

# THIẾT BỊ BỘ XƯƠNG NGOÀI PHỤC HỒI CHỨC NĂNG CHO KHỚP GỐI VỚI 6 BẬC TỰ DO

## DESIGN OF A 6 D.O.F ACTIVE EXOSKELETON FOR THE FUNCTIONAL REHABILITATION OF HUMAN KNEE JOINT

Huỳnh Long Triết Giang<sup>1,\*</sup>, Cái Việt Anh Dũng<sup>2,\*</sup>, Hồ Quang Hưng<sup>3</sup>,  
Nguyễn Việt Thắng<sup>2</sup>, Nguyễn Minh Tâm<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Trường đại học Công Nghệ Sài Gòn, Việt Nam

<sup>2</sup> Trường đại học Quốc Tế Miền Đông, Bình Dương, Việt Nam

<sup>3</sup> Bệnh viện Chợ Rẫy, TP.HCM, Việt Nam

<sup>4</sup> Trường đại học Sư Phạm Kỹ Thuật TP.HCM, Việt Nam

Ngày toà soạn nhận bài 20/4/2020, ngày phản biện đánh giá 27/4/2020, ngày chấp nhận đăng 15/5/2020.

### TÓM TẮT

Nghiên cứu này trình bày thiết kế chi tiết của thiết bị phục hồi chức năng chủ động cho khớp gối. Thiết bị có gắn động cơ, cảm biến mô-men và các cảm biến đo chuyển động cho phép hoạt động trong cả 2 chế độ: thụ động và chủ động. Ở chế độ thụ động, thiết bị vận hành theo một quỹ đạo được thiết lập sẵn, đồng thời cung cấp số liệu đo chuyển động khớp và mô-men tương tác với khớp gối. Ở chế độ chủ động, mô-men tương tác được điều khiển, cho phép thiết bị cung cấp lực cản trở, hoặc hỗ trợ tại những thời điểm cần thiết trong quá trình chuyển động của khớp. Thiết kế sử dụng chuyển động của 3 khớp xoay và 3 khớp tịnh tiến tạo thành 6 bậc tự do chuyển động trong không gian, giúp thiết bị không tạo ra bất kỳ hạn chế cơ học nào cho người sử dụng khi vận hành.

**Từ khóa:** Phục hồi chức năng khớp gối; Thiết bị bộ xương ngoài cho chi dưới; Cơ cấu đẳng tĩnh cho khớp sinh học; Động học khớp gối; Điều khiển mô-men tương tác.

### ABSTRACT

This paper describes the design of a knee joint active exoskeleton. The device has one motorized degree of freedom to create motions at the knee level of the user. It is also equipped with a torque sensor and a set of optical encoders (position sensors) which allow the system to operate both in passive and active modes. In passive mode, the device provides motions according to a preprogrammed trajectory, meanwhile providing measuring data of the knee kinematics as well as of the interaction torque that is transmitted from the device to the knee. In active mode, the interaction torque is controlled in closed-loop, allowing the system to provide resistive or assistive torques to the knee during its motions. The design comprises the use of 3 prismatic and 3 rotative mechanical joints that together form 6 degrees of freedom serial kinematic chain, eliminating then all residual force/torque components which may constraint the natural motion of the user's knee.

**Keywords:** Knee functional rehabilitation; Lower limb exoskeleton; Isotatic mechanisms for anatomical joints; Knee joint kinematics; Interaction torque control.

## 1. GIỚI THIỆU

Trong quá trình phục hồi chức năng khớp gối, kỹ thuật viên cần xác định chính xác những thay đổi về khả năng vận động của khớp nhằm đánh giá kết quả điều trị.

Việc đánh giá này từ lâu được thực hiện chủ yếu bằng các phương pháp thủ công. Nhược điểm lớn của các phương pháp này là độ tin cậy thấp do phụ thuộc vào cảm giác phán đoán của từng kỹ thuật viên hoặc chuyên gia, mà cảm giác này thay đổi theo từng người.

Việc thu thập dữ liệu chính xác chuyển động sinh học của khớp có ý nghĩa quan trọng trong việc nâng cao chuẩn hóa chẩn đoán và điều trị. Trong lĩnh vực cơ sinh học, rất nhiều nhóm nghiên cứu đã tiến hành thực nghiệm về vấn đề này. Năm 2000, Wilson và các cộng sự đã thực hiện nghiên cứu mức vận động của khớp gối bằng cách cố định xương chày trên một bề mặt làm việc, sau đó gấp mở xương đùi để tạo chuyển động. Bằng phương pháp thủ công này, nhóm nghiên cứu có thể quan sát và ghi nhận chuyển động của khớp [1]. Năm 2004, Li và các cộng sự cũng dùng trực tiếp xương chày và xương đùi để đo chuyển động về góc giữa hai xương và tìm hiểu về mối liên quan giữa việc chịu tải của bó cơ [2]. Năm 2016, Ricardo cùng nhóm nghiên cứu đã thí nghiệm trực tiếp trên xương chày và xương đùi, sử dụng công nghệ xử lý ảnh để mô phỏng hình ảnh dưới dạng 3D và đồng thời cung cấp dữ liệu về trực quay tức thời của khớp gối [3].

Các phương pháp phục hồi chức năng hệ cơ xương khớp phổ biến hiện tại có thể được tiến hành theo 2 cách: sử dụng các bài tập thủ công có sự tiếp xúc trực tiếp của người kỹ thuật viên, hoặc sử dụng thiết bị máy móc hỗ trợ. Năm 2008, Thompson cải tiến máy tập thụ động (CPM - continuous passive motion), một thiết bị sử dụng một động cơ hỗ trợ cho hoạt động gấp mở của khớp gối. Tuy nhiên, máy tập thụ động này chỉ có 1 bậc tự do gấp mở khiến cho căng chân hoặc phần đùi sẽ không được thoải mái, đồng thời thiết bị không có chức năng bảo vệ khi có sự cố cũng như không có chức năng tập lực chủ động [4]. Năm 2011, Cai và đồng sự xây dựng thiết bị bộ xương ngoài cho khớp gối với 6 bậc tự do, gồm 5 chuyển động xoay và 1 chuyển động tịnh tiến. Thiết bị sử dụng bộ truyền động ma sát trượt cho phép bảo vệ khớp sinh học bằng cách điều chỉnh ngưỡng trượt của bánh ma sát. Việc thêm vào các bậc tự do thụ động trong cơ cấu giúp loại bỏ các thành phần lực & mô-men ràng buộc, sinh ra từ sự lệch trục giữa trục động cơ và trục sinh học, cho phép người sử dụng có được cảm giác di chuyển một cách linh hoạt, tự nhiên hơn [5].

Có rất nhiều nghiên cứu về thiết bị hỗ trợ phục hồi khớp gối. Hầu hết tập trung vào bậc tự do chuyển động chính của khớp gối (gấp/mở) và bỏ qua các bậc tự do khác, cũng như ít khi cung cấp 1 dữ liệu đo đầy đủ về chuyển động sinh học của khớp trong 3D, điều giúp quá trình chẩn đoán trở nên chính xác hơn. Trong bài báo này, chúng tôi mô tả thiết kế 1 thiết bị phục hồi chức năng chủ động cho khớp gối với 1 bậc tự do chủ động (gấp/mở). Cũng giống như thiết bị được giới thiệu trong [5], phiên bản mới này có tổng cộng 6 bậc tự do, nhưng với thiết kế tối ưu hơn. Thiết kế mới gồm 3 bậc tự do quay và 3 bậc tự do trượt, cho phép phân biệt các bậc tự do quay và trượt của khớp sinh học, đồng thời tối ưu hóa chỉ số điều hòa của cơ cấu [6]. Ngoài ra, phạm vi vận động của khớp gối có thể được xác định nhờ vào 6 cảm biến đo chuyển động (encoder) đặt tại 6 khớp của thiết bị. Tại khớp đầu tiên (gấp/mở), cảm biến mô-men được lắp đặt cho phép đo lực vận động của chân, đồng thời cho phép xác định giới hạn lực của khớp gối của người sử dụng.

## 2. THIẾT KẾ CƠ KHÍ

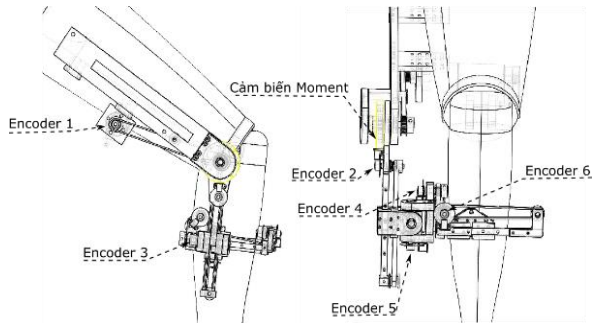
Thiết bị được thiết kế với sáu bậc tự do trong không gian, bao gồm 3 chuyển động xoay và 3 chuyển động tịnh tiến, phù hợp với độ linh hoạt của khớp sinh học vì trong không gian, một vật rắn được gọi là tự do khi 6 bậc tự do chuyển động không bị hạn chế.



**Hình 1.** Thiết kế 3D của thiết bị

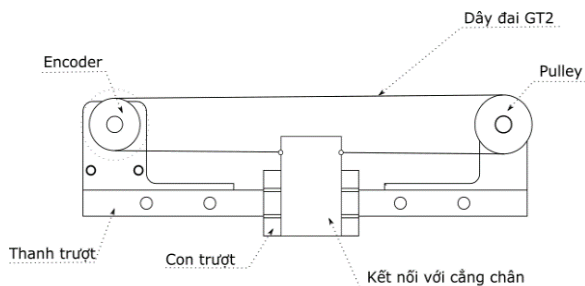
Thiết kế 3D của thiết bị được mô tả ở Hình 1. Thiết bị được kết nối với đùi và căng chân bằng 2 miếng ốp composite. Thiết kế này cho phép đùi chuyển động linh hoạt. Cảm biến mô-men để đo lực và sáu cảm biến đo góc (encoder) được đặt ở 6 khớp cơ học

để đo chuyển động tại những vị trí này (Hình 2). Dữ liệu từ các encoder và cảm biến mô-men được truyền về máy tính để xử lý tính toán.



**Hình 2.** Cách bố trí cảm biến trên thiết bị

Cảm biến đo góc (encoder) được bố trí ở 6 vị trí trên thiết bị là loại encoder 1024 xung, trong đó 3 encoder dùng để đo chuyển động xoay, 3 encoder dùng để đo chuyển động tịnh tiến. Thiết bị sử dụng cơ cấu truyền động đai để biến chuyển động tịnh tiến thành chuyển động xoay. Sử dụng encoder, ta dễ dàng đọc được giá trị góc quay, từ đó suy ra vị trí chuyển động của khớp tịnh tiến như hình 3.



**Hình 3.** Cách gắn encoder tại khớp trượt nhằm đo chuyển động tịnh tiến của khớp.

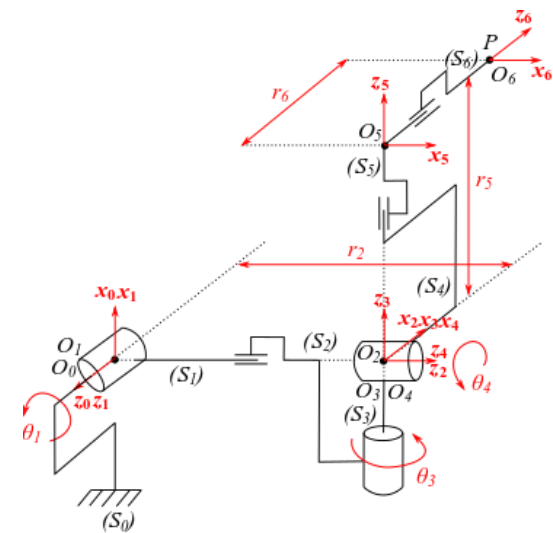
Bằng cách sử dụng 2 puli ở 2 đầu của khớp tịnh tiến, encoder được gắn cố định vào 1 trong 2 pulley như hình 3 và dây đai được kết nối vào con trượt. Khi khớp chuyển động tịnh tiến 1 đoạn thì puli cũng xoay được một số lượng xung tương ứng.

Cảm biến mô-men cũng được lắp trên thiết bị tại khớp 1 vì đây là khớp xoay chính. Thiết bị cho phép phát hiện giới hạn trên và dưới của vị trí góc quay chính của khớp gối, giúp người sử dụng có thể chủ động tìm được giới hạn của khớp gối mình một cách chủ động. Đồng thời việc sử dụng giá trị của encoder cùng với cảm biến mô-men có thể

giúp ích cho việc chẩn đoán và vẽ phác đồ hồi phục khớp gối của người sử dụng.

### 3. MÔ HÌNH ĐỘNG HỌC

Sơ đồ động học của thiết bị đo khớp gối bao gồm 3 khớp xoay và 3 khớp tịnh tiến tạo thành một thiết bị đo 6 bậc tự do trong không gian. Với việc sử dụng các khớp tịnh tiến có trục vuông góc với nhau từng đôi một và sử dụng khớp các-đẫn với 2 trục quay vuông góc và giao nhau cho các góc quay 3 và 4 [7], độ cứng vững của thiết bị được đảm bảo và quá trình tính toán bài toán động học cũng trở nên đơn giản hơn. Thiết bị đồng thời cũng cho phép hiệu chỉnh kích thước theo độ dài chi dưới của nhiều người sử dụng khác nhau.



**Hình 4.** Hệ trục tọa độ của thiết bị

Hình 4 thể hiện sơ đồ động học được xây dựng cho thiết bị, theo nguyên tắc đặt thông số Denavit-Hartenberg biến đổi (Modified D.H. Notation) [8]. Các thông số D.H. của thiết bị được liệt kê trong bảng 1 bên dưới.

**Bảng 1.** Bảng thông số D.H biến đổi

	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
Joint 1	0	0	0	$\theta_1$
Joint 2	0	$\pi/2$	$r_2$	$-\pi/2$
Joint 3	0	$-\pi/2$	0	$\theta_3$
Joint 4	0	$\pi/2$	0	$\theta_4$
Joint 5	0	$-\pi/2$	$r_5$	$-\pi/2$
Joint 6	0	$-\pi/2$	$r_6$	0

Phương trình (1) biểu diễn ma trận chuyển đổi D-H (Modified Denavit-Hartenberg), thể hiện mối tương quan giữa khớp thứ  $i-1$  và  $i$

$$\mathbf{T}_{i-1,i} = \begin{pmatrix} C\theta_i & -S\theta_i & 0 & a_i \\ C\alpha_i S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i & -d_i S\alpha_i \\ S\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i C\theta_i & C\alpha_i & d_i C\alpha_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

Các ma trận biến đổi đồng nhất giữa các hệ trục tọa độ liên kề nhau trên cơ cấu được viết theo công thức (1). Ở đây, ma trận Jacobi được nhóm tác giả chọn viết tại điểm P trong hệ trục tọa độ  $R_3(x_3, y_3, z_3)$ . Các ma trận biến đổi đồng nhất giữa (R3) và (R0) cũng như giữa (R3) và (R6) được viết như sau:

$$\mathbf{T}_{03} = \begin{pmatrix} -S\theta_1 S\theta_3 & -S\theta_1 C\theta_3 & C\theta_1 & r_2 S\theta_1 \\ C\theta_1 S\theta_3 & C\theta_1 C\theta_3 & S\theta_1 & -r_2 C\theta_1 \\ -C\theta_3 & S\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix};$$

$$\mathbf{T}_{36} = \begin{pmatrix} 0 & S\theta_4 & C\theta_4 & r_6 C\theta_4 - r_5 S\theta_4 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -C\theta_4 & S\theta_4 & r_6 S\theta_4 + r_5 C\theta_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}; \quad (2)$$

$$\mathbf{T}_{06} = \begin{pmatrix} \mathbf{R}_{06} & \mathbf{d}_{06} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} = \mathbf{T}_{03} \cdot \mathbf{T}_{36}$$

Ngoài phương pháp đạo hàm từng phần phương trình động học thuận, ma trận Jacobi còn có thể được thiết lập bằng cách gộp các tốc độ vận tốc của tất cả các khớp của cơ cấu (với điều kiện là cơ cấu nối tiếp – không có vòng kín động học). Quy tắc viết được thể hiện trong phương trình (3) và (4) dưới đây:

$$\mathbf{\$}_{i/R_j} = \begin{pmatrix} \mathbf{z}_i \\ \mathbf{PO}_i \wedge \mathbf{z}_i \end{pmatrix}_{/R_j} \quad \text{với khớp quay} \quad (3)$$

$$\mathbf{\$}_{i/R_j} = \begin{pmatrix} \mathbf{0} \\ \mathbf{z}_i \end{pmatrix}_{/R_j} \quad \text{với khớp trượt} \quad (4)$$

Các tốc độ vận tốc viết tại điểm P cho mỗi khớp của cơ cấu được xác định như sau:

$$\mathbf{\$}_{1/R_3} = \begin{pmatrix} \mathbf{z}_1 \\ \mathbf{PO}_1 \wedge \mathbf{z}_1 \end{pmatrix}_{/R_3} = \begin{pmatrix} -C\theta_3 \\ S\theta_3 \\ 0 \\ r_6 S\theta_3 C\theta_4 + r_5 S\theta_3 C\theta_4 - r_2 S\theta_3 C\theta_3 \\ r_6 C\theta_3 C\theta_4 + r_5 C\theta_3 C\theta_4 - r_2 C^2\theta_3 \\ -r_6 S\theta_3 C\theta_4 + r_5 S\theta_3 S\theta_4 + r_2 S^2\theta_3 \end{pmatrix}_{/R_3};$$

$$\mathbf{\$}_{2/R_3} = \begin{pmatrix} \mathbf{0} \\ \mathbf{z}_2 \end{pmatrix}_{/R_3} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ -S\theta_3 \\ -C\theta_3 \\ 0 \end{pmatrix}_{/R_3};$$

$$\mathbf{\$}_{3/R_3} = \begin{pmatrix} \mathbf{z}_3 \\ \mathbf{PO}_3 \wedge \mathbf{z}_3 \end{pmatrix}_{/R_3} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \\ r_6 C\theta_4 - r_5 S\theta_4 \\ 0 \end{pmatrix}_{/R_3};$$

$$\mathbf{\$}_{4/R_3} = \begin{pmatrix} \mathbf{z}_4 \\ \mathbf{PO}_4 \wedge \mathbf{z}_4 \end{pmatrix}_{/R_3} = \begin{pmatrix} 0 \\ -1 \\ 0 \\ -r_6 C\theta_4 - r_5 C\theta_4 \\ 0 \\ r_6 C\theta_4 - r_5 S\theta_4 \end{pmatrix}_{/R_3};$$

$$\mathbf{\$}_{5/R_3} = \begin{pmatrix} \mathbf{0} \\ \mathbf{z}_5 \end{pmatrix}_{/R_3} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ -S\theta_4 \\ 0 \\ C\theta_4 \end{pmatrix}_{/R_3};$$

$${}^{\$}_6/R_3 = \begin{pmatrix} \mathbf{0} \\ \mathbf{z}_6 \end{pmatrix}_{/R_3} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ C\theta_4 \\ 0 \\ S\theta_4 \end{pmatrix}_{/R_3}$$

Theo quy tắc truyền động, chuyển động tại 1 điểm  $P$  trên cơ cấu là tổng chuyển động tạo ra ở mỗi khớp riêng biệt. Do đó, ma trận Jacobi của hệ thống, viết tại điểm  $P$ , trong hệ trục tọa độ ( $R_3$ ), có thể được xác định bằng cách gộp 6 vec-tơ này lại với nhau, tạo thành 1 ma trận 6x6 như sau:

$$\begin{aligned} \mathbf{J}(\mathbf{P})_{/R_3} &= \begin{pmatrix} \mathbf{J}_\omega \\ \mathbf{J}_v(\mathbf{P}) \end{pmatrix}_{/R_3} \\ &= (\$1 \quad \$2 \quad \$3 \quad \$4 \quad \$5 \quad \$6)_{/R_3} \end{aligned} \quad (5)$$

Ma trận 3x6  $\mathbf{J}_\omega$  hợp bởi 3 dòng đầu tiên của ma trận Jacobi được gọi là ma trận Jacobi vận tốc góc. Ma trận 3x6  $\mathbf{J}_v(\mathbf{P})$  hợp bởi 3 dòng cuối cùng của ma trận Jacobi được gọi là ma trận Jacobi vận tốc thẳng. Vec-tơ vận tốc góc và vận tốc thẳng của điểm  $P$  có thể được xác định bằng phương trình động học vận tốc thuận:

$$\begin{pmatrix} \boldsymbol{\omega} \\ \mathbf{v}_P \end{pmatrix}_{/R_3} = \mathbf{J}(\mathbf{P})_{/R_3} \cdot \dot{\boldsymbol{\phi}} \quad (6)$$

Trong nội dung bài báo này, nhóm tác giả chỉ đo chuyển động quay của khớp gối. Dữ liệu của vec-tơ vận tốc góc  $\boldsymbol{\omega}$  của hệ thống có thể được sử dụng cho mục đích này. Từ các phương trình (5) và (6), công thức tính giá trị của vec-tơ này có thể được xác định cụ thể như sau:

$$\boldsymbol{\omega}_{/R_3} = \begin{pmatrix} -\dot{\phi}_1 C\theta_3 \\ \dot{\phi}_1 S\theta_3 - \dot{\phi}_4 \\ \dot{\phi}_3 \end{pmatrix}_{/R_3}; \boldsymbol{\omega}_{/R_0} = \mathbf{R}_{03} \cdot \boldsymbol{\omega}_{/R_3} \quad (7)$$

Các góc quay của khớp gối (gấp/mở, xoay trong/xoay ngoài, vẹo trong/vẹo ngoài) có thể được xác định bằng 3 góc  $\psi$ ,  $\theta$ , và  $\varphi$ , định nghĩa theo Grood and Suntay (1983) [9]. Các ma trận quay của 3 góc quay này lần lượt được định nghĩa như sau:

$$\begin{aligned} R_\psi &= \begin{pmatrix} C\psi & -S\psi & 0 \\ S\psi & C\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}; R_\theta = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & C\theta & -S\theta \\ 0 & S\theta & C\theta \end{pmatrix}; \\ R_\varphi &= \begin{pmatrix} C\varphi & 0 & S\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -S\varphi & 0 & C\varphi \end{pmatrix}; \end{aligned} \quad (8)$$

Ma trận quay  $\mathbf{R}_G$  được tạo ra bởi 3 góc quay  $\theta$ ,  $\varphi$  và  $\psi$  được xác định như sau:

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_G &= R_\psi \cdot R_\theta \cdot R_\varphi = \\ &= \begin{pmatrix} C\psi C\varphi - S\psi S\theta S\varphi & -S\psi C\theta & C\psi S\varphi + S\psi S\theta C\varphi \\ S\psi C\varphi + C\psi S\theta S\varphi & C\psi C\theta & S\psi S\varphi - C\psi S\theta C\varphi \\ -C\theta S\varphi & S\theta & C\theta C\varphi \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (9)$$

Bằng cách so sánh ma trận quay  $\mathbf{R}_{0f}$  của cơ cấu với  $\mathbf{R}_G$ , ta có thể xác định được 3 góc  $\theta$ ,  $\varphi$  và  $\psi$  này:

$$\mathbf{R}_{0f} = \mathbf{R}_{06} \cdot \mathbf{R}_{6f} = \mathbf{R}_G \quad (10)$$

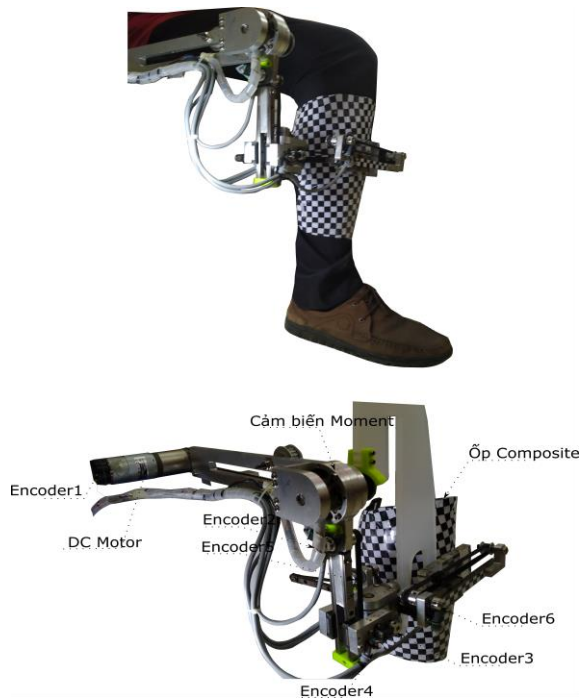
Ở đây, ma trận  $\mathbf{R}_{6f}$  cho phép chuyển hệ quy chiếu từ ( $R_6$ ) sang hệ quy chiếu của Grood and Suntay [9], có giá trị như sau:

$$\mathbf{R}_{6f} = \begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (11)$$

Các góc quay Euler có thể được xác định trực tiếp từ phương trình (9), (10) và (11) như sau:

$$\begin{aligned} \psi &= \arctan 2(-R_{0f}(1,2), R_{0f}(2,2)); \\ \varphi &= \arctan 2(-R_{0f}(3,1), -R_{0f}(3,3)); \\ S\theta &= R_{0f}(3,2); \quad C\theta = \pm\sqrt{1-S^2\theta} \\ \Rightarrow \theta &= \arctan 2(S\theta, C\theta); \end{aligned} \quad (12)$$

#### 4. KẾT QUẢ THỰC NGHIỆM



**Hình 5.** Thiết bị được chế tạo thực tế

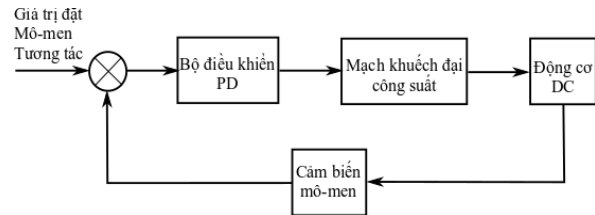
Hình 5 mô tả thiết bị đã được chế tạo. Thiết bị được gắn chặt lên thành ghế. Trước khi sử dụng, thiết bị sẽ được cố định tại vị trí cho trước để đảm bảo các thông số khớp ở chính xác tại vị trí ban đầu. Lúc này ta có:

$$\begin{cases} \theta_1 = -90^\circ \\ r_2 = l_{20} \\ \theta_3 = 0^\circ \end{cases} ; \begin{cases} \theta_4 = 0^\circ \\ r_5 = l_{50} \\ r_6 = l_{60} \end{cases} \quad (13)$$

Để thử nghiệm hệ thống, nhóm tác giả thực hiện 3 thí nghiệm:

- **TN1:** Điều khiển hệ thống di chuyển theo ý muốn của người sử dụng.
- **TN2:** Điều khiển cản trở theo chiều mở khớp gối.
- **TN3:** Điều khiển cản trở theo chiều gấp khớp gối.

Để thực hiện các thí nghiệm này, nhóm cài đặt bộ điều khiển vòng kín mô-men tương tác cho thiết bị thông qua cảm biến mô-men được gắn ở đầu ra của trục quay thứ 1 của cơ cấu (xem hình 6). Đây cũng chính là trục quay được điều khiển trực tiếp bởi động cơ DC.

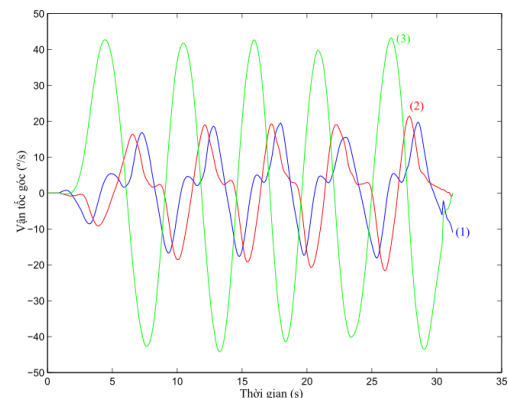


**Hình 6.** Bộ điều khiển mô-men tương tác

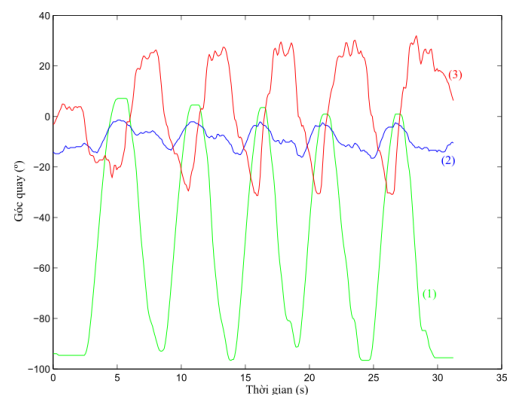
Giá trị đặt của bộ điều khiển mô-men tương tác được xác định dựa theo công thức sau:

$$M = M_i - M_g \quad (14)$$

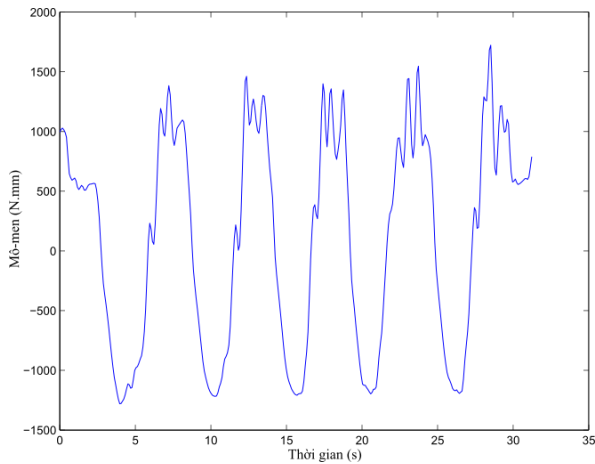
Với  $M_i$  là mô-men tương tác mong muốn điều khiển,  $M_g$  là mô-men sinh ra bởi khối lượng của các khâu của cơ cấu tác động lên trục quay thứ nhất. Kết quả thực nghiệm của thí nghiệm thứ 1, thứ 2 và thứ 3 lần lượt được trình bày trong các hình 7a, 7b, 7c; 8a, 8b, 8c và 9a, 9b, 9c.



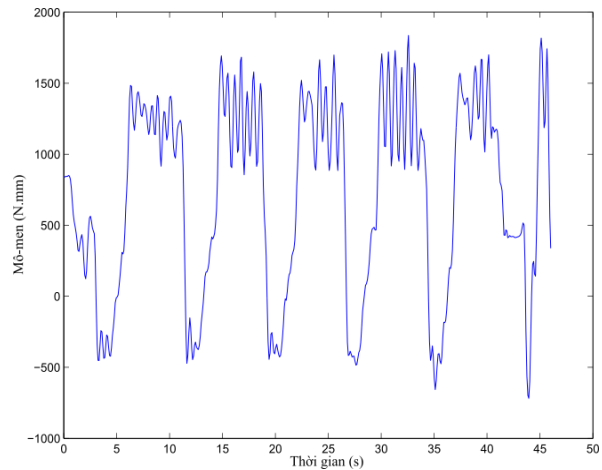
**Hình 7a.** TN1: Các thành phần vec-tơ vận tốc góc đo trong hệ quy chiếu  $R_0$ . (1):  $w_{x0}$ , (2):  $w_{y0}$ , (3):  $w_{z0}$ .



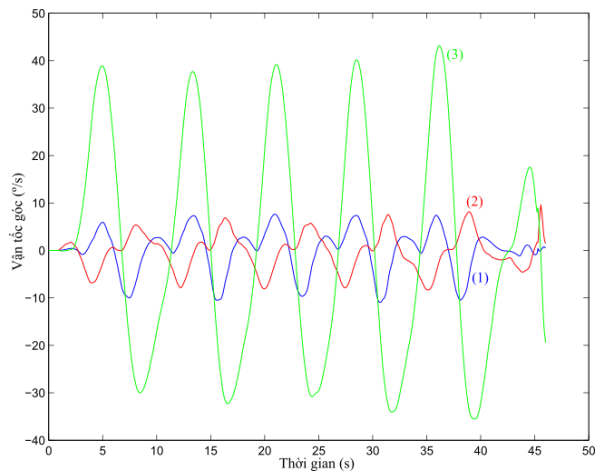
**Hình 7b.** TN1: Các góc quay sinh học của khớp gối. (1): Gấp – Mở, (2): Vẹo trong – Vẹo ngoài, (3): Xoay trong – Xoay Ngoài..



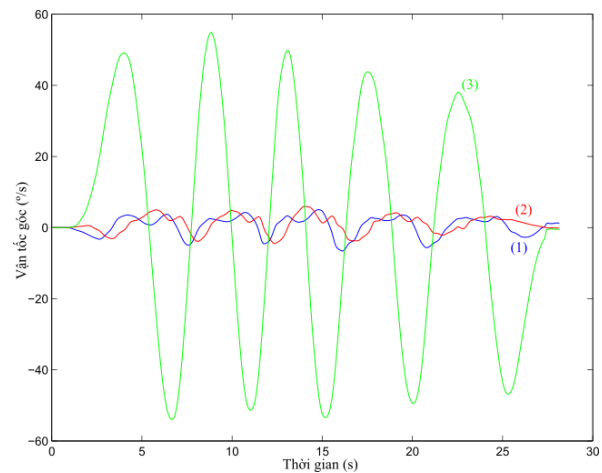
**Hình 7c. TN1:** Dữ liệu đo mô-men tương tác đo bởi cảm biến mô-men.



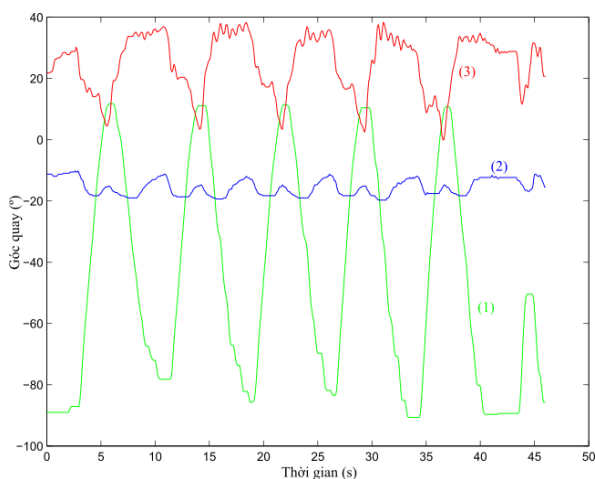
**Hình 8c. TN2:** Dữ liệu đo mô-men tương tác đo bởi cảm biến mô-men.



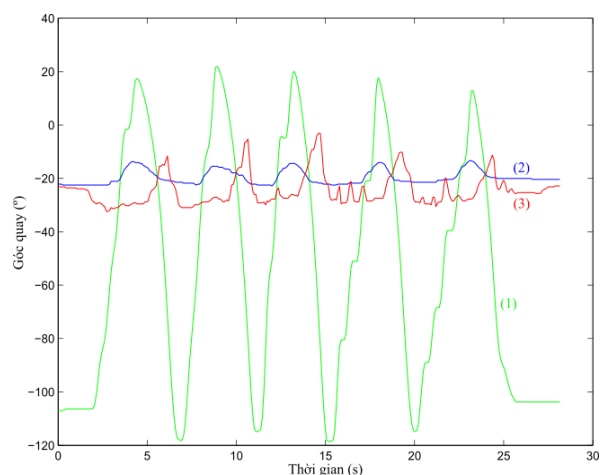
**Hình 8a. TN2:** Các thành phần vec-tơ vận tốc góc đo trong hệ quy chiếu  $R_0$ . (1):  $w_{x0}$ , (2):  $w_{y0}$ , (3):  $w_{z0}$ .



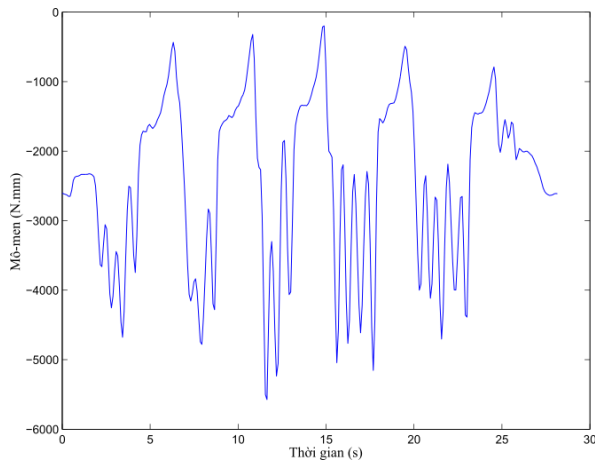
**Hình 9a. TN3:** Các thành phần vec-tơ vận tốc góc đo trong hệ quy chiếu  $R_0$ . (1):  $w_{x0}$ , (2):  $w_{y0}$ , (3):  $w_{z0}$ .



**Hình 8b. TN2:** Các góc quay sinh học của khớp gối. (1): Gấp - Mở, (2): Vẹo trong - Vẹo ngoài, (3): Xoay trong - Xoay Ngoài.



**Hình 9b. TN3:** Các góc quay sinh học của khớp gối. (1): Gấp - Mở, (2): Vẹo trong - Vẹo ngoài, (3): Xoay trong - Xoay Ngoài.



**Hình 9c.** TN3: Dữ liệu đo mô-men tương tác do bởi cảm biến mô-men.

Hình 7a, 8a, 9a thể hiện các thành phần của vec-tơ vận tốc khớp trong hệ quy chiếu ( $R_0$ ). Hướng của vec-tơ này cũng chính là hướng quay của trục quay sinh học khớp gối. Ngoài ra, nếu quan sát thêm góc quay khớp gối ở các hình 7b, 8b, 9b, ta thấy rõ minh chứng chuyển động khớp gối là 1 chuyển động không gian với đủ 3 thành phần. Ngoài chuyển động gập mở là chuyển động chính với biên độ lớn nhất, 2 chuyển động còn lại (vẹo trong/ vẹo ngoài, xoay trong/xoay ngoài) cũng có biên độ đáng kể, nhất là chuyển động xoay trong/ xoay ngoài, với biên độ lên tới hơn  $30^\circ$  khi khớp gối gập mở.

Ở thí nghiệm thứ nhất. Giá trị đặt của bộ điều khiển mô-men tương tác được đặt ở mức 0. Khi người sử dụng gập mở khớp gối sẽ sinh ra mô-men tương tác, bộ điều khiển sẽ tạo chuyển động cùng chiều để đưa mô-men này về mức 0. Do đó, thiết bị sẽ di chuyển theo chuyển động căng chân của

người sử dụng. Quan sát giá trị cảm biến mô-men ở hình 7c, ta thấy mô-men tương tác tăng vọt lên tới 1N.m khi người sử dụng đảo chiều chuyển động. Đây là mô-men được sinh ra bởi lực quán tính của cơ cấu khi đảo chiều chuyển động. Để triệt tiêu mô-men này, khiến hệ thống trở nên “trong suốt” hơn, nhất thiết cần phải cài đặt 1 bộ dự đoán chuyển động của người sử dụng.

Hình 8c và 9c cho thấy rõ tác động của bộ điều khiển mô-men tương tác nhằm cản trở/hỗ trợ chuyển động của người sử dụng. Mô-men tương tác sẽ vọt lên giá trị tối đa khi thiết bị được lập trình cản trở chuyển động và về gần với 0 khi thiết bị không được lập trình cản trở chuyển động.

## 5. KẾT LUẬN

Bài báo trình bày thiết kế chi tiết của một thiết bị bộ xương ngoài ứng dụng trong việc hỗ trợ thực hiện các bài tập phục hồi chức năng cho khớp gối. Thiết bị gồm 1 cơ cấu 6 bậc tự do, với 3 khớp trượt và 3 khớp xoay. Ở mỗi khớp đều có gắn cảm biến đo vị trí khớp. Động cơ được gắn tại khớp quay thứ nhất của cơ cấu, cho phép điều khiển gập mở khớp gối của người sử dụng. Cảm biến mô-men được lắp tại khớp quay đầu tiên, nhằm đo và điều khiển mô-men tương tác. Các thí nghiệm ban đầu thực hiện đều cho kết quả hợp lý, trùng khớp với dự đoán của nhóm nghiên cứu. Trong tương lai gần, kỹ thuật này sẽ nhanh chóng được nghiên cứu để phát triển thành những sản phẩm thương mại, áp dụng hỗ trợ cho các bài tập phục hồi chức năng hệ cơ xương khớp.

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Wilson, D. R., Feikes, J. D., Zavatsky, A. B., & O'Connor, J. J., 2000. *The components of passive knee movement are coupled to flexion angle*. Journal of Biomechanics 33, 465-473.
- [2] Li, G., Zayontz, S., DeFrate, L. E., Most, E., Suggs, J. F., & Rubash, H. E., 2004. *Kinematics of the knee at high flexion angles: an in vitro investigation*. Journal of Orthopaedic Research 22, 90-95.
- [3] Ricardo Manuel Millan - Vaquero - *Enhanced Visualization of the Knee Joint Functional Articulation Based on Helical Axis* – 2016.

- [4] Thompson, Julie. *Design, Construction, and Validation of a Cadaver Knee Motion Testing Device*. Hicks JH. *The mechanics of the foot. I. The joints*. J. Anat. 1953; 87:345-357.
- [5] Viet Anh Dung Cai, Philippe Bidaud, Vincent Hayward, Florian Gosselin, Eric Desailly. *Self-adjusting, isostatic exoskeleton for the human knee joint*. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 612-618.
- [6] Cai, V. A. D. and Bidaud, P.. *Self-adjusting isostatic exoskeleton for the elbow joint: Mechanical design*. Advances on Theory and Practice of Robots and Manipulators, Springer, 2014.
- [7] Sopenan, Jussi. *Studies on Torsion Vibration of a Double Cardan Joint Driveline* . 1996. Retrieved 2008-01-22.
- [8] Craig, J.J. *Introduction to Robotics -Mechanics and Control* 3rd ed. Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall, 2005.
- [9] Grood, E. S. and Suntay, W. J.. *A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three Dimensional Motions: Application to the Knee*. Journal of Biomechanical Engineering, 1983.

**Tác giả chịu trách nhiệm bài viết:**

Huỳnh Long Triết Giang

Khoa Cơ Khí – Đại Học Công Nghệ Sài Gòn

Email: huynhlong.cdt@gmail.com

Cái Việt Anh Dũng

Khoa Kỹ Thuật – Đại Học Quốc Tế Miền Đông

Email: dung.cai@eiu.edu.vn