

Điều khiển Exoskeleton dùng sensor EMG

Đào Văn Hiệp^{1*}, Đào Trung Kiên²

¹Trường Đại học Bách khoa Hà Nội

²Học viện Kỹ thuật Quân sự

Ngày nhận bài 10.4.2015, ngày gửi phản biện 13.4.2015, ngày nhận phản biện 13.5.2015, ngày chấp nhận đăng 3.6.2015

Bộ xương ngoài (Exo) là một loại robot sinh học đang được ứng dụng rộng rãi nhằm nâng cao năng lực cho người mang, hoặc hỗ trợ người thiếu năng đi lại và luyện tập phục hồi chức năng. Một trong những vấn đề chính mà các nhà phát triển Exo phải đối diện là dự đoán các tham số vận động, như mô men, chuyển vị, vận tốc góc khớp để cung cấp cho bộ điều khiển. Tín hiệu điện cơ đồ (ElectroMyoGraphy - EMG) thu được từ cơ người mở ra triển vọng giải quyết vấn đề này.

Bài báo giới thiệu một hệ thống dùng sensor để dự đoán mô men khớp cần thiết trên cơ sở 2 tín hiệu EMG và 1 tín hiệu chuyển vị góc khớp. Các tín hiệu EMG được đo từ 2 nhóm cơ: tứ đầu đùi và khoeo chân. Hệ thống được tổng hợp từ một hệ thu nhận dữ liệu (Data Acquisition - DAQ) thương mại và một hệ suy luận mờ (Adaptive Neuro - Fuzzy Inference System - ANFIS) do các tác giả xây dựng. Tín hiệu ra của ANFIS được dùng để điều khiển chuyển động khớp gối. Kết quả thử nghiệm cho thấy, năng lực vận động của người mang Exo với EMG được cải thiện đáng kể.

Từ khoá: bộ xương ngoài, hệ suy luận mờ, hệ thống dùng sensor, robot sinh học, tín hiệu điện cơ đồ.

Chỉ số phân loại 2.2

CONTROL OF EXOSKELETON USING EMG SENSORS

Summary

Exoskeletons (Exo) are bio-robots that are widely used to enhance wearers' performance or to assist disabled people in mobility and rehabilitation. One of the major problems faced by Exo developers is how to predict the required joint moving parameters, such as joint torques, joint angular displacements or velocities that must be fed to the motion controller. EMG signals from human muscles offer opportunities to solve such the problem.

This paper introduces a sensor-based system that can predict the required joint torque on the basis of two EMG signals and an angular displacement signal. The EMG signals are detected from the two muscle groups: quadriceps and hamstrings. The system is combined from a commercial DAQ and an adaptive neuro-fuzzy inference system (ANFIS) developed by the authors. The outputs of the ANFIS are then used to control the knee motion. Experimental results showed that performance of the people wearing this EMG-based Exo was significantly improved.

Keywords: ANFIS, bio-robot, EMG, exoskeleton, sensor-based system.

Classification number 2.2

Đặt vấn đề

Exoskeleton (bộ xương ngoài, viết tắt là Exo) là một loại robot sinh học (*bio-robot*) được ghép lên người để bảo vệ, tăng cường sức mạnh cho cơ thể; để hỗ trợ hoặc thay thế các bộ phận (thường là chân, tay) bị yếu, hỏng hay bị mất [1, 2]. Vì các Exo phải cộng sinh với người nên yêu cầu quan trọng nhất đối với chúng là hỗ trợ đúng mức, đúng lúc, đúng cách; không gây cản trở, vướng víu, mất an toàn cho người.

Đi bộ là hoạt động tự động, có chu kỳ của con người, tuy không phải bản năng nhưng quy trình đi được hệ thần kinh ghi thành chương trình. Chương trình đảm bảo sự co, duỗi (thay đổi chiều dài), sinh

*Tác giả chính: Email: hdaovan@gmail.com

lực của các cơ; từ đó tạo ra mô men góc và vận tốc góc của các khớp... tất cả được thực hiện một cách hài hòa. Vì vậy, các quan hệ lực - chiều dài cơ và lực - vận tốc cơ có vai trò then chốt trong cơ sinh học.

Trong cơ sinh học cổ điển đã xuất hiện nhiều mô hình giải tích, mô tả các quan hệ trên, trong đó mô hình Hill được cho là gần nhất với thực tế và được ứng dụng rộng rãi [3]. Trong đề tài KC03.12/11-15, mô hình Hill đã được ứng dụng để thiết lập mô hình phân xạ cơ [2]. Mô hình Hill trong cơ sinh học có vai trò then chốt như định luật Hooke trong cơ kỹ thuật. Tuy nhiên, tính chất cơ học của cơ rất phức tạp, được mô tả bằng một hệ thống hàng chục phương trình vi phân tuyến, hiện chưa có lời giải tường minh. Hơn nữa, các thông số cơ học của cơ, gần phụ thuộc nhiều vào thể trạng, lứa tuổi, giới tính, trạng thái tâm sinh lý... của người nên mặc dù về hình thức, các phương trình toán là tường minh nhưng bên trong lại ẩn chứa nhiều yếu tố bất định. Nhìn rộng ra với toàn hệ thống thì Exo là loại robot đặc biệt, hoạt động trong môi trường không biết trước, cần có tính thông minh, khả năng thích ứng và tính tự chủ cao. Các phân tích trên cho thấy, để điều khiển Exo, nếu chỉ áp dụng phương pháp điều khiển dựa theo mô hình của đối tượng với các yếu tố tiền định (*model-based control*) thì không đủ.

Song song với các phương pháp điều khiển truyền thống, nhiều phương pháp điều khiển không dựa vào mô hình (*model-free control*) được phát triển và tỏ ra có hiệu quả trong nhiều lĩnh vực. Đó là cách con người điều khiển thiết bị. Ví dụ, trên cơ sở thông tin thu được từ các giác quan (*sensor*), tri thức (*knowledge*) và kinh nghiệm, kỹ năng suy luận (*rule*), người lái xe có thể xử lý mọi tình huống không được biết trước (*unknown environment*) để đưa xe về đích mà không cần biết đến mô hình động lực học của đối tượng điều khiển (*model-free*). Người lái xe, với tư cách bộ điều khiển, hội tụ khá đủ các yếu tố của kỹ thuật điều khiển hiện đại, dựa trên trí tuệ nhân tạo (TTNT): *sensor-based*, *rule-based*, *knowledge-based*, *event-based*... Ngoài tính linh hoạt, tự chủ, các phương pháp này còn có những ưu điểm, như “không ngại” các hệ phi tuyến, nhiều đầu vào nhiều đầu ra (MIMO), không đòi hỏi dữ liệu chính xác, và đặc biệt là xử lý nhanh các quan hệ phức tạp, đáp ứng được yêu cầu giám sát và điều khiển thời gian thực.

Do tính chất đặc biệt của Exo: tương tác thời gian thực với người mang trong điều kiện hoạt động của người không được định trước; trạng thái tâm sinh lý

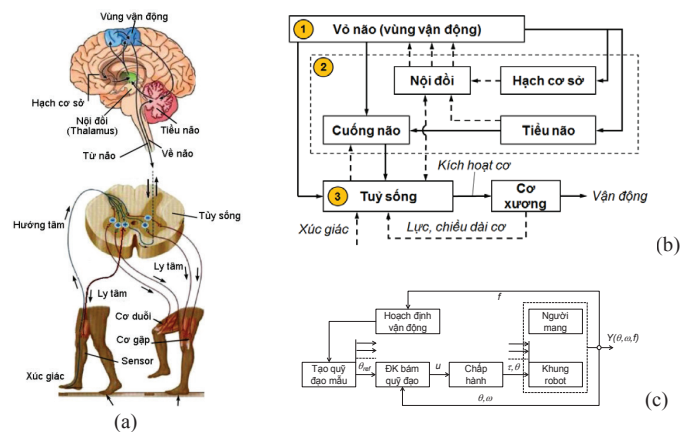
của người thay đổi thất thường... mà trong vài chục năm gần đây các công trình nghiên cứu ứng dụng kỹ thuật điều khiển dùng các sensor điện sinh học {điện não (EEG - ElectroEncephalooGraphy), điện nhãn cầu (ENG - ElectroNystagmoGraphy), điện cơ đồ (EMG - ElectroMyoGraphy)} và TTNT xuất hiện ngày càng nhiều [4-7].

Theo hướng đó, trong các đề tài cấp nhà nước KC03.13/06-10 và KC03.12/11-15, nhóm tác giả đã nghiên cứu ứng dụng sensor EMG để điều khiển và giám sát hoạt động của Exo. Bài báo này trình bày giải pháp ứng dụng công cụ ANFIS để xác định mô men khớp trên cơ sở các tín hiệu EMG, phục vụ điều khiển robot sinh học.

Cơ sở sinh học của việc đo tín hiệu EMG

Hệ điều khiển vận động của người và robot

Hệ vận động của người gồm có cơ cấu vận động (hệ thống cơ gân, xương khớp) và hệ thần kinh vận động. Hệ thần kinh vận động có cấu trúc vừa phân cấp, vừa song song (hình 1a, b).



Hình 1: sơ đồ hệ vận động của người (a, b) và của robot (c)

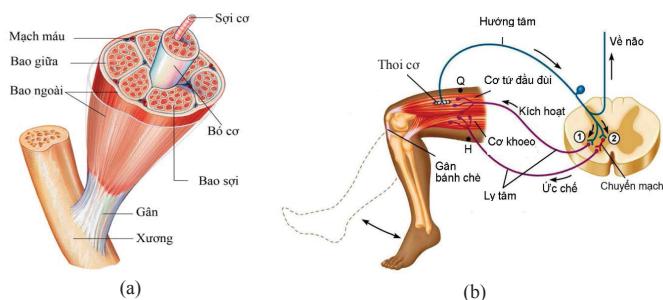
Theo cấu trúc phân cấp, hệ hình thành 3 cấp. Cấp (1), cao nhất là vùng vận động ở vỏ não. Đây là cấp hoạch định vận động (*Motion Planning & Control - MP&C*), quy định mục tiêu và phương thức chung. Cấp (2), cấp trung gian, được gọi là bộ tạo mẫu trung tâm (*Central Pattern Generator - CPG*). Cấp này có cấu trúc và nhiệm vụ khá phức tạp: điều khiển tư thế; hình thành bằng cách học các chương trình hoạt động lặp lại (tạo mẫu hoạt động) và tự động điều khiển các hoạt động đó (ví dụ đi bộ, chạy, bơi...); nhận, tổ chức và trung chuyển các tín hiệu phản hồi... Cấp (3) - tủy sống, là cấp thừa hành (*Execution*), trực tiếp điều

khởi các cơ để chân bước theo quỹ đạo và theo lệnh từ trên, đồng thời chủ động điều khiển các vận động phản xạ (bản năng), ví dụ phản xạ co chân khi dẫm phải đinh. Mặt khác, theo cả chiều thuận (tác động) lẫn chiều ngược (phản hồi) đều có các nhánh song song, đảm bảo thông tin được truyền nhanh và trung thực nhất, đồng thời cấp dưới có thể hỗ trợ hay “phản biện”, ức chế tác động từ cấp trên.

Ở đây, việc tìm hiểu cấu trúc hệ vận động của người có 2 tác dụng: (1) thiết lập hệ điều khiển robot (hình 1c); và (2) xác định loại tín hiệu điện sinh học nào có thể trích ra được, trích từ đâu và dùng vào việc gì. Điều này cũng giải thích tại sao EMG tin cậy hơn EEG trong điều khiển hệ chấp hành của robot.

Cấu trúc và động lực học của cơ

Cơ (hình 2a) được hình thành từ các sợi cơ. Các sợi được bó lại với nhau, rồi lại được bó thành bó to hơn... thành búp cơ. Giữa các sợi và các bó cơ có lớp mô dai bao bọc, hợp dần với nhau thành gân, bám chắc vào các đầu xương. Sợi cơ có cấu tạo dạng thớ đặc biệt, chỉ sinh lực (tích cực) khi co. Khi duỗi, cơ trở thành phần tử thụ động, có tác dụng như lò xo và giảm chấn với hệ số thay đổi. Vì vậy, cơ là các phần tử phi tuyến.

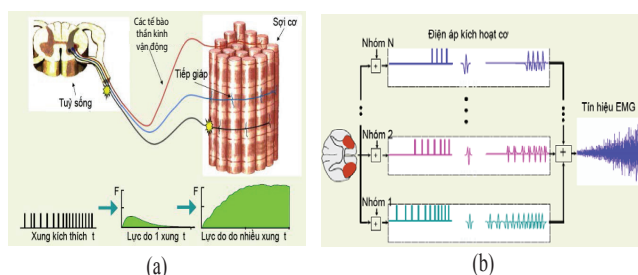


Hình 2: cấu trúc (a) và phản xạ của cơ (b)

Trong các bó cơ có các tế bào thần kinh (*neuron*) như trong hình 2b. Các nơ ron vận động (*motor neuron*) hình thành các dây thần kinh ly tâm, truyền tín hiệu vận động tới cơ. Các *sensor neuron* hình thành các dây thần kinh hướng tâm, truyền về tủy sống thông tin phản hồi về chiều dài cơ và lực căng. Các cơ hoạt động theo nguyên tắc đối ngẫu. Tùy yêu cầu chuyển động, một số cơ co để sinh lực (vận động) trong khi một số khác giãn, sinh lực cản (đối vận).

Cơ bị kích hoạt (co, sinh lực) khi bị kích thích bởi xung điện. Đối với mỗi sợi cơ, lực co cơ tăng theo tần số xung cho đến giá trị bão hòa (hình 3a). Lực của cả bó cơ bằng tổng lực của các sợi cơ. Các sợi cơ có kích

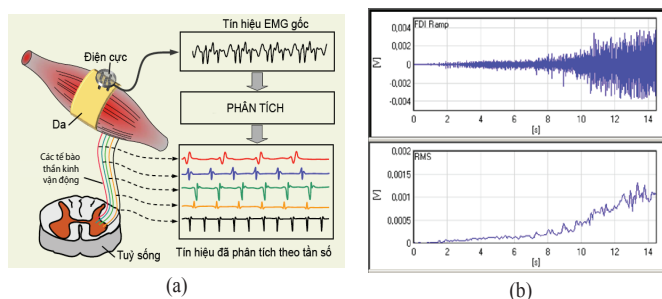
thước khác nhau, sợi nhỏ bị kích hoạt khi điện áp thấp, sợi to bị kích hoạt khi điện áp cao. Tín hiệu EMG (thể hiện lực cơ) phản ánh đầy đủ các hiện tượng trên (hình 3b).



Hình 3: sự phụ thuộc của lực cơ vào tần số (a) và điện áp (b) tín hiệu kích thích

Đo và xử lý tín hiệu EMG

Bộ sensor EMG gồm các điện cực, các mạch lọc nhiễu, khuếch đại tín hiệu, ADC (analog-to-digital converter), phân tích... Đó là các hệ DAQ, được nhà sản xuất cung cấp trọn gói với các modul cơ sở và các modul tùy chọn, kèm theo phần mềm hỗ trợ thu nhận và xử lý tín hiệu. Điện cực là mạch điện tử đặc biệt có chức năng thu tín hiệu EMG. Loại điện cực thông dụng hiện nay là loại bề mặt (*surface electrode*), được dán bên ngoài da, ngay phía trên của cơ cần đo (hình 4a). Tín hiệu thu được (*raw data*) sau đó được xử lý như trong hình 6. Phần lớn các modul chức năng có trong các hệ DAQ thông dụng, nhưng các tham số được thiết lập cho phù hợp với tín hiệu EMG.



Hình 4: nguyên tắc đo và xử lý tín hiệu EMG

Tín hiệu gốc có dạng rời rạc, răng cưa, không thể dùng ngay làm tín hiệu điều khiển nên phải được chuyển sang dạng số, có giá trị xác định hay dạng hàm số, biến thiên liên tục. Tùy theo ứng dụng, có thể xử lý theo tần số, biên độ hay thời gian. Theo tần số, phương pháp Fast Fourier transform - FFT thường được dùng (hình 4a). Theo biên độ, phương pháp RMS (*Root Mean Square*) được dùng để tính lực cơ (hình 4b). Phép phân tích trên cho ra đường cong liên tục theo thời gian

nên được gọi là trích biên (*envelope extraction*).

Một đặc điểm của tín hiệu EMG là kết quả đo phụ thuộc rất lớn vào người được đo, thời điểm đo, trạng thái dẫn điện của da (khô, ẩm, mồ hôi...). Vì vậy, không thể mang trị số thực nghiệm của trường hợp này áp dụng cho trường hợp khác. Để khắc phục hạn chế trên, người ta dùng trị số tương đối - tỷ số giữa giá trị cụ thể với giá trị lớn nhất:

$$x_{st} = \frac{x}{x_{max}} \quad (1)$$

Bước xử lý này được gọi là chuẩn hóa (*normalization*).

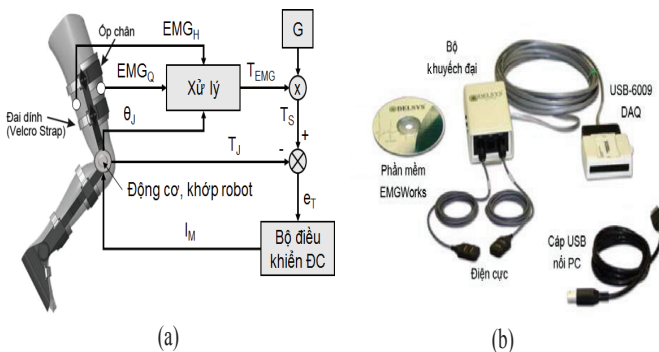
Các bước xử lý trên nằm trong nhóm 1 (thu nhận và tiền xử lý) của hình 6, do phần mềm xử lý tín hiệu chuyên dùng thực hiện.

Thiết lập hệ điều khiển nhờ sensor EMG

Theo các nguyên tắc chung được mô tả ở trên, một hệ thống điều khiển robot đã được thực hiện trên một phiên bản thử nghiệm của robot thuộc đề tài KC03.13/06-10.

Mô tả hệ thống

Hệ thống gồm người lành đi bộ mang nặng và robot hỗ trợ (Exo). Robot gồm hệ cơ khí, hệ điều khiển, hệ chấp hành và các ổ, đai truyền lực giữa người và robot. Sơ đồ hệ thống được thu gọn về một chân với khớp gối làm đại diện như hình 5a. Hệ sensor EMG là sản phẩm Bagnoli-2 của hãng Delsys (Canada). Đó là một hệ thống đồng bộ, gồm các bộ phận chính như trong hình 5b.

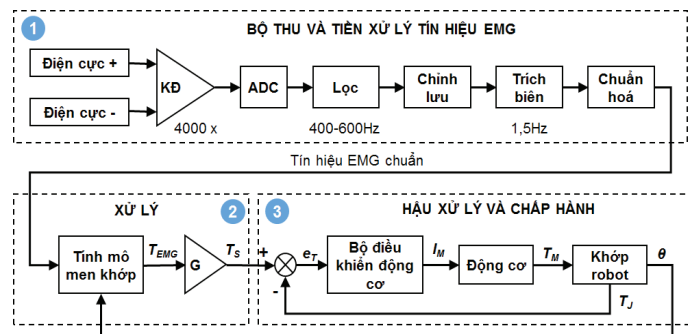


Hình 5: sơ đồ thiết bị: a- Nối ghép, b- Bộ sensor Bagnoli-2

Các thông số kỹ thuật chính của hệ Bagnoli-2 như sau [8]:

Bộ khuếch đại	
Số kênh	2 Analog EMG
Hệ số khuếch đại	100, 1000, 10.000
Dải điện áp ra lớn nhất	±5 V
Đáp ứng tần số	20±5 Hz đến 450±50 Hz, 80 dB/decade
EMG sensor	DE-2.1 (single differential)
Sensor-DE 2.1	
Output Connector	USB DAQ Connector 16 kênh
Cực tiếp xúc	dạng 2 thanh, bạc: D=1 mm, L=10 mm
Tiền khuếch đại	10 V/V
CMRR	Tiêu chuẩn 92 dB; nhỏ nhất 84 dB
Phần mềm EMGWorks 3.5	
Tốc độ lấy mẫu	48 kS/s
Độ phân giải	16 bit
Các chức năng xử lý chính	1. Thu tín hiệu: có và không dây; 64 kênh; PCI và USB. 2. Xử lý tín hiệu: thông thường: Normalize, Envelop extraction, RMS; nâng cao: MOV, INT, MDF, PSD, PSD, THLD, RATE, HIST. 3. Hiện thị: Report, Quickview, Graphing, Unit Conversion, Import/Export, Cut&Past plot cho các ứng dụng Windows.

Cấu trúc và logic quá trình xử lý được mô tả chi tiết bằng sơ đồ khối trong hình 6, gồm 3 khối. Khối 1 - thu và tiền xử lý tín hiệu EMG, chính là bộ Bagnoli-2 đã mô tả ở phần trên. Tín hiệu ra của nó là 2 kênh tín hiệu EMG chuẩn, được tính theo (1). Khối 2 (xử lý) có nhiệm vụ xác định mô men khớp từ các tín hiệu vào: 2 kênh EMG và góc khớp. Chi tiết về khối này sẽ được trình bày trong mục *Thiết lập và huấn luyện ANFIS* dưới đây. Khối 3 (điều khiển chấp hành) gồm bộ điều khiển động cơ, động cơ và truyền động cơ khí. Tùy theo động cơ điện, khí nén hay thủy lực được dùng mà bộ điều khiển sẽ đưa ra yêu cầu đáp ứng I_M của động cơ là dòng điện hay áp suất [1, 2].

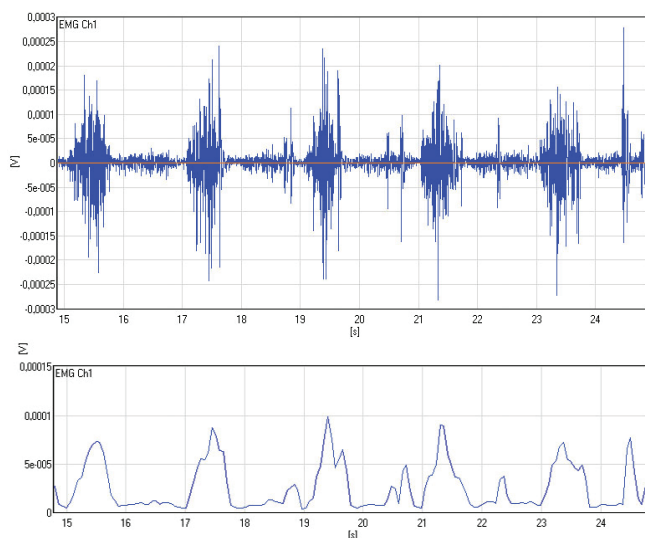


Hình 6: hệ điều khiển robot dùng sensor EMG

Thiết lập và huấn luyện ANFIS

Toàn bộ khối 1 do hệ DAQ đảm nhiệm, kết quả là tín hiệu EMG có dạng như hình 7, nửa trên là tín hiệu gốc, dưới là tín hiệu đã được trích biên bằng phương pháp RMS. Tín hiệu này còn phải được chuẩn hóa trước khi đưa vào xử lý trong khối 2.

Mục này mô tả thuật toán tính mô men khớp trong khối 2 của hình 6, là nội dung trọng tâm của bài báo. Về bản chất thì bài toán xác định lực cơ hay mô men khớp trên cơ sở các tín hiệu EMG và góc khớp thuộc nhóm các bài toán nhận dạng, nói hẹp hơn là bài toán xấp xỉ hàm. Vì vậy, việc áp dụng các phương pháp thống kê như trong [6] là có thể, nhưng với đầu ra là các phương trình toán học thì ứng dụng vào điều khiển sẽ bị hạn chế.



Hình 7: tín hiệu EMG khi đi bộ

Các công cụ TTNT, cả mạng nơ ron nhân tạo (ANN - Artificial Neural Network) và logic mờ (FL - Fuzzy Logic) đều tỏ ra có ưu thế đặc biệt trong lĩnh vực nhận dạng, nhưng mỗi công cụ có ưu, nhược điểm riêng. ANN xử lý kiểu hộp đen, không đòi hỏi người dùng biết về bản chất bên trong của đối tượng và quá trình, nhưng lại cần lượng dữ liệu lớn và ít phân tán để huấn luyện. Ngược lại, FL không có yêu cầu cao về số lượng và chất lượng tín hiệu vào nhưng đòi hỏi người dùng có kiến thức chuyên môn để xây dựng các hàm thuộc và hệ thống suy luận mờ. Cấu trúc và các tham số của FL phụ thuộc nhiều vào chủ quan của người dùng. Trong [9], các tác giả đã so sánh 2 công cụ và chỉ ra (trong trường hợp cụ thể của công trình này) FL cho

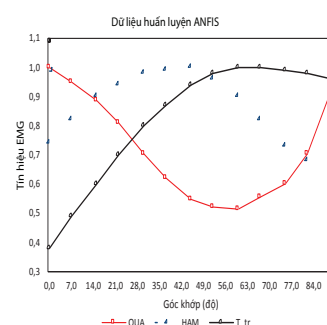
kết quả chính xác hơn ANN.

Kinh nghiệm cho thấy, phối hợp 2 công cụ ANN và FL với nhau sẽ cho kết quả chính xác, tin cậy và ít phụ thuộc chủ quan của người dùng. Trong công trình này, chúng tôi áp dụng một loại công cụ nơ ron-mờ (ANFIS), trong đó mạng nhân tạo nơ ron (ANN) có nhiệm vụ thiết lập và tối ưu hoá (Adaptive) các tham số của hệ suy luận mờ (FIS) nhờ quá trình học theo các thuật toán của ANN.

Quá trình tính toán trải qua các bước: (1) làm thí nghiệm để tạo bộ dữ liệu huấn luyện và kiểm tra mạng nơ ron; (2) xây dựng cấu trúc, huấn luyện và kiểm tra mạng; (3) xuất kết quả cho khối 3, điều khiển động cơ.

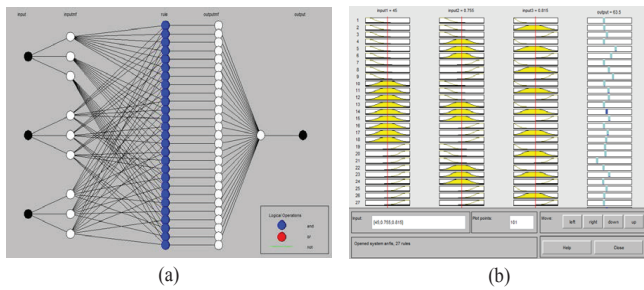
Bước 1: để tạo dữ liệu huấn luyện mạng, 2 điện cực được gắn tại 2 điểm Q và H như trong hình 2b. Dải chuyển động của khớp (90°) được chia thành 12 khoảng. Tại mỗi điểm, đo và ghi góc khớp gối (Angle), tín hiệu EMG tại cơ tứ đầu đùi (*Quadriceps- QUA*) EMG_Q và tại cơ khoeo (*Hamstrigs - HAM*) EMG_H , mô men khớp để huấn luyện (T_{tr}) và mô men khớp để kiểm tra (T_{chk}). Bảng dữ liệu và đồ thị được ghi trong Excel như hình 8. Ta thấy theo hướng chuyển động gập gối, tín hiệu EMG của 2 cơ biến thiên ngược chiều nhau, HAM co, còn QUA duỗi. Để biểu diễn được trên cùng một đồ thị, các giá trị được chuẩn hóa theo , trong đó $T_{tr_max} = 85 \text{ Nm}$, $T_{chk_max} = 86,6 \text{ Nm}$.

TT	Angle	QUA	HAM	T _{tr}	T _{chk}	T _{out}
1	0,00	1,00	0,74	0,38	0,39	0,41
2	7,50	0,95	0,82	0,49	0,50	0,50
3	15,00	0,89	0,90	0,60	0,64	0,61
4	22,50	0,81	0,94	0,70	0,71	0,72
5	30,00	0,70	0,98	0,80	0,81	0,83
6	37,50	0,62	0,99	0,87	0,87	0,89
7	45,00	0,55	1,00	0,94	0,95	0,95
8	52,50	0,52	0,96	0,98	0,98	0,97
9	60,00	0,51	0,90	1,00	0,99	1,00
10	67,50	0,56	0,82	1,00	0,99	1,00
11	75,00	0,60	0,73	0,99	1,00	0,99
12	82,50	0,70	0,68	0,98	0,98	0,99
13	90,00	0,93	0,63	0,96	0,96	0,98



Hình 8: dữ liệu để huấn luyện mạng

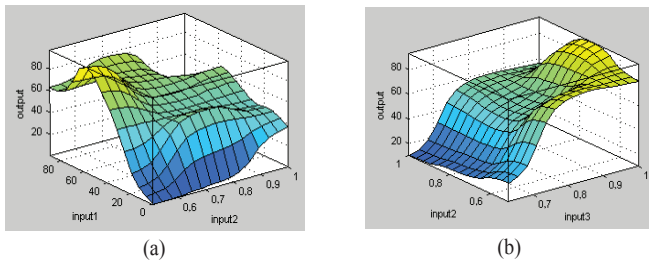
Bước 2: khởi tạo và huấn luyện ANFIS được thực hiện bởi một chương trình trong Matlab, có nhiệm vụ: đọc dữ liệu từ Excel; tạo cấu trúc cho FL, gồm số và loại hàm thuộc đầu vào và đầu ra; huấn luyện (tối ưu hoá các tham số của FL bằng thuật toán học kết hợp lan truyền ngược với bình phương tối thiểu); kiểm tra đánh giá sai số; hiển thị và xuất kết quả ra biến trong workspace để chuyển giao cho giai đoạn 3 - điều khiển động cơ.



Hình 9: cấu trúc của ANN (a) và hệ FIS (b)

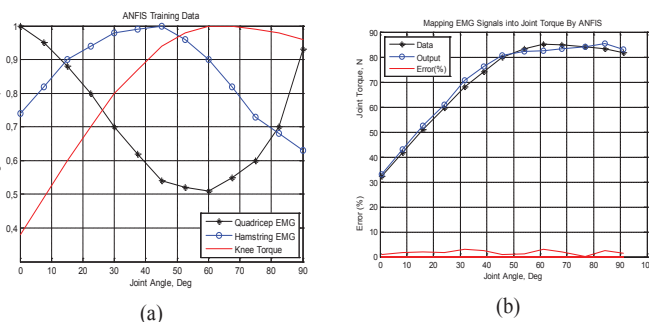
Cấu trúc của hệ thống như trong hình 9. Lớp input của mạng nơ-ron có 3 đầu vào tương ứng với 3 tín hiệu (1 góc khớp và 2 EMG), lớp ẩn có 9 nơ-ron tương ứng với 9 hàm thuộc (*inputmf*), 27 mệnh đề suy luận mờ (*rule*) cho ra 27 hàm thuộc đầu ra (*outputmf*), sau khi hợp thành và giải mờ được giá trị đầu ra (*output*) là mô men khớp.

Đồ thị 3D trong hình 10 cho hình ảnh khái quát về quan hệ giữa các biến đầu vào và đáp ứng đầu ra, trong đó input1 tương ứng góc khớp, input2 - EMG_Q, input3 - EMG_H, output - mô men T_{EMG}.



Hình 10: hiển thị 3D quan hệ vào - ra

Các đồ thị trong hình 11 cho phép đánh giá một cách định lượng kết quả tính toán, trong đó (a) là đồ thị vẽ lại (để kiểm tra) bộ dữ liệu đầu vào (giống hình 8); (b) là đồ thị mô men khớp ban đầu (data) và kiểm tra (output). Sai số giữa đầu vào và đầu ra (Error) dưới 5% là chấp nhận được.



Hình 11: thông tin đầu vào (a) và kết quả tính toán (b)

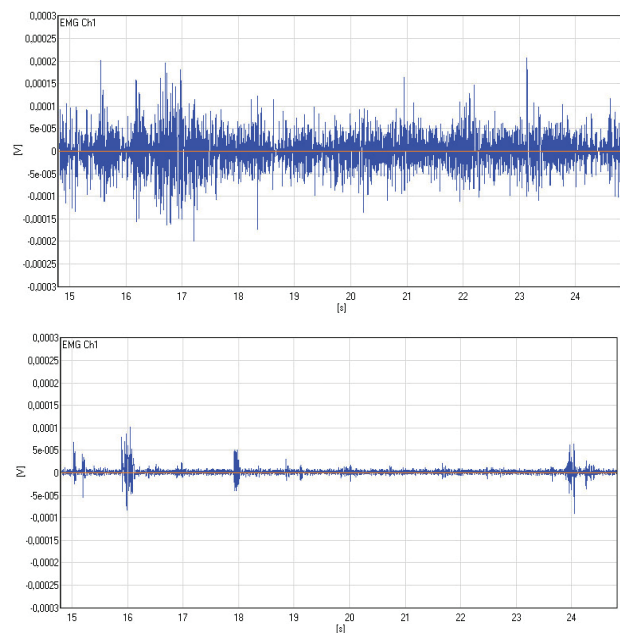
Bước 3: xuất kết quả cho bộ điều khiển động cơ. Bộ ANFIS cho ra mô men khớp T_{EMG} (xem lại hình 5a và hình 6). Đó là 100% giá trị mô men mà động cơ cần phải hỗ trợ nếu muốn tín hiệu EMG bằng 0. Tuy nhiên, trên thực tế, việc điều khiển có thể không đảm bảo sự đồng nhịp giữa robot với người. Vì vậy, cần cho phép người mang điều chỉnh mức độ hỗ trợ cho phù hợp. Hệ số hỗ trợ (*support ratio*) G quy định tỷ lệ giữa giá trị mô men hỗ trợ thực (T_s) và nhu cầu T_{EMG} (đo được từ sensor EMG).

$$T_s = G.T_{EMG} \quad (2)$$

Bộ điều khiển động cơ có nhiệm vụ đưa ra đáp ứng yêu cầu (I_M) của động cơ, để nó cho ra mô men khớp T_J, bám theo T_s. Ngoài động cơ điện, động cơ khí nén có thể được dùng, nhưng chỉ cho robot hỗ trợ người lành [1].

Kết quả ứng dụng

Hệ thống sensor EMG và thuật toán tính mô men khớp dựa trên tín hiệu EMG đã được thực hiện trên robot hỗ trợ người lành, đi bộ mang nặng là kết quả của 2 đề tài cấp nhà nước mà nhóm tác giả triển khai thực hiện. Kết quả thử nghiệm cho thấy tác dụng hỗ trợ là rõ rệt [1]. Hình 12 cho ví dụ so sánh tín hiệu EMG khi người đi bộ mang tải 15 kg trên lưng, có hỗ trợ (G=0,6) và không có hỗ trợ (G=0). Ta thấy, khi được robot hỗ trợ, cơ người gần như không phải sinh lực dù có mang vật nặng 15 kg trên lưng.



Hình 12: so sánh hiệu quả hỗ trợ của Exo

Kết luận

Trong bài báo này, những vấn đề cơ bản về cơ sinh học liên quan đến điều khiển robot - bộ xương ngoài đã được trình bày một cách khái quát. Giải pháp kỹ thuật được tập trung vào ứng dụng công cụ nơ ron mờ (ANFIS) để xác định mô men khớp trên cơ sở các thông tin về góc khớp và tín hiệu kích hoạt cơ tứ đầu đùi và cơ khoeo. Kết quả mô phỏng và thử nghiệm trên robot cho thấy giải pháp kỹ thuật là khả thi.

Tuy ưu điểm của EMG là rõ ràng, nhưng cũng cần phải chú thích thêm:

Thứ nhất, một điện cực chỉ có thể thu được tín hiệu ở một phần cơ gần nó nhất, đồng thời lại bị nhiễu bởi các cơ lân cận (hiện tượng cross-talking). Vì vậy, cần nhiều điện cực để có tín hiệu tin cậy hơn. Chúng tôi mới chỉ sắm được bộ tối thiểu có 2 điện cực nên kết quả chỉ có ý nghĩa phương pháp luận.

Thứ hai, các sensor sinh học, kể cả sensor điện não (EEG), điện nhãn (ENG) hay điện cơ (EMG) đều có nhược điểm là gây vướng víu bởi dây rợ và hệ xử lý. Tuy ngày nay đã xuất hiện kỹ thuật không dây, nhưng dùng thường xuyên vẫn gây nhiều phiền phức.

Thứ ba, các sensor điện sinh học sử dụng tín hiệu từ hệ thần kinh, nên chỉ tin cậy với người có hệ thần kinh lành mạnh (người lành, cụt chân). Chúng không được khuyến khích áp dụng cho Exo hỗ trợ người thiếu năng vận động có nguồn gốc từ hệ thần kinh, như đột quỵ, chấn thương tủy sống, bại não... Điều này là dễ hiểu và đã được khuyến cáo, ví dụ trong [10].

Lời cảm ơn

Nhóm nghiên cứu xin trân trọng cảm ơn Bộ KH&CN, Ban Chủ nhiệm Chương trình KC03/06-10 và KC03/11-15 đã hỗ trợ thực hiện các đề tài liên quan. Chúng tôi hy vọng còn có điều kiện nghiên cứu và trao đổi sâu hơn về chủ đề rất hấp dẫn này.

Tài liệu tham khảo

- [1] Đào Văn Hiệp và nhóm nghiên cứu (2011), *Báo cáo tổng hợp khoa học công nghệ đề tài KC03.13/06-10*.
- [2] Đào Văn Hiệp và nhóm nghiên cứu (2015), *Báo cáo tổng hợp khoa học công nghệ đề tài KC03.12/11-15*.
- [3] Yamaguchi G.T (2001), *Dynamic Modeling of Musculoskeletal Motion A Vectorized Approach for Biomechanical Analysis in Three Dimensions*, Kluwer Academic Publishers.
- [4] Fleischer C, Wege A, Kondak K, Hommel G (2006), "Application of EMG Signals for Controlling Exoskeleton Robots", *Biomed Tech*, **Vol.51**, pp.314-319.
- [5] Mester G, A Rodić (2010), "Sensor - Based Intelligent Mobile Robot Navigation in Unknown Environments", *Int. J. of Electrical and Computer Engineering Systems* **1(2)**, pp.1-8.
- [6] Sun Y.P, Yen K.T, Liang Y.C, Wo L.N, Lu K.C (2013), "An EMG-Driven Model to Estimate Knee Joint Momen", *Life Science Journal*, **10(2)**, pp.249-253.
- [7] Yu S, Han C, Cho I (2014), "Design Consideration of a Lower Limb Exoskeleton System to Assist Walking and Load-Carrying of Infantry Soldiers", *Applied Bionics and Biomechanics*, **No.11**, pp.119-134.
- [8] Delsys (2009), *Bagnoli-2 EMG System User's Guide*.
- [9] Shalu G.K, Sivanandan K.S, Mohadas K.P (2012), "Fuzzy Logic and Probabilistic Neural Network for EMG Classification - A Comparative Study", *Int. J. of Engineering Research & Technology*, **1(5)**, pp.1-7.
- [10] Suzuki K, et al (2010), "Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL", *Climbing and Walking Robots*, In Tech.