

Ứng dụng cảm biến IMU trong giám sát hoạt động đạp xe cân bằng của hai chân trên máy tập đạp xe

Lê Đức Luyện^a, Trần Minh Hồ^b, Lê Đức Trọng Nguyễn^{c*}

Tóm tắt:

Nghiên cứu này trình bày một phương pháp ứng dụng một cảm biến quán tính (IMU) duy nhất trong giám sát hoạt động đạp xe nhằm đánh giá sự cân bằng lực đạp giữa hai chân thông qua chỉ số đối xứng (SI). Cảm biến IMU được gắn trên trục tay quay để đo vận tốc góc và gia tốc, từ đó ước lượng góc đạp theo thời gian thực và phân đoạn chu kỳ đạp nhằm xác định thời gian hoạt động tương ứng của từng chân. Dựa trên các giá trị SI được tính toán, hệ thống có thể xác định tình trạng mất cân bằng lực đạp giữa hai chân trong quá trình tập luyện. Phương pháp đề xuất không yêu cầu các cảm biến lực hay công suất phức tạp, qua đó giúp đơn giản hóa hệ thống nhưng vẫn cung cấp được các thông tin quan trọng liên quan đến tính đối xứng và hiệu quả đạp xe. Kết quả nghiên cứu cho thấy phương pháp này có tiềm năng tích hợp vào các hệ thống tập luyện đạp xe thông minh nhằm hỗ trợ giám sát, đánh giá hiệu suất cũng như ứng dụng trong lĩnh vực phục hồi chức năng.

Từ khóa: chỉ số đối xứng; đạp xe; IMU; máy tập đạp xe; sự cân bằng

^a Trường Đại học Đông Á; 33 Xô Viết Nghệ Tĩnh, phường Hòa Cường, TP. Đà Nẵng.
e-mail: luyend@donga.edu.vn

^b Trường Đại học Đông Á; 33 Xô Viết Nghệ Tĩnh, phường Hòa Cường, TP. Đà Nẵng.
e-mail: hotm@donga.edu.vn

^c Trường Đại học Đông Á; 33 Xô Viết Nghệ Tĩnh, phường Hòa Cường, TP. Đà Nẵng.
e-mail: nguyendt@donga.edu.vn

* Tác giả chịu trách nhiệm chính.

Application of An IMU Sensor for Monitoring Bilateral Pedaling Balance on an Exercise Bike.

Le Duc Luyen^a, Tran Minh Ho^b, Le Duc Trong Nguyen^{c*}

Abstract:

This study presents a method that utilizes a single inertial measurement unit (IMU) to monitor cycling activity and evaluate pedaling symmetry between the left and right legs through the symmetry index (SI). The IMU sensor is mounted on the crank arm to measure angular velocity and acceleration, enabling real-time estimation of the crank angle and segmentation of the pedaling cycle to determine the downstroke duration of each leg. Based on the calculated SI values, the system is able to identify pedaling asymmetry during cycling exercise. The proposed method eliminates the need for complex force or power sensors, thereby simplifying the system while still providing essential information regarding pedaling symmetry and cycling performance. Experimental results demonstrate that the proposed approach has strong potential for integration into smart cycling training systems to support performance monitoring and assessment, as well as rehabilitation applications.

Keywords: *balance, cycling, IMU, exercise bike, symmetry index*

Received: 14.8.2026. **Accepted:** 15.10.2026. **Published:** 31.10.2026

DOI: 10.59907/daujs.5.5.2026.633

^a Dong A University; 33 Xo Viet Nghe Tinh Street, Hoa Cuong Ward, Da Nang City, Vietnam.
e-mail: luyenld@donga.edu.vn

^b Dong A University; 33 Xo Viet Nghe Tinh Street, Hoa Cuong Ward, Da Nang City, Vietnam.
e-mail: hotm@donga.edu.vn

^c Dong A University; 33 Xo Viet Nghe Tinh Street, Hoa Cuong Ward, Da Nang City, Vietnam.
e-mail: nguyenldt@donga.edu.vn

* Corresponding author.

Đặt vấn đề

Đạp xe là một trong những hình thức luyện tập phổ biến, mang lại nhiều lợi ích cho sức khỏe tim mạch và sức bền cơ bắp (Oja et al., 2011). Trong quá trình đạp xe, sự phối hợp nhịp nhàng giữa hai chi dưới đóng vai trò quan trọng trong việc đảm bảo hiệu suất vận động và tối ưu hóa quá trình truyền lực. Sự mất cân bằng trong phân bố lực giữa chân trái và chân phải có thể làm giảm hiệu quả đạp, gây mỏi cơ không đồng đều và làm tăng nguy cơ chấn thương trong quá trình luyện tập kéo dài (Holmes et al., 1994; Kotler et al., 2016). Tính đối xứng giữa hai chân được xem là một chỉ số quan trọng phản ánh chất lượng vận động trong chu kỳ đạp xe. Trong điều kiện vận động bình thường, hai chi dưới có xu hướng tạo ra lực và thực hiện chuyển động tương đối cân bằng nhằm duy trì sự ổn định cơ học của hệ thống. Ngược lại, sự sai lệch về mức độ hoạt động giữa hai bên có thể phản ánh tình trạng mất cân bằng cơ bắp, mỏi cơ cục bộ hoặc sai lệch kỹ thuật vận động, từ đó dẫn đến gia tăng tải trọng bất đối xứng và nguy cơ chấn thương do quá tải. Do đó, việc theo dõi và đánh giá tính đối xứng giữa hai chân trong chu kỳ đạp là một vấn đề được quan tâm trong nghiên cứu và ứng dụng thực tiễn.

Để định lượng mức độ đối xứng trong vận động, nhiều nghiên cứu đã sử dụng chỉ số đối xứng SI như một thước đo đánh giá sự khác biệt giữa hai bên cơ thể (Ro et al., 1987). Trong đó, giá trị tuyệt đối của SI càng nhỏ cho thấy mức độ đối xứng càng cao, trong khi giá trị lớn phản ánh sự mất cân bằng rõ rệt hơn. Thông thường, $|SI|$ lớn hơn 15% được xem là dấu hiệu của sự mất đối xứng đáng kể và có thể liên quan đến nguy cơ chấn thương cao hơn đòi hỏi phải có các biện pháp can thiệp thông qua tập luyện điều chỉnh hoặc phục hồi chức năng (Bishop et al., 2018; Parkinson et al., 2021). Các nghiên cứu trước đây thường sử dụng cảm biến lực, cảm biến mô-men hoặc hệ thống đo công suất để phân tích hoạt động đạp xe và đánh giá sự phân bố lực giữa hai chân (Chen et al., 2016; Stefanov et al., 2020; Sweeney et al., 2026). Tuy nhiên, các phương pháp này thường có chi phí cao, hệ thống phức tạp và khó triển khai trong các thiết bị luyện tập thông thường. Trong những năm gần đây, cảm biến quán tính (IMU) được ứng dụng rộng rãi trong phân tích chuyển động, đánh giá mối cơ, phân tích dáng đi và điều khiển robot nhờ khả năng đo gia tốc, vận tốc góc theo thời gian thực với kích thước nhỏ gọn và chi phí thấp (Hwang et al., 2025; Samatas & Pachidis, 2022; Shiao & Bhagat, 2023; Shiao & Hoang, 2022). Việc ứng dụng IMU trong phân tích đạp xe mở ra khả năng xây dựng các hệ thống giám sát đơn giản nhưng hiệu quả, đặc biệt phù hợp với các thiết bị xe đạp tập thông minh. Tuy nhiên, các nghiên cứu ứng dụng IMU để đánh giá trực tiếp tính đối xứng trong đạp xe vẫn còn hạn chế. Phần lớn các phương pháp hiện nay chưa khai thác đầy đủ đặc trưng chu kỳ quay của bàn đạp để suy ra sự phân bố thời gian hoạt động giữa hai chân.

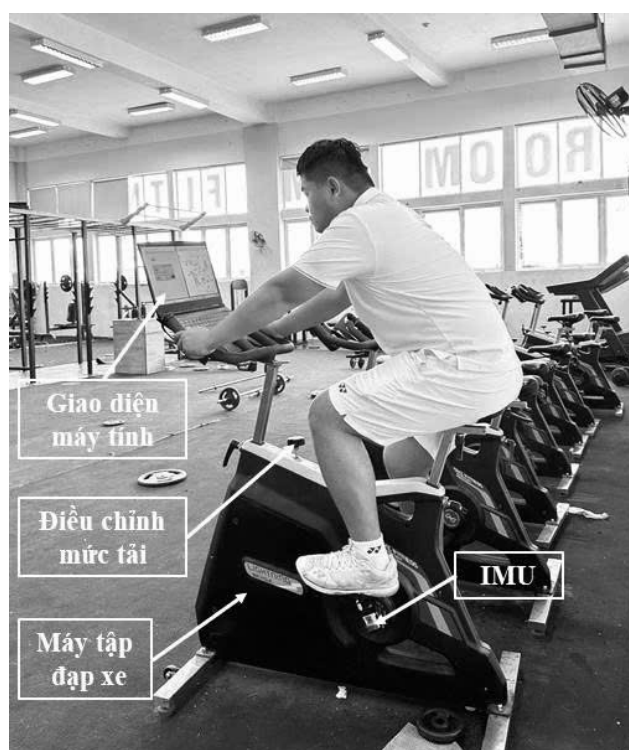
Trong nghiên cứu này, cảm biến IMU không dây được sử dụng để thu nhận chuyển động quay của bàn đạp thông qua việc gắn trực tiếp lên trục tay quay. Từ tín hiệu thu được,

góc quay của bàn đạp được ước lượng và chu kỳ đạp được phân đoạn theo từng vòng quay. Dựa trên đặc trưng động học của chu kỳ, thời gian hoạt động tương ứng của từng chân được xác định nhằm phục vụ đánh giá mức độ đối xứng giữa hai chân. Phương pháp đề xuất hướng đến một giải pháp đơn giản, chi phí thấp nhưng vẫn đảm bảo khả năng giám sát liên tục và hiệu quả trong điều kiện thực nghiệm. Đặc biệt, nghiên cứu đề xuất hai chế độ đánh giá tính đối xứng, bao gồm đánh giá theo thời gian thực nhằm theo dõi sự thay đổi tức thời trong quá trình đạp xe, và đánh giá tổng thể sau khi kết thúc bài tập nhằm phản ánh mức độ mất cân bằng vận động toàn cục giữa hai chân.

Đối tượng và phương pháp nghiên cứu

Bố trí thực nghiệm

Trong nghiên cứu này, hệ thống thực nghiệm được xây dựng nhằm thu nhận và phân tích chuyển động đạp xe trên máy tập cố định, phục vụ đánh giá tính đối xứng giữa hai chân dựa trên dữ liệu cảm biến IMU. Hệ thống bao gồm máy tập đạp xe cố định, cảm biến IMU BNO055, mô-đun truyền dữ liệu Bluetooth và máy tính trung tâm cài đặt phần mềm LabVIEW để xử lý tín hiệu theo thời gian thực. Máy tập đạp xe sử dụng trong nghiên cứu có khả năng điều chỉnh mức tải nhằm tạo ra các điều kiện kháng lực khác nhau trong quá trình luyện tập. Người tham gia thực hiện bài tập trong hai mức tải gồm tải thấp và tải cao, nhằm đánh giá khả năng hoạt động của hệ thống trong các điều kiện vận hành khác nhau. Hình 1 mô tả bố trí thực nghiệm đạp xe trên máy tập.



Hình 1. Bố trí thực nghiệm

Dữ liệu thu được được sử dụng để trích xuất các chu kỳ đạp và phục vụ phân tích tính đối xứng giữa hai chân theo hai hướng tiếp cận là đánh giá theo từng chu kỳ trong thời gian thực và đánh giá tổng thể sau khi kết thúc bài tập. Trong nghiên cứu này, hệ thống xử lý trên nền tảng LabVIEW được thiết kế với hai chế độ hoạt động song song có thể bật tắt tùy chọn tương ứng với hai phương pháp đánh giá nêu trên như trong Hình 2. Chế độ thứ nhất thực hiện tính toán chỉ số SI theo thời gian thật trong từng chu kỳ nhằm theo dõi sự biến thiên theo thời gian thực. Chế độ thứ hai thực hiện tổng hợp toàn bộ dữ liệu sau khi kết thúc bài tập để đánh giá mức độ mất cân bằng tổng thể giữa hai chân. Trong quá trình thực nghiệm, cả hai chế độ được kích hoạt đồng thời nhằm đảm bảo khả năng giám sát tức thời và phân tích hậu xử lý một cách toàn diện.



Hình 2. Giao diện người dùng được xây dựng từ LabVIEW

Quy trình thực nghiệm

Sau khi hệ thống được thiết lập và hiệu chuẩn, các thí nghiệm được tiến hành trên máy tập đạp xe cố định. Thí nghiệm được thực hiện trong hai điều kiện tải gồm tải thấp và tải cao, nhằm tạo ra sự khác biệt về mức kháng lực trong quá trình đạp xe. Điều này cho phép đánh giá tính ổn định và khả năng thích ứng của hệ thống trong các điều kiện vận động khác nhau. Trong quá trình thực nghiệm, người tham gia được yêu cầu duy trì nhịp đạp ổn định. Trường hợp xuất hiện mệt mỏi, người tham gia có thể giảm nhẹ nhịp đạp, tuy nhiên cần nhanh chóng quay lại trạng thái nhịp đạp ổn định nhằm đảm bảo tính liên tục của dữ liệu.

Quy trình thực hiện như sau:

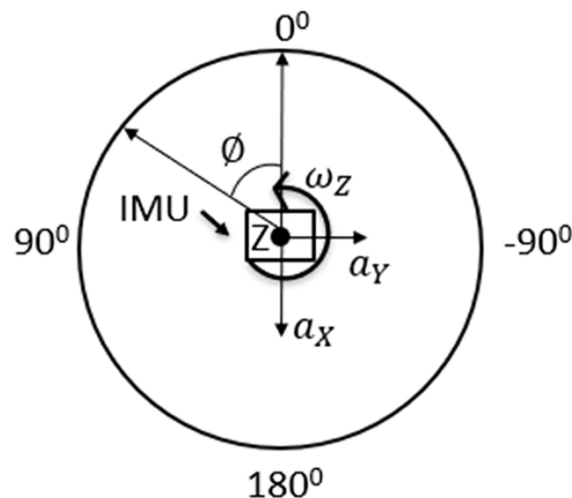
- Ở mức tải thấp người tập đạp trong 5 phút, vận tốc đạp là 70 vòng/phút nếu cảm thấy mỏi cơ thì giảm xuống 65 vòng/phút và độ sai lệch khi duy trì hai vận tốc trên là 2 vòng/phút.

- Sau khi kết thúc đạp ở mức tải thấp người đạp nghỉ 15 phút và tiếp tục thực hiện đạp xe ở mức tải cao trong 2 phút.

- Ở mức tải cao người tập đạp trong 2 phút, vận tốc đạp là 60 vòng/phút nếu cảm thấy mỏi cơ thì giảm xuống 55 vòng/phút và độ sai lệch khi duy trì hai vận tốc trên là 2 vòng/phút.

Xác định góc đạp từ tín hiệu IMU

Trong quá trình đạp xe, cảm biến IMU liên tục ghi nhận dữ liệu gia tốc tuyến tính và vận tốc góc theo ba trục tọa độ. Các tín hiệu này phản ánh đặc điểm chuyển động quay tuần hoàn của bàn đạp và sự thay đổi động học của chân người tập trong từng pha đạp. Tuy nhiên, dữ liệu đo từ cảm biến IMU thường chịu ảnh hưởng của nhiều yếu tố như nhiễu điện tử, rung động cơ học và sai số tích lũy theo thời gian. Đặc biệt trong các chuyển động tuần hoàn liên tục như đạp xe, hiện tượng trôi tín hiệu của con quay hồi chuyển có thể làm giảm độ chính xác của phép đo góc nếu không được xử lý phù hợp. Do đó, nghiên cứu tiến hành kết hợp dữ liệu gia tốc và vận tốc góc thông qua bộ lọc Kalman nhằm cải thiện độ ổn định của tín hiệu góc quay. Bộ lọc này kết hợp dữ liệu gia tốc từ trục X và Y với vận tốc góc từ con quay hồi chuyển trục Z biểu diễn như trong hình 3, từ đó tạo ra quá trình ước lượng góc đạp xe mượt mà và liên tục.



Hình 3. Vị trí lắp cảm biến IMU

Khởi tạo góc từ cảm biến gia tốc kể:

$$\phi_0 = -\arctan2(a_Y, a_X) \quad (1)$$

Dự đoán góc từ con quay hồi chuyển:

$$\phi_{i|i-1} = \phi_{i-1} + \omega_{Z,i} \cdot \Delta t \quad (2)$$

Cập nhật hiệp phương sai của sai số dự đoán:

$$P_{i|i-1} = P_{i-1} + Q \quad (3)$$

$$K_i = \frac{P_{i|i-1}}{P_{i|i-1} + R} \quad (4)$$

Tính toán góc từ cảm biến gia tốc kế:

$$\phi_{acc,i} = \arctan2(a_{Y,i}, a_{X,i}) \quad (5)$$

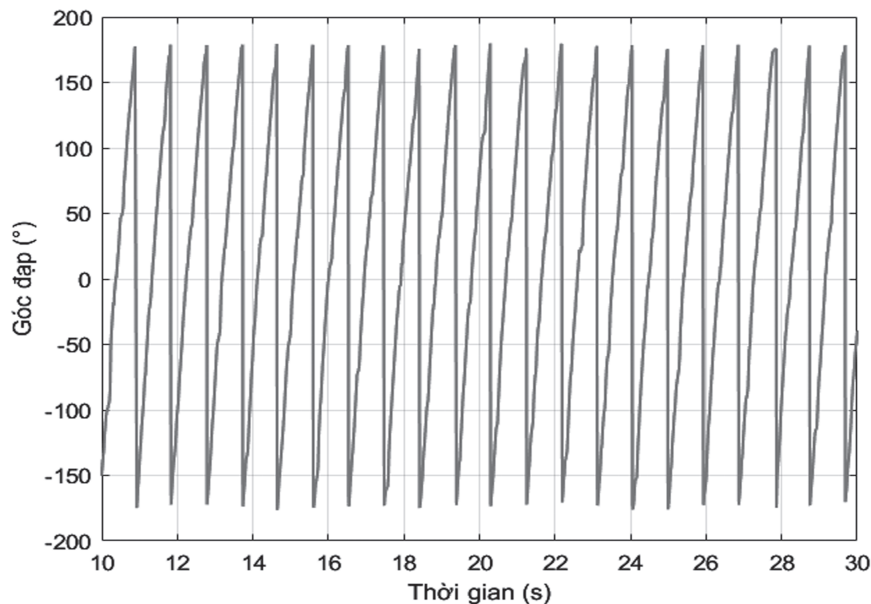
Cập nhật góc ước lượng:

$$\phi_i = \phi_{i|i-1} + K_i \cdot (\phi_{acc,i} - \phi_{i|i-1}) \quad (6)$$

Cập nhật hiệp phương sai của sai số ước lượng:

$$P_i = (1 - K_i) \cdot P_{i|i-1} \quad (7)$$

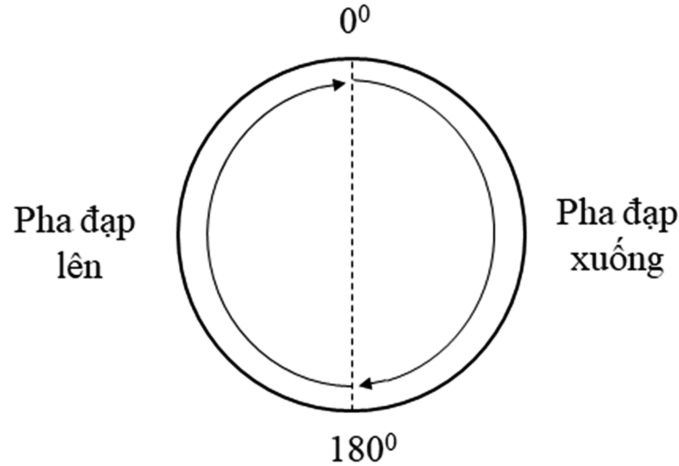
Trong đó, a_Y , a_X lần lượt là gia tốc được đo theo các trục Y và X của IMU; ϕ_0 là góc ban đầu; $\phi_{i|i-1}$ là góc dự đoán tại bước i trước khi hiệu chỉnh; ϕ_{i-1} là góc ước lượng tại bước thời gian trước đó; $\omega_{Z,i}$ là vận tốc góc từ con quay hồi chuyển theo trục Z tại thời điểm i ; Δt là khoảng thời gian giữa hai lần đo; P_{i-1} là hiệp phương sai sai số ước lượng trước bước i ; $P_{i|i-1}$ là hiệp phương sai của sai số dự đoán tại bước i ; Q là hiệp phương sai nhiễu quá trình; K_i là hệ số khuếch đại Kalman tại bước thời gian i ; R là hiệp phương sai nhiễu đo lường; $\phi_{acc,i}$ là góc được tính từ dữ liệu cảm biến gia tốc tại bước i ; ϕ_i là góc ước lượng cuối cùng tại bước i sau khi kết hợp giữa giá trị dự đoán và giá trị đo và P_i là hiệp phương sai của sai số ước lượng được cập nhật tại bước i biểu diễn độ không chắc chắn mới sau khi hợp nhất dữ liệu cảm biến. Hình 4 biểu diễn góc đập đo được theo thời gian.



Hình 4. Góc đập theo thời gian

Phân đoạn chu kỳ và xác định pha đạp

Một chu kỳ đạp hoàn chỉnh bao gồm hai pha chính: pha đạp xuống và pha kéo lên. Trong đó, pha đạp xuống là pha tạo lực chính, tương ứng với chuyển động đi xuống của bàn đạp từ vị trí góc 0° đến 180° . Ngược lại, pha đạp lên là pha hồi phục, diễn ra từ -180° đến 0° .



Hình 5. Các pha đạp trong chu kỳ đạp xe

Trong nghiên cứu này, để đánh giá sự mất cân bằng lực đạp giữa hai chân và xác định chân có hiệu suất vận động thấp hơn, nghiên cứu sử dụng phương pháp gián tiếp dựa trên thời gian thực hiện pha đạp xuống của từng chân. Thời gian này được xác định thông qua sự thay đổi góc quay của bàn đạp trong từng chu kỳ đạp xe. Vì cảm biến lắp bên trái nên đối với chân trái, thời gian pha đạp xuống được xác định từ 0° đến 180° và đối với chân phải, thời gian được xác định từ -180° đến 0° như mô tả trong Hình 5.

Trích xuất thời gian pha đạp xuống

Sau khi xác định được pha đạp xuống trong từng chu kỳ, thời gian thực hiện pha này của từng chân được trích xuất tương ứng. Với mỗi chu kỳ thứ j , thời gian pha đạp xuống của chân trái và chân phải lần lượt được ký hiệu là $t_{L,j}$ và $t_{R,j}$.

Thời gian trung bình của pha đạp xuống của chân phải T_R và chân trái T_L qua số chu kỳ thứ N được tính theo công thức:

$$T_L = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N t_{L,j} \quad (8)$$

$$T_R = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N t_{R,j} \quad (9)$$

Sau khi xác định được thời gian trung bình của pha đạp xuống cho từng chân, nghiên cứu sử dụng chỉ số đối xứng SI để đánh giá mức độ mất cân bằng giữa hai chân trong quá trình đạp xe.

$$SI_j = \frac{(t_{L,j} - t_{R,j})}{0.5 \cdot (t_{L,j} + t_{R,j})} \cdot 100\% \quad (10)$$

Ở chế độ đánh giá sau bài tập, chỉ số đối xứng trung bình SI được tính:

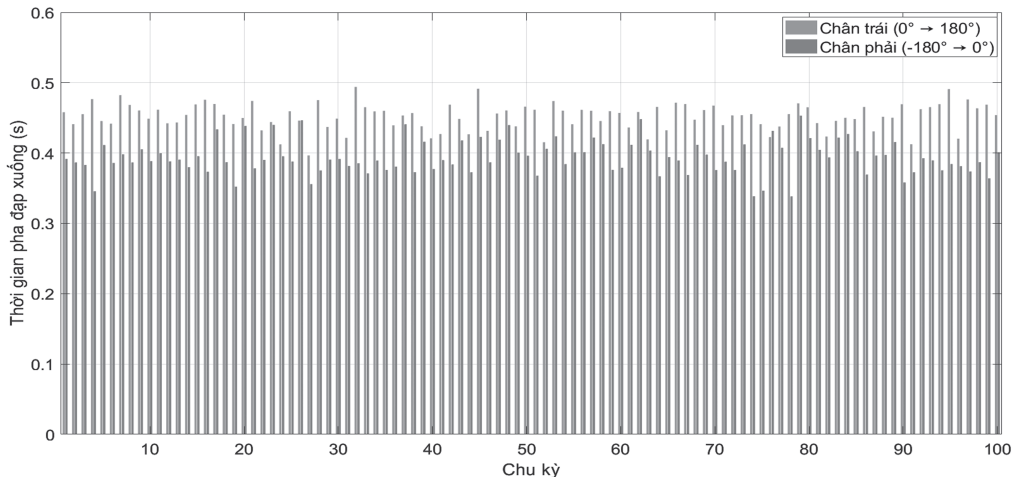
$$SI = \frac{(T_L - T_R)}{0.5 \cdot (T_L + T_R)} \cdot 100\% \quad (11)$$

Nếu trị $|SI| > 15\%$ được xem là biểu hiện của sự mất cân bằng vận động đáng kể giữa hai chân. Dấu của chỉ số SI cũng được sử dụng để xác định chân có hiệu suất thấp hơn. Trong trường hợp này nếu $SI > 0$, điều này cho thấy chân trái mất nhiều thời gian hơn để hoàn thành pha đạp xuống, đồng nghĩa với khả năng tạo lực thấp hơn so với chân phải. Ngược lại, nếu $SI < 0$, chân phải được xem là chân có hiệu suất thấp hơn.

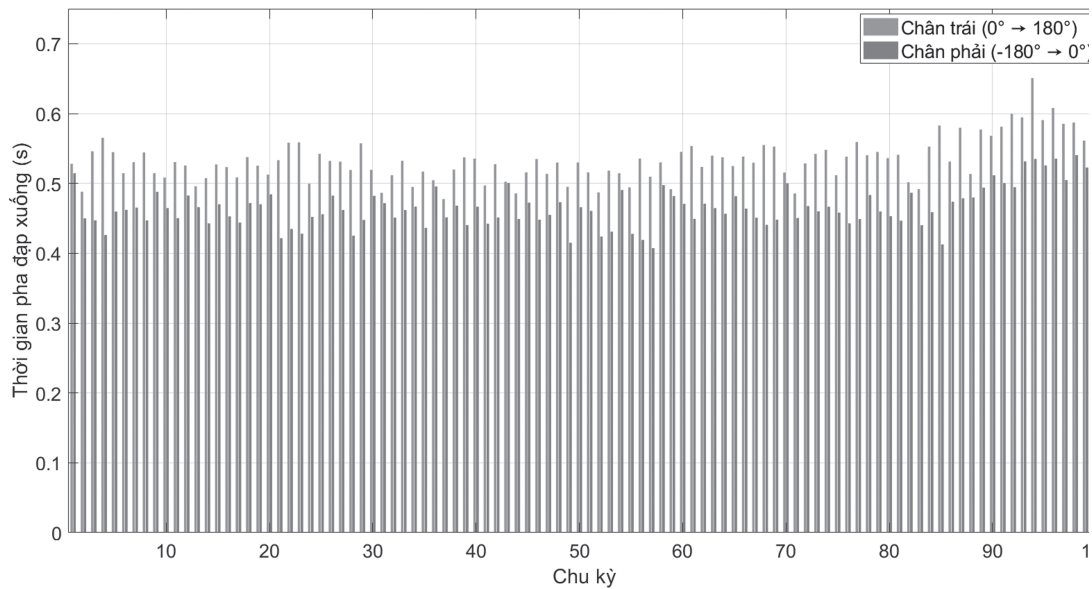
Kết quả và thảo luận

Kết quả thời gian pha đạp xuống của hai chân trái và phải qua mỗi chu kỳ

Hình 6 và Hình 7 lần lượt thể hiện thời gian pha đạp xuống của chân trái và chân phải tại hai mức tải khác nhau. Kết quả cho thấy thời gian pha đạp xuống của hai chân được xác định cho từng chu kỳ đạp dựa trên tín hiệu góc từ cảm biến IMU. Mặc dù thời gian giữa hai chân có sự dao động nhất định theo từng chu kỳ, xu hướng thay đổi nhìn chung vẫn ổn định trong suốt quá trình tập luyện. Sự chênh lệch thời gian giữa chân trái và chân phải phản ánh mức độ mất cân bằng trong quá trình đạp xe và được sử dụng làm cơ sở để tính toán chỉ số đối xứng SI.



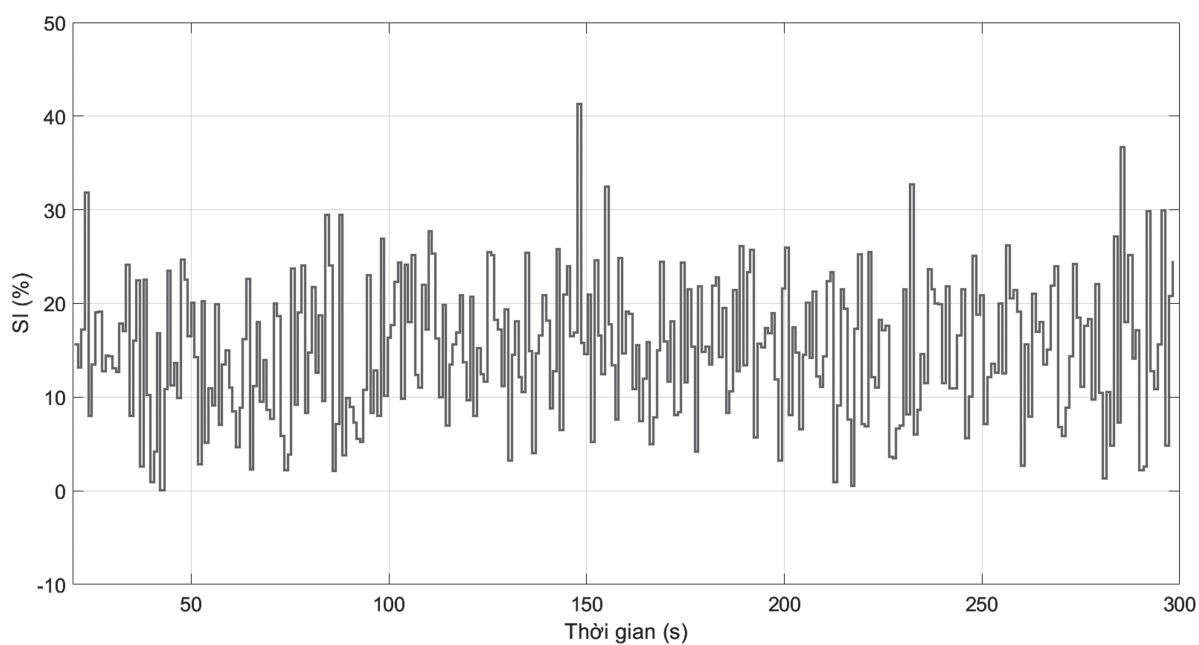
Hình 6. Thời gian pha đạp xuống của chân trái và chân phải ở mức tải thấp



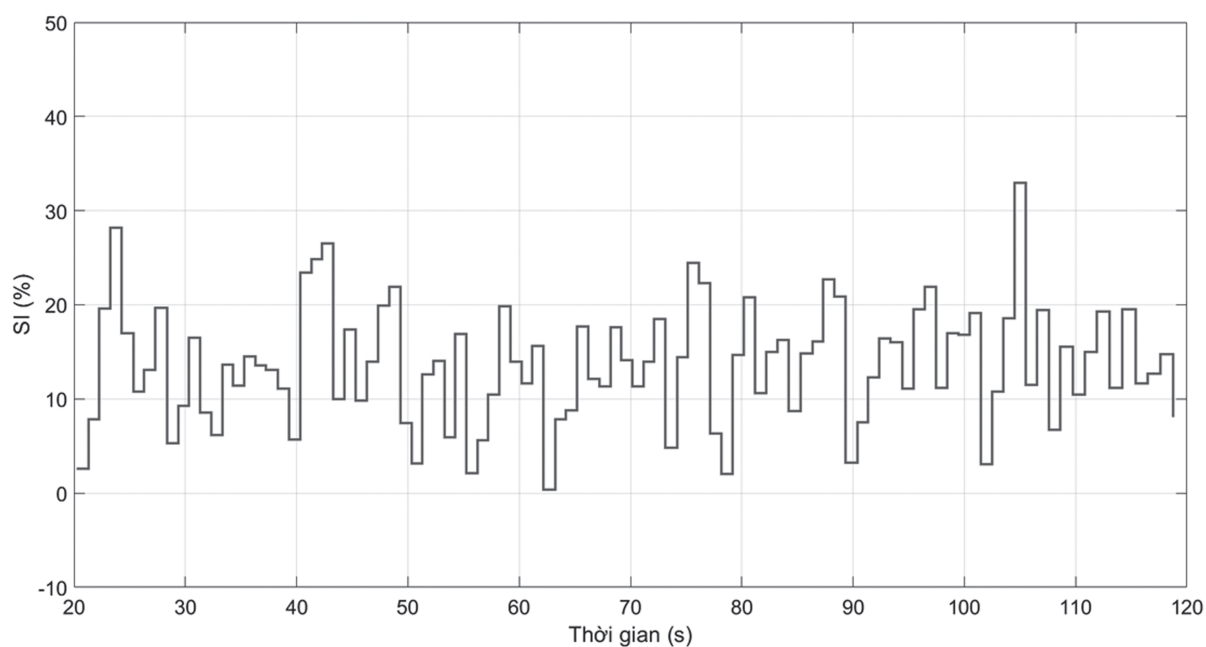
Hình 7. Thời gian pha đạp xuống của chân trái và chân phải ở mức tải cao

Kết quả chỉ số đối xứng pha đạp xuống theo thời gian thực

Hình 8 và Hình 9 lần lượt trình bày tín hiệu chỉ số đối xứng (SI) của pha đạp xuống theo thời gian thực tại hai mức tải nhẹ và tải nặng. Chỉ số SI được tính sau mỗi chu kỳ đạp và cập nhật liên tục trong suốt quá trình tập luyện. Kết quả cho thấy giá trị SI dao động theo thời gian, phản ánh sự thay đổi mức độ đối xứng giữa hai chân trong từng chu kỳ đạp dưới các điều kiện tải khác nhau. Trong nghiên cứu này, tín hiệu SI được ghi nhận trong điều kiện người tham gia đạp xe tự nhiên, không sử dụng chức năng phản hồi thời gian thực của hệ thống. Do đó, sự biến thiên của SI phản ánh khách quan khả năng phối hợp lực đạp giữa hai chân của người tập. Tuy nhiên, khi áp dụng chế độ hỗ trợ thời gian thực, nếu giá trị $|SI|$ vượt quá ngưỡng 15%, hệ thống sẽ kích hoạt đèn cảnh báo tương ứng với chân đang tạo lực đạp lớn hơn, nhắc người tập điều chỉnh để tăng lực ở chân còn lại và đưa chỉ số SI trở về vùng cân bằng. Khi $|SI|$ nhỏ hơn hoặc bằng 15%, đèn cảnh báo sẽ tắt, cho thấy lực đạp giữa hai chân đang ở trạng thái tương đối cân bằng. Chức năng này giúp người tập chủ động điều chỉnh kỹ thuật đạp xe trong quá trình luyện tập, thay vì chỉ đánh giá kết quả sau khi bài tập kết thúc.



Hình 8. Tín hiệu SI theo thời gian đạp ở mức tải thấp

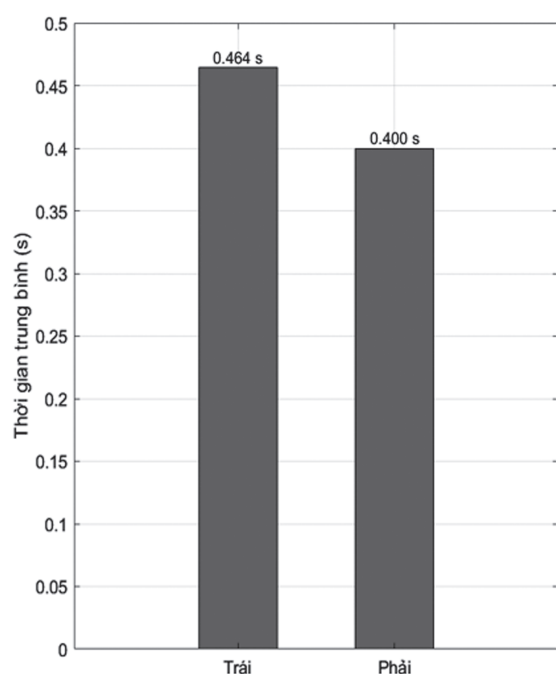


Hình 9. Tín hiệu SI theo thời gian đạp ở mức tải cao

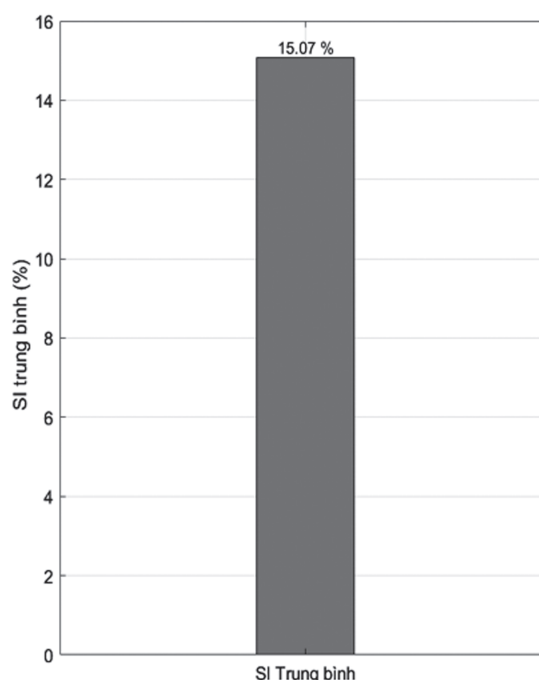
Kết quả chỉ số đối xứng pha đạp xuống sau bài tập

Hình 10 và Hình 11 trình bày kết quả đánh giá thời gian pha đạp xuống trung bình của hai chân và chỉ số đối xứng trung bình sau khi kết thúc bài tập tại hai mức tải. Ở mức

tải thấp, thời gian pha đạp xuống trung bình của chân trái và chân phải lần lượt là 0,464 s và 0,400 s, tương ứng với chỉ số đối xứng SI đạt 15,07%. Giá trị $|SI|$ vượt ngưỡng 15% cho thấy sự mất cân bằng giữa hai chân trong quá trình đạp xe tuy nhiên không quá lớn. Đồng thời, SI dương cho thấy chân phải là chân tạo lực đạp lớn hơn chân trái, phản ánh người tập có xu hướng phụ thuộc nhiều hơn vào chân phải ở mức tải này. Trong khi đó, ở mức tải nặng, thời gian pha đạp xuống trung bình của chân trái và chân phải lần lượt là 0,532 s và 0,464 s, với chỉ số SI trung bình đạt 13,639%. Mặc dù thời gian pha đạp xuống của hai chân có sự khác biệt, giá trị $|SI|$ nhỏ hơn 15% cho thấy mức độ mất cân bằng đã giảm và lực đạp giữa hai chân đạt trạng thái tương đối cân bằng theo ngưỡng đánh giá của hệ thống. Ở chế độ này chỉ số SI có khả năng phản ánh trực quan mức độ đối xứng giữa hai chân sau bài tập, đồng thời cung cấp cơ sở để người tập hoặc chuyên gia đánh giá hiệu quả vận động và xây dựng chương trình tập luyện phù hợp trong tập luyện hoặc phục hồi chức năng.

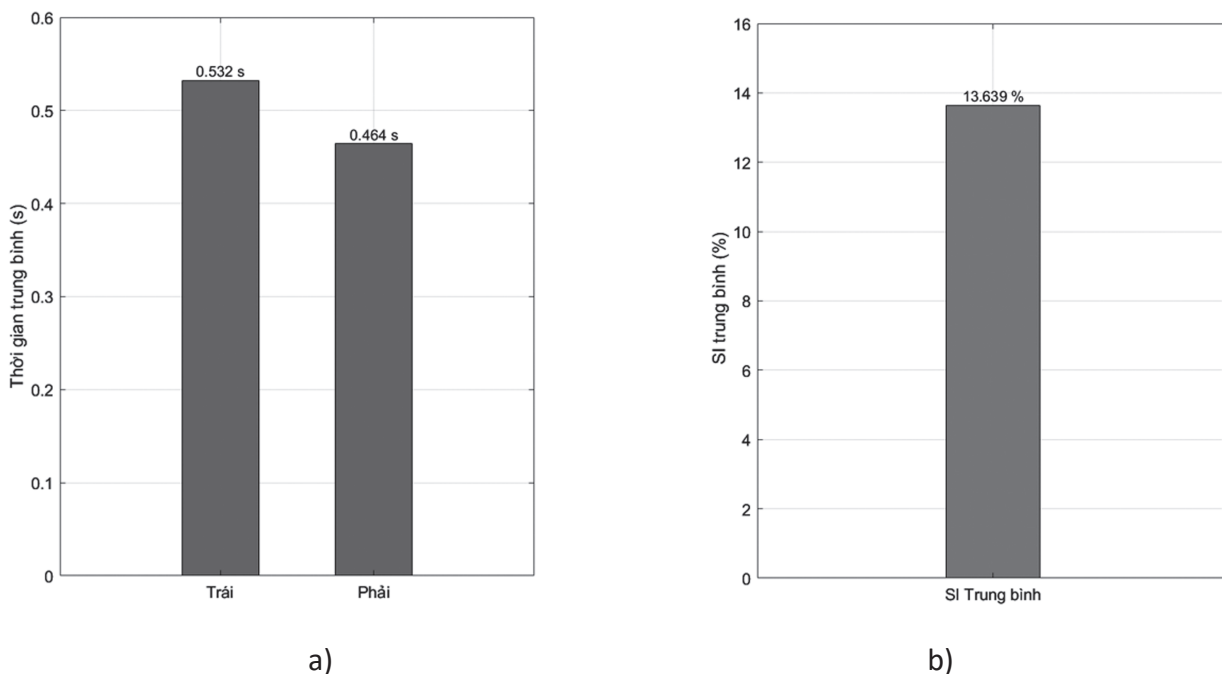


a)



b)

Hình 10. Thời gian trung bình pha đạp xuống và chỉ số đối xứng của hai chân khi đạp ở mức tải thấp. Hình 10a biểu diễn thời gian trung bình pha đạp xuống của chân trái và chân phải. Hình 10b biểu diễn chỉ số đối xứng SI của hai chân sau bài tập



Hình 11. Thời gian trung bình pha đạp xuống và chỉ số đối xứng của hai chân khi đạp ở mức tải cao. Hình 10a biểu diễn thời gian trung bình pha đạp xuống của chân trái và chân phải. Hình 10b biểu diễn chỉ số đối xứng SI của hai chân sau bài tập

Thảo luận

Thông qua chỉ số đối xứng SI được tính từ dữ liệu IMU. Giá trị SI trung bình sau khi kết thúc bài tập cho phép người tập đánh giá mức độ mất cân bằng lực đạp giữa hai chân ở các mức tải khác nhau, từ đó có cơ sở điều chỉnh chương trình tập luyện hoặc bổ sung các bài tập tăng cường cho chân yếu hơn. Bên cạnh đó, hệ thống còn hỗ trợ theo dõi chỉ số SI theo thời gian thực sau mỗi chu kỳ đạp để đưa ra cảnh báo khi mức độ mất cân bằng vượt quá ngưỡng cài đặt. Chức năng này giúp người tập điều chỉnh lực đạp ngay trong quá trình luyện tập, góp phần cải thiện sự phối hợp vận động giữa hai chân. Kết quả nghiên cứu cho thấy việc sử dụng một cảm biến IMU duy nhất vẫn có thể cung cấp thông tin hữu ích về tính đối xứng trong quá trình đạp xe, mở ra tiềm năng ứng dụng trong các thiết bị tập luyện thông minh và hỗ trợ phục hồi chức năng.

Tài liệu tham khảo

Bishop, C., Read, P., Lake, J., Chavda, S., & Turner, A. (2018). Interlimb Asymmetries: Understanding How to Calculate Differences From Bilateral and Unilateral Tests. *Strength & Conditioning Journal*, 40(4). https://journals.lww.com/nsca-scj/fulltext/2018/08000/interlimb_asymmetries__understanding_how_to.1.aspx

- Chen, C.-H., Wu, Y.-K., Chan, M.-S., Shih, Y., & Shiang, T.-Y. (2016). The force output of handle and pedal in different bicycle-riding postures. *Research in Sports Medicine*, 24(1), 54–66. <https://doi.org/10.1080/15438627.2015.1126276>
- Holmes, J. C., Al, P., & Whalen, N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*, 13 1, 187–205. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:23965938>
- Hwang, S., Kwon, N., Lee, D., Kim, J., Yang, S., Youn, I., Moon, H.-J., Sung, J.-K., & Han, S. (2025). A Multimodal Fatigue Detection System Using sEMG and IMU Signals with a Hybrid CNN-LSTM-Attention Model. *Sensors*, 25(11). <https://doi.org/10.3390/s25113309>
- Kotler, D. H., Babu, A. N., & Robidoux, G. (2016). Prevention, Evaluation, and Rehabilitation of Cycling-Related Injury. *Current Sports Medicine Reports*, 15(3). https://journals.lww.com/acsm-csmr/fulltext/2016/05000/prevention_evaluation_and_rehabilitation_of.18.aspx
- Oja, P., Titze, S., Bauman, A., de Geus, B., Krenn, P., Reger-Nash, B., & Kohlberger, T. (2011). Health benefits of cycling: A systematic review. In *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* (Vol. 21, Number 4, pp. 496–509). <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01299.x>
- Parkinson, A. O., Apps, C., Morris, J. G., Barnett, C. T., & Lewis, M. G. C. (2021). The Calculation, Thresholds and Reporting of Inter-Limb Strength Asymmetry: A Systematic Review. *Journal of Sports Science & Medicine*, 20 4, 594–617. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:238653759>
- Ro, R., Herzog, W., & Nigg, B. M. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 10 4, 172–176. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:22234628>
- Samatas, G. G., & Pachidis, T. P. (2022). Inertial Measurement Units (IMUs) in Mobile Robots over the Last Five Years: A Review. *Designs*, 6(1). <https://doi.org/10.3390/designs6010017>
- Shiao, Y., & Bhagat, R. (2023). Gait Phase Identification and Damping Control for Knee Orthosis Using Time Series Forest Classifier. *Applied Sciences*, 13(19). <https://doi.org/10.3390/app131910807>
- Shiao, Y., & Hoang, T. (2022). Exercise Condition Sensing in Smart Leg Extension Machine. *Sensors*, 22(17). <https://doi.org/10.3390/s22176336>
- Stefanov, L. G., Ivanov, I., & Aleksieva, D. (2020). Bilateral asymmetry of pedaling force at different levels of exercise intensity in cycle ergometer. *Pedagogy of Physical Culture and Sports*, 24(5), 264–270. <https://doi.org/10.15561/26649837.2020.0507>
- Sweeney, S., Rasoulia, S., Parsaei, A., Heidary, H., Ahmadi, R., Fazeli Veisari, S., Aboodarda, S. J., & Komeili, A. (2026). Reproducibility of Cycling Kinetics on an Ergometer Designed to Quantify Asymmetry. *Sensors*, 26(1). <https://doi.org/10.3390/s26010320>