc nhỏ thì các thành

phần nhiễu sẽ không được loại bỏ khỏi tín hiệu. Hơn nữa, lựa chọn kích thước và bậc của bộ lọc là rất quan trọng, bởi vì khi chọn kích thước bộ lọc cùng với bậc quá lớn thì các thành phần nhiễu được loại bỏ hết nhưng cũng làm mất thông tin của tín hiệu. Vì vậy, trong nghiên cứu này, sau nhiều lần thử nghiệm với các kết quả khác nhau, thì bậc của bộ lọc là 4 với kích thước cửa sổ bộ lọc là 27 thì phù hợp nhất với tín hiệu điện tim ECG. Dạng sóng tín hiệu gốc và tín hiệu sau khi áp dụng bộ lọc Savitzky-Golay được trình bày như ở hình 6.

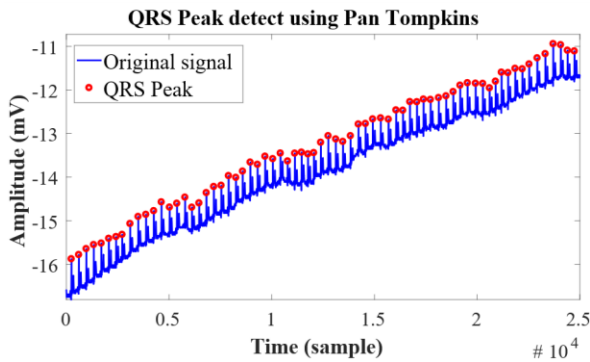


Hình 6. Tín hiệu gốc (màu xanh) và tín hiệu sau khi lọc (màu đỏ) sử dụng bộ lọc Savitzky-Golay với kích thước cửa sổ là 27 và bậc của bộ lọc là 4

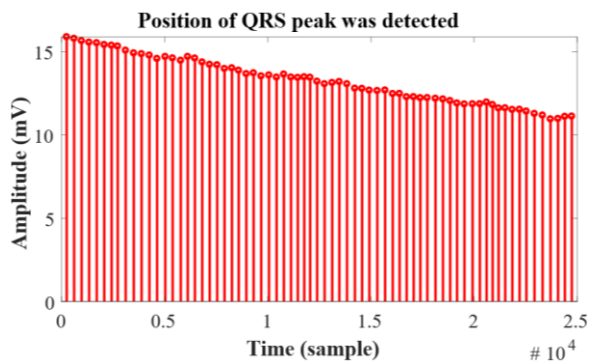
Đồ thị ở hình 6 thể hiện rằng các thành phần tần số cao tồn tại trong tín hiệu gốc đã được loại bỏ. Tín hiệu sau khi lọc được trơn hơn và giảm thành phần tần số cao trong tín hiệu. Việc lọc nhiễu này giúp cho việc xử lý tín hiệu ECG ở các giai đoạn tiếp theo được chính xác và dễ dàng hơn. Cụ thể, tín hiệu sau khi được làm trơn sẽ được sử dụng để tìm phức bộ QRS dùng thuật toán Pan-Tompkins. Hình 7 trình bày kết quả xác định phức bộ QRS khi áp dụng thuật toán Pan-Tompkins.

Trong quá trình thu thập tín hiệu ECG, ngoài thành phần thông tin của tín hiệu thì còn có rất nhiều thành phần nhiễu. Một số thành phần nhiễu trong cơ thể thường xuất hiện trong tín hiệu điện tim dẫn đến việc xác định đỉnh của phức bộ QRS gặp khó khăn. Tuy

nhiên, thuật toán Pan-Tompkins vẫn có thể phát hiện tương đối chính xác vị trí của các đỉnh phức bộ QRS. Hình 8 trình bày kết quả xác định đỉnh của phức bộ QRS trong trường hợp tồn tại nhiễu trong tín hiệu sử dụng thuật toán Pan-Tompkins vẫn chính xác.



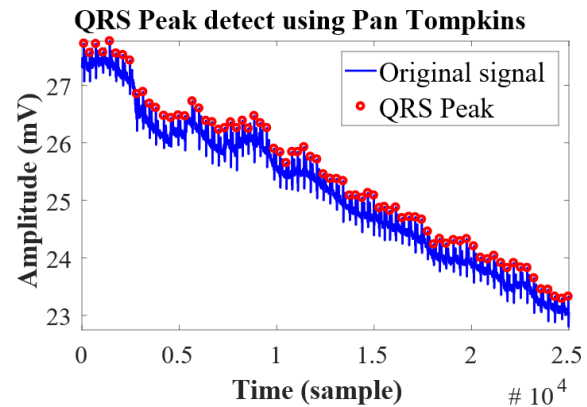
a. Tín hiệu gốc (màu xanh) với đỉnh của phức bộ QRS (màu đỏ)



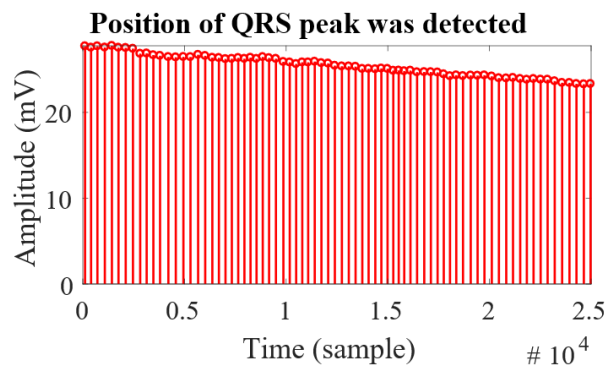
b. Vị trí của đỉnh QRS trong miền thời gian

Hình 7. Phát hiện phức bộ QRS của tín hiệu ECG sử dụng thuật toán Pan-Tompkins

Sau khi xác định vị trí của các đỉnh phức bộ QRS, chỉ số nhịp tim được tính cho các đối tượng. Nhịp tim của một người là số lượng nhịp đập trong thời gian một phút [16]. Điều đó có nghĩa rằng số lượng nhịp đập là số lượng phức bộ QRS. Vì vậy, để xác định nhịp tim của 1 đối tượng thì ta xác định số lượng đỉnh của phức bộ QRS trong thời gian 1 phút. Giá trị nhịp tim của các đối tượng được xác định trong trường hợp đối tượng nghỉ ngơi và sau khi chạy bộ trong khoảng thời gian 5 phút. Giá trị nhịp tim của các đối tượng được trình bày trong bảng 1, bảng 2 và bảng 3.

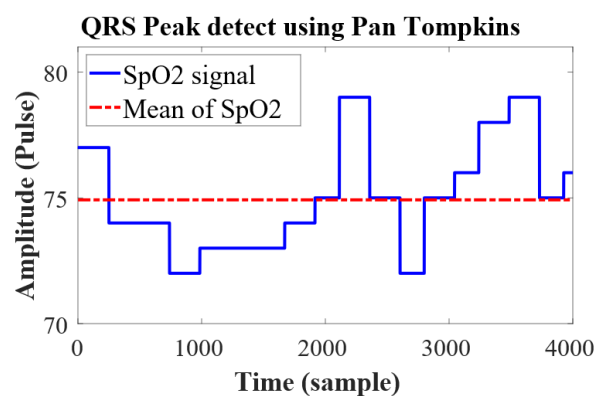


a) Tín hiệu gốc (màu xanh) với đỉnh của phức bộ QRS (màu đỏ) trong trường hợp có nhiễu



b) Vị trí của đỉnh QRS trong miền thời gian trong trường hợp có nhiễu nhiều.

Hình 8. Phát hiện phức bộ QRS của tín hiệu ECG sử dụng thuật toán Pan-Tompkins trong trường hợp có nhiễu nhiều.



Hình 9. Tín hiệu SpO2 (màu xanh) và đường trung bình của nó (màu đỏ)

Như đã được đề cập trước đây, dữ liệu thành phần SpO2 cũng được đo đồng thời với tín hiệu nhịp tim ECG. Dạng sóng của dữ liệu SpO2 (dạng pulse) được trình bày như ở hình

9. Trong đó, đường màu xanh là đại lượng SpO2 được đo trong suốt khoảng thời gian thu thập dữ liệu. Đường màu đỏ là giá trị trung bình của tín hiệu SpO2. Giá trị này sẽ được sử dụng để tính tỉ số với nhịp tim cho việc khảo sát mối quan hệ giữa ECG và SpO2. Giá trị trung bình của dữ liệu SpO2 và tỉ số giữa ECG và SpO2 cũng được trình bày ở bảng 1, bảng 2 và bảng 3.

Bảng 1. ECG, SpO2 và tỉ số của nhịp tim với SpO2 của đối tượng 1

STT	Trạng thái nghỉ			Sau khi chạy bộ		
	Hr	Sp _{ave}	R	Hr	Sp _{ave}	R
1	83	65	1.277	105	93	1.129
2	77	65	1.185	87	78	1.115
3	78	67	1.164	85	78	1.090
4	82	69	1.189	89	79	1.127
5	75	67	1.119	77	69	1.116
6	69	59	1.169	73	62	1.177

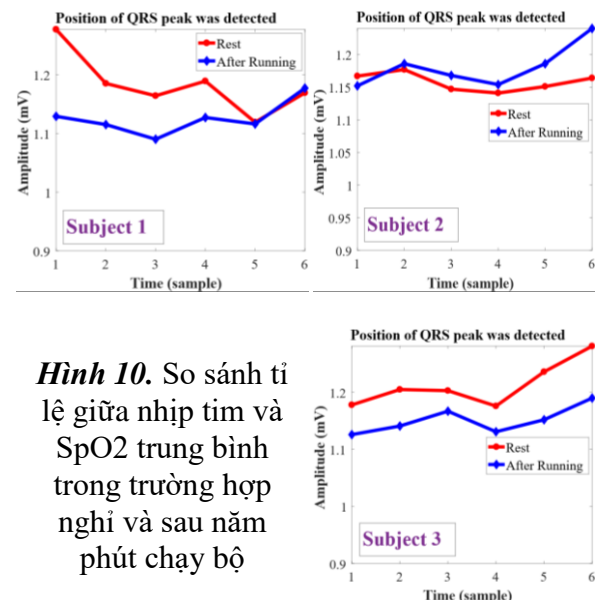
Bảng 2. ECG, SpO2 và tỉ số của nhịp tim với SpO2 của đối tượng 2

STT	Trạng thái nghỉ			Sau khi chạy bộ		
	Hr	Sp _{ave}	R	Hr	Sp _{ave}	R
1	91	78	1.167	114	99	1.152
2	73	62	1.177	102	86	1.186
3	86	75	1.147	104	89	1.168
4	89	78	1.141	105	91	1.154
5	99	86	1.151	121	102	1.186
6	78	66	1.164	98	79	1.240

Bảng 3. ECG, SpO2 và tỉ số của nhịp tim với SpO2 của đối tượng 3

STT	Trạng thái nghỉ			Sau khi chạy bộ		
	Hr	Sp _{ave}	R	Hr	Sp _{ave}	R
1	86	73	1.178	98	87	1.126
2	88	73	1.205	97	85	1.141
3	89	74	1.203	91	78	1.167
4	87	74	1.176	95	84	1.131
5	89	72	1.236	106	92	1.152
6	91	71	1.281	100	84	1.190

Dựa vào bảng thông số nhịp tim và SpO2 ở bảng 1 – đối tượng 1, bảng 2 – đối tượng 2 và bảng 3 – đối tượng 3 ta có nhận xét rằng cả nhịp tim và chỉ số SpO2 của 3 đối tượng sau khi chạy bộ đều tăng hơn so với trước khi chạy. Hơn nữa tỉ số giữa nhịp tim với SpO2 của cả 3 đối tượng ở trước và sau khi chạy đều có tính ổn định cao. Tỷ số này thay đổi không đáng kể ở cả khi lấy dữ liệu lúc nghỉ ngơi và khi lấy dữ liệu sau khi chạy. Điều này thể hiện rằng mối quan hệ giữa nhịp tim và SpO2 là tuyến tính và khá chặt chẽ. Hình 10 trình bày dạng sóng của tỷ lệ R giữa nhịp tim và SpO2.



Hình 10. So sánh tỉ lệ giữa nhịp tim và SpO2 trung bình trong trường hợp nghỉ và sau năm phút chạy bộ

Trong hình 10, đường màu đỏ là tỉ số R giữa nhịp tim và SpO2 của đối tượng trước khi chạy bộ và đường màu xanh là tỉ số R của đối tượng sau khi chạy bộ năm phút. Từ kết quả ở hình 10 ta thấy rằng, tỉ số giữa nhịp tim và SpO2 trung bình có xu hướng tăng lên hoặc giảm xuống đồng thời trong suốt quá trình đo. Điều đó chỉ ra rằng, có một mối quan hệ tuyến tính giữa nhịp tim và SpO2 trung bình, ở đây cả 3 đối tượng đều có xu hướng giống nhau.

Trong [10], Saito và các cộng sự đã nghiên cứu mối quan hệ giữa SpO2 và tín hiệu ECG, trong đó những người tham gia được đo trong suốt quá trình chạy bộ với trọng lượng

khác nhau. Cụ thể, các đối tượng này đã chạy xe hơi của họ đến độ cao 2100 m và đi bộ với khoảng cách 1356 m mà không mang bất kỳ vật dụng gì. Hơn nữa, tất cả các đối tượng tham gia đều không có bất kỳ tiền sử về bệnh tim nào và sức khỏe của họ là bình thường. Vì vậy, nghiên cứu chỉ ra rằng, giá trị SpO₂ của các đối tượng được đo trong điều kiện bình thường và sau khi vận động là không khác nhau.

Trong nghiên cứu này, chúng tôi tập trung vào tính tỉ số giữa nhịp tim và giá trị SpO₂ trung bình để ước lượng mối liên hệ giữa hai đại lượng này trong điều kiện nghỉ và sau khi chạy bộ năm phút. Cụ thể, kết quả thí nghiệm chỉ ra rằng tỉ số giữa nhịp tim và SpO₂ là thay đổi giống nhau khi đối tượng thực hiện thí nghiệm. Hơn nữa, kết quả còn thể hiện rõ ràng mối quan hệ giữa nhịp tim và SpO₂ trong suốt quá trình vận động của con người và kết quả còn có thể hỗ trợ cho việc chẩn đoán một số bệnh liên quan đến tim mạch của con người.

4. KẾT LUẬN

Đo dữ liệu ECG và SpO₂ được thực hiện song song tại cùng thời gian để ước lượng mối

quan hệ của hai đại lượng thì được thực hiện trong bài báo này. Cụ thể, một giao thức đã được đề xuất để thu thập dữ liệu cho ba đối tượng với trường hợp nghỉ và sau khi chạy bộ năm phút. Từ đó, bộ lọc làm trơn Savitzky-Golay đã được áp dụng để loại bỏ nhiễu trên tín hiệu thu được. Hơn nữa, nhịp tim và SpO₂ trung bình của các đối tượng đã được tính toán để khảo sát mối quan hệ của các đại lượng này. Kết quả thí nghiệm đã chỉ ra rằng, mối quan hệ của nhịp tim được tính từ tín hiệu ECG và đại lượng SpO₂ trung bình là tuyến tính bởi vì có sự thay đổi nhỏ trong suốt quá trình thực hiện thí nghiệm. Điều đó thể hiện rằng phương pháp được đề xuất cho việc khảo sát mối quan hệ giữa nhịp tim của tín hiệu ECG và SpO₂ là hiệu quả.

LỜI CẢM ƠN

Các tác giả muốn gửi lời cảm ơn đến Bộ Giáo Dục và Đào Tạo Việt Nam đã hỗ trợ cho nghiên cứu này thông qua đề tài có mã số B2017.SP.K.03 và trường Đại học Sư Phạm Kỹ Thuật Tp. HCM. Hơn nữa, chúng tôi còn muốn gửi lời cảm ơn đến các sinh viên đã tham gia thu thập dữ liệu cho nghiên cứu này.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Kresimir Friganovic, Davor Kukulja, Alan Jovic, Mario Cifrek, and Goran Krstacic, "Optimizing the Detection of Characteristic Waves in ECG Based on Processing Methods Combinations," *IEEE Access*, Vol. 6, pp. 50609-50626, 2018.
- [2] Sucharita Mitra, Madhuchhanda Mitra, and Basudev Halder, "Automatic feature extraction of ECG signal based on adaptive window dependent differential histogram approach and validation with CSE database," *International Journal of Computational Systems Engineering*, Vol. 4, pp. 146-155, 2018.
- [3] Manh-Hung Nguyen, Vu-Hoang-Tran, Thanh-Hai Nguyen, and Thanh-Nghia Nguyen, "A Deep Learning Framework for Inter-Patient ECG Classification," *International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 19, pp. 74-84, 2019.
- [4] Panayiotis A Kyriacou, Sarah Powell, Rolene Langford, and Deric P Jones, "Esophageal pulse oximetry utilizing reflectance photoplethysmography," *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, Vol. 49, pp. 1360-1368, 2002.

- [5] Baile Xie and Hlaing Minn, "Real-Time Sleep Apnea Detection by Classifier Combination," *IEEE trans. on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 16, pp. 469-477, 2012.
- [6] Laiali Almazaydeh, Miad Faezipour, and Khaled Elleithy, "A Neural Network System for Detection of Obstructive Sleep Apnea Through SpO2 Signal Features," *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, Vol. 3, pp. 7-11, 2012.
- [7] Xiuyun Liu, Kais Gadhomi, Ran Xiao, Nate Tran, Peter Smielewski, Marek Czosnyka, Steven W. Hetts, *et al.*, "Continuous monitoring of cerebrovascular reactivity through pulse transit time and intracranial pressure," *Physiol Meas*, Vol. 40, pp. 1-24, 2019.
- [8] Adhurim Hajzeraj, Marco B., Davide Alfieri, and Brendan O'Flynn, *A Complete Set-up to Evaluate the Correlation Between Blood Pressure and Pulse Transit Time* vol. 10, 2018.
- [9] Yongsu Lee, Hyeonwoo Lee, Seunghyup Yoo, and Hoi-jun Yoo, "Sticker-type ECG/PPG concurrent monitoring system hybrid integration of CMOS SoC and organic sensor device," in *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 2014-2017, 2016.
- [10] Shigeru Saito, Kyoko Tanobe, Makiko Yamada, and Fumio Nishihara, "Relationship between arterial oxygen saturation and heart rate variability at high altitudes," *The American Journal of Emergency Medicine*, Vol. 23, pp. 8-12, 2005.
- [11] Monisha C. Shreya D., "Determination of Signal to Noise Ratio of Electrocardiograms Filtered by Band Pass and Savitzky-Golay Filters," *Procedia Technology*, Vol. 4, pp. 830-833, 2012.
- [12] Nidhi Rastogi and Rajesh Mehra, "Analysis of Savitzky-Golay Filter for baseline wander cancellation in ECG using Wavelets," *International Journal of Engineering Sciences & Emerging Technologies (IJESET)*, Vol. 6, pp. 15-23, 2013.
- [13] Raúl Alonso Á., Arturo J. Méndez P., Antón Vila S., "A Comparison of Three QRS Detection Algorithms Over a Public Database," *Procedia Technology*, Vol. 9, pp. 1159-1165, 2013.
- [14] Jiapu Pan and Willis J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, pp. 230-636, 1985.
- [15] Jinkwon Kim and Hangsik Shin, "Simple and Robust Realtime QRS Detection Algorithm Based on Spatiotemporal Characteristic of the QRS Complex," *PLOS ONE*, Vol. 11, pp. 1-13, 2016.
- [16] Goutam Kumar Sahoo, Samit Ari, and Sarat Kumar Patra, "ECG signal analysis for detection of Heart Rate and Ischemic Episodes," *International Journal of Advanced Computer Research*, Vol. 3, pp. 148-152, 2013.

Tác giả chịu trách nhiệm bài viết:

ThS. Nguyễn Thanh Nghĩa

Trường đại học Sư phạm Kỹ thuật TP.HCM

Email: nghiانت@hcmute.edu.vn