

Thiết kế trên FPGA để loại ồn cho tín hiệu ECG nhờ biến đổi sóng con

Nguyễn Quốc Tuấn*, Trần Quang Đạt

Khoa Điện tử-Viễn thông, Trường Đại học Công nghệ ĐHQGHN, 144 Xuân Thủy, Hà Nội, Việt Nam

Nhận ngày 29 tháng 10 năm 2008

Tóm tắt. Tín hiệu điện tâm đồ (ECG) có thể bị trộn lẫn với rất nhiều loại ồn khi đo và thu thập dữ liệu. Một vài giải thuật dựa trên biến đổi sóng con đã được phát triển để loại ồn các tín hiệu ECG. Nhằm để loại bỏ hiện tượng Pseudo-Gibbs với các dạng sóng Q, S khi biến đổi sóng con rời rạc (DWT) và thiết kế mạch trên dây công khả lập trình (FPGA) để loại ồn tín hiệu ECG, trong bài báo này, một kiểu loại ồn khác được đưa ra dựa trên DWT theo mô hình của hệ thống thính giác. Các tham số DWT được thay đổi để tối ưu hoá giá trị ngưỡng và kết quả loại ồn được so sánh giữa các phép biến đổi sóng con. Các dữ liệu tín hiệu ECG sử dụng để kiểm tra ứng dụng DWT loại ồn được tải từ cơ sở dữ liệu MIT-BIH.

1. Giới thiệu

Tín hiệu điện tâm đồ (ECG) là một trong các tín hiệu y sinh đã được nghiên cứu rộng rãi và ứng dụng trong các phòng khám. Một dạng sóng ECG thông thường thường là sự tổ hợp của sóng P, sóng QRS và sóng T (Hình 1). Sự phân tách chính xác các dạng sóng này là rất quan trọng khi phân tích tín hiệu ECG. Tuy nhiên do tín hiệu ECG là rất yếu và không rõ ràng, điện áp chênh lệch giữa 2 điện cực phía tay trái và phía tay phải cỡ 1-3mV và tần số của các tín hiệu ECG nằm trong khoảng giữa 0.02Hz cho tới 150Hz. Chất lượng của các sensor cảm nhận tín hiệu ECG tùy thuộc vào băng thông của nó. Các sensor ECG trên thị trường giá rẻ có băng thông tới 30Hz. Còn các sensor ECG chuyên dụng của các phòng cấp cứu có băng thông tới 1KHz. Với phổ tần số đó

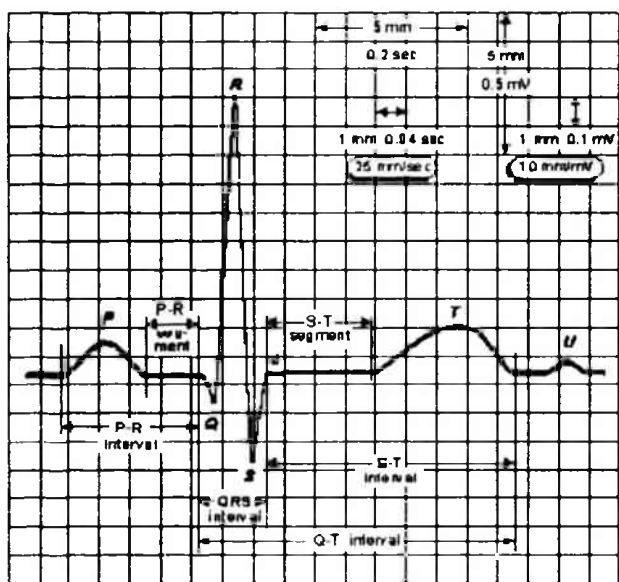
và tín hiệu ECG rất yếu như vậy thì nó rất dễ bị can nhiễu bởi các ồn khác, do vậy triệt ồn một cách hiệu quả là vấn đề quan trọng trong việc phân tách tín hiệu ECG.

Vào những năm 60 của thế kỉ trước, việc phân tách các dạng sóng P, sóng QRS và sóng T cổ điển trước đây thường sử dụng các bộ lọc tương tự băng cao, bộ lọc băng thấp và bộ lọc Notch .. Đến thập kỷ 70, xử lí tín hiệu số thích nghi được đề xuất bởi Bernard Widrow và Samuel D. Stearns đã đưa lĩnh vực xử lí tín hiệu y sinh sang hướng mới. Ban đầu Widrow tập trung vào việc lọc các nhiễu 50Hz - 60Hz tương ứng với tần số nguồn điện lưới thành phố và đặt ra các tiêu chí chính cho xử lí tín hiệu y sinh là: lọc nhiễu, sửa dạng sóng, nhận dạng và tiên đoán. Các tiêu chí này là vô cùng quan trọng cho các bác sĩ trong chuẩn đoán lâm sàng và cho các hệ thống tự động chuẩn đoán bệnh sau này. Những năm gần đây, cùng với sự phát triển của khoa học và công nghệ, các kĩ thuật xử lí

* Tác giả liên hệ. ĐT: 84-4-37549375.
E-mail: tuannq@vnu.edu.vn

tín hiệu y sinh (điện tâm đồ, điện não đồ ..) đã áp dụng các kĩ thuật hiện đại như:

- Loại nhiễu theo ngưỡng sau khi thực hiện biến đổi sóng con rời rạc (DWT)
- Sử dụng các giải thuật cho lọc số như: Thay đổi bậc thuật toán LMS, RLS theo hướng thay đổi kích thước bước thích nghi,
- Nhận dạng tín hiệu mù để tách tín hiệu FECG ...



Hình 1. Các tham số chính của tín hiệu điện tim

Kĩ thuật loại nhiễu thông qua ngưỡng sau khi thực hiện DWT ngày nay đã và đang phát triển mạnh vì kĩ thuật này có ưu điểm là độ phức tạp vừa phải chấp nhận được, khả năng triệt ồn cao. Tuy nhiên việc lựa chọn giải thuật cho việc loại nhiễu tín hiệu ECG và chọn công nghệ ứng dụng cho hệ thống phần cứng sử dụng sóng con đó rất đa dạng. Hơn nữa phương pháp loại bỏ ồn thông qua ngưỡng sau khi thực hiện biến đổi sóng con kinh điển gây ra hiện tượng Pseudo-Gibbs tại dạng sóng Q và S của tín hiệu ECG do DWT. Nhằm để giảm hiện tượng Pseudo-Gibbs tại dạng sóng Q và S, thì việc lựa chọn giải thuật ngưỡng thích nghi theo từng băng con được đặt ra trong bài báo này. Các kết quả thực nghiệm đã chỉ ra rằng, phương pháp với giải thuật trong bài báo này tốt hơn phương pháp kinh điển trên đây mà vẫn giữ được các

đặc tính hình học của tín hiệu ECG và tỷ số tín hiệu trên ồn (SNR) được áp dụng trên các hệ thống dựa trên FPGA kết hợp DSP.

2. Lọc nhiễu sử dụng DWT

Biến đổi sóng con đã được ứng dụng rất rộng rãi trong việc xử lí tín hiệu và hình ảnh. Hiện nay có hai phương pháp chính loại ồn nhờ phép biến đổi sóng con cho các tín hiệu ECG: a) phương pháp tối đa modul biến đổi sóng con. Tại phương pháp này, có thể loại bỏ ồn và lưu lại thông tin của tín hiệu gốc tại cùng thời điểm, nhưng số lượng tín toán lớn và không ổn định [1]. b) phương pháp sóng con ngưỡng loại ồn sau khi biến đổi sóng con được đề xuất bởi Donoho vào năm 1999 [2] và được áp dụng cho loại ồn các tín hiệu ECG [3,4]

Tín hiệu ECG chứa ồn ngẫu nhiên không tương quan với độ dài hữu hạn có thể được biểu diễn

$$s(t) = x(t) + n(t) \quad (1)$$

trong đó $x(t)$ là tín hiệu ECG nguyên gốc không có nhiễu, $n(t)$ là ồn trắng Gaussian có trung bình zero và phương sai σ^2 .

Các hệ số sóng con tại các độ phân giải khác nhau có thể nhận được bằng cách lấy DWT của tín hiệu ECG có ồn. Tín hiệu ECG được biến đổi sóng con rời rạc (DWT) trở thành:

$$s(t) = \sum_n \hat{a}_{j_0,n} \phi_{j_0,n}(t) + \sum_n \sum_{j=j_0}^{J-1} \hat{d}_{j,n} \psi_{j,n}(t) \quad (2)$$

với $\hat{d}_{j,n}$ là các hệ số sóng con tại độ phân giải j . $\phi_{j,n}$ và $\psi_{j,n}$ là các hàm phân giải và hàm sóng con tại độ phân giải j .

Phương pháp ngưỡng loại ồn sau khi biến đổi sóng con rời rạc (DWT) là phân chia các hệ số sóng con với một ngưỡng được chọn ổn định. Thông thường, các hệ số sóng con này có biên độ nhỏ hơn ngưỡng ồn được đặt lại bằng

zero và các hệ số sóng con khác có hệ số lớn hơn ngưỡng ồn sẽ được giữ nguyên (gọi là ngưỡng cứng) hoặc là co lại chút ít (ngưỡng mềm). Tín hiệu ECG loại bỏ ồn có thể được khôi phục từ các hệ số sóng con nhờ biến đổi IDWT như chỉ ra trong hình. 2.



Hình 2. Loại bỏ ồn dựa trên biến đổi sóng con.

Phương pháp loại ồn các tín hiệu ECG dựa trên biến đổi sóng con đơn giản và dễ dàng sử dụng. Thế nhưng phương pháp này sử dụng ngưỡng cứng có thể dẫn đến sự giao động của các tín hiệu khi khôi phục, còn ngưỡng mềm có thể làm suy giảm tín hiệu ECG (đặc biệt suy giảm biên độ sóng R). Hơn nữa người ta tin rằng, phương thức sóng con loại bỏ ồn kinh điển dựa trên DWT có thể dẫn tới hiện tượng Pseudo-Gibbs tại các sóng Q và R khi khôi phục tín hiệu ECG [5].

Phương pháp ngưỡng cứng loại ồn được sử dụng [6] sao cho

$$\bar{d}_{j,n} = \begin{cases} \hat{d}_{j,n} & \text{khi } |\hat{d}_{j,n}| > \varepsilon \\ 0 & \text{khi } |\hat{d}_{j,n}| < \varepsilon \end{cases} \quad (3)$$

Với $\varepsilon = \sqrt{2\sigma^2 \log N}$, N là số mẫu tín hiệu ECG trong một khối biến đổi DWT, σ^2 là phương sai đối với ồn trắng phân bố Gauss. Để đơn giản [7] xác định $\sigma = (\text{media}(|d_{j,n}|)) / 0.6745$.

Phương pháp ngưỡng mềm loại bỏ ồn được sử dụng [6]:

$$\bar{d}_{j,n} = \begin{cases} \text{sgn}(\hat{d}_{j,n}) (|\hat{d}_{j,n}| - \beta^{(|\hat{d}_{j,n}|)}) \varepsilon_j & \text{khi } |\hat{d}_{j,n}| > \varepsilon_j \\ 0 & \text{khi } |\hat{d}_{j,n}| < \varepsilon_j \end{cases} \quad (4)$$

Trong đó $d_{j,n} = \lim_{|\hat{d}_{j,n}| \rightarrow \infty} \bar{d}_{j,n}$ được coi là các hệ số sóng con khi biến đổi DWT của tín hiệu $x(t)$ ECG gốc không có nhiễu. Còn ε_j là ngưỡng được đặt trước tại độ phân giải j sao

cho $\varepsilon_j = \sigma \sqrt{2 \log N} / (\log j + 1)$, $\beta \geq 1$. Ta có thể thấy rằng, tùy theo giá trị của β được lựa chọn mà phương pháp ngưỡng mềm có thể được coi như là phương pháp ngưỡng cứng. Để $d_{j,n} \cong \bar{d}_{j,n}$ thì độ lớn của $\hat{d}_{j,n}$ càng lớn đóng vai trò quyết định và như vậy nó phần nào cũng phụ thuộc vào việc lựa chọn loại sóng con được sử dụng cho hàm sóng con $\psi_{j,n}$.

Tín hiệu $\hat{s}(t)$ được khôi phục từ $\bar{d}_{j,n}$ và $\hat{a}_{j_0,n}$ nhờ biến đổi ngược sóng con rời rạc (IDWT) với hy vọng $\hat{s}(t) \rightarrow x(t)$.

Do ồn và các ảnh hưởng khác mà các hệ số sóng con $\hat{d}_{j,n}$ bị ảnh hưởng khác nhau tùy theo loại sóng con và tại độ phân giải j của nó. Trong bài báo này, chúng ta đổi biểu thức (4) ngưỡng mềm thành biểu thức ngưỡng mềm thích nghi các băng con:

$$\bar{d}_{j,n} = \begin{cases} \hat{d}_{j,n} - \varepsilon_j & \text{khi } \hat{d}_{j,n} > \varepsilon_j \\ 0 & \text{khi } |\hat{d}_{j,n}| < \varepsilon_j \\ \hat{d}_{j,n} + \varepsilon_j & \text{khi } \hat{d}_{j,n} < -\varepsilon_j \end{cases} \quad (5)$$

Việc lựa chọn ngưỡng ε_j thích nghi dựa (5) phải có giá trị cao hơn giá trị $\varepsilon = \sigma \sqrt{2 \log N}$ sao cho $\hat{s}(t)$ phải gần với $x(t)$, liên quan với độ sai lệch giữa $\hat{s}(t)$ với $s(t)$, công suất ồn của tín hiệu. Độ sai lệch này phải có lỗi bình phương trung bình nhỏ, được xác định:

$$R(s, \hat{s}) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E \{ s_i - \hat{s}_i \}^2 = E \{ e_i^2 \} \quad (6)$$

Do phép biến đổi sóng con là trực giao do đó biểu thức (6) có thể được biểu diễn dưới dạng các hệ số sóng con theo phiên bản sóng con:

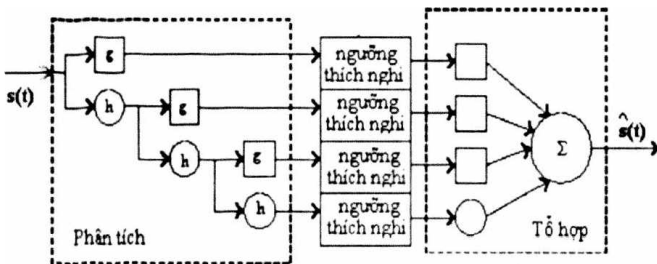
$$R(s, \hat{s}) \propto \sum_j \sum_n (\hat{d}_{j,n} - \bar{d}_{j,n})^2 \quad (7)$$

Chúng ta sử dụng nguyên lý Stein [8] trong bài báo này để tính giá trị ngưỡng ε_j thỏa mãn giá trị tối thiểu của biểu thức (8)

Trong đó

$$I(\hat{d}_{j,k} \leq \epsilon_j) = \begin{cases} 1 & \text{khi } |\hat{d}_{j,k}| \leq \epsilon_j \\ 0 & \text{khi } |\hat{d}_{j,k}| > \epsilon_j \end{cases} \quad (9)$$

còn $\sum_{k=1}^N I(\hat{d}_{j,k} \leq \epsilon_j)$ chính là số các hệ số sóng con bị loại bỏ. Hình 2 cho ta cấu trúc bộ lọc ồn thích nghi theo từng băng con dựa trên DWT



Hình 3. Cấu trúc bộ lọc ồn.

$$\epsilon_j = \operatorname{argmin} \left(\sigma_j^2 \left[N - 2 \sum_{k=1}^N I(\hat{d}_{j,k} \leq \epsilon_j) \right] + \sum_{k=1}^N \min(\hat{d}_{j,k}, \epsilon_j) \right) \quad (8)$$

Khi đó:

$$\begin{aligned} \hat{d}_{j+1,n} &= \sum_i g(i-2n) \hat{a}_j(i) \\ \hat{a}_{j+1,n} &= \sum_i h(i-2n) \hat{a}_j(i) \end{aligned} \quad (10)$$

3. Kiến trúc thiết kế FPGA

Các tệp chứa 1000 mẫu tín hiệu điện tâm đồ (ECG) thu nhận từ bệnh nhân được lấy từ tập cơ sở dữ liệu có địa chỉ mạng Internet <http://www.physionet.org>. Các tín hiệu ECG yêu cầu phần cứng:

- + Tần số lấy mẫu tín hiệu : 200Hz
- + Kích thước bộ đệm tối thiểu : N= 1024
- + Độ lọc lãpsóng con: l = 8

3.1. Bộ nhớ đệm

Để thực hiện được xử lý vào ra thời gian thực thì phần cứng phải xử lý liên tục các chuỗi mẫu vào và ra. Tuy nhiên, dây mẫu dữ liệu tín

hiệu ECG liên tục phải được phân tách thành từng khối, được lưu giữ trong bộ nhớ đệm.

Chúng ta sử dụng tới 3 bộ nhớ đệm, trong khi bộ nhớ đệm đầu tiên lưu trữ các mẫu lỗi vào để thực hiện biến đổi DWT của khối thứ (n+1) dữ liệu lỗi vào thì bộ nhớ đệm thứ hai chứa các dữ liệu của khối thứ n được xử lý. Bộ nhớ đệm thứ 3 chứa khối dữ liệu thứ n lỗi ra đã được khôi phục nhờ biến đổi IDWT. Kích thước của bộ nhớ đệm thứ nhất và thứ ba có kích thước N=1024 chứa số mẫu tín hiệu ECG của một khối lỗi vào. Còn bộ nhớ đệm thứ hai có kích thước (1+8)xN = 9216 (với độ phân giải j=8) chứa cả dữ liệu trước và sau khi xử lý. Nhờ của bộ đệm thứ hai mà phép xử lý thực hiện đồng thời, chồng lấp theo thời gian do đó thời gian trễ do xử lý được giảm xuống.

Ví dụ nếu thời gian biến đổi DWT cho 1024 mẫu với tần số mẫu 200Hz là khoảng ≈ 5.1 giây thì hệ thống xử lý trình tự có thời gian trễ khoảng (5.1+5.1)+1 ≈ 11.2 giây. Đây là thời gian trễ đủ lớn cho việc kiểm tra tín hiệu ECG cho bệnh nhân trong thời gian thực. Nếu hệ xử lý chồng lấp (song song) 4.1 giây thời gian biến đổi DWT và IDWT thì thời gian trễ giảm xuống còn khoảng ≈ 2.6 giây. Khoảng thời gian này đủ để dịch chuyển chu kỳ nhịp tín hiệu ECG vào bộ đệm lỗi vào thứ nhất hay bộ đệm lỗi ra thứ ba và cho phép chi thị trên màn hình tín hiệu ECG.

3.2. Cơ chế tính toán ngưỡng thích nghi

Biểu thức (8) khi khai triển chiếm rất nhiều dung lượng cổng (gate) và thời gian xử lý khá lớn do hệ thống liên tục phải tính (8) và xử lý trong thời gian thực. FPGA là hệ thống có khả năng tính toán số học và giải tích thấp, nhưng một hệ thống FPGA dựa trên khối xử lý tín hiệu số (DSP) sẽ cho phép giải các bài toán xử lý phức tạp. Hệ thống DSP tuần tự sau khoảng thời gian 2.6 giây nhận dữ liệu tại bộ đệm thứ 2 của FPGA để xử lý, sau 100 miligiây trả lại kết quả và nâng cấp dữ liệu tại bộ đệm thứ hai này và khởi động việc khôi phục tín hiệu.

Giá trị của các biến trong (8) thông thường sử dụng dấu phẩy động vì các phép biến đổi DWT và xử lý tín hiệu số dựa trên sóng con có độ chính xác rất cao để đảm bảo tính trực giao (các hệ số sóng con có tới 14 con số sau dấu phẩy). Tuy nhiên phép loại ồn dựa trên sóng con lại không cần đòi hỏi độ chính xác như vậy, và lại giá trị các biến hệ thống FPGA khi sử dụng dấu phẩy tĩnh sẽ đơn giản hơn nhiều trong bài báo này

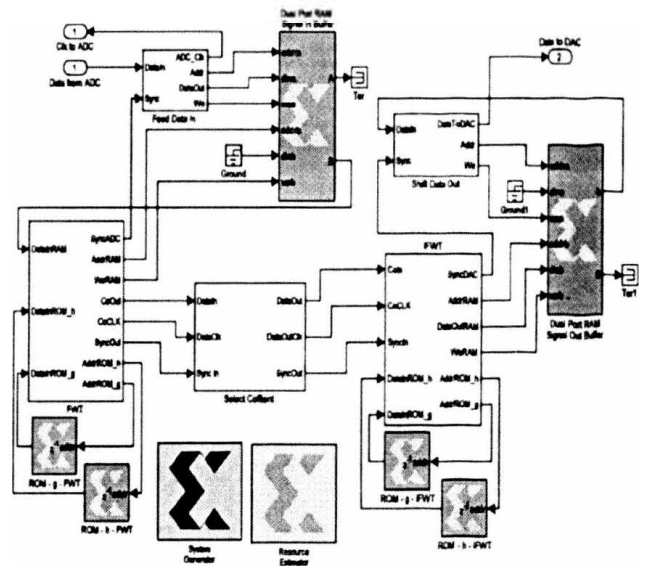
4. Mô phỏng thiết kế FPGA

Trong bài báo này, chúng tôi sử dụng công cụ thiết kế FPGA là Xilinx™ System Generator và MatLab™ phiên bản R14, 2008. Công cụ tổng hợp FPGA đã sử dụng là Xilinx™ ISE phiên bản 8.0. System Generator tạo các khối hàm mô phỏng FPGA theo SIMULINK của MatLab và vì thế việc thiết kế là khá thuận lợi và tin cậy.

Các mã VHDL được tạo ra tự động khi sử dụng System Generator để dịch các tệp SIMULINK (.mdl), còn Xilinx ISE tổ hợp để nạp vào kit Virtec-II Pro XC2VP30. Bảng 1 cho thấy các yêu cầu cổng chi tiết. Tổng số cổng được dùng là hơn 1000K cổng. Tần số nhịp FPGA tối đa là 100MHz. Giá thành của kit FPGA rất thấp (giá Virtec-II Pro ≈ 300 USD). Một mạch được thiết kế để loại ồn được chỉ ra trong hình 4.

Bảng 1. Yêu cầu cổng FPGA cho thiết kế mạch loại ồn

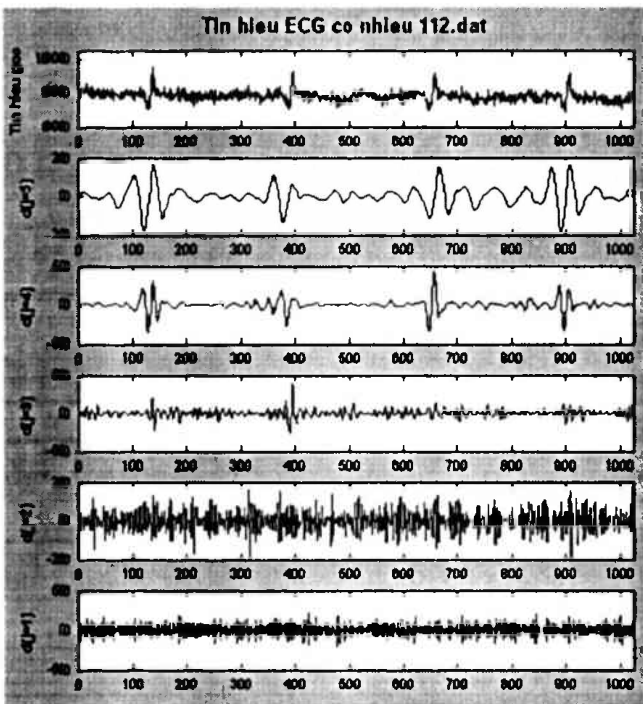
Số Slice cho Logic	422
Số Slice cho Flip-Flop	507
Số LUTs được dùng	225
Số BRAMs	4
Số IOBs	36



Hình 4. Mạch chi tiết để loại ồn dựa trên DWT.

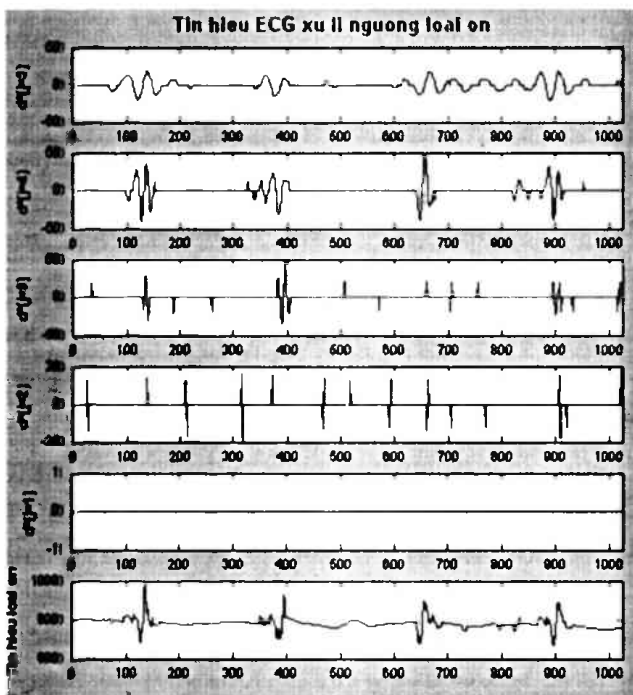
Hiện có nhiều loại sóng con được biết đến như Haar, Meyer, Daubechies .. Không có một cách nào tốt nhất để lựa chọn sóng con này cho ứng dụng kia. Chúng tôi thấy rằng, lựa chọn một hàm sóng con phù hợp với dạng tín hiệu được xử lý là rất quan trọng.

Chúng tôi đã tải về 30 tệp dữ liệu tín hiệu ECG khác nhau từ địa chỉ mạng internet <http://www.physionet.org> để tính toán và thử nghiệm giải thuật. Khi thực hiện tính toán mô phỏng, chúng tôi đã sử dụng các hàm sóng con khác nhau như: sóng con Daubechies (bậc từ 2 cho tới 20), sóng con Meyer (bậc từ 1.3 cho tới 3.9) và kiểm tra hoạt động của mạch. Chúng tôi nhận thấy rằng: cùng loại sóng con được chọn, với hàm sóng con có bậc cao hơn thì hiệu quả loại ồn sẽ tốt hơn, nhưng độ phức tạp sẽ tăng lên đáng kể. Các sóng con Daubechies có dạng gần giống nhất với dạng sóng QRS của tín hiệu ECG. Phổ năng lượng của sóng con Daubechies tập trung xung quanh vùng tần số thấp từ 2Hz tới 40Hz.



Hình 5(a). Tín hiệu ECG có ồn và các hệ số hàm sóng con.

Hình 5(a) biểu diễn tín hiệu ECG chứa ồn và các hệ số sóng con Daubechies (d4) tại các độ phân giải tương ứng và hình 5(b) cho kết quả dạng tín hiệu ECG đã được loại ồn trên cơ sở các hệ số sóng con đã được nâng cấp.



Hình 5(b). Các hệ số hàm sóng con đã được nâng cấp và tín hiệu ECG đã loại ồn.

Ồn Gaussian với các độ lệch chuẩn khác nhau đã được cộng thêm vào tín hiệu ECG gốc để kiểm tra hiệu năng SNR loại ồn và được xác định:

$$SNR(dB) = 20 \log \left[\frac{Origin Ecg}{Origin Ecg - Noise Ecg} \right] \quad (11)$$

Rõ ràng rằng, từ hình 5(a) so với hình 5(b), hiệu năng ngưỡng mềm thích nghi theo từng băng con của mô hình đưa ra trong bài báo này là rất tốt. Bảng 2 cho kết quả loại ồn tín hiệu ECG tệp 112.dat theo các bậc khác nhau của sóng con Daubechies

Bảng 2. Kết quả loại ồn

Bậc 4		Bậc 8	
SRN _{in} (dB)	SRN _{out} (dB)	SRN _{in} (dB)	SRN _{out} (dB)
10.0	16.2	10.0	16.6
12.0	18.5	12.0	18.7
14.0	20.6	14.0	20.8
16.0	22.1	16.0	22.7
18.0	24.0	18.0	24.3
20.0	25.4	20.0	25.6

5. Kết luận

Trong bài báo này, chúng tôi giới thiệu một thiết kế FPGA để thực hiện loại ồn dựa trên DWT theo giải thuật ngưỡng ồn thích nghi từng băng con, giá thành hạ. Tín hiệu loại nhiễu thu được đảm bảo dạng của tín hiệu ECG gốc, theo thời gian thực. Thiết kế FPGA kết hợp cùng giải pháp DSP cho phép xử lý bài toán phức tạp hơn, cho kết quả có độ tin cậy cao, làm việc trong thời gian thực.

Loại ồn dựa trên DWT với giải pháp xử lý tín hiệu miền tần số sẽ là mô hình cơ sở sóng con phi tuyến động từng băng con sẽ cho hiệu năng SNR cao hơn.

Tài liệu tham khảo

- [1] Ju-won Lee, Gun-ki Lee, Design of an Adaptive filter with a Dynamic Structure for ECG Signal processing, *International journal of Control, Automation, and System*, Vol 3, No1 (2005) 137.
- [2] D. L. Donoho, De-noising by soft-thresholding, *IEEE Trans. Inform. Theory*. 41 (1995) 613.
- [3] P. M. Agante, J. P. Marques de Sa', ECG noise filtering using wavelets with soft-thresholding methods, *Computers in Cardiology*. 26 (1999) 523.
- [4] Omid Sayadi, Mohammad Bagher Shamsollahi, MultiAdaptive Bionic Wavelet Transform: Application to ECG Denoising and Baseline Wandering Reduction, *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, Volume 2007, p11, 2007.
- [5] R. R. Coifman, D. L. Donoho, Translation-invariant de-noising, *In Wavelets and Statistics, Springer Lecture Notes in Statistics* 103. New York: Springer-Verlag, 1994, pp. 125-150.
- [6] Li Su, Guoliang Zhao, De-Noising of ECG Signal Using Translation- Invariant Wavelet De-Noising Method with Improved Thresholding, *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, September 1-4, 2005*.
- [7] G. Song, R. Zhao, Three novel models of threshold estimator for wavelet coefficients, *2nd International Conference on Wavelet Analysis and Its Applications*. Berlin: Springer-Verlag, 2001, pp. 145-150.
- [8] C. M. Stein, Estimation of the mean of a multivariate normal distribution, *Annals of Statistics* 9 (1981) 1135.

Design of FPGA hardware for ECG signal de-noising by wavelet transform

Nguyen Quoc Tuan, Tran Quang Dat

*Faculty of Electronics and Telecommunication, College of Technology, VNU
144 Xuan Thuy, Cau Giay, Hanoi*

The electrocardiogram (ECG) signal may mix various kinds of noises while gathering and recording. Some algorithms based on wavelet transform has been developed for de-noising of ECG signals. In order to suppress Pseudo-Gibbs phenomena in Q and S waves and design of Field Programmable Gate Array (FPGA) hardware for de-noising ECG signal, in this paper, a new ECG de-noising scheme is proposed using discrete wavelet transform (DWT) has been developed based on a model of the active auditory system. Besides by optimizing the DWT parameters parallel to modifying the new threshold value, one can handle ECG de-noising with results comparing to those of wavelet transform. Preliminary tests of DWT application to ECG de-noising were constructed on the signals MIT-BIH database.