

NGHIÊN CỨU PHÁT TRIỂN CẢNH TAY GIẢ ĐIỀU KHIỂN BẰNG TÍN HIỆU SÓNG NÃO VỚI CẢM BIẾN MINDWAVE NEUROSKY

DEVELOPMENT OF A BRAIN-WAVE CONTROLLED PROSTHETIC ARM USING MINDWAVE NEUROSKY SENSOR

Phạm Anh Đức, Võ Như Thành*

Trường Đại học Bách khoa – Đại học Đà Nẵng, Đà Nẵng, Việt Nam¹

*Tác giả liên hệ / Corresponding author: vnthanh@dut.udn.vn

(Nhận bài / Received: 03/8/2023; Sửa bài / Revised: 15/9/2023; Chấp nhận đăng / Accepted: 26/9/2023)

Tóm tắt - Bài báo này trình bày về quá trình phát triển cánh tay giả điều khiển bằng sóng não người. Mô hình cánh tay giả chế tạo và lắp ráp dựa theo cơ cấu và tỉ lệ trung bình của cánh tay người trưởng thành. Cử động cánh tay được truyền động bằng các động cơ Servo. Các tín hiệu sóng não (các trạng thái Attention và Meditation) nhận được từ cảm biến Mindwave Neurosky 2 được xử lý để điều khiển cánh tay giả này. Quá trình thử nghiệm cho thấy khả năng dùng sóng não để thực hiện một số động tác cơ bản của cánh tay giả như gập mở khuỷu tay, xoay cổ tay với tỉ lệ thành công lên đến 90%. Tuy nhiên, tính năng hoạt động của cánh tay giả bị hạn chế do cảm biến này chỉ có 4 kênh và đo được 2 loại sóng. Để cải thiện và mở rộng tính năng hoạt động của cánh tay giả, loại cảm biến sóng não có chất lượng tốt hơn cần được thay sử dụng để có thể đọc tín hiệu chính xác và thu thập được nhiều loại sóng não hơn.

Từ khóa - Tín hiệu sóng não; cánh tay giả; cảm biến Mindwave neurosky; sóng não Attention; sóng não Meditation

1. Giới thiệu

Theo báo cáo của giáo sư LeBlanc thuộc đại học Stanford thì ước tính cho thấy, mười triệu người trên trái đất tại bất kỳ thời điểm nào cũng phải chịu ảnh hưởng của việc mất một chi hoặc một phần cơ thể [1]. Ba mươi phần trăm trong số những người này là những người cụt chi trên bị mất toàn bộ hoặc một phần cánh tay. Theo báo cáo điều tra của Unicef về người khuyết tật ở Việt Nam vào năm 2016-2017, các trường hợp khuyết tật đó thường gặp khó khăn khi được nâng một vật nặng có khối lượng 2(kg) từ thắt lưng lên ngang tầm mắt hoặc dùng ngón tay để nâng các vật có khối lượng nhỏ là khoảng trên 2 triệu người và trên 1,2 triệu người khó khăn về tự chăm sóc bản thân [2]. Do đó nhu cầu phát triển các thiết bị trợ giúp người khuyết tật là hết sức cần thiết và có thể chia ra thành 2 loại chính bao gồm thiết bị hỗ trợ như tay giả, chân giả, xe lăn [3], [4], [5], và thiết bị giúp đỡ phục hồi chức năng như tập phục hồi cử chỉ của tay, chân [6], [6].

Những năm gần đây, việc phát triển thiết bị hỗ trợ cho người khuyết tật với những kỹ thuật điều khiển thông minh và linh hoạt hơn đã được đề xuất. Mô hình chân giả được tích hợp điều khiển bằng bộ điều khiển PID kết hợp cảm biến chuyển động đã được chế tạo để hỗ trợ quá trình di chuyển của người khuyết tật một cách thụ động [3]. Tuy nhiên, người sử dụng không thể tự điều chỉnh chân giả này làm những hoạt động khác như nâng cao chân hoặc thực

Abstract - This study presents the process of developing a prosthetic arm controlled by human brain waves. The prosthetic arm model is manufactured and assembled based on the structure and average proportions of an adult arm. Arm movements are driven by Servo motors. Brain wave signals (Attention and Meditation states) received from the Mindwave Neurosky 2 sensor are processed to control this prosthetic arm. The testing process shows the ability to use brain waves to perform some basic movements of a prosthetic arm such as elbow bending, and wrist rotation with a success rate of up to 90%. However, the functionality of the prosthetic arm is limited because this sensor only has 4 channels and measures 2 types of brain waves. To enhance and expand its capabilities, the use of more advanced sensors capable of accurately reading and collecting a wider range of brain waves is necessary.

Key words - Brainwave signals; prosthetic arm; Mindwave Neurosky sensor; Attention wave; Meditation wave

hiện động tác đá chân. Một cách tiếp cận khác trong quá trình phát triển các thiết bị hỗ trợ người khuyết tật là nghiên cứu xe lăn điện hỗ trợ di chuyển cho người khuyết tật được điều khiển bằng các cử chỉ của đầu người [5]. Tuy vậy việc sử dụng các cử chỉ đầu của người khuyết tật trong quá trình điều khiển thiết bị cũng tồn tại một số vấn đề bất cập, như là: ảnh hưởng tác động môi đến khớp cổ, gây mỏi mắt hoặc chóng mặt của người điều khiển, quá trình điều khiển bị hạn chế bởi một số cử chỉ nhất định. Nhìn chung, quá trình phát triển các thiết bị hỗ trợ người khuyết tật gồm có các phần thiết kế cơ cấu, điều khiển thiết bị, thu nhận và xử lý các tín hiệu phản hồi của các cảm biến tích hợp trong thiết bị đó.

Mục đích của nghiên cứu này nhằm phát triển một cánh tay giả nhân tạo có thể thực hiện các chức năng cơ bản của cánh tay tự nhiên của con người có khả năng điều khiển thông qua suy nghĩ của não bộ con người. Một cách tiếp cận kết hợp giữa quá trình thiết kế cơ khí cho robot [8], điều khiển học [9], [10], nghiên cứu thần kinh học và xử lý tín hiệu [11] được tham khảo và áp dụng cho quá trình chế tạo cánh tay giả này. Mô hình cánh tay giả được lắp ghép bởi các chi tiết in 3D bằng vật liệu nhựa PLA dựa theo cơ cấu và tỉ lệ trung bình của cánh tay người trưởng thành và các cơ cấu chấp hành được truyền động bằng động cơ Servo. Hệ thống điều khiển cho các chuyển động của các cơ cấu sử dụng tín hiệu đầu vào là sóng não. Cảm biến

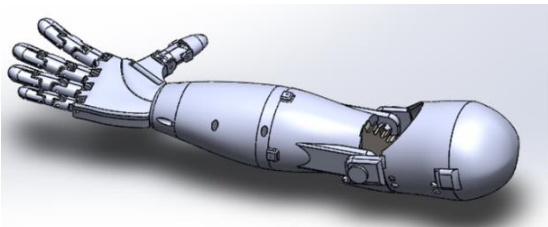
¹ The University of Danang - University of Science and Technology, Danang, Vietnam (Phạm Anh Đức, Võ Như Thành)

Mindwave Neurosky 2 được sử dụng để thu thập dữ liệu xung thần kinh từ bộ não. Tín hiệu thần kinh (gồm hai loại sóng: Attention (trạng thái chú ý) và Meditation (trạng thái thiền) sẽ được xử lý bởi thuật toán và đưa ra tín hiệu để điều khiển các khớp của robot. Một giao diện trên phần mềm Matlab được xây dựng để hiển thị tín hiệu sóng não nhằm phục vụ quá trình đánh giá kết quả. Từ đó, quá trình thử nghiệm và đánh giá khả năng điều khiển hoạt động của cánh tay giả với các loại cử động khác nhau được thực hiện.

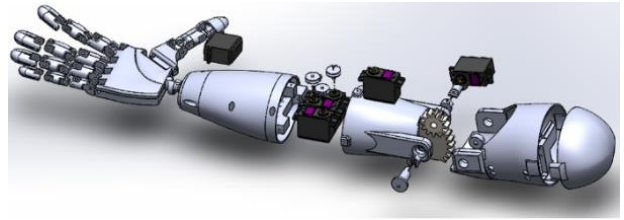
2. Mô hình cánh tay giả

2.1. Thiết kế tổng thể

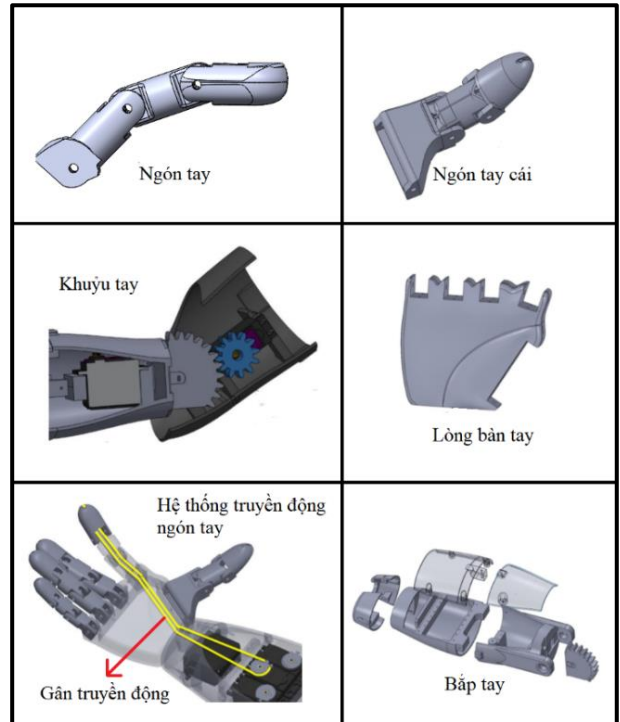
Mô hình cánh tay giả được chế tạo dựa trên cấu trúc sinh học thực tế với kích thước và trọng lượng khoảng 2,5 kg gần tương đương với cánh tay của con người. Đầu tiên, thiết kế hình học tổng quát của chi tiết là quan trọng trước khi chế tạo và sử dụng chúng [12]. Trong nghiên cứu này, thiết kế tổng thể và tương quan các chi tiết khi tháo, lắp của cánh tay giả được thể hiện với sự hỗ trợ của máy tính (computer aided design [13]) bởi phần mềm SolidWords như Hình 1, 2. Bản vẽ 3D một số chi tiết cho từng bộ phận được mô tả ở Hình 3. Để tạo và điều khiển các loại chuyển động khác nhau của cánh tay, các động cơ Servo với đặc điểm có hiệu suất ổn định và khả năng làm việc ở nhiều tốc độ và tải trọng biến đổi mà không ảnh hưởng đến độ chính xác và tính ổn định của hệ thống [14], [15] được sử dụng và đặt tại các khớp của cánh tay giả. Về tổng thể, mỗi ngón tay gồm ba thành phần được chế tạo riêng lẻ liên kết với nhau bởi các vít nổi. Các chốt của một ngón tay được nối với nhau bằng các sợi dây gân, và chuyển động của các ngón tay được tạo ra bởi các bộ truyền động đặt tại cổ tay của cánh tay giả. Các sợi gân này chạy bên trong lỗ ở ngón tay tạo thành một vòng kín kết nối với động cơ. Khi các động cơ quay thì các gân này được kéo hoặc giãn và tác động lên các khớp của ngón tay để điều khiển quá trình co duỗi của ngón tay [16]. Ngoài ra, ở đầu các ngón tay có các khe nhỏ để tạo nên điểm khóa gân. Điểm khóa gân rất cần thiết, để khi gân bị căng nó sẽ kéo đầu ngón tay và làm cho tất cả các khớp xoay. Nếu gân không được khóa thì nó sẽ bị trượt và khi đó chuyển động của các ngón tay sẽ không điều khiển được. Dây gân sử dụng trong thiết kế được làm bằng vật liệu nhựa tổng hợp có tính đàn hồi cao để tăng khả năng chịu lực và co giãn tốt. Mặt khác, phần cánh tay, nơi chứa các động cơ và bộ truyền động của bàn và cánh tay, được thiết kế phù hợp với việc tiện tháo lắp và dễ dàng thay thế. Để tăng khối lượng có thể nâng hạ của cánh tay, các bộ truyền bánh răng có tỷ số truyền 3:1 được sử dụng tại các khớp cánh tay để tăng mô-men xoắn của các động cơ servo. Trong thiết kế này, khuỷu tay có thể xoay một góc có giá trị 110°, tương đương với khuỷu tay của con người.



Hình 1. Thiết kế tay giả bằng phần mềm SolidWords



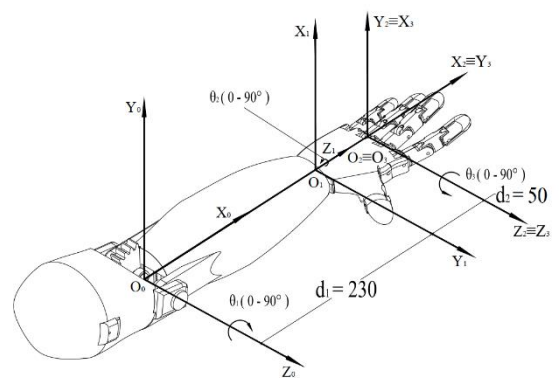
Hình 2. Bản vẽ phân rã của các chi tiết tay giả



Hình 3. Các chi tiết của tay giả

2.2. Tính toán động học và lực tác động trong mô hình cánh tay giả

2.2.1. Động học thuận



Hình 4. Hệ quy chiếu của cánh tay giả

Để xác định khả năng vận động của cánh tay giả, việc tính toán hệ thống động học của nó là cần thiết [17]. Đầu tiên, ta chọn vị trí ban đầu và chọn gốc tọa độ O_0 ban đầu của cánh tay như Hình 4, trục Z_0 trùng với trục khớp thứ nhất. Do trục khớp 1 và 2 vuông góc nhau, nên tâm O_1 được đặt tại đầu mút còn lại của phương nối tâm trục của hai khớp. Khi đó phương và chiều trục Z_1 của khớp 2 sẽ trùng với phương và chiều của trục X_0 của khớp 1. Đồng thời, trục Z_1 đã quay tương đối một góc 90° so với trục Z_0 , đây

chính là phép quay quanh trục. Ta thấy góc tọa độ O_1 đã tịnh tiến một đoạn dọc theo X_0 so với O_0 , đây chính là phép biến đổi $Trans(d_1, 0, 0)$ (tịnh tiến dọc theo X_0 một đoạn d_1). Ngoài ra, X_1 có chiều vuông góc với mặt phẳng chứa Z_0 và Z_1 (phép biến đổi $Rot(X_0, 90^\circ)$). Các trục Y_0, Y_1 xác định theo quy tắc bàn tay phải.

Tiếp tục, đối với khớp quay 3, tương tự như cách xác định đối với góc O_1 chọn gốc tọa độ O_2 tại đầu mút còn lại của đường nối tâm hai khớp 2 và 3. Trục Z_2 cùng phương với trục khớp 3, khi đó trục Z_2 đã quay 1 góc -90° so với trục Z_1 , đây chính là phép quay quanh trục như ở trên. Ngoài ra, trục X_2 cùng phương, chiều với trục Z_1 như thể hiện ở Hình 4. Trong mối tương quan của các hệ trục, dễ dàng nhận thấy, gốc tọa độ O_2 đã tịnh tiến một đoạn dọc theo Z_1 so với O_1 , đó chính là phép biến đổi $Trans(0, 0, d_2)$, tịnh tiến dọc theo Z_1 một đoạn d_2 . Trong khi đó, Z_2 có chiều vuông góc với mặt phẳng chứa X_1 và X_2 theo phép biến đổi $Rot(Z_1, -90^\circ)$; và trục Y_2 còn lại được xác định theo quy tắc bàn tay phải. Cuối cùng, vì cuối khâu 3, ngón tay không có khớp, ta đặt O_3 trùng với O_2 và trục X_3, Y_3 như thể hiện ở Hình 4.

Dựa vào phân tích trên, ta có thể xác định được các thông số bảng Denavit-Hartenberg của robot như Bảng 1. Từ đó, bài toán động học thuận của cánh tay giả được xác định dựa trên quá trình biến đổi các ma trận chuyển vị và phương trình động học hệ thống khi biết trước các giá trị của tác động đầu vào của các khớp cánh tay.

Bảng 1. Bảng thông số Denavit-Hartenberg (DH) của bài toán động học cánh tay giả

Khâu	θ_i	α_i	a_i	d_i
1	θ_1	90	0	d_1
2	θ_2	-90	0	d_2
3	θ_3	0	0	0

Các ma trận biến đổi được xác định dựa theo công thức:

$$A_i = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \cdot \cos \alpha & \sin \theta \cdot \sin \alpha & a \cdot \cos \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \cdot \cos \alpha & -\cos \theta \cdot \sin \alpha & a \cdot \sin \theta \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

Sử dụng quy ước viết tắt các hàm lượng giác như trong tài liệu [17], Thay các thông số Denavit-Hartenberg của các khâu vào ma trận chuyển vị A_i , ta được:

$$A_1 = \begin{bmatrix} C_1 & 0 & S_1 & 0 \\ S_1 & 0 & -C_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$A_2 = \begin{bmatrix} C_2 & 0 & -S_2 & 0 \\ S_2 & 0 & C_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & d_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$A_3 = \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & 0 \\ S_3 & C_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Từ đó, Sử dụng các phép biến đổi đổi ma trận thuận nhất, ma trận vector cuối T_3 của bài toán động học thuận của cánh tay giả có thể được xác định theo các bước trình tự sau:

$$\begin{cases} {}^2T_3 = A_3 \\ {}^1T_3 = A_2 \cdot {}^2T_3 \\ T_3 = A_1 \cdot {}^1T_3 \end{cases}$$

$$T_3 = \begin{bmatrix} C_1 C_2 C_3 - S_1 S_3 & -C_1 C_2 S_3 - S_1 C_3 & -C_1 S_2 & S_1 d_2 \\ S_1 C_2 C_3 + C_1 S_3 & -S_1 C_2 S_3 + C_1 C_3 & -S_1 S_2 & -C_1 d_2 \\ S_2 C_3 & -S_2 S_3 & C_2 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Ma trận vecto cuối này có dạng tổng quát được biểu diễn dưới dạng:

$$T_3 = \begin{bmatrix} Nx & Ox & Mx & Px \\ Ny & Oy & My & Py \\ Nz & Oz & Mz & Pz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Khi đó, hệ phương trình động học của cánh tay giả có thể biểu diễn dưới dạng sau:

$$\begin{aligned} Nx &= C_1 C_2 C_3 - S_1 S_3 & Ny &= S_1 C_2 C_3 + C_1 S_3 & Nz &= S_2 C_3 \\ Ox &= -C_1 C_2 S_3 - S_1 C_3 & Oy &= -S_1 C_2 S_3 + C_1 C_3 & Oz &= -S_2 C_3 \\ Mx &= -C_1 S_2 & My &= -S_1 S_2 & Mz &= C_2 \\ Px &= S_1 d_2 & Py &= -C_1 d_2 & Pz &= d_1 \end{aligned}$$

(với $d_1 = 230$ mm, $d_2 = 50$ mm)

2.2.2. Động học nghịch

Mô hình động học nghịch giúp xác định giá trị các biến khớp của cánh tay khi đã biết vị trí của khâu tác động cuối của cánh tay (điểm chuyển động của ngón tay trên bàn tay). Tương tự cách tính động học thuận, ta sử dụng các ma trận chuyển vị A_i và các phép biến đổi ma trận để tìm các ma trận nghịch đảo và biến đổi các phương trình động học nghịch. Trình tự thực hiện như sau:

$$A_3 = A_2^{-1} \cdot A_1^{-1} \cdot T_3 \quad (7)$$

với A_2^{-1}, A_1^{-1} là ma trận nghịch đảo của các ma trận A_2, A_1

$$A_2^{-1} = \begin{bmatrix} C_2 & S_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & d_2 \\ -S_2 & C_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$A_1^{-1} = \begin{bmatrix} C_1 & S_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -d_1 \\ S_1 & -C_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$A_2^{-1} \cdot A_1^{-1} = \begin{bmatrix} C_1 C_2 & S_1 C_2 & S_2 & -S_2 d_1 \\ -S_1 & C_1 & 0 & d_2 \\ -C_1 S_2 & -S_1 S_2 & C_2 & -C_2 d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

Thay (8 ÷ 10) vào (7), ta được hệ phương trình động học nghịch của cánh tay giả:

$$\begin{cases} C_1.C_2.Px + S_1.C_2.Pz + S_2.Pz - S_2.d_1 = 0 \\ -S_1.Px + C_1.Py + d_2 = 0 \\ -C_1.S_2.Px - S_1.S_2.Py + C_2.Pz - C_2.d_1 = 0 \end{cases} \quad (11)$$

2.2.3. Lực tác dụng tại các khớp cánh tay giả

Xác định lực tác động vào cánh tay giả trong quá trình hoạt động là cần thiết. Giả sử ngoại lực tác động lên các đầu ngón tay ($F_{4,3}$, $M_{4,3}$) là không đáng kể, và cân bằng với phản lực tác động từ các khớp tay khác đến đầu ngón tay ($F_{3,E}$, $M_{3,E}$). Khi đó:

$$\begin{cases} {}^0F_{4,3} = -{}^0F_{3,E} \\ {}^0M_{4,3} = -{}^0M_{3,E} \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} [-F_x & -F_y & -F_z]^T = 0 \\ [-M_x & -M_y & -M_z]^T = 0 \end{cases} \quad (12)$$

Trong trạng thái cân bằng tĩnh, xét trong hệ tọa độ cơ sở, mô-men dẫn động tại khớp của cánh tay thỏa mãn hệ phương trình cân bằng sau:

$$\begin{cases} {}^0F_{i,i-1} = {}^0F_{i,i+1} - {}^0P_i \\ {}^0M_{i,i-1} = {}^0M_{i,i+1} - {}^0r_i \cdot {}^0F_{i,i-1} - {}^0r_{ci} \cdot {}^0P_i \end{cases} \quad (13)$$

với:

${}^0F_{i,i-1} = [F_x \ F_y \ F_z]$ là lực do khâu ($i-1$) tác dụng lên khâu i ở khớp thứ i trong hệ tọa độ cơ bản.

${}^0M_{i,i-1} = [M_x \ M_y \ M_z]$ là mô-men do khâu ($i-1$) tác dụng lên khâu i ở khớp thứ i trong hệ tọa độ cơ bản.

${}^0P_i = [P_x \ P_y \ P_z]$ là trọng lực của khâu i xét trong hệ tọa độ cơ bản.

${}^0r_i = {}^0R_i \cdot {}^i r_i$ là vector có gốc là O_0 nối với O_i .

${}^0R_i = {}^0R_1 \cdot {}^0R_2 \dots {}^i R_i$ là ma trận 3x3 quay biến đổi từ hệ tọa độ 0 đến hệ tọa độ thứ i .

${}^i r_i = [a_i \ d_i \sin \alpha_i \ d_i \cos \alpha_i]^T$ là vector có gốc O_{i-1} nối với O_i .

${}^0r_{ci} = {}^0A_i \cdot {}^i r_{ci}$ là vector có gốc O_0 nối với C_i .

${}^i r_{ci}$: là vector có gốc O_i nối với C_i ở hệ tọa độ khâu i .

Xem các khâu là thanh đồng chất, thay đổi tiết diện ngang không đáng kể, khối lượng các khâu là ${}^0m = [m_1, m_2, m_3]$. Các lực và mô-men tác dụng vào khâu thao tác là ${}^0F = [F_x, F_y, F_z]$ và ${}^0M = [M_x, M_y, M_z]$ là bằng 0 vì không có tác động từ bên ngoài. Từ các thông số và giá trị ban đầu của cánh tay giả là khối lượng các khâu của cánh tay giả được xác định như Bảng 2.

Bảng 1. Khối lượng và lực tác dụng lên cánh tay giả

Thông số	Đơn vị	Giá trị
m_1	kg	0,4
m_2	kg	0,8
m_3	kg	0,3

Lực tác động và mô-men lớn nhất ở trên các khớp cánh tay là khi ở trạng thái duỗi thẳng. Để đơn giản bài toán, ta giả thiết bỏ qua các ảnh hưởng của ma sát tại các khớp quay và giá trị đàn hồi của các gân kéo chuyển động ngón tay. Dựa trên các số liệu thông số đã có, các lực tác động giữa các khâu với nhau ở trạng thái duỗi thẳng được xác định với các giá trị lần lượt như sau:

$$F_{3,2} = [0 \ 3 \ 0]^T; F_{2,1} = [11 \ 0 \ 0]^T; F_{1,0} = [0 \ 15 \ 0]^T$$

Ta thấy, $F_{max} = 15$ N là ở khớp xoay khuỷu tay. Từ đó,

mô-men tối thiểu mà động cơ phải tạo được để xoay cánh tay với tỉ số truyền của cặp bánh răng 3:1 và mô-men cần thiết để kéo các ngón tay (ngón dài nhất là 15 cm) được xác định như sau:

$$\tau_{servo1} = F_{max} \cdot d_1 = 11.5 \text{ (kg.cm)}$$

$$\tau_{servo2} = F_{max} \cdot d_{Finger} = 2.25 \text{ (kg.cm)}$$

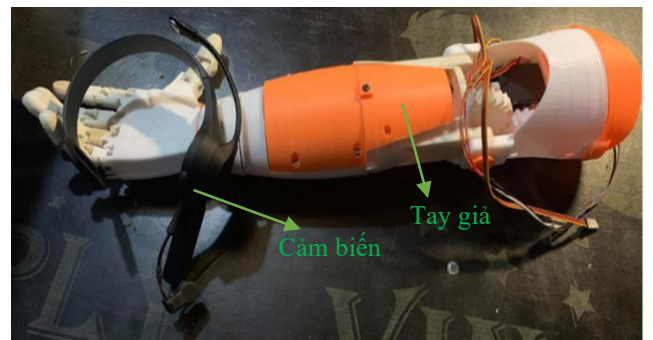
Từ đó, động cơ servo MG995 với mô-men cực đại 15 kg.cm sẽ được lựa chọn cho cơ cấu ở khớp cổ tay, và cơ cấu kéo các ngón tay sẽ chọn động cơ servo MG996R với mô-men cực đại 3.5 kg.cm vì chi phí thấp, dễ tìm kiếm trên thị trường và phù hợp với điều kiện về mô-men yêu cầu. Mô-men của khớp cổ tay với giả thiết là trọng tâm nằm lệch không đáng kể so với trục quay nên cũng được chọn động cơ MG996R.

2.3. Phương án tạo mẫu sản phẩm

Ưu, nhược điểm các phương án để in vỏ ngoài cánh tay được giới thiệu trong Bảng 3. Với tiêu chí ưu tiên an toàn cho sức khỏe, dễ chế tạo và giá thành không được quá cao, sau khi phân tích ưu và nhược điểm của các phương án theo Bảng 3 [18], [19], phương án tạo mẫu cánh tay bằng phương án in nhựa PLA được sử dụng. Cánh tay giả sau khi được in 3D với nhựa PLA được lắp ráp hoàn chỉnh như thể hiện ở Hình 5.

Bảng 3. Ưu và nhược điểm các vật liệu nhựa in

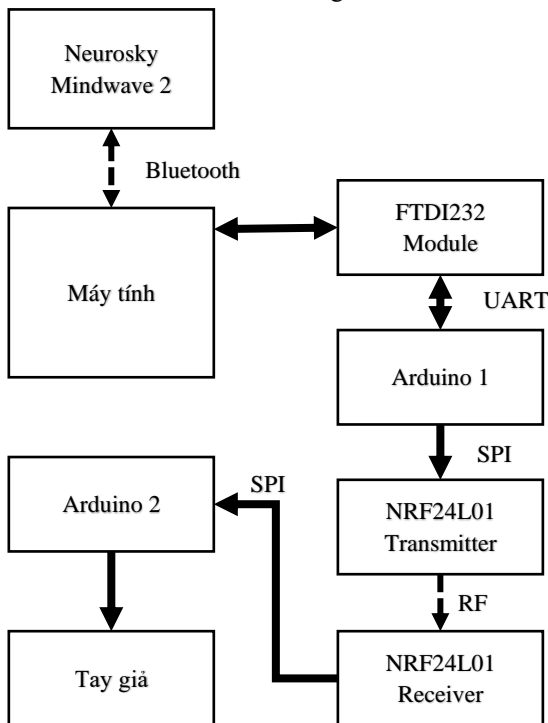
Loại Nhựa	Ưu điểm	Nhược điểm
PLA	Tương thích nhiều máy in In tốc độ cao Cong vênh thấp Nhiều màu sắc Vật liệu an toàn	Dễ bị nóng (hấp nhiệt) Độ bền thấp
ABS	Giá thành rẻ Nhiều màu sắc Tương thích nhiều máy in Cơ tính tốt	Có tính độc hại. Bị cong vênh
Nylon	Độ bền cao, linh hoạt Chất lượng in tốt Kháng hóa chất	Chịu lực yếu. Bị co dãn
PP	Có thể tái chế Chịu lực và giữ màu tốt Kháng khuẩn	Rất đắt tiền Dễ cong vênh Nặng, khó in
ASA	Bền hơn ABS Chống tia cực tím Ít biến dạng và hao mòn theo thời gian	Đắt tiền Phù hợp với máy in chuyên dụng Yêu cầu độ chính xác làm mát cao Vật liệu ít có sẵn



Hình 5. Hình ảnh thực tế của tay giả và cảm biến Neurosky

3. Hệ thống điện tử và điều khiển mô hình

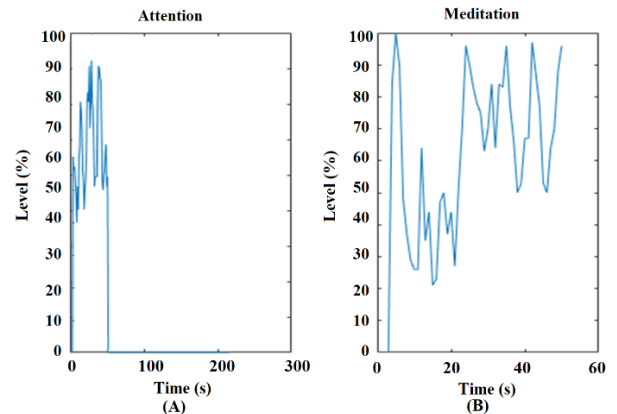
Hệ thống sử dụng Neurosky Mindwave 2 là một thiết bị cảm biến não có kích thước nhỏ gọn hình dáng như một tai nghe sử dụng công nghệ điện biên não (EEG - Electroencephalogram) để theo dõi hoạt động não. Thiết bị này có thông số điện áp và dòng hoạt động 1,5V/ 95mA với khả năng đo các thông số như sóng não cơ bản như sóng Alpha, Beta, Theta, Delta... Người sử dụng đeo thiết bị lên đầu và thiết bị ghi nhận dữ liệu thông qua kết nối không dây Bluetooth [20]. Sơ đồ tín hiệu, điều khiển của cánh tay giả được thể hiện ở Hình 6. Đầu tiên, kết nối máy tính và cảm biến Neurosky Mindwave 2 được thiết lập thông qua chuẩn giao tiếp Bluetooth. Khi máy tính bắt đầu truyền tín hiệu thì cảm biến sẽ trả giá trị Attention hoặc Meditation trong khoảng 0-100 như ví dụ mô tả ở Hình 7 về cổng COM (tín hiệu USB) của máy tính. Module FTDI232 có chức năng đọc và chuyển đổi tín hiệu USB sang UART được sử dụng để xử lý và truyền nhận dữ liệu giữa máy tính với Arduino thứ 1. Tín hiệu từ Arduino thứ 1 lúc này sẽ được truyền bằng sóng vô tuyến không dây đến Arduino thứ 2 được gắn trên tay giả sử dụng cặp module truyền nhận dữ liệu NRF24L01(Transfer) kết nối với Arduino 1 và NRF24L01(Reciever) kết nối trên Arduino 2 cho phép truyền tối đa 100m trong điều kiện lý tưởng và 30-50m trong điều kiện thường (có vật chắn). Lúc này Arduino thứ 2 sẽ xử lý các tín hiệu sóng não nhận được để điều khiển các động cơ servo của tay giả theo các điều kiện đã đặt ra như mô tả ở Bảng 4.



Hình 6. Sơ đồ tín hiệu

Vì cảm biến Neurosky Mindwave 2 chỉ là loại cảm biến 4 kênh do đó chỉ có thể setup để huấn luyện 4 loại động tác. Các tín hiệu lấy về từ cảm biến sóng não là Attention và Meditation có giá trị dao động từ 0 đến 100 tương ứng với khả năng kích hoạt nơ-ron thần kinh hoạt động mạnh hoặc ức chế hoạt động (hoạt động yếu) tại vùng thần kinh trên đầu

mà đầu đo cảm biến được gắn vào. Trong nghiên cứu này thì các tác giả đưa ra 4 loại động tác tương ứng (Xoay cổ tay sang trái hoặc phải, và gập hoặc mở khuỷu tay) với các điều kiện giá trị Attention và Meditation như Bảng 4 sau.



Hình 7. Tín hiệu từ cảm biến sóng não

Bảng 4. Bảng giá trị điều khiển cánh tay

Hoạt động	Điều kiện
Xoay cổ tay sang trái	Meditation > 40
Xoay cổ tay sang phải	Meditation < 40
Gập khuỷu tay	Attention > 40
Mở khuỷu tay	Attention < 40

4. Kết quả thực nghiệm

Thực nghiệm được thực hiện với 1 người trưởng thành nam 20 tuổi tham gia và sẽ trải qua 2 giai đoạn. Người tham gia được yêu cầu thực hiện ngẫu nhiên các hoạt động như ở Bảng 3. Mỗi hoạt động sẽ được yêu cầu thực hiện khoảng 20 lần, trong vòng 5 giây nếu hoạt động đó không được thực hiện thì xem như lần thử đó chưa đạt. Chi tiết thống kê của kết quả thử nghiệm được thể hiện ở trong Bảng 5 sau.

Bảng 5. Kết quả trước khi tập luyện sử dụng

Hoạt động	Số lần thử	Thành công	Tỷ lệ
Cổ tay xoay trái	20	3	15%
Cổ tay xoay phải	20	10	50%
Gập khuỷu tay	20	4	20%
Mở khuỷu tay	20	5	25%
Total	80	22	28%

Sau đó người tham gia sẽ được cho tập luyện mỗi ngày khoảng 30 phút (15 phút sáng và 15 phút chiều) để có thể điều chỉnh được sóng não trong vòng 2 tuần. Phương pháp huấn luyện là người sử dụng điều chỉnh suy nghĩ (tập trung hoặc thả lỏng khi nhìn vào màn hình máy tính) sao cho mức Attention và Meditation trả về từ cảm biến có thể được không chế cao hoặc thấp. Kết quả thực nghiệm lại sau 2 tuần huấn luyện được thể hiện ở Bảng 6.

Bảng 6. Kết quả trước khi tập luyện sử dụng

Hoạt động	Số lần thử	Thành công	Tỷ lệ
Cổ tay xoay trái	20	18	90%
Cổ tay xoay phải	20	15	75%
Gập khuỷu tay	20	17	85%
Mở khuỷu tay	20	13	65%
Total	80	63	79%

Kết quả thu được ở Bảng 5 và 6 cho thấy, tỉ lệ điều

khuyến thành công sẽ tăng theo thời gian huấn luyện hệ thống. Trong quá trình thử nghiệm thì kết quả thử nghiệm xoay cổ tay có tỉ lệ thành công cao hơn so với tỉ lệ điều khiển khuỷu tay thể hiện rằng tín hiệu Meditation là dễ không chê hơn so với tín hiệu Attention. Trong tương lai gần, các loại cảm biến 16 kênh hoặc 64 kênh sẽ được áp dụng để có thể xác định được chính xác hơn các loại sóng cần tìm từ đó mở rộng khả năng hoạt động của tay giả. Các kỹ thuật điều khiển cánh tay cần được tích hợp thêm để điều khiển quỹ đạo linh hoạt và mềm mại hơn. Ứng dụng kết hợp với các hệ thống thông minh khác và các kết nối IoT nhằm cho phép giao tiếp trực tuyến cũng như lưu trữ dữ liệu cho mục đích nghiên cứu.

5. Kết luận

Báo cáo này trình bày kết quả thiết kế và chế tạo cánh tay robot giả được điều khiển bằng sóng não. Trong quá trình nghiên cứu và chế tạo, đã đạt được một số kết quả như sau:

- Cánh tay giả có thể thực hiện một số hoạt động cơ bản tương tự như cánh tay con người.
- Đã thành công trong việc đọc và xử lý giá trị từ cảm biến sóng não với mức độ đơn giản.
- Tín hiệu của hệ thống được truyền qua sóng vô tuyến, loại bỏ việc sử dụng các dây nối không cần thiết.
- Thiết kế dễ lắp ráp và tháo rời, thuận tiện cho việc sửa chữa và thay thế thiết bị.

Mô hình này đáp ứng được nhu cầu điều khiển bằng sóng não cơ bản của người tàn tật, tuy nhiên hệ thống này yêu cầu phải có thời gian tập luyện để sử dụng hệ thống một cách thuần thục. Thử nghiệm cho thấy để sử dụng hệ thống tay giả này hiệu quả thì người dùng cần huấn luyện trong khoảng thời gian 2 tuần.

Các kết quả thử nghiệm ban đầu với hệ thống cho thấy tính khả thi của nghiên cứu. Tuy nhiên, vẫn có những mặt hạn chế cần được khắc phục (như khả năng đáp ứng của cảm biến, tính linh hoạt trong điều khiển, hay nâng cấp khả năng kết nối...) trong các nghiên cứu tương lai nhằm giúp cho cánh tay giả dễ dàng ứng dụng ứng dụng hơn trong thực tế.

Lời cảm ơn: Nhóm nghiên cứu cảm ơn các sinh viên Trần Hiếu Thắng, Nguyễn Đình Tài của ngành Kỹ thuật Cơ điện tử, Trường Đại học Bách khoa - Đại học Đà Nẵng đã tham gia vào quá trình thử nghiệm đề tài này.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] M. LeBlanc, "Give Hope - Give a Hand", [Online]. Available: <http://web.stanford.edu/class/engr110/2011/LeBlanc-03a.pdf>, 11/09/2008. Accessed 08/08/2023.
- [2] General Statistics Office of Vietnam. *National Disability Survey 2016*, Hanoi, Vietnam, 2016.
- [3] N.H. Trung, N.T. Duc, N.D. Ngoc, and L.H. Nam, "Design and Control of an Active Prosthetic Leg". *The University of Danang - Journal of Science and Technology*, Vol. 12, No.121, pp. 24-29, 2017.
- [4] T.Q. Nam, D.N.T. Nam, N.V. Tay, and P. V. Tuan, "Multifunctional limb disabled-aided system". *The University of Danang - Journal of*

- Science and Technology*, Vol. 1, No. 74.2, pp. 42-46, 2014.
- [5] H.T. Bui, L.V. Nguyen, T.N. Ngo, T.S.V. Nguyen, T.A.N. Ho, and Q.T. Phan "Improved Electric Wheelchair Controlled by Head Motion", In *Research in Intelligent and Computing in Engineering. Advances in Intelligent Systems and Computing*, Vol. 1254, pp. 121-129, 2021. https://doi.org/10.1007/978-981-15-7527-3_12
- [6] H.M. Qassim, and W.Z.W. Hasan, "A Review on Upper Limb Rehabilitation Robots". *Applied Science.*, Vol. 10, No. 19, p. 6976, 2020. <https://doi.org/10.3390/app10196976>
- [7] D.M. Duc, T.X. Tuy, P and D. Phuoc, "Study on the Lower Extremity Rehabilitation Device RHleg", *International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)*, Vol. 17, No. 11, pp. 141-156, 2021. <https://doi.org/10.3991/iJOE.v17i11.25435>
- [8] V. N. Thanh, D. P. Vinh, N. T. Nghi, L. H. Nam, and D. L. H. Toan, "Restaurant Serving Robot with Double Line Sensors Following Approach", *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*, China, 2019, pp. 235-239. <https://doi.org/10.1109/ICMA.2019.8816404>
- [9] L.H. Nam, D.P. Vinh, P.A. Duc, and V.N. Thanh, "System identifications of a 2DOF pendulum controlled by QUBE-servo and its unwanted oscillation factors", *Archive of Mechanical Engineering*, Vol. 67, No. 4, pp. 435-450, 2020. <https://doi.org/10.24425/ame.2019.129679>
- [10] A.D. Pham, and H.J. Ahn, "Evaluation of input shaping methods for the nonlinear vibration system using a Furuta pendulum", *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 37, No. 11, pp.827-833, 2020. <https://doi.org/10.7736/JKSPE.020.056>
- [11] N.T. Vo, and H. Sawada, "Simplified cerebellum-like spiking neural network as short-range timing function for the talking robot", *Connection Science*, Vol. 30, No 4, pp. 388-408, 2018. <https://doi.org/10.1080/09540091.2018.1510901>
- [12] K. T. Nguyen, C.M. Quang, D.T. Can, and P.A. Duc, "Characterization of geometrical parameters of plastic bottle shredder blade utilizing a two-step optimization method", *Archive of Mechanical Engineering*, Vol. 68, No. 3, pp. 253-269, 2021. <https://doi.org/10.24425/ame.2021.138392>
- [13] T.H.T. Tran, D.S. Nguyen, N.T. Vo, and H.N. Le, "Design of delta robot arm based on topology optimization and generative design method", *5th International Conference on Green Technology and Sustainable Development*, 2020, pp. 157-161. <https://doi.org/10.1109/GTSD50082.2020.9303083>
- [14] V.N. Tien, and V.N. Thanh, "Method For Controlling Multi Command Type Servo Motors Using Matlab". *The University of Danang - Journal of Science and Technology*, Vol. 6, no.91, pp. 64-67, 2015.
- [15] D.N. Nguyen, H.T. Ngo, H.L. Le, and H.N. Le, "Development of a Receptionist Robot: Mechanical and Control System Design". *The University of Danang - Journal of Science and Technology*, Vol. 17, No. 6, pp. 31-34, 2019.
- [16] T.Q. Khai, "Survey, Design and Fabrication of Humanoid Robot Hand Model Using Leap Motion Sensor". *The University of Danang - Journal of Science and Technology*, Vol. 19, No.1, pp. 14-18, 2021.
- [17] N.T. Phuc, *Industrial Robot, Science and Technology Publishing House*, 2006.
- [18] Department of Science and Technology – Center for Science and Technology Information and Statistics. "3D printing technology - Future application direction", <https://dost.hochiminhcity.gov.vn/>, 2018 [Online]. Available: https://dost.hochiminhcity.gov.vn/documents/741/Tongquan_Ky_5_Cong_nghie_in_3D.pdf. Accessed 08/08/2023. [Accessed 08/08/2023]
- [19] T.K. Nguyen, D.K. Chau, and A.D. Pham, "Characterization of an FDM-3D Printed Moldcore in a Thermoforming Process Using Taguchi in Conjunction with Lumped-Capacitance Method", *Arabian Journal for Science and Engineering*, Vol. 48, pp. 11989-12000, 2023. <https://doi.org/10.1007/s13369-023-07646-7>
- [20] Neurosky, MindWave Mobile 2 Quick Start Guide and User Guide, 08/06/2018 [Online]. Available: <http://support.neurosky.com/kb/mindwave-mobile-2>, [Accessed 08/08/2023]