

THIẾT KẾ VÀ XÂY DỰNG THIẾT BỊ ĐO THÔNG MINH CÓ KHẢ NĂNG TỰ ĐỘNG NHẬN DẠNG TÍN HIỆU ĐIỆN TIM ECG ỨNG DỤNG CÔNG NGHỆ NHÚNG

DESIGN AND BUILD INTELLIGENT MEASURING DEVICES CAPABLE OF AUTOMATIC ECG SIGNAL RECOGNITION USING EMBEDDED TECHNOLOGY

Đỗ Văn Đỉnh

TÓM TẮT

Nội dung chính của bài báo này là trình bày về thiết kế thiết bị điện tim sử dụng IC của vi điều khiển Atmega2560. Với khả năng tính toán mạnh, thiết bị triển khai trực tuyến được thuật toán phát hiện phức bộ QRS của Hamilton và Tompkins. Ngoài ra, thiết bị còn có thêm các cổng giao tiếp mở rộng để kết nối với khối thu thập tín hiệu điện tim, hay với khối tính toán chuyên dụng (như DSP, FPGA), tạo cơ sở áp dụng cho các bài toán nhận dạng tín hiệu ECG (Elextrocardiogram), cũng như phát triển nên thành một sản phẩm đo và nhận dạng tín hiệu điện tim để có thể áp dụng vào thực tế. Thiết bị đã được thử nghiệm với bộ CSDL MIT-BIH [1], thực nghiệm trên đối tượng thật (bệnh nhân) tại Trung tâm y tế thành phố Hải Dương cho kết quả chính xác cao như thử nghiệm trên PC.

Từ khóa: Tín hiệu ECG; hệ thống nhúng; tự động phát hiện.

ABSTRACT

The paper presents an Electrocardiogram device design using IC of Atmega2560 microcontroller. With strong capability in programming and performing mathematic operations, the device can integrate the QRS detection algorithm proposed by Hamilton and Tompkins. Additionally, the device has extensions which allow it to connect to ECG signals collection unit or to a dedicated computing unit such as DSP and FPGA for further increasing the calculation power needed for recognition and classification of ECG signals, as well as for developing this device into a measurement-signals identification device to be applied in the reality. The solution was tested with signals MIT-BIH database [1] on the real patients at Hai Duong City Medical Center and the test result is as accurate as the test result on PC.

Keywords: ECG signals; embedded System; auto detect.

Trường Đại học Sao Đỏ

Email: dodinh75@gmail.com/dinh.dv@saodo.edu.vn

Ngày nhận bài: 24/4/2020

Ngày nhận bài sửa sau phản biện: 28/5/2020

Ngày chấp nhận đăng: 24/6/2020

CÁC CHỮ VIẾT TẮT

Viết tắt	Tiếng Anh	Tiếng Việt
ARM	Advanced RISC Machine	Họ vi điều khiển ARM

ECG	Electro Cardio Gram	Điện tim đồ
DSP	Digital Signal Processor	Bộ xử lý tín hiệu số
FPGA	Field Programmable Gate Array	Mạch tích hợp có thể lập trình được
IC	Intergrated Circuit	Vi mạch tích hợp
QRS	QRS complex	Phức bộ QRS
MIT-BIH	MIT-BIH database	Cơ sở dữ liệu MIT-BIH
SD	Secure digital	Thẻ nhớ SD
MMC	Multi media card	Thẻ nhớ MMC

1. ĐẶT VẤN ĐỀ

Các bệnh lý liên quan tới tim mạch luôn được quan tâm. Việc phát hiện sớm bệnh là rất quan trọng trong điều trị, hiện tại trên thị trường có lưu hành một số loại thiết bị đo điện tim do nước ngoài sản xuất, tuy nhiên giá thành của các thiết bị là khá cao. Ở Việt Nam không phải ai cũng có khả năng trang bị cho mình thiết bị đắt tiền để kiểm tra bệnh tại nhà. Do đó, việc nghiên cứu chế tạo thiết bị đo điện tim cầm tay có khả năng nhận dạng tín hiệu tự động để kiểm tra tim mạch hàng ngày là cần thiết.

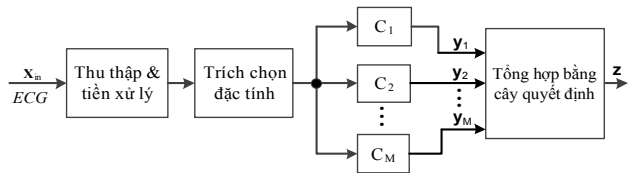
Việc thu gọn thiết bị nên thay thế các phần analog bằng xử lý số vấn đề này có thể hạn chế bởi tốc độ và tài nguyên của vi xử lý. Hiện nay, các công nghệ chip mới có tốc độ xử lý cao như Atmega, ARM, FPGA, DSP [9], các dòng IC analog chuyên dụng để đo tín hiệu điện tim như AD8232 [7, 8], hay các dòng IC này có đủ tốc độ để thực hiện thuật toán lọc cũng như phát hiện phức bộ QRS đáp ứng thời gian thực [2] hay các phương pháp thích nghi trong lọc nhiễu tín hiệu điện tim [3]. Nếu khối lượng tính toán quá lớn (đối với các bài toán nhận dạng tín hiệu điện tim) thì có thể sử dụng thêm IC để xử lý song song [4, 5]. Trong bài báo này thiết bị sẽ lựa chọn sử dụng Atmega2560.

2. TRÍCH CHỌN ĐẶC TÍNH ĐỂ NHẬN DẠNG

Trích chọn đặc tính là quá trình tìm các giá trị đặc trưng của tín hiệu đầu vào, lượng thông tin sẽ tinh giản hơn, khối

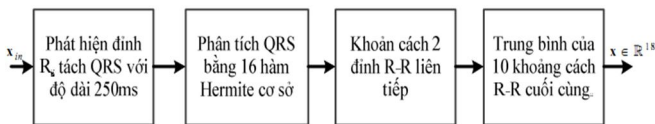
lượng tính toán của khối nhận dạng giảm. Do đó, khâu phân tích và trích chọn đặc tính rất quan trọng, cho phép hỗ trợ việc đưa ra kết quả nhận dạng được dễ dàng và chính xác hơn. Hình 1 trình bày các mô hình cơ sở lựa chọn sử dụng chung một véc-tơ đặc tính để giảm khối lượng tính toán cho các hệ xử lý thời gian thực tiếp sau. Véc-tơ đặc tính của mỗi nhịp (phức bộ QRS) gồm 18 thành phần:

- 16 hệ số khai triển c_i ($i = 0, \dots, 15$) của tín hiệu điện tim ECG theo các hàm Hermite như sẽ trình bày ở phần tiếp theo;
- 02 đặc tính trong miền thời gian của tín hiệu điện tim, là RR_{last} - khoảng cách giữa đỉnh R của nhịp tim đang xử lý và đỉnh R liền trước (còn gọi là khoảng cách R-R cuối) và RR_{mean} - giá trị trung bình của 10 khoảng cách R-R cuối cùng.



Hình 1. Hệ thống nhận dạng tín hiệu ECG

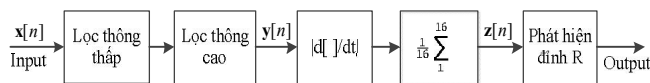
Các bước trích chọn đặc tính của bài báo thể hiện trong hình 2 là sơ đồ quy trình xây dựng véc-tơ đặc tính cho tín hiệu điện tim.



Hình 2. Sơ đồ quy trình xây dựng véc-tơ đặc tính cho tín hiệu điện tim

Phức bộ QRS trong tín hiệu điện tim ECG tuy không chứa toàn bộ các thông tin để đánh giá tín hiệu điện tim, nhưng cũng chứa đựng khá nhiều các thông tin hữu ích và được nhiều tác giả trong nước và quốc tế sử dụng [4, 6, 7]. Do đó, như đã trình bày ở trên, bài báo sử dụng số liệu phân tích từ phức bộ QRS và hai giá trị thời gian là khoảng cách R-R, trung bình 10 khoảng cách R-R cuối cùng để làm cơ sở nhận dạng. Theo khảo sát, phức bộ QRS kéo dài khoảng 100ms, trong trường hợp bệnh lý phức bộ này có thể kéo dài gấp vài lần. Bài báo lựa chọn độ dài 250ms xung quanh đỉnh R là phù hợp chứa đoạn QRS, nếu tần số lấy mẫu tín hiệu điện tim là 360Hz thì 250ms tương ứng khoảng 91 giá trị xung quanh đỉnh R (lấy 45 giá trị liền trước đỉnh, 45 giá trị từ đỉnh về phía sau).

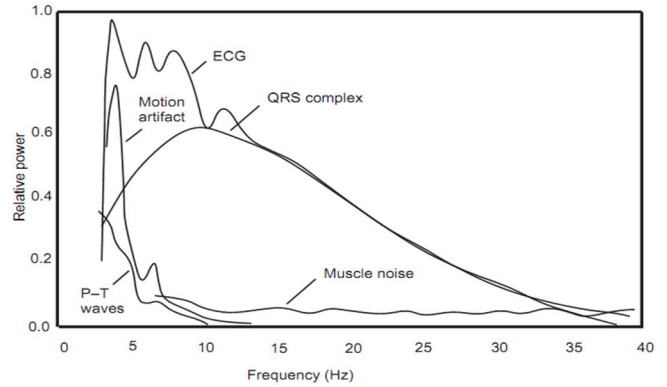
Áp dụng thuật toán phát hiện đỉnh R đã được Pan và Tompkins [4, 6] đưa ra và có thể nhúng chương trình xuống vi xử lý thay vì chạy trên máy tính. Sơ đồ hoạt động của thuật toán phát hiện đỉnh R như hình 3.



Hình 3. Sơ đồ hoạt động của thuật toán

Các bước thực hiện thuật toán tách phức bộ QRS của Hamilton và Tompkins.

Bước 1: Lọc số



Hình 4. Phân bố phổ năng lượng của tín hiệu ECG [5]

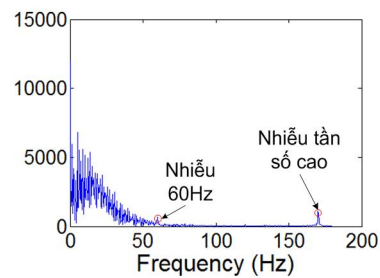
Theo [5] thì QRS chủ yếu tập trung lân cận tần số 10Hz (hình 4). Trong thuật toán phát hiện QRS của Hamilton và Tompkins đã sử dụng bộ lọc lấy dải trong khoảng tần số từ 5Hz đến 11Hz. Kết quả sau bộ lọc thông thấp 11Hz và thông cao 5Hz theo hình 5 đã không còn thành phần tần số thấp đặc trưng của sóng P, T hay trôi dạt đường cơ bản, hay thành phần tín hiệu gây ra bởi nhiễu điện lưới 50Hz và nhiễu có tần số cao. Hệ số của hai bộ lọc này đều là số nguyên điều này cho phép thực hiện cả ở trên các bộ vi xử lý để đáp ứng tốc độ xử lý nhanh theo thời gian thực. Hàm truyền của hai bộ lọc thông thấp và thông cao, thực hiện trên phần mềm Matlab, kết quả như sau:

- Hàm truyền của bộ lọc thông thấp, với tần số cắt là 11Hz:

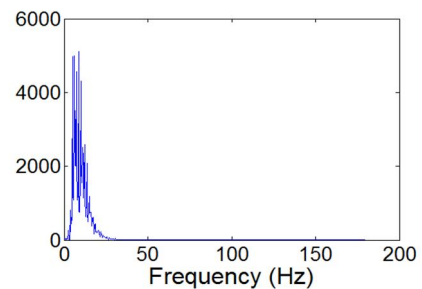
$$y[n] = 2y[n-1] - y[n-2] + x[n] - 2x[n-5] + x[n-10] \tag{1}$$

- Hàm truyền của bộ lọc thông cao, với tần số cắt là 5Hz:

$$y[n] = y[n-1] + x[n] - x[n-32] \tag{2}$$



a)



b)

Hình 5. Phân bố phổ năng lượng của tín hiệu ECG gốc (a), kết quả sau khi lọc (b)
 Bước 2: Xác định của số thời gian có chứa đỉnh R

Theo thuật toán xác định R thì sau khi bước loại bỏ nhiễu bên ngoài khoảng 5 ÷ 11Hz. Kết quả sau bộ lọc nhiễu sẽ được xử lý tiếp qua các bước như sau:

- Lấy đạo hàm (d[]/dt): Tín hiệu ECG qua khâu xử lý này sẽ làm nổi thêm phức bộ QRS, ngoài ra đạo hàm còn loại bỏ tiếp các sóng nhỏ và thành phần biến thiên chậm như sóng T, P trong sóng ECG. Hình dạng của sóng ECG sau bước này gần như chỉ còn các phức bộ QRS, nhiễu đã bị loại bỏ, thể hiện trong hình 7c.

$$y[n] = 2x[n] + x[n-1] - x[n-3] - 2x[n-4] \tag{3}$$

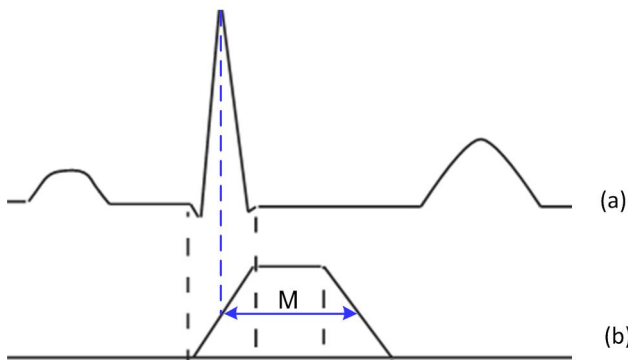
- Lấy trị tuyệt đối: Để không triệt tiêu thông tin khi sử dụng phép toán lấy trung bình ở bước kế tiếp thì phải làm dương giá trị. Năm 1986, Hamilton và Tompkins [6] làm dương giá trị bằng phép toán bình phương, cách bình phương này có thêm tác dụng làm nổi bật những giá trị có biên độ cao như đỉnh R. Đến năm 2002 [7] tác giả đã thay bằng phép lấy trị tuyệt đối, nó có ưu điểm làm giảm bớt thời gian tính toán mà vẫn đạt được mục đích. Kết quả thể hiện trong hình 7d.

$$y[n] = |x[n]| \tag{4}$$

- Lấy trung bình tín hiệu theo thời gian: Mục đích bước này là nhập các đỉnh gần nhau lại thành một dạng liên nhau giống như trong hình 7e, sử dụng kết quả của bước này để tìm cửa sổ thời gian có chứa đỉnh R. Kết quả sau bước lấy trung bình tín hiệu theo thời gian thể hiện trong hình 7e.

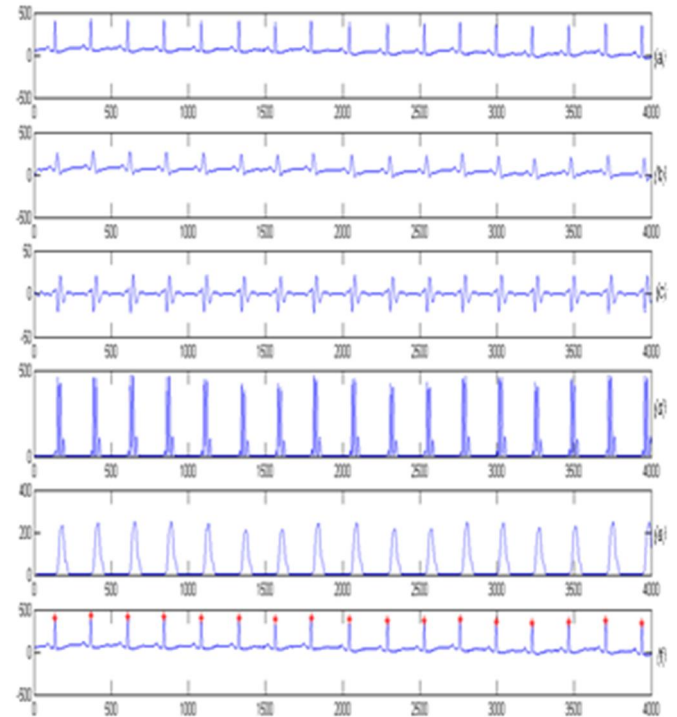
$$y[n] = \frac{1}{16}(x[n-15] + x[n-14] + \dots + x[n]) \tag{5}$$

- Xác định cửa sổ thời gian có chứa đỉnh R: Dựa vào kết quả đầu ra của bước lấy trung bình tín hiệu theo thời gian z[n] (hình 3), xác định sơ bộ thời điểm và khoảng thời gian có chứa đỉnh R. Từ đó, tham chiếu trở lại tín hiệu ECG sau lọc y[n] (hình 3) trong khoảng thời gian đó áp dụng thuật toán tìm Max để xác định đỉnh R. Hình 6 thể hiện mối quan hệ lý tưởng giữa QRS với tín hiệu lấy trung bình theo thời gian z[n]. Đỉnh R sẽ xuất hiện ở khoảng giữa sườn lên của xung trong tín hiệu z[n]. Từ thực nghiệm Hamilton và Tompkins lấy độ rộng của cửa sổ từ 150 đến 250ms.



Hình 6. Mối quan hệ giữa QRS (a) và tín hiệu lấy trung bình tín hiệu theo thời gian (b)

Trích kết quả của thuật toán phát hiện phức bộ QRS, thử nghiệm với bản ghi 100 trong bộ cơ sở dữ liệu MIT-BIH, kết quả thể hiện trên hình 7f.



Hình 7. Ví dụ các bước phát hiện đỉnh R: (a) tín hiệu ECG gốc, (b) kết quả sau lọc, (c) kết quả sau lấy đạo hàm, (d) kết quả sau lấy trị tuyệt đối, (e) kết quả sau khi lấy trung bình, (f) kết quả phát hiện đỉnh R

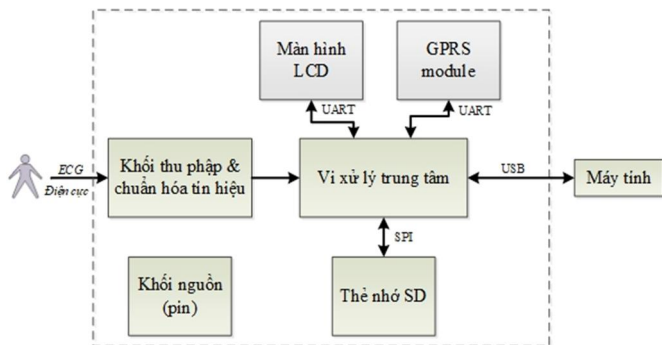
3. TRIỂN KHAI PHẦN THIẾT BỊ

3.1. Phân tích chức năng và lựa chọn linh kiện cho thiết bị

Chức năng chính của thiết bị được nghiên cứu và thiết kế trong bài báo này là thực hiện thuật toán phát hiện phức bộ QRS, chạy với bộ CSDL MIT-BIT [10] và triển khai đo trên đối tượng thật tại trung tâm y tế thành phố Hải Dương. Ngoài ra, thiết bị còn có thêm kênh analog và kênh số để kết nối với modul tính toán tốc độ cao, với mục đích mở rộng để cho các bài toán nhận dạng thiết bị đo và nhận dạng tín hiệu điện tim dùng cho cá nhân, mang theo người thuận tiện. Thiết bị đo được thiết kế với một số yêu cầu và chức năng chính như sau:

- Hiển thị các thông số đo được, vẽ lại đồ thị tín hiệu điện tim trên màn hình thiết bị;
- Lưu trữ dữ liệu vào bộ nhớ thiết bị; truyền dữ liệu điện tim online về máy tính để bác sĩ hoặc người nhà bệnh nhân theo dõi;
- Có khả năng trao đổi kết nối với máy tính;
- Thiết bị cầm tay, gọn nhẹ, sử dụng pin sạc;
- Đo đường chủ đạo chính của tín hiệu điện tim, đưa ra kết quả chẩn đoán sơ bộ là cơ sở hỗ trợ bác sĩ chuyên khoa theo dõi, điều trị cho bệnh nhân.

Sơ đồ tổng thể các khối chức năng cơ bản của thiết bị được trình bày trên hình 8.



Hình 8. Sơ đồ khối của thiết bị

Các mạch chức năng cụ thể từng khối:

a) *Mạch thu thập - chuyển đổi - chuẩn hóa*: Bao gồm điện cực và mạch đo với các khối lọc thông thấp, thông cao, lọc chặn dải. Mạch thu thập có nhiệm vụ khuếch đại tín hiệu điện tim ở mức mV lên một dải phù hợp để xử lý. Yêu cầu thiết kế mạch thu thập:

- Loại bỏ các nhiễu nằm ngoài dải tần số điện tim quan tâm là $(0,1 \div 100)Hz$;
- Loại bỏ các nhiễu do điện lưới gây ra bằng bộ lọc Notch 50Hz (bộ lọc triệt tần 50Hz);
- Khuếch đại tín hiệu điện tim lên khoảng 1,000 lần, trước khi đưa vào bộ chuyển đổi ADC;
- Thiết kế mạch kết nối với điện cực ECG.

b) *Tính chọn mạch nguồn*: Thiết bị sử dụng pin Li-Ion có thông số điện áp định mức là 3,7V và dung lượng 1020mAh. Nguồn sạc cho pin sẽ sử dụng nguồn 5V được lấy từ cổng USB hoặc các mạch ổn áp cho ra điện áp 5V. Thiết bị sử dụng IC quản lý nguồn BQ24072 của hãng Texas Instrument. Lựa chọn giới hạn dòng điện sạc ở mức 100mA để bảo vệ cổng USB.

c) *Tính chọn khối hiển thị LCD*: Lựa chọn hiển thị phù hợp trong trường hợp thiết bị đo độc lập, có khả năng quan sát hình dạng tín hiệu điện tim và lựa chọn màn hình LCD đồ họa.

d) *Khối truyền thông GPRS/3G*: Nhằm thực hiện truyền bộ dữ liệu đo được từ người bệnh thông qua thiết bị điện tim cầm tay về máy chủ để bác sĩ có thể theo dõi và chẩn đoán được tình hình sức khỏe của bệnh nhân.

e) *Lưu trữ*: Thiết bị có khả năng lưu trữ dữ liệu đo được cũng như thời gian đo vào trong thẻ nhớ SD.

f) *Giao tiếp với máy tính*: Thiết bị có khả năng kết nối với máy tính thông qua chuẩn USB.

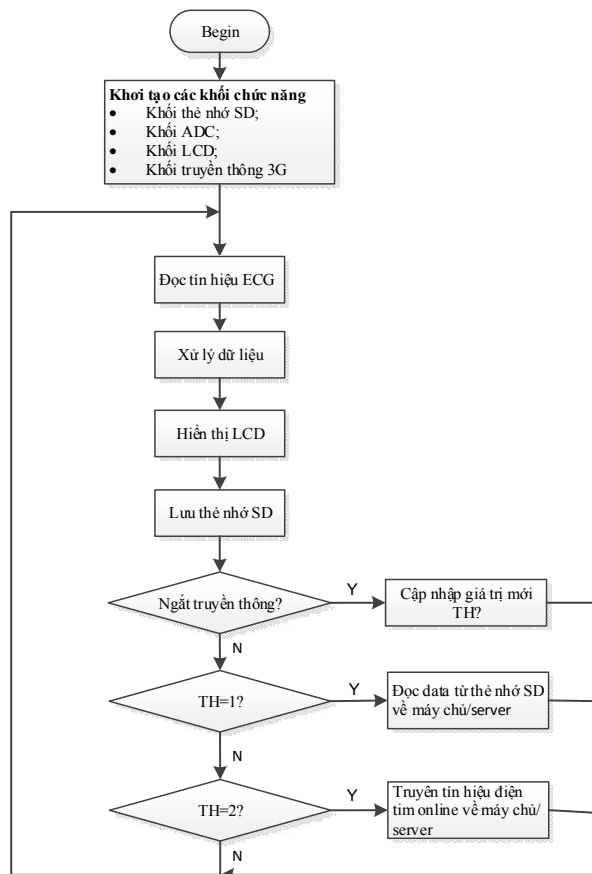
g) *Vi xử lý trung tâm*: IC vi xử lý dùng cho thiết bị đo, nhóm tác giả lựa chọn sử dụng vi điều khiển ATmega2560 của hãng Atmel. ATmega2560 thuộc dòng vi điều khiển rất quen thuộc, có khả năng tính toán và xử lý tốt.

Nguyên lý hoạt động của thiết bị như sau: Tín hiệu điện tim từ cơ thể được đưa về bộ thu thập dữ liệu thông qua điện cực ECG. Tín hiệu này sẽ được xử lý (lọc nhiễu, khuếch đại) sau đó đưa về ADC của vi xử lý trung tâm. Vi xử lý tiến hành xử lý tín hiệu và điều khiển các khối ngoại vi khác. Tín

hiệu điện tim được hiển thị lên màn hình LCD, được lưu trữ trong khối lưu trữ hoặc được gửi về máy tính chủ. Giao diện điều khiển thiết bị nằm trên màn hình LCD và tương tác thông qua các phím bấm cảm ứng điện trở trên thiết bị.

3.2. Lưu đồ thuật toán trên vi xử lý trung tâm

Chương trình phần mềm nhúng xuống IC ATmega2560, lưu đồ thuật toán trên vi xử lý trung tâm được trình bày trên hình 9, trong đó các hàm lọc số cũng như các hàm phát hiện phức bộ QRS dựa theo thuật toán Hamilton trong tài liệu số [2, 3].

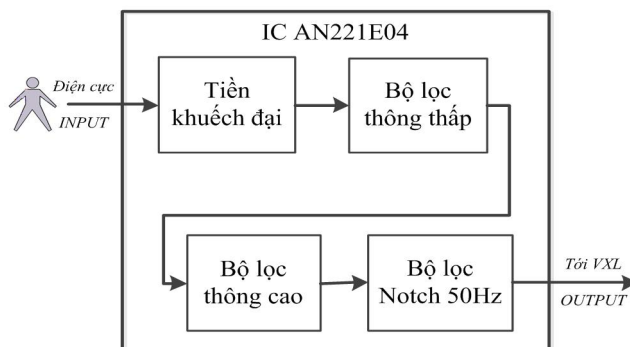


Hình 9. Lưu đồ thuật toán của chương trình trên vi xử lý ATmega2560

4. KẾT QUẢ TRIỂN KHAI

4.1. Phần cứng

4.1.1. Khối thu thập và chuẩn hóa tín hiệu



Hình 10. Sơ đồ khối cấu hình bên trong IC AN221E04

Sử dụng công nghệ chuyển mạch tự điện trên FPAA, tác giả lựa chọn IC AN221E04. Cấu hình của AN221E04 như hình 10.

- Tiền khuếch đại: chọn hệ số khuếch đại $G_1 = 8$;
- Thiết kế bộ lọc thông thấp: Sử dụng CAM DC Blocking High Pass Filter trong thư viện tài nguyên của AN221E04 với $F_c = 0,05\text{Hz}$, hệ số khuếch đại $G_2 = 8$;
- Thiết kế khâu lọc thông cao: Sử dụng khối CAM Biquadratic Filter, với $F_c = 150\text{Hz}$, hệ số khuếch đại $G_3 = 16$;
- Thiết kế bộ lọc Notch 50Hz: Sử dụng CAM Chebyshev với Pass Band Ripple = 3dB, Stop Band Atten. = 30dB, Center Frequency = 50Hz, Stop Band Width = 2Hz;
- Tổng hệ số khuếch đại của toàn bộ các khâu sẽ là:

$$G = G_1 \cdot G_2 \cdot G_3 = 8 \cdot 8 \cdot 16 = 1024 \quad (6)$$

4.1.2. Vi xử lý trung tâm

Do yêu cầu về tốc độ tính toán nên thiết bị lựa chọn vi xử lý trung tâm sử dụng vi điều khiển Atmega2560 của hãng Atmel.

4.1.3. Màn hình cảm ứng LCD

Để hiển thị giao diện điều khiển của thiết bị cũng như có khả năng đưa thông tin về tín hiệu điện tim đo được tới người quan sát thì phần giao diện sẽ sử dụng màn hình HMI Nextion 3,5 Inch.

4.1.4. Thẻ nhớ

Thiết bị có khả năng lưu trữ dữ liệu đo được cũng như thời gian đo vào trong thẻ nhớ SD Card. Thông tin này sẽ dễ dàng được đồng bộ với cơ sở dữ liệu trên máy tính nếu thiết bị kết nối với máy tính, tác giả lựa chọn dạng thẻ SD dung lượng 8GB.

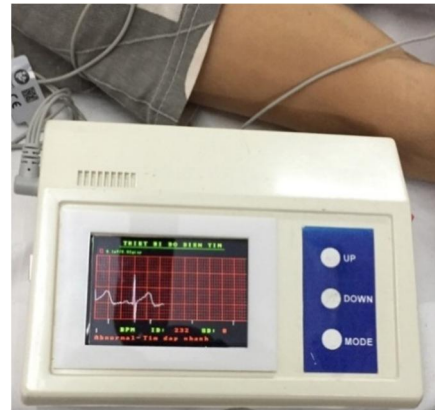
4.1.5. Nguồn cung cấp

Thiết bị được cung cấp nguồn từ pin 3,7V. Để chuyển đổi điện áp từ 3,7VDC sang 5VDC có thể dùng IC ADP3000-5V.

Các thiết kế trên đây đã được thử nghiệm hoàn chỉnh trên các phần mềm mô phỏng, các sơ đồ nguyên lý và thiết kế mạch sử dụng chip vi điều khiển ATmega 2560. Ngoài các kết quả lý thuyết và thực hiện tính toán, mô phỏng, tác giả triển khai trên thiết bị phần cứng để tiến tới có thể hoàn thiện thiết bị đưa vào ứng dụng trong thực tế và có khả năng thương mại sản phẩm. Bài báo đã phân tích, lựa chọn các linh kiện và lắp đặt phần cứng, đóng gói thành thiết bị khá nhỏ gọn, với đầy đủ các chức năng như yêu cầu:

- Đo và truyền trực tuyến tín hiệu điện tim ECG về máy chủ để tự động nhận dạng và phân tích tín hiệu điện tim theo chuẩn GPRS/3G.
- Hiển thị số nhịp tim/phút, báo lỗi (số lượng nhịp tim nhanh quá hay thấp quá so với ngưỡng giới hạn trên và giới hạn dưới), tình trạng tiếp xúc điện cực.
- Có màn hình LCD 3.5 inch, độ phân giải 480x320 pixels, để giúp bác sĩ có thể quan sát tín hiệu điện tim ngay trên thiết bị.

- Có khe cắm thẻ nhớ SD 8G để lưu tín hiệu ECG.
- Kết nối với PC theo chuẩn USB.
- Tần số lấy mẫu: 360Hz/720Hz.
- Thiết bị dùng Pin Li-Ion có thông số điện áp định mức là 3,7V và dung lượng 2000mAh. Nguồn sạc cho pin sẽ sử dụng nguồn 5V, có thể hoạt động liên tục trong 480 phút.
- Kích thước của thiết bị: 170(L) x 135(W) x 50(H) mm.
- Trọng lượng: ~ 500 gram.



(a)



(b)

Hình 11. Hình ảnh thiết bị thực tế (a) và điện cực và cáp tín hiệu (b)

4.2. Kết quả phần mềm

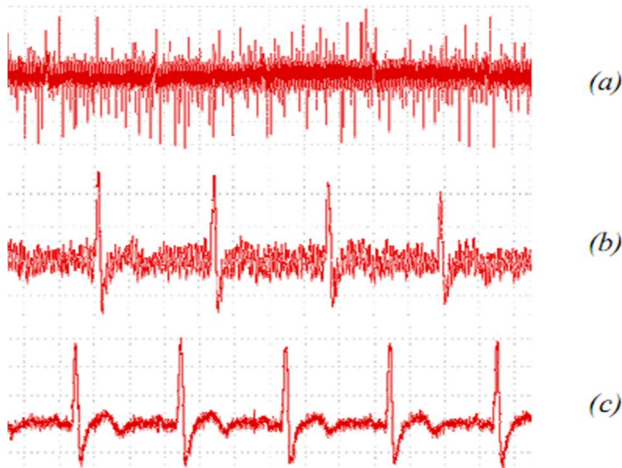
4.2.1. Đo, đọc dữ liệu

Bước đầu đã thử nghiệm khả năng chạy phần mềm nhận dạng trên thiết bị tự thiết kế, tổng thời gian chạy trên thiết bị mất khoảng 375ms, có nghĩa là có thể xử lý được với bệnh nhân có tim đập khoảng 160 nhịp/phút (nhịp tim của người bình thường đập trung bình trong khoảng 60 ÷ 80 nhịp/phút), đã phần nào đáp ứng được thời gian thực, kết quả chi tiết trong bảng 1.

Bảng 1. Thời gian tính toán trên thiết bị

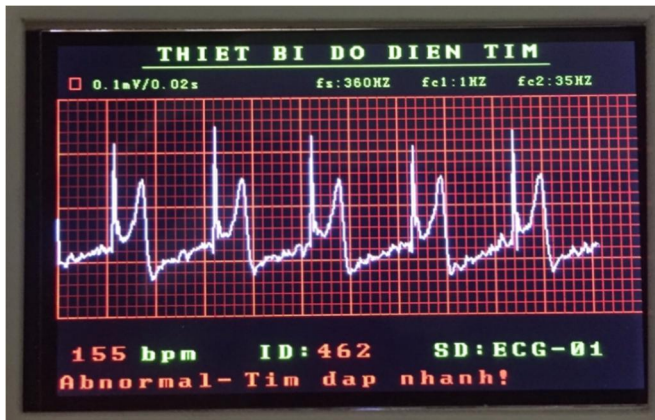
STT	Tên khối	Thời gian xử lý (ms)
1	Đọc dữ liệu, lọc 50Hz	65
2	Phát hiện đỉnh R	70
3	Trích chọn đặc tính	90
4	Khối lưu trữ, truyền thông, hiển thị LCD	150
<i>Tổng</i>		375

Sử dụng điện cực đo chuyển đạo tay trái - tay phải bước đầu, các khâu thu thập tín hiệu điện tim đã thu thập được các tín hiệu với chất lượng tương tự như các thiết bị đo thông dụng, như trên hình 12, 13.



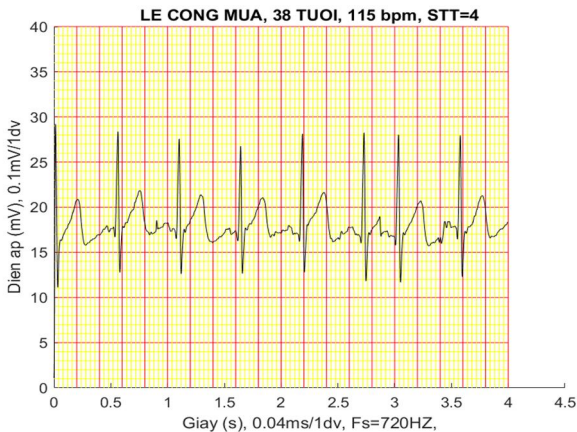
Hình 12. Hình ảnh tín hiệu ECG, thu thập trước các bộ lọc (a), sau bộ lọc thông thấp và thông cao (b), sau bộ lọc Notch 50Hz (c)

✓ Thông số trên màn hình LCD



Hình 13. Hình ảnh tín hiệu điện tim trên màn hình LCD với các thông số: Số nhịp tim/phút là 155 bpm, mã số bệnh nhân (ID) là 462, cảnh báo Abnormal-Tim đập nhanh

Dữ liệu tín hiệu điện tim trên thẻ nhớ SD, hay trên máy chủ server có thể xuất thành file để in ra trên giấy như hình 14.



Hình 14. Tín hiệu điện tim của bệnh nhân sau khi xuất ra file để in trên giấy

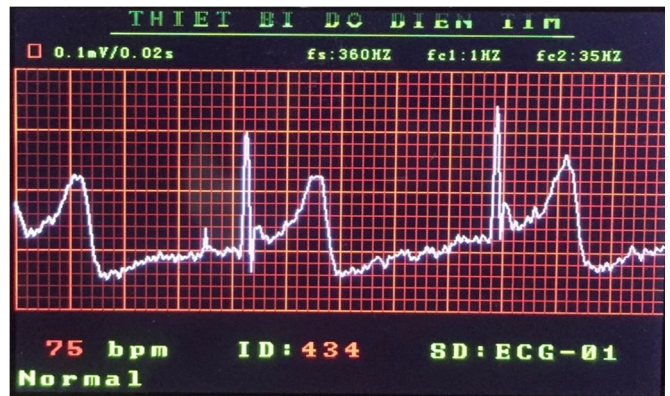
Chất lượng tín hiệu điện tim thu thập được, hiển thị trên LCD và in ra trên giấy: Thiết bị có chất tương đương với các thiết bị ngoài thị trường (như máy Cardiofax - Nhật Bản), căn cứ vào đó bác sĩ có thể chẩn đoán được bệnh lý.

4.2.2. Nhận dạng tín hiệu điện tim ECG

Tín hiệu đo được từ thiết bị sẽ được truyền Online về máy chủ (server), tại đây khâu nhận dạng sẽ được thực hiện thông qua các thuật toán, chương trình đã sử dụng nhận dạng cho bộ CSDL MIT-BIT. Kết hợp với ý kiến kết luận của bác sĩ chuyên khoa về bệnh án của bệnh nhân, hệ thống sẽ học và ghi nhớ đặc tính điện tim của từng bệnh án, khi triển khai đo trên đối tượng thật nếu gặp bệnh nhân có bệnh án tương hệ thống sẽ nhận dạng và đưa ra chẩn đoán ban đầu để bệnh nhân có thể biết hoặc bác sĩ có thể tham khảo để đưa ra phác đồ điều trị và kết luận được chính xác hơn.

4.3. Kết quả triển khai thực tế

Thử nghiệm thiết bị tại Trung tâm y tế thành phố Hải Dương. Tiến hành đo thực nghiệm và lưu dữ liệu vào thẻ nhớ SD của 06 bệnh nhân như bảng 2; Kết quả đánh giá về độ chính xác của thiết bị và hình ảnh tín hiệu điện tim trên LCD như hình 15. Kết quả thử nghiệm trên bảng 3 cho thấy thiết bị đo có độ chính xác cao đạt 97,8% (sai số trung bình 0,88%) tương đương với các thiết bị hiện có tại Trung tâm y tế thành phố Hải Dương. Ngoài ra, thiết bị còn có chức năng chẩn đoán ban đầu về bệnh lý của bệnh nhân như thiếu máu cơ tim như hình 16.



Hình 15. Hình ảnh tín hiệu điện tim trên màn hình LCD



Hình 16. Hình ảnh tín hiệu điện tim trên màn hình LCD với các thông số: Số nhịp tim/phút là 95bpm, mã số bệnh nhân (ID) là 322, Abnormal - Thiếu máu cơ tim

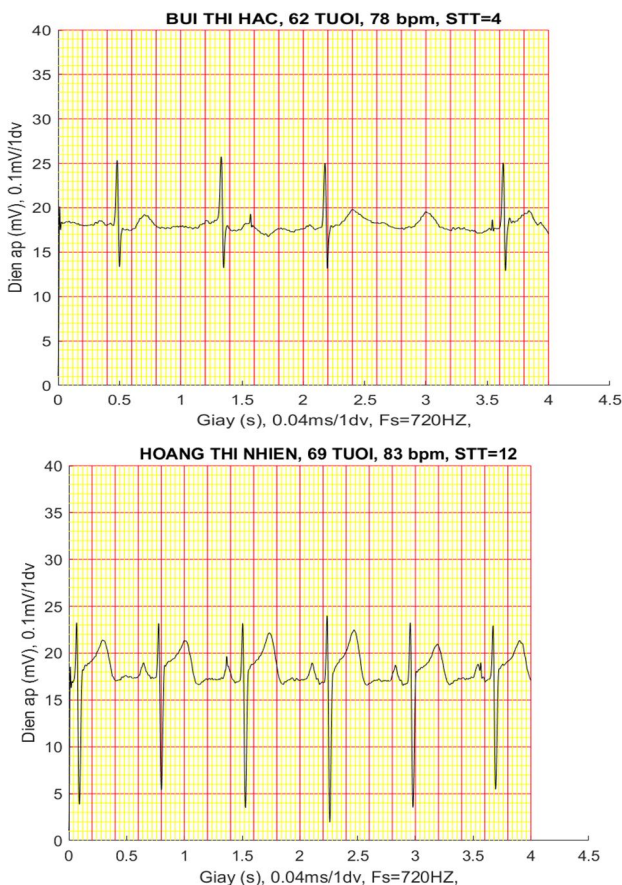
Bảng 2. Danh sách bệnh nhân triển khai thực nghiệm và kết quả đo số lượng nhịp

TT	ID	Tên	Tuổi	Giới tính	Tổng số nhịp
1	335	Lê Công Mùa	38	Nam	486
2	665	Vũ Thị Cọng	80	Nữ	523
3	39	Bùi Thị Hạt	62	Nữ	541
4	563	Lê Thị Tế	70	Nữ	496
5	556	Nguyễn Thị Tý	71	Nữ	543
6	375	Hoàng Thị Nhiên	69	Nữ	482

Bảng 3. Kết quả thử nghiệm trên thiết bị

ID	Tổng số nhịp	Số nhịp không phát hiện được	Số nhịp phát hiện sai	Sai số (%)
335	486	1	1	0,4
665	523	2	1	0,6
39	541	1	0	0,1
563	496	4	3	1,4
556	543	7	5	2,2
375	482	2	1	0,6

Hình 17 là tín hiệu điện tim ECG của một số bệnh nhân tại Trung tâm y tế dự phòng thành phố Hải Dương.

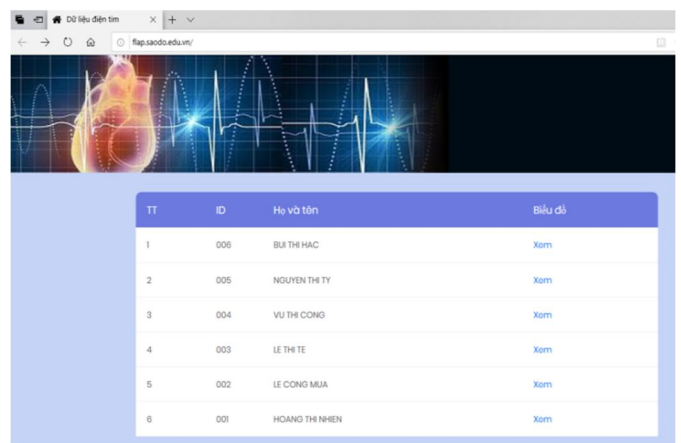


Hình 17. Đặc tính tín hiệu điện tim ECG của một số bệnh nhân tại Trung tâm y tế dự phòng thành phố Hải Dương

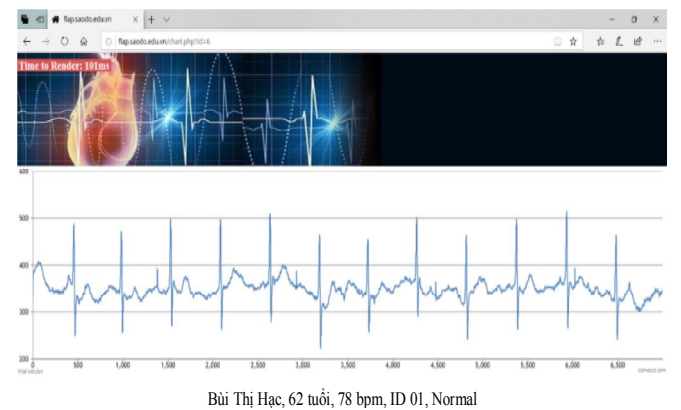
Bảng 4. Bệnh án của 06 bệnh nhân được kiểm tra tại trung tâm y tế dự phòng

TT	ID	Tên	Tuổi	Giới tính	Loại bệnh
1	335	Lê Công Mùa	38	Nam	Đái tháo đường típ 2
2	665	Vũ Thị Cọng	80	Nữ	Tăng gánh nhĩ phải
3	39	Bùi Thị Hạt	62	Nữ	Thiếu máu cơ tim
4	563	Lê Thị Tế	70	Nữ	Thiếu máu cơ tim
5	556	Nguyễn Thị Tý	71	Nữ	Suy thận
6	375	Hoàng Thị Nhiên	69	Nữ	Suy thận

Hình 18, 19 là giao diện chính của website server và thông tin về tín hiệu điện tim của bệnh nhân được đọc trên website server



Hình 18. Giao diện chính của website server



Hình 19. Thông tin về tín hiệu điện tim của bệnh nhân Bùi Thị Hạt, 62 tuổi được đọc trên website server

5. KẾT LUẬN

Bài báo đề xuất xây dựng thiết bị đo thông minh có khả năng nhận dạng tự động tín hiệu điện tim ECG, thiết bị đo được lắp đặt hoàn thiện và đáp ứng đầy đủ các yêu cầu và chức năng đặt ra. Thiết bị có các thông số tương đương với một số thiết bị đo điện tim cầm tay ngoài thị trường (như máy Cardiofax do hãng Nihon Kohden của Nhật Bản sản xuất). Thiết bị có thêm tính năng tự học của mạng nơ-rôn mà thiết bị có thể chẩn đoán bệnh lý sơ bộ để bệnh nhân có thể biết bệnh lý của mình đồng thời hỗ trợ bác sĩ sơ khám ban đầu, đưa ra kết luận chính xác hơn, ngoài thì trường một số thiết bị có chức năng này nhưng có giá

thành khá cao. Ngoài ra, thiết bị do tự động truyền online về máy chủ để bác sĩ có thể theo dõi gián tiếp tình trạng sức khỏe của bệnh nhân cũng như tư vấn, đưa ra phác đồ điều trị bệnh phù hợp, đây là chứng năng mà không phải thiết bị nào ngoài thị trường cũng có. Hướng tiếp theo của nghiên cứu là tiến hành đo ở nhiều bệnh nhân có bệnh lý khác nhau để xây dựng bộ cơ sở dữ liệu gốc cho thiết bị.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. <http://www.physionet.org>
- [2]. Dương Trọng Lượng, Nguyễn Đức Thuận, Nguyễn Thái Hà, Trịnh Quang Đức, Phí Ngọc Tú, Nguyễn Phan Kiên, 2014. *Thiết kế hệ thống thu nhận tín hiệu điện tâm đồ trong thời gian thực dựa trên giao tiếp âm thanh - soundcard tích hợp trong máy tính*. Tạp chí Khoa học ĐHQGHN, Tập 30, NXB Đại học Quốc gia, Số 2 (2014), pp. 40-46.
- [3]. Hoàng Mạnh Hà, 2011. *Các phương pháp thích nghi trong lọc nhiễu tín hiệu điện tim*. luận án Tiến sĩ, Viện Công nghệ Thông tin, Viện Khoa học và Công nghệ Việt Nam.
- [4]. Patrick S. Hamilton, Willis J. Tompkins, 1986. *Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 1157-1165.
- [5]. Valtino X. Afonso, 1993. *ECG QRS Detection*. Biomedical digital signal processing.
- [6]. Jiapu Pan, willis J. Tompkins, 1985. *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, no. 3.
- [7]. P. Hamilton, 2002. *Open Source ECG Analysis Software Documentation*. Computers in Cardiology, pp. 101 - 104.
- [8]. Muhammad Wildan Gifari, Hasballah Zakaria, Richard Mengko, 2015. *Design of ECG Homecare: 12-Lead ECG Acquisition using Single Channel ECG Device Developed on AD8232 Analog Front End*. International Conference on Electrical Engineering and Informatics (ICEEI). pp. 371-376.
- [9]. Pallavi Patil, Kalyani Bhole, 2018. *Real time ECG on internet using Raspberry Pi*. 2018 International Conference on Communication, Computing and Internet of Things (IC3IoT).
- [10]. Nick Van Helleputte, Mario Konijnenburg, Julia Pettine, Dong-Woo Jee, Hyejung Kim, Alonso Morgado, 2015. *A 345 μ W Multi-Sensor Biomedical SoC With Bio-Impedance, 3-Channel ECG, Motion Artifact Reduction, and Integrated DSP*. IEEE Journal of Solid-State Circuits. pp. 230 - 244.
- [11]. Juyoung Park, Jaemyoun Lee, Junhee Ryu, Heonshik Shin, Shin Heu, Kyungtae Kang, 2013. *Evaluating QoS of a Wireless System for Real-Time Cardiac Monitorin*. 2013 IEEE 27th International Conference on Advanced Information Networking and Applications (AINA).

AUTHOR INFORMATION

Do Van Dinh

Sao Do University