

BỘ GIÁO DỤC VÀ ĐÀO TẠO **BỘ QUỐC PHÒNG**
HỌC VIỆN KỸ THUẬT QUÂN SỰ

TRẦN NGỌC QUANG

**PHÂN TÍCH TÍN HIỆU ĐIỆN NÃO BẰNG PHƯƠNG PHÁP
CỬA SỔ TRƯỢT ENTROPY MẪU (SAMPLE ENTROPY) HỖ
TRỢ PHÁT HIỆN BỆNH ĐỘNG KINH**

Chuyên ngành: Kỹ thuật điều khiển và tự động hóa

Mã số: 9 52 02 16

TÓM TẮT LUẬN ÁN TIẾN SĨ KỸ THUẬT

HÀ NỘI – 2022

**CÔNG TRÌNH ĐƯỢC HOÀN THÀNH TẠI
HỌC VIỆN KỸ THUẬT QUÂN SỰ - BỘ QUỐC PHÒNG**

Người hướng dẫn khoa học: **1- TS. Phạm Văn Thuận**
2- TS. Nguyễn Huy Hoàng

Phản biện 1: PGS.TS Vũ Duy Hải

Phản biện 2: PGS.TS Nguyễn Quang Hùng

Phản biện 3: PSD.TS Trần Đức Tân

Có thể tìm hiểu luận án tại:

- Thư viện Học viện Kỹ thuật Quân sự
- Thư viện Quốc gia

MỞ ĐẦU

1. Đặt vấn đề

Động kinh (Epilepsy) là một bệnh rối loạn thần kinh khá nguy hiểm do nó làm mất khả năng tự kiểm soát hành vi của người bị bệnh. Chẩn đoán động kinh hiện nay ở Việt Nam dựa chủ yếu vào phương pháp lâm sàng thông qua nhận biết các dấu hiệu hay triệu chứng của các cơn co giật lâm sàng. Chính vì thế, việc nghiên cứu đề tài “Phân tích tín hiệu điện não bằng phương pháp của số trượt Entropy mẫu (Sample Entropy) hỗ trợ phát hiện bệnh động kinh” mang ý nghĩa thiết thực trong phát triển chuyên sâu về nghiên cứu điện não và sinh lý thần kinh.

2. Mục tiêu của luận án

Xây dựng tiêu chí nhận biết, phát hiện những dị thường bệnh lý trên các bản ghi điện não đồ trong động kinh (trước, trong và sau cơn) dựa vào đặc trưng Sample Entropy. Xây dựng thuật toán và hệ thống phát hiện cơn động kinh và vùng nghi ngờ khởi phát động kinh thông qua phân tích tín hiệu điện não đồ. Phân tích đánh giá chất lượng hệ thống đã xây dựng.

3. Đối tượng và phạm vi nghiên cứu của luận án

Đối tượng nghiên cứu của luận án là các bản ghi tín hiệu điện não EEG (bản ghi trong và ngoài cơn động kinh). Phạm vi những nội dung chính mà luận án sẽ đề cập:

- Điện não đồ trong các cơn động kinh. Các phương pháp phân tích điện não đồ.
- Nghiên cứu và xác định các tham số phi tuyến tín hiệu điện não đồ trong động kinh (vùng thu hút, kích thước tương quan, Entropy), mô phỏng tín hiệu điện não trong cơn động kinh.

- Xây dựng thuật toán tự động xử lý đa kênh tín hiệu điện não để phát hiện cơn động kinh, vùng khởi phát động kinh.
- Kiểm tra, đánh giá các thuật toán trên dữ liệu mô phỏng và các bộ dữ liệu có sẵn.

4. Phương pháp nghiên cứu

Luận án sử dụng phương pháp nghiên cứu lý thuyết, thực nghiệm kết hợp với mô phỏng kiểm chứng. Thuật toán được kiểm chứng trên các bộ dữ liệu EEG có sẵn được cung cấp phổ biến cho các nhà nghiên cứu: bộ dữ liệu “CHB-MIT scalp EEG database”, bộ dữ liệu của trường đại học Bonn – Đức

5. Ý nghĩa khoa học và thực tiễn của đề tài

- *Ý nghĩa khoa học:*

Luận án đã phân tích các tín hiệu điện sinh học bằng phương pháp động học phi tuyến và lý thuyết hỗn loạn đồng thời đề xuất các giải pháp và phương pháp xác định các tham số, chọn ngưỡng phù hợp để tính toán đặc trưng Entropy

- *Ý nghĩa thực tiễn:*

Hiện tại các chuyên gia về thần kinh đang phải phân tích, dò tìm các cơn động kinh trên bản ghi điện não bằng cách thủ công hoặc phải kết hợp với thiết bị ghi Video và EEG nên tốn rất nhiều thời gian và công sức trong việc chẩn đoán lâm sàng các bệnh lý động kinh.

Đã có nhiều công trình nghiên cứu về tự động phát hiện các cơn động kinh rất ít công trình được áp dụng hiệu quả vào thực tế để hỗ trợ cho các bác sỹ trong việc chẩn đoán bệnh lý động kinh. Vì vậy việc xây dựng hệ thống tự động phát hiện các cơn và vùng khởi phát động kinh trên các bản ghi điện não đồ có ý nghĩa khoa học và thực tiễn rất lớn.

6. Đóng góp mới của luận án

- Xây dựng được thuật toán và hệ thống tự động xác định các cơn động kinh dựa trên cửa sổ trượt SE với các tham số phù hợp, đưa ra được các thông số về điểm khởi đầu và kết thúc cơn động kinh với độ chính xác cao. Đề xuất thuật toán tách và ghép cơn trong các bản ghi EEG.
- Xây dựng thuật toán xử lý đa kênh tín hiệu EEG trên cơ sở cửa sổ trượt SE để xác định vùng nghi ngờ khởi phát cơn động kinh.

7. Bố cục luận án

Luận án bao gồm 4 chương với bố cục cụ thể như sau:

Chương 1: Tổng quan về điện não đồ trong động kinh và các phương pháp phân tích tín hiệu điện não.

Chương 2: Lý thuyết hỗn loạn và các phương pháp động học phi tuyến ứng dụng trong xử lý tín hiệu điện não.

Chương 3: Xây dựng thuật toán tự động phát hiện các cơn và vùng khởi phát động kinh.

Chương 4: Phân tích đánh giá các thuật toán đã đề xuất.

CHƯƠNG 1.

TỔNG QUAN VỀ ĐIỆN NÃO ĐỒ TRONG ĐỘNG KINH VÀ CÁC PHƯƠNG PHÁP PHÂN TÍCH TÍN HIỆU ĐIỆN NÃO

1.1. Tổng quan về vấn đề nghiên cứu

Động kinh được định nghĩa là một rối loạn não mãn tính được đặc trưng bởi sự xuất hiện xung động kinh lặp đi lặp lại nhiều lần.

Đã có nhiều phương pháp nghiên cứu và phân tích tín hiệu EEG nhằm tìm ra những thay đổi bệnh lý về thần kinh nói chung và về bệnh động kinh nói riêng. Hiện tại các nhà khoa học vẫn chủ yếu dùng các phương pháp tuyến tính như: phương pháp phân tích tần số - thời gian, các phương pháp phân tích thống kê... Nếu xem não như một hệ động học phi tuyến thì việc sử dụng lý thuyết về các quá trình hỗn loạn và các phương pháp động học phi tuyến để nghiên cứu sẽ phù hợp và hiệu quả hơn.

Hầu hết các hệ thống phát hiện động kinh hiện tại chỉ tập trung vào phân tích dữ liệu EEG trên một vài kênh tại một thời điểm chứ không xử lý đồng thời trên tất cả các kênh của bản ghi EEG. Các nghiên cứu tập trung chủ yếu vào việc phát hiện có hay không có cơn động kinh trên các bản ghi và có rất ít nghiên cứu chỉ ra thông tin cụ thể về cơn động kinh (thời điểm khởi phát, kết thúc cơn, vùng khởi phát). Tại Việt Nam, các nghiên cứu áp dụng công nghệ mà cụ thể là xử lý tín hiệu điện não cho động kinh hầu như rất ít. Luận án Ts. Nguyễn Thị Anh Đào sử dụng các đặc trưng hình thái gai sóng để phát hiện các gai động kinh với độ chính xác 88.5%; phương pháp này chỉ phát hiện các gai sóng trên từng kênh riêng lẻ chứ không xử lý đa kênh do khối lượng tính toán rất lớn.

1.2. Điện não đồ

1.2.1. Bản ghi điện não đồ

Bản ghi điện não đồ EEG là sự biểu diễn dạng đồ họa sự thay đổi hiệu điện thế theo thời gian giữa các điện cực được bố trí ở các vị trí khác nhau trên da đầu tương ứng với các vùng của vỏ não.

1.2.2. Đặc điểm của EEG

EEG được đặc trưng bởi biên độ, tần số, hình thái, sự phân cực, phân bố vị trí và điều kiện làm thay đổi của hiệu điện thế. Các nhịp cơ bản của EEG được chia thành 5 dải như sau:

Nhịp Delta: tần số 0.5-4 Hz.	Nhịp Theta: tần số 4-8 Hz.
Nhịp Alpha: 8-13 Hz.	Nhịp Beta: 13-30 Hz.
Nhịp Gamma: có tần số lớn 30Hz.	

Gai và sóng (spike and wave): Gai sóng có thể xuất hiện đồng bộ và cân đối hai bên trong các bệnh động kinh toàn thể hóa hoặc khu trú trong bệnh động kinh cục bộ.

1.3. Điện não đồ và động kinh

1.3.1. Khái niệm về cơn động kinh

Bản chất của các cơn động kinh là hiện tượng khử cực bất thường, kịch phát của một quần thể nơ-ron.

1.3.3. Điện não đồ trong cơn động kinh

1.3.3.1. Đặc điểm

Các cơn động kinh thường có một số đặc điểm chung nhất bao gồm:

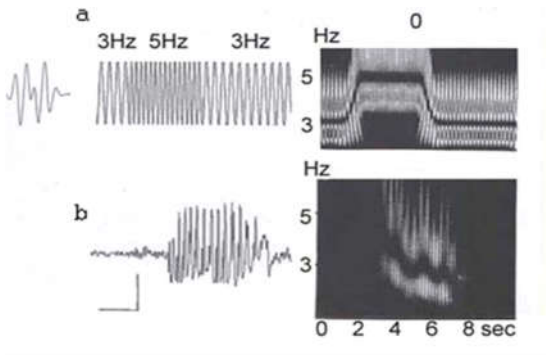
- Giảm hoặc tăng đột ngột điện thế của hoạt động nền.
- Các phóng điện trên điện não đồ có thời gian kéo dài không lớn (<15s) thì thường không có biểu hiện lâm sàng rõ rệt. Các phóng

điện tương đối dài hơn (cỡ 15-30s) thường kéo theo rối loạn nhận thức hay các biểu hiện khác.

1.4. Một số phương pháp phân tích tín hiệu điện não

1.4.1. Phân tích các đặc trưng của EEG dựa trên phân tích thời gian-tần số

Biến đổi Wavelet là công cụ phân tích đa phân giải thể hiện các đặc trưng của tín hiệu trong miền thời gian-tần số. Biến đổi Wavelet phù hợp cho việc xử lý các tín hiệu không dừng và đã được áp dụng thành công trong việc phân tích EEG.



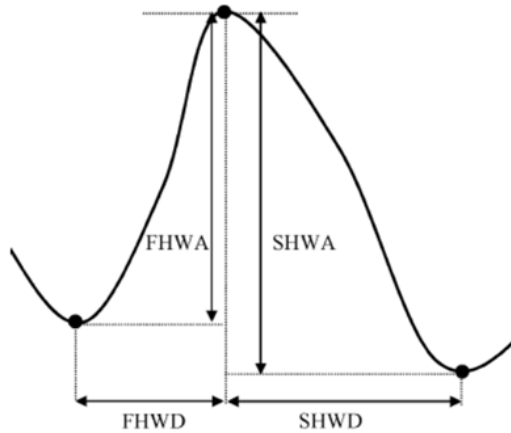
Hình 1.9. Biến đổi Wavelet của một số mẫu tín hiệu.

Trên hình 1.9 minh họa tín hiệu và biến đổi Wavelet của nó (sử dụng hàm Wavelet-Moret) theo thời gian: hình 1.9a là tín hiệu với tổ hợp 3 tần số (3-5-3 Hz), hình 1.9b là 1 đoạn bản ghi phóng điện trong động kinh.

1.4.2. Phân tích các đặc trưng của EEG dựa trên hình thái của đỉnh sóng

Để phát hiện các cơn động kinh, nhiều nghiên cứu đã tìm và tính toán các đặc trưng về hình thái của gai động kinh. Các gai đã được các chuyên gia xác nhận trên các bản ghi khác nhau được tính toán các

đặc trưng về độ lớn, thời gian tồn tại, độ dốc... để phát hiện gai động kinh.



Hình 1.12. Các đặc trưng hình thái của đỉnh sóng.

Trong nghiên cứu của mình Nurettin Acir và cộng sự đã đưa ra một số tham số đặc trưng về hình thái của một đỉnh như sau:

-Biên độ cạnh trước (FHWA).	-Biên độ cạnh sau (SHWA).
-Thời gian tồn tại cạnh trước (FHWD).	-Thời gian tồn tại cạnh sau (SHWD).

Các đặc trưng của gai động kinh được đưa đến làm dữ liệu đầu vào để huấn luyện cho mạng nơ-ron phục vụ cho việc nhận biết các gai và từ đó có thể nhận biết được cơn động kinh

1.5. Dữ liệu phân tích sử dụng trong luận án.

1.5.1. Bộ dữ liệu 1

Cơ sở dữ liệu của khoa động kinh trường đại học Bonn-Đức[2] được chia sẻ tại <http://epileptologie-bonn.de/>. Cơ sở dữ liệu bao gồm 05 bộ dữ liệu (F, N, O, S, Z). Mỗi bộ chứa 100 phân đoạn tín hiệu EEG với thời lượng là 23,6s và tần số lấy mẫu là 173,6 Hz. Các bộ dữ liệu F, N, O, Z là tín hiệu EEG không phải là cơn động kinh và bộ S là tín hiệu thu được của các bệnh nhân trong các cơn động kinh.

1.5.2. Bộ dữ liệu 2

Bộ dữ liệu khai thác từ cơ sở dữ liệu “CHB-MIT scalp EEG database”[1] được chia sẻ tại <http://physionet.org>. Cơ sở dữ liệu này được thu thập tại Bệnh viện Nhi Boston, bao gồm các bản ghi EEG từ 22 bệnh nhân (5 nam, độ tuổi 3–22; và 17 nữ, độ tuổi 1,5–19). Tần số lấy mẫu của tất cả các bản ghi là 256 mẫu/giây, với độ phân giải 16 bit.

1.6. Kết luận chương 1

Chương 1 luận án trình bày tổng quan tình hình nghiên cứu trong và ngoài nước đối với vấn đề nhận biết các cơn động kinh trên các bản ghi EEG, tính cấp thiết và ý nghĩa khoa học của đề tài nghiên cứu. Nội dung này đi sâu nghiên cứu tín hiệu điện não đồ, đặc điểm tín hiệu điện não đồ trong và ngoài cơn động kinh đồng thời nêu ra các phương pháp phân tích tín hiệu điện não đồ cơ bản để tìm các đặc trưng của tín hiệu điện não nhằm mục đích phát hiện cơn động kinh. Trong chương này luận án cũng giới thiệu các cơ sở dữ liệu bản ghi tín hiệu EEG được sử dụng để nghiên cứu cho toàn bộ luận án.

CHƯƠNG 2.

LÝ THUYẾT HỖN LOẠN VÀ CÁC PHƯƠNG PHÁP ĐỘNG HỌC PHI TUYẾN ỨNG DỤNG TRONG XỬ LÝ TÍN HIỆU ĐIỆN NÃO

2.1. Lý thuyết hỗn loạn

Đối tượng nghiên cứu chính của lý thuyết hỗn loạn là các hệ thống hỗn loạn. Các nghiên cứu về EEG, ECG, EMG... đã xác định được rằng các thay đổi về độ phức tạp và mức độ hỗn loạn của các tín hiệu y sinh liên quan chặt chẽ đến tình trạng bệnh lý cũng như các thay đổi trạng thái não bộ.

2.1.2. Hệ động học phi tuyến

Hệ động học có thể là vật thể hay một quá trình bất kỳ nào đó mà với nó ta luôn có một khái niệm duy nhất (đơn trị) về trạng thái, như là tập hợp của một vài giá trị nào đó ở một thời điểm xác định và cho ra quy luật mô tả sự thay đổi trạng thái ban đầu theo thời gian.

2.1.2.1. Không gian pha và vùng thu hút

Một quá trình hỗn loạn có thể được xem như động học các giá trị số của một biến nào đó đặc trưng cho hệ đang khảo sát. Để mô tả hệ thống cần một vài biến, các biến này có thể gộp vào một vector trạng thái. Không gian mà vector trạng thái nằm trong đó gọi là không gian pha. Sự thay đổi trạng thái của hệ thống được hiển thị trên mặt phẳng pha theo chuyển động của điểm này, đồ thị sự chuyển động của điểm ảnh được gọi là quỹ đạo pha. Dù điều kiện ban đầu là như thế nào khi hệ tiến hoá thì sẽ dẫn đến một vùng xác định của không gian pha mà quỹ đạo pha sẽ nằm trong đó. Với đặc điểm này thì quỹ đạo pha của hệ được gọi là vùng thu hút.

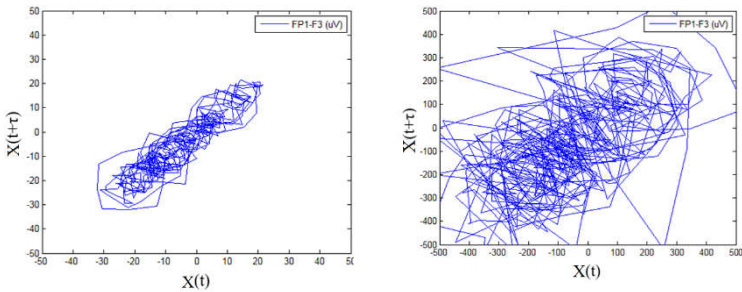
2.1.2.2. Xây dựng vùng thu hút

Để đánh giá được hành vi hỗn loạn của hệ thống người ta sử dụng phương pháp dựng vùng thu hút quỹ đạo pha của hệ thống. Đối với một tín hiệu điện não đồ $X(t)$ thì vùng thu hút sẽ được xây dựng theo chuỗi các giá trị của chúng được đo sau khoảng thời gian giữ chậm khác nhau $X(t + \tau)$, $X(t + 2\tau)$, $X(t + (m-1)\tau)$, như vậy ta sẽ có tập dữ liệu m chiều các giá trị điện não đồ.

2.2. Ứng dụng lý thuyết hỗn loạn phân tích tín hiệu điện não

2.2.1. Xây dựng vùng thu hút tín hiệu EEG

Luận án đã tiến hành khảo sát vùng thu hút của các tín hiệu điện não đồ trước, trong và sau cơn động kinh với lựa chọn $m=2$, khoảng giữ chậm $\tau=2$ ($\tau=1$ là khoảng thời gian giữa hai mẫu liên tiếp) và đã có kết quả như trên hình 2.3.



a. trước cơn động kinh b. trong cơn động kinh

Hình 2.3. Kết quả tái tạo điểm thu hút tín hiệu EEG trong bản ghi *chb03_34* bộ dữ liệu 2.

Ở bệnh nhân bình thường các quỹ đạo pha đan vào nhau thành búi chặt nhưng ở bệnh nhân động kinh chúng dần ra và cuộn lỏng hơn, đó là vì ở người khỏe mạnh bình thường các mẫu dao động tín hiệu EEG

được xác định bởi số lượng lớn các tham số (hệ phức tạp), trong con động kinh các tham số này ít hơn (hệ đơn giản hơn).

2.2.2. Tính kích thước tương quan của vùng thu hút trong phân tích tín hiệu EEG dùng phát hiện bệnh động kinh

Kích thước tương quan của vùng thu hút D_c là thước đo mức độ hỗn loạn của quá trình, kích thước tương quan càng nhỏ thì tính xác định của quá trình càng lớn. Kết quả sự phụ thuộc của D_c vào m khi phân tích các đoạn tín hiệu EEG cho thấy: trong các con động kinh thì giá trị D_c của tín hiệu EEG thường có xu hướng tăng chậm không tuyến tính với giá trị m và tiến đến một giá trị bão hoà. Giá trị D_c bão hoà là một trong các đặc trưng để nhận biết các con động kinh.

Luận án sử dụng máy tính với cấu hình CPU Core i7-3667U, 8Gb RAM, phần mềm Matlab phiên bản R2015a để phân tích xử lý dữ liệu. Thời gian để thực hiện tính các giá trị D_c cho 4 giây dữ liệu đối với 1 kênh tín hiệu EEG là 42.48 giây.

2.3. Lý thuyết Entropy

2.3.1. Khái niệm và cách tiếp cận Entropy

Entropy là một khái niệm và kỹ thuật phân tích nhằm xác định các bất thường của tín hiệu ngẫu nhiên, chẳng hạn như tín hiệu điện não.. Các nhà nghiên cứu đánh giá cao Entropy khi dùng để phân tích tín hiệu y sinh được bởi những yếu tố sau: Entropy có tính đến môi trường phi tuyến của tín hiệu, các phương pháp Entropy dùng mẫu ngắn, thứ ba là các phương pháp Entropy ổn định trong nhiễu..

2.3.2. Entropy Shannon

Lần đầu tiên khái niệm Entropy được Shannon đưa ra và xem như là một đơn vị đo thông tin.

Ông đề xuất đánh giá thông tin trung bình (tính không dự báo) với xác suất các khởi đầu của nó.

$$H = -\sum_{i=1}^N P(i) \log_2 P(i) \quad (N \text{ là tổng số giá trị ban đầu}). \quad (2.4)$$

Entropy có đơn vị đo bằng bit, $P(i)$ là xác suất của sự kiện i .

2.3.3. Entropy xấp xỉ (AE - Approximate Entropy)

Một thuật toán biến thể tính Entropy do Kolmogorov đưa ra năm 1991 đó là Entropy xấp xỉ - thước đo mức độ phức tạp của hệ thống.

2.3.4. Entropy mẫu (SE- Sample Entropy)

Entropy lựa chọn là một trong số Entropy dạng mới được Richman và Moorman đề xuất năm 2000 và cho thấy kết quả rất tốt khi phân tích tín hiệu điện não so với các phương pháp khác.

2.3.5 Thuật toán tính SE tín hiệu điện não

- *Bước 1:* Giả sử X là một chuỗi dữ liệu chứa N điểm dữ liệu:

$$X = [x(1), x(2), \dots, x(N)] \quad (2.11)$$

Tạo $(N-m)$ vector từ chuỗi X : $X_m(1), \dots, X_m(N-m)$ và được định nghĩa như sau:

$$X_m(i) = [x(i), x(i+1), \dots, x(i+m-1)], \quad 1 \leq i \leq N-m \quad (2.12)$$

Trong luận án này, giá trị m được chọn bằng 2.

- *Bước 2:* Lựa chọn mức lọc độ sai lệch r : $r = 0.15 * SD$

- *Bước 3:* Khoảng cách giữa hai vector $X_m(i)$ và $X_m(j)$ được định nghĩa là khoảng cách lớn nhất giữa các phần tử trong X_m :

$$d[X_m(i), X_m(j)] = \max_{k=0, \dots, m-1} (|x(i+k) - x(j+k)|). \quad (2.14)$$

- *Bước 4:* Với mỗi $X_m(i)$ ta tính số lượng j ($1 \leq j \leq N-m, j \neq i$) sao cho $d[X_m(i), X_m(j)] \leq r$, số lượng đó ký hiệu là C_i và với ($1 \leq i \leq N-m$) ta có :

$$C_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} C_i \quad (2.15)$$

- *Bước 5:* $\theta^m(r)$ được tính như sau :

$$\theta^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} C_i^m(r) \quad (2.16)$$

$\theta^m(r)$ - Số lượng trung bình gần nhau của đối tượng trong bán kính r

- *Bước 6:* Tăng m thành $m+1$ và tính $\theta^{m+1}(r)$:

$$\theta^{m+1}(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} C_i^{m+1}(r) \quad (2.17)$$

- *Bước 7:* Tính giá trị SE (sample Entropy):

$$SE(N, m, r) = \ln \frac{\theta^m(r)}{\theta^{m+1}(r)} \quad (2.18)$$

2.4. Ứng dụng Entropy trong phân tích tín hiệu điện não

Trong luận án đã áp dụng thuật toán tính SE (trình bày ở phần 2.3.5) để khảo sát SE của tín hiệu điện não mô phỏng và tín hiệu điện não thực. Tốc độ tính toán của thuật toán cho 04 giây dữ liệu EEG đơn kênh là 0.35s (máy tính với cấu hình CPU Core i7-3667U, 8Gb RAM, phần mềm Matlab phiên bản R2015a)

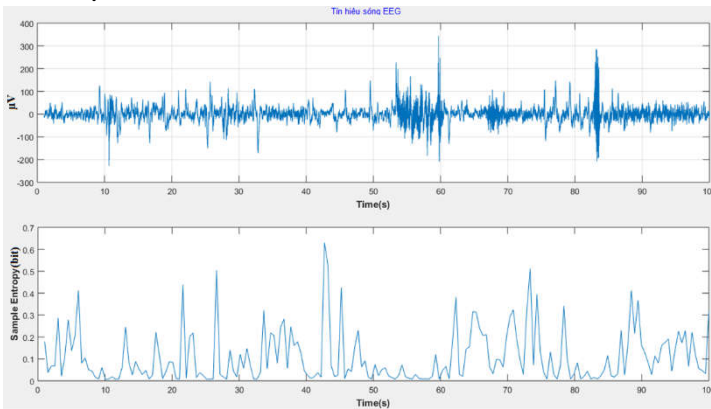
2.4.1. SE Entropy của tín hiệu mô hình

Luận án đã xây dựng các đoạn dữ liệu mô phỏng tín hiệu EEG dựa theo mô hình Mesoscopic đã được công bố trong các nghiên cứu của nhiều nhà khoa học. Qua khảo sát các đoạn dữ liệu mô phỏng tín hiệu điện não có chứa cơn động kinh nhận thấy rằng trong các cơn động kinh giá trị SE bị giảm đột ngột và có độ biến thiên rất ít so với trước và sau cơn.

2.4.2. SE tín hiệu điện não thực

2.4.2.1. SE ngoài cơn động kinh

Kết quả khảo sát ở các bản ghi không bệnh lý cho thấy giá trị SE biến thiên liên tục với biên độ lớn, điều này phù hợp với lý thuyết hỗn loạn bởi vì ở trạng thái bình thường thì tín hiệu điện não mang rất nhiều thông tin về hoạt động sống của đối tượng, chính vì vậy nó có tính hỗn loạn rất cao.

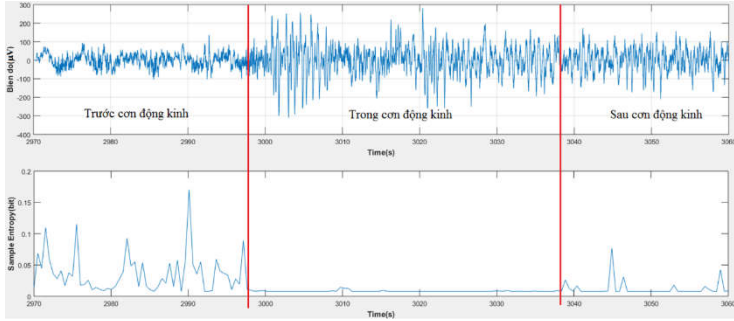


Hình 2.12. Biến thiên SE theo thời gian kênh 02 tín hiệu EEG bản ghi chb02_01_edfm bộ dữ liệu 2 (trích đoạn không có cơn động kinh).

2.5.1.2. SE tín hiệu điện não trong cơn động kinh

Dưới đây là hình ảnh tín hiệu EEG và biến thiên giá trị SE của nó theo thời gian. Các cơn động kinh được chuyên gia đánh dấu trên bản ghi về thời điểm khởi phát, kết thúc cơn tương ứng với hai dọc trên hình 2.14. Kết quả khảo sát các trích đoạn điện não có chứa cơn động kinh trên hình 2.14 cho thấy trong các cơn động kinh giá trị SE bị giảm đột ngột, có độ biến thiên nhỏ hơn rất nhiều so với trước cơn và sau cơn. Điều này chứng tỏ rằng SE là một đặc trưng có thể áp dụng

hiệu quả để đánh giá, xác định các cơn động kinh trong bản ghi điện não đồ.



Hình 2.14. Biến thiên SE theo thời gian kênh 12 tín hiệu EEG bản ghi chb01_03_edfm bộ dữ liệu 2 (trích đoạn có cơn động kinh từ 2996s-3036s).

2.5. Kết luận chương 2

Chương 2 luận án đã trình bày lý thuyết hỗn loạn và ứng dụng lý thuyết hỗn loạn vào phân tích tín hiệu điện não. Luận án phân tích 2 đặc trưng thường được sử dụng trong lý thuyết hỗn loạn: kích thước tương quan và chỉ số Entropy của tín hiệu điện não trong và ngoài cơn động kinh; đối với kích thước tương quan thì tốc độ tính toán chậm (42.48 giây cho 04 giây dữ liệu) và tính phân biệt của đặc trưng không mạnh bằng chỉ số SE (tốc độ 0.35 giây cho 04 giây dữ liệu). Ngoài ra các đặc trưng động học khác như vùng thu hút, chỉ số Lyapunov bậc cao... cũng có thể dùng làm đặc trưng để nhận biết cơn động kinh. Tuy nhiên để có thể đánh giá định lượng (mức độ hỗn loạn của các quá trình) các cơn động kinh luận án đã lựa chọn chỉ số SE làm đặc trưng phát hiện các cơn động kinh trên các bản ghi điện não.

CHƯƠNG 3.

XÂY DỰNG THUẬT TOÁN TỰ ĐỘNG PHÁT HIỆN CÁC CON VÀ VÙNG KHỞI PHÁT ĐỘNG KINH

3.1. Phát hiện các cơn động kinh bằng phương pháp đánh giá SE

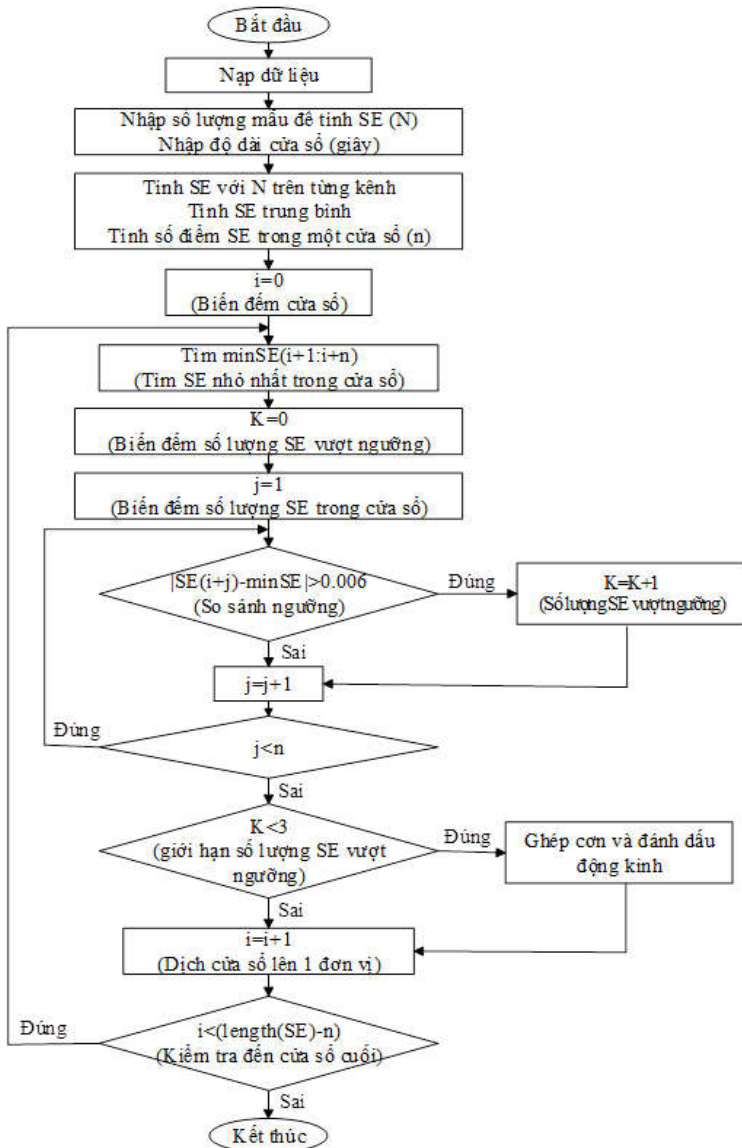
Luận án sử dụng chỉ số SE để phát hiện các cơn động kinh trong các bản ghi EEG của 02 bộ dữ liệu được giới thiệu ở phần 1.5 trong chương I luận án này. Các bộ dữ liệu được tiền xử lý bằng cách cho qua bộ lọc thông dải 0.5Hz-45Hz nhằm loại bỏ các nhiễu điện (sử dụng bộ lọc FIR). Thuật toán được thực hiện bằng cách lựa chọn các tham số để tính toán giá trị SE cho từng đoạn tín hiệu. Sau khi đã tính được các giá trị SE thì luận án sử dụng thuật toán cửa sổ trượt và đánh giá sự biến thiên các giá trị SE trong cửa sổ bằng cách chọn một giá trị SE ngưỡng và so sánh lần lượt từng giá trị với ngưỡng. Nếu các giá trị SE trong cửa sổ thỏa mãn điều kiện ngưỡng thì đưa ra nhận định tín hiệu EEG trong cửa sổ đó là một phần của cơn động kinh. Mỗi lần dịch chuyển thì cửa sổ SE sẽ trượt lên 01 giá trị. Thông tin của các cửa sổ thỏa mãn điều kiện ngưỡng sẽ được đưa vào thuật toán ghép cơn để phân tích và đưa ra thông tin các cơn động kinh.

3.2. Cơ sở xác định điểm khởi phát và kết thúc cơn động kinh

Thông thường các chuyên gia đánh giá động kinh thường lựa chọn thời điểm có nhiều kênh xuất hiện gai động kinh rõ nét nhất là thời điểm khởi phát cơn động kinh trên bản ghi điện não. Dựa trên cơ sở này luận án đề xuất phương án xác định thời điểm khởi phát và kết thúc cơn động kinh bằng việc đánh giá chỉ số SE trung bình của tất cả các kênh tại cùng một thời điểm.

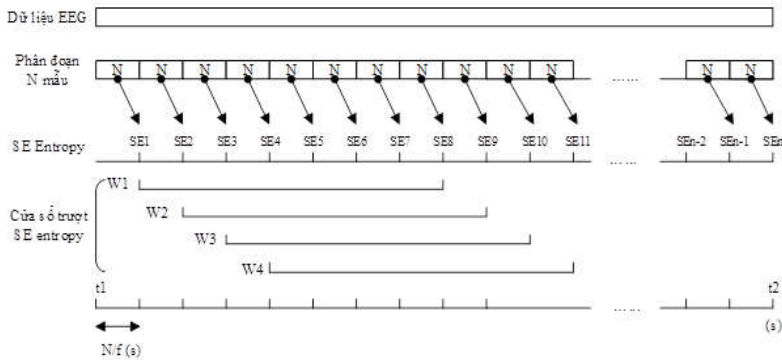
3.3. Thuật toán tự động phát hiện cơn động kinh sử dụng cửa sổ trượt SE

Lưu đồ thuật toán được thể hiện trên hình 3.5 dưới đây:



Hình 3.5. Lưu đồ thuật toán tự động phát hiện đoạn động kinh.

Hình 3.6 mô tả mô hình thuật toán của số trượt SE. Mỗi đoạn dữ liệu EEG trong từng kênh được chia ra thành các trích đoạn ngắn chứa N mẫu và tiến hành tính toán các giá trị SE của các đoạn ngắn này. Để xác định con động kinh trên các bản ghi đa kênh thì giá trị SE trung bình sẽ được tính cho tất cả các kênh.



Hình 3.6. Mô hình thuật toán của số trượt SE.

3.4. Lựa chọn tham số cho thuật toán

3.4.1. Lựa chọn số lượng mẫu phù hợp để tính SE

Khi tính toán Entropy cho tín hiệu chuỗi thời gian thì các nhà nghiên cứu đã khuyến cáo lựa chọn $N \geq 100$. Trong luận án này tôi lựa chọn $N = 128$, tương đương với độ phân giải thời gian là 0.5 giây đối với bộ dữ liệu có tần số lấy mẫu $f = 256\text{Hz}$.

3.4.2. Lựa chọn độ rộng cửa sổ Entropy

Nhiều nghiên cứu phát hiện động kinh trên bản ghi EEG đề xuất các thuật toán với độ dài cửa sổ tín hiệu là 4-5s. Trong thuật toán này, độ dài cửa sổ Entropy được tính toán với giá trị phù hợp là 4 giây; với cửa sổ nhỏ hơn 4 giây thì trên một số bản ghi thuật toán đưa ra số lượng các con động kinh nhiều hơn số lượng các bác sỹ ghi nhận. Cửa

cổ lớn hơn 4 giây thì các cơn động kinh phát hiện bằng thuật toán sẽ bị thu ngắn lại so với thực tế.

3.4.3. Lựa chọn ngưỡng và thuật và thuật toán ghép cơn

3.4.3.1. Lựa chọn ngưỡng

Qua phân tích SE trong các cơn động kinh thì giá trị SE gần như biến động rất ít so với các giá trị ngoài cơn trong đoạn dữ liệu khảo sát, điều này là cơ sở của thuật toán phát hiện các cơn động kinh trong đoạn tín hiệu.

Trong mỗi cửa sổ SE thực hiện tìm giá trị SE nhỏ nhất, sau đó so sánh lần lượt từng giá trị SE trong cửa sổ với giá trị nhỏ nhất này; nếu chỉ có tối đa 02 giá trị SE vượt ngưỡng thì cửa sổ SE đó được xác định là đoạn động kinh. Sau khi khảo sát cửa sổ SE đầu tiên thì cửa sổ sẽ dịch chuyển lên 01 giá trị và quá trình khảo sát cứ thế lặp lại cho đến hết đoạn dữ liệu đã được chọn. Bước so sánh nhằm mục đích tìm ra đoạn động kinh và loại bỏ các ngắt quãng ngắn trong cơn.

Kết quả phân tích 10 bản ghi dữ liệu cho thấy dải ngưỡng phù hợp để nhận biết các cơn động kinh là 0.0039-0.0091, căn cứ vào đó bằng phương pháp thử nghiệm luận án tìm ra ngưỡng thích hợp nhất đối với các bộ dữ liệu đang khảo sát là 0.006.

Để lựa chọn số lượng các giá trị SE vượt ngưỡng cho phép trong một cửa sổ trong luận án tiến hành phân tích 20 đoạn dữ liệu động kinh và 20 đoạn dữ liệu không phải là cơn động kinh. Đối với các đoạn dữ liệu là cơn động kinh thì trung bình có 1.35 giá trị SE vượt ngưỡng trong một cửa sổ và đối với các đoạn dữ liệu không phải cơn động kinh là 5.46 giá trị. Như vậy, đây là cơ sở để lựa chọn giới hạn trong một cửa sổ chỉ có tối đa 02 giá trị SE vượt ngưỡng thì đoạn dữ liệu tương ứng với cửa sổ SE đó là có cơn động kinh.

Kết quả phân tích 20 cơn động kinh với 3 mức ngưỡng khác nhau (0.005; 0.006; 0.007) để kiểm chứng độ chính xác và mức 0.006 cho kết quả sai số về thời điểm khởi phát và kết thúc các cơn động kinh là thấp nhất khi so với các giá trị ngưỡng khác. Căn cứ vào kết quả này mức ngưỡng 0.006 được chọn để phân tích các bộ dữ liệu và đưa ra kết quả đánh giá hiệu suất của thuật toán.

3.4.3.2. Thuật toán ghép cơn động kinh

Trong quá trình khảo sát các bộ dữ liệu, giá trị khởi đầu và kết thúc của cơn động kinh đầu tiên được ghi lại, nếu điểm khởi đầu của cơn tiếp theo nằm giữa điểm khởi đầu và kết thúc của cơn trước đó thì điểm khởi đầu của cả cơn được tính là điểm khởi đầu của cơn đầu tiên và điểm kết thúc là điểm kết thúc của cơn thứ 2.

Vì khoảng gián đoạn giữa hai cơn động kinh quá ngắn nên các bác sỹ thường chỉ coi cả đoạn dữ liệu trên là một cơn động kinh nên bài toán đặt ra là phải ghép nhiều cơn động kinh với thời gian gián đoạn giữa các cơn ngắn (<10s) thành một cơn động kinh. Vấn đề này đã giải quyết như sau: so sánh điểm kết thúc cơn phía trước với điểm khởi đầu của cơn tiếp theo, nếu thời gian gián đoạn không vượt quá 10 giây, thuật toán sẽ gộp và đánh dấu 02 cơn động kinh đó thành một cơn động kinh với điểm khởi đầu là điểm khởi đầu của cơn thứ nhất và điểm kết thúc là điểm kết thúc của cơn thứ 02.

3.5. Thuật toán xử lý đa kênh khoanh vùng khởi phát cơn động kinh

Trên cơ sở thuật toán phát hiện động kinh, tôi tiến hành khảo sát đồng thời tất cả các kênh cùng một lúc của các bản ghi dữ liệu EEG

Thuật toán này được dựa trên cơ sở thuật toán phát hiện động kinh (đã trình bày trong mục 3.3) trong đó có những điểm khác sau đây:

- Giá trị SE được tính riêng trên từng kênh
- Dữ liệu về thời điểm khởi phát cơn động kinh của tất cả các kênh sẽ được ghi vào vector $T[m]$. Từ tập hợp $T[m]$ sẽ tìm 03 giá trị nhỏ nhất và căn cứ vào các kênh tương ứng với 3 giá trị đó để khoanh vùng vị trí ổ động kinh trên não bệnh nhân.

3.6. Kết luận chương 3

Chương 3 luận án đã trình bày thuật toán tính toán đặc trưng SE của tín hiệu EEG, đồng thời phân tích cơ sở lựa chọn các tham số trong quá trình tính toán. Các tham số được lựa chọn trên cơ sở lý thuyết của một số nghiên cứu trước đây kết hợp với phân tích thực nghiệm. Kết quả nghiên cứu chỉ ra rằng trong các cơn động kinh chỉ số Entropy giảm xuống thấp nhất và ít biến thiên nhất, tính chất này được sử dụng để đưa ra kết luận về việc có hay không có cơn động kinh trong đoạn dữ liệu phân tích và thuật toán phát hiện sử dụng ở đây là thuật toán ngưỡng. Trong chương này cũng đưa ra cơ sở lựa chọn mức ngưỡng và bảng so sánh độ chính xác phát hiện cơn động kinh với các giá trị ngưỡng khác nhau. Giá trị ngưỡng phù hợp với các bộ dữ liệu được sử dụng trong luận án là 0,006. Thuật toán ghép cơn cũng được sử dụng để tránh bỏ sót các cơn cũng như loại bỏ sự ngắt quãng cơn trong khoảng dữ liệu phân tích. Thuật toán cửa sổ trượt SE sử dụng ngưỡng và ghép cơn cũng được sử dụng để khoanh vùng vị trí nghi ngờ ổ động kinh trên khu vực não bệnh nhân. Các kết quả phân tích và đánh giá được trình bày cụ thể trong chương tiếp theo.

CHƯƠNG 4.

PHÂN TÍCH DỮ LIỆU VÀ ĐÁNH GIÁ KẾT QUẢ

4.1. Kết quả phân tích dữ liệu

Bộ dữ liệu 1.

Cơ sở dữ liệu của Khoa động kinh trường đại học Bonn-Đức.

Bộ dữ liệu là các tập dữ liệu EEG đơn kênh bao gồm: 100 bản ghi dữ liệu tập S (dữ liệu các cơn động kinh) 400 bản ghi dữ liệu F, N, Z, O (tập dữ liệu không chứa cơn động kinh). Bộ dữ liệu này là các bản ghi đơn kênh, các chuyên gia không đánh dấu điểm khởi phát và kết thúc cơn động kinh nên tôi không thực hiện đánh giá sai số về thời gian, đồng thời không phân tích vùng nghi ngờ ổ động kinh.

Thuật toán đã phát hiện 100 cơn động kinh trong tập S và phát hiện sai 22 cơn động kinh trong các tập F, N, Z, O.

Bộ dữ liệu 2.

Bộ dữ liệu khai thác từ cơ sở dữ liệu “CHB-MIT scalp EEG database” được chia sẻ tại physionet.org. Dữ liệu phân tích bao gồm 100 bản ghi có cơn động kinh và 100 bản ghi không có cơn động kinh, mỗi bản ghi kéo dài khoảng 1h.

Thuật toán đã phát hiện 100 cơn động kinh đúng theo nhận định của các chuyên gia và phát hiện sai 7 cơn động kinh.

Kết quả phân tích trên các bản ghi cho thấy tất cả các cơn động kinh được phát hiện tự động bằng thuật toán đều trùng khớp với các chẩn đoán của bác sỹ với độ chính xác 100% về số lượng cơn động kinh. Các khoảng thời gian động kinh được phát hiện bằng thuật toán đều bao trùm lên khoảng thời gian động kinh do bác sỹ nhận định, tuy nhiên điểm đầu tiên và điểm kết thúc cơn động kinh được phát hiện bằng thuật toán có chênh lệch so với nhận định của bác sỹ, điều này là

hoàn toàn bình thường vì chẩn đoán động kinh hiện nay chủ yếu dựa trên kinh nghiệm của bác sỹ và giữa các bác sỹ cũng chưa có sự thống nhất về điểm bắt đầu và kết thúc một cơn động kinh. Sai số trung bình về điểm khởi phát cơn so với đánh giá chuẩn của các chuyên gia là 4,114 giây và điểm kết thúc là 4.3 giây.

Kết quả phân tích vùng nghi ngờ khởi phát động kinh (ổ động kinh) trên các bản ghi khác nhau của 06 bệnh nhân khác nhau; mỗi bệnh nhân đều được phân tích ít nhất 2 cơn khác nhau để tìm các kênh có điểm khởi phát động kinh sớm nhất và đều cho kết quả vùng khởi phát là đồng nhất..

4.2 Thời gian xử lý dữ liệu

Luận án sử dụng máy tính với cấu hình CPU Core i7-3667U, 8Gb RAM, phần mềm Matlab phiên bản R2015a để phân tích và xử lý dữ liệu.

Bảng 4.5 đưa ra thông tin về thời gian phân tích đối với những đoạn bản ghi EEG có độ dài khác nhau. Đối với đoạn dữ liệu EEG 23 kênh có độ dài 4 giây thì thời gian phân tích chỉ 1.5 giây, phù hợp với ứng dụng vào phân tích dữ liệu online.

Bảng 4.5. Thời gian xử lý dữ liệu

Độ dài dữ liệu thực (Giây)	Số kênh tín hiệu (Kênh)	Thời gian phân tích (Giây)
4	23	1.5
3600	23	768
4	1	0.35

4.3. Đánh giá kết quả nghiên cứu

4.3.1. Đánh giá hiệu suất của thuật toán

Để đánh giá hiệu suất của thuật toán phát hiện cơn động kinh tôi sử dụng các chỉ số dưới đây:

TP (True positive)	Số con động kinh mà cả thuật toán và chuyên gia đều ghi nhận.
TN(True negative)	Số con động kinh mà cả thuật toán và chuyên gia đều không ghi nhận.
FP(False positive)	Số con mà thuật toán phát hiện nhưng không đúng theo chuyên gia.
FN(False negative)	Số con mà chuyên gia ghi nhận nhưng thuật toán không phát hiện ra.
Lỗi/h	Số phát hiện sai/01h dữ liệu.

Bảng 4.6. Bảng ma trận nhầm lẫn.

Bộ dữ liệu	TP (True positive)	TN (True negative)	FP (False positive)	FN (False negative)
Dữ liệu 1	100	378	22	0
Dữ liệu 2	100	93	7	0

Bảng ma trận nhầm lẫn 4.6 thống kê các chỉ số khi phân tích các bộ dữ liệu. Kết quả đánh giá hiệu suất của thuật toán này đối với các bộ dữ liệu như sau:

Bảng 4.7. Bảng đánh giá chất lượng của thuật toán.

Bộ dữ liệu	SEN (%)	SPE (%)	SEL (%)	ACC (%)	Tỷ số lỗi/h
Dữ liệu 1	100	94.5	81.97	97.25	
Dữ liệu 2	100	93	93.46	96.5	7/200

4.3.2. So sánh kết quả nghiên cứu với một số nghiên cứu khác

Hai bộ dữ liệu sử dụng trong luận án là hai bộ dữ liệu chuẩn quốc tế và đã được nhiều nhà khoa học sử dụng trong các công trình nghiên cứu về động kinh. Luận án đã đưa ra thống kê và so sánh với một số kết quả nghiên cứu gần đây đối với từng bộ dữ liệu và nhận thấy :

Đối với cả hai bộ dữ liệu thì thuật toán của luận án đều có độ nhạy 100%. Cả độ nhạy và độ chính xác của thuật toán đều tương đối cao khi so sánh với các phương pháp khác, đồng thời sai số về thời điểm khởi phát và kết thúc các cơn động kinh là khá nhỏ. Phần lớn các nghiên cứu hiện nay đều sử dụng học máy trong phát hiện các cơn động kinh, tuy nhiên việc học máy đòi hỏi thuật toán xử lý phức tạp, thời gian xử lý lâu và cần số lượng mẫu lớn để huấn luyện. Thuật toán của luận án có thời gian xử lý nhanh và chỉ sử dụng 20 bản ghi có cơn động kinh để tìm ngưỡng phù hợp và ngưỡng này cũng như các thông số khác của thuật toán được áp dụng chung để kiểm tra trên cả hai bộ dữ liệu.

4.4. Kết luận chương 4

Chương 4 luận án đã trình bày các kết quả nghiên cứu và đánh giá kết quả so với các công trình đã công bố trước đó. Luận án đã phân tích hai bộ dữ liệu tiêu chuẩn (đã được kiểm chứng bởi các chuyên gia y tế và các nhà nghiên cứu trên thế giới), kết quả phân tích và đánh giá cho thấy thuật toán đề xuất trong luận án có độ chính xác cao trong việc xác định các cơn động kinh trên bản ghi EEG đa kênh (96.5-97.25%), bên cạnh đó thuật toán này là một trong số ít các thuật toán tìm ra thời điểm khởi đầu và kết thúc cơn động kinh với độ phân giải thời gian(0.5s) và sai số thấp (4.1-4.3s). Ngoài ra luận án cũng đề xuất phương pháp mới xác định vùng nghi ngờ khởi phát động kinh trên các bản ghi EEG, tuy nhiên những phát hiện này chỉ mang tính chủ quan theo kết quả tính toán, do không có cơ sở đối chiếu (các bộ dữ liệu dùng để nghiên cứu trong luận án này không có thông tin về vùng khởi phát động kinh và cũng chưa có nghiên cứu nào khảo sát vùng khởi phát).

KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỂN LUẬN ÁN

Hướng nghiên cứu xây dựng hệ thống tự động phát hiện các cơn động kinh dựa trên các bản ghi EEG có tính mới và tính thực tiễn cao trong việc chẩn đoán các bệnh động kinh (bao gồm các bệnh động kinh tự phát và động kinh do tổn thương não). Nội dung của luận án tập trung nghiên cứu, xây dựng thuật toán tự động phát hiện các cơn động kinh dựa trên đặc trưng SE trung bình trên toàn bộ các kênh của tín hiệu. Luận án đề xuất xây dựng thuật toán để tự động phát hiện thời điểm khởi phát động kinh trên tất cả các kênh điện não với các tham số phù hợp, căn cứ vào thời điểm khởi phát sớm nhất tương ứng với kênh điện não thì các bác sỹ hoàn toàn có thể định vị được khu vực nghi ngờ khởi phát (ổ động kinh) động kinh trên não bệnh nhân. So sánh kết quả nghiên cứu của luận án với các công trình nghiên cứu khác cho thấy độ chính xác phát hiện của phương pháp của sổ trượt SE cao hơn, độ nhạy, độ đặc hiệu cũng như hiệu suất của phương pháp cũng cao. Bên cạnh đó, tốc độ xử lý của thuật toán tương đối nhanh nên có thể ứng dụng xử lý dữ liệu online. Dựa vào những kết quả nghiên cứu thì thuật toán này hoàn toàn có thể áp dụng vào thực tế để hỗ trợ các bác sỹ trong công tác khám chữa bệnh.

Hướng phát triển tiếp theo của luận án

Thứ nhất: kiểm chứng và hoàn thiện thuật toán đối với các bộ dữ liệu thu thập từ các cơ sở y tế ở Việt Nam.

Thứ hai: Sử dụng chỉ số SE để dự báo trước các cơn động kinh, đưa ra cảnh báo sớm để các nhân viên y tế có biện pháp hỗ trợ bệnh nhân kịp thời.

DANH MỤC CÁC CÔNG TRÌNH ĐÃ CÔNG BỐ

1. Trần Ngọc Quang, Phạm Văn Thuận, Vương Trí Tiếp, *Phân tích tín hiệu điện não trong các cơn động kinh bằng phương pháp đánh giá entropy*. REV-CT2018 ISBN: 978-604-80-3579-2
2. Trần Ngọc Quang, Phạm Văn Thuận, Vương Trí Tiếp, *Phân tích kích thước tương quan tín hiệu điện não trong các cơn động kinh*. VCCA-2019 ISBN: 978-604-95-0875-2
3. Trần Ngọc Quang, Phạm Văn Thuận, Vương Trí Tiếp, *Tự động phát hiện các cơn động kinh bằng phương pháp cửa sổ trượt Entropy*. Tạp chí Khoa học và Kỹ thuật - Số 201-2019- Học viện KTQS.
4. Trần Ngọc Quang , Phạm Văn Thuận , Nguyễn Thị Ngọc Mai, Phạm Đức Khánh, Phạm Duy Thái, *Xử lý đa kênh tín hiệu điện não bằng phương pháp cửa sổ trượt Entropy để xác định vị trí vùng động kinh*. Tạp chí nghiên cứu KH&CN Quân sự số 69-10/2020.