

LOẠI BỎ NHIỀU PHÁT SINH TRÊN TÍN HIỆU ECG TỪ CÁC HỆ SỐ WAVELET DỰA TRÊN CÁC THÀNH PHẦN ĐỘC LẬP CỦA ICA

Bùi Huy Hải *

Tóm tắt: Loại bỏ các thành phần không mong muốn để thu nhận được tín hiệu sạch ECG là một nhiệm vụ quan trọng, giúp tăng độ chính xác cho quá trình chẩn đoán lâm sàng. Các thiết bị ghi tín hiệu điện tim thường cung cấp các bộ lọc đặc thù trong quá trình thu nhận tín hiệu điện tâm đồ để loại bỏ nhiễu. Tuy nhiên, với mong muốn thu nhận ECG đạt độ chính xác cao thì các bộ lọc cơ bản như vậy là chưa đủ; bởi việc ghi nhận tín hiệu ECG thường ảnh hưởng từ nhiều nguồn phát tín hiệu với đa dạng các biên độ và các thành phần tần số như tín hiệu nhịp thở, điện não, điện cơ, cùng nhiều thành phần khác bên ngoài cơ thể,... chính vì vậy, các bộ lọc thông thường không đáp ứng được yêu cầu đặt ra. Nhiều nghiên cứu đã tập trung giải quyết bài toán này và đã phần nào cải thiện chất lượng tín hiệu ghi [1, 2], tuy nhiên, các phương pháp trước đây đều gây méo tín hiệu ghi ECG khi nâng cao khả năng triệt nhiễu. Trong nghiên cứu này, tác giả đã đề xuất phương pháp mới “Kết hợp phương pháp phân tích các thành phần độc lập ICA với biến đổi wavelet” để loại bỏ các thành phần nhiễu bất thường, nhằm nâng cao độ chính xác ghi nhận tín hiệu điện tim với giá trị tương quan đạt đến 0.969 so với tín hiệu sạch.

Từ khóa: Triệt nhiễu; Tín hiệu y sinh; Tín hiệu điện tim; Phân tích các thành phần độc lập; ICA; Biến đổi wavelet; WICA.

1. ĐẶT VẤN ĐỀ

Khi cơ thể có hiện tượng bệnh lý, nhiều bệnh lý cho thấy, chúng làm thay đổi giá trị ECG về hình dạng, biên độ và tần số. Việc thu nhận tín hiệu ECG chính xác này có ý nghĩa rất lớn đối với quá trình chăm sóc sức khỏe và chẩn đoán lâm sàng với người bệnh. Các nghiên cứu nhằm mục đích thu nhận tín hiệu ECG với độ chính xác cao ngày càng trở thành một lĩnh vực tiềm năng về ứng dụng, đồng thời tạo tiền đề cho các nghiên cứu thiết bị tự động chẩn đoán lâm sàng. ECG luôn bị tác động bởi nhiều thành phần nhiễu, như các thành phần điện cơ, điện não, các thành phần nhiễu trắng,... điều gây nên sự biến đổi bất thường của tín hiệu thu ECG từ tần số đến biên độ [3]; nguyên nhân chủ yếu bởi tín hiệu ghi ECG bao gồm nhiều nguồn khác nhau; các thành phần điện chính được chụp là giao diện cơ tim, cơ, da - điện cực và nhiễu bên ngoài.

Các tần số phổ biến của các thành phần quan trọng trên ECG [4]:

- Nhịp tim: 0.67 – 5 Hz (40 – 300 nhịp/phút);
- Sóng P: 0.67 – 5 Hz;
- QRS: 10 – 50 Hz;
- Sóng T: 1 – 7 Hz;
- Các thành phần tần số cao: 100 – 500 Hz.

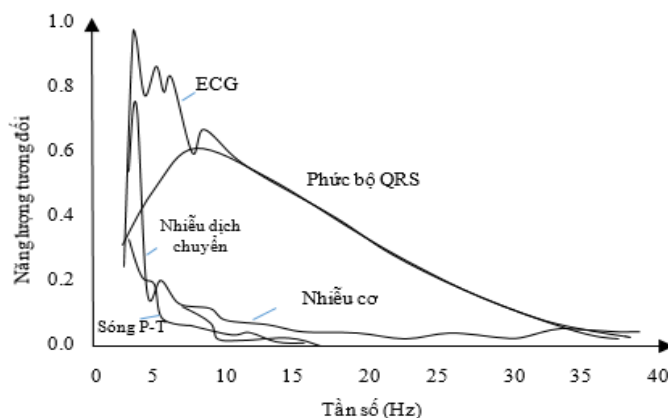
Năng lượng tương đối của phức bộ QRS, sóng P-T, nhiễu cơ, nhiễu dịch chuyển cùng phân bố tần số của tín hiệu ECG như hình 1

Giao diện tiếp xúc điện cực - da cần đặc biệt được lưu ý, vì nó là nguồn gây nhiễu lớn nhất, tạo ra thành phần dòng một chiều khoảng 200-300 mV [4]. So sánh điều này với hoạt động điện của tim người bệnh (thường nằm trong khoảng 0,1 đến 2 mV). Nhiễu quan sát được từ thành phần này được khuếch đại qua sự dịch chuyển của cơ thể, chuyển động của bệnh nhân hoặc sự biến đổi của hô hấp [5],...

Các thành phần tần số phổ biến của nhiễu và các tác động không mong muốn trên tín hiệu điện tâm đồ:

- Nhiễu cơ: 5 – 50 Hz;

- Nhịp thở: 0.12 – 0.5 Hz (8 – 30 lần/phút);
- Nhiều đường dây: 50 or 60 Hz (nhiều đường dây);
- Các thành phần khác: chủ yếu >10 Hz (bộ kích thích cơ, nhiễu từ trường mạnh, máy tạo nhịp tim với giám sát trở kháng).



Hình 1. Đồ thị phân bố biên tần tín hiệu ghi ECG
Năng lượng tương đối của phức bộ QRS, sóng P-T, nhiễu cơ, nhiễu dịch chuyển
dựa trên giá trị trung bình 150 nhịp đập của tim.

Ngoài ra, tín hiệu điện tim (ghi thô) còn biểu lộ các mẫu bất thường mà có sự thay đổi đột biến về biên độ và dịch chuyển về tần số do sự tác động từ các thành phần không mong muốn [6]. Nhiều nhà nghiên cứu đã tập trung vào việc loại bỏ nhiễu với nhiều hướng tiếp cận khác nhau như kỹ thuật phân tích tương quan chia tách các nguồn mù (BSS-CCA) [7], kỹ thuật phân tích các thành phần độc lập (ICA), kỹ thuật wavelet mù (BWDA and WDA) [8, 9, 11], Kỹ thuật phân tích thành phần chính (PCA), phân tách tuyến tính (LDA) và biến đổi hình thái (MCA) [9, 10], lọc thích nghi (AF), Kỹ thuật kết hợp phân nguồn mù và máy phân tích vec tơ,... [8]. Công cụ phổ biến nhất được sử dụng những năm gần đây là ICA [9-11]; bởi tín hiệu y sinh luôn là tổ hợp phức tạp nhiều thành phần có nguồn gốc mơ hồ khó xác định, ICA sẽ hỗ trợ phân tích những nguồn khác nhau tạo nên các thành phần độc lập Ics và ta có thể loại bỏ các thành phần không mong muốn. Tuy nhiên, độ chính xác của ICA phụ thuộc nhiều và kích thước cơ sở dữ liệu, thông thường số nguồn phát tín hiệu trong cơ thể luôn vượt qua số kênh ghi dữ liệu và trong trường hợp này ICA sẽ không có khả năng tách nhiễu ra khỏi các thành phần còn lại, hoặc các thành phần bị coi là nhiễu, khi bị loại bỏ vẫn chứa đựng những thông tin hữu ích, như vậy, việc triệt nhiễu sẽ gây ra mất thông tin.

Một kỹ thuật hiệu quả được sử dụng trong phân tích, khảo sát tín hiệu là biến đổi wavelet (WT), nó cho phép phân rã hiệu đa phân giải trên các thang đo khác nhau nhờ các hệ số wavelet, nó cho phép định vị chính xác tần số tín hiệu theo thời gian. Bởi các thành phần nhiễu thường chỉ tập trung trên một số giải tần nhất định, nên việc loại bỏ nhiễu trên từng hệ số của wavelets sẽ là một giải pháp khả quan khắc phục được những nhược điểm của ICA.

2. CƠ SỞ DỮ LIỆU VÀ GIẢI PHÁP

2.1. Cơ sở dữ liệu

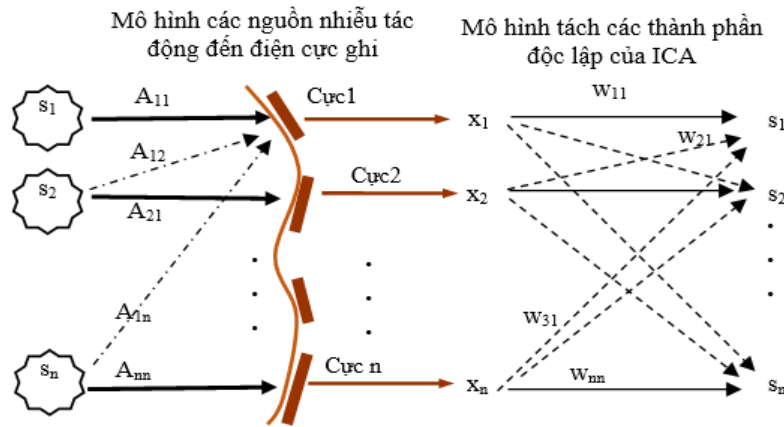
Dữ liệu điện tim đồ từ ngân hàng dữ liệu sinh học, tại địa chỉ website www.physionet.org được sử dụng trong các thí nghiệm của nhóm tác giả. Dữ liệu ghi ECG được lựa chọn một cách ngẫu nhiên từ 20 người (7 nữ và 13 nam) trong số 92 người trong ngân hàng dữ liệu. Dữ liệu của mỗi chủ thể đều ghi nhận thông tin các tín hiệu ECG truyền thống, ngoài 9 đạo trình đơn cực (3 điện thế chi LA, RA, LL và 6 đạo trình đơn cực UV1 : UV6); tần số tín hiệu được lọc

và thu nhận trong dải tần 0.5 đến 150 Hz với tần số lấy mẫu 800 Hz được sử dụng trong các thí nghiệm của đề tài.

Mỗi bản ghi được phân thành các phân đoạn dữ liệu 10 giây. Vì thời lượng dữ liệu ghi trên mỗi chủ thể trong ngân hàng dữ liệu là khác nhau nên nhóm tác giả đã chọn 30 đoạn tín hiệu ngẫu nhiên trên mỗi chủ thể; như vậy, tổng số dữ liệu tham gia thí nghiệm là 600 phân đoạn dữ liệu (*phân đoạn 10 giây*). Các chủ thể tham gia thí nghiệm có tuổi từ 20 đến 60 với tuổi trung bình là 45,23 tuổi; đa số bệnh nhân có tiền sử bệnh tim và đã được nhập viện. Một hệ thống dữ liệu sạch của 20 chủ thể cũng được sử dụng để làm cơ sở so sánh với tín hiệu thô sau khi triệt nhiễu.

2.2. Triệt nhiễu bằng ICA

Hoạt động của ICA dựa trên ba giả định sau: (a) dữ liệu thực nghiệm là tổ hợp ổn định của tín hiệu y sinh và các nguồn nhiễu khác; (b) tín hiệu ghi xuất phát từ các nguồn trên cơ thể như vùng ngực, vùng đầu, vùng da và cơ thể là tuyến tính tại các điện cực, thời gian trễ của tín hiệu từ nguồn phát đến các điện cực là không đáng kể; (c) số nguồn phát tín hiệu không lớn hơn số điện cực quá nhiều [6]. Phương pháp ICA dựa trên nguyên tắc được mô tả như trong sơ đồ hình 2:



Hình 2. Mô hình nhiễu tác động lên tín hiệu ghi và mô hình hoạt động ICA.

Với $s_1, s_2, \dots, s_n$: Các nguồn phát tín hiệu cơ bản; *Cực 1~n*: Các điện cực ghi tín hiệu ECG; $x_1, x_2, \dots, x_n$: Các đạo trình ghi dữ liệu; A là ma trận tổ hợp tín hiệu và W là ma trận nghịch đảo của ma trận A .

Tín hiệu được ghi nhận có thể được mô hình hóa như một tổ hợp tuyến tính tín hiệu từ các nguồn khác nhau mà có sự phân bố độc lập thống kê và phi Gauss theo công thức $\mathbf{x} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{s}$; $\mathbf{A}$ (ma trận $n \times n$) là ma trận tương ứng với ma trận trộn các tín hiệu độc lập từ các nguồn khác nhau; như vậy, chỉ $\mathbf{x}$ có thể thấy được; Giá trị $\mathbf{s}$ được tính toán bởi $\mathbf{s} = \mathbf{W} \cdot \mathbf{x}$ với $\mathbf{W} = \mathbf{A}^{-1}$. Các nguồn tín hiệu " s_i " cần phải chứa đựng các thành phần Gauss ít nhất nên phép đo Cực đại hóa tính phi Gauss là chìa khóa để đánh giá các trọng số ma trận A hay các thành phần độc lập. Do đó, ước lượng ICA nhắm đến cực tiểu hóa tính Gauss tức cực đại hóa tính phi Gauss bởi vì điều này sẽ cho ta các thành phần độc lập.

Negentropy $J(Y)$ được sử dụng như một phép đo Cực đại hóa tính phi Gauss. Negentropy là đại lượng dựa trên lý thuyết thông tin gọi entropy vi sai $J(Y) = H(Y_{gauss}) - H(Y)$; với Y là biến ngẫu nhiên, $H(Y_{gauss})$ là giá trị entropy của một biến Gauss tương ứng với ma trận tương quan như Y . Bởi negentropy hơi khó tính toán nên người ta đã xây dựng một số phương pháp tính toán xấp xỉ. $J(y) = \{E[G(Y)] - E[G(Y_{gauss})]\}^2$ với hàm phi tuyến $G(\cdot)$ có thể chọn theo một hai biểu

thức sau: $G(u) = \frac{1}{a} \log \cos au$ với $1 \leq a \leq 2$ và $G(u) = -e^{-\frac{u^2}{2}}$; trong đó, $g(\cdot)$ là đạo hàm của các

hàm $G(\cdot)$; tương ứng với $g(u) = \tanh(au)$ và $g(u) = ue^{-\frac{u^2}{2}}$; tính toán trọng số “ w_i ” được mô tả trong công thức $w_i^+ = E\{Xg(w_i^T X)\} - E\{g'(w_i^T X)\} w_i$.

Sau khi tách ra các thành phần độc lập, các thành phần được đánh giá là nhiễu sẽ được loại bỏ rồi tái tổ hợp, tín hiệu thu được sau cùng sẽ là tín hiệu sạch.

2.3. Triệt nhiễu dựa trên hệ thống hợp ICA và biến đổi wavelet

Hoạt động của ICA dựa trên quá trình chia tách thông tin và loại bỏ các thành phần độc lập (ICs) mà được đánh giá là nhiễu, tuy nhiên, với các đạo trình ECG thì việc này có thể sẽ gây mất thông tin hữu ích cho chẩn đoán lâm sàng.

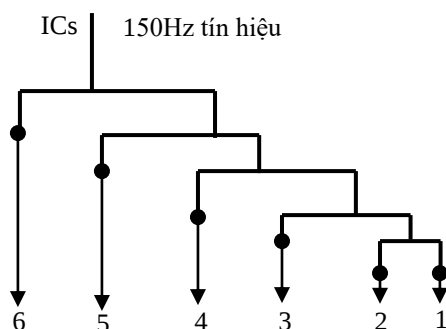
Để khắc phục hiện tượng này, chúng tôi đã thực hiện triệt nhiễu trong một phạm vi tần số nhất định. Mỗi thành phần độc lập sẽ được phân rã nhờ biến đổi wavelet.

Phổ tần tín hiệu thu

Phổ thay đổi theo các rối loạn nhịp tim khác nhau, và phổ công suất được quan sát trong dải tần từ 1 đến 20 Hz. Biên độ giảm khi tần số tăng và nhanh chóng biến mất trên 12 Hz. Các thành phần tần số từ 1 đến 12 Hz được chọn để nhận dạng nhiễu nhịp ECG. Các phổ này không bị nhiễu bởi các thành phần tần số cao trên 20 Hz như nhiễu đường dây điện (50/60 Hz) và nhiễu cơ, và các thành phần tần số rất thấp (< 0.5 Hz) như độ trôi đường cơ bản và hơi thở [1, 4]. Do đó, nhiễu đường dây điện, các thành phần tần số rất thấp và tần số cao được loại trừ mà không ảnh hưởng đến tính năng miền tần số. Như đã phân tích ở trên, các tần số phổ biến của các thành phần quan trọng trên ECG là: Nhịp tim và sóng P trong dải 0,67~5 Hz, Sóng T trong dải 1~7 Hz, thành phần QRS trong dải QRS: 10 – 50 Hz,... Chính vì vậy, thành phần nhiễu cơ trong dải 5~50 Hz là thành phần có ảnh hưởng lớn đến tín hiệu ghi ECG, ngoài ra, còn nhiều thành phần khác (> 10 Hz) như bộ kích thích cơ, nhiễu từ trường mạnh, máy tạo nhịp tim với giám sát trở kháng,... cũng ảnh hưởng không nhỏ tới tín hiệu điện tim, vậy, nhóm nghiên cứu sẽ tách các hệ số wavelet trên mỗi thành phần độc lập của ICA để triệt tiêu các thành phần không mong muốn.

Biến đổi wavelet: Biến đổi wavelet được sử dụng để khắc phục hạn chế của biến đổi fourier. Kỹ thuật này bắt đầu với hàm sóng mẹ và được phân chia thành các sóng nhỏ (Wavelet) chứa các dao động tần số thấp hơn, sóng nhỏ này được so sánh với tín hiệu phân tích để có một bức tranh toàn cục của tín hiệu ở độ phân giải thô. Quá trình này gọi là làm thay đổi tỉ lệ (scale) phân tích; khi thực hiện tiếp bước so sánh, tín hiệu sẽ được nghiên cứu chi tiết ở các độ phân giải cao hơn, giúp phát hiện các thành phần biến thiên nhanh còn ẩn bên trong tín hiệu [10, 11].

Phân rã wavelet: Biến đổi wavelet rời rạc (DWT) dựa trên việc mã hóa bằng con được phát triển để thu được tính toán nhanh của biến đổi wavelet. Bước này có thể hiểu phép biến đổi DWT như là áp dụng một tập các bộ lọc thông cao và thông thấp.



Hình 3. Phân rã wavelet ở mức 5.

Thiết kế các bộ lọc này tương đương với kỹ thuật mã hóa băng con, tuy nhiên, nó có sự khác biệt với mã hóa băng con là các bộ lọc trong DWT được thiết kế phải có đáp ứng phổ trắng, trơn và trực giao. Tín hiệu qua các bộ lọc thông cao ta thu được các hệ số chi tiết và qua các bộ lọc thông thấp ta thu được các hệ số toàn cục tương ứng, sau đó, chúng phải được lấy mẫu xuống (down sampling) hệ số 2 tạo thành biến đổi DWT ở mức 5 như mô tả trong hình 3.

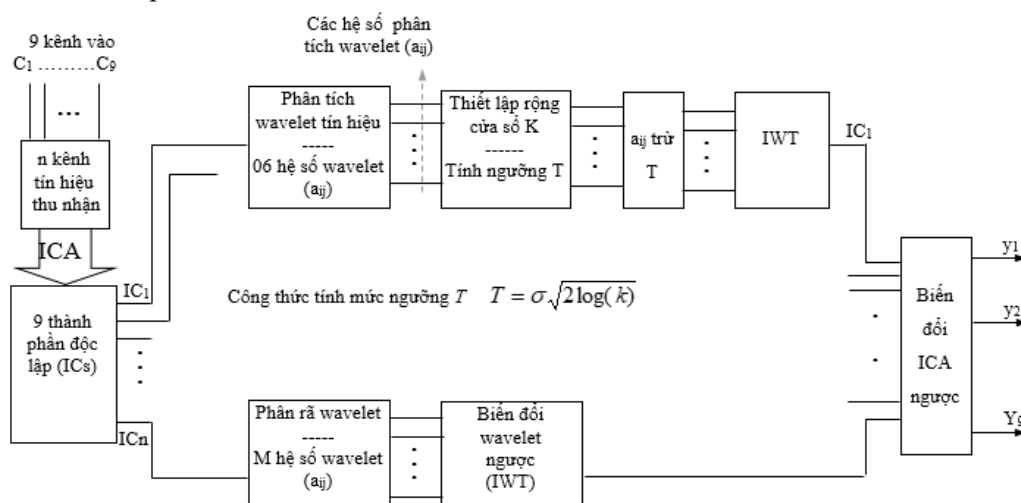
Với tần số tín hiệu trong dải 0 ~ 150 Hz), phân rã wavelet sẽ được nhóm tác giả thực hiện ở mức phân rã 5. Với mức phân rã này, việc phân tích wavelet có thể thu được các hệ số wavelet (a_{ij}) tương ứng các băng tần quan trọng của tín hiệu ECG, như T-wave, P-wave, bộ QRS,... nhằm loại bỏ nhiễu tập trung từng khu vực, tăng hiệu quả của giải pháp thực hiện. Các băng tần thu được sau biến đổi wavelet như bảng 1 sau đây:

Bảng 1. Các băng con sau khi phân rã wavelet ở mức 5.

TT	Tên băng con	Dải tần
1	Băng a_1	0~4.7 Hz
2	Băng a_2	4.7~9.4 Hz
3	Băng a_3	9.4~18.8 Hz
4	Băng a_4	18.8~37.5 Hz
5	Băng a_5	37.5~75 Hz
6	Băng a_6	75~150 Hz

Tín hiệu đầu vào đi qua hệ thống ICA và được phân tích thành các thành phần độc lập, khác với phương pháp triệt nhiễu bằng ICA, các thành phần độc lập không bị loại bỏ mà được tiếp tục phân rã bằng biến đổi wavelet. Quá trình sau khi phân rã wavelet, chúng ta sẽ thu được các hệ số phân rã (a_{ij}). Việc triệt nhiễu sẽ được thực hiện trên các hệ số (a_{ij}) dựa trên mức ngưỡng được tính toán theo công thức $T = \sigma\sqrt{2\log(k)}$ (*). Với tần số lấy mẫu 800Hz, giá trị k (phân đoạn 1

giây dữ liệu) tương ứng với 800 mẫu. $T = \sigma\sqrt{2\log(k)} \sim 2,37\sigma$. Trong đó, $\sigma^2 = \frac{\text{mean}(|a_{ij}|)}{c}$ là đánh giá độ lớn của phần tín hiệu phân tích, c là hệ số hằng (c được thiết lập bằng 0.858) và k là chiều dài dữ liệu phân tích.



Hình 4. Triệt nhiễu dựa trên sự kết hợp ICA và biến đổi wavelet.

Mức ngưỡng T sẽ giới hạn các giá trị biên độ của các hệ số (a_{ij}) theo công thức (*).

Sau khi loại bỏ các thành phần tín hiệu đột biến từ các hệ số của wavelet, bước tiếp theo sẽ là biến đổi wavelet ngược (IWT) để thu được các thành phần sạch IC. Biến đổi ICA ngược sẽ cho

ta thu được tín hiệu sạch đã loại bỏ được các thành phần nhiễu. Mô hình thực hiện hệ thống được mô tả trên hình 4.

Thuật toán loại bỏ nhiễu với giải pháp ngưỡng T như sau:

$$\hat{a}_{jk} = \begin{cases} \text{sign}(a_{jk})(|a_{jk}| - T) & \text{if } |a_{jk}| > T \\ 0 & \text{if } |a_{jk}| < T \end{cases}$$

3. MÔ PHỎNG, TÍNH TOÁN, THẢO LUẬN

Dữ liệu y sinh từ ngân hàng dữ liệu www.physionet.org đã thu nhận từ 20 chủ thể tham gia thí nghiệm, dữ liệu đánh giá được thực hiện trong 30 phân đoạn dữ liệu ghi ngẫu nhiên trên mỗi chủ thể, mỗi phân đoạn dữ liệu được triết xuất trong 10 giây với tần số lấy mẫu là 800 Hz, các chủ thể tham gia thí nghiệm là các bệnh nhân đang được theo dõi tại bệnh viện Campbelltown – Úc [12].

Trước khi được đưa vào hệ thống wICA để triết nhiễu, dữ liệu được đưa qua bộ lọc thông dải với tần số cắt từ 0.5 ~ 150 Hz nhằm loại bỏ trước một số các thành phần nhiễu cơ bản như nhiễu mô hôi, nhiễu điện cực, nhiễu bề mặt da,... để hệ thống có thể tập trung chủ yếu loại bỏ các thành phần nhiễu phức tạp, có sự đột biến cao như nhiễu cơ.

Một hệ thống tín hiệu sạch gồm các tín hiệu ở mỗi chủ thể tham gia thí nghiệm được sử dụng làm tín hiệu tham chiếu nhằm đánh giá độ tương quan với tín hiệu sau khi lọc nhiễu qua mô hình wICA. Việc đánh giá hiệu quả của quá trình triết nhiễu sẽ dựa trên hệ số tương quan R giữa tín hiệu đầu ra của hệ thống wICA và tín hiệu tham chiếu ($R_{max} = 1$). Chiều rộng cửa sổ k được thiết lập bằng 800 tương ứng với 01 giây dữ liệu và hàm wavelet được sử dụng là Daubechies.

Hiệu quả của phương pháp triết nhiễu mới sẽ được đánh giá dựa trên việc so sánh với khả năng triết nhiễu của phương pháp truyền thống ICA trên tất cả 9 kênh. Hệ số tương quan giữa tín hiệu sau khi triết nhiễu của cả hai phương pháp ICA, wICA với tín hiệu tham chiếu (tín hiệu mơ ước) trên 9 kênh được mô tả trong bảng 2.

Bảng 2. Bảng giá trị tương quan giữa tín hiệu đầu ra của hệ thống ICA, wICA so với tín hiệu tham chiếu.

TT	Kênh ghi/đạo trình	ICA	wICA
		Giá trị R	Giá trị R
1	I	0.9245	0.9595
2	II	0.9138	0.9636
3	III	0.9282	0.9762
4	V1	0.9118	0.9549
5	V2	0.9281	0.9697
6	V3	0.9386	0.9796
7	V4	0.9211	0.9812
8	V5	0.8986	0.9573
9	V6	0.90240	0.9794
	Trung bình	0.9186	0.9690

Hệ số tương quan được tính bởi $R = \frac{C_{xy}}{\sigma_x \sigma_y}$ (C_{xy} là hiệp phương sai của x & y, $R \leq 1$), với

$$C_{xy} = E\{(x - \eta_x)(y - \eta_y)\}; E\{x\} = \eta_x; E\{y\} = \eta_y; \sigma_x = \sqrt{E\{(x - \eta_x)^2\}} \text{ và } \sigma_y = \sqrt{E\{(y - \eta_y)^2\}} \quad [11]$$

Việc loại bỏ tức thời các thành phần tham dự không mong muốn qua việc tách nguồn tín hiệu thu (ICs) có thể gây mất thông tin hữu ích từ tín hiệu ghi; một tác động không mong muốn trong

quá trình triệt nhiễu. Giải pháp đặt ngưỡng trên các hệ số wavelet thực hiện trên mỗi thành phần độc lập của hệ thống ICA đã cho kết quả khả quan so với phương pháp truyền thống, vừa cải thiện khả năng triệt nhiễu của hệ thống đồng thời sẽ cho phép giảm méo tín hiệu ghi.

4. KẾT LUẬN

Trong bài báo này, tác giả đã trình bày một phương pháp triệt nhiễu mới, kết hợp được thế mạnh của hai công cụ xử lý tín hiệu, đó là phân tích các thành phần độc lập và biến đổi wavelet, phương pháp này còn gọi là wavelet nâng cấp ICA (wICA). Phương pháp đề xuất đã chứng tỏ có nhiều ưu thế so với các phương pháp đã sử dụng trước đây dựa trên số liệu khả quan của kết quả thực nghiệm. Mô hình triệt nhiễu này có thể áp dụng hiệu quả cho việc triệt nhiễu tín hiệu điện tim nói riêng, hay tín hiệu y sinh nói chung; đồng thời cũng hiệu quả trong việc áp dụng triệt nhiễu cho những hệ thống ghi dữ liệu đa kênh tương tự.

Tuy nhiên, dữ liệu mới chỉ được lấy từ ngân hàng dữ liệu y sinh để áp dụng trong quá trình thực nghiệm, nhiều trạng thái bệnh lý cụ thể của vấn đề tim mạch chưa được đề cập. Trong thực tế, có rất nhiều trạng thái bệnh lý về tim mạch khác nhau ảnh hưởng lớn đến quá trình ghi nhận các tín hiệu ECG. Vậy một sự đánh giá toàn diện hơn sẽ là nhiệm vụ của nhóm nghiên cứu trong tương lai, với số chủ thể đánh giá cùng số phân đoạn dữ liệu trên mỗi chủ thể cũng sẽ gia tăng đáng kể trong các thí nghiệm tiếp theo của nhóm.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. D. A.Kabir, C.Shahnaz, “*Denoising of ECG signals based on noise reduction algorithms in EMD and wavelet domains*”, Biomedical Signal Processing and Control, Vol.7, No.5, (2012), PP. 481-489, ISSN 1746-8094,
- [2]. Mohammed AlMahamdy, H. Bryan Riley, “*Performance Study of Different Denoising Methods for ECG Signals*”, Procedia Computer Science,(2014), Vol.37, PP. 325-332, ISSN 1877-0509,
- [3]. Abächerli R, Schmid HJ. “*Meet the challenge of high-pass filter and ST-segment requirements with a DC-coupled digital electrocardiogram amplifier*”. J Electrocardiol. (2009), Vol.42, No.6, pp:574-9.
- [4]. Venkatachalam, K. L., Herbr, J. E., Herbrandson, J. E., son, & Asirvatham, S. J. “*Signals and signal processing for the electrophysiologist*”electrogram acquisition Circulation. Arrhythmia And Electrophysiology, (2011), Vol. 4, No.6, pp. 965-73.
- [5]. S.Chatterjee, R.S.Thakur, R.N.Yadav, L.Gupta, D.K.Raghuvanshi, “*Review of noise removal techniques in ECG signals*”, The Institution of Engineering and Technology, (2020), Vol.14, No.9, pp. 569-590.
- [6]. N. Rashmi, G. Begum and V. Singh, “*ECG denoising using wavelet transform and filters*,” 2017 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET), Chennai, India, (2017), pp. 2395-2400
- [7]. L.Shoker, S.Sanei, J.A.Chambers, *Artifact removal from electro- encephalograms using ahybrid BSS-SV Malgorithm*, IEEE Signal Process. Lett, (2005) Vol.12, No.10, pp. 721–724.
- [8]. Travis. B.S & Krishna.S.N (2010) “ *MRI artifacts and correction strategies*”, Imaging Med. (2010),Vol. 4, No. 2, pp. 445–457.
- [9]. H. Chen, C. Zhao and J. Yin, “*Design and implementation of EEMD-assisted ICA joint denoising scheme for ECG signals*”, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, (2019); Vol. 569, No.3; pp:569-575.
- [10]. Abbaspour S, Lindén M, Gholamhosseini H. “*ECG Artifact Removal from Surface EMG Signal Using an Automated Method Based on Wavelet-ICA*”. Stud Health Technol Inform. (2015); pp:91-97. PMID: 25980853.
- [11]. C.C. Chiu, **B.H. Hai**, S.J. Yeh, and K.Y.K. Liao (2013) “*Recovering EEG Signals: Muscle Artifact Suppression Using Wavelet-Enhanced, Independent Component Analysis Integrated with Adaptive Filter*” Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications. Vol. 26, No.5, 2014
- [12]. Gargiulo, G. D., Mcewan, A. L., Bifulco, P., Cesarelli, M., Jin, C., Tapson, J., Schaik, A. V. *Towards true unipolar ECG recording without the Wilson central terminal (preliminary results)*. Physiological Measurement, (2013), Vol.34, No.9, pp. 991-1012.

ABSTRACT

THE ARTIFACT REMOVAL FROM ECG RECORDING BASED ON WAVELET COEFFICIENTS ON INDEPENDENT COMPONENTS OF ICA

The removal of undesirable components to obtain a clean ECG signal is an important job, which helps to increase the accuracy of the clinical diagnosis process. The ECG recorders usually provide some specific filters during ECG recording to remove artifacts. However, with expecting received ECG in the high accuracy, the basic filters are not enough, because the ECG signal recording's often affected from multiple signal sources with with varying amplitudes and frequencies; such as Respiratory, Electroencephalogram (EEG), electrooculography (EOG), electromyography (EMG)... therefore, conventional filters didn't meet the requirements of removing most of the impacting artifact components, however the previously proposed methods cause distortion of the ECG recording signal when improving noise cancellation. In this study, the author has proposed a new method "the independent component analysis (ICA) - combining wavelet transforms" to remove the abnormal noise to improve the accuracy of ECG signal recording with a correlation value of up to 0.968 compared to the desired response.

Keywords: Artifact removal; Biomedical signals; ECG; Independent component analysis; ICA; Wavelet transform.

Nhận bài ngày 26 tháng 3 năm 2021

Hoàn thiện ngày 13 tháng 5 năm 2021

Chấp nhận đăng ngày 30 tháng 7 năm 2021

Địa chỉ: ¹Khoa Điện tử, Đại học Kinh tế Kỹ thuật Công nghiệp.

**Email:* bhhai@uneti.edu.vn.