NGHIÊN CỨU LỰA CHỌN CÁC THÔNG SỐ ĐẶC TRƯNG VẬN ĐỘNG CỦA CON NGƯỜI KHI NGÃ

STUDY ON SELECTING CHARACTERISTIC PARAMETERS OF HUMAN MOVEMENT DURING FALLS

Lê Thị Mai Anh[1,*]

DOI: https://doi.org/10.57001/huih5804.2026.062

TÓM TẮT

Té ngã là một trong những nguyên nhân hàng đầu gây chấn thương nghiêm trọng, việc nhận diện và phân tích vận động khi ngã có ý nghĩa quan trọng trong phát triển các hệ thống phát hiện té ngã và thiết bị bảo vệ chủ động. Bài báo này trình bày nghiên cứu lựa chọn các thông số đặc trưng của vận động cơ thể người khi ngã. Bên cạnh đó, bài báo làm rõ tính phù hợp của việc sử dụng gia tốc tuyến tính và vận tốc góc làm các đại lượng đặc trưng để mô tả trạng thái mất thăng bằng và va chạm khi ngã. Tiếp theo, phương pháp xác định và đo các thông số đặc trưng vận động khi ngã được đề xuất, bao gồm lựa chọn thông số đo, phương pháp đo bằng cảm biến quán tính, cách thức thu thập dữ liệu. Cuối cùng, kết quả đo một số dạng vận động khi ngã điển hình được trình bày và phân tích, cho thấy các thông số gia tốc và vận tốc góc có sự thay đổi rõ rệt so với vận động bình thường. Kết quả nghiên cứu góp phần làm cơ sở khoa học cho việc xây dựng các thuật toán phát hiện té ngã và phát triển các hệ thống bảo vệ cơ thể người khi ngã.

Từ khóa: *Té ngã, thông số đặc trưng vận động, cảm biến quán tính, gia tốc, vận tốc góc.*

ABSTRACT

Falls are one of the leading causes of serious injuries; therefore, the identification and analysis of human motion during falls play an important role in the development of fall detection systems and active protective devices. This paper presents a study on the selection of characteristic motion parameters of the human body during falls. In addition, the suitability of using linear acceleration and angular velocity as representative parameters to describe loss of balance and impact during falling events is clarified. Subsequently, a methodology for determining and measuring the characteristic motion parameters during falls is proposed, including the selection of measured parameters, measurement methods using inertial sensors, and data acquisition procedures. Finally, experimental results obtained from several typical falling motions are presented and analyzed, demonstrating that acceleration and angular velocity exhibit distinct variations compared to normal daily activities. The results of this study provide a scientific basis for the development of fall detection algorithms and the design of human body protection systems during falls.

Keywords: *Falls, characteristic motion parameters, inertial sensor, acceleration, angular velocity.*

[1]Khoa Dệt May - Da giầy và Thời trang, Trường Vật liệu, Đại học Bách khoa Hà Nội

[*]Email: anh.lethimai@hust.edu.vn

Ngày nhận bài: 20/12/2025

Ngày nhận bài sửa sau phản biện: 21/01/2026

Ngày chấp nhận đăng: 30/3/2026

1. GIỚI THIỆU

Trên toàn cầu, té ngã là một vấn đề sức khỏe cộng đồng nghiêm trọng. Ước tính mỗi năm có khoảng 684.000 trường hợp tử vong do té ngã, khiến nó trở thành nguyên nhân gây tử vong do thương tích không chủ ý đứng thứ hai sau tai nạn giao thông đường bộ. Hơn 80% số ca tử vong do té ngã xảy ra ở các quốc gia có thu nhập thấp và trung bình, trong đó khu vực Tây Thái Bình Dương và Đông Nam Á chiếm 60%. Ở tất cả các khu vực trên thế giới, tỷ lệ tử vong cao nhất là ở người lớn trên 60 tuổi [1].

Nhu cầu phân tích và mô tả định lượng vận động khi ngã ngày càng được quan tâm nhằm phục vụ cho việc nhận dạng, phân biệt hoạt động thường ngày và té ngã cũng như hỗ trợ thiết kế các thiết bị bảo vệ cơ thể người

khi ngã. Trong những năm gần đây, nhiều nghiên cứu đã được triển khai như phát hiện té ngã dựa trên cảm biến quán tính có thể đeo để phát hiện té ngã.

Guangyi và cộng sự [3] đã sử dụng bộ đo lường quán tính vi mô (µIMU) bao gồm gia tốc kế MEMS và cảm biến con quay hồi chuyển để đo chuyển động ba chiều gia tốc và vận tốc góc trong thời gian thực làm bộ phận cảm biến chuyển động của hệ thống. Hệ thống sử dụng thuật toán nhận diện kết hợp giữa việc cài đặt ngưỡng vận tốc góc trên vi điều khiển để phản ứng nhanh và thuật toán máy vec-tơ hỗ trợ (SVM) để nâng cao khả năng phân biệt giữa cú ngã thực sự và các hoạt động thường ngày. Dựa trên cơ sở dữ liệu thực nghiệm gồm 200 mẫu (100 cú ngã nghiêng và 100 hoạt động bình thường như đi bộ, chạy, ngồi,…), kết quả phân biệt đạt độ chính xác tuyệt đối, hệ thống có khả năng phân loại dữ liệu kiểm tra thành hai trạng thái "ngã" và "không ngã" mà không có sai số.

Trong nghiên cứu của Sena Sukmananda Suprapto và cộng sự [4] đưa ra thiết kế và xây dựng hệ thống túi khí bảo vệ người cao tuổi khi té ngã sử dụng cảm biến MPU6050. Trong nghiên cứu này, có 11 chuyển động đã được kiểm tra, cụ thể là đi bộ, chạy bộ, cúi chào, ngồi, đi lên cầu thang, đi xuống cầu thang và nằm sấp, được gọi là các hoạt động thường ngày. Ngoài ra, ngã về phía sau, về phía trước, sang trái và sang phải, được gọi là các chuyển động ngã. Mô-đun cảm biến MPU6050 kết hợp giữa gia tốc kế và con quay hồi chuyển được sử dụng để đo đạc các thông số chuyển động ba chiều, cụ thể là gia tốc và vận tốc góc. Thay vì sử dụng các phương pháp phức tạp, nghiên cứu này sử dụng phương pháp ngưỡng giá trị để phân biệt giữa 7 hoạt động bình thường (đi bộ, chạy bộ, cúi chào, ngồi, đi lên cầu thang, đi xuống cầu thang và nằm sấp) và 4 loại cú ngã (ngã trước, sau, trái, phải). Sau quá trình xử lý dữ liệu đo, ngưỡng phân biệt té ngã và các hoạt động bình thường được đưa ra như sau: gia tốc tương đối nhỏ hơn hoặc bằng 0,38g, độ nghiêng lớn hơn hoặc bằng 40 độ và vận tốc góc lớn hơn hoặc bằng 30°/s. Kết quả phân biệt có độ đặc hiệu đạt 100%, độ nhạy đạt 85% và độ chính xác 94%.

Haneul Jung và cộng sự [5] đã nghiên cứu thuật toán nâng cao để phát hiện tác động trước té ngã cho túi khí đeo được. Nghiên cứu này thực hiện 6 hành động ngã được mô phỏng và 14 hoạt động trong cuộc sống hàng ngày. Ba mươi thanh niên khỏe mạnh (tuổi: 23,4 ± 1,2 năm, chiều cao: 173,7 ± 4,75cm và cân nặng: 74,8 ± 8,41kg) được tuyển dụng để thực hiện các hoạt động sinh hoạt hằng ngày và mô phỏng các hoạt động ngã. Không có người tham gia nào có bất thường về thần kinh, cơ, xương. Cảm biến MPU-9250 đo gia tốc 3 trục (±16g), vận tốc góc 3 trục (±2000 độ/giây) và từ kế 3 trục (±4800µT) được sử dụng để ghi lại chuyển động và nhận dạng các hành động. Nhìn chung, các chuyển động có động lực cao thường có gia tốc và vận tốc góc lớn. Tuy nhiên, các góc nghiêng của cơ thể so với phương thẳng đứng trong hoạt động hàng ngày tương đối khác so với các góc trong chuyển động ngã. Hệ thống sẽ phát hiện trạng thái ngã khi đồng thời thỏa mãn các điều kiện về gia tốc, vận tốc góc và góc nghiêng như sau: gia tốc nhỏ hơn 0,82g, vận tốc góc lớn hơn 47,3°/s, góc nghiêng ngang (góc roll) phản ánh sự nghiêng sang trái hoặc phải lớn hơn 28° và góc nghiêng dọc (góc pitch) phản ánh độ nghiêng ra trước hoặc sau lớn hơn 45°. Kết quả thực nghiệm cho thấy thuật toán đạt độ nhạy 100%, độ đặc hiệu 97,54% và độ chính xác 98,33%. Khi đánh giá khách quan bằng bộ dữ liệu công khai SisFall, thuật toán vẫn đạt độ chính xác 92,4%, cao nhất so với các nghiên cứu tương tự trước đây [5].

Phần lớn các nghiên cứu hiện tại mới chỉ dừng lại ở việc nhận dạng hiện tượng té ngã mà chưa đi sâu phân tích bản chất động học của vận động trong quá trình ngã. Do đó, mục tiêu của nghiên cứu này là khái quát vận động cơ thể người trong các hoạt động thường ngày và té ngã, đồng thời xác định các thông số vận động đặc trưng phản ánh đặc điểm động học của quá trình té ngã.

2. CƠ SỞ LÝ THUYẾT VỀ VẬN ĐỘNG CỦA CON NGƯỜI

2.1. Vận động của con người trong sinh hoạt thường ngày

Vận động của con người được thực hiện nhờ sự tương tác cơ học phức tạp và phối hợp cao giữa xương, cơ, dây chằng và khớp trong hệ thống cơ xương dưới sự kiểm soát của hệ thần kinh [6].

Các hoạt động trong sinh hoạt thường ngày của con người được chia làm ba loại, đó là cử chỉ, hoạt động cấp thấp và hoạt động cấp cao. Cử chỉ bao gồm các hoạt động đơn giản như gập - duỗi cánh tay. Các hoạt động cấp thấp là đứng, ngồi, đi bộ, đạp xe và chạy bộ, trong khi các hoạt động cấp cao như nấu ăn, nhảy múa và nói chuyện [7].

Tất cả các chuyển động và thay đổi trong chuyển động đều phát sinh từ tác động của các lực, cả bên trong và bên ngoài. Sự thay đổi lực tác động lên một vật là cần thiết để di chuyển vật đó từ vị trí đứng yên hoặc để thay đổi vận tốc của nó. Lượng thay đổi vận tốc của một vật phụ thuộc vào độ lớn và hướng của lực tác dụng. Các định luật chuyển động của Newton đưa ra mối quan hệ rõ ràng giữa lực thay đổi và kết quả của sự thay đổi chuyển động, điều này áp dụng cho tất cả các hình thức chuyển động,

bao gồm cả sự vận động của con người. Phân tích chuyển động của con người là nghiên cứu có hệ thống về chuyển động của con người bằng cách quan sát cẩn thận và được bổ sung bằng các thiết bị đo chuyển động cơ thể, cơ học cơ thể và hoạt động của cơ bắp. Việc này nhằm mục đích thu thập thông tin định lượng về cơ học của hệ thống cơ xương khớp trong quá trình thực hiện một nhiệm vụ vận động [6].

2.2. Vận động của con người khi ngã

Ngã được định nghĩa là một sự kiện dẫn đến việc một người vô tình ngã xuống đất, sàn nhà hoặc một mức thấp hơn khác [1]. Khi phát hiện té ngã, việc xác định hướng ngã cũng góp phần giảm thương tích cho cơ thể vì các hướng ngã khác nhau cơ thể có thể nhận được mức độ bảo vệ khác nhau. Hướng ngã thường chia làm ba loại: ngã về phía trước, ngã ngửa về phía sau và ngã nghiêng. Ngã về phía trước là các trường hợp thường do vấp ngã, ngã ngửa về phía sau có thể là hậu quả của việc trượt chân, trong khi ngã nghiêng có thể do nhiều nguyên nhân khác [8].

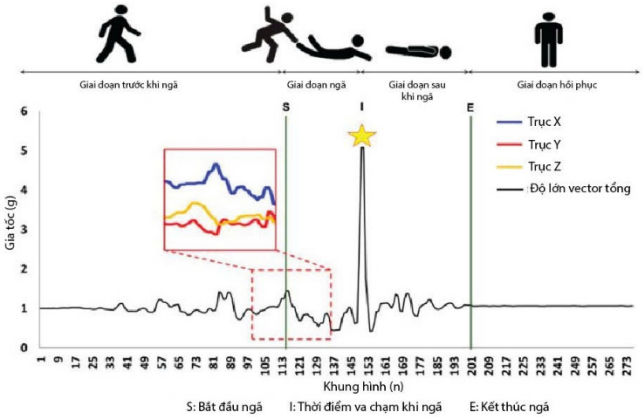
Ngã nghiêng có nhiều khả năng gây thương tích cho chân tay và chấn thương cổ, trong khi ngã ngửa thường liên quan đến việc phần đầu tiếp xúc mạnh với mặt đất do đó dễ bị tổn thương và nguy hiểm hơn. Ngã về phía trước thường dễ kiểm soát hơn ngã nghiêng hoặc ngã ngửa vì cánh tay ở vị trí hướng về phía trước [8].

Như được mô tả trong hình 1 [9] quá trình té ngã của cơ thể người có thể chia làm bốn giai đoạn chính bao gồm: giai đoạn trước khi ngã, giai đoạn ngã, giai đoạn sau ngã và giai đoạn phục hồi [9, 10].

Giai đoạn trước khi ngã là giai đoạn cơ thể người đang thực hiện một số hoạt động thường ngày, có thể tương đối chậm (ví dụ: đi bộ và nằm) hoặc tương đối nhanh (ví dụ: chạy). Tuy nhiên, cơ thể không thực hiện các hành động này một cách trơn tru mà gặp phải một số trở ngại chẳng hạn như bị vấp khi đi cầu thang, bị người khác va vào khi đang đi bộ hay trượt chân khi chạy [9, 10].

Giai đoạn quan trọng là khi sự kiện ngã xảy ra. Từ dữ liệu gia tốc và vận tốc góc thu thập từ các thí nghiệm, thời điểm bắt đầu ngã được gọi là S, thời điểm va chạm khi ngã được gọi là I, và kết thúc cú ngã được gọi là E. Ở giai đoạn này, cơ thể người sẽ mất thăng bằng và bắt đầu ngã xuống, trải qua trạng thái không trọng lực, vận tốc của cơ thể tăng lên và đạt tốc độ tối đa ngay trước thời điểm va chạm mặt đất [9, 10].

Giai đoạn sau khi ngã, cơ thể thường bất động trong một khoảng thời gian rất ngắn, ngay cả khi cú ngã không gây ra hậu quả nghiêm trọng. Cuối cùng, giai đoạn phục hồi là khi người ngã bắt đầu cử động lại và cố gắng đứng dậy [9, 10].



Hình 1. Hình ảnh mô tả bốn giai đoạn của một cú ngã. Một người mất thăng bằng trong giai đoạn ngã và cơ thể hướng xuống đất cho thấy tác động trực tiếp trong quá trình ngã. Đỉnh của độ lớn vectơ gia tốc tổng tại thời điểm va chạm được đánh dấu bằng ngôi sao [9]

3. NGHIÊN CỨU VÀ THỰC NGHIỆM

3.1. Cơ sở lựa chọn các thông số đặc trưng vận động của con người

Mọi chuyển động của con người (ngoại trừ trong các chuyến bay vào vũ trụ) đều diễn ra trong môi trường trọng lực. Trong các hoạt động bình thường ở nhà, nơi làm việc hoặc trong các hoạt động thể thao và giải trí, cơ thể phải duy trì sự cân bằng an toàn. Điểm tựa của cơ thể có thể thay đổi từ một chân (khi chạy) đến bốn điểm tựa và điều cần thiết là trọng tâm cơ thể (Center of Mass - COM) phải được giữ bên trong ranh giới của diện tích chân đế ((Base of Support - BoS). Khi trọng tâm cơ thể COM di chuyển quá gần các cạnh của diện tích chân đế BoS (ví dụ: sát các ngón chân), hệ thần kinh phải điều khiển tâm áp lực (Center of Pressure - COP) di chuyển đến vị trí cực hạn để làm chậm và đảo ngược vận tốc góc của COM. Nếu phản ứng của COP không đủ mạnh để đảo ngược vận tốc này, cơ thể buộc phải bước thêm một bước để tạo diện tích chân đế mới, nếu không cơ thể sẽ bị ngã [11].

Trong kiểm soát thăng bằng, gia tốc ngang của trọng tâm cơ thể (COM) theo phương trước - sau và sang ngang là biến số quyết định. Hiệu số giữa tâm áp lực (COP) và trọng tâm (COM) tỉ lệ thuận với gia tốc ngang của COM, phản ánh nỗ lực của hệ thần kinh nhằm điều chỉnh thăng bằng và tránh bị ngã. Khi COM hướng về phía trước, hệ thần kinh phải điều khiển COP di chuyển ra phía trước COM để tạo ra một gia tốc ngược lại nhằm làm chậm và đảo ngược hướng chuyển động, giúp cơ thể không bị ngã [11].

Nghiên cứu [12] đã tổng quan về các thiết bị phát hiện chuyển động đeo được dựa trên gia tốc kế để theo dõi hoạt động thể chất. Hoạt động thể chất (Physical activity - PA) được coi là bất kỳ chuyển động nào của cơ thể được tạo ra bởi các cơ xương dẫn đến tiêu hao năng lượng. Việc đo PA bằng gia tốc kế được ưa chuộng vì gia tốc tỷ lệ thuận với lực tác dụng bên ngoài và do đó có thể phản ánh cường độ và tần suất chuyển động của con người. Dữ liệu gia tốc kế có thể được sử dụng để suy ra thông tin về vận tốc và độ dịch chuyển bằng cách tích hợp dữ liệu gia tốc kế theo thời gian.

Trên cơ sở phân tích cơ chế kiểm soát thăng bằng và động học của chuyển động cơ thể người, tác giả lựa chọn gia tốc tuyến tính và vận tốc góc làm các thông số vận động đặc trưng cho quá trình té ngã. Gia tốc tuyến tính phản ánh trực tiếp chuyển động tịnh tiến của trọng tâm cơ thể, bao gồm giai đoạn mất thăng bằng và rơi, thể hiện qua sự biến thiên mạnh của gia tốc khi COM dịch chuyển vượt ra ngoài BoS, cũng như sự xuất hiện của các đỉnh gia tốc lớn tại thời điểm va chạm với mặt đất.

Bên cạnh đó, vận tốc góc phản ánh sự thay đổi nhanh của tư thế và chuyển động quay mất kiểm soát của thân người khi hệ thần kinh không còn khả năng điều chỉnh CoP đủ để đảo ngược chuyển động của CoM. Đây là đặc trưng động học quan trọng để nhận biết trạng thái mất ổn định tư thế trong quá trình té ngã. Việc kết hợp đồng thời gia tốc tuyến tính và vận tốc góc cho phép mô tả đầy đủ bản chất tịnh tiến - quay của chuyển động té ngã, từ đó phân biệt hiệu quả giữa té ngã và các hoạt động sinh hoạt thông thường, đồng thời nâng cao độ tin cậy của hệ thống nhận dạng té ngã.

Các thông số sau được lựa chọn làm thông số đặc trưng vận động của cơ thể người:

Gia tốc theo các phương: Acc_x, Acc_y, Acc_z (m/s^2) là gia tốc theo các phương x, y, z.

Gia tốc tổng hợp [13]:

$$Acc = \sqrt{Acc_x^2 + Acc_y^2 + Acc_z^2} \text{ (m/s}^2\text{)} \quad (1)$$

Vận tốc góc theo các phương: Gyr_x, Gyr_y, Gyr_z (°/s) là vận tốc góc theo các phương x, y, z.

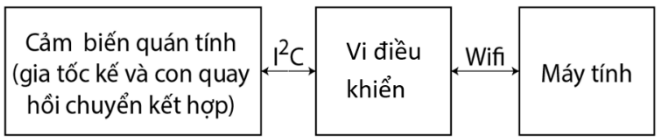
Vận tốc góc tổng hợp [13]:

$$Gyr = \sqrt{Gyr_x^2 + Gyr_y^2 + Gyr_z^2} \text{ (°/s)} \quad (2)$$

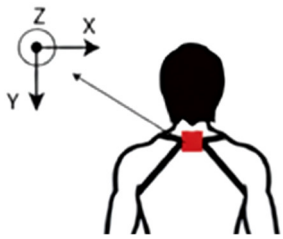
3.2. Phương pháp đo gia tốc và vận tốc góc khi cơ thể vận động

Phương pháp đo gia tốc và vận tốc góc khi cơ thể vận động được thực hiện bằng cảm biến quán tính (Inertial sensor) là loại cảm biến dùng để đo các đại lượng liên quan đến chuyển động như gia tốc, vận tốc góc và/hoặc phương hướng của vật thể. Thực tế, thuật ngữ này thường gắn với các cảm biến như gia tốc kế (accelerometer) và con quay hồi chuyển (gyroscope), đôi khi được tích hợp thành một cụm IMU (Inertial Measurement Unit - Đơn vị đo lường quán tính). Nghiên cứu này được thực hiện trên cơ sở sử dụng hệ thống đo do tác giả và nhóm nghiên cứu chế tạo, hệ thống bao gồm một mô-đun IMU MPU6050 tích hợp gia tốc kế ba trục và con quay hồi chuyển ba trục, cho phép ghi nhận đồng thời gia tốc và vận tốc góc trong quá trình vận động. Hệ thống còn được trang bị vi điều khiển (Microcontroller Unit - MCU) Wemos ESP8266 để thu thập và xử lý sơ bộ dữ liệu.

Cảm biến MPU6050 có phạm vi đo ±16g đối với gia tốc và ±2000°/s đối với vận tốc góc, với đầu ra số 16 bit. Vi điều khiển Wemos ESP8266 hoạt động ở tần số xung nhịp có thể điều chỉnh từ 80MHz đến 160MHz, với điện áp hoạt động 3,3V và bộ xử lý 32 bit, hỗ trợ kết nối WiFi cho việc truyền dữ liệu thời gian thực. Cảm biến tương tác với vi điều khiển thông qua giao thức giao tiếp nối tiếp hai dây I^{2}C, trong khi vi điều khiển thu thập và xử lý sơ bộ dữ liệu, sau đó truyền dữ liệu đo được về máy tính thông qua WiFi để lưu trữ và phân tích. Hình 2 minh họa cấu trúc tổng thể của hệ thiết bị đo được sử dụng trong nghiên cứu.



Hình 2. Hình ảnh cấu trúc tổng thể của thiết bị đo gia tốc và vận tốc góc của cơ thể người khi vận động



Hình 3. Hình vẽ mô tả vị trí đặt cảm biến

Cảm biến được bố trí ở phía sau cổ, tại vị trí đốt sống cổ C7, là điểm nằm gần trục dọc trung tâm của cơ thể người. Việc lựa chọn vị trí này giúp cảm biến bám sát chuyển động của thân trên, phản ánh tốt động học tổng thể của cơ thể trong các hoạt động sinh hoạt cũng như khi xảy ra té ngã. Đồng thời, vị trí C7 hạn chế ảnh hưởng của chuyển động các chi và các nhiễu do ngoại lực tác động cục bộ, nhờ đó các tín hiệu gia tốc và vận tốc góc thu nhận được có độ tin cậy cao hơn, phù hợp cho phân

tích tư thế và trạng thái chuyển động của cơ thể. Mô tả vị trí đặt cảm biến được thể hiện ở hình 3.

Quy trình thực hiện đo các thông số đặc trưng vận động của cơ thể người:

- **Bước 1:** Gắn thiết bị đo lên cơ thể người tham gia thí nghiệm tại vị trí đã xác định trước, đảm bảo thiết bị được cố định chắc chắn và không bị xê dịch trong quá trình vận động.
- **Bước 2:** Bật nguồn thiết bị đo để khởi động hệ thống cảm biến và bộ vi xử lý.
- **Bước 3:** Kết nối thiết bị đo với máy tính thông qua mạng WiFi nhằm thiết lập kênh truyền dữ liệu không dây ổn định.
- **Bước 4:** Thực hiện các phép đo trong quá trình người tham gia thực hiện các hoạt động sinh hoạt hằng ngày và các tình huống mô phỏng té ngã. Trước mỗi lần đo, thiết bị được hiệu chuẩn lại cho từng người, sau đó bấm bắt đầu đo trên máy tính để ghi nhận dữ liệu.
- **Bước 5:** Sau khi kết thúc phép đo, dữ liệu được tải về máy tính và tiến hành các bước xử lý, phân tích nhằm phục vụ cho mục tiêu nghiên cứu.

3.3. Thực nghiệm đo gia tốc và vận tốc góc khi cơ thể vận động

Thực nghiệm đo gia tốc và vận tốc góc khi cơ thể vận động được tiến hành nhằm thu thập dữ liệu đại diện cho cả các hoạt động sinh hoạt hằng ngày và các tình huống té ngã. Trong quá trình thí nghiệm, người tham gia được gắn thiết bị đo và thực hiện lần lượt các kịch bản vận động theo quy trình đã thiết lập như trong bảng 1 với thời gian trong 20 giây và tần số lấy dữ liệu 100Hz.

Bảng 1. Các hoạt động thực nghiệm

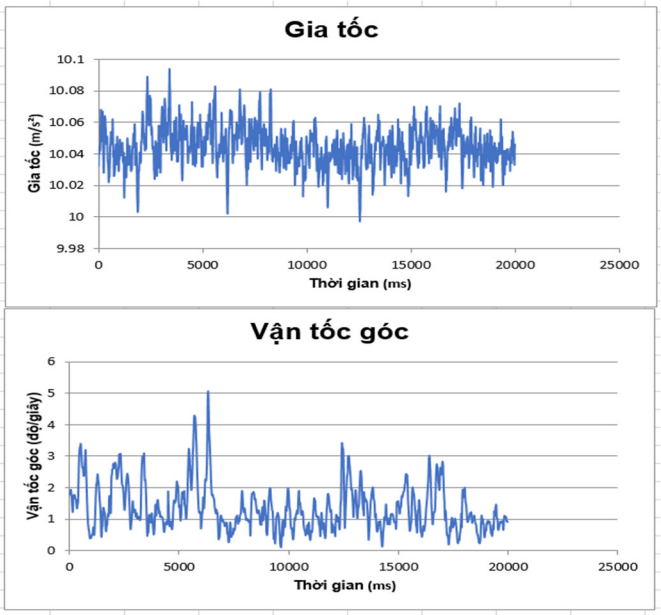
STT	Ký hiệu	Hoạt động	Số lần thực nghiệm
1	D01	Đứng yên	1
2	D02	Đi bộ	5
3	D03	Ngồi xuống ghế sau đó đứng dậy	5
4	F01	Ngã về phía trước khi cố gắng ngồi	5
5	F02	Ngã về phía sau khi cố gắng ngồi	5
6	F03	Ngã nghiêng khi cố gắng ngồi	5

Các kịch bản này được thực hiện trong điều kiện có kiểm soát nhằm đảm bảo an toàn cho người tham gia, đồng thời cho phép thu thập các tín hiệu gia tốc và vận tốc góc đặc trưng cho từng dạng vận động và té ngã. Kết quả thu được là cơ sở dữ liệu quan trọng phục vụ cho việc phân tích, phân loại và nhận dạng trạng thái vận động của cơ thể người trong nghiên cứu.

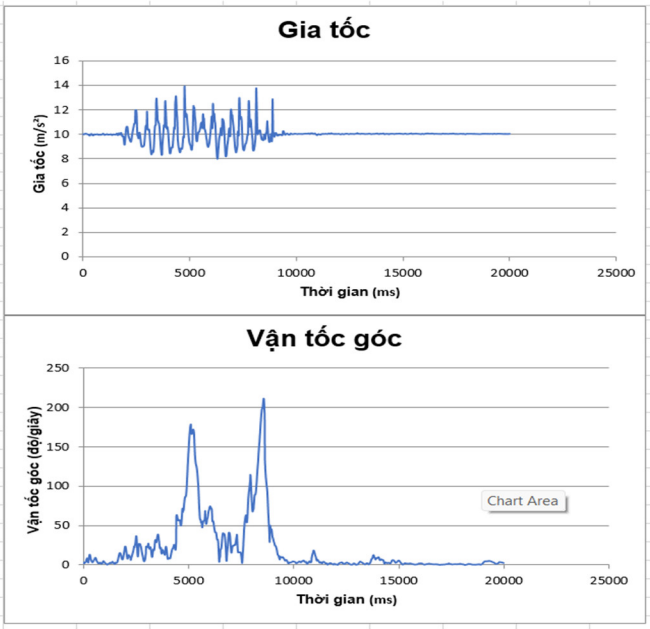
Thực nghiệm đo gia tốc và vận tốc góc của cơ thể người khi vận động được thực hiện với 10 đối tượng đo bao gồm 5 nam và 5 nữ. Tất cả các đối tượng thực nghiệm đều khỏe mạnh, không có bất thường về hệ thần kinh, hệ cơ - xương với đặc điểm về độ tuổi, chiều cao, cân nặng như bảng 2.

Bảng 2. Đặc điểm của các đối tượng tham gia thực nghiệm

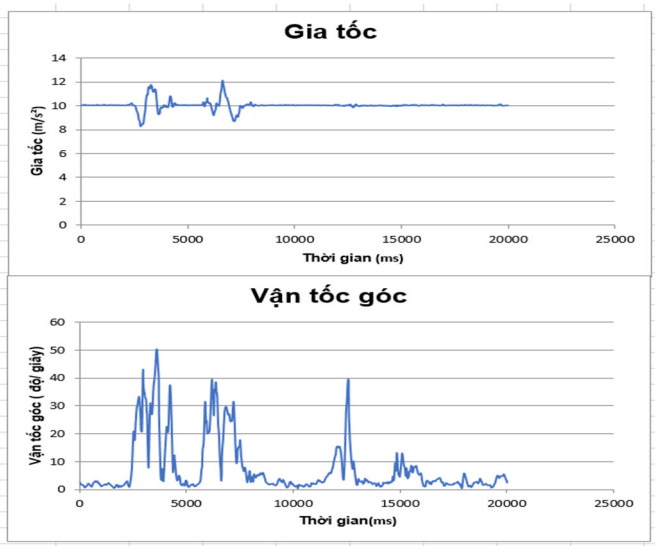
Giới tính	Số lượng	Tuổi (năm)	Chiều cao (cm)	Cân nặng (kg)
Nữ	5	20,5 ± 3,3	159,6 ± 2,30	51,6 ± 9,04
Nam	5	18,1 ± 0,4	179,2 ± 3,11	73,8 ± 13,08



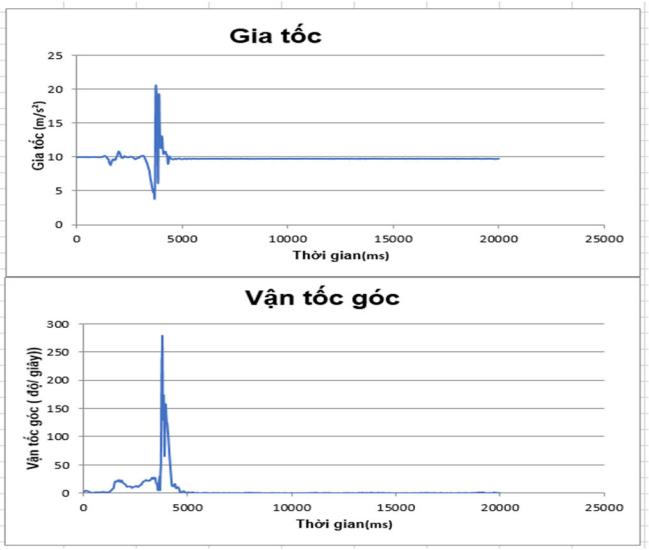
a) D01_Đứng yên



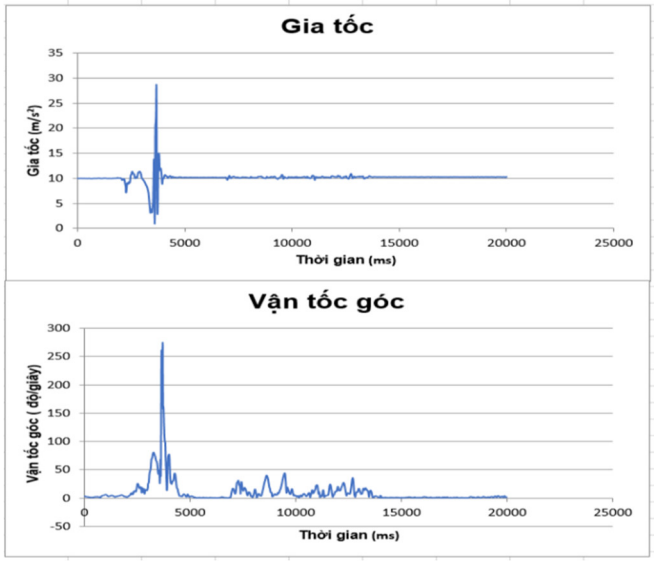
b) D02_Đi bộ



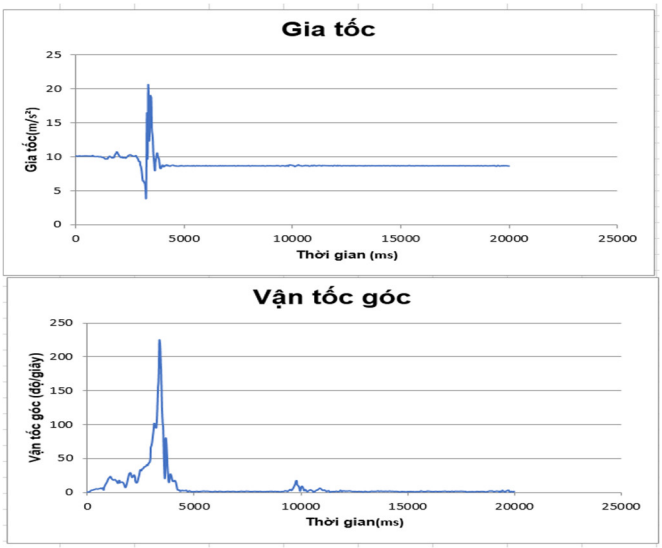
c) D03_Ngồi xuống ghế sau đó đứng dậy



d) F01_Ngã về phía trước khi cố gắng ngồi



e) F02_Ngã về phía sau khi cố gắng ngồi



f) F03_Ngã nghiêng khi cố gắng ngồi

Hình 4. Hình ảnh minh họa biểu đồ biến thiên gia tốc tổng hợp và vận tốc góc tổng hợp của các hành động thực nghiệm

Sau khi thu thập dữ liệu gia tốc và vận tốc góc từ cảm biến quán tính, các tín hiệu theo ba trục tọa độ được tiến hành xử lý để tính toán gia tốc tổng hợp và vận tốc góc tổng hợp của cơ thể người. Các đại lượng tổng hợp này phản ánh mức độ biến thiên động học tổng thể trong quá trình vận động, giúp làm nổi bật sự khác biệt giữa các hoạt động sinh hoạt hằng ngày và các tình huống té ngã. Trên cơ sở các giá trị đã tính toán, các đồ thị gia tốc và vận tốc góc theo thời gian được xây dựng nhằm trực quan hóa đặc trưng tín hiệu, từ đó phục vụ cho việc phân tích và đánh giá. Biểu đồ minh họa sự biến thiên gia tốc và vận tốc góc theo thời gian của từng hành động được thể hiện trong hình 4.

Bảng giá trị cực đại, cực tiểu các đại lượng gia tốc tổng hợp và vận tốc góc tổng hợp của các hành động thử nghiệm theo kịch bản được thể hiện trong bảng 3.

Bảng 3. Bảng giá trị cực đại, cực tiểu gia tốc tổng hợp và vận tốc góc tổng hợp của các hành động theo kịch bản của các đối tượng tham gia thực nghiệm

Hành động	Gia tốc tổng hợp cực tiểu Acc_{min} (m/s²)	Gia tốc tổng hợp cực đại Acc_{max} (m/s²)	Vận tốc góc tổng hợp cực tiểu Gyr_{min} (°/s)	Vận tốc góc tổng hợp cực đại Gyr_{max} (°/s)
D01	9,886 ± 0,239	10,19 ± 0,308	1,62 ± 1,747	19,888 ± 16,323
D02	8,51 ± 0,416	12,99 ± 0,713	0,913 ± 0,763	192,482 ± 26,32
D03	7,386 ± 0,831	13,286 ± 1,24	1,037 ± 0,917	74,962 ± 27,957
F01	2,629 ± 1,378	34,902 ± 12,848	1,107 ± 1,21	344,417 ± 140,107
F02	2,209 ± 1,109	33,31 ± 6,011	1,249 ± 1,073	336,075 ± 70,017
F03	2,907 ± 1,314	30,081 ± 7,582	1,442 ± 1,115	327,411 ± 67,031

So sánh biểu đồ tín hiệu gia tốc tổng hợp và vận tốc góc tổng hợp cùng với số liệu trong bảng 3 cho thấy sự khác biệt rõ rệt giữa hoạt động sinh hoạt bình thường và hoạt động té ngã. Đối với các hoạt động bình thường như đứng yên, đi chậm hoặc ngồi xuống - đứng dậy, tín hiệu gia tốc tổng hợp dao động quanh giá trị xấp xỉ 1g, biên độ nhỏ và biến thiên tương đối đều theo thời gian. Vận tốc góc trong các trường hợp này có giá trị thấp đến trung bình, thay đổi từ từ, phản ánh quá trình chuyển động có kiểm soát và khả năng duy trì thăng bằng của cơ thể.

Ngược lại, trong các tình huống té ngã, biểu đồ thể hiện sự biến thiên đột ngột và mạnh của cả gia tốc tổng hợp và vận tốc góc tổng hợp. Gia tốc không còn duy trì quanh 1g mà xuất hiện các pha giảm nhanh và đặc biệt là đỉnh gia tốc rất lớn tại thời điểm va chạm. Đồng thời, vận tốc góc tăng nhanh với biên độ lớn trong thời gian ngắn, cho thấy sự mất kiểm soát tư thế và các chuyển động quay phức tạp của cơ thể. Những đặc trưng này cho phép phân biệt rõ ràng giữa hoạt động bình thường và hoạt động té ngã, đồng thời khẳng định tính hiệu quả của việc sử dụng các thông số động học để nhận dạng và phân loại té ngã.

4. KẾT LUẬN

Nghiên cứu đã xác định gia tốc và vận tốc góc là các thông số đặc trưng phù hợp để mô tả vận động cơ thể người khi té ngã. Kết quả thực nghiệm cho thấy các thông số này có sự khác biệt rõ rệt giữa hoạt động sinh hoạt bình thường và hoạt động té ngã. Trong vận động bình thường, tín hiệu gia tốc và vận tốc góc ổn định và có biên độ nhỏ, trong khi khi té ngã xuất hiện các biến thiên đột ngột và các đỉnh giá trị lớn. Các đặc trưng này phản ánh rõ trạng thái mất thăng bằng, rơi và va chạm của cơ thể. Kết quả nghiên cứu cung cấp cơ sở khoa học cho việc xây dựng các thuật toán phát hiện té ngã. Đồng thời, đây là tiền đề cho việc phát triển các hệ thống và thiết bị bảo vệ cơ thể người khi xảy ra té ngã.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

[1]. World Health Organization, *Falls*, 2021. Available: https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls. [Accessed January 5, 2026].

[2]. T. T. Phan, X. H. Vu, T. M. A. Le, "Overview of smart airbag to protect the elderly when falling," *Smart Systems and Devices*, 35, 3, 016-024, 2025. doi: 10.51316/jst.184.ssad.2025.35.3.3.

[3]. G. Shi, et al., "Development of a human airbag system for fall protection using MEMS motion sensing technology," in *Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems,* IEEE, 4405-4410, 2006.

[4]. S. S. Suprapto, V. A. Kusuma, A. A. Firdaus, W. H. Putra, R. J. Yuniar, "Design and build an airbag system for elderly fall protection using the MPU6050 sensor module," *International Journal of Reconfigurable and Embedded Systems,* 13, 1, 111, 2024.

[5]. H. Jung, B. Koo, J. Kim, T. Kim, Y. Nam, Y. Kim, "Enhanced algorithm for the detection of pre-impact fall for wearable airbags," *Sensors,* vol. 20, no. 5, p. 1277, 2020.

[6]. T. W. Lu, C. F. Chang, "Biomechanics of human movement and its clinical applications," *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28, 2 Suppl., S13-S25, 2012. doi: 10.1016/j.kjms.2011.08.004.

[7]. K. N. Ku Abd. Rahim, I. Elamvazuthi, L. I. Izhar, G. Capi, "Classification of human daily activities using ensemble methods based on smartphone inertial sensors," *Sensors*, 18, 12, 4132, 2018.

[8]. M. Ş. Turan, B. Barshan, "Classification of fall directions via wearable motion sensors," *Digital Signal Processing*, 125, 103129, 2022.

[9]. T. H. Kim, A. Choi, H. M. Heo, H. Kim, J. H. Mun, "Acceleration magnitude at impact following loss of balance can be estimated using deep learning model," *Sensors*, 20, 21, 2020. doi: 10.3390/s20216126.

[10]. J. Liu, et al., "A review of wearable sensor-based fall-related recognition systems," *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 121, 105993, 2023.

[11]. D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Hoboken, NJ, 2009.

[12]. G. Wu, "Distinguishing fall activities from normal activities by velocity characteristics," *Journal of Biomechanics,* 33, 11, 1497-1500, 2000.

[13]. Q. Zhang, H. Q. Li, Y. K. Ning, D. Liang, G. R. Zhao, "Design and realization of a wearable hip-airbag system for fall protection," *Applied Mechanics and Materials*, 461, 667-674, 2014.

AUTHOR INFORMATION

Le Thi Mai Anh

Department of Textile - Leather and Fashion, School of Materials Science and Engineering, Hanoi University of Science and Technology, Vietnam