

NGHIÊN CỨU ỨNG DỤNG KỸ THUẬT TỰ ĐỘNG HÓA VÀO ĐIỀU KHIỂN LỰC TRỢ ĐỘNG TRONG THIẾT BỊ PHỤC HỒI CHỨC NĂNG ĐỨNG CHO BỆNH NHÂN SAU TAI BIẾN

Nguyễn Hoài Giang¹, Hoàng Anh Dũng¹,
 Nguyễn Văn Sơn^{1*}, Nguyễn Việt Dũng², Phạm Thanh Bình³
¹Tiên Đại học Mũi Hà Nội, ²Viện Điện tử - Viễn thông, Đại học Bách khoa Hà Nội,
³Viện khoa học kỹ thuật nông lâm nghiệp miền núi phía Bắc

TÓM TẮT

Hiện nay ở Việt Nam, trong các thiết bị phục hồi chức năng, việc điều chỉnh lực trợ động khi tập luyện phục hồi chức năng đứng vẫn chủ yếu được thực hiện bằng tay. Bài báo này mô tả phương pháp và thuật toán điều khiển lực trợ động đứng vì điều khiển AVR Atmega128 của Atmel, ghép nối với máy tính cho thiết bị phục hồi chức năng đứng cho bệnh nhân sau tai biến mạch máu não. Việc sử dụng vi điều khiển kết hợp phần mềm trên máy tính sẽ điều chỉnh chính xác lực trợ động của thiết bị, giảm bớt các thao tác của con người và dễ dàng trong việc lưu trữ đánh giá kết quả tập luyện, nhằm giúp bác sĩ có các đánh giá chính xác hơn về tình hình của người bệnh.

Từ khóa: Phục hồi chức năng đứng, lực hỗ trợ, điều khiển tự động, vi điều khiển

GIỚI THIỆU

Hiện nay bệnh đột quỵ là một trong số các căn bệnh thường gặp đối với người cao tuổi, có nhiều bệnh nhân bị liệt nửa người và bị bệnh về vận động sau khi bị đột quỵ. Theo thống kê tại Việt Nam có khoảng 7,8% dân số, trong đó có 6,1 triệu người là những người bị khuyết tật về một chức năng nào đó như vận động, thị giác, thính giác, ngôn ngữ. Trong đó, số người bị khuyết tật về chức năng vận động chiếm tỷ lệ cao nhất lên đến 35,5% [1]. Đội ngũ chuyên gia phục hồi chức năng của ta còn chưa đủ, trang thiết bị tập luyện còn rất thiếu thốn, chủ yếu là các thiết bị tập luyện cổ điển, thông thường.

Cũng đã có một số công ty sản xuất các trang bị hỗ trợ đi lại, nhưng vẫn chỉ là các thiết bị giản đơn như khung đỡ, gậy chống... Một số nghiên cứu chuyên sâu về trang thiết bị hỗ trợ đi lại như xe lăn tự hành dành cho người khuyết tật đã được một nhóm tác giả tại Đại học Bách khoa Hà Nội thực hiện [2]. Việc nghiên cứu, thiết kế, chế tạo các thiết bị hỗ trợ tập luyện phục hồi chức năng vận động mới bắt đầu được chú ý tới. Vì du như đề tài nghiên cứu, thiết kế thiết bị tập luyện khớp cổ

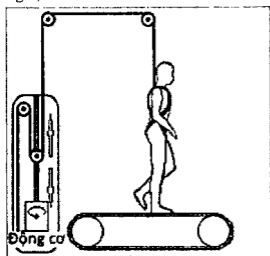
tay do một nhóm tác giả ở Đại học Bách khoa Đà Nẵng thực hiện [3]. Tuy nhiên đây không phải là các thiết bị hỗ trợ tập luyện phục hồi chức năng đứng của bệnh nhân. Như vậy có thể nói đây là đề tài nghiên cứu đầu tiên hướng tới việc thiết kế thiết bị hỗ trợ tập luyện phục hồi chức năng đứng của bệnh nhân.

Việc ứng dụng các tiến bộ mới của công nghệ thông tin, điều khiển tự động, cơ khí vào nghiên cứu, chế tạo thiết bị trợ giúp phục hồi chức năng đứng cho bệnh nhân liệt nửa người do tai biến mạch máu não là rất cần thiết. Thiết bị sau khi chế tạo thành công có thể được ứng dụng tại các khoa, phòng phục hồi chức năng của các bệnh viện, trung tâm chăm sóc sức khỏe. Ngoài ra, thiết bị này còn có thể được sử dụng để phục hồi chức năng đứng cho bệnh nhân tại nhà dưới sự chỉ dẫn chi tiết, tỉ mỉ của bác sĩ. Bài viết này thảo luận về việc thực hiện thuật toán điều khiển lực trợ động cho thiết bị phục hồi chức năng đứng cho bệnh nhân sau tai biến, dựa trên vi điều khiển Atmel AVR Atmega 128 [4]. Nhóm nghiên cứu cũng đã xây dựng một phần mềm kết nối điều khiển cho hệ thống và có khả năng lưu trữ kết quả để thuận tiện cho bác sĩ trong quá trình theo dõi và đánh giá

THIẾT KẾ PHẦN CỨNG CHO MẠCH ĐIỀU KHIỂN LỰC TRỢ ĐỘNG

Tổng quan hệ thống

Mô hình của thiết bị hỗ trợ phục hồi chức năng đứng cho các bệnh nhân sau tai biến mạch máu não được minh họa như ở hình 1. Thành phần chính của thiết bị bao gồm một động cơ SERVO DC liên kết một trục vít me đai ốc, con chạy của vít me được gắn với một pully căng dây cáp để tạo lực nâng đỡ bệnh nhân. Khi động cơ quay sẽ làm pully căng dây chuyển động lên xuống từ đó có tác dụng nâng hạ bệnh nhân.



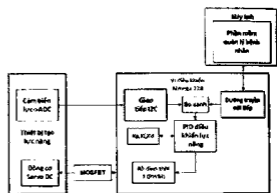
Hình 1. Mô hình hệ thống

Vấn đề chính cần giải quyết là tính toán và tạo lực nâng hay lực trợ động một cách chính xác cho bệnh nhân theo từng bài tập trên máy tính và quá trình đó được thực hiện một cách tự động sau khi đã cố định bệnh nhân. Tham số đặt được truyền xuống từ máy tính để so sánh với lực trợ động sẽ được đọc từ cảm biến, sau đó tính lấy giá trị chênh lệch rồi đưa vào khối điều khiển để điều chỉnh lực trợ động (lực nâng).

Giải thuật điều khiển PID [5] sẽ tính toán giá trị đầu ra (là tham số điều khiển vị trí) dựa vào sự liên hệ giữa đầu vào (là sai lệch giữa lực nâng thực tế và lực nâng cần có được). Sơ đồ khối của hệ thống điều khiển bao gồm bộ vi điều khiển, cảm biến lực và mạch điều khiển động cơ được thể hiện trong hình 2. Bộ điều khiển sẽ điều khiển lực nâng bằng cách

quay động cơ để di chuyển pully tạo lực căng dây cáp.

Lực trợ động được đo bằng một bộ cảm biến lực Loadcell CAS BCL100 [6]. Tín hiệu điện tương tự từ Loadcell sẽ được đưa tới khối chuyển đổi tương tự - số. Khối chuyển đổi tương tự số có nhiệm vụ chuyển đổi tín hiệu tương tự sang tín hiệu số, đưa tín hiệu số vào khối vi xử lý trung tâm để xử lý, hiển thị thông tin khối lượng. Từ đó, bộ vi điều khiển sẽ tính ra được lực trợ động thực tế của cáp treo và sau đó đưa vào bộ điều khiển PID.



Hình 2. Sơ đồ khối của bộ điều khiển lực nâng dùng vi điều khiển AVR [4]

Thiết kế phần cứng

Khối vi điều khiển

Sơ đồ hệ thống mạch hiển thị trong Hình 2 đã được thiết kế xung quanh vi điều khiển Atmel AVR Atmega128 [4]. Đây là bộ vi điều khiển được tích hợp sẵn các thiết bị ngoại vi trên chip như cổng lập trình I / O, Timer và Reset ngoài, bộ tạo dao động RC, EEPROM, Power On Reset (POR) đang được sử dụng để giảm chi phí và nâng cao hiệu suất và độ tin cậy. Vì thế điều này làm cho vi điều khiển AVR trở thành một lựa chọn tốt nhất cho các hệ thống nhúng. MCU sử dụng bộ tạo dao động chuẩn 8 MHz bằng thạch anh ngoài cho đồng hồ hệ thống.

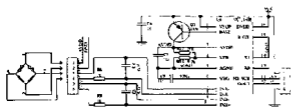
Khối giao tiếp máy tính

Sử dụng chuẩn UART với IC MAX232 và bộ giao tiếp UART tích hợp sẵn trong vi điều khiển Atmega128.

Khởi chuyển đổi tín hiệu

Sau khi tìm hiểu yêu cầu của sản phẩm, cũng như phân tích tín hiệu điện áp tương tự đầu ra của Loadcell, nhóm nghiên cứu chọn sử dụng bộ chuyển đổi tương tự số ADC 24-bit HX711 [7] đáp ứng đầy đủ những yêu cầu phân tích ở trên.

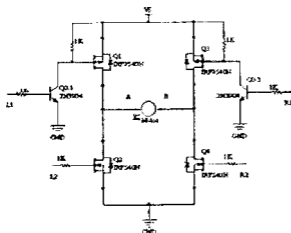
Sơ đồ nguyên lý của khởi chuyển đổi tín hiệu được minh họa ở hình 3.



Hình 3. Sơ đồ thiết kế khởi chuyển đổi tương tự số sử dụng ADC 24-bit HX711

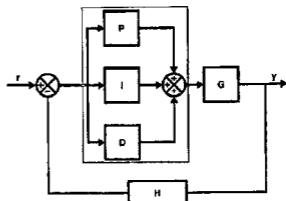
Khởi IC MOSFET

Để điều khiển động cơ servo, nhóm nghiên cứu sử dụng mạch cầu H như trong hình 4. Động cơ được điều khiển bằng phương pháp PWM



Hình 4. Sơ đồ mạch điều khiển động cơ bằng cầu H. Thực hiện bộ điều khiển pid

Về bản chất lực nâng được tạo ra bằng việc điều khiển vị trí của puly tạo lực căng như trong hình 1. Từ đó bài toán điều khiển lực nâng có thể đưa trên bài toán điều khiển vị trí. Để điều khiển vị trí bằng PID (hình 5) có hai bước, bước đầu tiên là tính toán vị trí cần đạt được sau đó chuyển sang tính toán giá trị vận tốc và hướng quay của động cơ trong quá trình di chuyển đến vị trí cần đạt được.



Hình 5. Cấu trúc của một bộ điều khiển PID

Khởi bù tỷ lệ: Chức năng chính của khởi bù tỷ lệ là tạo ra một mức tín hiệu tỷ lệ thuận (K_p) với sự chênh lệch (lỗi) tạo ra từ việc so sánh giữa đầu ra và đầu vào của hệ thống.

Khởi bù đạo hàm: Trong một hệ thống phản hồi, khởi bù đạo hàm sẽ tạo ra một giá trị là tích số theo đạo hàm của tín hiệu chênh lệch với một hệ số là K_d . Nói cách khác, đồ dốc của các dạng sóng tín hiệu chênh lệch sẽ tác động đến đầu ra. Mục đích chính của nó là cải thiện sự đáp ứng với quá trình quá độ của hệ thống điều khiển vòng kín

Khởi bù tích phân: Là tích số theo tích phân của tín hiệu chênh lệch với một hệ số là K_i . Điều này có nghĩa là diện tích dưới đường cong hàm số theo tín hiệu chênh lệch sẽ ảnh hưởng đến các tín hiệu đầu ra. Khởi này của bộ điều khiển sẽ làm tăng tính ổn định của toàn hệ thống.

Bảng 1 mô tả phương trình biểu diễn các khởi này cũng như biến đổi Laplace tương ứng của chúng. Và như vậy, một bộ điều khiển PID có thể được mô tả toán học như trong bảng 2.

Bảng 1. Các khởi cơ bản trong bộ điều khiển PID

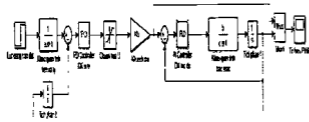
Khởi bù	Hàm biến thiên theo thời gian	Biến đổi Laplace
Tỷ lệ	$K_p e(t)$	K_p
Đạo hàm	$K_d \frac{d}{dt} e(t)$	$K_d s$
Tích phân	$K_i \int_0^t e(x) dx$	$\frac{K_i}{s}$

Bảng 2. Các khởi cơ bản trong bộ điều khiển PID

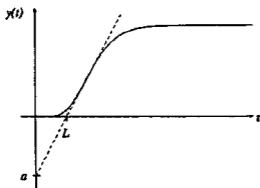
Khởi	Hàm biến thiên theo thời gian	Biến đổi Laplace
Điều khiển PID	$K_p e(t) + K_d \frac{d}{dt} e(t) + K_i \int_0^t e(x) dx$	$K_p + K_d s + \frac{K_i}{s} = (K_p s + K_d s^2 - K_i) / s$

Để thực hiện điều khiển chính xác lực nâng nhóm nghiên cứu sử dụng hai bộ điều khiển PID như trong hình 6. Với đầu vào là lực nâng cần đặt và đầu ra là tín hiệu PWM để điều khiển tốc độ động cơ.

Kỹ thuật thiết kế bộ điều khiển PID được dùng nhiều nhất là phương pháp Ziegler-Nichols [8], nó đòi hỏi phải có đồ thị đáp ứng của mô hình tín hiệu cần điều khiển như hình 7.



Hình 6. Mô hình điều khiển của hệ thống



Hình 7. Đáp ứng điều khiển theo phương pháp Ziegler-Nichols [8]

Có bốn bước cần thực hiện để tính toán ba tham số K_p , K_i , K_d , theo phương pháp Ziegler-Nichols. Đó là:

- 1) Xây dựng đồ thị đáp ứng tín hiệu
- 2) Vẽ đường tiếp tuyến với đoạn biến thiên.
- 3) Đo đạc và tính toán tham số của đường thẳng đó (hình 7).
- 4) Xác định tham số như trong bảng 3.

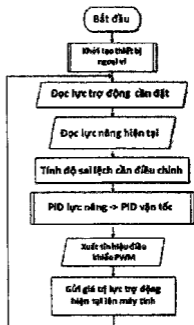
Bảng 3. Tính toán K_p , K_i , K_d

Bộ điều khiển	K_p	K_i	K_d
P	$1/a$		
PI	$0.9/a$	$K_p/3L$	
PID	$1.2/a$	$K_p/2L$	$K_pL/2$

Bảng 4. Lựa chọn các tham số K_p , K_i , K_d cho hệ thống

Bộ điều khiển	K_p	K_i	K_d
PD	10.86		0.085
PI	0.118	1.847	

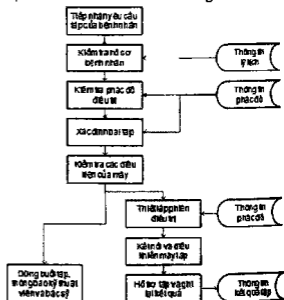
Các hệ số cho hai bộ điều khiển PD và PI của hệ thống được lựa chọn như ở bảng 4, còn lưu đồ thuật toán điều khiển lực trợ động được minh họa ở hình 8.



Hình 8. Lưu đồ thuật toán điều khiển lực trợ động

Thực hiện phần mềm

Việc tự động hóa quy trình hỗ trợ tập luyện cho bệnh nhân được thể hiện như trong hình 9.



Hình 9. Quy trình hỗ trợ tập luyện

Quy trình hỗ trợ tập luyện được thực hiện bởi điều dưỡng viên. Sau khi tiếp nhận yêu cầu từ bệnh nhân (hoặc người nhà bệnh nhân) hoặc từ kế hoạch được lập trước bởi bác sĩ, điều

đưỡng viên sẽ kiểm tra các thông tin liên quan tới bệnh nhân, căn cứ theo mã (ID) của bệnh nhân để kiểm tra phác đồ điều trị, qua đó xác định bài tập cần thiết tại thời điểm đó.

Sau khi kiểm tra lại thông số và điều kiện vật lý về an toàn của máy tập, trong trường hợp không có vấn đề gì, điều dưỡng viên sẽ truyền các thông số của bài tập tương ứng cho bệnh nhân đến máy tập, kết nối và ấn nút khởi động bài tập. Điều dưỡng viên có trách nhiệm hỗ trợ bệnh nhân trong khi tập luyện và ghi các kết quả tập luyện theo từng bệnh nhân.

Trong quy trình này, đối tượng thực hiện các chức năng là điều dưỡng viên (có thể là hộ lý/y tá), đối tượng cần hỗ trợ là bệnh nhân. Điều dưỡng viên thực hiện các chức năng được lập trình thành các chương trình phần mềm sau:

- Kết nối và điều khiển máy tập: Căn cứ theo phác đồ điều trị của từng bệnh nhân và kết quả tập luyện được lưu trữ trong cơ sở dữ liệu, điều dưỡng viên thiết lập phiên điều trị cho từng bệnh nhân, tìm tới bài tập tương ứng với từng bệnh nhân tại thời điểm tập luyện để kết nối phần mềm điều khiển với máy tập. Điều dưỡng viên thao tác điều khiển máy tập hỗ trợ bệnh nhân.

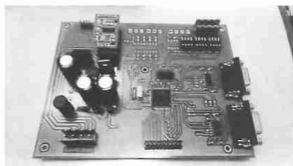
- Quản lý kết quả tập luyện của bệnh nhân: Dữ liệu về kết quả tập luyện của bệnh nhân được tự động cập nhật về cơ sở dữ liệu trung tâm thông qua phân hệ phần mềm điều khiển. Điều dưỡng viên chủ yếu lập báo cáo về kết quả tập luyện theo từng bệnh nhân và theo từng bài tập tại từng thời điểm. Thống kê số liệu cho bác sỹ và thực hiện nhập, sửa dữ liệu khi có yêu cầu của bác sỹ.

KẾT QUẢ ĐẠT ĐƯỢC

Hình 10 minh họa cơ cấu cơ khí tạo và đo lực trợ động, còn được đưa ra ở hình 11 là hình ảnh mạch điều khiển lực trợ động thực tế.

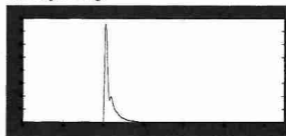


Hình 10. Cơ cấu cơ khí tạo và đo lực trợ động

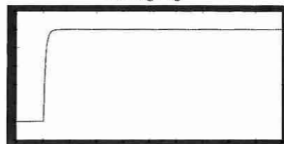


Hình 11. Mạch điều khiển lực trợ động

Thử nghiệm điều khiển lực trợ động (như minh họa ở hình 12 và 13) cho thấy hệ thống hoàn toàn đáp ứng yêu cầu đặt ra là điều khiển ổn định lực trợ động. Như trong hình 12 đó là tín hiệu PWM để điều khiển, còn trong hình 13 đó là lực trợ động ứng với mức thiết lập là 5 kg.



Hình 12. Tín hiệu PWM điều khiển ứng với mức trợ động 5 kg



Hình 13. Lực trợ động thực tế

KẾT LUẬN

Bài báo này đã giới thiệu một phương pháp điều khiển lực hỗ trợ phục hồi chức năng đứng cho các bệnh nhân sau tai biến mạch máu não. Việc sử dụng vi điều khiển ghép nối với máy tính đã cho phép điều khiển chính xác lực hỗ trợ, giảm bớt thao tác cho điều dưỡng, kỹ thuật viên. Đồng thời dễ dàng hơn trong việc lưu trữ đánh giá kết quả tập luyện, giúp bác sỹ có các đánh giá kịp thời, chính xác về tình hình của người bệnh. Điều này là rất phù hợp với điều kiện thiếu trang thiết bị

và quá tải trong phục hồi chức năng tại Việt Nam hiện nay.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. http://www.un.org.vn/vi/publications/doc_detail_s/328-thong-tin-chung-v-ngui-khuyet-tat-vit-nam.html
2. <http://www.bkholdings.com.vn/vn/Thiet-bi/Xc-lan-dien-cho-nguoi-khuyet-tat-318.html>
3. Trần Xuân Tuyền, Đào Minh Đức, "Nghiên cứu điều khiển thiết bị tập phục hồi chức năng cổ tay khi sử dụng cơ cấu PAM", Kỷ yếu Hội nghị Khoa

- hoc và Công nghệ toàn quốc về cơ khí lần thứ IV, trang 812-820
4. <http://www.atmel.com/devices/ATMEGA128.aspx>
 5. http://www.cs.cmu.edu/CSI_pages/PIDforDummies.html
 6. http://www.globalcas.com/bemarket/shop/index.php?pageurl=page_goodslist&part_code=130005000
 7. www.sunrom.com/p/loadcell-sensor-24-bit-adc-hx711
 8. J. G. Ziegler and N. B. Nichols (1942), "Optimal settings for automatic controllers," *Trans. ASME*, vol. 64, pp. 759-768.

SUMMARY

APPLICATION OF AUTOMATIC TECHNOLOGY ON CONTROLLING SUPPORT FORCE FOR STANDING REHABILITATION FOR PATIENTS AFTER STROKE

Nguyen Hoai Giang¹, Hoang Anh Dung¹,
Nguyen Van Son^{1*}, Nguyen Viet Dung², Pham Thanh Binh³

¹*School of Electronics and Telecommunications - Hanoi University of Science and Technology*
²*Northern mountainous Agriculture & Forestry Science Institute*

Currently in Vietnam, in rehabilitation equipments, changing support force for standing rehabilitation is mostly by hand or manual. This paper describes a method and algorithm for servo controlling support force using Atmel AVR ATmega128 microcontroller paired with personal computer for standing rehabilitation for patients after stroke. The use of microcontrollers combining with control software on the computer will adjust accurately the support force of the rehabilitation device, reducing human manipulation and ease of storage assessment training results to help doctors have a more accurate assessment of patient's status.

Key word: *Standing rehabilitation, support force, automatic control, microcontroller*

Ngày nhận bài: 02/12/2016; Ngày phản biện: 20/12/2016; Ngày duyệt đăng: 31/5/2017

* Tel: 0913 048207, Email: somv.feit@gmail.com