

ỨNG DỤNG CÂY QUYẾT ĐỊNH CHO GIẢI PHÁP NÂNG CAO CHẤT LƯỢNG NHẬN DẠNG TÍN HIỆU ĐIỆN TIM

Phạm Văn Nam*, Nguyễn Thị Lan Hương, Trần Hoài Linh

Trường Đại học Bách khoa Hà Nội

TÓM TẮT

Bài báo sẽ trình bày một giải pháp nâng cao chất lượng nhận dạng tín hiệu điện tim ECG (*ElectroCardioGraphy*). Hướng nghiên cứu chính của bài báo là sử dụng cây quyết định nhị phân (*Binary Decision Tree*) để tổng hợp kết quả của ba mô hình đơn, đó là các mạng nơ-ron kinh điển MLP (*Multi Layer Perceptron*), mạng nơ-ron logic mờ TSK (*Takaga-Sugeno-Kang*) và máy vectơ hỗ trợ SVM (*Support Vector Machines*) để cải thiện độ chính xác và chất lượng của kết quả nhận dạng. Sử dụng các hàm cơ sở Hermite (*Hermite Basis Functions*) để khai triển phức bộ QRS làm vector đặc trưng của tín hiệu và sử dụng thêm hai đặc tính về thời gian là khoảng cách giữa hai đỉnh R liên tiếp, giá trị trung bình của 10 khoảng cách R-R cuối cùng. Giải pháp đã được thử nghiệm trên bộ các số liệu mẫu lấy từ CSDL MIT-BIH (*Massachusetts Institute of Technology, Boston's Beth Israel Hospital*). Cuối cùng bài báo đề xuất ý tưởng thiết kế và chế tạo thiết bị đo có tích hợp chức năng nhận dạng tín hiệu điện tim, chương trình nhận dạng của thiết bị sử dụng giải pháp đã xây dựng được và áp dụng các công nghệ IC tiên tiến như FPAA và ARM để thiết kế phần cứng, tốc độ xử lý đáp ứng thời gian thực.

Từ khóa: *Mạng nơ-ron, MLP, TSK, SVM, Hệ thống tích hợp, Cây quyết định, Hàm cơ sở Hermite, Tín hiệu điện tim ECG, IC FPAA, IC ARM*

ĐẶT VẤN ĐỀ

Xã hội hiện nay, tình trạng già hóa dân số ngày càng tăng, trước tiên là ở các Quốc gia phát triển như Mỹ, Nhật Bản, các nước Châu Âu..., sau này là đến các quốc gia đang phát triển như Việt Nam, Thái Lan..., số trường hợp bệnh nhân về tim mạch ngày càng tăng, ảnh hưởng lớn đến sức khỏe và chất lượng cuộc sống của người cao tuổi, nhưng các bệnh này nếu phát hiện sớm thì có khả năng điều trị khỏi cao. Trong khi đó, cuộc sống càng phát triển thì nhu cầu càng tăng những người trưởng thành trong gia đình càng bận rộn với công việc, rất muốn quan tâm đến sức khỏe của ông bà, bố mẹ mà nhiều khi không có thời gian để đưa họ đến các Bệnh viện kiểm tra sức khỏe thường xuyên. Do đó các thiết bị y tế hiện đại để theo dõi các thông số về sức khỏe, trong đó có các thông số về tim mạch là thiết bị cần thiết cho các gia đình có thành viên có nguy cơ bị bệnh tim mạch như người cao tuổi. Ngoài ra đối với người đang điều trị bệnh tim mạch cần có thiết bị đo điện tim gọn nhẹ có thể mang theo người để theo dõi và lưu trữ liên tục tín hiệu điện tim ECG, gửi dữ

liệu đó đến bác sĩ để theo dõi và có hướng điều trị phù hợp.

Tín hiệu điện tim (ECG) có độ biến đổi rất mạnh cả về hình dáng, biên độ ở các trường hợp bệnh lý, tín hiệu điện tim lại dễ bị ảnh hưởng bởi nhiễu từ bên ngoài, tình trạng sức khỏe hay tâm lý của bệnh nhân bài toán nhận dạng tín hiệu nên nhận dạng ECG là một trong những bài toán khó. Những năm gần đây đã có nhiều công trình nghiên cứu về các thiết bị đo điện tim có tích hợp chức năng nhận dạng tự động, hiện nay trên thị trường trong nước cũng đã xuất hiện một số máy điện tim chuyên dụng có chức năng nhận dạng, hỗ trợ Bác sĩ trong chuẩn đoán các bệnh về tim mạch, nhưng các thiết bị dạng này có giá thành cao, đa số là ở dạng máy để bàn cố định.

Trong bài báo áp dụng một giải pháp nhận dạng tín hiệu điện tim có độ chính xác cao [5] với các thuật toán xử lý tín hiệu số đã được tối ưu về khối lượng tính toán để có khả năng thực hiện được trên các dòng vi xử lý thông dụng như FPAA và ARM. Một số kết quả thiết kế, chế tạo ban đầu đã được thử nghiệm để thử nghiệm tính chính xác của các giải pháp

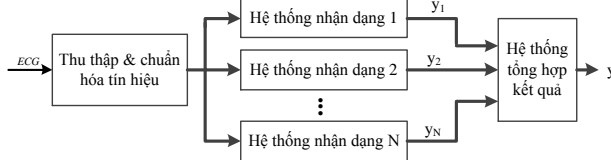
* Tel: 0979 427781, Email: pvnamd11@gmail.com

và khả năng đáp ứng thời gian thực khi sử dụng trong thực tế.

Giải pháp nâng cao chất lượng nhận dạng tín hiệu điện tim

Đối với những bài toán nhận dạng khó như tín hiệu điện tim, đã có rất nhiều các giải pháp nhận dạng được đề xuất sử dụng. Mỗi giải pháp này đều có sự khác biệt nhất định về quy trình xử lý tín hiệu đầu vào, trích chọn đặc tính cũng như nhận dạng trên cơ sở véc-tơ đặc tính. Vì vậy mỗi giải pháp đều có những ưu và nhược điểm của riêng mình đồng thời nhiều trường hợp các mô hình khác nhau đưa ra kết quả nhận dạng không trùng khớp nhau. Để khắc phục được các nhược điểm và tận dụng được các ưu điểm của các giải pháp này, ta có thể sử dụng phối hợp nhiều giải pháp cùng một lúc, khi có được kết quả từ các giải pháp này ta sẽ sử dụng thêm một khâu xử lý tổng hợp kết quả nữa để đưa ra được kết luận cuối cùng. Khi đó, các giải pháp ban đầu sẽ được gọi là các mô hình nhận dạng đơn, khối tổng hợp kết quả và đưa ra kết luận cuối cùng sẽ được gọi là ngắn gọn là khối tổng hợp kết quả. Ý tưởng thường áp dụng đối với những trường hợp khó, khi phổ biến ta có các mô hình đơn lại đưa ra kết quả không thống nhất với nhau [5]. Bài toán nhận dạng tín hiệu điện tim thuộc dạng trường hợp khó như thế này.

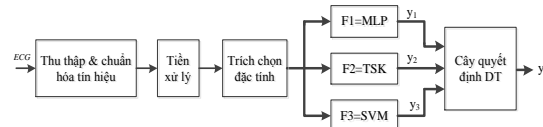
Sơ đồ khối tổng quát của giải pháp phối hợp được trình bày như trên hình 1 dưới đây, trong đó các hệ thống nhận dạng đơn sẽ xử lý cùng một tín hiệu đầu vào từ đối tượng (nhưng theo các cách khác nhau) và đầu ra của các hệ thống nhận dạng đơn sẽ tạo thành đầu vào của Hệ tổng hợp kết quả.



Hình 1. Mô hình chung của hệ thống nhận dạng phối hợp

Trong [5], các tác giả đã đề xuất sử dụng cây quyết định nhị phân (Binary Decision Tree) để thực hiện việc phối hợp kết quả các mô

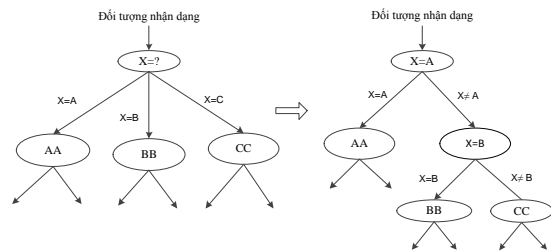
hình nhận dạng đơn là: (Multi-Layer Perceptron), mạng nơ-ron logic mờ TSK (Takagi-Sugeno-Kang) và máy vector hỗ trợ SVM (Support Vector Machines). Các mô hình đơn này đã được [5] lựa chọn do đây là các kết quả đã được công bố trên các tạp chí và hội thảo quốc tế nên đảm bảo được sự khách quan và tính chính xác, đồng thời cũng là những kết quả được thực hiện trên cùng một bộ số liệu đầu vào nên việc so sánh sẽ thuận tiện và có tính thuyết phục. Tuy nhiên, nếu ta có được một mô hình đơn khác cũng có khả năng nhận dạng tín hiệu ECG tương đối tốt thì ta hoàn toàn có thể dễ dàng bổ sung vào hệ thống do khối Tổng hợp kết quả nói chung không có sự hạn chế về số lượng đầu vào từ các mô hình đơn.



Hình 2. Mô hình nhận dạng tín hiệu điện tim ECG sử dụng Cây quyết định để tổng hợp kết quả

Phối hợp kết quả bằng mô hình cây quyết định

Cây quyết định DT (Decision Tree) là một mô hình xử lý tín hiệu kinh điển đã được sử dụng rất rộng rãi trong nhiều ứng dụng thực tế. Trong bài báo sử dụng cây nhị phân (bậc 2) để đơn giản hóa việc mô tả các thuật toán, điều này không làm giảm tính tổng quát của cây do một cây bậc bất kỳ đều có thể chuyển về một cây nhị phân tương đương như trong hình 3.



Hình 3. Phương pháp chuyển một nút bậc cao (hình trái) thành một nút nhị phân (bậc 2) (hình phải)

Giả thiết mỗi khối nhận dạng đơn sẽ tạo ra đầu ra kết quả y_i ($i = 1, 2, \dots, K$) là một giá trị chứa mã nhận dạng. Khi đó đầu vào của cây quyết định sẽ là véc-tơ tổng hợp $\mathbf{x} = [y_1, y_2, \dots, y_K]$. Đầu ra của cây quyết định sẽ là mã chính xác của nhịp tim đang xử

lý. Sử dụng thuật toán ID3 để xây dựng cấu trúc và các thông số cho cây quyết định.

Các mô hình nhận dạng đơn

Mạng nơ-rôn MLP

Mạng MLP là mạng nơ-rôn phổ biến nhất, nó là một mạng truyền thẳng với các phần tử cơ bản gọi là nơ-rôn. Trong bài báo sử dụng mạng MLP với một lớp ẩn được trình bày như trong nghiên cứu [5].

Mạng nơ-rôn mờ TSK

Mô hình nhận dạng đơn thứ hai được sử dụng trong bài báo là mạng Takagi–Sugeno–Kang (TSK). Bài báo sử dụng mô hình TSK có cấu trúc như trong nghiên cứu [2,5,6].

Mô hình phân loại SVM

Mô hình nhận dạng đơn cuối cùng dùng trong bài báo này là SVM (*Support Vector Machine*) hay còn gọi là máy vectơ hỗ trợ. SVM cùng với mạng nơ-rôn nó là một trong những công cụ hữu hiệu trong phân tích tín hiệu. Mặc dù mô hình SVM chỉ phân chia dữ liệu thành 2 lớp, tuy nhiên việc phân loại đối với nhiều lớp hơn cũng không hề phức tạp, có thể áp dụng phương pháp một chọi một, hay một chọi tất cả như trong nghiên cứu [5]. Phương pháp hiệu quả hơn là phương pháp một chọi một, ở phương pháp này nhiều mạng SVM được xây dựng để phân loại trong tất cả các tổ hợp của hai lớp dữ liệu. Với N lớp, chúng ta phải xây dựng $N(N-1)/2$ mạng SVM đơn lẻ.

Trích chọn đặc tính tín hiệu điện tim

Sử dụng các hàm cơ sở Hermite (*Hermite Basis Functions*) để khai triển các phức bộ QRS nhằm lấy các hệ số khai triển làm vector đặc trưng của tín hiệu. Sử dụng thêm hai đặc tính về thời gian: khoảng cách giữa hai đỉnh R liên tiếp, giá trị trung bình của 10 khoảng cách R-R cuối cùng.

Hàm Hermite có công thức như sau:

$$\psi_n(x) = \left(\sqrt{\pi} \cdot 2^n \cdot n!\right)^{-\frac{1}{2}} e^{-\frac{x^2}{2}} H_n(x) \quad (1)$$

với $H_n(x)$ là đa thức Hermite được định nghĩa ở dạng đệ quy:

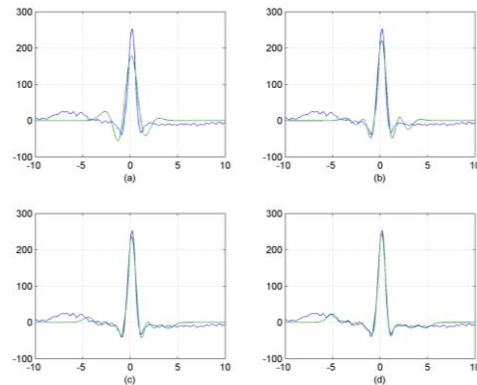
$$H_{n+1}(x) = 2x \cdot H_n(x) - 2n \cdot H_{n-1}(x) \quad (2)$$

cho $n \geq 1$, với $H_0(x) \equiv 1; H_1(x) = 2x$.

Để biểu diễn tín hiệu điện tim $s(t)$ theo N hàm Hermite đầu tiên ta cần tìm các hệ số c_i sao cho thỏa mãn công thức (3). Các hệ số c_i sẽ được sử dụng làm các đặc tính của tín hiệu điện tim.

$$s(t) \approx \sum_{i=0}^{N-1} c_i \cdot H_i(t) \quad (3)$$

Từ **H.4** ta có thể nhận thấy tín hiệu ECG và nhất là đoạn phức bộ QRS đã được xấp xỉ rất tốt khi sử dụng 16 hàm Hermite đầu tiên, sai số tại các đỉnh Q, R và S nhỏ.



Hình 4. Xấp xỉ tín hiệu ECG bằng N hàm Hermite đầu tiên: a) $N=5$; b) $N=10$; c) $N=12$; d) $N=16$.

Bài báo đề xuất giải pháp khai triển tín hiệu ECG theo các hàm Hermite một cách đơn giản hơn so với nghịch đảo ma trận để có thể triển khai được trên các hệ vi xử lý có công suất tính toán nhỏ, giải pháp này sẽ được trình bày chi tiết trong các mục sau của bài báo.

Xây dựng các bộ số liệu mẫu

Trong bài báo sử dụng tín hiệu điện tim mẫu lấy từ bộ cơ sở dữ liệu về chứng loạn nhịp tim nổi tiếng MIT-BIH, lựa chọn lấy các bản ghi của 19 bệnh nhân (*mã số trong cơ sở dữ liệu là 100, 105, 106, 109, 111, 114, 116, 118, 119, 124, 200, 202, 207, 208, 209, 212, 214, 221 và 222*), phân loại 7 kiểu rối loạn nhịp tim được xem xét là: Block nhánh trái (L), Block nhánh phải (R), Ngoại tâm thu nhĩ (A), Ngoại tâm thu thất (V), Rung thất (I) và Tâm thất lồi nhịp (E) và nhịp bình thường (N). Số lượng chi tiết mẫu lấy từ bản ghi của 19 bệnh nhân được thống kê chi tiết trong Bảng 1 dưới đây.

Bảng 1. Bảng phân chia số lượng mẫu học và mẫu kiểm tra của 7 loại nhịp

Loại nhịp	Tổng số mẫu	Số mẫu học	Số mẫu kiểm tra
N	2000	1065	935
L	1200	639	561
R	1000	515	485
A	902	504	398
V	964	549	451
I	472	271	201
E	105	68	37
Tổng	6643	3611	3068

Mỗi phức bộ QRS tách ra tương ứng với 18 đặc tính, đầu ra là mã của loại bệnh của nhịp đang xét (đã được đánh dấu trong CSDL MIT-BIT), ví dụ với 7 loại nhịp khác nhau đầu ra tương ứng sẽ là 7 kênh có giá trị 0 và 1 (6 kênh bằng 0 và kênh có mã tương ứng với loại bệnh sẽ có giá trị 1).

Kết quả tính toán

Với 3 mô hình nhận dạng đơn MLP, SVM, TSK, trong bài báo các thông số của các mô hình này được huấn luyện độc lập trên cùng một bộ dữ liệu học, có kết quả như sau:

Đầu tiên, với cấu trúc của mô hình MLP có 1 lớp ẩn, với 20 nơ-ron, trong đó có 7 nơ-ron đầu ra (tương ứng với 7 loại rối loạn nhịp tim).

Còn đối với các thông số của mô hình SVM: với 7 lớp và theo phương pháp 1 chọi 1 để tìm ra lớp chiến thắng trong mô hình SVM. Cho bộ mẫu có 7 lớp nên nhóm tác giả phải xây dựng 21 mạng SVM đơn lẻ cho từng cặp tổ hợp 2 loại tín hiệu một lúc.

Cuối cùng, cấu trúc của mạng TSK có 21 luật suy luận và 7 kết quả đầu ra.

Tất cả kết quả đầu ra từ các mô hình nhận dạng cơ sở trên sẽ được đẩy vào đầu vào cho Cây quyết định, và sẽ có thêm một quá trình học nữa để xây dựng các thông số cho Cây quyết định DT, kết quả cuối cùng của quá trình nhận dạng tín hiệu điện tim ECG là đầu ra của Cây quyết định DT sẽ hướng tới một kết quả mong đợi. Theo cách này ta sẽ thử nghiệm các trường hợp tổng hợp kết quả từ 2 mô hình (có 3 cặp khả năng là phối hợp MLP với TSK; phối hợp MLP và SVM và phối hợp

TSK và SVM) và từ 3 mô hình cơ sở MLP, SVM, TSK đã được thực hiện. Sử dụng bộ dữ liệu mẫu để kiểm tra mô hình nhận dạng. Kết quả kiểm tra này sẽ được sử dụng để so sánh với kết quả của các nghiên cứu trước. Trong Bảng 2 thể hiện kết quả sai số kiểm tra của 3 mô hình nhận dạng cơ sở MLP, TSK, SVM và mô hình phối hợp. Tất cả các mạng mô hình phân loại đầu tiên sẽ được huấn luyện trên cùng 1 bộ dữ liệu học và sau đó được kiểm tra trên 1 bộ dữ liệu kiểm tra khác. Kết quả khâu tổng hợp bằng mô hình Cây quyết định DT đã cho thấy việc tổng hợp này đã đưa lại kết quả tốt nhất – sai số kiểm tra còn 1.24%.

Bảng 2. Bảng sai số kiểm tra của 3 mạng cơ sở và của hệ thống tích hợp bằng DT

Hệ thống phân loại	Số mẫu nhận dạng sai	% mẫu nhận dạng sai
MLP	110	3.59
TSK	100	3.26
SVM	60	1.96
Tích hợp MLP và TSK	93	3.03
Tích hợp MLP và SVM	90	2.93
Tích hợp TSK và SVM	81	2.64
Tích hợp bằng DT	38	1.24

Từ Bảng 2 ta có thể thấy, việc tích hợp hai mạng sẽ đưa ra được kết quả trung bình (thường là chính xác cao hơn so với mạng yếu nhưng khó tốt hơn được so với mạng tốt). Lý do có thể nhận định là trong những trường hợp xảy ra lỗi, khi 2 mạng thành phần có những kết luận trái ngược nhau thì sẽ rất khó kết luận được là mạng nào chính xác hơn. Nếu ta luôn đi theo kết quả của 1 mạng thì việc tích hợp sẽ mất đi ý nghĩa.

Trường hợp tích hợp cả 3 mạng đơn, kết quả được cải thiện rõ rệt. Lý do có thể nhận định là trong những trường hợp các mạng thành phần đưa ra các kết quả trái ngược thì có nhiều cơ chế (ví dụ như lấy kết quả 2 mạng đa số...) đặc biệt là các cơ chế có hàm tính toán là phi tuyến để có thể tổng hợp được kết quả cuối cùng chính xác hơn.

Trong Bảng 3 đưa ra sự phân bố các lỗi nhận dạng của từng loại nhịp cụ thể, thể hiện như dạng là một ma trận vuông, đường chéo là số

kết quả đúng, những thành phần còn lại là bị nhận nhầm, bảng phân bố kết quả cho thấy có sự chênh lệch khá lớn, hầu hết các trường hợp nhận nhầm là giữa loại A và N, nguyên nhân là do hình dạng của nhịp loại A và N khá giống nhau. Còn các sự nhầm lẫn khác là không đáng kể (≤ 3 lỗi).

Bảng 3. Phân bố kết quả nhận dạng 7 loại nhịp tim

Mẫu \ Kết quả	N	L	R	A	V	I	E
N	928	1	1	10	0	0	0
L	1	557	0	2	3	1	0
R	1	0	481	1	0	2	0
A	5	0	3	383	1	0	0
V	0	2	0	1	446	0	0
I	0	0	0	1	1	198	0
E	0	1	0	0	0	0	37
Tổng	935	561	485	398	451	201	37

Ngoài ra, nhóm tác giả sẽ so sánh với các kết quả của những công trình nghiên cứu khác khi cùng được thử nghiệm trên cùng 1 bộ dữ liệu kiểm tra. Như đã được trình bày trong nghiên cứu của Osowski và cộng sự [4], bốn phương pháp tổng hợp phổ biến được sử dụng để so sánh và đã được trình bày trong nghiên cứu [7], gồm có:

- (1) Majority voting (biểu quyết theo đa số)
- (2) Weighted voting (bỏ phiếu có trọng số)
- (3) Kullback–Leibler (theo xác suất thông kê)
- (4) Modified Bayes (xác suất điều kiện Bayes)

Bảng 4: Bảng kết quả của các hệ thống nhận dạng có sử dụng phương pháp tổng hợp kết quả

STT	Phương pháp tổng hợp	Sai số kiểm tra
1	Majority voting	1.63
2	Weighted voting	1.37
3	Kullback–Leibler	1.47
4	Modified Bayes	1.56
5	Decision tree	1.24

Như kết quả thể hiện ở trên **Bảng 4** ta thấy, tất cả các hệ thống tích hợp đều có kết quả nhận dạng tốt hơn so với các hệ thống nhận dạng sử dụng một mô hình nhận dạng cơ sở, trường hợp kết quả kém nhất là 1,63% - trường hợp biểu quyết theo đa số (majority

voting), nhưng vẫn cao hơn kết quả tốt nhất của mô hình nhận dạng bằng SVM là 1,96% (trong bảng 2) và cuối cùng mô hình sử dụng cây quyết định DT có kết quả nhận dạng tốt nhất.

XÂY DỰNG THIẾT BỊ

Ý tưởng thiết kế thiết bị và lựa chọn giải pháp

Thiết bị nhận dạng tín hiệu điện tim xây dựng trong bài báo này có các yêu cầu thiết kế như sau:

- Đo một đường chuyển đạo của tín hiệu ECG
- Tích hợp đầy đủ các thuật toán tiền xử lý, trích chọn đặc tính và nhận dạng tín hiệu điện tim được nghiên cứu trong bài báo,

Ngoài ra còn một số yêu cầu về tính gọn nhẹ và tích hợp như sau:

- Thiết bị cầm tay, gọn nhẹ, có thể mang theo người, sử dụng pin sạc,
- Có màn hình để hiển thị điện tim và các thông số, cảnh báo,
- Có khả năng lưu trữ trên thẻ nhớ SD và xem lại dữ liệu điện tim,
- Có khả năng kết nối với máy tính để truyền dữ liệu.

Lựa chọn giải pháp thiết kế phần cứng

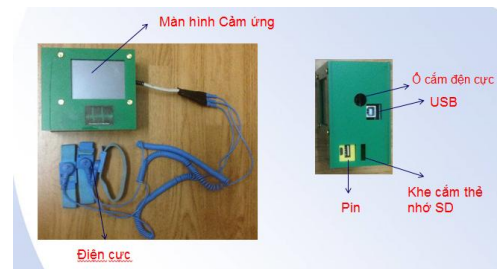
Khối thu thập và chuẩn hóa tín hiệu: Sử dụng công nghệ chuyên mạch tụ điện trên FPAA, tác giả lựa chọn IC AN221E04

Vi xử lý trung tâm: Sử dụng công nghệ ARM là STM32F103

Màn hình cảm ứng LCD: sẽ sử dụng màn hình HMI UART Nextion 2.4 Inch

Thẻ nhớ: lựa chọn dạng thẻ SD

Nguồn cung cấp: pin 3,7V



Hình 9. Hình ảnh của thiết bị đo kích thước (11,5cm x 10,5cm x 5cm)

Thử nghiệm thuật toán nhận dạng trên thiết bị

Phát hiện đỉnh R và trích xuất cửa sổ QRS

Sử dụng thuật toán phát hiện đỉnh R đã được Pan và Tompkins đưa ra vào năm 1985 và được Hamilton và Tompkins phát triển tiếp vào năm 1986, nội dung của phương pháp được trình bày trong nghiên cứu [3].

Trích chọn đặc tính

Tín hiệu điện tim ECG ký hiệu là $s(t)$ được khai triển theo 16 hàm Hermite đầu tiên, theo công thức (3). Các hệ số c_i được tính từ bài toán tối ưu hóa sai số:

$$\begin{bmatrix} H_0(t_0) & H_1(t_0) & \dots & H_{15}(t_0) \\ H_0(t_1) & H_1(t_1) & \dots & H_{15}(t_1) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ H_0(t_{90}) & H_1(t_{90}) & \dots & H_{15}(t_{90}) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c_0 \\ c_1 \\ \dots \\ c_{15} \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} s(t_0) \\ s(t_1) \\ \dots \\ s(t_{90}) \end{bmatrix} \quad (4)$$

Ta ký hiệu:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} H_0(t_0) & H_1(t_0) & \dots & H_{15}(t_0) \\ H_0(t_1) & H_1(t_1) & \dots & H_{15}(t_1) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ H_0(t_{90}) & H_1(t_{90}) & \dots & H_{15}(t_{90}) \end{bmatrix};$$

$$\mathbf{b} = \begin{bmatrix} s(t_0) \\ s(t_1) \\ \dots \\ s(t_{90}) \end{bmatrix}; \mathbf{x} = \begin{bmatrix} c_0 \\ c_1 \\ \dots \\ c_{15} \end{bmatrix}$$

Nghiệm tối ưu $\min \|\mathbf{A} \cdot \mathbf{x} - \mathbf{b}\|$ sẽ được tìm bằng phương pháp SVD (*Singular Value Decomposition*) trong phương pháp này, trước tiên xác định ma trận giả nghịch đảo \mathbf{A}^+ của ma trận \mathbf{A} [6], sau đó nghiệm tối ưu của phương trình $\mathbf{A} \cdot \mathbf{x} \approx \mathbf{b}$ có thể được dễ dàng tính toán theo công thức:

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}^+ \cdot \mathbf{b} \quad (5)$$

Nhóm tác giả đã nhận xét rằng phép khai triển SVD là khá phức tạp, tuy nhiên do chúng ta sử dụng cùng một cửa sổ tín hiệu 250ms (*hay 91 mẫu*) với các thời điểm lấy mẫu là cách đều cho mọi nhịp tim và số hàm Hermite được sử dụng luôn bằng 16, vì vậy ma trận \mathbf{A} là cố định cho mọi bước nên ma trận \mathbf{A}^+ cũng là cố định và có thể được tính trước (*trên máy*

tính) và nạp xuống mạch vi xử lý để sử dụng chứ không cần phải tính lại ma trận này.

Do đó, việc khai triển tín hiệu theo các hàm Hermite trên thiết bị thực chất chỉ là một phép nhân ma trận với véc-tơ như trong công thức (5). Tiếp theo là tính thêm hai đặc tính thứ 17 và 18 là khoảng cách RR từ đỉnh R đang xét tới đỉnh R liền trước và giá trị trung bình của 10 đoạn RR cuối cùng.

Nhận dạng tín hiệu điện tim

Với ba mô hình nhận dạng đơn, cũng tương tự như khi tính toán khai triển Hermite, quá trình phức tạp nhất là quá trình học đã được thực hiện trước trên máy tính. Ở dưới mạch vi xử lý, các mạng hoạt động ở chế độ kiểm tra, có nghĩa là các thông số đã được cho trước (*tính toán trước và tải xuống từ máy tính*), ta chỉ cần tính hàm truyền đạt đầu ra của mạng.

Sau khi đã có kết quả của cả 3 mạng, 3 véc-tơ đầu ra của ba mạng sẽ ghép thành 1 véc-tơ tổng để đưa vào cây quyết định. Cấu trúc của cây quyết định gồm số nút, liên kết giữa các nút, các điều kiện phân loại tại các nút trung gian, các luật kết luận tại các nút lá,... được truyền từ máy tính xuống thiết bị trước để lưu trữ. Khi sử dụng, ta có một chu trình đi tuần tự theo cây để tìm đến nút lá kết quả một cách dễ dàng. Kết quả này cũng sẽ là kết quả cuối cùng mà thiết bị hiển thị lên màn hình cho người sử dụng.

Bước đầu đã thử nghiệm khả năng chạy phần mềm nhận dạng trên thiết bị tự thiết kế, tổng thời gian chạy trên ARM (*STM32F103, tốc độ 72MHz*) mất khoảng 310 (ms), 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 5** dưới đây.

Bảng 5: Thời gian tính toán trên ARM

STT	Tên khối	Thời gian xử lý (ms)
1	Phát hiện đỉnh R	70
2	Trích chọn đặc tính	90
3	Nhận dạng	150

Tổng: 310 (ms)

KẾT LUẬN

Bài báo đã thử nghiệm giải pháp cải thiện độ chính xác của kết quả nhận dạng tín hiệu điện tim dựa trên hệ thống phối hợp nhiều mô hình nhận dạng đơn. Nhưng thuật toán xây dựng trong bài báo luôn chú ý đến tiêu chí đơn giản, tối ưu khối lượng tính toán, đủ nhẹ để nhúng và chạy được trên các dòng vi xử lý, nhưng vẫn đảm bảo mục tiêu quan trọng nhất là độ chính xác và tin cậy của kết quả nhận dạng tín hiệu điện tim, đây cũng là một ý nghĩa mang tính thực tiễn, hướng đến thiết kế và chế tạo các dòng thiết bị đo tín hiệu điện tim có tích hợp chức năng nhận dạng tự động, có độ chính xác cao, có thể thành sản phẩm lưu hành ngoài thị trường, phục vụ các nhu cầu cấp thiết của đời sống xã hội.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. G. và R. Mark Moody, (2001), "The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database", *IEEE Eng. in Medicine and Biology* 20(3), pp. 45–50.
2. Nguyễn Đức Thảo, Trần Hoài Linh, Phạm Văn Nam, Trương Tuấn Anh (2014), "Thiết kế thiết bị thu thập và tự động nhận dạng thông minh tín hiệu điện tim sử dụng các công nghệ vi mạch khả

trình", *Tạp chí Khoa học và Công nghệ Đại học Thái Nguyên*, tập 122, số 08, tr. 103-109.

3. Phạm Văn Nam, Trần Hoài Linh, (2015), "Công nghệ nhúng trong thiết kế thiết bị đo điện tim có chức năng phát hiện phức bộ QRS", Hội thảo Quốc Gia 2015 về Điện tử, Truyền thông và Công nghệ thông tin (ECIT 2015), tr. 146 – 151.
4. S. Osowski, L. Tran Hoai, T. Markiewicz (2006), "Ensemble of neural networks for improved recognition and classification of arrhythmia". *Metrology for a Sustainable Development* September, Rio de Janeiro, Brazil, pp. 17 – 22.
5. Trần Hoài Linh, Phạm Văn Nam, Vương Hoàng Nam (2014), "Multiple neural network integration using a binary decision tree to improve the ECG signal recognition accuracy", *International Journal of Applied Mathematics and Computer Science*, Volume 24, Issue 3, pp. 647–655.
6. Trần Hoài Linh, Phạm Văn Nam, Nguyễn Đức Thảo (2015), "A hardware implementation of intelligent ECG classifier", *COMPEL: The International Journal for Computation and Mathematics in Electrical and Electronic Engineering*, vol. 34, Iss: 3, pp. 905 – 919.
7. S.Osowski, T. Markiewicz, L. Tran Hoai (2008), "Recognition and classification system of arrhythmia using ensemble of neural networks", *Article in Measurement*, Vol. 41, pp. 610–617.

SUMMARY

APPLYING DECISION TREE TO SOLUTIONS OF ECG SIGNAL QUALITY IMPROVEMENT

Pham Van Nam*, Nguyen Thi Lan Huong, Tran Hoai Linh
Hanoi University of Science and Technology

The article presents a solution to improve the quality of *Electrocardiogram (ECG)* signals. The main research direction of this article is the using of *Binary Decision Tree* to synthesize results of three single models including *Multi-layer Perceptron (MLP)* artificial neural network, *Takagi-Sugeno-Kang (TSK)* Fuzzy Logic system and *Support Vector Machines (SVM)* to improve the accuracy and quality of identification results. Using *Hermite Basis Functions* is to develop the QRS complex as a specific vector of signals and to use two additional time characteristics, which are the intervals between two successive R, the mean value of 10 last R-R intervals. The solution was tested on a set of sample data taken from *MIT-BIH (Massachusetts Institute of Technology, Boston's Beth Israel Hospital)* database. Finally, the article is to propose the idea of designing and manufacturing a measuring device that integrates the function of ECG signal identification, the identification program of the device shall use the developed solution and the application of advanced IC technology such as FPAA and ARM for hardware design, processing speed to meet real-time.

Keywords: *Neural network, MLP, TSK, SVM, Integrated System, Decision Tree, Hermite Basis Functions, Electrocardiogram (ECG) Signals, IC FPAA, IC ARM*

Ngày nhận bài: 13/6/2017; Ngày phản biện: 02/7/2017; Ngày duyệt đăng: 30/9/2017

* Tel: 0979 427781, Email: pvnaml1@gmail.com