



## ELECTROCARDIOGRAPHY SIGNAL DENOISING USING TRANSLATION INVARIANT WAVELET THRESHOLD ALGORITHM

Do Xuan Thieu<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Department of Electronic Engineering, Faculty of Electrical and Electronic Engineering, University of Transport and Communications, No 3 Cau Giay Street, Hanoi, Vietnam*

### ARTICLE INFO

TYPE: Research Article

Received: 14/3/2019

Revised: 20/6/2019

Accepted: 28/6/2019

Published online: 16/9/2019

<https://doi.org/10.25073/tcsj.70.1.39>

\* *Corresponding author*

Email: [xuanthieu@utc.edu.vn](mailto:xuanthieu@utc.edu.vn)

**Abstract.** Electrocardiography (ECG) signal processing using wavelet transform has been effectively performed in medical diagnostics. The electrocardiography signal processing basically consists of noise reduction and separation of features to detect waves, peaks, and heart rate calculations. Traditional signal processing methods often use a discrete wavelet transform (DWT). However, the DWT probably generates artifacts, distorting the signal form. The paper proposes a translation invariant wavelet threshold algorithm based on translation invariant discrete wavelet transform (TIDWT) to reject the disturbance of ECG signals and to eliminate the generated noise caused by signal transformation, improving noise reduction efficiency. The performance of the proposed algorithm will be evaluated by simulation on the graph and calculating the signal to noise ratio (SNR).

**Keywords:** Denoising, artifacts, translation invariant.

© 2019 University of Transport and Communications



## KHỬ NHIỄU TÍN HIỆU ĐIỆN TIM SỬ DỤNG GIẢI THUẬT NGƯỠNG WAVELET DỊCH BẤT BIẾN

Đỗ Xuân Thiệu<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Bộ môn Kỹ thuật Điện tử, Khoa Điện - Điện tử, Trường Đại học Giao thông vận tải, Số 3 Cầu Giấy, Hà Nội

### THÔNG TIN BÀI BÁO

CHUYÊN MỤC: Công trình khoa học

Ngày nhận bài: 14/3/2019

Ngày nhận bài sửa: 20/6/2019

Ngày chấp nhận đăng: 28/6/2019

Ngày xuất bản Online: 16/9/2019

<https://doi.org/10.25073/tcsj.70.1.39>

\* Tác giả liên hệ

Email: xuanthieu@utc.edu.vn

**Tóm tắt:** Xử lý tín hiệu điện tim ECG sử dụng biến đổi wavelet đã được thực hiện hiệu quả trong chẩn đoán y học. Việc xử lý tín hiệu điện tim cơ bản là khử nhiễu và tách các điểm đặc trưng phát hiện các sóng, đỉnh sóng, tính nhịp tim. Các phương pháp xử lý tín hiệu truyền thống thường sử dụng phép biến đổi wavelet rời rạc DWT. Tuy nhiên, DWT có thể sinh ra những dao động giả tạo làm méo dạng tín hiệu. Bài báo đề xuất một giải thuật ngưỡng wavelet dịch bất biến dựa trên cơ sở biến đổi wavelet rời rạc dịch bất biến TIDWT để khử nhiễu tín hiệu điện tim, loại bỏ được những nhiễu phát sinh gây ra do quá trình biến đổi tín hiệu, nâng cao hiệu quả khử nhiễu. Hiệu năng của thuật toán đề xuất sẽ được đánh giá bằng mô phỏng trên đồ thị và tính toán tỉ số tín hiệu trên nhiễu SNR.

**Từ khóa:** Khử nhiễu, dao động giả tạo, dịch bất biến.

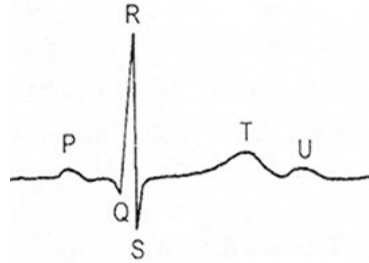
© 2019 Trường Đại học Giao thông vận tải

### I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Tín hiệu điện tim là tín hiệu có dạng phức tạp với các tần số khoảng 0.05Hz-300 Hz. Quá trình tính toán, phân tích, kể cả trường hợp bệnh lý, trường hợp méo tín hiệu, người ta xác định được dải tần tiêu chuẩn bảo đảm thể hiện trung thực tín hiệu điện tim từ 0.05Hz-100 Hz. Giới hạn trên để đảm bảo trung thực sóng P và T. Ở các máy điện tim hiện đại nghiên cứu trong phòng thí nghiệm tiêu chuẩn này cao hơn từ 0.01Hz-200 Hz.

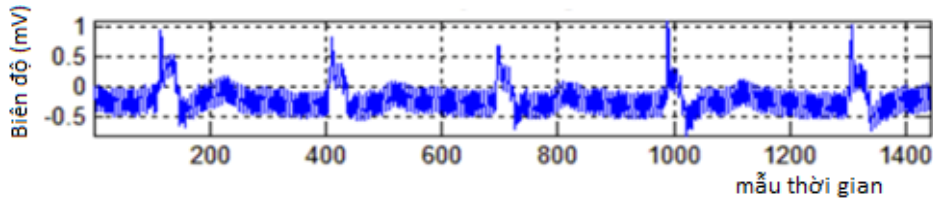
Xét về dải rộng của tín hiệu thì biên độ các sóng P, Q, R, S, T, U rất khác nhau (hình 1). Biên độ các sóng ghi được trong các chuyển đạo mẫu là nhỏ nhất (do điện trường tim ở các chi là yếu nhất), biên độ các chuyển đạo ở lồng ngực là lớn nhất.

Biên độ các sóng P, Q, S nhỏ nhất cỡ 0.2 – 0.5 mV, biên độ lớn nhất là sóng R cỡ 1.5 – 2mV.



**Hình 1.** Dạng tín hiệu điện tim cơ bản.

Nhiều xen vào tín hiệu điện tim có mức độ và tần số khá gần với tín hiệu thực có ích. Ở dải tần số thấp là nhiễu gây ra bởi những cử động cơ học, phản ứng hồi hộp, nhiễu nguồn điện, ... Ở vùng tần số cao là nhiễu các tần số hài của nguồn điện, nhiễu sóng điện từ,... Khi điện cực tiếp xúc kém thì nhiễu tác động càng nhiều, đôi khi có thể gây lẫn hết tín hiệu có ích và rất khó có thể nhận biết được các thành phần của sóng điện tim (hình 2).



**Hình 2.** Nhiễu sóng ECG.

Hình 2 là đồ thị thời gian của tín hiệu điện tim ECG khi có nhiễu lẫn. Các nguồn nhiễu chính tác động lên tín hiệu điện tim bao gồm:

- Nhiễu từ mạng cung cấp điện 50Hz nằm trong dải tín hiệu có ích từ 0.05Hz-100 Hz, tác động vào bệnh nhân thông qua hiệu ứng tích điện trên bề mặt cơ thể bệnh nhân.

- Nhiễu sóng cơ do bệnh nhân mất bình tĩnh gây ra. Khi bệnh nhân căng thẳng lo âu, cơ căng cứng tạo thành nhiễu sóng cơ làm trôi đường đẳng trị của tín hiệu ECG. Nhiễu này nằm trong dải từ 20- 30Hz.

- Nhiễu do tiếp xúc không tốt giữa điện cực và bệnh nhân. Do da không phẳng, lớp biểu bì có cả các tế bào già, tế bào chết, bụi,... và cả những sợi lông mọc từ dưới da. Mồ hôi luôn tiết ra từ lỗ chân lông có thành phần phức tạp bao gồm cả các ion  $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Cl^-$ . Lớp tiếp xúc này có thể tạo ra điện thế tiếp xúc gây nhiễu. Ngoài ra, độ dẫn điện của các tổ chức dưới da cũng gây ra hiện tượng quá thế khi có dòng điện chảy qua.

- Nhiễu tần số thấp phát sinh từ các thiết bị điện gia dụng có thể xâm nhập vào cơ thể

theo hiệu ứng cảm ứng từ trường, tần số càng thấp thì xâm nhập càng sâu. Nhiễu này có thể làm trôi đường nền tín hiệu.

- Nhiễu tần số cao gây bởi các thiết bị thu phát điện tử như tivi, radio, điện thoại,... Nhiễu này xen vào nền các sóng điện từ cơ bản gây méo tín hiệu.

Việc khử nhiễu tín hiệu điện tim để đưa ra được tín hiệu trung thực, giúp bác sỹ chẩn đoán chính xác các bệnh lý theo điện tâm đồ luôn được thực hiện trong các thiết bị và trên các phương tiện phân tích điện tâm đồ. Biến đổi wavelet là một phương pháp toán học được nhiều nhà khoa học, các nhà chuyên môn nghiên cứu và thực hiện. Các biện pháp khử nhiễu sử dụng biến đổi wavelet rời rạc DWT [2] [3] có hiệu quả khử nhiễu khá tốt, nhưng trong một số trường hợp có thể sinh ra một số dao động giả tạo do quá trình biến đổi. Một số nghiên cứu phương pháp khử nhiễu sử dụng biến đổi wavelet dịch bất biến TIDWT (Translation-Invariant Discrete Wavelet transforms) [4] đã công bố sử dụng ngưỡng phổ dụng (ngưỡng đều), tín hiệu khôi phục trơn hơn DWT (Discrete Wavelet transforms), nhưng chỉ ứng dụng tốt trong các môi trường chuẩn, nhiễu trắng. Giải thuật khử nhiễu đề xuất trong bài báo có thể ứng dụng trong môi trường nhiễu phức tạp hơn. Giải thuật thực hiện trên cơ sở TIDWT, ước lượng tất cả các dịch của tín hiệu và lấy trung bình sau mỗi lần dịch ngược. Do không thực hiện bước phân chia khi biến đổi nên TIDWT giữ lại được nhiều thành phần tín hiệu, tín hiệu khôi phục sẽ trung thực hơn. Dịch bất biến nên khi ước lượng khử nhiễu, ngoài nhiễu không tương quan, giải thuật mới có thể loại bỏ được cả các loại nhiễu tương quan [1].

## II. BIẾN ĐỔI WAVELET DỊCH BẤT BIẾN TIDWT

### 1. Biến đổi wavelet rời rạc dịch bất biến TIDWT

Biến đổi wavelet rời rạc DWT vec tơ  $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^N$  thông qua phép biến đổi hình chóp cho ma trận vuông  $W$  trực giao  $N \times N$ , biến đổi ngược cho ma trận  $W^T$ . Giải thuật hình chóp bao gồm cả lấy mẫu xuống ở từng tỷ lệ. Biến đổi wavelet rời rạc dịch bất biến TIDWT không thực hiện lấy mẫu xuống ở mỗi tỷ lệ mà tính toán tất cả các hệ số dịch vì vậy giữ lại tất cả các hệ số wavelet và các hệ số tỷ lệ ở các tỷ lệ thô.

Ở tỷ lệ  $j \leq \log_2 N$ , các hệ số tỷ lệ (hệ số xấp xỉ) là vec tơ:

$$\mathbf{c}^{(j)} = (c_1^{(j)}, \dots, c_N^{(j)}) \quad (1)$$

$$c_k^{(j)} = \sum_{l \in \mathbb{Z}} h_l c_{k+2^{j-l}}^{(j-l)} \quad (2)$$

và các hệ số wavelet (hệ số chi tiết) là các vec tơ:

$$\mathbf{d}^{(j)} = (d_1^{(j)}, \dots, d_N^{(j)}) \quad (3)$$

$$d_k^{(j)} = \sum_{l \in \mathbb{Z}} g_l d_{k+2^{j-l}}^{(j-l)} \quad (4)$$

TIDWT cho ma trận  $M_L$  kích thước  $(L+1)N \times N$ , trong đó  $L$  là mức khai triển cực đại.

Gọi ma trận  $R_i$  kích thước  $N \times N$  là ma trận các hệ số wavelet ở tỷ lệ thứ  $j$ , nghĩa là  $R_j(x) = \mathbf{d}^{(j)}$  và ma trận  $S_i$  gồm các hệ số tỷ lệ ở tỷ lệ thứ  $j$ , nghĩa là  $S_i(x) = \mathbf{c}^{(j)}$  thì:

$$M_L = (R_1^T, \dots, R_L^T, S_L^T)^T \quad (5)$$

Như vậy, ma trận  $M_L$  không trực giao như biến đổi wavelet rời rạc DWT. Theo lý thuyết ma trận, tồn tại ma trận đảo Moore-Penrose:

$$M_L^t = (M_L^T M_L)^{-1} M_L^T \quad (6)$$

thỏa mãn:  $M_L^t M_L = I$ .

$M_L$  gồm tất cả các dịch của ma trận hệ số biến đổi wavelet rời rạc  $W$  nên dạng hiện của ma trận  $M_L^t$  sẽ là:

$$M_L^t = (\frac{1}{2} R_1^T, \dots, \frac{1}{2^L} R_L^T, \frac{1}{2^L} S_L^T) \quad (7)$$

Điều này chứng tỏ rằng biến đổi ngược wavelet rời rạc dịch bất biến lấy trung bình qua tất cả các dịch của biến đổi wavelet rời rạc.

Các ma trận  $R_i$  và  $S_i$  có thể tính được từ cách tính các bộ lọc tự tương quan (bộ lọc à-trous)  $\mathbf{a} = \{a_k: k \in \mathbb{Z}\}$ ;  $a_{2k} = \delta_{0k}$ :

$$a_k = \sum_l h_l h_{l+k} \quad (8)$$

$$b_k = \sum_l g_l g_{l+k} \quad (9)$$

Xác định các ma trận tỷ lệ  $T_i$  và ma trận  $Q_i$ :

$$T_j = 2^{-j} S_j^T S_j \quad (10)$$

$$Q_j = 2^{-j} R_j^T R_j \quad (11)$$

Trong đó, các phần tử ma trận  $T_i(x)$  là:

$$t_{j,k}(x) = \sum_{m_1, \dots, m_j} a_{m_1} \dots a_{m_j} x_{k+m_1+\dots+2^j m_j}, \text{ với } \mathbf{x} = \{x_i\} \quad (12)$$

Bằng cách nhân ma trận  $T_L$  với tập dữ liệu vào  $\mathbf{x}$  ta được hình chiếu dịch bất biến của  $\mathbf{x}$ . Các hình chiếu này đóng vai trò quan trọng trong đặc tính tron của các hàm khử nhiễu dịch bất biến.

Các tập  $\mathbf{a}$  và  $\mathbf{b}$  là các bộ lọc tự tương quan của các bộ lọc wavelet  $\mathbf{h}$  và  $\mathbf{g}$  với các quan hệ:  $g_k = (-1)^k h_{1-k}$  và  $b_k = (-1)^k a_k$ .

Các bộ lọc wavelet thực hiện trong các hàm tỷ lệ và wavelet còn các giá trị  $a_k$  và  $b_k$  là các hệ số trong các biểu thức quan hệ của các hàm tự tương quan  $\Phi$  và  $\Psi$ :

$$\Phi(s) = \int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(x)\varphi(x+s)dx \quad (13)$$

$$\Psi(s) = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi(x)\psi(x+s)dx \quad (14)$$

có các quan hệ:

$$\Phi(x) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_k \Phi(2x - k) \quad (15)$$

$$\Psi(s) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} (-1)^k a_k \Phi(2x - k) \quad (16)$$

Thực hiện TIDWT thông qua các bộ lọc thông thấp và thông cao khi biến đổi thuận và biến đổi ngược.

## 2. Ước lượng ngưỡng wavelet

Tín hiệu  $X$  sau biến đổi wavelet gồm tín hiệu gốc  $F$  và nhiễu  $W$ :

$$X = F + W \quad (17)$$

Giải thuật thực hiện ước lượng tất cả các dịch của  $X$  và lấy trung bình sau mỗi lần dịch ngược.

Với  $0 \leq p < N$ , giá trị ước lượng của tín hiệu  $F^p$  được tính bằng thuật ngưỡng dữ liệu dịch  $X^p[n] = X[n - p]$  trong tập cơ sở  $B = \{g_m\}_{0 \leq m < N}$ ,  $X_B[m] = \langle X, g_m \rangle$ :

$$F^p = \sum_{m=0}^{N-1} \rho_{\Gamma}(X_B^p[m])g_m \quad (18)$$

Trong đó,  $\rho_{\Gamma}(x)$  là hàm ngưỡng, có thể sử dụng ngưỡng cứng hoặc ngưỡng mềm [2] [3]. Ước lượng dịch bất biến có được bằng cách dịch ngược và lấy trung bình các ước lượng:

$$\tilde{F}[n] = \frac{1}{N} \sum_{p=0}^{N-1} F^p[n + p] \quad (19)$$

Giá trị ngưỡng tại tỷ lệ (mức biến đổi) thứ  $j$  ( $1 < j \leq L$ ) được xác định bao gồm các thành phần nhiễu không tương quan và nhiễu tương quan [1]:

$$u_j = \sigma_j \sigma_{\eta j} \sqrt{2(1 + \delta) \log(L + 1) N} \quad (20)$$

Trong đó,  $L$  là mức biến đổi wavelet cực đại,  $\delta$  là giá trị xác định từ tương quan chéo hay hợp biến các hệ số biến đổi wavelet dịch  $x_i$  và  $x_m$ :

$$\delta = \max(\text{cov}(x_i, x_m)) \quad (21)$$

Giá trị  $\sigma_{\eta j}$  từ đặc tính phân bố nhiễu không tương quan, được tính theo hệ số chi tiết thứ  $k$  ở tỷ lệ thứ  $j$ :

$$\sigma_{\eta j} = \frac{\text{median}(|d(j,k)|)}{0.6745} \quad (22)$$

Giá trị  $\sigma_j$  ở mức biến đổi thứ  $j$  được xác định từ các giá trị phương sai nhiễu tương

quan  $\sigma_j^2$  là các thành phần đường chéo ma trận hợp biến biến đổi wavelet:

$$\sigma_j^2 = \text{diag}(M_j M_j^T) \quad (23)$$

Các bước chính thực hiện giải thuật như sau:

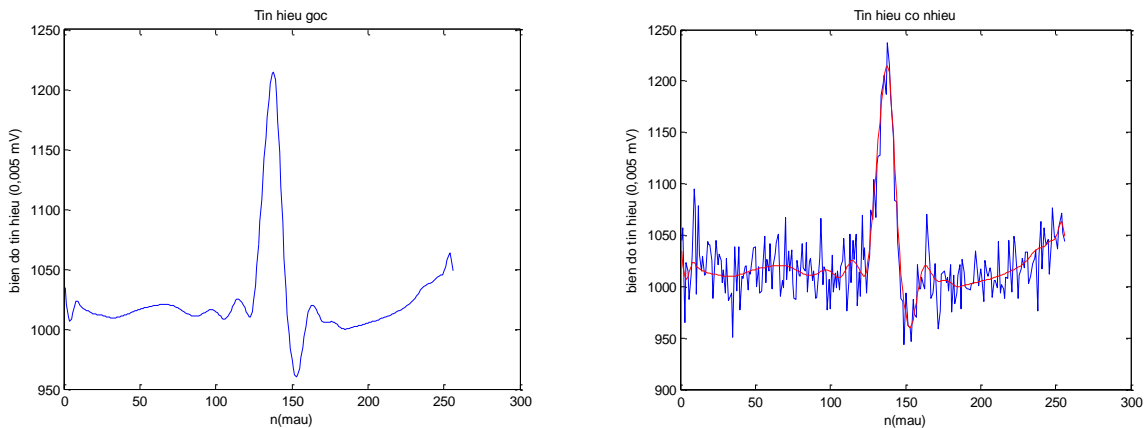
- Biến đổi wavelet thuận tín hiệu bao gồm nhiều đề có được các hệ số wavelet.
- Tính toán ngưỡng theo các công thức (23), (22), (21), (20).
- Thực hiện ước lượng theo công thức (18), (19).
- Biến đổi wavelet ngược, khôi phục tín hiệu.

### III. KẾT QUẢ KHỬ NHIỄU

Giải thuật đã được mô phỏng trên Matlab, tính toán tỷ số tín hiệu trên nhiễu SNR (Signal to Noise Ratio) so sánh với giải thuật truyền thống sử dụng DWT trên tín hiệu có nhiễu mô phỏng. Giải thuật cũng được thực hiện với một số hàm wavelet khác nhau để kiểm chứng hiệu quả khử nhiễu. Khử nhiễu tín hiệu thực cũng được thực hiện và được đánh giá trực quan trên đồ thị.

#### 1. Khử nhiễu tín hiệu ECG nhiễu mô phỏng

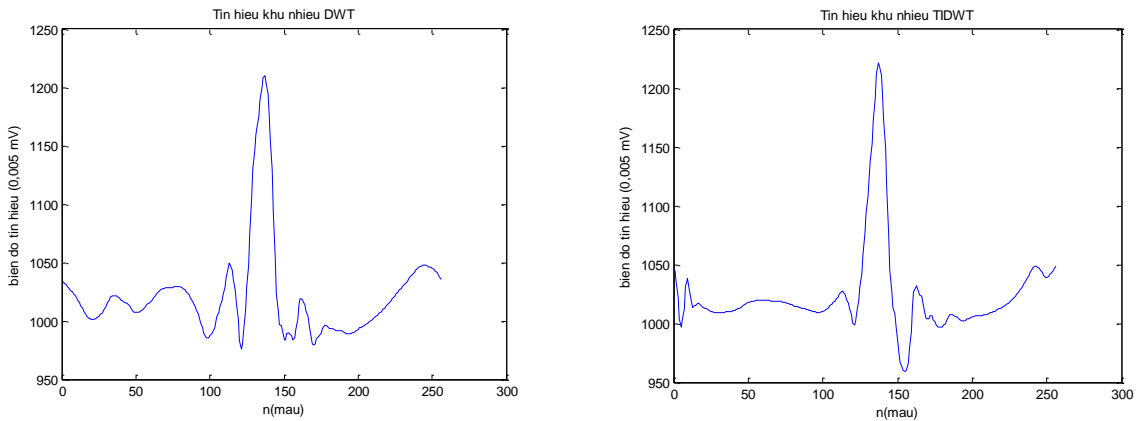
Các hình 3a, 3b tương ứng là các tín hiệu ECG gốc, tín hiệu có nhiễu. Các tín hiệu hình 4a, 4b tương ứng là tín hiệu khử nhiễu bằng DWT và tín hiệu khử nhiễu bằng TIDWT. Tín hiệu có nhiễu là tín hiệu gốc được trộn với nhiễu ngẫu nhiên phân bố trong dải tần số rất rộng (nhiều trắng). Nhiễu này có thể bao gồm tất cả các loại nhiễu gây ra như đã phân tích ở mục I. Tín hiệu có nhiễu với tỷ số tín hiệu trên nhiễu  $SNR_v = 6.7563 \text{ dB}$ . Các kết quả thực hiện biến đổi với hàm wavelet Db4. Tín hiệu khử nhiễu DWT xuất hiện dao động phát sinh sau các đỉnh sóng, có thể cộng vào tín hiệu như ở các mẫu từ 100-110 sau sóng P, ở các mẫu khoảng từ 150-160 sau sóng S, gây méo dạng tín hiệu. Phương pháp ước lượng ngưỡng TIDWT, tín hiệu trơn hơn, trung thực hơn và không phát sinh dao động nhiễu. Tỷ số tín hiệu trên nhiễu của giải thuật mới cao hơn giải thuật DWT.



a) Tín hiệu ECG sạch

b) Tín hiệu có nhiễu,  $SNR_v = 6.7563 \text{ dB}$

**Hình 3.** Tín hiệu sạch và tín hiệu có nhiễu mô phỏng.



a) Tín hiệu khử nhiễu DWT,  
 $SNR_r = 12.5781dB$

b) Tín hiệu khử nhiễu TIDWT,  
 $SNR_r = 19.2747dB$

**Hình 4.** Tín hiệu mô phỏng, khử nhiễu DWT và khử nhiễu TIDWT.

## 2. Khử nhiễu tín hiệu ECG sử dụng các hàm wavelet khác nhau

Bảng 1 là các kết quả đánh giá thông qua tỷ số  $SNR_r$  và lỗi trung bình bình phương MSE (Mean Squared Error) khi sử dụng với một số hàm wavelet. Các số liệu trong bảng 1 được thực hiện với cùng một tín hiệu vào có nhiễu với tỷ số tín hiệu trên nhiễu đầu vào  $SNR_v = 6.7563 dB$  (hình 3b).

Các thông số đánh giá kết quả khử nhiễu là tỷ số tín hiệu trên nhiễu đầu vào  $SNR_v$ , tỷ số tín hiệu trên nhiễu đầu ra  $SNR_r$  và lỗi trung bình bình phương MSE.

$$SNR_v = 10 \lg \frac{\sum_n F^2(n)}{\sum_n W^2(n)} \quad (24)$$

$$SNR_r = 10 \lg \frac{\sum_n \tilde{F}^2(n)}{\sum_n (\tilde{F}(n) - F(n))^2} \quad (25)$$

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_n (\tilde{F}(n) - F(n))^2 \quad (26)$$

Trong đó:  $F(n)$  là tín hiệu ECG gốc,  $W(n)$  là nhiễu,  $\tilde{F}(n)$  là tín hiệu ước lượng sau khử nhiễu.

**Bảng 1.** Hệ số  $SNR_r$  và MSE khi  $SNR_v = 6.7563 dB$ .

TT	Wavelet	$SNR_r$ (dB)	MSE
1	Haar	11.1687	0.0065
2	Db4	19.2747	$0.71 \times 10^{-4}$
3	Sym 8	20.0356	$0.34 \times 10^{-4}$
4	Coif 4	19.3001	$0.65 \times 10^{-4}$
5	Db8	18.1568	$0.87 \times 10^{-4}$

Kết quả khử nhiễu trong bảng 1 cho thấy hiệu quả khử nhiễu của giải thuật mới thích ứng với tất cả các hàm wavelet và việc chọn hàm wavelet để thực hiện biến đổi wavelet cũng là bước quan trọng trong bài toán khử nhiễu. Thông thường, phân tích tín hiệu trung thực nhất, hiệu quả khử nhiễu cao nhất khi wavelet được chọn có hệ số tương quan với tín hiệu cao nhất. Wavelet Haar sử dụng để khử nhiễu ECG có hiệu quả thấp nhất, Sym 8 có  $SNR_r$  cao và MSE



nhỏ nhất.

Thực hiện khử nhiễu với tín hiệu có nhiễu lớn hơn  $SNR_v = 2.2576 \text{ dB}$ .

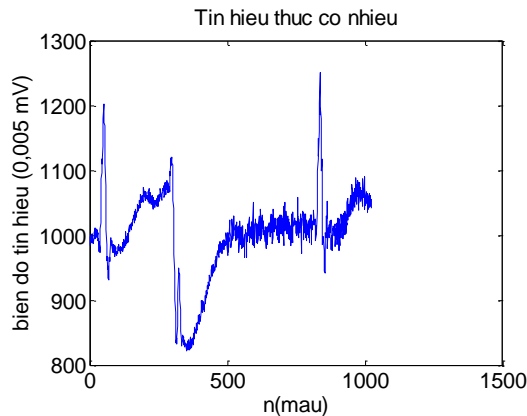
Kết quả khử nhiễu trong bảng 2 ứng với các wavelet khác nhau cho giải thuật mới khi tín hiệu có nhiễu lớn hơn cho thấy tương đương như bảng 1. Wavelet Harr có hiệu quả khử nhiễu thấp nhất nên wavelet này ít được sử dụng cho thuật toán khử nhiễu tín hiệu điện tim.

**Bảng 2.** Hệ số  $SNR_r$  và MSE khi  $SNR_v = 2.2576 \text{ dB}$ .

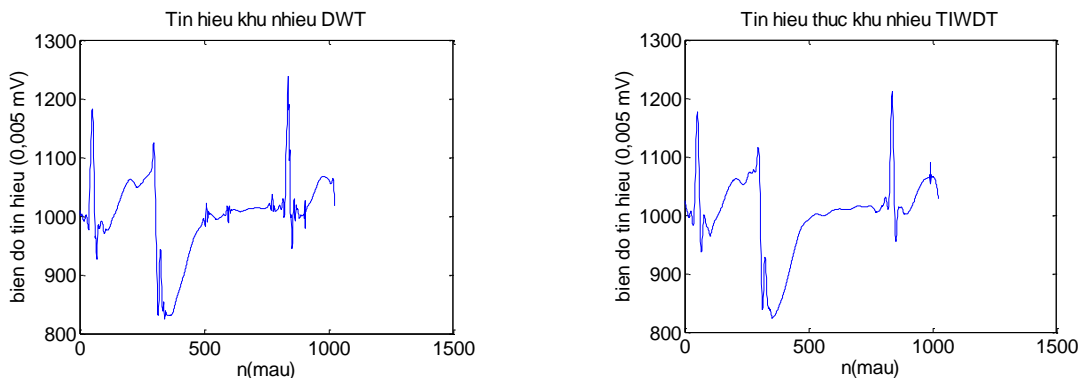
TT	Wavelet	$SNR_r$ (dB)	MSE
1	Haar	6.1598	0.0132
2	Db4	14.0276	$0.83 \times 10^{-4}$
3	Sym 8	16.1463	$0.52 \times 10^{-4}$
4	Coif 4	15.4189	$0.71 \times 10^{-4}$
5	Db8	14.7142	$0.96 \times 10^{-4}$

### 3. Khử nhiễu tín hiệu ECG thực

Tín hiệu ECG thực được lấy từ tín hiệu lưu trữ trong máy NIHON KOHDEN ECG-9020K. Tín hiệu này được ghi lại khi máy sử dụng di động trong môi trường không chuẩn và tắt các chế độ lọc trong máy.



**Hình 5.** Tín hiệu ECG thực có nhiễu.



a) Tín hiệu thực, khử nhiễu DWT

b) Tín hiệu thực, khử nhiễu TIDWT

**Hình 6.** Tín hiệu ECG thực, khử nhiễu DWT và khử nhiễu TIDWT.

Kết quả khử nhiễu tín hiệu thực trên hình 6a và hình 6b cho thấy tín hiệu khử nhiễu theo giải thuật mới trơn hơn và không xuất hiện các dao động nhiễu phát sinh.

#### **IV. KẾT LUẬN**

Khử nhiễu sử dụng biến đổi wavelet dịch bất biến TIDWT, giữ lại tất cả các hệ số wavelet thô, ước lượng dịch ngược, đề xuất trong nội dung bài báo đã đạt được một số cải thiện đặc tính khử nhiễu tín hiệu. Phương pháp TIDWT khắc phục được dao động phát sinh do quá trình biến đổi gây ra. Thuật toán ước lượng dịch bất biến trên tất cả các hệ số wavelet, đảm bảo làm trơn tín hiệu nhưng vẫn giữ lại được nhiều chi tiết tín hiệu có ích hơn, tín hiệu sau khử nhiễu trung thực hơn. Ngưỡng được tính đến các thông số của cả nhiễu tương quan và không tương quan nên có thể ứng dụng được trong những môi trường nhiễu phức tạp.

#### **TÀI LIỆU THAM KHẢO**

- [1]. Đỗ Xuân Thiệu, Khử nhiễu tín hiệu bằng phương pháp ngưỡng phụ thuộc tương quan qua biến đổi wavelet, Tuyển tập các báo cáo khoa học Hội nghị toàn quốc về tự động hóa VICA6, Hà nội, ngày 14 tháng 4 năm 2005, 478-483.
- [2]. Mounaim Aqil, Atman Jbari, Abdennasser Bourouhou, ECG signal Denoising by Discrete Wavelet Transform, International Journal of Online and Biomedical Engineering, 13 (2017) 51-68. <https://doi.org/10.3991/ijoe.v13i09.7159>
- [3]. Savita Chandel, Kuldeep Singh, ECG denoising using wavelet transform and soft thresholding, International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering, 6 (2016) 370.
- [4]. Zhidong Zhao, Mengjiao Lv, Xiaohong Zhang, Jiayou Du, Min Zheng. ECG De-noising Based on Translation Invariant Wavelet Transform and Overlapping Group Shrinkage, Sensors & Transducers, 177 (2014) 54-62.