

ĐẠI HỌC QUỐC GIA TP. HỒ CHÍ MINH
TRƯỜNG ĐẠI HỌC BÁCH KHOA

LÊ QUỐC KHẢI

NGHIÊN CỨU CẤU TRÚC GIÁC NGỦ Ở
NGƯỜI TRƯỞNG THÀNH SỬ DỤNG
TÍN HIỆU ĐIỆN NÃO ĐƠN KÊNH

Ngành: Vật lý kỹ thuật
Mã số ngành: 62520401

TÓM TẮT LUẬN ÁN TIẾN SĨ

TP. HỒ CHÍ MINH - NĂM 2022

Công trình được hoàn thành tại **Trường Đại học Bách Khoa – ĐHQG-HCM**

Người hướng dẫn 1: PGS. TS. Huỳnh Quang Linh

Người hướng dẫn 2: TS. Lý Anh Tú

Phản biện độc lập 1:

Phản biện độc lập 2:

Phản biện 1:

Phản biện 2:

Phản biện 3:

Luận án sẽ được bảo vệ trước Hội đồng đánh giá luận án hạp tại

.....
.....

vào lúc giờ ngày tháng năm

Có thể tìm hiểu luận án tại thư viện:

- Thư viện Trường Đại học Bách Khoa – ĐHQG-HCM
- Thư viện Đại học Quốc gia Tp.HCM
- Thư viện Khoa học Tổng hợp Tp.HCM

DANH MỤC CÔNG TRÌNH ĐÃ CÔNG BỐ

Tạp chí quốc tế

1. Minh Tran Duc Nguyen, Nhi Yen Phan Xuan, Bao Minh Pham, Trung-Hau Nguyen, Quang-Linh Huynh and **Quoc Khai Le**, “Evaluating the Motor Imagery Classification Performance of a Double-Layered Feature Selection on Two Different-Sized Datasets”, **Applied Sciences (ISSN: 2076-3417, IF: 2.838, JCR: Q2)**, vol. 11, no. 21, p. 10388, Nov. 2021, doi: 10.3390/app112110388.

Kỷ yếu Hội nghị Quốc tế IFMBE Proceedings (SCOPUS)

1. Quoc Tuong Minh, Sieu Le Thi Be, **Khai Le Quoc**, Linh Huynh Quang, “A Selective EOG Removal Method for EEG Signals: The Multi-thresholding Technique”, 8th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam, BME 2020, **IFMBE Proceedings** (indexed by SCOPUS, ISSN: 1680-0737), vol 85. Springer, Cham, p. 991-1000, Aug. 2021, doi: 10.1007/978-3-030-75506-5_78.
2. Minh Bao Pham, Xuan Yen Nhi Phan, **Quoc Khai Le**, Quang Linh Huynh, “Pre-processing Block Design for the Electroencephalography Signal by Using Notch Filter and Blind Source Separation Technique”, 8th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam, BME 2020, **IFMBE Proceedings** (indexed by SCOPUS, ISSN: 1680-0737), vol 85. Springer, Cham, p. 1047-1053, Aug. 2021, doi: 10.1007/978-3-030-75506-5_82.
3. **Le Quoc Khai**, Le Nu Ngoc Thuy, Tran Kien, Pham Thi Tram Anh, Nguyen Thi Diem Hang and Huynh Quang Linh, “Sleep Onset Detection using The Low-Cost Emotiv EPOC Neuroheadset”, The 7th International Conference in Vietnam on Development of Biomedical Engineering (BME7), 7th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam (BME7), BME 2018, **IFMBE Proceedings** (indexed by SCOPUS, ISSN: 1680-0737), vol 69. Springer, Singapore, p. 657-660, Jun. 2019, doi: 10.1007/978-981-13-5859-3_111.

4. Pham Thi Tram Anh, Thi Diem Hang Nguyen, **Quoc Khai Le**, Quang Linh Huynh, “Application of Portable EEG Device in Detection and Classification Drowsiness by Support Vector Machine”, 7th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam (BME7), BME 2018, **IFMBE Proceedings** (indexed by SCOPUS, ISSN: 1680-0737), vol 69. Springer, Singapore, p. 521-526, Jun. 2019, doi: 10.1007/978-981-13-5859-3_90.
5. **Quoc Khai Le**, Hoang Kim Khanh Nguyen, Quang Huy Huynh, Quang Linh Huynh, “Analyzing sleep microstructure by using Support Vector Machine”, 6th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam (BME6), BME 2017, **IFMBE Proceedings** (indexed by SCOPUS, ISSN: 1680-0737), vol 63. Springer, Singapore, p. 307-312, Sep. 2017, doi: 10.1007/978-981-10-4361-1_51.

Tạp chí trong nước

1. **Quoc Khai Le**, Thi Huong Trang Pham, Trung Hieu Nguyen, Thi Diem Thy Huynh, Quang Linh Huynh, “Studying DOZE-OFF in student using ELECTROENCEPHALOGRAPHY system”, Science & Technology Development Journal - Engineering and Technology (STDJ-ET), ISSN: 2615-9872, Vol. 3, No. SI3, SI107-SI111, 2021.
2. **Lê Quốc Khải**, Đinh Thị Ngọc Ánh, Trần Hoàng Bảo, Huỳnh Quang Linh, “Phát hiện thời điểm chuyển trạng thái từ thức sang ngủ ở người trưởng thành”, Tạp chí Phát triển Khoa học và Công nghệ, ISSN: 1859-0128, K3-2017, trang 18-24, 2017.
3. **Le Quoc Khai**, Nguyen Thi Minh Huong, Nguyen Vu Quang Hien, Pham Le Trung Hieu, Huynh Quang Linh, “Improvement implementation a software to analysis polysomnography signal”, Science & Technology Development Journal, ISSN: 1859-0128, K4-2015, pp. 85-94, 2015.

TÓM TẮT LUẬN ÁN

Ngủ là một hoạt động phổ biến của con người và khảo sát cấu trúc giấc ngủ đóng một vai trò quan trọng đáng kể trong việc chẩn đoán sức khỏe con người. Phân tích cấu trúc giấc ngủ là nền tảng cơ bản trong các nghiên cứu về đánh giá chất lượng giấc ngủ. Việc định lượng chính xác trong phân tích cấu trúc giấc ngủ có ảnh hưởng quan trọng trong chẩn đoán và điều trị các bệnh lý và rối loạn liên quan đến giấc ngủ. Ngoài giấc ngủ quen thuộc là giấc ngủ buổi tối qua đêm, còn có các loại giấc ngủ diễn ra ngắn trong ngày như ngủ trưa, hoặc các trạng thái ngủ không mong muốn như ngủ gật, hoặc trạng thái ngủ liên quan đến bệnh lý như hội chứng ngủ rũ. Nghiên cứu về cấu trúc giấc ngủ có hai tiêu chuẩn cơ bản là R&K 1968 và AASM 2007 dùng để phân loại các trạng thái giấc ngủ khác nhau mà đối tượng khảo sát trải qua. Mặc dù đã có các tiêu chuẩn quốc tế thống nhất, tính chính xác của việc phân loại phần lớn phụ thuộc vào phương thức thủ công là dựa vào các đặc trưng quan sát bằng mắt của tín hiệu đa ký giấc ngủ bởi các chuyên gia.

Với công cụ máy tính, luận án tiếp cận hướng nghiên cứu về cấu trúc giấc ngủ với mục tiêu cung cấp một quy trình tự động hoá trong việc phân tích các tín hiệu đa ký giấc ngủ nhằm đánh giá chính xác các đặc trưng của giấc ngủ đêm. Với việc sử dụng bản cập nhật mới nhất của tiêu chuẩn phân loại AASM 2007, luận án đề xuất các hướng nghiên cứu liên quan đến giấc ngủ phù hợp hơn so với việc chỉ áp dụng tiêu chuẩn R&K thông thường. Dựa trên những kết quả đạt được về việc phân tích tín hiệu đa ký sử dụng cơ sở dữ liệu Sleep EDF Expanded của Physionet kết hợp với 55 bản ghi thực nghiệm tại phòng thí nghiệm Vật lý kỹ thuật y sinh, luận án phát triển một định hướng mới là sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh khảo sát cấu trúc giấc ngủ với mục đích khắc phục những hạn chế cấu hình thực nghiệm phức tạp khi sử dụng phương pháp đa ký giấc ngủ và khả dụng cho những trường hợp chẩn đoán không có máy đa ký. Điểm đặc biệt mới và quan trọng trong kết quả của nội dung này là cải thiện độ chính xác và

tính đặc thù cho việc phân loại giai đoạn giấc ngủ N1 so với các nghiên cứu đã có, làm cơ sở cho các nghiên cứu ứng dụng khác.

Với hướng tiếp cận phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh, luận án tiếp tục áp dụng các đặc trưng quan trọng đã tìm được vào nghiên cứu ứng dụng thực tiễn là xác định thời điểm chuyển trạng thái từ thức sang ngủ và khảo sát tình trạng ngủ gật trong sinh viên. Hướng tiếp cận này cho thấy sự phù hợp và triển vọng sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh để nghiên cứu và chẩn đoán các vấn đề liên quan đến giấc ngủ, thay thế dần các nghiên cứu truyền thống dựa trên tín hiệu đa ký giấc ngủ.

Về mặt phương pháp, luận án đã xây dựng được quy trình xử lý và phân tích dữ liệu thô từ tín hiệu đa ký hoặc đơn ký thu được từ thiết bị đo thông qua các khối chức năng: lọc nhiễu tín hiệu, trích xuất các đặc trưng, chọn lọc các đặc trưng và áp dụng các mô hình huấn luyện và thuật toán máy học để phân loại trong từng mảng vấn đề chọn lọc. Kết quả của luận án thể hiện sự đóng góp đáng kể vào sự phát triển nghiên cứu tín hiệu đa ký giấc ngủ với sự trợ giúp của máy tính thông qua một quy trình phân tích, chọn lọc các đặc trưng phù hợp cho từng hướng nghiên cứu liên quan.

CHƯƠNG 1 MỞ ĐẦU

Ngủ là một trong những hoạt động phổ biến nhất của con người, mặc dù nhu cầu về giấc ngủ ở mỗi độ tuổi là khác nhau nhưng trung bình mỗi người dành ra một phần ba cuộc đời để ngủ. Những trường hợp mất ngủ hoặc bị rối loạn giấc ngủ thường xuyên sẽ dẫn đến nhiều bệnh lý khác và thậm chí có thể dẫn đến tử vong. Bên cạnh những tác động tiêu cực, gây ảnh hưởng lâu dài đến các hệ cơ quan, bộ phận khác trong cơ thể và rất dễ gây ra sự nhầm lẫn cho khâu chẩn đoán cũng như điều trị thì rối loạn giấc ngủ và các bệnh lý liên quan đến giấc ngủ nhìn chung đều làm ảnh hưởng đến chất lượng giấc ngủ và chất lượng cuộc sống của người bệnh.

Nền tảng cơ bản nhất đối với nghiên cứu giấc ngủ là việc phân tích cấu trúc giấc ngủ của đối tượng được khảo sát. Chỉ khi phân tích được cấu trúc của giấc ngủ thì mới có thể biết chính xác những rối loạn hay bất thường nếu có xảy ra ở trạng thái nào, là đặc trưng cho loại bệnh lý gì và từ đó mới có thể đưa ra những kết luận về giấc ngủ của người khảo sát là: ngủ sinh lý, ngủ bệnh lý hay có rối loạn về giấc ngủ. Bên cạnh đó khảo sát về cấu trúc của giấc ngủ cho biết thông tin về chu kỳ của giấc ngủ và mật độ xuất hiện của các vi sóng, sự phân mảnh trong cấu trúc giấc ngủ mà đặc biệt là trạng thái vi thức tỉnh (thức giấc gián đoạn), một đặc trưng quan trọng khi đánh giá chất lượng giấc ngủ.

Cấu trúc của giấc ngủ được phân tích bằng cách nhận biết đặc điểm của từng trạng thái dựa vào thông tin từ bản ghi đa ký giấc ngủ (polysomnography). Đa ký giấc ngủ là phương pháp ghi lại một loạt các thông số sinh lý của con người trong khi ngủ nhằm chẩn đoán và đánh giá các rối loạn giấc ngủ khác nhau. Máy đo đa ký giấc ngủ có các kênh cơ bản để ghi điện não, điện cơ mắt, điện cơ cằm, điện tim, điện cơ chân, độ bão hoà oxy trong máu, thông khí hô hấp, chuyển động cơ hô hấp, tiếng ngáy. Việc đo đa ký giấc ngủ thường được thực hiện ở một đơn vị điều trị rối loạn giấc ngủ trong bệnh viện hoặc tại một trung tâm nghiên cứu giấc ngủ. Ngoài những tiêu chuẩn kỹ thuật đặc trưng như cách ly nhiễu và

hệ thống thông khí chuyên dụng, những phòng này được thiết kế bên ngoài gần gũi như phòng ngủ thông thường với các điều kiện tiện nghi giống ở nhà nhằm tạo cho bệnh nhân một giấc ngủ tự nhiên như thường ngày. Đối tượng khảo sát sẽ ngủ qua một đêm tại trung tâm đối với các khảo sát đo đa ký thông thường, việc ghi nhận tín hiệu được thực hiện trong suốt giấc ngủ của bệnh nhân. Đo đa ký giấc ngủ là một phương pháp chẩn đoán hoàn toàn không xâm lấn, không gây đau và những tác dụng phụ. Các rối loạn về giấc ngủ rất đa dạng và phức tạp, nếu không được chẩn đoán và điều trị kịp thời sẽ ảnh hưởng không nhỏ đến chất lượng cuộc sống và sức khỏe, thậm chí có thể gây ra những biến chứng nguy hiểm. Đa ký giấc ngủ còn dùng để phát hiện, đánh giá một số các rối loạn giấc ngủ liên quan đến ngáy và ngưng thở khi ngủ, hen suyễn, tâm thần, cơn hoảng sợ trong đêm ở trẻ em, chứng nghiến răng khi ngủ....

Giấc ngủ được chia thành các trạng thái chính là: trạng thái thức tỉnh, trạng thái giấc ngủ không động mắt nhanh (non-REM) và trạng thái giấc ngủ có động mắt nhanh (REM). Trong đó, trạng thái giấc ngủ non-REM bao gồm có 4 giai đoạn, được kí hiệu lần lượt là S1, S2, S3, S4. Ít nhất phải có 1 đạo trình EEG (điện cực đặt tại vị trí C3 hoặc C4 với điện cực tham chiếu ở tai đối diện) cũng như 2 đạo trình EOG và 1 đạo trình EMG được ghi nhận lại. Quy tắc R&K khuyến nghị chia bản ghi đa ký giấc ngủ thành các phân đoạn có độ dài 30 giây hay với thuật ngữ hay sử dụng là “epoch”. Thuật ngữ epoch được sử dụng trong toàn bộ luận án cho phù hợp thông lệ chuyên môn.

Năm 2004, Viện Hàn lâm Y học giấc ngủ Hoa Kỳ - American Academy of Sleep Medicine (AASM) thống nhất một ban chỉ đạo để thiết lập bản hướng dẫn chi tiết các quy tắc mới để đánh giá giấc ngủ, cho phép kiểm soát một số đặc điểm mới như các vi thức tỉnh (arousal), các sự kiện hô hấp, tim mạch, và các sự kiện liên quan đến sự dịch chuyển của bệnh nhân. Các quy tắc này được áp dụng đối với giấc ngủ bình thường và bất thường, phải dễ dàng được sử dụng bởi các bác sĩ lâm sàng, kỹ sư công nghệ, và các nhà khoa học. Năm 2007, AASM chính thức xuất bản hướng dẫn chi tiết để phân tích các bản ghi đa ký giấc ngủ. Tiêu

chuẩn AASM 2007 này ra đời dần thay thế tiêu chuẩn phân loại R&K và trở thành những quy tắc chính, là nền tảng trong mọi nghiên cứu giấc ngủ cho đến ngày nay.

Hầu hết các nghiên cứu về phân tích cấu trúc giấc ngủ đều sử dụng tín hiệu đo đa ký giấc ngủ và dựa vào các tiêu chuẩn phân loại trạng thái của R&K hay AASM. Tuy nhiên, với hướng tiếp cận phân tích cấu trúc dựa vào tín hiệu đa ký có nhược điểm lớn khi phải sử dụng hệ thống đo đa ký giấc ngủ chuyên dụng, chi phí của trang thiết bị lớn, đội ngũ vận hành thiết bị phải được đào tạo chuyên nghiệp, hệ thống đa ký khi mắc đủ các điện cực theo tiêu chuẩn quy định sẽ ít nhiều tạo sự không thoải mái cho đối tượng được khảo sát.

Vì vậy mục tiêu chính của luận án là nghiên cứu sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh để phân tích cấu trúc giấc ngủ với những ưu điểm chính như sau:

- Sử dụng đơn kênh tín hiệu sẽ giảm các điện cực có ý nghĩa lớn khi áp dụng cho các hệ thống đo di động hoặc theo dõi giấc ngủ trong hệ thống cấp cứu; thiết bị đo chỉ cần sử dụng một điện cực để khảo sát. Điều này sẽ tiết kiệm năng lượng hoạt động cho thiết bị theo dõi đồng thời mang đến thời gian xử lý nhanh và hiệu quả.

- Tín hiệu đơn kênh sẽ giảm được việc gắn các điện cực lên đối tượng đo, tạo sự thuận tiện và nhanh chóng trong quá trình khảo sát, đồng thời mở ra các hướng về nghiên cứu ứng dụng khi sử dụng tín hiệu đơn kênh này mà đặc biệt là lĩnh vực cảnh báo (buồn ngủ, ngủ gật, ngủ rũ...) hoặc theo dõi tín hiệu giấc ngủ liên tục tại nhà (thiết bị giám sát, holter điện não, thiết bị báo thức thông minh...).

- Sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh sẽ thuận tiện trong các hệ thống giám sát, theo dõi theo thời gian thực, thuật toán áp dụng sẽ nhanh và hiệu quả hơn so với thu dữ liệu offline và xử lý bằng sức mạnh máy tính với các hệ thống máy học hoặc hệ thống học sâu với dữ liệu lớn.

Từ những nội dung cụ thể nêu trên, các nhiệm vụ nghiên cứu đã được tiến hành và thể hiện qua các nội dung chính như sau:

Chương 1: Giới thiệu chung về những vấn đề quan trọng liên quan nghiên cứu cấu trúc giấc ngủ và mục tiêu nhiệm vụ của luận án.

Chương 2: Trình bày tổng quan về nghiên cứu cấu trúc giấc ngủ, cơ sở lý thuyết, các trạng thái cơ bản của giấc ngủ và những yếu tố đặc trưng trong nghiên cứu về cấu trúc giấc ngủ.

Chương 3: Trình bày chi tiết về phương pháp luận, bao gồm các vấn đề: đối tượng và phạm vi nghiên cứu, các kho dữ liệu được sử dụng trong luận án, quy trình phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu đa ký giấc ngủ và tín hiệu điện não đơn kênh, các khối chức năng và thuật toán quan trọng.

Chương 4: Kết quả và bàn luận trình bày một cách hệ thống hoá các kết quả đạt được của những nghiên cứu trong luận án, bao gồm: kết quả phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu đa ký, kết quả phân tích các vi sóng, kết quả phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh; những kết quả đạt được khi ứng dụng phân tích tín hiệu điện não đơn kênh trong xác định thời điểm chuyển từ thức sang ngủ ở người trưởng thành và nghiên cứu ngủ gật. Từ đó, đưa ra những đánh giá, bàn luận về kết quả đạt được.

Chương 5: Là những kết luận chung của cả luận án. Luận án đã có những đóng góp khoa học mang tính mới mà các nghiên cứu trước đây chưa từng công bố thông qua việc khẳng định sự phù hợp và khả năng ứng dụng cao của tín hiệu điện não đơn kênh trong những nghiên cứu liên quan đến cấu trúc giấc ngủ ở người trưởng thành.

CHƯƠNG 2 TỔNG QUAN VỀ NGHIÊN CỨU CẤU TRÚC GIÁC NGỦ

2.1 Tổng quan về phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu đa ký

Phương pháp mà các bác sĩ chuyên khoa thường dùng để phân tích cấu trúc giấc ngủ là nhận biết các đặc trưng của từng trạng thái qua quan sát bằng mắt thường (xử lý nhận dạng theo từng epoch) dựa trên các tín hiệu thu nhận được trong bản ghi đa ký giấc ngủ. Trung bình thời gian tiến hành ghi đa ký giấc ngủ cho một giấc ngủ đêm ở người trưởng thành là 8 giờ. Vì vậy, để có kết quả phân tích chính xác theo phương pháp này cần nhiều thời gian, người đọc bản ghi phải được đào tạo chuyên sâu và có kinh nghiệm. Bên cạnh đó, một số đặc trưng để phân loại các trạng thái rất khó xác định bằng mắt thường như thông tin về tần số của các sóng điện não đồ xuất hiện trong giấc ngủ (Alpha, Beta, Theta, Delta), các vi sóng và các trạng thái đặc biệt như vi thức tỉnh.

Để phân loại các giai đoạn giấc ngủ đòi hỏi phải có kiến thức cơ bản về nguyên lý tạo ra các dòng điện sinh học trong cơ thể, dòng điện sinh ra ở mắt, các cơ cảm, hoặc tín hiệu được tạo ra từ não (tức vỏ não và các cấu trúc não bộ sâu hơn), các cơ mặt (ví dụ tín hiệu thu được từ điện cực đặt trên da của bệnh nhân).

Sự tương tác của các tín hiệu điện sinh học ghi nhận được xảy ra qua nhiều cơ chế khác nhau, bao gồm cả sự suy giảm sinh lý của tín hiệu não ở da đầu và sự dẫn truyền tín hiệu của xương. Các tín hiệu thu nhận qua đường hô hấp và tuần hoàn có mức phản hồi tín hiệu chậm hơn. Sự dịch chuyển của bệnh nhân, tín hiệu điện tim ECG, ảnh hưởng của điện trường ngoài, và tương tác của điện cực với bề mặt da cũng là những yếu tố ảnh hưởng đến kết quả thu được. Phân biệt loại bỏ được từng loại nhiễu khác nhau sinh ra do các yếu tố trên là một yêu cầu bắt buộc với khâu xử lý tín hiệu của một bản ghi đa ký giấc ngủ khi đưa vào phân tích.

Mặc dù các quy tắc để phân loại từng trạng thái đã được nêu rõ trong từng tiêu chuẩn như đã trình bày như trên nhưng còn rất nhiều đặc trưng nhận dạng

còn định tính và một số đặc trưng không thể quan sát bằng mắt thường khi chưa biểu diễn tín hiệu dưới các miền thời gian – tần số. Phân tích tín hiệu một cách tự động còn giúp hạn chế tối đa những sai sót do yếu tố chủ quan và kinh nghiệm của người đọc bản ghi đa ký, đánh giá được sự khác biệt và mức độ tương đồng của các kết quả từ những nhóm nghiên cứu hoặc từ các chuyên gia của nhiều nhóm khác nhau cùng phân tích trên cùng một tập dữ liệu.

2.2 Phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh

Hầu hết các nghiên cứu giấc ngủ sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh để phân loại tự động trạng thái giấc ngủ đều có 2 bước chính. Bước đầu tiên là: trích xuất các đặc trưng để chọn lựa hoặc sử dụng đặc trưng tốt nhất dựa trên các tín hiệu thu được từ điện cực. Bước thứ hai là sử dụng các đặc trưng này để đưa vào các công cụ phân loại trạng thái giấc ngủ nhằm mục đích phân tích chính xác các giai đoạn giấc ngủ mà đối tượng khảo sát đã trải qua để xây dựng biểu đồ Hypnogram.

Các loại đặc trưng cơ bản có thể được kể đến trong Bước thứ nhất của quá trình trích xuất có thể khái quát theo 3 nhánh phân tích cơ bản: (a) theo tính chất miền thời gian, (b) theo miền tần số, (c) theo miền ngẫu nhiên rời rạc, không tuyến tính.

Các công cụ phân loại khi đưa các đặc trưng vào để áp dụng cho thuật toán phân loại có thể kể đến các nghiên cứu sử dụng: thuật toán chọn lựa và rừng ngẫu nhiên, support vector machines, và mạng neuron nhân tạo. Sử dụng multiscale entropy và đặc tính tương quan để phân tích tín hiệu ngẫu nhiên liên tục của não. Sử dụng các tính chất khác biệt nhìn thấy trong các đồ thị tín hiệu và sử dụng thuật toán support vector machine để phân tích cấu trúc giấc ngủ. Ứng dụng Empirical Mode Decomposition và công cụ bootstrap aggregating với cây chọn lựa để phân tích. Đặc trưng phổ năng lượng được đưa vào hệ số Q để biến đổi Wavelet và dùng kết hợp phương pháp rừng ngẫu nhiên để phân tích. Sử dụng phân tích rời rạc các năng lượng sóng trong tín hiệu điện não với việc áp dụng

đồng thời nhiều bộ lọc khác nhau. Hoặc sử dụng các hệ thống phân loại tính chất năng đặc trưng năng lượng để đưa vào mạng lưới neuron network để phân tích.

Các nghiên cứu sau 2 quá trình chính trên thường áp dụng các thuật toán thông minh ở bước cuối cùng dùng để hiệu chỉnh kết quả đầu ra. Nghiên cứu] sử dụng stacked sparse autoencoders và mạng neuron tích chập. Sử dụng mạng neuron tích chập với hai yếu tố theo dõi liên tục trong thời gian dài- long short-term memory network (LSTM).

Đặc biệt nổi lên xu hướng nghiên cứu sử dụng tín hiệu thô của điện não đơn kênh bằng việc áp dụng mạng neuron tích chập.

- ***Nội dung nghiên cứu này của Luận án tập trung vào các vấn đề chính:***

Xác định tín hiệu đơn kênh nào của não cần được sử dụng hiệu quả nhất, xác định sự thay thế phù hợp của tín hiệu điện não đơn kênh để phân tích cấu trúc giấc ngủ so với việc phân tích sử dụng tín hiệu đa ký giấc ngủ thông thường.

Đưa ra quy trình xử lý tín hiệu phù hợp bao gồm bước quan trọng là chọn lọc đặc trưng, có ý nghĩa quan trọng trong việc phát triển các nghiên cứu cùng định hướng về phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng điện não đơn kênh.

Khắc phục hạn chế của các nghiên cứu đã có trong việc phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu đơn kênh khi kết quả độ chính xác và chuyên biệt của giai đoạn giấc ngủ NREM N1 còn khá thấp.

Ứng dụng kết quả đạt được khi phân tích xử lý tín hiệu điện não đơn kênh để xác định thời điểm chuyển trạng thái từ thức sang ngủ; từ đó mở rộng ứng dụng tín hiệu điện não đơn kênh vào lĩnh vực cảnh báo tình trạng ngủ gật của sinh viên.

CHƯƠNG 3 PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU CẤU TRÚC GIÁC NGỦ

3.1 Đối tượng và phạm vi nghiên cứu

Để đánh giá các mục tiêu nghiên cứu theo 2 hướng phân tích dựa vào tín hiệu đa ký giấc ngủ và tín hiệu điện não đơn kênh, luận án đã tham khảo sử dụng

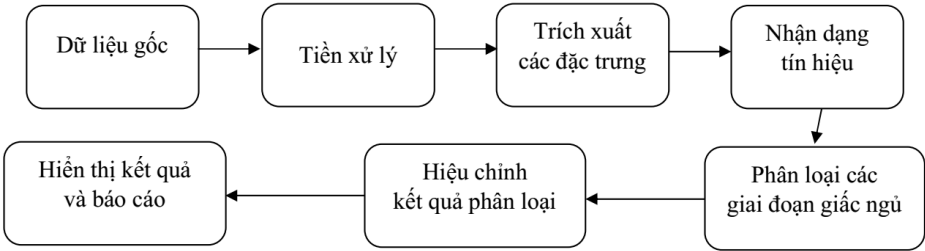
nguồn dữ liệu mở về tín hiệu đa ký giấc ngủ của PHYSIONET là Expanded Sleep-EDF (ES-EDF) database.

Bên cạnh đó, nghiên cứu còn tiến hành thực nghiệm bổ sung với 55 mẫu đo được tiến hành tại phòng thí nghiệm Vật lý kỹ thuật Y sinh 204-B4 trường Đại học Bách Khoa, Đại học Quốc gia TP. HCM. Thiết bị đo là máy NicoletOne V32 (Natus Medical Incorporated, Mỹ) với tốc độ lấy mẫu là 2.000 Hz; hệ thống được đặt trong phòng kín thiết kế chuẩn lồng Faraday nhằm tránh các tác nhân nhiễu điện từ bên ngoài khi đo các tín hiệu điện sinh học. Quy trình đo được thực hiện theo quy trình chuẩn với sự tư vấn của các bác sĩ chuyên khoa. Các điện cực EEG và EOG được sử dụng theo đúng chuẩn AASM trong đo đa ký giấc ngủ: F4, C4, O2, ROC và LOC; A1, A2 đóng vai trò là điện cực tham khảo; thêm điện cực trán F3, C3, O1 tạo ra các chuyển đạo bổ sung giúp phát hiện các thay đổi, sai lệch trong suốt thời gian ngủ, hỗ trợ cho các đạo trình chính. Do đó, các kênh dữ liệu thu được bao gồm: F4, C4, O2, ROC, LOC, F3, C3, O1, A1 và A2.

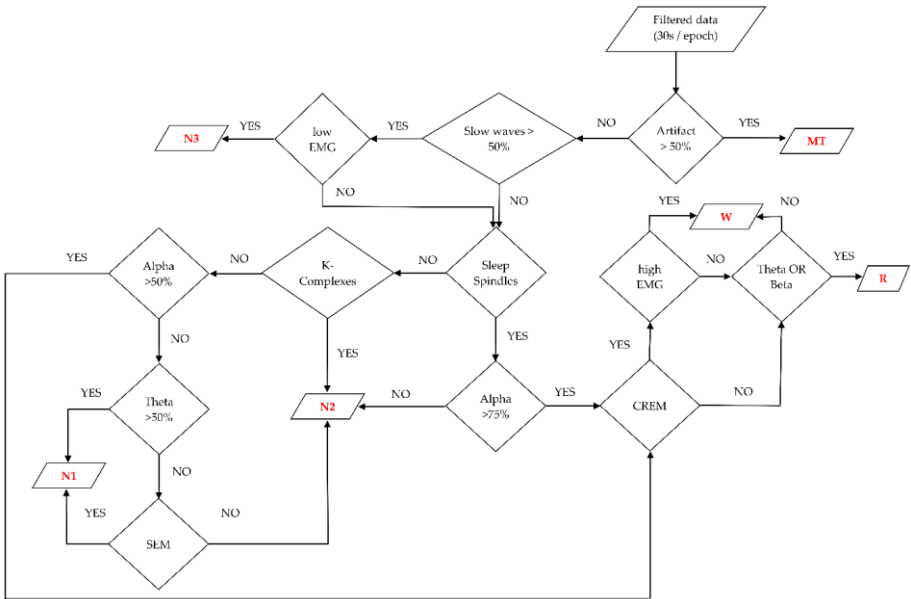
Quá trình đo thực nghiệm trong nghiên cứu này tuân thủ những nguyên tắc của tuyên ngôn Helsinki. Các đối tượng được mời để thực hiện tiến hành lấy mẫu nằm trong độ tuổi từ 18 – 25 tuổi, sức khỏe bình thường và không có bất kỳ tiền sử nào về các bệnh lý thần kinh, đặc biệt là các bệnh lý về giấc ngủ. Các đối tượng khảo sát được yêu cầu phải tuân thủ các yêu cầu trước khi đo: phải ngủ đủ (ít nhất là từ 6 đến 7 giờ) vào đêm trước ngày đo, không có bất kỳ dấu hiệu mệt mỏi uể oải nào do việc thiếu ngủ trước đó; không được sử dụng bất kỳ chất kích thích nào như cà phê, nước tăng lực hay các loại thuốc có liên quan trước ngày và trong ngày thực hiện thí nghiệm; mỗi đối tượng sẽ được tiến hành đo trong ít nhất 6 tiếng. Trước khi tiến hành thực nghiệm, đối tượng tham gia sẽ được giới thiệu về mục đích thực nghiệm và quy trình thí nghiệm một cách rõ ràng. Dữ liệu thu được sẽ được đưa vào quá trình xử lý và phân loại, toàn bộ dữ liệu đầu vào để xử lý bằng Matlab đều là dữ liệu thô.

3.2 Phương pháp nghiên cứu cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu đa ký

3.2.1 Các khối chức năng chính của chương trình:



Hình 3.1 Các khối chức năng chính của chương trình phân tích cấu trúc giấc ngủ



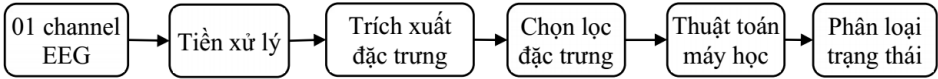
Hình 3.2 Lưu đồ phân loại các trạng thái giấc ngủ sử dụng tín hiệu đa ký

3.2.2 Quy trình hiệu chỉnh kết quả

Kết quả thu được sau khi phân loại sẽ là các trạng thái của giấc ngủ xét cho từng epoch riêng lẻ, cần có quá trình hiệu chỉnh để có được kết quả phân loại các trạng thái được chính xác hơn. Vì đặc trưng của 1 trạng thái không phải luôn xuất hiện trong các epoch liên tiếp nhau, điều này đòi hỏi phải xét liên tiếp nhiều

epoch lân cận và tuân theo nhiều quy tắc. Các quy tắc hiệu chỉnh kết quả được trình bày chi tiết trong bản toàn văn của Luận án.

3.3 Quy trình xử lý tín hiệu điện não đơn kênh



Hình 3.5 Các khối chức năng của quy trình xử lý tín hiệu điện não đơn kênh trong phân tích cấu trúc giấc ngủ

3.3.1 Trích xuất đặc trưng

Bảng 3.2 Các đặc trưng cần trích xuất khi phân tích cấu trúc giấc ngủ bằng tín hiệu điện não đơn kênh

Đặc trưng	Tên của loại đặc trưng	Số lượng đặc trưng
Miền thời gian	mean; variance; skewness; kurtosis; zero-crossings; coefficient of variation	10
	Hjorth parameters: activity, mobility, complexity	
	Median	
Wavelet	mean; variance; skewness; kurtosis; zero-crossings; coefficient of variation	6
Miền tần số	năng lượng chuẩn hoá của các sóng ($\delta; \theta; \alpha; \beta; \delta_1; \delta_2; \theta_1; \theta_2; \alpha_1; \alpha_2; \beta_1; \beta_2$)	34
	giá trị năng lượng trung bình của các sóng ($\delta, \theta, \alpha, \beta$)	
	giá trị năng lượng đỉnh của các sóng ($\delta, \theta, \alpha, \beta$)	
	tỷ lệ năng lượng của các loại sóng $\frac{\delta_1}{\delta_2}, \frac{\theta_1}{\theta_2}, \frac{\alpha_1}{\alpha_2}, \frac{\beta_1}{\beta_2}, \frac{\delta}{\theta}, \frac{\delta}{\alpha}, \frac{\delta}{\beta}, \frac{\theta}{\alpha}, \frac{\theta}{\beta}, \frac{\alpha}{\beta}, \frac{\beta_1}{\alpha}, \frac{\beta_2}{\alpha}, \frac{\delta+\theta}{\alpha+\beta}$	
	Spectral entropy	
Phi tuyến	Higuchi Fractal Dimension (HFD)	1
Tổng cộng		51

3.3.2 Bộ lựa chọn đặc trưng

3.3.2.1 Fisher's ratio

Fisher's ratio là bộ lựa chọn đặc trưng thuộc vào hướng filter-based, đây là một trong hai phương pháp nghiên cứu này đã áp dụng cho nghiên cứu trước của nhóm. Mục tiêu của thuật toán là giảm thiểu số chiều đặc trưng trong khi bảo toàn thông tin phân biệt 2 lớp một cách nhiều nhất có thể. Fisher's ratio là một phương pháp tính toán đơn giản, cho nên không tốn nhiều thời gian tính toán. Thuật toán này nổi trội khi áp dụng vào các phân tách tuyến tính. Dù vậy, Fisher's ratio không tiết lộ thông tin chung của các đặc trưng. Vì sự đơn giản của thuật toán, nên phương pháp này đã được áp dụng vào nghiên cứu đã được công bố trước đó của nghiên cứu này, với mục đích giảm thiểu thời gian và tài nguyên tính toán của máy tính.

3.3.2.2 Minimum redundancy maximum relevance - mRmR

Minimum redundancy maximum relevance (mRmR) là phương pháp chọn lọc đặc trưng thuộc vào phương hướng, cũng là phương pháp thứ hai nghiên cứu này đã sử dụng. Thuật toán trước tiên chọn tập hợp con những đặc trưng có mối tương quan cao với lớp cần phân loại (đầu ra), và có tương quan tối thiểu với các đặc trưng trong tập con đó. Sau đó, mRmR tiếp tục thay thế mối tương quan với sự phụ thuộc thống kê giữa các biến. Sự phụ thuộc thống kê này được xác định bằng cách sử dụng phương pháp thông tin tương hỗ (mutual information - MI). MI đảm bảo sự phân phối chung của các đặc trưng được lựa chọn có mức độ phụ thuộc tối đa vào biến phân loại. Như vậy, việc xếp hạng các đặc trưng của phương pháp mRmR dựa theo tiêu chí tối thiểu dư thừa và tối đa liên quan dựa vào thông tin tương hỗ.

Như đã miêu tả ở trên, phương pháp mRmR cũng là phương pháp xếp hạng các đặc trưng. Để có thể tối ưu sự lựa chọn đặc trưng, nghiên cứu đã công bố trước đó của nghiên cứu này đã đề xuất phương pháp kết hợp hai thuật toán

Fisher'ratio và mRmR. Trong luận án này, nghiên cứu này chỉ khảo sát sự chọn lựa đặc trưng của hai thuật toán một cách riêng biệt.

3.3.2.3 *Sequentialfs*

Hàm 'sequentialfs' là hàm lựa chọn đặc trưng tuần tự của Matlab. Nó thuộc vào phương pháp wrapper based của lĩnh vực chọn lọc đặc trưng. Như đã miêu tả ở trên, phương pháp này sẽ áp dụng trực tiếp kết quả dự đoán của thuật toán máy học, mà trong luận án này là thuật toán Support Vector Machine sẽ dùng ở bộ phân loại, để xếp hạng các đặc trưng. Hàm 'sequentialfs' sẽ lựa chọn đặc trưng một cách tuần tự dựa vào tiêu chí tùy chỉnh (criterion).

Phương pháp này gồm 2 thành phần chính:

Thứ nhất là hàm mục tiêu, hay còn gọi là tiêu chí tùy chỉnh, là phương pháp tìm cách tối thiểu hoá tất các tập con đặc trưng mang tính khả thi. Các tiêu chí phổ biến là sai số toàn phương trung bình (trong mô hình hồi quy) và tỷ lệ phân loại sai (trong mô hình phân loại).

Thứ hai là thuật toán tìm kiếm tuần tự, được áp dụng để thêm vào hay loại bỏ các đặc trưng trong tập con được ứng cử trong khi đang đánh giá tiêu chí. Vì so sánh kết quả đánh giá của tiêu chí ở tất cả 2^n tập con là không khả thi, nên thuật toán chỉ di chuyển theo một hướng, hướng luôn tăng lên hay hướng luôn giảm xuống của tập hợp các ứng cử viên.

3.3.3 *Các thuật toán phân lớp tự động* **Thuật toán Support Vector Machine (SVM)**

Support Vector Machine (SVM) là một trong những thuật toán phân lớp phổ biến và hiệu quả. Trong không gian hai chiều, khoảng cách từ một điểm với tọa độ (x_0, y_0) tới đường thẳng có phương trình $w_1x + w_2y + b = 0$.

Trong nhiều trường hợp ở thực tế, hai miền dữ liệu không có được sự phân tách rõ ràng mà trùng lấp lên nhau. Khi đó, phương pháp chấp nhận phân loại sai một số mẫu huấn luyện để có ranh giới quyết định của lề lớn nhất để cho ra giải pháp tối ưu nhất. Nếu chọn giải pháp cho đường phân chia các mẫu huấn

luyện chính xác hoàn toàn với lẽ nhỏ sẽ dẫn đến việc khó phân loại các tập kiểm tra. Thay vào đó chọn đường phân chia với một vài sai sót trong phân chia tập huấn luyện để có lẽ lớn có thể tăng khả năng phân loại chính xác với tập kiểm tra. Do đó, cần phải cân nhắc giữa khoảng cách lẽ và lỗi khi phân loại tập huấn luyện. Ranh giới quyết định thu được sau đó được gọi là lẽ mềm (soft margin). Dù các ràng buộc cho vấn đề tối ưu hóa khi đó vẫn giữ tốt nhưng vẫn cần một biến bù (slack variable) (hỗ trợ cho lẽ mềm. Hàm mục tiêu cho bài toán tối ưu hóa là hàm tối thiểu.

Khi bộ dữ liệu chia thành 2 vùng tách biệt rõ ràng thì SVM tuyến tính sử dụng rất hiệu quả trong việc phân loại. Tuy nhiên, như đã đề cập, trên thực tế sẽ có sự trùng lặp của 2 lớp dữ liệu và SVM phi tuyến sẽ là công cụ hiệu quả hơn phân loại các tập dữ liệu phức tạp hơn này. Ý tưởng của SVM phi tuyến là đưa bộ dữ liệu về không gian với số chiều lớn hơn để có thể phân loại chúng dựa trên các đường phân chia tuyến tính. Vấn đề đối với phương pháp này đó là hàm ánh xạ để đưa bộ dữ liệu về nhiều chiều hơn một cách tuyến tính là không thể xác định được. Để khắc phục, một khái niệm là kernel trick được đặt ra. Thay vì tính trực tiếp tọa độ các điểm trong không gian mới thì sẽ tính tích vô hướng giữa 2 điểm trong không gian mới. 2 giá trị đầu vào x_i và x_j khi chuyển đổi sang không gian nhiều chiều hơn có dạng $\phi(x_i)$ và $\phi(x_j)$.

3.4 Phương pháp xác định thời điểm chuyển trạng thái Sleep Onset

3.4.1 Xác định trạng thái theo từng epochs

Nội dung chính của nghiên cứu tập trung vào việc xác định thời điểm chuyển trạng thái thức – ngủ – SO trong cấu trúc đại thể của giấc ngủ thông qua tín hiệu EEG và EOG; từ đó có thể phát triển lên việc phân loại thức – ngủ trong suốt 1 đêm giúp nâng cao độ chính xác trong phân loại cấu trúc giấc ngủ hay nhận diện các thay đổi, các trạng thái trong suốt giấc ngủ.

Việc phân loại trạng thái theo epochs sử dụng kết hợp thông tin từ 2 kênh tín hiệu EEG (C4 – A1) và EOG (ROC – A1). Dựa trên sự thay đổi các đặc trưng

của tín hiệu thể hiện thông qua giá trị phổ năng lượng, ta tiến hành phân loại trạng thái theo từng epoch 30s.

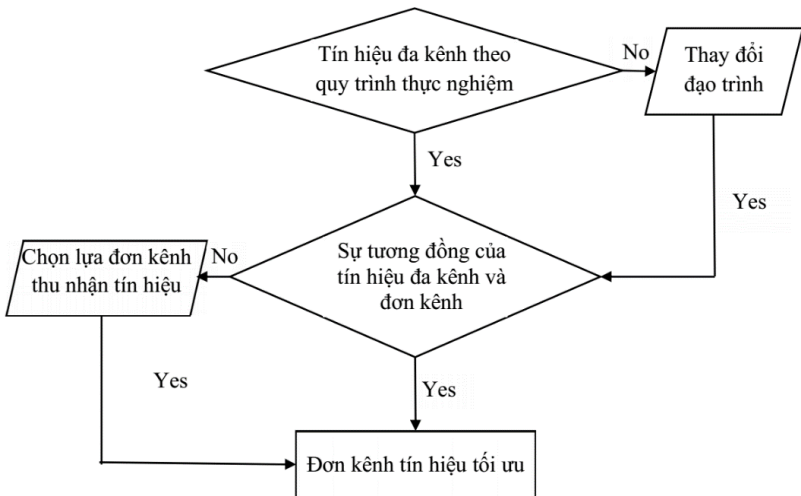
3.4.2 *Xác định thời điểm chuyển trạng thái*

Sau khi đã xác định và phân loại theo từng epochs thì thực hiện việc xác định cụ thể thời điểm chuyển trạng thái – Sleep Onset. Việc xác định thời điểm chuyển – SO thực hiện theo sơ đồ với các bước ý tưởng: Dựa trên kết quả phân loại trạng thái giấc ngủ ở bước trước đó, lấy ra đoạn dữ liệu gồm 2 epoch liên tiếp ở 2 trạng thái Wake và Sleep. Quét lần lượt 10s mỗi lần, mỗi lần chuyển đoạn 1s sang đoạn kế, xét giá trị năng lượng dựa trên phổ FFT, khi giá trị của x đạt đến ngưỡng (xác định thông qua quá trình thực nghiệm trên nhiều mẫu) thì kết luận là thời điểm SO và kết thúc quá trình, nếu không thì vẫn còn ở trạng thái Wake và quá trình vẫn được tiếp tục.

Và sau khi kết thúc toàn bộ quá trình ta sẽ thu được dạng đồ thị hypnogram thể hiện 2 ngưỡng trạng thái thức – ngủ theo thời gian (ngay thời điểm chuyển từ thức sang ngủ đầu tiên), có xác định cụ thể thời điểm chuyển SO.

3.4.3 *Ứng dụng phân tích tín hiệu điện não đơn kênh trong nghiên cứu ngủ gật*

Quy trình xử lý kết quả theo hình



Hình 3.15. Quy trình xử lý kết quả

Đầu tiên, các tín hiệu thu nhận được theo quy trình thực nghiệm được xử lý lọc tín hiệu nhiễu, các tín hiệu được phân tích theo bằng Matlab và so sánh với kết quả với các nghiên cứu đã đi trước để xét sự phù hợp của quy trình mà nghiên cứu đã xây dựng. Nếu kết quả phù hợp thì tiếp tục thu nhận tín hiệu ở bước tiếp theo, còn kết quả không phù hợp hoặc sai số quá lớn thì nghiên cứu sẽ thay đổi các đạo trình thu nhận để phù hợp cho việc ưu tiên ghi nhận tín hiệu sóng Theta.

Đối với sự tương đồng của đạo trình đa kênh và đơn kênh, nghiên cứu ưu tiên về các báo cáo của 2 bài nghiên cứu khoa học chọn 2 trường hợp kênh Fp và O để xét đơn kênh. Mỗi đối tượng đo sẽ được thu nhận tín hiệu 2 lần với lần 1 là kênh Fp và lần 2 là kênh O. Nếu sự tương đồng của cả 2 kênh này đều kém so với đa kênh thì chọn lựa một kênh điện cực khác có khả năng hơn. Nếu sự tương đồng ở mức độ các bài báo đã công bố hoặc tốt hơn thì sẽ chọn kênh nào chiếm ưu thế hơn và đạo trình khuyến nghị.

CHƯƠNG 4 KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

4.1 Phương pháp chọn lựa đặc trưng tối ưu sử dụng các thông số Fisher's ratio và mRmR.

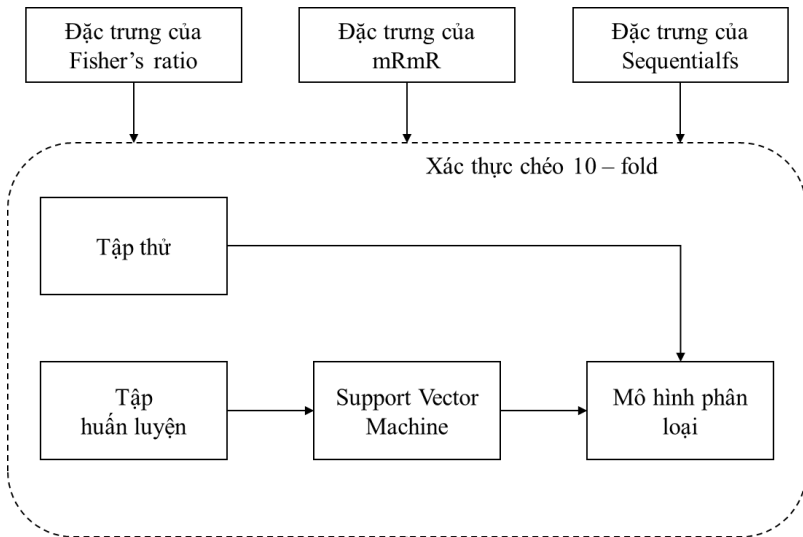
Sau khi trích xuất đặc trưng, tín hiệu điện não một người tham gia trích xuất được 51 đặc trưng. Số lượng đặc trưng thu được như vậy là quá nhiều, dẫn đến sẽ chứa các đặc trưng dư thừa. Các đặc trưng dư ra có thể không mang thông tin cần thiết cho đặc điểm phân loại hoặc là nhiễu. Những dữ liệu đó cho hết vào bộ máy học sẽ gây over-fit thuật toán, từ đó làm phức tạp mô hình phân loại và hiệu suất của mô hình sẽ giảm. Vì vậy, việc chọn ra đặc trưng quan trọng là cấp thiết và sẽ giải quyết được vấn đề này.

Bộ chọn lọc đặc trưng sẽ chia thành 3 hướng chính: filter-based, wrapper based và embedded methods. Phương pháp filter-based sẽ xếp hạng các đặc trưng trước khi cho vào bộ phân loại, nó được ví như bộ tiền xử lý trước khi vào máy học. Bảng xếp hạng sẽ xếp theo chiều cao tới thấp những đặc trưng liên quan nhất tới đặc điểm phân loại được quan tâm. Phương pháp tiếp theo là wrapper based, đó là phương pháp đơn giản nhưng còn thô, chưa tinh chỉnh. Nó áp dụng trực tiếp

kết quả phân loại của máy học để lựa chọn đặc trưng. Vì máy học đã là một thuật toán hoàn hảo trong việc dự đoán và được tích hợp vào rất nhiều phần mềm lập trình. Khi áp dụng máy học để kiểm tra đặc trưng thì khi đưa các đặc trưng đó vào lại chính bộ phân loại sẽ cho ra kết quả tốt nhất. Phương pháp cuối cùng là embedded, nó kết hợp phương pháp lựa chọn đặc trưng với learning algorithm. Thiết kế của phương pháp kết hợp chặt chẽ với một learning algorithm, vì thế nó khá hạn chế trong việc sử dụng máy học.

Mục tiêu chính của luận án này là khảo sát hiệu quả chọn lọc đặc trưng lần lượt của 3 thuật toán Fisher's ratio, mRmR và hàm Sequentialf của Matlab cho bộ dữ liệu ES-EDF. Thuật toán Fisher's ratio và mRmR đã được nghiên cứu này áp dụng cho nghiên cứu trước, đó là hai phương pháp chọn lọc đơn giản, không tốn nhiều tài nguyên máy tính. Trong 3 bộ chọn lọc đặc trưng này, Fisher's ratio và mRmR thuộc vào mảng filter-based, Sequentialf thuộc vào hướng wrapper based. Luận án áp dụng 3 bộ lựa chọn này và kiểm tra đầu ra bộ phân loại, xem xét bộ lựa chọn nào là tối ưu nhất. Phương pháp chọn lựa đặc trưng tối ưu sử dụng các thông số Fisher's ratio và mRmR đã được công bố ở bài báo đăng tạp chí Applied Sciences (Q2): *Nguyen Tran Duc Minh, Le Quoc Khai et al. Evaluating the Motor Imagery Classification Performance of a Double-Layered Feature Selection on Two Different-Sized Datasets, Applied Science, 2021.*

Sơ đồ phân loại tổng quát



Hình 4.1 Sơ đồ khối quy trình phân loại dựa vào thuật toán Support Vector Machine

Ba bộ đặc trưng được chọn từ ba thuật toán lựa chọn đặc trưng sẽ phân loại độc lập với nhau. Ở khối phân loại này (Hình 4.1), phương pháp xác thực chéo 10 – fold được áp dụng để cải thiện kết quả phân loại. Một bộ đặc trưng sẽ chia thành 2 tập huấn luyện và tập thử, sau đó tập huấn luyện sẽ được dùng để huấn luyện mô hình phân loại, còn tập thử sẽ được dùng để kiểm tra khả năng phân loại của mô hình. Từ 51 đặc trưng ban đầu, qua các bước chọn lọc đặc trưng như đã nêu, nghiên cứu đã chọn ra và giữ lại 35 đặc trưng quan trọng có vai trò quyết định trong việc phân loại các giai đoạn giấc ngủ sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh.

4.2 Kết quả phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu đa ký:

Tín hiệu thô thu nhận từ thiết bị khi đo dữ liệu thực tế tại phòng thí nghiệm và các dữ liệu sử dụng bộ dữ liệu EDF sẽ đi qua khối tiền xử lý. Tín hiệu sau quá trình tiền xử lý sẽ được áp dụng quy trình phân loại để xác định được sự xuất

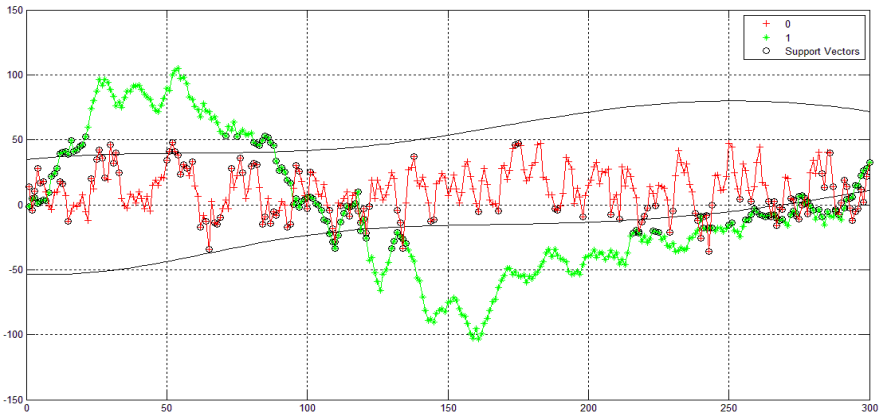
hiện của sóng Alpha, Beta, Theta, Delta, Slow waves trong 1 epoch bất kỳ, chi tiết trong bản toàn văn của Luận án.

Các kết quả lọc nhiễu EOG ra khỏi tín hiệu điện não EEG và lọc nhiễu cho tín hiệu đa ký trong nội dung này của Luận án được đã được công bố ở bài báo đăng tạp chí IFMBE Proceedings thuộc SCOPUS: *Quoc Tuong Minh, Khai Le Quoc et al. A Selective EOG Removal Method for EEG Signals: The Multi-thresholding Technique, IFMBE Proceedings, 2021*; và bài báo *Minh Bao Pham, Quoc Khai Le et al. Pre-processing Block Design for the Electroencephalography Signal by Using Notch Filter and Blind Source Separation Technique, IFMBE Proceedings, 2021*.

4.3 Kết quả phân tích vi sóng:

Nhân dạng phức bộ K (K-complex)

Để xây dựng được đường phân tách, thuật toán SVM cần một dữ liệu mẫu để nhận dạng các đặc trưng khác biệt giữa các dạng sóng khác nhau. Do vậy, trước tiên ta chọn một đoạn K-complex với các đặt trưng cơ sở nhất.



Hình 4.8 Dữ liệu chuẩn dùng để huấn luyện

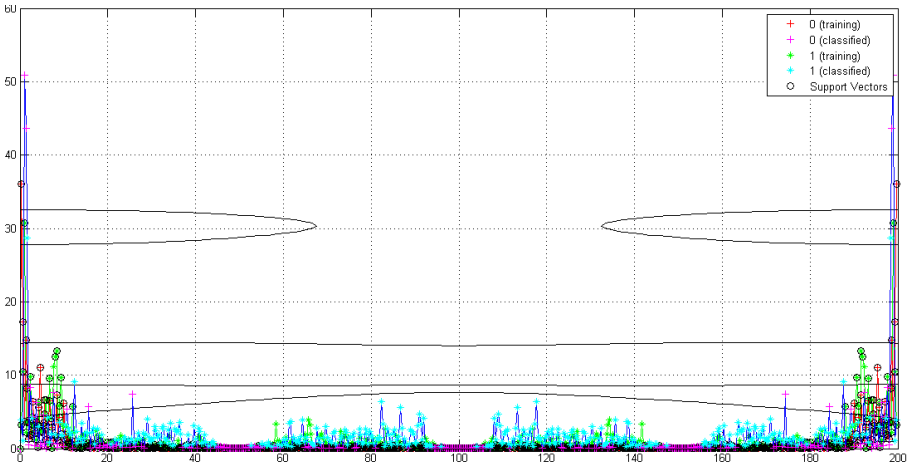
Nhân dạng vi thức tỉnh (Arousal)

Tất cả các tín hiệu sử dụng trong chương trình gồm vi thức tỉnh và sóng nền dùng trong huấn luyện và các dữ liệu cần phân tích được biến đổi sang miền tần

số bằng phương pháp Fourier. Vì thức tính có năng lượng lớn hơn, tách biệt hẳn so với sóng nền. Dựa vào sự khác biệt này, phương pháp SVM xây dựng đường phân tách ở 2 lớp sóng ngủ.

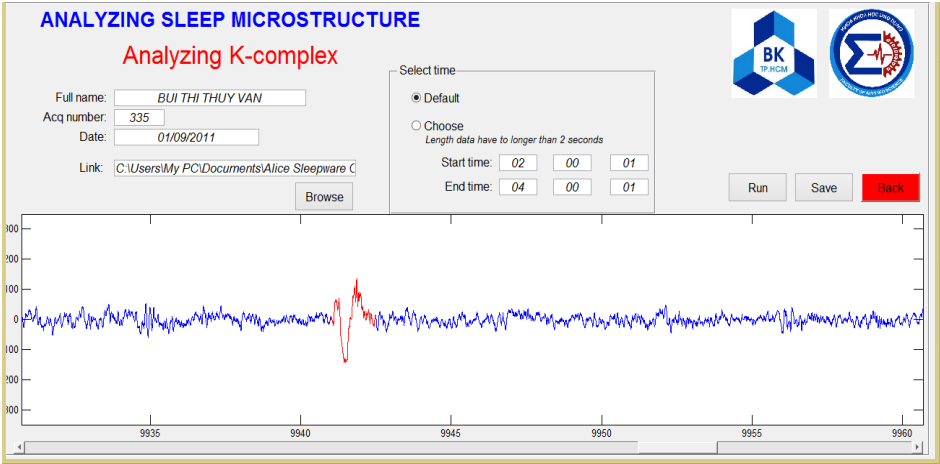
Hình 4.10 Kết quả huấn luyện Arousal

Qua quá trình thử nghiệm, đánh giá, ngưỡng giá trị tốt nhất cho hệ số là 61%.

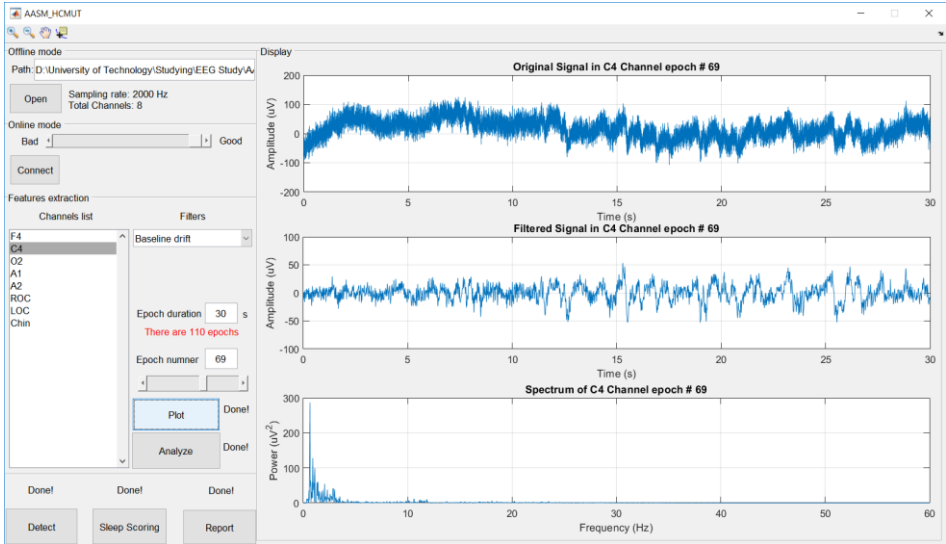


Kết quả nội dung phân tích và nhận diện vi sóng trong nội dung này của Luận án đã được công bố ở bài báo đăng tạp chí IFMBE Proceedings thuộc SCOPUS: Quoc Khai Le, Quang Linh Huynh et al. Analyzing sleep microstructure by using Support Vector Machine, IFMBE Proceedings, 2017.

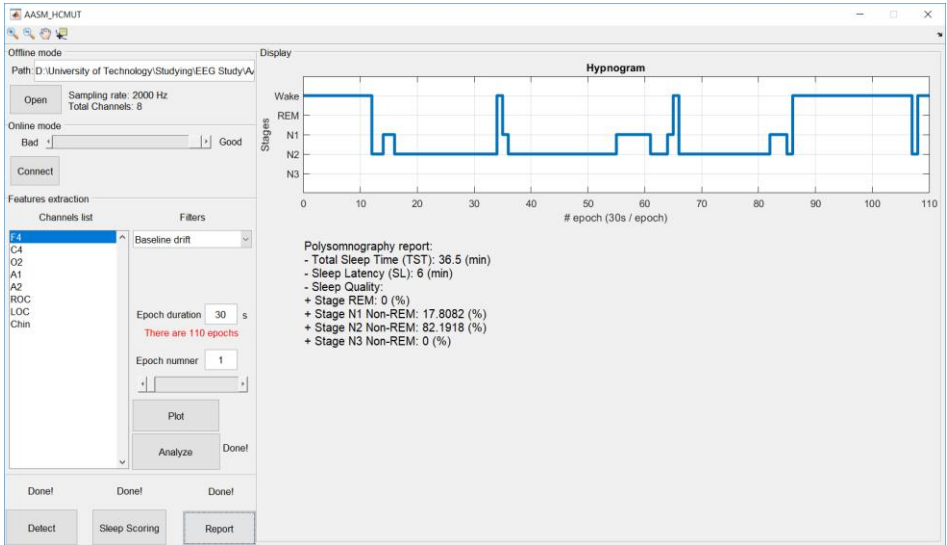
Khối chức năng này được xây dựng trên GUIDE (Graphical User Interface Design Environments) của Matlab có khả năng đóng gói và sử dụng chương trình như một ứng dụng độc lập.



Hình 4.13 Giao diện phân tích vi sóng



Hình 4.14 Giao diện của chương trình trong khối hiển thị bao gồm tính năng: hiển thị dữ liệu gốc, dữ liệu sau xử lý và dữ liệu phân tích phổ năng lượng.



Hình 4.15 Giao diện chính của chương trình trong vẽ đồ thị các giai đoạn giấc ngủ theo thời gian (hypnogram) và các thông số đánh giá chất lượng giấc ngủ.

Kết quả phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu đa ký trong nội dung này của Luận án đã được công bố ở bài báo đăng tạp chí Science & Technology Development Journal: *Le Quoc Khai, Huynh Quang Linh et al. Improvement implementation a software to analysis polysomnography signal, Science & Technology Development Journal, 2015.*

4.4 Kết quả phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh

Nội dung này trong luận án tập trung vào việc thể hiện những kết quả đạt được khi sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh để phân tích cấu trúc giấc ngủ thông qua việc so sánh những kết quả phân tích với kết quả đạt được từ việc sử dụng tín hiệu đa ký giấc ngủ thông thường. Bên cạnh đó, với việc sử dụng nhiều bộ dữ liệu khác nhau, nghiên cứu xác định trọng tâm là kết quả đạt được phải có độ tương đồng cao tương tự như các nghiên cứu đã có cùng định hướng và phải khắc phục được một số nhược điểm còn tồn đọng. Một trong những tiêu chí để đánh giá mà cũng là mục tiêu chính trong luận án đề ra là xác định và tăng độ chính

xác của việc nhận diện, phân loại được trạng thái N1 rất dễ nhầm lẫn với các giai đoạn khác.

4.4.1 Đánh giá kết quả phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu đa kỹ và tín hiệu điện não đơn kênh

Bảng 4.6 Sử dụng kênh Fpz-Cz

Kết quả phân loại của chuyên gia							
Kết quả ghiên cứu		W	N1	N2	N3	REM	Sensit ivity
	W	7564 54.33 %	65 0.47 %	44 0.32 %	3 0.02 %	105 0.75 %	97.21 %
	N1	44 0.32 %	269 1.93 %	46 0.33 %	0 0.00 %	33 0.24 %	68.62 %
	N2	64 0.46 %	32 0.23 %	2998 21.53 %	203 1.46 %	150 1.08 %	86.97 %
	N3	32 0.23 %	0 0.00 %	155 1.11 %	680 4.88 %	2 0.01 %	78.25 %
	REM	18 0.13 %	0 0.00 %	40 0.29 %	101 0.73 %	1274 9.15 %	88.90 %
	Specif icity	97.95 %	73.50 %	91.32 %	68.90 %	81.46 %	<u>91.83 %</u>

Bảng 4.7 Sử dụng kênh Pz-Oz

Kết quả phân loại của chuyên gia							
Kết quả ghiên cứu		W	N1	N2	N3	REM	Sensit ivity
	W	7531 54.09 %	67 0.48 %	41 0.29 %	2 0.02 %	123 0.88 %	97.00 %
	N1	45 0.32 %	256 1.84 %	64 0.46 %	0 0.00 %	30 0.22 %	68.62 %
	N2	60 0.43 %	32 0.23 %	2978 21.39 %	203 1.46 %	133 0.96 %	87.43 %
	N3	43 0.31 %	0 0.00 %	122 0.88 %	720 5.17 %	4 0.03 %	80.99 %
	REM	17 0.12 %	0 0.00 %	25 0.18 %	101 0.73 %	1325 9.52 %	90.26 %
	Specif icity	97.86 %	72.11 %	92.20 %	70.18 %	82.04 %	<u>92.01 %</u>

Nhận xét chung: Dựa trên kết quả thống kê đạt được của nghiên cứu khi áp hình phân tích cấu trúc giấc ngủ chia nhỏ thành 5 trạng thái theo tiêu chuẩn ASSM 2007 sử dụng 2 kênh điện não FpzCz và PzOz cho bộ dữ liệu Physionet có thể thấy rõ sự hiệu quả của việc sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh. Tuy áp dụng tín hiệu PzOz cho độ chính xác tổng thể của kết quả là cao hơn khi sử dụng kênh FpzCz, nhưng điểm đặc biệt quan trọng là cải thiện độ chính xác trong việc phân loại được trạng thái N1. Đây là trạng thái của giấc ngủ không chuyển động mắt nhanh và với việc thiếu vắng điện cực ở thùy chẩm và kênh điện mắt, xác định được các đặc trưng quan trọng của N1 thực sự là một thách thức đối với mảng nghiên cứu này. Dựa trên những kết quả đạt được, nghiên cứu đề xuất hướng sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh mà đặc biệt có sử dụng vị trí điện cực trước trán tương tự như kênh Fp. Đây là vị trí có thể thu nhận được các đặc trưng thay thế quan trọng cho những chuyển động mắt chậm SEM và sự thay thế tỷ lệ sóng Alpha bởi Theta chiếm ưu thế.

4.4.2 Đánh giá kết quả phân tích cấu trúc giấc ngủ sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh

So sánh kết quả nghiên cứu với các nhóm nghiên cứu đã có:

Bảng 4.8 Kết quả phân thành 6 trạng thái

Nhóm nghiên cứu	S1
Doroshenkov et al. [44]	4.84%
Zhu et al. [37]	15.8 %
Liang et al. [33]	18.75 %
Liang et al. [45]	30 %
Vural et al. [46]	33.70 %
Ronzhina et al. [47]	36.17 %
Hsu et al. [48]	36.70 %
A. R. Hassan et al. [29]	37.42 %
Hassan and Bhuiyan [39]	42.05 %
Z. Mousavi [30]	67.80 %
Nghiên cứu của luận án	68.05 %

Bảng 4.9 Kết quả phân thành 5 trạng thái

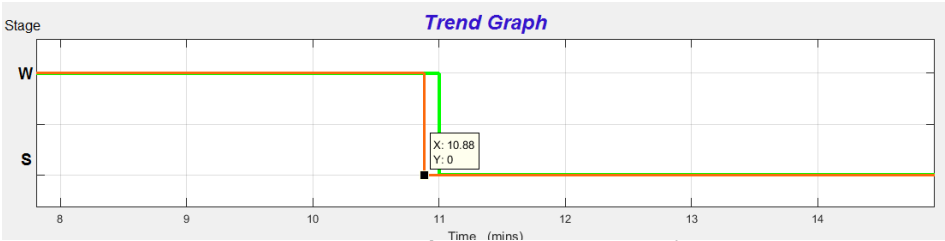
Nhóm nghiên cứu	N1
Zhu et al. [37]	15.8 %
Liang et al. [33]	18.75 %
Liang et al. [45]	30 %
Hsu et al. [48]	36.70 %
A. R. Hassan et al. [29]	38.74 %
Z. Mousavi [30]	67.80 %
Nghiên cứu của luận án	68.62 %

Với mục tiêu tìm ra những điểm tương đồng so với các nghiên cứu đã có, luận án đạt mục tiêu phân tích cấu trúc giấc ngủ dựa trên 2 nền tảng tiêu chuẩn là R&K (phân làm 6 trạng thái khi chia tách S3 và S4) cùng ASSM 2007 (phân tích 05 trạng thái và gộp trạng thái S3 và S4 thành N3). Kết quả đạt được là độ chính xác 68.05 % đến 68.62%. Đây là tiêu chí quan trọng để hướng đến việc áp dụng mô hình xử lý của luận án để dùng trong các nghiên cứu ứng dụng liên quan đến giấc ngủ sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh.

Khi so sánh về tổng thể nghiên cứu với các nghiên cứu tương tự về việc áp dụng tín hiệu điện não đơn kênh trong phân tích cấu trúc giấc ngủ có thể thấy chỉ số Cohen Kappa đạt 0,8 là ngưỡng tương đồng chấp nhận được. Vì vậy điện não đơn kênh không chỉ có thể thay thế được tín hiệu đa ký giấc ngủ trong việc ứng dụng để phân loại các trạng thái, cấu trúc đặc trưng của giấc ngủ mà còn có thể được sử dụng với những ưu điểm vượt trội về mặt xử lý cũng như tiết kiệm năng lượng cho thiết bị sử dụng ít điện cực để theo dõi và giám sát liên tục. Đây là định hướng quan trọng đặt ra trong mục tiêu nghiên cứu của luận án này.

4.5 Kết quả xác định thời điểm chuyển trạng thái giấc ngủ (Sleep Onset)

Tín hiệu sau khi trải qua quá trình tiền xử lý sẽ áp dụng quy trình 2 bước phân loại như đã nêu ở phần trên. Chi tiết về quá trình từng bước thực hiện và kết quả cuối cùng sẽ được trình bày dưới đây.



Hình 4.32 Kết quả xác định cụ thể

Nhận xét: Theo như kết quả ở trên ta thấy thời điểm chuyển trạng thái cụ thể khi xét theo thời gian xảy ra sớm hơn so với việc xác định theo epoch. Bước này giúp ta thu nhận được thời điểm bước chuyển chính xác hơn theo thời gian giúp ích khá nhiều cho việc chính xác hóa quá trình phân loại và có giá trị lớn cho việc tiến tới phân tích dữ liệu theo thời gian thực.

Tín hiệu tại thời điểm chuyển được vẽ lại trên khối Waveforms/Spectrum của chương trình cùng tín hiệu quan sát trên cửa sổ chương trình EEG Viewer (Hình 4.32). Nhìn trên đồ thị có thể thấy tín hiệu bắt đầu giãn dần ra, sóng Alpha giảm và mất đi dần cho đến thời điểm chuyển trạng thái, thay vào sóng Alpha là các sóng chậm hơn (2 – 7 Hz).

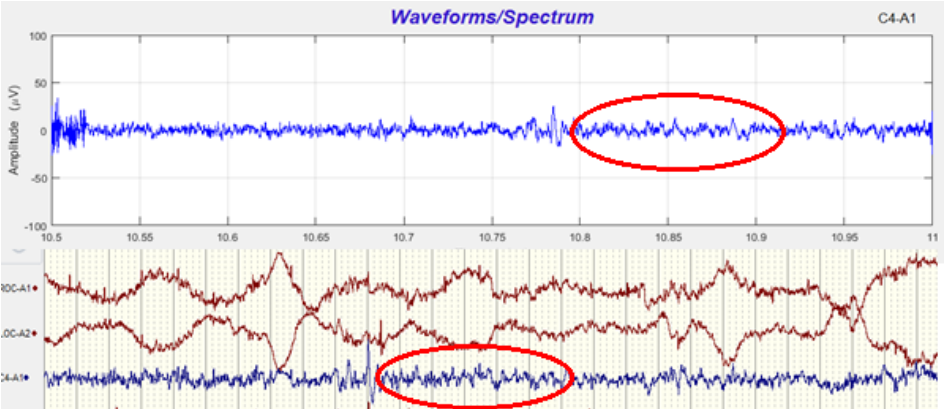
➔ Theo như kết quả ở trên thì ở dữ liệu PSG005_LHT chương trình hoàn toàn xác định được thời điểm chuyển trạng thái từ thức sang ngủ.

➔ **Nhận xét chung:** từ 3 kết quả trên ta thấy kết quả thu được từ chương trình của nghiên cứu và kết quả của công cụ trên EEG Viewer cho ra thời điểm chuyển SO khá gần nhau. Ở 2 mẫu sau thì chênh lệch giữa 2 chương trình là khá nhỏ, chỉ tầm từ 2 đến 3 giây; ở mẫu đầu thì có sự chênh lệch khá lớn, nguyên nhân xác định ban đầu là do: đây là đối tượng thực nghiệm đầu tiên, điều kiện cơ

sở vật chất phòng thí nghiệm lúc này có khá nhiều muối, ảnh hưởng đến giấc ngủ đồng thời cũng do hạn chế trong xử lý của chương trình do nghiên cứu xây dựng.

Hình 4.33 Tín hiệu trên cửa sổ chương trình và cửa sổ EEG Viewer

Những kết quả của quá trình xác định thời điểm chuyển trạng thái từ thức



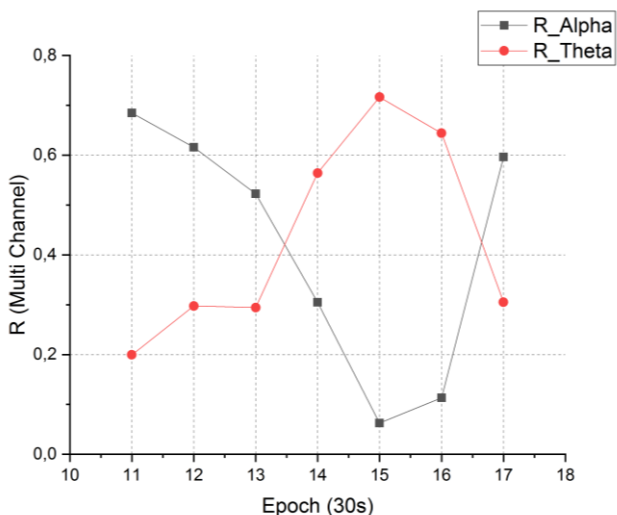
sang ngủ (Sleep Onset – SO) trong nội dung này của Luận án được đã được công bố ở bài báo đăng tạp chí IFMBE Proceedings thuộc SCOPUS: Le Quoc Khai, Huynh Quang Linh et al. Sleep Onset Detection using The Low-Cost Emotiv EPOC Neuroheadset”, IFMBE Proceedings, 2018 và bài báo đăng tạp chí Phát triển Khoa học và Công nghệ: Lê Quốc Khải, Huỳnh Quang Linh và các cộng sự, Phát hiện thời điểm chuyển trạng thái từ thức sang ngủ ở người trưởng thành, Tạp chí Phát triển Khoa học và Công nghệ, 2017.

4.6 Kết quả nghiên cứu ngủ gật sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh

4.6.1 Phát hiện nhanh trạng thái ngủ gật bằng tín hiệu điện não

Khi so sánh tín hiệu điện não, điện cơ cằm và điện mắt trong việc phát hiện trạng thái ngủ gật như với hai nghiên cứu đi trước, điện não mang lại sự phát hiện kịp thời. Để khẳng định thêm về kết quả trên và áp dụng cho sự phù hợp của đề tài, nghiên cứu này tiến hành thực nghiệm trên sự mô tả trạng thái lái xe.

Thực nghiệm đo tín hiệu điện não và điện cơ cằm theo đạo trình Fp1, Fp2, A1, A2, Chin, Ref, GND.



Hình 4.45 Biểu diễn Tỷ số năng lượng phổ công suất của sóng Alpha và Theta từ epoch 11 đến epoch 17 của đạo trình điện não đa kênh

Theo Hình 4.45, tín hiệu điện não thể hiện rõ sự chuyển giao giữa trạng thái thức – ngủ và để cùng tham chiếu với điện cực cơ cảm. Dữ liệu được phân tích theo công thức 3.53 trên từng epoch tương đương tín hiệu điện não đã phân tích. Kết quả phân tích theo Bảng 4.11.

Bảng 4.11 Tỷ số năng lượng R của sóng alpha và theta đạo trình đa kênh và biên độ bình phương trung bình điện cơ cảm EMG

Epoch	EEG		EMG
	R_alpha	R_theta	$\overline{A^2}(mV^2)$
11	0,68471	0,19951	945,9973
12	0,61590	0,29742	901,3735
13	0,52253	0,29430	878,9432
14	0,30460	0,56407	510,2802
15	0,06266	0,71645	571,1761
16	0,11313	0,64392	623,6782
17	0,59627	0,30513	707,3443

Bảng 4.11, biểu diễn tại thời điểm chuyển giao ở epoch 13 sang epoch 14, $R\alpha$ (13) = 0,52253 (hơn 50% epoch) giảm còn 0,30460 tại epoch 14 và $R\theta$ (13)

= 0,29430 tăng lên 0,56407 tại epoch 14. Tương đương đó, trương lực cơ cầm cũng giảm được đặc trưng bởi biên độ bình phương trung bình, tại epoch 13 $\overline{A^2}=878,9432$ (mV^2) giảm còn $\overline{A^2}=510,2802$ (mV^2) tại epoch 14.

4.6.2 Phân tích tín hiệu điện não đơn kênh trong trạng thái ngủ gật

Sau khi xác định được tín hiệu điện não phù hợp cho việc cảnh báo kịp thời và chính xác đối với thời điểm chuyển giao trạng thái thức – ngủ ở giai đoạn 1 thì giai đoạn 2 của quá trình phân tích kết quả nghiên cứu được thể hiện qua việc so sánh tín hiệu điện não đa kênh và đơn kênh trên cùng một mẫu đo. Có 2 trường hợp điện cực mà nghiên cứu sẽ thực hiện xuyên suốt: Trường hợp 1: điện cực kênh Fp với các đạo trình đa kênh và đơn kênh tương ứng. Trường hợp 2: điện cực kênh O với các đạo trình đa kênh và đơn kênh tương ứng

Mỗi trường hợp nghiên cứu sẽ phân tích tối thiểu 2 mẫu đo để làm cho kết quả mang tính khách quan hơn khi phân tích

Bảng 4.19: Bảng tổng số liệu các mẫu đo theo đạo trình Fp1-A2 so với đạo trình đa kênh (theo hệ số κ)

STT	Mẫu đo	Hệ số κ trong thời gian thực nghiệm	Hệ số κ tại thời điểm ngủ gật
1	SCDozeFP_NNT_0603	0,84	0,98
2	SCDozeFP_HTDT_0603	0,92	1
3	SCDozeFP_NVT_1403	0,81	0,91
4	SCDozeFP_PVĐ_2003	0,87	0,97
5	SCDozeFP_VHM_2203	0,96	1
6	SCDozeFP_HHĐ_2703	0,86	0,96
7	SCDozeFP_NNT_2703	0,97	1

Theo bảng 4.19, hệ số κ của các mẫu đo theo đạo trình Fp1-A2 so với đạo trình đa kênh dao động từ 0,81 – 0,97 trong thời gian thực nghiệm và từ 0,91

đến 1 ở tại thời điểm ngủ gật, điều này cho thấy sự tương đồng cao của tín hiệu đơn kênh và đa kênh

Bảng 4.20: Bảng tổng số liệu các mẫu đo theo đạo trình O1-Ref so với đạo trình đa kênh (theo hệ số κ)

STT	Mẫu đo	Hệ số κ trong thời gian thực nghiệm	Hệ số κ tại thời điểm ngủ gật
1	SCDozeO_NNT_2003	0,94	1
2	SCDozeO_HTDT_2203	0,86	0,96
3	SCDozeO_VHM_0304	0,84	1
4	SCDozeO_NVT_0304	0,83	0,92

Theo bảng 4.20, hệ số κ của các mẫu đo theo đạo trình O1-Ref so với đạo trình đa kênh dao động từ 0,83 – 0,94 trong thời gian thực nghiệm và từ 0,92 đến 1 ở tại thời điểm ngủ gật. Các hệ số κ thỏa điều kiện tương đồng của các mẫu

Kết quả của luận văn đã chứng minh được ở trường hợp cảnh báo ngủ gật thì việc lựa chọn tín hiệu điện não thay vì điện cực cắm sẽ chiếm ưu thế hơn vì thuận tiện hơn cho đối tượng đo. Từ bảng 4.19 và bảng 4.20, hệ số κ của tín hiệu điện não đơn kênh so với tín hiệu điện não đa kênh $> 0,8$ trong suốt quá trình thực nghiệm và tại thời điểm ngủ gật có hệ số $\kappa > 0,9$ với độ tin cậy 95%.

Những kết quả của quá trình xác định trạng thái ngủ gật trong nội dung này của Luận án được đã được công bố ở bài báo đăng tạp chí IFMBE Proceedings thuộc SCOPUS: *Pham Thi Tram Anh, Quoc Khai Le et al. Application of Portable EEG Device in Detection and Classification Drowsiness by Support Vector Machine, IFMBE Proceedings, 2018* và bài báo đăng tạp chí: *Quoc Khai Le, Quang Linh Huynh et al. Studying DOZE-OFF in student using ELECTROENCEPHALOGRAPHY system, Science & Technology Development Journal - Engineering and Technology (STDJ-ET), 2021.*

CHƯƠNG 5 KẾT LUẬN

5.1 Các kết quả chính của luận án

Quá trình thực hiện luận án đã giúp tôi đưa ra được một số kết quả mới nổi bật:

1. Kết quả nghiên cứu cho thấy sự phù hợp của việc sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh để phân tích cấu trúc giấc ngủ ở người trưởng thành, đặc biệt là nhận biết giai đoạn N1.
2. Các kết quả phân tích cấu trúc vi thể của giấc ngủ khẳng định sự phù hợp của phương pháp phân loại các trạng thái giấc ngủ, đồng thời giúp xác định chính xác các giai đoạn chuyển pha của từng trạng thái; đặc biệt là trạng thái chuyển từ thức sang ngủ (SO).
3. Kết quả phân tích cấu trúc giấc ngủ kết hợp nền tảng sử dụng tín hiệu đa ký và phát triển sử dụng tín hiệu điện não đơn kênh đặc biệt phù hợp cho nghiên cứu ngủ gật và các ứng dụng liên quan.

5.2 Các đóng góp khoa học của luận án

1. Tín hiệu điện não đơn kênh hoàn toàn phù hợp để phân tích cấu trúc giấc ngủ ở người trưởng thành.
2. Phân tích cấu trúc vi thể là cần thiết và quan trọng để xác định chính xác từng trạng thái giấc ngủ và thời điểm chuyển pha giữa các trạng thái.

5.3 Hướng phát triển của luận án

1. Từ những kết quả đạt được khi phân tích tín hiệu điện não đơn kênh cho thấy những hướng nghiên cứu ứng dụng phù hợp với loại tín hiệu này mà đặc biệt trong việc kết hợp với việc phát triển hệ thống phần cứng sử dụng tín hiệu đơn kênh, ít xâm lấn.
2. Từ những đặc trưng của cấu trúc đại thể và vi thể của giấc ngủ có thể phát triển thêm hướng nghiên cứu không sử dụng các đặc trưng khi phân tích tín hiệu thô sử dụng thuật toán học sâu.