

TÍCH HỢP TÍN HIỆU EMG VÀO KHUNG XƯƠNG NGOÀI CHO CHI DƯỚI

INTEGRATION OF EMG SIGNALS INTO LOWER-LIMB ROBOTIC EXOSKELETONS

Nguyễn Cao Minh Khoa¹, Lê Quang Tuấn Anh¹, Trương Quốc Thanh¹,
Trần Nguyên Duy Phương^{1,*}, Nguyễn Văn Thành¹, Vũ Việt Hưng²,
Đinh Trường Hoàng Vũ¹, Tony Venditti³

¹Khoa Cơ khí, Trường Đại học Bách khoa, Đại học Quốc gia Thành phố Hồ Chí Minh
(Thành phố Hồ Chí Minh)

²Khoa Cơ khí Hàng không và Vũ trụ, Học viện Hoàng gia Quân đội Canada
(Thành phố Kingston, tỉnh Ontario, Canada)

³Khoa Cơ khí, Trường Công nghệ cao ÉTS (Montréal, Canada)

*Corresponding author: tnduyphuong@yahoo.com

TÓM TẮT

Bộ xương ngoài chi dưới đóng vai trò quan trọng trong quá trình phục hồi chức năng và hỗ trợ vận động, đòi hỏi sự cân bằng tối ưu giữa thiết kế cơ khí, chiến lược kiểm soát và hiệu suất động. Nghiên cứu này tập trung vào thiết kế cơ khí của bộ xương ngoài chi dưới, đảm bảo tính toàn vẹn về mặt cấu trúc, khả năng thích ứng về mặt công thái học và truyền chuyển động hiệu quả. Khung được thiết kế bằng Autodesk Inventor và kết hợp các vật liệu nhẹ nhưng bền để tăng cường sự thoải mái và khả năng vận động của người dùng. Hệ thống truyền động kết hợp động cơ DC không chổi than (BLDC) với bộ giảm tốc truyền động hài, cung cấp mật độ mô-men xoắn cao, chuyển động mượt mà và khả năng kiểm soát chính xác. Ngoài hệ thống cơ học, bộ xương ngoài tích hợp xử lý tín hiệu sinh học, bao gồm điện cơ đồ (EMG), công nghệ cảm biến cân bằng IMU và cảm biến lót giày đo mật độ ứng suất bàn chân để cho phép kiểm soát trực quan và thích ứng. Các tín hiệu này được thu thập thông qua các cảm biến không xâm lấn, được xử lý trước theo thời gian thực và đưa vào thuật toán điều khiển lai để diễn giải ý định vận động của người dùng. Bằng cách tận dụng các tín hiệu sinh học, hệ thống tăng cường tương tác giữa người dùng và thiết bị, cho phép hỗ trợ đáng đi tự nhiên hơn và cải thiện kết quả phục hồi chức năng. Sự kết hợp giữa thiết kế cơ y sinh học và điều khiển bằng tín hiệu sinh học mở đường cho một thế hệ bộ xương ngoài thông minh mới được thiết kế riêng theo nhu cầu của từng cá nhân trong bối cảnh lâm sàng và hỗ trợ.

Từ khóa: Khung xương ngoài; Phục hồi chức năng; Chi dưới; đột quy; Tín hiệu sinh học.

ABSTRACT

The exoskeleton plays a key role in rehabilitation and mobility support, requiring an optimal balance between mechanical design, control strategy, and performance. This is the focus of the design of the lower limb exoskeleton, ensuring structural integrity, ergonomic adaptability, and efficient motion

transfer. The frame was designed using Autodesk Inventor and incorporates lightweight yet durable materials to enhance user comfort and mobility. The drive system combines a BLDC motor with a harmonic drive reducer, providing high torque, smooth motion, and precise control. In addition to the mechanical system, the exoskeleton processes biosignals, including an Electromyography (EMG), IMU balance sensor technology and shoe sensors that measure foot speed envelope, to enable intuitive and adaptive control. This signal is collected through the orthogonal variables, pre-processed in real time, and fed into the hybrid algorithm control to solve the user's defined movement. By leveraging biological signals, the system enhances the interaction between the user and the device, allowing for more natural support and improved rehabilitation outcomes. The combination of machine learning and biosignal control paves the way for a new information-based exoskeleton system tailored to the needs of each individual in the context of readiness and support.

Keywords: Exoskeleton; Rehabilitation; Lower limb; Stroke; Biosignal.

1. TỔNG QUAN

Bộ xương ngoài chi dưới là thiết bị robot đeo được, được thiết kế để hỗ trợ, tăng cường hoặc phục hồi khả năng vận động của con người bằng cách hỗ trợ hoặc mô phỏng các chuyển động của khớp hông, đầu gối và mắt cá chân. Chúng chủ yếu được phát triển để phục hồi chức năng, hỗ trợ vận động cho những người bị suy giảm thần kinh hoặc cơ xương khớp (ví dụ: đột quỵ, chấn thương tủy sống), hoặc để nâng cao hiệu suất ở những người khỏe mạnh như binh lính hoặc công nhân công nghiệp.

Quá trình thiết kế sử dụng một phương pháp đa ngành, kết hợp cơ sinh học, cơ-điện tử, điều khiển và giao diện người-máy. Các yếu tố chính bao gồm: mô hình hóa cơ sinh học để hiểu động học, động lực học và chu kỳ dáng đi, nhằm đồng bộ chuyển động với cơ thể người; thiết kế cơ khí dùng vật liệu nhẹ như hợp kim nhôm để đảm bảo thoải mái và giảm mệt mỏi; hệ thống truyền động BLDC tích hợp hộp giảm tốc để cung cấp mô-men xoắn và phản hồi phù hợp; cảm biến như lực, EMG/ IMU hoặc để giày để phát hiện chuyển động và phản hồi; thuật toán điều khiển (PID, Fuzzy hoặc AI) để đảm bảo chuyển động ổn định, an toàn và mượt mà; và cuối cùng là hệ thống nguồn, cân đối

giữa dung lượng pin và trọng lượng để giữ tính di động và thời lượng hoạt động.

Các xu hướng gần đây tập trung vào giao diện điều khiển thần kinh, dự đoán dáng đi dựa trên học máy và thiết kế tiết kiệm năng lượng, cho phép hỗ trợ tự nhiên và cá nhân hóa hơn. Mục tiêu cuối cùng là tích hợp liền mạch với ý định vận động của người dùng, cải thiện cả kết quả phục hồi chức năng và khả năng tự chủ vận động.

Bộ Y tế đề xuất đến năm 2030, có tới 80% bệnh nhân sẽ được tiếp cận các dịch vụ phục hồi chức năng. Điều này sẽ gây ra gánh nặng rất lớn cho đội ngũ y tế, vì vậy nhu cầu về nhiều máy phục hồi chức năng hơn là vô cùng cần thiết. Ngoài ra, việc kết hợp các máy phục hồi chức năng trong điều trị mang lại hiệu quả cao hơn [5].

2. THIẾT KẾ KHUNG XƯƠNG NGOÀI CHO CHI DƯỚI

2.1. Tổng quan về thiết bị

Thiết bị này được thiết kế dựa trên bộ khung xương ngoài và phù hợp với những bệnh nhân tập luyện thụ động. Máy có tổng cộng 2

bậc tự do, được chia thành ba phần chính: Cụm lưng, cụm chân và cụm mắt cá chân. Cụm lưng có 0 bậc tự do, cụm chân có 2 bậc tự do, cho phép chuyển động gập/duỗi và xoay. Cụm mắt cá chân có 0 bậc tự do [4].



Hình 1. Thiết bị khung xương ngoài

2.1.1. Cụm lưng

Bảng 1. Phạm vi chuyển động giới hạn của con người [2, 3]

Khớp	Động tác	Học viện Phẫu thuật Chính hình Hoa Kỳ	Kendall và McCarry	Hiệp hội Y khoa Hoa Kỳ	Kunz
Háng	Gấp (Flexion)	0–120°	0–125°	0–100°	0–130°
	Duỗi (Extension)	0–30°	0–10°	0–30°	0–30°
	Vệt (Abduction)	0–45°	0–45°	0–40°	0–50°
	Khép (Adduction)	0–30°	0–10°	0–20°	0–30°
	Xoay trong (Internal rotation)	0–45°	0–45°	0–40°	0–40°
	Xoay ngoài (External rotation)	0–45°	0–45°	0–50°	0–45°
Gối	Gấp (Flexion)	0–135°	0–140°	0–150°	0–130°
	Duỗi (Extension)	-	-	-	0–15°
	Xoay trong (Internal rotation)	-	-	-	0–10°
	Xoay ngoài (External rotation)	-	-	-	0°
Cổ chân	Gấp mu (Dorsiflexion)	0–20°	0–20°	0–20°	0–20°
	Gấp lòng bàn chân (Plantar flexion)	0–50°	0–45°	0–40°	0–45°
	Ngả trong (Inversion/Pronation)	0–35°	0–35°	0–30°	0–30°



Hình 2. Cụm lưng

Cụm lưng có 0 bậc tự do.

2.1.2. Cụm chân



Hình 3. Cụm chân

Cụm chân có 2 bậc tự do, bao gồm các chuyển động: gấp – duỗi, xoay.

2.1.3. Cụm mắt cá chân



Hình 4. Cụm mắt cá chân

Cụm mắt cá chân có 0 bậc tự do.

Chúng tôi phân tích cấu trúc máy thành các liên kết và khớp nối. Sau đó, xác định các giá trị Denavit – Hartenberg.

i	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	L_1	$-\frac{\pi}{2}$	0	θ_2
3	L_2	$\frac{\pi}{2}$	0	θ_3
4	L_3	0	0	0

Góc của các khớp (θ_i): Góc giữa X_{i-1} và X_i được đo xung quanh trục Z_{i-1} .

Góc xoắn của liên kết (α_i): Góc giữa Z_{i-1} và Z_i được đo xung quanh trục X_{i-1} .

Khoảng bù của liên kết (d_i): Khoảng cách giữa X_{i-1} và X_i được đo dọc trục Z_{i-1} .

Chiều dài liên kết (a_i): Khoảng cách giữa Z_{i-1} và Z_i được đo dọc trục X_{i-1} .

3. NHỮNG VẤN ĐỀ THỰC TẾ VÀ HƯỚNG GIẢI QUYẾT

3.1. Các giai đoạn dáng đi ở người

Dáng đi được hiểu là chuỗi nhịp nhàng gồm các pha đu đưa (swing) và tựa (support) của hai chân, khi bàn chân hoặc đang nâng khỏi mặt đất hoặc tiếp xúc với đất. Trong quá trình đi, luôn tồn tại các pha tựa kép khi cả hai chân cùng chạm đất, xen kẽ với các pha tựa đơn khi một chân rời đất để đưa ra trước; không có pha mà cả hai chân đều rời đất như trong chạy. Dáng đi gồm hai giai đoạn chính: giai đoạn tựa – từ

lúc bàn chân chạm đất đến khi rời đất, bao gồm chạm gót, đáp ứng tải, giữa tựa, cuối tựa và tiền du đưa; và giai đoạn du đưa – từ khi chân rời đất đến khi tiếp đất lại, gồm đầu, giữa và cuối du đưa. Tỷ lệ thời gian giữa hai giai đoạn thay đổi theo tốc độ: khi đi bình thường, tựa chiếm khoảng 60% và du đưa 40%, còn khi đi nhanh hoặc chạy, thời gian tựa giảm xuống, ví dụ chạy vừa khoảng 55% và chạy nhanh khoảng 50%.

3.2. Các rối loạn dáng đi

- Rối loạn dáng đi kiểu liệt nửa người 1 bên;
- Dáng đi liệt nửa người dưới;
- Dáng đi yếu liệt thần kinh chi dưới;
- Rối loạn dáng đi do yếu liệt cơ vùng xương chậu;
- Rối loạn dáng đi kiểu Parkinson;
- Rối loạn dáng đi kiểu tăng động;
- Rối loạn dáng đi kiểu tiểu não;
- Rối loạn dáng đi kiểu do mất cảm giác [7].

3.3. Giải pháp

Giải pháp tổng thể cho hệ thống exoskeleton được xây dựng dựa trên sự kết hợp giữa thiết kế cơ khí, cảm biến đa phương thức và thuật toán điều khiển – AI nhằm đáp ứng đặc thù của từng dạng rối loạn dáng đi. Về mặt cơ học, cấu trúc khớp được tối ưu hóa để mô phỏng mô-men sinh lý trong chu kỳ bước, đồng thời bổ sung module hỗ trợ vùng thắt lưng nhằm ổn định khung chậu và duy trì trục cơ thể, đặc biệt quan trọng với các rối loạn mất phối hợp hoặc yếu cơ vùng chậu. Trong thu thập tín hiệu, hệ thống sử dụng đồng thời EMG, IMU, lực đế bàn chân và cảm biến lực – mô-men tại khớp nhằm tái tạo chính xác ý định vận động và ghi nhận biến thiên phi tuyến trong thời gian thực. Tổ hợp tín hiệu này cho phép nhận dạng pha bước, độ đối xứng, mức yếu liệt và khả năng chịu lực của bệnh nhân.

Về điều khiển, hệ thống áp dụng các

thuật toán thích nghi kết hợp mô hình trí tuệ nhân tạo để dự đoán chuyển động, điều chỉnh mô-men hỗ trợ và duy trì ổn định động học – động lực học. Các mô hình CNN–LSTM hoặc Transformer giúp phân tích chuỗi tín hiệu phi tuyến, từ đó ước lượng ý định vận động và phát hiện sớm nguy cơ mất thăng bằng. Điều khiển mô-men được thực hiện theo hướng “assist-as-needed”, nghĩa là thiết bị chỉ bù lực trong mức bệnh nhân không tự thực hiện được, giúp tối ưu hóa phục hồi chức năng. Ngoài ra, các mô hình dự đoán như MPC và các thuật toán tăng cường được sử dụng để tối ưu hóa quỹ đạo và mức hỗ trợ theo từng bệnh nhân. Dữ liệu thu được từ quá trình sử dụng được lưu trữ để theo dõi tiến trình phục hồi và hiệu chỉnh thông số điều trị theo thời gian, đảm bảo tính cá nhân hóa và hiệu quả lâm sàng của hệ thống.

4. XỬ LÝ DỮ LIỆU

Điện cơ đồ (EMG), hay điện cơ đồ, là một kỹ thuật y khoa được sử dụng để đo hoạt động điện của cơ và dây thần kinh. Kỹ thuật này giúp chẩn đoán các rối loạn liên quan đến cơ và dây thần kinh, đồng thời cung cấp thông tin quan trọng cho bác sĩ trong việc đánh giá sức khỏe của hệ thần kinh cơ. Ba đối tượng nam và một đối tượng nữ (tuổi từ 25 đến 30), những người đã từng bị tác động trong các tình huống như bị tác động vật lý, đã tham gia vào thí nghiệm. Trong suốt 20 thí nghiệm riêng lẻ, mỗi đối tượng phải thực hiện mười hoạt động bình thường và mười hoạt động tác động. Về quyền của các đối tượng tham gia, các quy định đạo đức và biện pháp phòng ngừa an toàn đã được tuân thủ dựa trên bộ quy tắc đạo đức của Hiệp hội Tâm lý học Anh. Các quy định này giải thích các quy định đạo đức cần áp dụng khi tiến hành các thí nghiệm trên người. Theo thiết lập thí nghiệm và các biện pháp phòng ngừa đã được thực hiện, nguy cơ chấn thương nghiêm trọng là rất nhỏ. Các đối tượng nhận thức được

rằng vì sự tham gia của họ vào loạt thí nghiệm này là tự nguyện, nên họ có thể rút khỏi nghiên cứu bất cứ lúc nào.

Trong bài báo này, chúng tôi sử dụng dữ liệu EMG tại [1] để phân tích tín hiệu EMG cho bệnh nhân sau đột quỵ. Tổng số điện cực là 8, tương ứng với 8 chuỗi thời gian đầu vào, mỗi chuỗi cho một kênh cơ (ch1-8). Mỗi chuỗi thời gian chứa ~10000 mẫu (~15 hành động cho mỗi phiên thử nghiệm cho mỗi đối tượng).

Số lượng trường hợp: ~10.000.

Số lượng thuộc tính: 8.

Thông tin thuộc tính:

Mỗi tệp trong tập dữ liệu chứa tổng cộng 8 cột và được sắp xếp như sau:

Phân đoạn: Một phân đoạn xác định một phân đoạn cơ thể hoặc chi.

- Tay phải (Cánh tay phải);
- Tay trái (Cánh tay trái);
- Chân phải;
- Chân trái.

Kênh: Một kênh tương ứng với một điện cực được gắn trên cơ.

Cơ: Một cặp cơ tương ứng với một phân đoạn.

- R-Bic: Cơ nhị đầu phải (C1);
- R-Tri: Cơ tam đầu phải (C2);
- L-Bic: Cơ nhị đầu trái (C3);
- L-Tri: Cơ tam đầu trái (C4);
- R-Thi: Đùi phải (C5);
- R-Ham: Gân kheo phải (C6);
- L-Thi: Đùi trái (C7);
- L-Ham: Gân kheo trái (C8).

Số lớp: 20.

Bộ dữ liệu bao gồm 10 hành động thể chất bình thường và 10 hành động thể chất tăng động.

Bình thường: Cúi chào, Vỗ tay, Bắt tay, Ôm, Nhảy, Chạy, Ngồi, Đứng, Đi bộ, Vẫy tay.

Tăng động: Chỏ, Đá về phía trước, Đập, Vòng đầu, Quỳ gối, Kéo, Đắm, Đẩy, Đá ngang, Tát.

Khác:

Thư mục nhật ký chứa các tệp dữ liệu đã định dạng có thể được tải bằng phần mềm Delays thương mại để trực quan hóa.

Thư mục txt chứa dữ liệu EMG thực tế.

Lưu ý rằng dữ liệu thu thập được từ đối tượng thứ 2 chưa được lọc nên chuỗi thời gian bị nhiễu.

5. CẢM BIẾN VÀ HỆ THỐNG ĐIỆN



Hình 5. Lưu đồ giải thuật

Bắt đầu: Khởi động hệ thống và chuẩn bị các cảm biến, MCU và phần mềm điều khiển.

Thu nhận tín hiệu EMG/IMU: Hệ thống lấy dữ liệu từ các cảm biến:

- EMG (Electromyography): Tín hiệu điện cơ, phản ánh hoạt động cơ bắp.
- IMU (Inertial Measurement Unit): Gia tốc và góc quay các segment chi dưới.

Xử lý tín hiệu: Dữ liệu raw được lọc, chuẩn hóa, trích đặc trưng (envelope EMG, tích phân lực, góc joint, FFT...), chuẩn bị cho việc phân loại pha bước.

Nhận dạng pha bước: Xác định giai đoạn bước đi của bệnh nhân (stance phase, swing phase, heel strike...). Đây là thông tin quyết định cách điều chỉnh khớp.

Điều chỉnh góc khớp: Dựa trên pha bước và dữ liệu cảm biến, hệ thống điều khiển khớp hông, gối và cổ chân để đạt tư thế mong muốn.

Cập nhật trọng số tối ưu bằng APSO (Adaptive Particle Swarm Optimization): Thuật toán APSO được dùng để tối ưu các tham số điều khiển (ví dụ độ cứng, giảm chấn, gain PID) theo thời gian thực, nhằm điều chỉnh phù hợp với đặc điểm cơ thể và trạng thái cơ bệnh nhân.

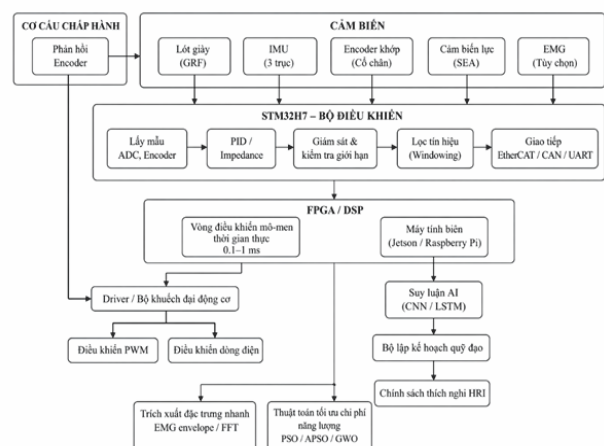
Kiểm tra cân bằng: Dựa trên dữ liệu lực nền tảng (GRF), cảm biến áp lực bàn chân, IMU và EMG, hệ thống đánh giá cân bằng bệnh nhân, phát hiện rối loạn hoặc bất đối xứng.

Backtest tín hiệu: Kiểm tra dữ liệu thu được xem có đầy đủ và hợp lệ không:

• Nếu đủ tín hiệu, vòng lặp kết thúc hoặc tiếp tục bước đi tiếp theo;

• Nếu tín hiệu lỗi, không đủ dữ liệu, hệ thống phát feedback, yêu cầu tái đo, kiểm tra cảm biến và tự động retry, quay lại bước thu nhận tín hiệu.

Tóm tắt nguyên lý: Lưu đồ thể hiện vòng lặp điều khiển kín dựa trên dữ liệu sinh học, với hai nhánh chính: luồng điều khiển bình thường và luồng xử lý lỗi tín hiệu. APSO được dùng để tối ưu tham số điều khiển theo thời gian thực, giúp exoskeleton thích ứng linh hoạt với từng bệnh nhân, đảm bảo cân bằng và đáng đi gần với bình thường.

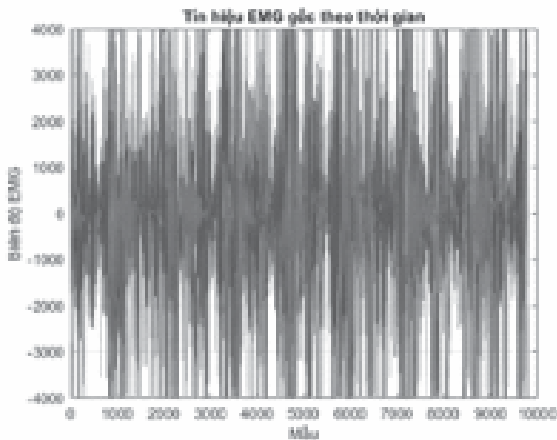


Hình 6. Hệ thống xử lý tín hiệu và I/O

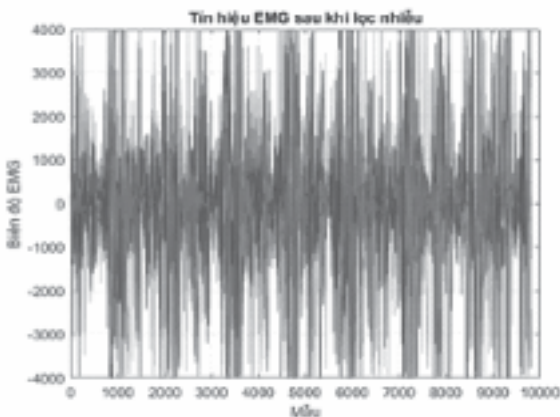
Khởi Motor Drivers/Amplifiers nhận lệnh mô-men hoặc dòng từ bộ điều khiển cấp cao như STM32 hoặc FPGA và chuyển chúng thành tín hiệu điều khiển điện cho động cơ. Driver tạo PWM tần số cao (10–40 kHz) để điều khiển dòng cuộn dây động cơ và khuếch đại tín hiệu mức logic từ bộ điều khiển thành công suất đủ lớn để vận hành các động cơ BLDC hoặc DC. Driver thực hiện vòng điều khiển dòng rất nhanh, trong khi các vòng điều khiển mức cao hơn như PID vị trí, tốc độ hoặc impedance được thực hiện trên bộ điều khiển

trung tâm. Ngoài ra, driver còn tích hợp các cơ chế bảo vệ như quá dòng, quá nhiệt, quá/thiếu áp, ngắn mạch và kẹt trục để đảm bảo an toàn cho hệ thống truyền động.

6. PHÂN TÍCH DỮ LIỆU

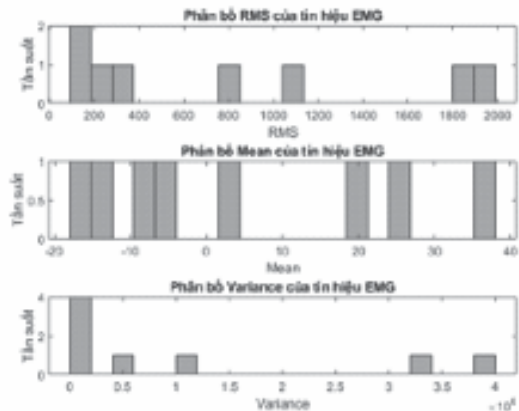


Hình 7. Tín hiệu EMG theo thời gian thực



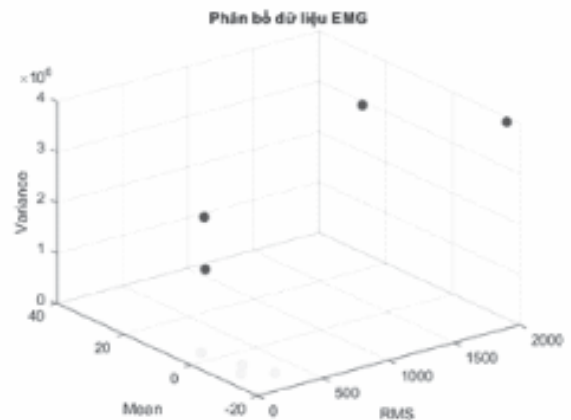
Hình 8. Tín hiệu EMG sau khi lọc dữ liệu

Trong Hình 7, ta có thể thấy biên độ dao động khá cao, khoảng ± 4000 , tín hiệu dường như bị nhiễu hoặc có nhiều dao động đột ngột. Một số điểm có biên độ rất lớn, có thể do nhiễu hoặc cơ cơ mạnh. Sau khi lọc Hình 8, biên độ tín hiệu nhỏ hơn một chút so với đồ thị trong Hình 7, tín hiệu dường như ít nhiễu hơn hoặc đã được xử lý qua bộ lọc để giảm nhiễu. Vẫn còn một số dao động mạnh nhưng ít hơn trong Hình 7.



Hình 9. RMS, Trung bình, Var của tín hiệu EMG

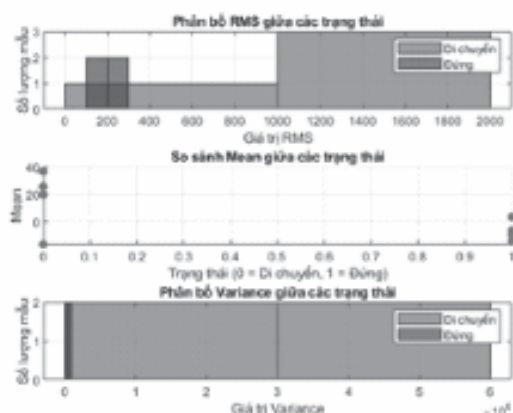
Hình 9 thể hiện phân bố ba đặc trưng của tín hiệu EMG gồm RMS, Trung bình và Phương sai. RMS trải từ khoảng 1000 đến hơn 2000 và phân tán mạnh với vài cụm giá trị cao. Giá trị trung bình dao động từ -20 đến trên 40, cho thấy phân bố không theo dạng chuẩn. Phương sai trải rộng từ gần 0 đến gần 10^6 , thể hiện mức độ phân tán rất lớn và xuất hiện nhiều điểm có giá trị vượt trội.



Hình 10. Phân bố tín hiệu EMG

Hình 10 minh họa phân bố dữ liệu EMG trong không gian 3D theo ba đặc trưng: Trung bình, RMS và Phương sai. Các điểm dữ liệu tạo thành hai cụm rõ rệt: cụm màu vàng nằm ở vùng trung bình thấp, RMS thấp và phương sai cao, và cụm màu xanh nằm ở vùng trung bình cao, RMS cao và phương sai thấp.

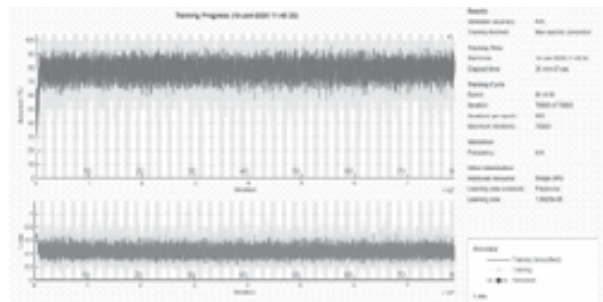
sai thấp; cụm màu xanh lam tập trung tại vùng RMS cao và phương sai lớn, phản ánh rõ sự khác biệt giữa hai trạng thái cơ (ví dụ co – giãn). Phân bố dữ liệu không đều, xuất hiện các cụm rời rạc do số lượng mẫu hạn chế hoặc biến thiên lớn giữa các lần đo. Một số giá trị trung bình âm cho thấy khả năng có nhiễu hoặc tín hiệu bị lệch khi lấy trung bình.



Hình 11. Phân tán RMS, Mean, Var giữa các trạng thái

Hình 11 cho thấy sự khác biệt rõ rệt giữa hai trạng thái “Di chuyển” và “Đứng” qua ba đặc trưng RMS, Trung bình và Phương sai. RMS của trạng thái “Di chuyển” luôn cao hơn do cơ hoạt động mạnh, trong khi “Đứng” có RMS thấp vì tín hiệu ổn định hơn. Giá trị Trung bình của tín hiệu cũng thấp hơn ở trạng thái “Đứng”, đôi khi âm do độ lệch DC hoặc đặc tính thiết bị. Tương tự, phương sai ở trạng thái “Di chuyển” lớn hơn vì biên độ tín hiệu thay đổi mạnh, còn trạng thái “Đứng” có biến thiên nhỏ nên phương sai thấp. Hình 11 cho thấy sự khác biệt rõ rệt giữa hai trạng thái “Di chuyển” và “Đứng” qua ba đặc trưng RMS, Trung bình và Phương sai. RMS của trạng thái “Di chuyển” luôn cao hơn do cơ hoạt động mạnh, trong khi “Đứng” có RMS thấp vì tín hiệu ổn định hơn. Giá trị Trung bình của tín hiệu cũng thấp hơn ở trạng thái “Đứng”, đôi khi âm do độ lệch DC

hoặc đặc tính thiết bị. Tương tự, phương sai ở trạng thái “Di chuyển” lớn hơn vì biên độ tín hiệu thay đổi mạnh, còn trạng thái “Đứng” có biến thiên nhỏ nên phương sai thấp.



Hình 12. Huấn luyện LSTM (Học sâu)

Hình 12 cho thấy các vấn đề chính ảnh hưởng đến mô hình. Dữ liệu EMG và chuỗi thời gian thường chứa nhiễu nên cần lọc và chuẩn hóa kỹ; nếu dữ liệu ít, dán nhãn kém hoặc mất cân bằng giữa các lớp, mô hình sẽ khó học. Việc không tách tập xác thực khiến khó phát hiện dưới khớp/quá khớp và không thể dừng sớm hay điều chỉnh siêu tham số đúng lúc. Các siêu tham số như tốc độ học, kích thước lô và cấu trúc LSTM (số lớp, số nơ-ron ẩn) nếu không phù hợp cũng gây mất ổn định hoặc học kém. Thiếu các cơ chế chuẩn hóa hoặc dropout dễ dẫn đến mô hình bị kẹt hoặc học không hiệu quả. Để cải thiện, cần tách rõ train/validation/test, theo dõi đồng thời độ chính xác và mất mát xác thực, lọc nhiễu và chuẩn hóa tín hiệu, tăng thêm đặc trưng nếu cần, cân bằng dữ liệu, tinh chỉnh tốc độ học và batch size, dùng early stopping, điều chỉnh lại kiến trúc LSTM, thêm Dense và dropout, và kiểm tra tính đúng đắn của nhãn hoặc nhu cầu gom lớp nếu bộ nhãn quá phức tạp.

7. KẾT LUẬN

Bài báo này đã trình bày các vấn đề thiết kế cơ khí, tích hợp tín hiệu Electromyography (EMG) vào thiết bị khung xương ngoài cho chi

dưới, ứng dụng thuật toán CNN – LSTM để phân tích tín hiệu Electromyography (EMG). Với những kết quả trên, thiết bị có khả năng hỗ trợ điều trị cho những bệnh nhân bị đột quỵ hoặc chấn thương tủy sống. ❖

Ngày nhận bài: **28/4/2026**

Ngày phản biện: **08/5/2026**

Tài liệu tham khảo:

- [1]. S. Theodoridis, “*School of Computer Science and Electronic Engineering*”. University of Essex, Wivenhoe Park, Colchester, CO4 3SQ, UK.
- [2]. M. H. Rahman, “*Development of an exoskeleton robot for upper-limb rehabilitation*”. Master’s thesis, École De Technologie Supérieure, Montréal, Canada, 2012.
- [3]. S. K. Hasan and A. K. Dhingra, “*Biomechanical design and control of an eight DOF human lower extremity rehabilitation exoskeleton robot*”. Results in Control and Optimization, vol. 7, p. 100107, 2022. [Online] Available: <https://doi.org/10.1016/j.rico.2022.100107>.
- [4]. H. Kawamoto, T. Hayashi, T. Sakurai, K. Eguchi, and Y. Sankai, “*Development of single leg version of HAL for hemiplegia*”. In Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., Minneapolis, MN, USA, Sep. 2009, pp. 5038-5043.
- [5]. Sức Khỏe & Đời Sống, “*80 bệnh nhân sau đột quỵ chịu những di chứng, nhu cầu phục hồi chức năng để nâng chất lượng sống*”. Báo Sức Khỏe & Đời Sống, Sep. 12, 2022. [Online] Available: <https://suckhoedoisong.vn/80-benh-nhan-sau-dot-quy-chiu-nhung-di-chung-nhu-cau-phuc-hoi-chuc-nang-de-nang-chat-luong-song-169220912123714928.htm>
- [6]. PHCN Online, “*Sinh cơ học. Dáng đi và phân tích dáng đi*”. Oct. 17, 2015. [Online] Available: <https://phcn-online.com/2015/10/17/sinh-co-hoc-chuong-7-dang-di-va-phan-tich-dang-di/>
- [7]. BS GD TPHCM, “*Rối loạn dáng đi kiểu liệt nửa người 1 bên*”. [Online] Available: <https://bsgdtphcm.vn/api/fullcontent.php?id=5977>