

MÔ HÌNH ĐỘNG LỰC HỌC VÀ ĐIỀU KHIỂN CHO HỆ KHUNG XƯƠNG TRỢ LỰC CHO NGƯỜI LIỆT CƠ

DUONG MIEN KA

*Khoa Công Nghệ Điện, Trường Đại học Công nghiệp Thành phố Hồ Chí Minh
duongmienka@iuh.edu.vn*

Tóm tắt. Tại Việt Nam, các tai nạn lao động, tai nạn giao thông vẫn đang diễn ra hằng ngày làm tăng số lượng bệnh nhân bị chấn thương liệt cơ, giảm hoặc mất chức năng di chuyển bằng chân. Điều này gây nên những hệ lụy không đáng có cho xã hội. Các trung tâm phục hồi chức năng đã phần nào giúp đưa những bệnh nhân phục hồi khả năng di chuyển trở lại nhờ các phương pháp vật lý trị liệu, và các thiết bị hỗ trợ. Tuy nhiên, vẫn còn đó rất nhiều thiết bị hỗ trợ như xe lăn, nạng vẫn gây khó khăn và bất tiện cho người sử dụng, trong khi đó tại Việt Nam vẫn rất hiếm có những nghiên cứu chuyên sâu và chế tạo các thiết bị để có thể giúp người mặc mang vào hỗ trợ di chuyển như là hoạt động thông thường trong sinh hoạt hằng ngày. Với mục đích muốn từng bước chế tạo ra thiết bị giúp người bị liệt chân có thể khôi phục lại chức năng di chuyển thông thường, bài báo này giới thiệu một phương pháp điều khiển cho một mô hình phi tuyến của hệ khung xương trợ lực 7 bậc tự do. Dáng di chuyển của hệ khung xương do người đeo vào sẽ được định nghĩa trước và được điều khiển để hệ khung xương bám theo các quỹ đạo định nghĩa trước đó. Bộ điều khiển sử dụng trong bài báo này dựa vào đặc tính động học của mô hình con lắc ngược 3 chiều. Chuyển động của con lắc ngược 3 chiều được giới hạn sao cho nó di chuyển trên một mặt phẳng định nghĩa trước. Một thách thức trong hệ thống điều khiển chuyển động của hệ khung xương trợ lực đó là tính phi tuyến của mô hình động lực học và các thông số không chắc chắn trong mô hình của hệ khung xương.

Từ khóa. Hệ khung xương trợ lực, điều khiển dáng đi, động lực học robot, Điều khiển bền vững, robot hỗ trợ người già.

DYNAMIC MODEL AND CONTROL OF ASSISTIVE EXOSKELETON FOR PEOPLE WITH DISABILITIES

Abstract. In Vietnam, labor accidents and traffic accidents are still happening every day, increasing the number of patients suffering from muscle paralysis, reducing or losing the function of walking with their feet. This causes undesirable consequences for society. Rehabilitation centers have partly helped restore the mobility of patients with physical therapy and assistive devices. However, there are still many supporting devices such as wheelchairs and crutches still causing difficulties and inconveniences for users, causing self-esteem in their lives, while in Vietnam there are still no In-depth research and manufacture of equipment that can help the wearer wear mobility assistance as a normal activity in daily life. With the aim of gradually creating a device that helps people with paralysis to restore normal mobility, this paper introduces a control method for a nonlinear model of the exoskeleton system. 7 degrees of freedom. The movement gait of the exoskeleton system worn by the wearer is predefined and controlled so that the exoskeleton follows the previously defined trajectories. The controller used in this paper is based on the kinetic properties of the 3-dimensional inverted pendulum model. The movement of the 3-dimensional inverted pendulum is limited so that it moves on a predefined plane. A challenge in the motion control system of the exoskeleton is the nonlinearity of the dynamic model and the uncertain parameters in the exoskeleton model.

Keywords. Assistive Exoskeleton, locomotion gait control, robot dynamic, robust control, elder assistive robot.

1 GIỚI THIỆU

Những nghiên cứu về các hệ khung xương trợ lực cho người liệt cơ chân cũng đã được thực hiện trên thế giới trong những năm gần đây [1-4]. Hầu hết các nghiên cứu đến từ Nhật Bản và Trung Quốc nơi có số lượng người già bị liệt yếu cơ tăng rất nhanh, họ cần thiết bị hỗ trợ trong quá trình di chuyển. Những người tàn tật, liệt yếu cơ chân không có khả năng di chuyển phải nhờ đến các thiết bị như xe lăn, nạng [5-7]. Nếu

không có thiết bị hỗ trợ, nguy cơ té ngã gây ra chấn thương rất cao do đó những nghiên cứu về hệ khung xương trợ lực giúp họ tái tạo lại khả năng di chuyển, hoà nhập vào cuộc sống hàng ngày. Hệ khung xương trợ lực được người mang mặc vào chân thông qua các đai buộc mềm ở những vị trí xác định. Việc di chuyển của chân người hoàn toàn được điều khiển nhờ sự di chuyển chủ động của hệ khung xương trợ lực tác dụng lên chân người. Trong trường hợp này hệ khung xương đóng vai trò là thiết bị chủ động và người mang đóng vai trò bị động trong quá trình di chuyển. Do đó mục đích của bộ điều khiển trong hệ thống kết hợp như vậy là điều khiển hệ khung xương trợ lực đi theo hình dáng di chuyển định nghĩa trước để phục hồi lại dáng di chuyển cho người mặc trong khi vẫn giữ được cân bằng.

Một thách thức trong điều khiển chuyển động cho hệ khung xương trợ lực đó là tính phi tuyến cao của mô hình động lực học và tính không chính xác của các thông số trong mô hình khung xương trợ lực. Đã có nhiều nghiên cứu thực hiện tiếp cận theo phương pháp điều khiển dựa vào mô hình của hệ khung xương và tìm cách bù các sai số do ước lượng mô hình không chính xác gây ra [8-10]. Gần đây một số nghiên cứu đã sử dụng các bộ điều khiển khác mang tính bền vững hơn để giải quyết bài toán điều khiển các hệ phi tuyến như hệ khung xương [11-14]. Các nghiên cứu này chủ yếu thực hiện trên một phần của hệ khung xương như chân trái hoặc phải, hoặc một khớp nào đó, về mô hình còn đơn giản. Trong bài báo này, một hệ khung xương 7 bậc tự do gồm cả hai chân trái và phải được sử dụng để đánh giá bộ điều khiển mà chúng tôi đề xuất. Mục tiêu của bộ điều khiển trong bài báo này là cung cấp tín hiệu điều khiển sao cho vị trí của mỗi khớp phải bám theo các quỹ đạo được thiết kế trước. Bộ điều khiển phải tính toán các mô men cần thiết tại các khớp để sao cho các khớp của hệ khung xương bám theo các quỹ đạo thiết kế cho trước với sai số bé nhất có thể.

Một thách thức khác trong bài toán điều khiển của hệ khung xương trợ lực đó là điều khiển ở giai đoạn hai chân cùng chạm đất (pha kép). Một cách tổng quát, chúng ta có thể xem rằng chuyển động của hệ khung xương trợ lực trong pha kép có nhiều thuận lợi đó là dễ tạo ra khả năng cân bằng ổn định hơn so với di chuyển ở pha đơn (pha 1 chân chạm đất). Tuy nhiên điều khiển hệ khung xương ở pha kép khó hơn ở pha đơn. Chuyển động của hệ khung xương trong pha kép có thể được mô tả như là chuyển động của hệ thống động lực học trong các ràng buộc holonomic. Các cách tiếp cận trong bài toán điều khiển các hệ như vậy đòi hỏi cần ước lượng mô hình động lực học một cách chính xác hoặc là phải đơn giản hoá mô hình để dễ điều khiển. Để đơn giản hoá mô hình, chúng ta bỏ qua một số khía cạnh kể cả khả năng tải động, nhiều không biết trước. Như chúng ta đã biết, rất khó có được một mô hình động lực học được xấp xỉ chính xác với hệ khung xương trợ lực có các khâu liên kết với nhau.

Trong bài báo này sử dụng kỹ thuật điều khiển tắt dần bền vững gọi là Bộ điều khiển RDC được đề cập trong [15]. Bộ điều khiển RDC được xây dựng cho hệ khung xương trợ lực mà không cần phải ước lượng các thông số mô hình một cách chính xác. Bộ điều khiển này cung cấp tín hiệu điều khiển bù sai số dựa trên quỹ đạo chuyển động được định nghĩa trước và dữ liệu đo đạc về vận tốc và vị trí của mỗi khớp. Hơn nữa, các thông số của bộ điều khiển này được xây dựng để nó có thể được điều chỉnh một cách dễ dàng.

Bài báo được tổ chức thành 4 phần: phần 1 giới thiệu, phần 2 đề xuất xây dựng mô hình động lực học và các giả định của hệ khung xương, phần 3 xây dựng mô hình điều khiển RDC, phần 4 là kết quả thực nghiệm trên hệ khung xương thực tế, cuối cùng phần 5 là kết luận của bài báo.

2 MÔ HÌNH ĐỘNG LỰC HỌC VÀ GIẢ THIẾT

Về mặt tổng quát, cả pha đơn và pha kép của hệ khung xương thì các phương trình động lực học của hệ kết hợp người – hệ khung xương trợ lực như hình 1 có thể được mô tả bởi phương trình sau :

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + F + \tau_d = \tau_r \quad (1)$$

Trong đó $q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^m$ là các biến vị trí góc của khớp, vận tốc quay của khớp, gia tốc của khớp tương ứng, $M(q) \in R^{m \times m}$ là ma trận quán tính, $C(q, \dot{q}) \in R^{m \times m}$ biểu diễn lực ly tâm và lực Coriolis, $F \in R^{m \times 1}$ là vector mô tả ảnh hưởng của trọng lực và lực ma sát, $\tau_d \in R^{m \times 1}$ là các mô men tương ứng mô tả ảnh hưởng của nhiễu tác động lên hệ khung xương. $\tau_r \in R^{m \times 1}$ là mô men cần thiết của hệ khung xương để điều khiển hệ khung xương chuyển động khi được mặc cùng với người. Hai giả định được đề xuất trong bài báo như sau:

Giả định 1: Các tín hiệu nhiễu τ_d thay đổi tương đối theo thời gian trong phương trình động lực học của hệ khung xương được bao và nó được mô tả bởi biểu thức toán học $\sup \|\tau_d\| \leq \tau_N$, trong đó τ_N là hằng số dương.

Giả định 2: Tác động của trọng lực và lực ma sát cũng được bao: vector $F(q, \dot{q})$ được bao bởi $\|F_2(q, \dot{q})\| \leq \xi_2 + \xi_3 \|\dot{q}\|$, trong đó ξ_2, ξ_3 là các hằng số dương.

3 BỘ ĐIỀU KHIỂN RDC CỦA HỆ KHUNG XƯƠNG TRỢ LỰC

Bộ điều khiển RDC được đề xuất trong bài báo này sử dụng các giả định trên. Các biến khớp q tại các khớp được thể hiện theo tọa độ tương đối giữa các khớp. Bộ điều khiển sẽ tính toán và cung cấp mô men τ_r để đảm bảo tính ổn định và di chuyển chính xác cho các khớp của hệ khung xương trợ lực.

Hàm xác định Lyapunov cho mô hình hệ khung xương trợ lực được chọn như sau:

Từ phương trình (1); sai số bám theo quỹ đạo và đạo hàm của sai số được định nghĩa như sau:

$$e = q_d - q, \quad \dot{e} = \dot{q}_d - \dot{q} \quad (2)$$

Trong đó q_d là quỹ đạo mong muốn tại các khớp, q là quỹ đạo thực tế tại các khớp, e là sai số bám theo quỹ đạo mong muốn của quỹ đạo thực tế.

Một tham số phụ cũng được định nghĩa dẫn xuất từ sai số bám theo quỹ đạo và đạo hàm của sai số

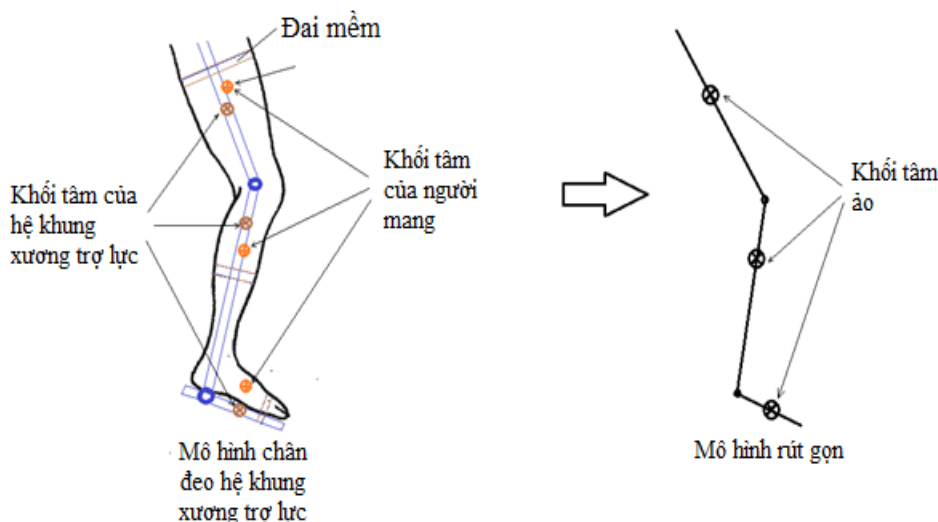
$$r = \dot{e} + ke \text{ với } k > 0 \quad (3)$$

Phương trình động lực học (1) với tham số phụ r được viết lại như sau:

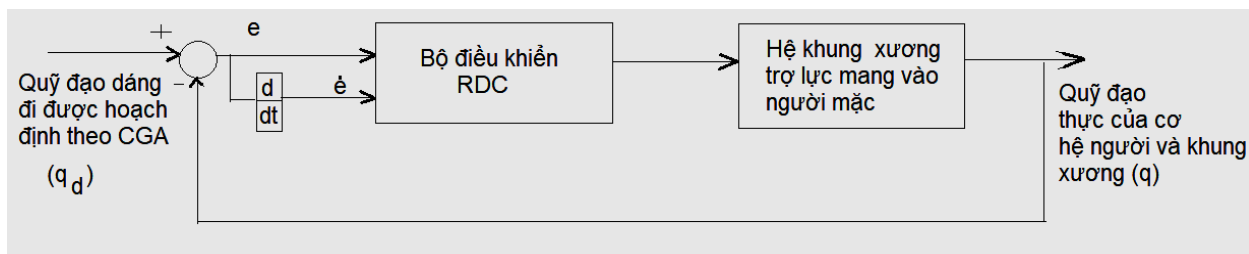
$$M\dot{r} = -\tau_r + (Mk - C)(r - ke) + F + \tau_d = \tau_r \quad (4)$$

Ở đây, F là mô tả cho ảnh hưởng của lực ma sát và trọng lực tác động lên hệ thống. Để xây dựng bộ điều khiển cho hệ thống, trong bài báo này, hàm Lyapunov được chọn như sau:

$$V = \frac{1}{2} r^T M r \quad (5)$$



Hình 1: Mô hình kết hợp của chân người mang và hệ khung xương trợ lực



Hình 2: Bộ điều khiển RDC

Lưu ý rằng, ma trận M là xác định dương vì bản thân ma trận M là ma trận quán tính của hệ thống. Hơn nữa, vì các góc quay của hệ khung xương trợ lực là giới hạn nên ma trận M còn có đặc tính như sau:

$$M_{min} I_P \leq M(q) \leq M_{max} I_P \quad (6)$$

M_{min} và M_{max} là các hằng số dương phụ thuộc vào đặc tính của khối lượng của hệ thống I_p , là ma trận đơn vị có kích thước $p \times p$.

Từ phương trình (6), sau khi đạo hàm hai vế của phương trình (6), đạo hàm của hàm Lyapunov (5) như sau:

$$\dot{V} = r^T(-\tau_r + Mkr + (C - Mk)ke + F + \tau_d) \quad (7)$$

$$\text{Hay } \dot{V} = r^T(-\tau_r + Mkr + (C - Mk)ke + F) + r^T\tau_d \quad (8)$$

Thực hiện các phép biến đổi từ phương trình (8) ta được như sau

$$\begin{aligned} & r^T\{-\tau_r + Mkr + (C - Mk)ke + F\} \\ & \leq -r^T\tau_r + \|r\|(M\|\ddot{q} + k(r - ke)\| + C\|\dot{q}_d + ke\|\|\dot{q}\| + \xi_2 + \xi_3\|\dot{q}\| + \tau_N) \\ & = r^T\tau + \|r\|\Delta^T\phi \end{aligned} \quad (9)$$

Trong đó, vector Δ và ϕ được định nghĩa như sau:

$$\begin{aligned} \Delta^T &= (M, C, \xi_3, \xi_2 + \tau_N) \\ \phi^T &= (\|q_d + k(r - ke)\|, \|\dot{q}_d + ke\|\|\dot{q}\|, \|\dot{q}\|, 1) \end{aligned} \quad (10)$$

Theo phép biến đổi trên của hàm Lyapunov được chọn cho luật điều khiển, việc còn lại là xây dựng bộ điều khiển ở đó cung cấp mô men τ_r sao cho hệ thống luôn ổn định bền vững. Luật điều khiển có thể chọn như sau:

$$\tau_r = k_{pr} + k_2 r \|\phi\|^2 \quad (11)$$

Ở đây, $k_{pr} \geq 0, k_2 \geq 0$ là các hệ số dương là độ lợi của bộ điều khiển, vector ϕ được định nghĩa trong phương trình (10). Các điều kiện để chứng minh rằng hệ thống điều khiển ổn định

Thay (11) vào (8) ta có:

$$\begin{aligned} \dot{V} & \leq k_{pr} r^T r - k_2 r^T r \|\phi\|^2 + \|r\|\Delta\phi \\ & \leq -k_2 \|r\|^2 \|\phi\| + \|r\|\|\Delta\|\|\phi\| \\ & \leq -k_2 \left(\|r\|\|\phi\| - \frac{\|\Delta\|}{2k_2} \right)^2 + \frac{\|\Delta\|^2}{2k_2} \\ & \leq -k_2 (\|r\|\|\phi\|)^2 + \|r\|\|\phi\|\|\Delta\| - \frac{\|\Delta\|}{2k_2} \\ & \leq -k_2 \|r\|\|\phi\|^2 + \|r\|\|\phi\|\|\Delta\| - \frac{\|\Delta\|}{4k_2} + \frac{\|\Delta\|^2}{2k_2} \\ & \leq -k_2 (\|r\|\|\phi\|)^2 + \|r\|\|\phi\|\|\Delta\| + \frac{\|\Delta\|^2}{4k_2} \\ & \leq -k_2 \left[(\|r\|\|\phi\|)^2 - \frac{\|r\|\|\phi\|\|\Delta\|}{k_2} - \frac{\|\Delta\|^2}{4k_2} \right] \\ & \leq -k_2 \left[-(\|r\|\|\phi\|)^2 - \frac{\|r\|\|\phi\|\|\Delta\|}{k_2} - \frac{\|\Delta\|^2}{4k_2} + 2(\|r\|\|\phi\|)^2 \right] \\ & \leq -k_2 \left[-\left(\|r\|\|\phi\| + \frac{\|\Delta\|}{2k_2} \right)^2 + 2(\|r\|\|\phi\|)^2 \right] \\ & \leq -k_2 \left[2(\|r\|\|\phi\|)^2 - \left(\|r\|\|\phi\| + \frac{\|\Delta\|}{2k_2} \right)^2 \right] \\ & \leq -k_2 \left[(\sqrt{2}-1)\|r\|\|\phi\| - \frac{\|\Delta\|}{2k_2} \right] \left[(\sqrt{2}+1)\|r\|\|\phi\| + \frac{\|\Delta\|}{2k_2} \right] \end{aligned} \quad (12)$$

Xét phương trình (12), sử dụng phương trình (6) và (10) ta có $\|\Delta\|$ là giá trị được giới hạn. Do đó ta có thể áp dụng Lyapunov và lý thuyết La Salle [16] để giải bài toán. Nếu giá trị k_2 được chọn một cách phù hợp

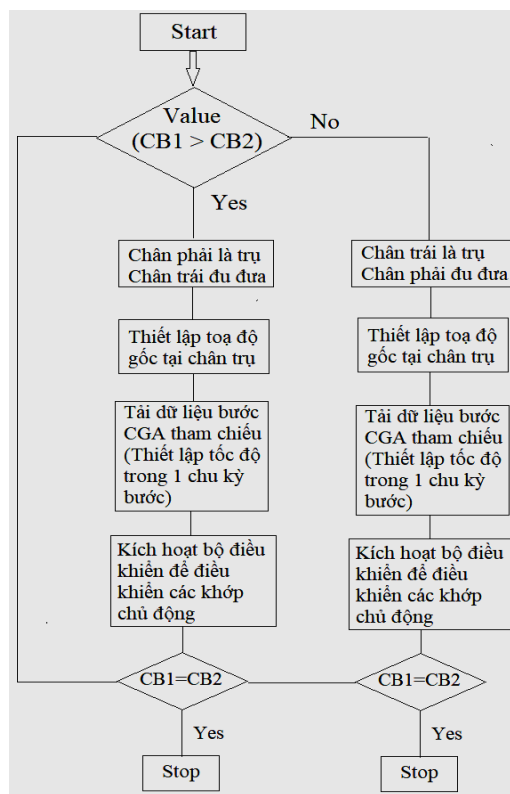
thì $\dot{V} \leq 0 \forall r$ và $V \rightarrow \infty$ khi $\|x\| \rightarrow 0$. Và chúng ta cũng có được một tập hợp lớn nhất các bất biến là gốc tọa độ $e = 0, \dot{e} = 0$, do đó quỹ đạo pha có khuynh hướng tiến về gốc tọa độ một cách tiệm cận và toàn cục khi $t \rightarrow \infty$, nói cách khác, sai số bám có khuynh hướng tiến về gốc tọa độ khi $t \rightarrow \infty$, nghĩa là các chuyển động góc tại các khớp của hệ khung xương trợ lực sẽ bám theo quỹ đạo mong muốn đã được thiết kế trước như trong dữ liệu CGA.

4 CÁC KẾT QUẢ THỰC NGHIỆM

Hệ khung xương trợ lực thực hiện trong thí nghiệm này để xác minh tính đúng đắn của bộ điều khiển đề xuất có tên gọi là Hualex 7 bậc tự do bao gồm cả hai chân trái và phải, trong đó có tổng cộng 4 bậc tự do tại 4 khớp được điều khiển trợ lực cho người bao gồm khớp gối chân trái, khớp gối chân phải, khớp hông chân trái, khớp hông chân phải, các khớp còn lại tự lựa và do người chịu lực thay. Các tham số được thiết kế được chọn trước để phù hợp với từng người mang ví dụ như phù hợp về vóc dáng, độ dài bước chân... Các thông số của người mang hệ khung xương được cho trong Bảng 1. Hệ khung xương trợ lực có khối lượng tổng cộng là 15 kg. Quá trình thực nghiệm, đánh giá giải thuật trên hệ khung xương trợ lực được điều khiển chủ động tại 4 khớp (gối trái, hông trái, gối phải, hông phải) như hình 4. Người mang hệ khung xương trợ lực là nam, cao 1.75 m, nặng 60 kg, bị hạn chế về khả năng di chuyển do chức năng cơ yếu. Thiết bị hệ khung xương trợ lực được mang vào giúp hỗ trợ cho người mang tự chủ động nâng nhắc chân lên, bước về phía trước một cách đều đặn theo dữ liệu chuyển động của CGA.

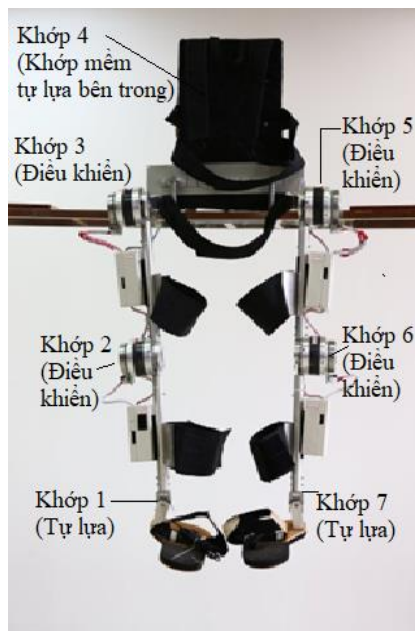
Bảng 1: Thông số của hệ khung xương trợ lực và thông số của người mặc

Bộ phận	Giá trị (m)	Khối lượng	Giá trị (kg)	Thông số khác	Giá trị
Căng chân phải	0.48	m_1 (kg)	5.66	Chiều dài bước chân L_s (m)	0.9 m
Đùi chân phải	0.42	m_2 (kg)	9.0	h_{tipE} (m)	0.1 m
Bề rộng hông	0.8	m_3 (kg)	6.62	Tốc độ bước (m/s)	0.45 m/s
Đùi chân trái	0.42	m_4 (kg)	9.0	Y_{G_const} (m)	1.04 m
Căng chân trái	0.48	m_5 (kg)	5.66	Chiều cao của người	1.75 m
Độ cao khối tâm phần thân	0.30	m_6+m_7 (kg)	39.06		



(CB1, CB2 là giá trị cảm biến đặt ở đế giày để phát hiện pha chuyển động của hệ khung xương)

Hình 3: Lưu đồ giải thuật thực nghiệm

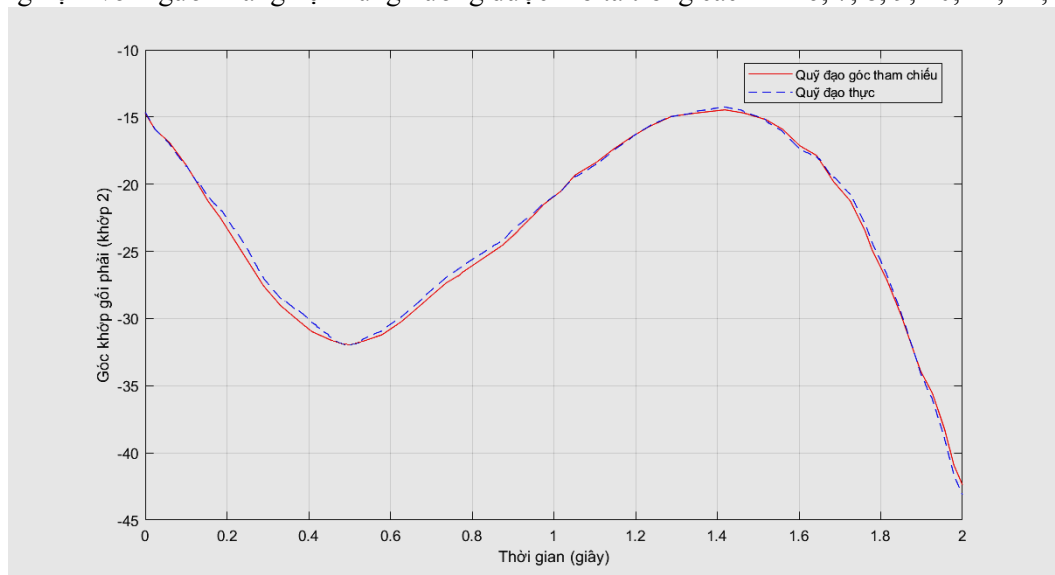


Hình 4: Mô hình thực tế của hệ khung xương trợ lực

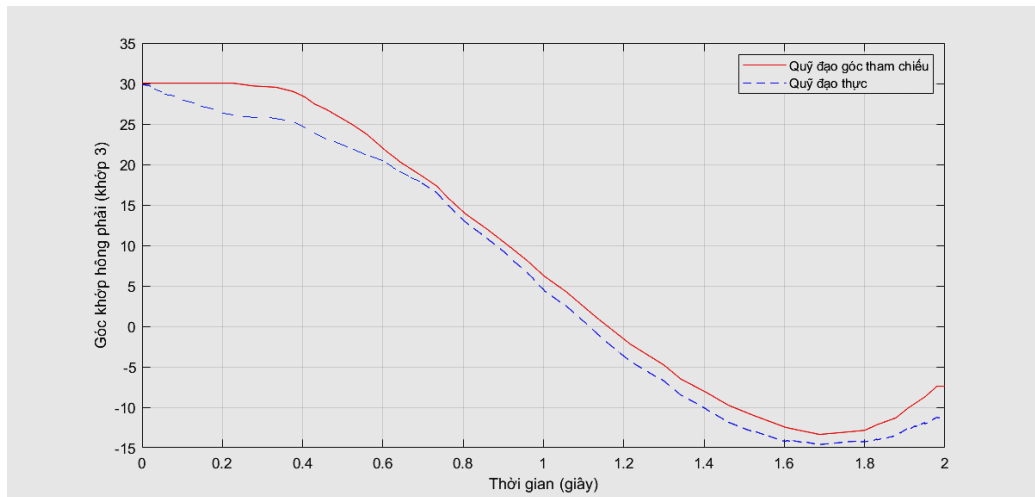


Hình 5: Người mặc cao 1.75m mang hệ khung xương trợ lực

Hệ khung xương như hình 4 có tổng cộng 7 bậc tự do, tuy nhiên chỉ có 4 bậc tự do được điều khiển trợ lực bởi thuật toán trong hình 3. Người mang hệ khung xương đi trên mặt phẳng như Hình 5, vận tốc bước đi trung bình 0.45 m/s với mỗi chu kỳ bước trải qua 2 giây, các chân trái và phải sẽ đổi vai trò cho nhau. Các quỹ đạo chuyển động được định nghĩa trước tại các khớp được chọn theo dữ liệu CGA [18]. Các kết quả thực nghiệm với người mang hệ khung xương được mô tả trong các hình 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13:

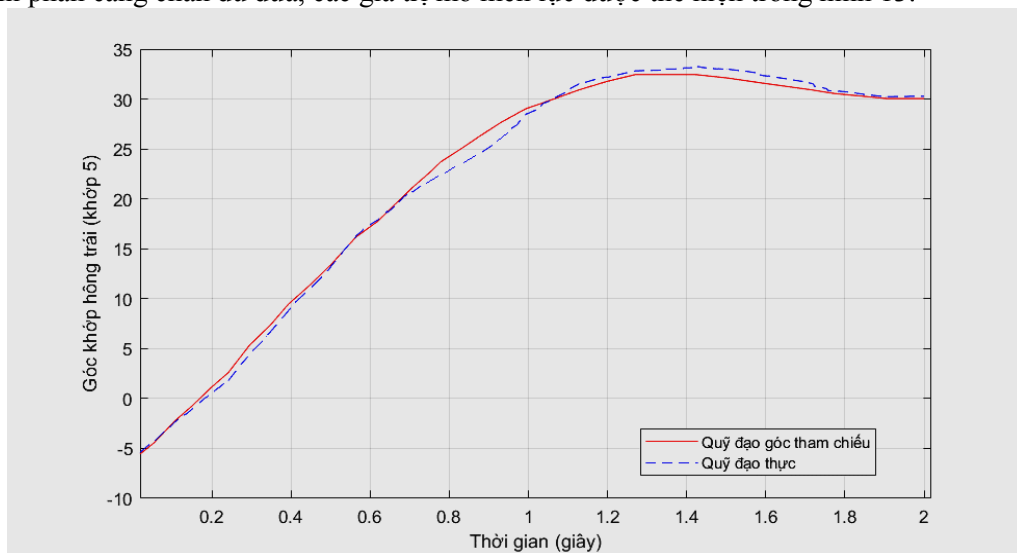


Hình 6: Quỹ đạo chuyển động khớp 2 (độ) (khớp gối phải)

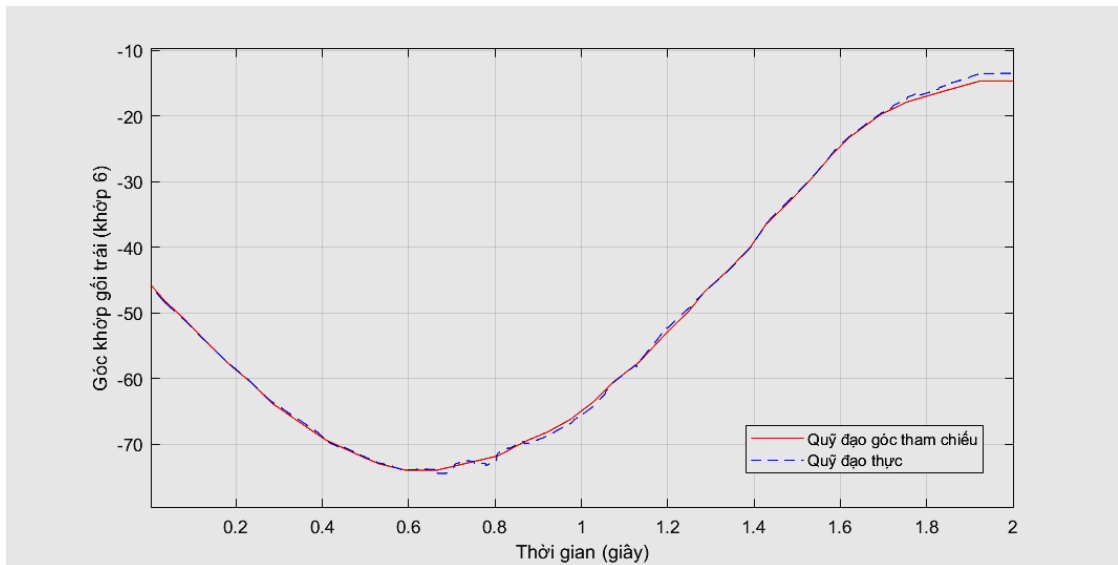


Hình 7: Quỹ đạo chuyển động khớp 3 (độ) (Khớp hông phải)

Chân phải gồm 2 khớp được điều khiển là khớp gối phải (hình 6) và khớp hông phải (hình 7), trong chu kỳ bước 2 giây, có thể thấy các quỹ đạo thực tế của hệ khung xương có thể đỡ khối lượng cơ thể người và vừa tạo ra chuyển động bám theo quỹ đạo thiết kế cho trước. Với khớp gối phải ở hình 6, quỹ đạo bám khá tốt, với sai số lớn nhất tại thời điểm 0.35 giây của chu kỳ bước là khoảng 1.5 độ, ở khớp này, sự chuyển động của chân trụ diễn ra với phạm vi góc khá bé so với chân đu đưa. Giá trị mô men của động cơ trợ lực thêm cho người mang thể hiện trong hình 10. Tại khớp hông phải (hình 7), quỹ đạo chuyển động thực của hệ khung xương – người mặc bám chưa được tốt so với quỹ đạo thiết kế, sai số có thể lên tới gần 5 độ, với mô men động cơ trợ lực tại khớp hông phải thể hiện trong hình 11. Tương tự với chân đu đưa, hình 8 mô tả quỹ đạo chuyển động thực của cơ hệ khung xương – người mặc tại khớp hông trái với sai số bám khá tốt (bé hơn 2 độ) và mô men trợ lực của động cơ tại khớp hông trái thể hiện trong hình 12. Khớp gối trái có quỹ đạo bám gần như tốt nhất được thể hiện trong hình 9, với mô men động cơ trợ lực cũng bé hơn, do gánh lực chỉ phần căng chân đu đưa, các giá trị mô men lực được thể hiện trong hình 13.



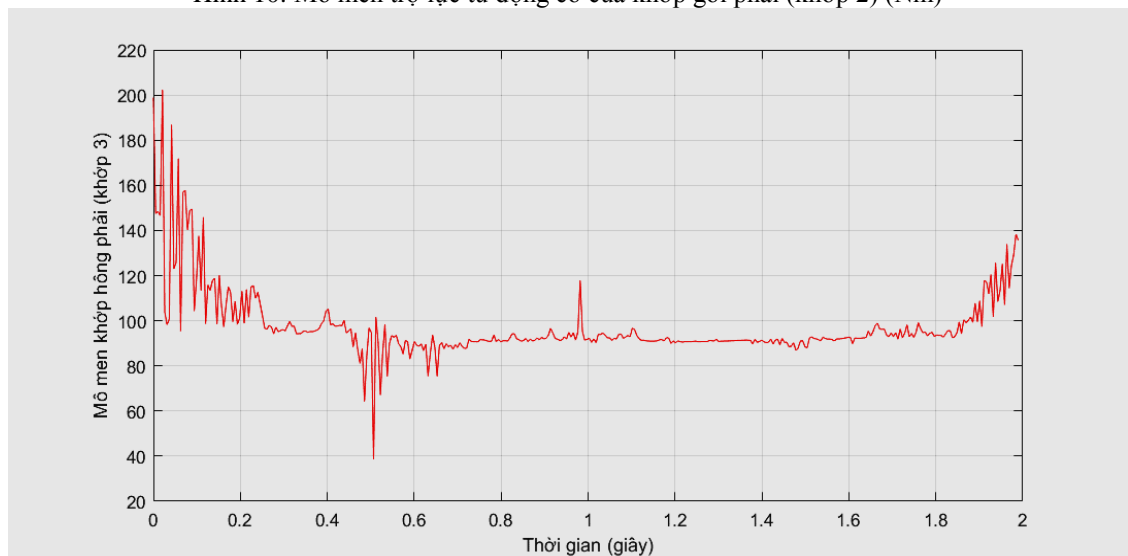
Hình 8: Quỹ đạo chuyển động khớp 5 (độ) (Khớp hông trái)



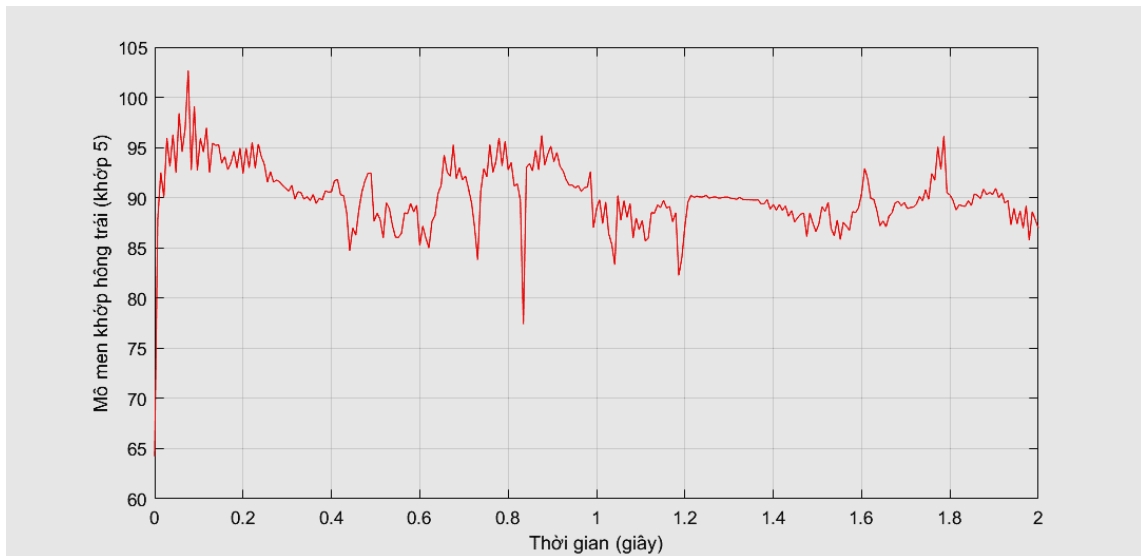
Hình 9: Quỹ đạo chuyển động khớp 6 (độ) (Khớp gối trái)



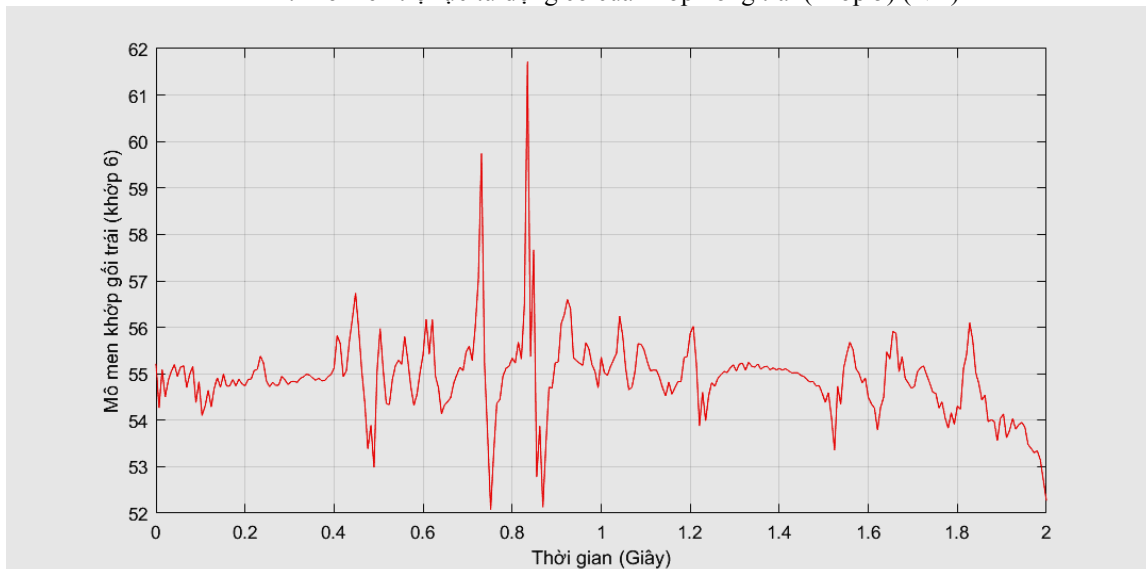
Hình 10: Mô men trợ lực từ động cơ của khớp gối phải (khớp 2) (Nm)



Hình 11: Mô men trợ lực từ động cơ của khớp hông phải (khớp 3) (Nm)



Hình 12: Mô men trợ lực từ động cơ của khớp hông trái (khớp 5) (Nm)



Hình 13: Mô men trợ lực từ động cơ của khớp gối trái (khớp 6) (Nm)

5 KẾT LUẬN

Với kết quả thu được trong phần 4, bộ điều khiển RDC cho sai số bám khá tốt, với dữ liệu của một bước chân trái dài trong 2 giây, các sai số góc rất bé, sai số lớn nhất xảy ra tại khớp 3 – khớp hông phải với giá trị gần 5° . Có thể nói rằng, bộ điều khiển RDC áp dụng trong bài báo này có thể ứng dụng để xây dựng thuật toán điều khiển cho hệ khung xương trợ lực cho người liệt yếu cơ. Tuy nhiên, vì một số giả định đặt ra đã làm đơn giản hoá bài toán, trong thực tế tồn tại các nhiễu tác động lên hệ thống ví dụ như lực va chạm khi tiếp đất chưa được tính tới trong bài báo, một số tác động từ người mang dù ít nhiều vẫn gây ảnh hưởng lên sự ổn định của hệ thống điều khiển khung xương trợ lực. Một số phương pháp có thể được đề cập tới như dùng mạng nơ ron nhân tạo kết hợp với các phương thức điều khiển thích nghi để cải tiến thêm cho phương pháp này trong những nghiên cứu tiếp theo.

EFERENCES

- [1] R. Ramon, C. Nataros, T. Yi, L. Lagos, A. Avarelli and O. Bai, Hotcell Worker Assistive Robotic Exoskeleton Design and Control, *2019 IEEE International Symposium on Measurement and Control in Robotics (ISMCR)*, 2019, pp. A1-3-1-A1-3-4

- [2] J. H. Hernández, J. R. L. Gutiérrez, S. S. Cruz and R. Lozano, Umikpali Exoskeleton: Saddle-assistive device for Sit-to-Stand transfer. *Mechanical Design and Simulation, 2020 17th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)*, 2020, pp. 1-5
- [3] Y. M. Pirjade, D. R. Londhe, N. M. Patwardhan, A. U. Kotkar, T. P. Shelke and S. S. Ohol, Design and Fabrication of a Low-cost Human Body Lower Limb Exoskeleton, *2020 6th International Conference on Mechatronics and Robotics Engineering (ICMRE)*, 2020, pp. 32-37
- [4] D. Xu, X. Liu and Q. Wang, Knee Exoskeleton Assistive Torque Control Based on Real-Time Gait Event Detection, in *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 1, no. 3, pp. 158-168, 2019
- [5] N. S. Kavitha, P. ArunKumar and J. Shanthini, Design and fabrication of an Assistive system to translocate patients from bed to wheelchairs, *2018 International Conference on Soft-computing and Network Security (ICSNS)*, 2018, pp. 1-5
- [6] X. Zhang, X. Mu, H. Xu, A. B. Alhassan and H. K. Kadry, Vibration Characteristics Analysis of Human- Robot Coupled System for Walking Posture of Elderly-Assistant Robot, in *IEEE Access*, vol. 9, pp. 44217-44235, 2021
- [7] K.K. Hamza, X. Zhang, X. Mu and O. R. Osivue, Vibration Analysis of Transporting Elderly Posture Behavior of Elderly-Assistant and Walking-Assistant Robot Considering Elderly Falling Angle, *2020 IEEE International Conference on Power, Intelligent Computing and Systems (ICPICS)*, 2020, pp. 730-734
- [8] P. Pei, Z. Pei, H. Gu, Z. Tang and W. Chen, Dynamics Compensation Strategy for Control of Lower Extremity Exoskeleton, *2019 IEEE International Conference on Cybernetics and Intelligent Systems (CIS) and IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics (RAM)*, 2019, pp. 1-6
- [9] J. Chen, D. L. Damiano, Z. F. Lerner and T. C. Bulea, Validating Model-Based Prediction Of Biological Knee Moment During Walking With An Exoskeleton in Crouch Gait: Potential Application for Exoskeleton Control, *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2019, pp. 778-783
- [10] S. Mghames, C. D. Santina, M. Garabini and A. Bicchi, A Neuromuscular-Model Based Control Strategy to Minimize Muscle Effort in Assistive Exoskeletons, *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2019, pp. 963-970
- [11] R. Jribi, B. Maalej and N. Derbel, Robust Adaptive Feedback Linearization Control of Human Exoskeletons, *2019 16th International Multi-Conference on Systems, Signals & Devices (SSD)*, 2019, pp. 747-751.
- [12] W. Q. Xun, Z. K. Yu and D. X. Dong, An exoskeleton joint output force control technology based on improved ADRC, *2017 2nd International Conference on Robotics and Automation Engineering (ICRAE)*, 2017, pp. 146-150
- [13] X. Yang, G. Lihua, Z. Yang and W. Gu, Lower Extreme Carrying Exoskeleton Robot Adaptive Control Using Wavelet Neural Networks, *2008 Fourth International Conference on Natural Computation*, , 2008, pp. 399-403
- [14] H. Jia, S. Wang, B. Zhang and L. Hao, "Experimental Study of Lower Extremity Exoskeleton Robot," *2020 10th Institute of Electrical and Electronics Engineers International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*, 2020, pp. 134-138
- [15] F.L.Lewis, C.T.Abdallah, and D.M.Dawson, *Control of Robotic Manipulators* Macmillan, 1993
- [16] Iqbal, Jamshed & Ullah, Mukhtar & Khan, Said & Baizid, Khelifa & Ćuković, Saša. (2017). Nonlinear control systems – A brief overview of historical and recent advances. *Nonlinear Engineering*. 6. 10.1515/nleng-2016-0077.
- [17] Ming-Feng Yeh, Single-input CMAC control system, *Neurocomputing*, vol. 70, no. 16-18, pp. 2638-2644, 2007
- [18] D. Jarchi, J. Pope, T. K. M. Lee, L. Tamjidi, A. Mirzaei and S. Sanei, A Review on Accelerometry-Based Gait Analysis and Emerging Clinical Applications, in *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 11, pp. 177-194, 2018

Ngày nhận bài: 02/04/2021

Ngày chấp nhận đăng: 17/05/2021