# Chương 3 THU THẬP DỮ LIỆU VÀ TIỀN XỬ LÝ TÍN HIỆU EEG

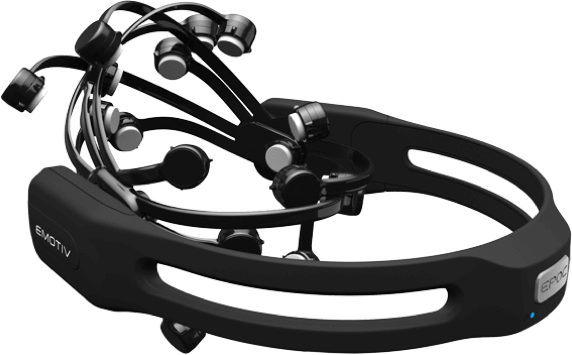
Chương này trình bày về hệ thống giao tiếp máy tính não, các phương pháp thu tín hiệu điện não bằng máy thu Emotiv Epoc+. Tiến hành thu thập dữ liệu và thực hiện tiền xử lý cho các tín hiệu của các thí nghiệm thực hiện trong đề tài.

## 3.1. Thu thập dữ liệu

Trong phần này sẽ mô tả về phương pháp thu tín hiệu bằng máy Emotiv Epoc+, thiết bị sử dụng để thu dữ liệu các hoạt động của não theo công nghệ EEG [6] và tiến hành thu thập dữ liệu các thí nghiệm thực hiện trong đề tài.

### 3.1.1. Giới thiệu máy Emotiv Epoc+

Thiết bị thu tín hiệu EEG được sử dụng trong đề tài là máy Emotiv Epoc+ có ảnh thực tế ở hình 3.1.



Hình 3.1: Máy đo Emotiv Epoc+

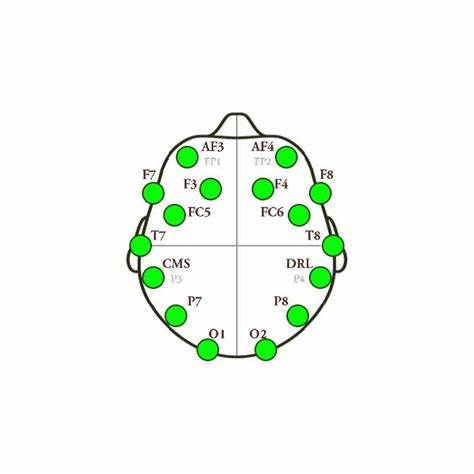
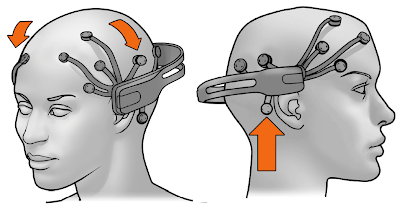
Máy Emotive Epoc+ hỗ trợ đo 14 kênh: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4. Thời gian kết nối và đo nhanh chóng bằng bluetooth, kết nối với máy tính qua đầu thu USB không cần cài đặt driver.

Dữ liệu được thu thập với tốc độ lấy mẫu 128 mẫu/giây (tần số tín hiệu nội 2048 Hz). Tín hiệu thu được từ các điện cực sẽ được đưa về bộ chuyển đổi ADC. Ngõ ra của ADC là dữ liệu 24 bit được truyền tới bộ nhận USB bằng Bluetooth kết nối và truyền dữ liệu tới máy tính. Các tín hiệu thu được là tín hiệu thô và được chia theo các kênh theo các điện cực [14].

### 3.1.2. Các bước thu tín hiệu bằng máy Emotiv Epoc+

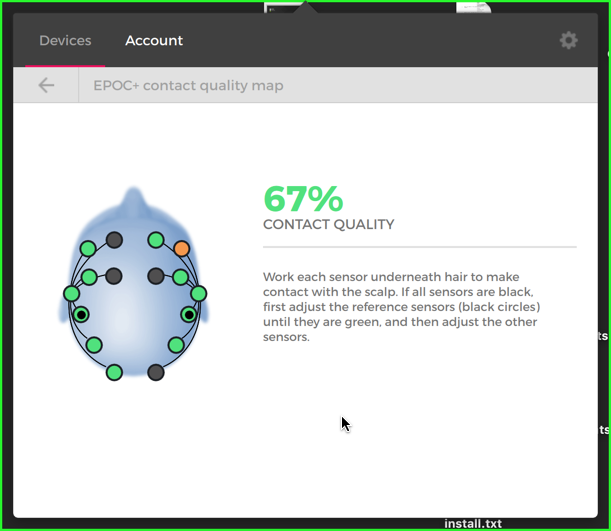
Để đo tín hiệu điện não, máy Emotiv Epoc+ được gắn lên đầu để các điện cực có thể tiếp xúc với da đầu. Các bước thu thập tín hiệu điện não:

* Đội máy đo lên đầu người thí nghiệm, chỉnh lại các điện cực để các điện cực có thể tiếp xúc với da đầu. Như hình 3.2.



Hình 3.2: Vị trí đội máy đo trên đầu người thí nghiệm và vị trí của các điện cực tương ứng với tên của từng điện cực

Kiểm tra khả năng kết nối của các điện cực bằng phần mềm EmotivBCI có biểu tượng trên màn hình windows sau khi cài đặt như hình 3.3.



Hình 3.3: Giao diện của EmotivBCI giúp kiểm tra hiệu quả kết nối và biểu tượng phần mềm EmotivBCI

Kiểm soát kết nối của các cảm biến thông qua UI của phần mềm EmotivBCI, cần nhỏ gel vào lỗ giữ điện cực và dùng tay chỉnh sửa vị trí để các điện cực có thể tiếp xúc tốt nhất với da đầu (điểm tương ứng với các điện cực trên UI của phần mềm trong hình 3.3 chuyển sang màu xanh lá cây), tất cả các tín hiệu điện cực phải chuyển sang màu xanh lá cây (độ ổn định kết nối đạt 100%) thì có thể bắt đầu đo tín hiệu EEG [14].

### 3.1.3. Thu thập tín hiệu EEG

#### 3.1.3.1. Protocol

Tín hiệu EEG thu được với tần số lấy mẫu là 128 SPS. Với các tính năng được hỗ trợ bởi thiết bị đo Emotiv Epoc+, các tín hiệu được chọn để lấy dữ liệu là các điện cực được đặt ở phần trước trán sẽ có sự thay đổi điện áp lớn nhất khi có các hoạt động liên quan đến mắt như nháy mắt hoặc các chuyển động khác liên quan đến mắt [12]. Các điện áp này là AF3, AF4, F7 và F8 tương ứng với AF3 và F7 sẽ thể hiện cho mức điện áp của các hoạt động của mắt trái, AF4 và F8 cũng tương tự như vậy cho thí nghiệm nháy mắt phải [15].

Dữ liệu thu thập bằng máy EmotivEpoc+ được thu thập trên 20 đối tượng là các sinh viên của đại học Sư Phạm Kỹ Thuật thành phố Hồ Chí Minh.

Các đối tượng này hiểu rõ được yêu cầu thí nghiệm và đồng ý tiến hành thí nghiệm. Các đối tượng sẽ thực hiện nhiệm vụ đầu tiên là nháy mắt tại phòng thí nghiệm điện tử công nghiệp y sinh của khoa Điện – Điện tử, đại học Sư Phạm Kỹ Thuật thành phố Hồ Chí Minh.

Các đối tượng sẽ thực hiện 2 thí nghiệm nháy mắt (mở mắt và nhắm mắt). Nhiệm vụ đầu tiên, đối tượng mở mắt trong 30s sau đó cứ 5s sẽ nháy mắt trái 1 lần trong 30s tiếp theo. Nhiệm vụ thứ 2, đối tượng sẽ mở mắt trong 30s sau đó cứ 5s sẽ nháy mắt phải 1 lần trong 30s tiếp theo.

Các giao thức được trình bày như dưới đây.

Thí nghiệm nháy mắt trái:

|  |  |
| --- | --- |
| Ngồi im 30s | Nháy trái mắt 5s 1 lần trong 30s |

Thí nghiệm nháy mắt phải:

|  |  |
| --- | --- |
| Ngồi im 30s | Nháy phải mắt 5s 1 lần trong 30s |

Dữ liệu được thu thu thập với tốc độ lấy mẫu là 128Hz, dữ liệu thu được được lưu dưới dạng file .csv và được đem xử lý cho tất cả các chương trình phía sau.

Số lượng tín hiệu thu được là 140 tín hiệu từ các điện cực AF3, F7, AF4, F8 trong đó nháy mắt trái là 80 tín hiệu và nháy mắt phải là 60. Trong tổng số tín hiệu này thì 70% sẽ được dùng cho tập training và 30% trong tổng số tín hiệu sẽ được dùng trong tập test. Nội dung sẽ được trình bày rõ hơn trong chương 4.

#### 3.1.3.2. Tín hiệu thô thu được

Tín hiệu được thu đồng thời tại 14 kênh khi thực hiện thí nghiệm nháy mắt trái và nháy mắt phải, 4 điện cực liên quan tới các thí nghiệm được sử dụng là AF3, F7, AF4, F8.



Hình 3.4: Tín hiệu EEG thu được của giao thức nháy mắt trái tại các điện cực AF3, F7, AF4, F8

Các tín hiệu EEG thô thu được từ các thí nghiệm được miêu tả qua các hình 3.4 và 3.5. Các tín hiệu thu được chứa thành phần nhiễu, do đó loại bỏ nhiễu/làm trơn tín hiệu là bước cần thiết trước khi lấy đó làm dữ liệu ngõ vào cho mạng nơ-ron để huấn luyện và nhận dạng [16].



Hình 3.5: Tín hiệu EEG thu được của giao thức nháy mắt phải tại các điện cực AF3, F7, AF4, F8

## 3.2. Xử lý tín hiệu

### 3.2.1. Lý thuyết về bộ lọc Savitzky-Golay

Tín hiệu EEG thu được x(n)

Bộ lọc **Savitzky-Golay**

Tín hiệu EEG sau khi làm trơn y(n)

Hình 3.6: Sơ đồ khối của hệ thống lọc nhiễu

Trong quá trình thu thập dữ liệu, tín hiệu bị ảnh hưởng rất nhiểu bởi nhiễu. Do ảnh hưởng của nhiễu làm cho việc phân tích tín hiệu EEG trở nên khó khăn. Vì vậy, việc lọc nhiễu và tách lấy tín hiệu mong muốn là rất cần thiết. Phương pháp được sử dụng trong đề tài là làm trơn tín hiệu dụng bộ lọc Savitzky-Golay để loại bỏ các thành phần tín hiệu không mong muốn, các bước được mô tả trong hình 3.6.

Tín hiệu EEG thu được bị nhiễu rất lớn do các yếu tố ngoại vi như nhiễu do đầu thu, tóc, da nhờn của các người thí nghiệm, do đó lọc nhiễu là bước quan trọng trước khi phân tích tín hiệu. Một bộ lọc Savitzky-Golay được sử dụng ng kỹ thuật dịch chuyển trung bình được sử dụng để loại bỏ để loại bỏ các thành phần nhiễu [15].

Bộ lọc Savitzky-Golay đáp ứng xung hữu hạn hay còn gọi là bộ làm phẳng theo đa thức (smoothing filter) hoặc bộ lọc bình phương tối thiểu là dạng tổng quát của bộ lọc trung bình FIR. Một cách tổng quát, ta có thể tính được một đa thức có bậc d bất kỳ để thực hiện làm phẳng dữ liệu có chiều dài N trong x, với điều kiện . Nó được thay thế bởi một vector có M điểm ở hai phía , N=2M+1.

(3.1)

N mẫu của x sau đó được thay bởi đa thức có bậc d như sau

(3.2)

Trong trường hợp này, có d+1 vector cơ sở với

(3.3)

Suy ra

(3.4)

Các giá trị làm phẳng có thể viết dưới dạng vector như sau

một cách tổng quát, ta có thể tính được một đa thức có bậc d bất kỳ để thực hiện làm phẳng dữ liệu có chiều dài N trong x, với điều kiện *N≥ d+1*. Nó được thay thế bởi một vector có M điểm ở hai phía x0, *N= 2M+ 1.*

 (3.6)

N mẫu của x sau đó được thay bởi đa thức có bậc d như sau

 (3.7)

Suy ra

 (3.8)

Các giá trị làm phẳng trong (4.17) có thể viết dưới dạng vector như sau

 (3.9)

Các bước tiếp theo thiết kế bộ lọc có thể tóm tắt như sau

(3.10)

(3.11)

(3.12)

Giá trị làm phẳng trung tâm đươc tính

Vector x có thể dịch đi n mẫu

(3.14)

Kết quả của bộ lọc Savitzky-Golay chiều dài N, bậc d làm phẳng chuỗi x bị nhiễu có dang trạng thái ổn định như sau

Đáp ứng tần số của bộ lọc

Sau khi qua các bộ lọc, ta sẽ thường tính tỷ số tín hiệu trên nhiễu SNR. Nhưng trong trường hợp này, người thực hiện đề tài không khảo sát SNR vì các lý do:

• Không khảo sát năng lượng của artifacts tự nhiên. Việc lọc nhiễu và đánh giá SNR thực hiện trên các nhiễu giả lập.

• Trong khảo sát tín hiệu NIRS, SNR được định nghĩa là năng lượng lúc task (thực hiện hành động hay kích thích) trên năng lượng lúc rest (nghỉ). Trong đề tài này, người thực hiện chỉ khảo sát lúc task [18] [19].

### 3.2.2. Lọc nhiễu tín hiệu EEG

Tín hiệu EEG có rất nhiều tín hiệu nhiễu. Có nhiều nguyên nhân gây ra nhiễu trong quá trình thu EEG: da ẩm ướt, điện trở tiếp xúc, hoạt động của cơ, môi trường tiến hành thí nghiệm…Chính vì vậy mà việc loại bỏ nhiễu là cần thiết [20]. Giao thức của đề tài là nháy mắt trái, phải nên tác giả lựa chọn việc phân tích sóng tại các điện cực liên quan tới các hoạt động của mắt. Công việc tiền xử lý dữ liệu được thực hiện bằng bộ làm phẳng Savitzky-Golay nhằm làm giảm đi nhiễu hay artifacts. Từ những lý luận đã có, người thực hiện chọn bộ lọc có chiều dài cửa sổ là 7 và 11 và đa thức làm phẳng bậc 2, 3, 4, 5. Tín hiệu sau khi qua các bộ lọc sẽ được đánh giá và đưa làm giá trị đầu vào cho mạng nơ-ron tích chập để tiến hàn huấn luyện và phân loại tín hiệu. Từ đó lựa chọn được cấu hình và bộ lọc thích hợp đề giải quyết vấn đề của luận văn.

#### 3.2.2.1. Kết quả lọc nhiễu với bộ lọc có bậc bằng 2

Với bậc bộ lọc là 2 và kích thước bộ lọc lần lượt là 7 và 11.

Tín hiệu thô trường khi lọc được mô tả bằng đường tín hiệu màu xanh, tín hiệu sau khi qua bộ lọc Savitzky-Golay được mô tả màu đỏ.

Bộ tín hiệu tại các điện cực của 2 thí nghiệm nháy mắt trái và nháy mắt phải và sự tương quan giữa tín hiệu thô và sau khi qua bộ lọc được thể hiện qua các bảng 3.1 và 3.2.

**Bảng 3.1**:Tín hiệu trước và sau khi lọc với bậc bộ lọc bằng 2 và kích thước bộ lọc bằng 7

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Điện cực | Thí nghiệm nháy mắt trái | Thí nghiệm nháy mắt phải |
| AF3 |  |  |
| F7 |  |  |
| AF4 |  |  |
| F8 |  |  |

Tín hiệu sau khi qua bộ lọc ở các hình trong bảng 3.1 chưa tốt, nhiễu vẫn chưa bị loại bỏ triệt để, cần phải tăng kích thước bộ lọc để loại bỏ các thành phần nhiễu.

**Bảng 3.2**: Tín hiệu trước và sau khi lọc với bậc bộ lọc bằng 2 và kích thước bộ lọc bằng 11

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Điện cực | Thí nghiệm nháy mắt trái | Thí nghiệm nháy mắt phải |
| AF3 |  |  |
| F7 |  |  |
| AF4 |  |  |
| F8 |  |  |

Với kích thước bộ lọc bằng 11 và bậc bộ lọc bằng 2 trong bảng 3.2 thì tín hiệu sau khi lọc phẳng hơn không đáng kể so với kích thước bộ lọc bằng 7. Do đó cần tăng bậc của bộ lọc lên để kiểm tra khả năng làm mượt tín hiệu của bộ lọc.

#### 3.2.2.2. Kết quả lọc nhiễu với bộ lọc có bậc bằng 3

Với bộ lọc có bậc bằng 3 thì kích thước bộ lọc bằng 7 và 11 sẽ được áp dụng, các kết quả được mô tả trong bảng 3.3 và 3.4.

**Bảng 3.3**: Tín hiệu trước và sau khi lọc với bậc bộ lọc bằng 3 và kích thước bộ lọc bằng 7

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Điện cực | Thí nghiệm nháy mắt trái | Thí nghiệm nháy mắt phải |
| AF3 |  |  |
| F7 |  |  |
| AF4 |  |  |
| F8 |  |  |

Với bậc bộ lọc bằng 3 và kích thước bộ lọc bằng 7 thì đã làm giảm được biên độ của các đỉnh có biên độ lớn bất thường hơn so với bậc 2 nhưng vẫn chưa thể lọc và làm mượt được toàn bộ.

**Bảng 3.4**: Tín hiệu trước và sau khi lọc với bậc bộ lọc bằng 3 và kích thước bộ lọc bằng 11

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Điện cực | Thí nghiệm nháy mắt trái | Thí nghiệm nháy mắt phải |
| AF3 |  |  |
| F7 |  |  |
| AF4 |  |  |
| F8 |  |  |

Với bộ lọc có bậc bằng 3 và kích thước cửa sổ bằng 11 thì tín hiệu sau khi được làm mượt đã tốt hơn, biên độ đỉnh của phần bị nhiễu đã bị giảm hơn so với kích thước cửa số bằng 7 của bộ lọc có bậc bằng 3, nên sẽ tăng bậc của bộ lọc.

#### 3.2.2.3. Kết quả với nhiễu với bộ lọc có bậc bằng 4

Tín hiệu sẽ được lọc bằng bộ lọc Savitzky-bậc 4. Kết quả được mô tả trong bảng 3.5 và 3.6.

Với bộ lọc có bậc bằng 4 và kích cỡ cửa số lọc bằng 7 thì tín hiệu sau khi lọc có sự khác biệt đáng kể so với tín hiệu gốc, khả năng làm mượt tốt hơn so với các bộ lọc bậc 2 và 3.

**Bảng 3.5**: Tín hiệu trước và sau khi lọc với bậc bộ lọc bằng 4 và kích thước bộ lọc bằng 7

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Điện cực | Thí nghiệm nháy mắt trái | Thí nghiệm nháy mắt phải |
| AF3 |  |  |
| F7 |  |  |
| AF4 |  |  |
| F8 |  |  |

**Bảng 3.6**: Tín hiệu trước và sau khi lọc với bậc bộ lọc bằng 4 và kích thước bộ lọc bằng 11

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Điện cực | Thí nghiệm nháy mắt trái | Thí nghiệm nháy mắt phải |
| AF3 |  |  |
| F7 |  |  |
| AF4 |  |  |
| F8 |  |  |

Với bộ lọc có bậc bằng 4 và kích thước cửa sổ bằng 11 tín hiệu đã mượt hơn so với bộ lọc có kích thước cửa số bằng 7.

#### 3.2.2.4. Kết quả lọc nhiễu với bộ lọc có bậc bằng 5

Với bậc bộ lọc bằng 5 và kích thước bộ lọc bằng 7 và bằng 11, kết quả được mô tả trong bảng 3.7 và 3.8.

**Bảng 3.7**: Tín hiệu trước và sau khi lọc với bậc bộ lọc bằng 5 và kích thước bộ lọc bằng 7

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Điện cực | Thí nghiệm nháy mắt trái | Thí nghiệm nháy mắt phải |
| AF3 |  |  |
| F7 |  |  |
| AF4 |  |  |
| F8 |  |  |

Tín hiệu sau khi lọc bằng bộ lọc bậc 5 thì nhận thấy biên độ và độ mượt không có sự sai khác so với tín hiệu lấy được sau khi qua bộ lọc có bậc bằng 4, kích thước cửa sổ bằng 11.

**Bảng 3.8**: Tín hiệu trước và sau khi lọc với bậc bộ lọc bằng 5 và kích thước bộ lọc bằng 11

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Điện cực | Thí nghiệm nháy mắt trái | Thí nghiệm nháy mắt phải |
| AF3 |  |  |
| F7 |  |  |
| AF4 |  |  |
| F8 |  |  |

Tín hiệu sau khi lọc bằng bộ lọc bậc 5, kích thước cửa số bằng 7 thì nhận thấy biên độ và độ mượt không có sự sai khác so với tín hiệu lấy được sau khi qua bộ lọc có bậc bằng 4, kích thước cửa sổ bằng 11.

Nhận xét: từ các kết quả được phân tích ở các hình thuộc các bảng từ 3.1 tới 3.8, ta thấy tại sau khi qua các bộ lọc với các bậc và các kích thước cửa số khác nhau thì tín hiệu đã được làm mượt tăng dần khi tăng bậc và tăng kích thước cửa sổ. Biên độ của các đỉnh cao bất thường của các tín hiệu thu tại điện cực AF4, F8 của thí nghiệm nháy mắt trái và AF3, F7 của thí nghiệm nháy mắt phải bị giảm. Khi tăng bậc của bộ lọc lên bằng 4 và bằng 5 thì tín hiều đã được lọc tốt hơn các bộ lọc có bậc bằng 2 và 3. Tín hiệu thu được của các bộ lọc có bậc bằng 4, 5 và kích thước bộ lọc bằng 7, 11 không có sự khác biệt. Tăng bậc của bộ lọc và tăng kích cỡ cửa sổ thì biên độ của tín hiệu sau khi được lọc thu được không có sự khác biệt so với bộ lọc có bậc bằng 5 và 4.

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | TÀI LIỆU THAM KHẢO  |  |  | | --- | --- | | [1] | Paul L. Nunez, Ramesh Srinivasan, "Electric Fields of the Brain: The Neurophysis of EEG”, Proceeding IEEE, vol. 2, pp. 7-8, 2006. | | [2] | Yunyong Punsawad, Yodchanan Wongsawat, and Manukid Parnichkun, "Hybrid EEG-EOG Brain-Computer Interface System for Practical Machine Control”, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, pp. 2-5, August 31 - September 4, 2010. | | [3] | Chiron C, Jambaque I, Nabbout R, Lounces R, Sytora A and Dulac O, "The right brain hemisphere is dominant in human infants”, IEEE, transactions on neural systems and rehabilitation, vol. 12, p. 120, 1997. | | [4] | Yeongjoon Gil, Ssanghee seo and Jungtae Lee, "EEG Analysis of Frontal Lobe Activities by decision stimuli”, IEEE Second Internaltion Conference on Future Generation Communication and Networking, 2008. | | [5] | Nguyễn Thanh Nghĩa, "Ứng Dụng Wavelet Trong Xử Lý Tín Hiệu Não”, 2012. | | [6] | M. Teplan, "Fundamentals of EEG Measurement”, Measurement Science Review, vol. 2, 2002. | | [7] | Avsar Yerleskesi, "EEG signal classification using wavelet feature extraction and a mixture of expert model”, Mathematical and Computational Applications, pp. 57-70, 2006. | | [8] | Olof Persson, Gilbert Strang, "Smoothing by Savitzky-Golay”, pp. 3-5, 2005. | | [9] | R. Rojas, "Neural Networks”, Springer-Verlag, Berlin, pp. 50-75, 1996. | | [10] | U. Rajendra Acharya, Shu Lih Oh, Yuki Hagiwara, Jen Hong Tan, Hojjat Adeli, "Deep convolutional neural network for the automated detection and diagnosis of seizure using EEG signal”, Computers in Biology and Medicine, pp. 3-9, 2017. | | [11] | K. Fukushima, "Neocognitron: A self-organizing neural network model for a mechanism of pattern recognition unaffected by shift in position”, Biological Cybernetics, vol. 36, pp. 193-202, 1980. | | [12] | Soumya Sen Gupta, Sumit Soman, P. Govind Raj, Rishi Prakash, S. Sailaja, Rupam Borgohain, "Detecting Eye Movements in EEG for Controlling Devices”, IEEE International Conference on Computational Intelligence and Cybernetics (CyberneticsCom), Bali, Indonesia,, February 14, 2013. | | [13] | Jianhua Wang, Gaojie yu, Liu Zhong, Weihai Chen, Yu Sun, "Classification of EEG signal using convolution neural network”, 14th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA), pp. 2-7, 2019. | | [14] | Emotiv, "Emotiv Epoc+ User Manual”, pp. 5-7, 2018. | | [15] | Jiang-Jian Guo, Rong Zhou, Li-Ming Zhao and Bao-Liang Lu, "Multimodal Emotion Recognition from Eye Image, Eye Movement and EEG Using Deep Neural Networks”, 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, p. 6, 2019. | | [16] | J Satheesh Kumar, P Bhuvaneswari, "Analysis of Electroencephalography (EEG) Signals and Its Categorization - A Study”, International Conference on Modeling, Optimization and Computing (ICMOC 2012), 2012. | | [17] | Carlos Escolano, Ander Ramos Murguialday, Tamara Matuz, Niels Birbaumer, and Javier Minguez, "A Telepresence Robotic System operated with a P300-based Brain-Computer Interface: Initial Tests with ALS patients”, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, pp. 3-5, August 31 - September 4, 2010. | | [18] | H. V. Đạo, "Ngưỡng wavelet để xác định vùng vận động dựa vào fnirs”, pp. 69-79, 2016. | | [19] | Abdulhamit Subasi, Ergun Ercelebi, "Classification of EEG signals using neural network and logistic regression”, Applied Psychophysiology and Biofeedback, pp. 20-25, 2005. | | [20] | Bengio, Y. LeCun and Y., "Convolutional networks for images, speech, and time-series”, MIT Press The Handbook of Brain Theory and Neural, pp. 7-11, 1995. | | [21] | W. S. Krumholz. A., "Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology”, American Epilepsy Society, pp. 69-72, 2007. | | [22] | Tsinalis, O., P. M. Matthews, and Y. Guo, "Automatic sleep stage scoring using time-frequency analysis and stacked sparse autoencoders”, Annals of Biomedical Engineering, pp. 1-15, 2015. | | [23] | Zhiguang Wang, Weizhong Yan, and Tim Oates, "Time series classification from scratch with deep neural networks: A strong baseline”, IEEE international joint conference on neural networks, pp. 157-1585, 2017. | |