

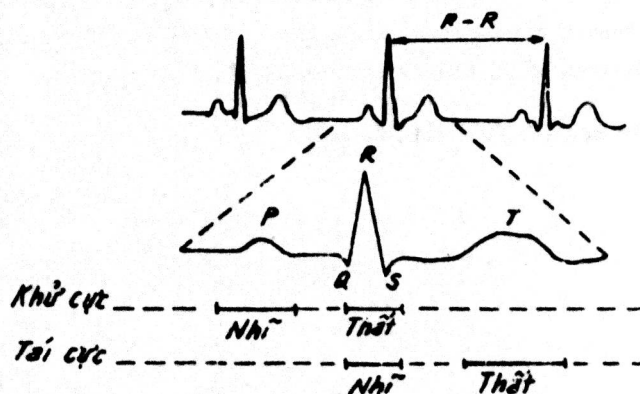
Nguyễn Thanh Tùng

V. V. Krasnoproshin

## PHÂN TÍCH NHANH TÍN HIỆU DIỆN TIM GHI THỜI GIAN DÀI TRÊN CƠ SỞ MÁY VI TÍNH

### 1. TÍN HIỆU ĐIỆN TÂM ĐỒ, NGUỒN THÔNG TIN VÀ BÀI TOÁN Y HỌC

Tín hiệu điện tâm đồ là tín hiệu được tạo ra bởi một nguồn không dừng (non - stationary) là quả tim, và đo được qua các điện cực đặt ở trong hay ở bề mặt lồng ngực, là một khối dẫn không đồng nhất truyền dẫn tín hiệu đó. Về bản chất, tín hiệu điện tâm đồ là kết quả của quá trình khử cực hóa (depolarisation) liên tục, gắn liền với việc co bóp của buồng tim. Quá trình khử cực hóa được các điện cực phát hiện và thể hiện thành một chuỗi những lệch thế (potential deviation) theo thứ tự được gọi là các sóng P, Q, R, S, T (hình 1).



Hình 1

Khi hoạt động tim chệch khỏi trạng thái bình thường thì dạng sóng điện tâm đồ có sự thay đổi. Việc phân tích những thay đổi đó theo dòng thời gian mang lại những thông tin mà dựa vào đó có thể chẩn đoán ra những thay đổi bệnh lý tương ứng, cùng với mức độ và khuynh hướng phát triển của chúng.

Nói chung, khi phân tích loạn nhịp tim, ngoài việc theo dõi xem xét trình tự xuất hiện các cú

đập theo dòng thời gian, còn phải chú ý đến sự thay đổi về hình thái (morphology) của các sóng điện tim. Một vấn đề quan trọng trong tim mạch là phân tích phát hiện loạn nhịp thất, tức là những rối loạn nhịp xuất hiện trong tâm thất. Những dấu hiệu cần thiết cho quá trình phân tích trong trường hợp này là:

- khoảng cách R-R
- hình thái phức bộ QRS
- quan hệ thời gian giữa các hiện tượng bất thường

## 2. SƠ ĐỒ KHỐI CỦA HỆ THỐNG VÀ NHỮNG BÀI TOÁN CHÍNH

Hệ thống bao gồm 3 khối chính (hình 2), gắn liền với 3 bài toán cần giải quyết:

- Số hóa và khử nhiễu
- trích chọn những thông tin hữu ích
- đưa ra quyết định

Ta sẽ lần lượt xem xét các vấn đề xuất hiện khi giải quyết những bài toán đó.



Hình 2

### 2.1. Rời rạc hóa tín hiệu và khử nhiễu

#### 2.1.1. Rời rạc hóa tín hiệu điện tâm đồ

Tín hiệu điện tâm đồ chứa đựng những thành phần tần số trong dải 0,05Hz đến 100 Hz. Việc rời rạc hóa tín hiệu tuân theo những tiêu chuẩn dành cho các hệ chẩn đoán tự động của Hiệp hội tim mạch Mỹ; tần số lấy mẫu tối thiểu khi rời rạc hóa cách đều là 500 mẫu/sec, độ chính xác yêu cầu là 10 microVôn, xét với điện thế trên điện cực, nghĩa là với dải biên độ cực đại của tín hiệu điện tâm đồ trên điện cực là 10 millivôn, cần sử dụng ADC 10 bit để đạt được độ phân giải 10 microVôn (lớn hơn 1000 mức lượng tử).

#### 2.1.2. Khử nhiễu tín hiệu điện tâm đồ

Những nguồn nhiễu chính tác động lên tín hiệu điện tâm đồ là:

- Ảnh hưởng của điện lưới 50 Hz.
- Tiếp xúc xấu và sự dịch chuyển điện cực.
- Tín hiệu điện cơ (EMG).
- Quá trình hô hấp và sự dịch chuyển của cơ thể.

- Sự trôi theo nhiệt độ.
- Ảnh hưởng của các thiết bị điện tử khác ở môi trường xung quanh.

Vấn đề khử nhiễu tín hiệu được giải quyết trong khuôn khổ của bài toán lọc truyền thống, trong đó cần phải cải thiện tỷ số tín/ tạp với sự méo dạng tối thiểu các sóng điện tim, phải đảm bảo tốc độ xử lý nhanh. Ngoài ra cần thiết kế theo cấu trúc môđun để có thể tùy theo yêu cầu cụ thể của bài toán lọc mà chọn ra một dãy xác định các môđun để giải quyết nhiệm vụ đề ra một cách tối ưu.

Căn cứ vào môi trường nhiễu tác động lên tín hiệu và yêu cầu của tín hiệu nhận được, trong hệ thống áp dụng các giải pháp kỹ thuật sau đây:

- Chọn một lớp đặc biệt các bộ lọc với đặc tuyến pha tuyến tính để tối thiểu hóa sự méo dạng tín hiệu.
- Sử dụng các bộ lọc thích nghi có khả năng tự thích ứng theo sự thay đổi của tác động đầu vào với mục đích lấy ra một cách tối ưu tín hiệu hữu ích trên cơ sở tiêu chuẩn và chất lượng bộ lọc chọn trước.
- Sử dụng các bộ lọc số với các phép tính trên số nguyên để đảm bảo tốc độ tính toán nhanh.

## 2.2. Phát hiện và mô tả phức bộ QRS

Phát hiện và mô tả phức bộ QRS là nhiệm vụ hàng đầu khi phân tích tín hiệu điện tâm đồ. Giải quyết chính xác nhiệm vụ này đảm bảo sự tin cậy và mềm dẻo cho các bước xử lý tiếp sau. Quá trình phát hiện phức bộ QRS thường gặp phải những trở ngại sau đây (từ đó nảy sinh ra nhu cầu phân tích và chọn thuật toán thích hợp)

- Sự đa dạng về mặt hình thái của phức bộ QRS bình thường cũng như bệnh lý.
- Ảnh hưởng của nhiễu lên tín hiệu, đặc biệt là nhiễu do cơ rung.
- Sự xuất hiện các sóng điện tim như sóng P, sóng T có biên độ cao và đặc tính tần số gần giống phức bộ QRS.

Ở phần thực hiện hệ thống, sẽ trình bày một số giải pháp để khắc phục. Vấn đề đánh giá tình huống, tiếp nhận quyết định, đưa ra thuật toán xử lý tối ưu sẽ trình bày ở bản báo cáo sau.

Sau khi phát hiện được phức bộ QRS trong luồng dữ liệu cần phải mô tả nó tức là rút ra được những đặc tính chính để có thể dựa vào đó tiến hành phân loại. Có 2 phương pháp thường được áp dụng:

(1) Phương pháp tương quan: Phương pháp này dựa trên sự so sánh mẫu của tín hiệu chưa biết với các mẫu chuẩn tín hiệu cho trước với mục đích tách các chu kỳ tim bình thường ra khỏi các chu kỳ bệnh lý và tiến hành phân loại chi tiết các chu kỳ bệnh lý tùy theo dạng sóng của chúng. Kết quả so sánh thường dùng hệ số tương quan, được đem so các giá trị ngưỡng ở bộ phận loại logic. Vấn đề quyết định khi áp dụng phương pháp này là phải xác định được một cách tin cậy điểm mốc trước khi thực hiện phép tính tương quan.

(2) Phương pháp tách các thông số: phương pháp này có thể áp dụng khi tín hiệu nhận được tương đối chính xác điểm đầu, điểm cuối của phức bộ QRS, sau đó tiến hành xác định một số kích thước, một số thông số, đủ để phân biệt hình thái của tín hiệu đang xem xét so với các mẫu tín hiệu khác. Ví dụ: độ rộng phức bộ, biên độ các đỉnh, diện tích, vectơ TDIFF, độ trượt khỏi đường đồng điện v.v...

Về mặt lý thuyết, các thông số đó phải hoàn toàn độc lập (trên thực tế chúng chỉ độc lập từng phần), như vậy mỗi phức bộ QRS có thể biểu diễn qua một điểm trong không gian trực giao  $n$  chiều. Khi so sánh, thước đo độ gần gũi sẽ là khoảng cách chuẩn hóa trong không gian  $n$  chiều. Nói chung khi hình thái của phức bộ QRS biến dạng quá nhiều không thể áp dụng một thuật toán duy nhất để xác định các thông số kể trên; thường thì trong các hệ thực tế áp dụng một sự đơn giản hóa đáng kể để cốt lấy ra được những thông tin đặc thù nhất.

### 2.3. Phân loại các chu kỳ tim

Phân loại các chu kỳ tim về nguyên tắc là bài toán phân lớp. Trước hết, mỗi phức bộ QRS được so sánh với các mẫu tín hiệu có hình thái bình thường hay dị thường đã biết trước theo một tiêu chuẩn gần gũi nào đó (tùy theo phương pháp mô tả phức bộ QRS, sẽ chọn hệ số tương quan hay khoảng cách chuẩn hóa trong không gian  $n$  chiều). Sau đó kết quả nhận được đem kết hợp với các dữ liệu về thời gian khác như khoảng cách R-R, thời điểm và sự lặp lại các sự kiện bất thường, để tiến hành sự phân loại cuối cùng. Khó khăn gặp phải khi phân loại các chu kỳ tim là: khi các lớp ứng với các chu kỳ thuộc các dạng khác nhau gối lẫn lên nhau, đòi hỏi phải áp dụng lý thuyết quyết định Bayes. Ngoài ra, một vấn đề nữa là sự thay đổi đáng kể hình thức của phức bộ QRS theo dòng thời gian, chưa kể đến sự không đồng nhất của chúng đối với các bệnh nhân khác nhau. Điều này đòi hỏi hệ thống phải có khả năng "học" các mẫu tín hiệu mới và có khả năng điều chỉnh bởi người sử dụng các thông số như: ranh giới giữa các lớp cụ thể, dạng và số lượng các tín hiệu cần trích chọn v.v...

## 3. MỘT SỐ THUẬT TOÁN VÀ PHƯƠNG TIỆN GIẢI QUYẾT BÀI TOÁN

### 3.1. Bộ phát hiện phức bộ QRS

3.1.1. Giải pháp phần cứng: căn cứ vào những vấn đề đã xét ở phần trên, mạch phát hiện QRS được thiết kế với các khối sau:

- Bộ lọc thông dải NASA, cho qua dải tần số ứng với phức bộ QRS là 16,8 Hz theo kết quả phân tích phổ tín hiệu điện tâm đồ.
- Mạch phản hồi, để tự động điều chỉnh giá trị ngưỡng phụ thuộc vào các phức bộ QRS đã phát hiện ở trước.

- Mạch để phân biệt sóng T bằng cách dựa vào một giai đoạn "trễ" 200 millisec sau khi phát hiện được QRS.

Với thành phần như trên, bộ phát hiện QRS có ưu điểm là khắc phục tốt ảnh hưởng của nhiễu do cơ rung gây ra, tuy nhiên còn có nhược điểm là bỏ sót các phức bộ QRS khi có sự thay đổi đột ngột về biên độ, và không phát hiện được các ngoại tâm thu thật sớm (hiện tượng chập sóng R và sóng T). Những nhược điểm kể trên được khắc phục bằng phần mềm dùng kỹ thuật tìm ngược (Search back) và các giá trị ngưỡng đặt mềm, phụ thuộc vào thời gian sau khi phát hiện được QRS, ngoài ra có thể kết hợp với phương pháp tương quan.

**3.1.2 Giải pháp phần mềm:** Để phát hiện chính xác phức bộ QRS, bộ phát hiện dùng chương trình phải dựa vào các thông tin sau: độ dốc, biên độ sóng R, độ rộng và năng lượng phức bộ QRS. Tín hiệu đầu vào bộ phát - hiện trước khi ra thành kết quả là các xung cho từng phức bộ được phát hiện phải trải qua các bước xử lý sau:

(1) Lọc số tuyến tính: bao gồm bộ lọc thông dải (đầu nối tiếp bộ lọc thông thấp với bộ lọc thông cao) để làm nổi lên phức bộ QRS và bộ lấy đạo hàm để nhận thông tin về độ dốc.

(2) Biến đổi không tuyến tính: bao gồm mạch bình phương biên độ tín hiệu ra sau bộ lấy đạo hàm, nhằm tăng cường thành phần tần số cao với mục đích tách biệt khỏi sóng T, và bộ lấy tích phân kiểu cửa sổ chạy, để đồng thời nhận được thông tin về độ nghiêng và độ rộng của phức bộ QRS.

(3) Thuật toán tiếp nhận quyết định:

- Hệ thống ngưỡng và kỹ thuật tìm ngược: sử dụng hệ thống ngưỡng tự thích nghi, tự động điều chỉnh theo sự biến đổi đặc tính của tín hiệu. Để tăng độ tin cậy, áp dụng 2 hệ thống ngưỡng, một cho tín hiệu gốc đầu vào, một cho tín hiệu ra sau bộ lấy tích phân. Mỗi hệ thống ngưỡng có một giá trị đánh giá mức tín hiệu và một giá trị đánh giá mức nhiễu, kết hợp với các giá trị R-R trung bình và cực đại để xác định các phức bộ QRS bị bỏ sót và tiến hành tìm ngược các phức bộ bị bỏ sót với các ngưỡng nhậm một nửa giá trị ban đầu.

- Kỹ thuật phân biệt sóng T: nếu sau 200 ms, xuất hiện một phức bộ mới trong khoảng R-R nhỏ hơn 360 ms, cần phải phân biệt đó là QRS sớm hay là sóng T biên độ cao, dựa vào độ dốc tín hiệu. Nếu độ dốc cực đại ở sóng mới nhỏ hơn một nửa của QRS trước đó, thì đó là sóng T, trường hợp ngược lại nó được coi là phức bộ QRS sớm.

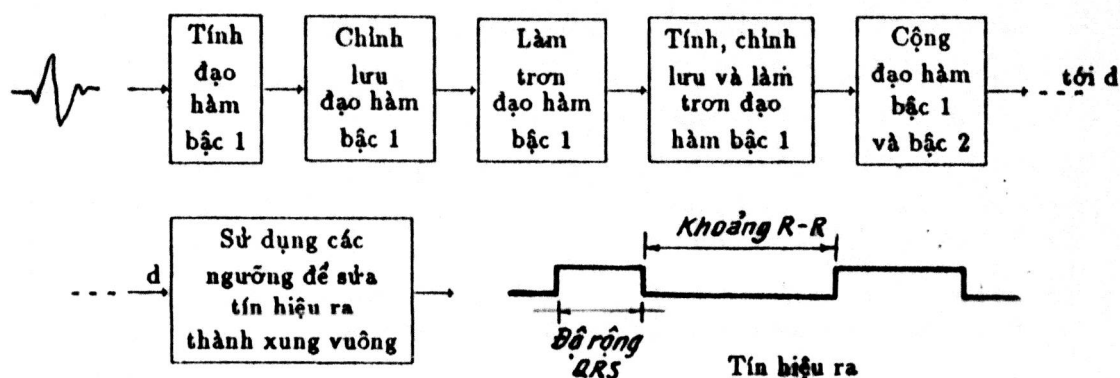
### 3.2 Thuật toán xác định đặc tính phức bộ QRS

Khi áp dụng phương pháp tương quan, vấn đề quan trọng hàng đầu là xác định điểm mốc. Thông thường điểm này được xác định như là điểm có độ dốc cực đại của tín hiệu (point of maximal negative slope), hoặc là trọng tâm (barycenter) của ba đỉnh cao nhất trong phức bộ,

hoặc trọng tâm của tín hiệu hình chữ nhật nhận được sau lọc, trước khi thực hiện phép tính tương quan, số liệu ban đầu được biến đổi nhờ phương pháp dự báo tuyến tính thành dạng tín hiệu sai số thường trực (residual error signal). Các hệ số dự báo tuyến tính được tính trên cơ sở số liệu đầu vào theo thuật toán Durbin với mục đích tối thiểu hóa tín hiệu sai số thường trực và được cập nhật để phù hợp sự thay đổi đặc tính của tín hiệu điện tâm đồ. Như vậy thông tin điện tâm đồ được chứa đựng trong tín hiệu sai số thường trực và với mục đích phân loại các phức bộ QRS có thể đưa ra các giá trị ngưỡng để mã hóa về dạng tín hiệu 3 giá trị  $(-1, 0, 1)$ . Bộ mã này của mỗi phức bộ QRS được giữ lại và đem so sánh với các mẫu bệnh lý cho trước theo phương pháp tính tương quan.

Các kết quả nghiên cứu cho thấy rằng, với tín hiệu điện tim, tần số lấy mẫu nhỏ hơn 1000 Hz, bậc dự báo tuyến tính không cần cao, (giá trị tối ưu là  $P=2$ ). Cách mã hóa  $(-1, 0, 1)$  đảm bảo tốc độ tính toán nhanh do bộ tính tương quan trở thành bộ đếm lên, xuống đơn giản, và sự thuận lợi khi lưu trữ các mẫu tín hiệu bệnh lý khác nhau.

Phương án tối giản của phương pháp tách thông số là chỉ rút ra các giá trị độ rộng của phức bộ QRS dựa ngay vào kết quả của quá trình phát hiện QRS. Có thể tóm tắt như sau: dãy số đầu vào, qua phép tính toán dưới đây cho ra ứng với mỗi phức bộ QRS một xung vuông có độ rộng tỷ lệ với độ rộng của QRS.



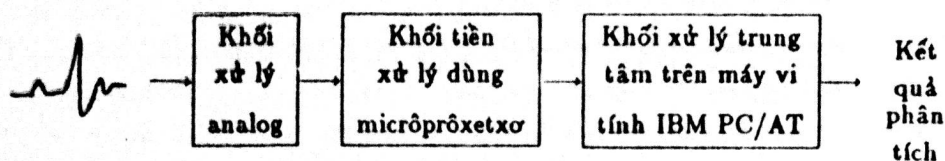
Hình 3

Kết quả nhận được ở đầu ra có thể đưa vào vi tính để cho ra cặp số xác định độ rộng QRS và khoảng các R-R ở thời điểm đó

### 3.3. Phân tích loạn nhịp

Về chiến lược, khi phân tích để xác định loạn nhịp cần tập trung sự chú ý vào các phức bộ dị thường được xác định theo thời điểm xuất hiện và sự biến dạng của chúng so với trạng thái lúc bình thường. Trong quá trình làm việc các thông số được tự động điều chỉnh theo tín hiệu thực tế. Sau khi phát hiện thấy phức bộ dị thường, xem xét thêm các hiện tượng trước và sau đó, đặc biệt quan tâm đến thời điểm xuất hiện, tần số lặp lại, các thông số về thời gian gắn liền với hoạt động sinh lý của tim.

#### 4. SƠ ĐỒ PHẦN CỨNG CỦA HỆ THỐNG



Hình 4

#### 5. KẾT LUẬN

Bản báo cáo đã đề cập đến một vấn đề cũng như các phương pháp và giải pháp kỹ thuật được áp dụng khi xây dựng một hệ thống phân tích nhanh tín hiệu điện tâm đồ ghi thời gian dài trên cơ sở máy vi tính. Việc áp dụng máy vi tính cho phép hệ thống có độ niềm dẻo cao khi phải thích ứng với điều kiện khai thác cụ thể cũng như khi xét trên quan điểm sử dụng các công cụ thuật toán để giải quyết phạm vi bài toán rộng hơn.

#### TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. P. A. Lynn. Transversal resonator digital filters: fast and flexible on line processors for biological signals. Med. and Biol. Eng. and Comput No 21. p.718-730, (1983)
2. Adrian Lightenberg and Murat Kunt. A robust digital QRS detection algorithm for Arrhythmia monitoring Computers and Biomedical Research 16, p.273-386, (1983)
3. O. Gorvin, D. Sadeh, S. Akselrod, S. A. Bloud. Cross - correlation technique for Arrhythmia detection using PR and PP intervals. Computers and Biomedical Research 18, p. 37-45 (1985)
4. M. L. Ahlstrom, W. J. Tompkins. Automated high - speed analysis of Holter tapes with microcomputers IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-30, No 10, p. 651-657, (1983)
5. J. P. Marquis de SA, C. Abreutime. A new ECG Classifier based on linear prediction techniques Computers and Biomedical Research 19. p. 213-223, (1986)

*Nguyễn Thanh Tùng, Krasnoproshin V. V.*

#### FAST ANALYSIS OF LONG TIME RECORDING ECG SIGNAL BASED ON MICROCOMPUTER TECHNIQUE

The article thoroughly examines methods and techniques of microcomputer - aided high speed analysis of long time recording ECG signal, aiming at arrhythmia detection.

The advantage of microcomputer in marking the detecting system flexible in all concert working conditions is proved and expectation of solving the problem of arrhythmia detection at higher degree of perfection by algorithmic means is noticed.

*Khoa Toán Ứng dụng - DHTH Belarus*