

Phát triển cảm biến đo biến dạng dải rộng dựa trên chất lỏng ion cho ứng dụng đếm bước chân

Trần Như Chí, Nguyễn Thị Hoài, Tạ Hoàng Nguyên, Nguyễn Thị Thanh Vân, Nguyễn Ngọc An

Khoa Điện tử viễn thông,
Trường Đại học công nghệ - Đại học quốc gia Hà Nội
Email: tranhuchi@gmail.com, tungbt@vnu.edu.vn

Abstract— Trong bài báo này trình bày các kết quả phát triển một phương pháp đếm bước chân dựa trên cảm biến đo biến dạng. Một cảm biến biến dạng dải rộng được nhóm nghiên cứu phát triển dựa trên chất lỏng ion đóng gói trong vỏ silicon và được sử dụng trong thí nghiệm đo chuyển động của chân. Dữ liệu được thu thập từ cảm biến tín hiệu thu được và đếm trở nhỏ gọn và truyền về máy tính thông qua module bluetooth HC05 để phân tích và xử lý. Kết quả thí nghiệm cho thấy điện trở của cảm biến thay đổi khi cử động của chân làm biến dạng ống chất lỏng ion. Cử động kiểu bước đi tạo ra tín hiệu cảm biến có dạng xung. Biên độ và tần số lặp của xung này phụ thuộc vào cử động cơ hay duỗi của chân và tần số của cử động. Theo đó, chúng tôi đưa ra một giải thuật để phân tích tín hiệu thu được và đếm chính xác số bước chân. Kết quả này cho thấy cảm biến đo biến dạng dựa trên dung dịch ion có thể được sử dụng trong các ứng dụng cần xác định chuyển động của con người và robot.

Keywords- Cảm biến biến dạng, chất lỏng ion, đếm bước chân

I. GIỚI THIỆU

Cảm biến đo biến dạng là loại cảm biến có tính ứng dụng cao và được sử dụng rộng rãi trong công nghiệp và đời sống hàng ngày. Để chế tạo cảm biến này người ta có thể sử dụng nhiều loại vật liệu khác nhau nhưng phần lớn trong số đó là các vật liệu có tính dẻo và đàn hồi. Gần đây, nhiều nghiên cứu đang tập trung vào phát triển những loại cảm biến đo biến dạng mới có thể đo được biến dạng dải rộng [1]–[6]. Các cảm biến này thường được dùng để thay thế cho các cảm biến truyền thống được chế tạo từ hợp kim đồng–nikel, hợp kim nickel–chrome và platinum–tungsten, vv. Các cảm biến đo được độ biến dạng dải rộng thường được chế tạo từ các vật liệu dẫn điện hay vật liệu đàn hồi như sợi quang [2], polymer [3] và các chất đàn hồi pha tạp [4]–[6]. Đặc biệt, một số loại cảm biến đo biến dạng dải rộng sử dụng chất lỏng dẫn điện có nhiều ưu điểm vượt trội như giá thành rẻ, thân thiện với môi trường, hiệu quả cao, trong khi đó công nghệ chế tạo cảm biến lại đơn giản [1], [7]. Không những thế, chất lỏng dẫn điện còn có thể được kết hợp với vật liệu có tính đàn hồi và công nghệ chế tạo hiện đại để tạo ra các cảm biến mềm, mỏng và có hệ số Gauge Factor (GF) cao [8]–[10].

Cảm biến đo biến dạng dải rộng là dạng cảm ứng ưu việt đáp ứng được những yêu cầu về độ bền, độ nhạy, độ linh hoạt và thời gian đáp ứng cũng như thời gian khôi phục. Do đó, chúng được sử dụng rộng rãi trong nhiều lĩnh vực khác nhau trong công nghiệp và đời sống. Ví dụ như trong ứng dụng phát hiện chuyển động tay sử dụng hai chất lỏng dẫn điện khác

nhau: chất lỏng ion và kim loại lỏng [11], chất lỏng ion được sử dụng để phát hiện những thay đổi về biến dạng cơ học của vật liệu làm cảm biến còn kim loại lỏng như là các dây dẫn có khả năng kéo dẫn và linh hoạt để kết nối các cảm biến tới mạch điều khiển bên ngoài. Hai chất lỏng dẫn điện này kết hợp với vật liệu có tính đàn hồi cao để tạo ra các cảm biến mềm. Sau đó, các cảm biến được gắn lên năm ngón tay giống như một lớp da nhân tạo. Trong một ví dụ khác, cảm biến đo biến dạng dải rộng còn được sử dụng để phát hiện chuyển động của con người bằng cách gắn chúng lên quần áo mặc hoặc trực tiếp lên cơ thể con người [12]–[16]. Không chỉ có vậy, các cảm biến đo biến dạng dải rộng còn được sử dụng trong các ứng dụng về y tế như phẫu thuật [17], theo dõi tim mạch [18], giám sát sức khỏe tại nhà [19].

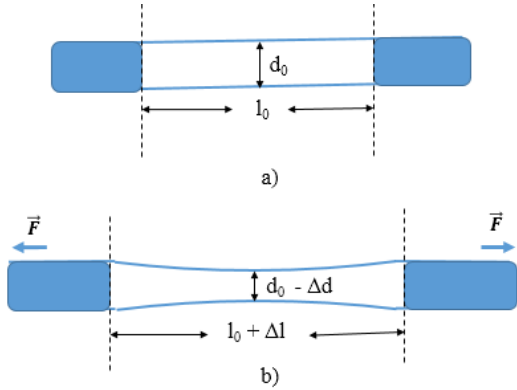
Trong nghiên cứu này, chúng tôi đề xuất và chế tạo một cảm biến đo biến dạng dải rộng giá thành thấp dựa trên chất lỏng ion từ đó phát triển ứng dụng đếm bước chân với độ chính xác cao dựa trên cảm biến này. Bằng việc sử dụng mẫu cảm biến đề xuất này, không những số cử động của chân có thể được xác định chính xác mà thậm chí có thể phân tích sâu hơn về tính chất của vận động dựa vào phân tích cường độ và dạng tín hiệu thu được từ cảm biến.

II. NGUYÊN TẮC HOẠT ĐỘNG VÀ THIẾT KẾ CẢM BIẾN BIẾN DẠNG SỬ DỤNG CHẤT LỎNG ION

Cảm biến được đề xuất chế tạo bằng việc bơm hỗn hợp dung dịch natri clorua, nước và glycerin vào một ống cao su silicone có chiều dài ban đầu l_0 và đường kính ban đầu d_0 như hình 1. Hỗn hợp này có khả năng dẫn điện do chúng chứa các ion Na^+ và Cl^- , khi có điện thế cấp vào hai đầu cảm biến các ion này sẽ dịch chuyển về hai đầu điện cực. Glycerin được dùng để làm tăng độ nhớt của dung dịch, giảm tỷ lệ mất nước do bay hơi và giảm sự ăn mòn của các điện cực. Hai đầu ống là hai điện cực được mạ vàng để tạo ra sự tiếp xúc tốt với dung dịch bên trong và ngăn cản rò rỉ dung dịch ra môi trường. Bằng cách mạ vàng điện cực, điện cực sẽ không bị ăn mòn bởi dung dịch chất lỏng dẫn điện. Cuối cùng, để ngăn chất dung dịch bên trong ống không rỉ ra ngoài và tránh việc không khí lọt vào trong tạo ra các bọt khí, chúng tôi sử dụng keo silicone lên phần tiếp xúc giữa các điện cực với ống cao su.

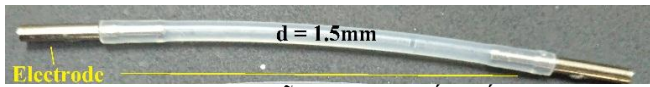
Khi tác dụng lực kéo vào hai đầu cảm biến, cảm biến có sự thay đổi về hình dạng, cụ thể chiều dài cảm biến tăng lên thành

$l_0 + \Delta l$, đồng thời tiết diện của ống silicone giảm còn $d_0 - \Delta d$ như thấy ở hình 1, làm cho giá trị điện trở của cảm biến cũng thay đổi. Do đó, cảm biến sẽ hoạt động như một bộ đo biến dạng mà điện trở của dung dịch R_s sẽ tăng lên khi có tác dụng lực kéo dãn.

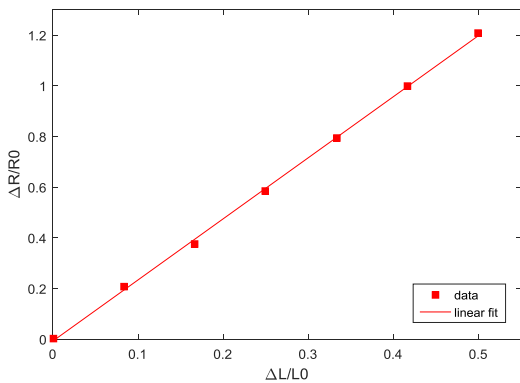


Hình 1. Nguyên tắc của cảm biến biến dạng. (a) Cảm biến ở trạng thái ban đầu, (b) Cảm biến khi được kéo dãn.

Hỗn hợp của natri clorua, nước và glycerin với tỷ lệ 1:18:5 được bơm vào ống cao su silicone (ống có đường kính 1.5mm và chiều dài 100 mm) bằng ống tiêm. Hai đầu ống được lắp kín bằng hai điện cực được mạ vàng sau đó sử dụng lớp keo silicone (Shin-Etsu Silicone của Shin-Etsu Chemical). Nguyên mẫu chế tạo cảm biến biến dạng được mô tả trong hình 2. Thông số cơ bản của cảm biến biến dạng là độ nhạy của nó khi được kéo dãn, được biểu diễn định lượng bằng hệ số Gauge (GF). Hệ số GF là mối quan hệ giữa sự thay đổi trở $\Delta R/R_0$ và độ biến dạng ϵ tác dụng lên cảm biến. $GF = (\Delta R/R_0)/\epsilon$, với R_0 là giá trị trở ban đầu của cảm biến khi không có tác dụng lực. Với cảm biến, ống silicon có thể kéo dãn tới 50% và điện trở của cảm biến tăng tuyến tính theo lực kéo dãn đặt vào như thấy ở hình 2. Hệ số GF được tính xấp xỉ bằng 2.3 với ba tỉ lệ dung dịch muối. Ngoài ra hệ số GF không thay đổi khi điện tích ống thay đổi [22].



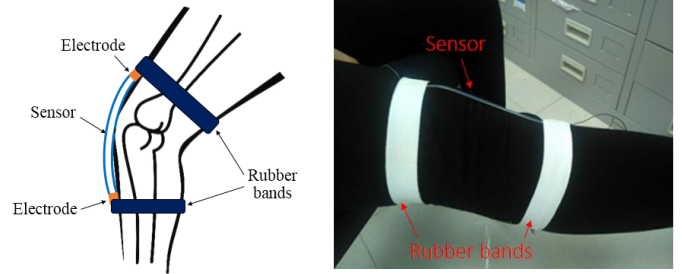
Hình 3. Nguyên mẫu của cảm biến biến dạng.



Hình 2. Kết quả khảo sát cảm biến khi tác dụng lực kéo dãn

III. ỨNG DỤNG CẢM BIẾN BIẾN DẠNG CHO ỨNG DỤNG ĐEM BƯỚC CHÂN

Cảm biến biến dạng chế tạo được gắn lên đầu gối cho mục đích đếm bước chân. Để có thể gắn cảm biến lên đầu gối, chúng tôi đã cố định cảm biến lên hai đai co dãn bằng keo silicone, sau đó cuốn hai đai co dãn lần lượt lên trên và dưới khuỷu gối sao cho cảm biến được nằm tại chính giữa đầu gối như hình 4. Khi chân duỗi thẳng, ống silicone không bị kéo dãn nên ống có chiều dài ban đầu là l_0 , và điện trở là R_0 . Ngược lại, khi gập chân lại, ống bị dãn dãn tới giá trị trở của cảm biến tăng lên. Từ đó, ta có thể xác định được trạng thái co duỗi chân thông qua giá trị trở của ống cao su.



Hình 4. Gắn cảm biến lên khuỷu gối

A. Mạch điện đo đặc thu thập dữ liệu cảm biến

Về nguyên tắc, giá trị điện trở có thể đo được bằng việc tạo điện áp đưa vào hai đầu cảm biến và đo giá trị thế trên nó. Tuy nhiên, với loại cảm biến sử dụng chất lỏng ion, việc sử dụng điện áp một chiều tác dụng lên hai đầu điện cực thì sẽ hình thành điện dung kí sinh giữa điện cực và chất lỏng dẫn điện làm cho phép đo không được ổn định [1]. Vì vậy, trong nghiên cứu này, một nguồn dòng AC được sử dụng để cải thiện được độ chính xác của phép đo. Giá trị điện trở trên cảm biến sẽ được đo bằng phương pháp 4 điểm sử dụng mạch nguồn dòng Howland và mạch cầu Wien tạo dao động như hình 5. Mạch cầu Wien sẽ tạo ra tín hiệu xoay chiều hình sin tại tần số xác định đưa vào cảm biến. Nguồn dòng Howland giữ tín hiệu dòng điện ổn định đi qua cảm biến. Sau đó, giá trị nguồn dòng qua cảm biến i_s được xác định bởi trở R_7 của mạch Howland bằng công thức:

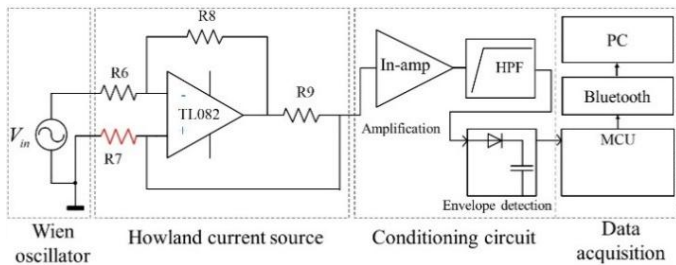
$$i_s = \frac{V_i}{R_7} \quad (1)$$

Giá trị dòng điện i_s chỉ phụ thuộc vào giá trị R_7 , mà không phụ thuộc vào sự thay đổi giá trị trở của cảm biến khi cảm biến chịu tác dụng của lực kéo. Biên độ tín hiệu lối ra (V_s) được xác định bằng mạch tích hợp bao gồm một bộ khuếch đại công cụ cùng với một bộ thu đỉnh. Mạch lọc thông cao nhằm loại bỏ nhiễu tần số thấp (50, 60 Hz) từ môi trường.

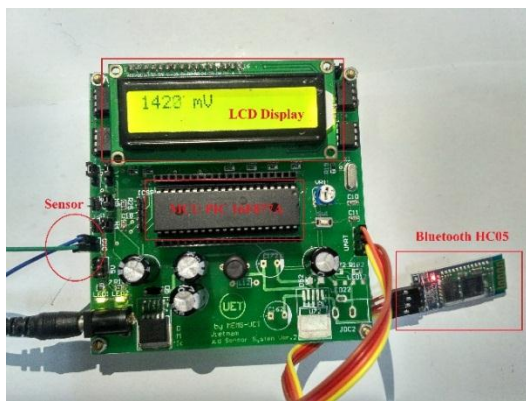
Khi tính được độ lớn điện áp và dòng điện qua hai đầu cảm biến (thông qua mạch cầu Howland), chúng tôi có thể được giá trị điện trở bằng công thức:

$$R_s = \frac{V_s}{i_s} \quad (2)$$

Sơ đồ khối của mạch được thể hiện trong hình 4 với giá trị nguồn dòng được cài đặt là $2.0 \mu A$ và tần số hoạt động của mạch cầu Wien là 1 kHz . Tín hiệu lỗi vào và lỗi ra được quan sát thông qua một máy dao động kí (TDS 1002B, Tektronix). Bên cạnh đó, chúng tôi có gắn thêm một màn hình hiển thị LCD (16x2) để theo dõi giá trị điện áp và điện trở của cảm biến. Module Bluetooth HC05 cũng được tích hợp trên bo mạch để truyền giá trị đo được tới hệ thống thu thập dữ liệu trên máy tính. Bo mạch điện tử được thiết kế và xây dựng như thấy trong hình 6. Trên máy tính, một chương trình được phát triển để nhận và xử lý tín hiệu thông qua module Bluetooth HC05. Chương trình được viết bằng ngôn ngữ C#. Với chương trình này, dữ liệu được lưu trữ dưới dạng một bảng với hai cột: thời gian và điện áp. Bên cạnh đó, dữ liệu cũng được thể hiện theo đồ thị thời gian thực.



Hình 5. Sơ đồ khối của thiết lập phép đo



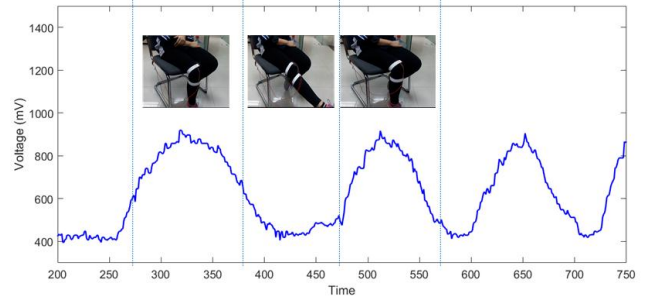
Hình 6. Bo mạch điện tử được chế tạo

B. Kết quả phân tích và xử lý tín hiệu thu được từ cảm biến

Một tình nguyện viên đeo thiết bị sẽ thực hiện thu thập dữ liệu với các trạng thái hoạt động khác nhau: đứng lên, ngồi xuống, đi bộ và chạy. Toàn bộ thực nghiệm được tiến hành trong cùng một điều kiện và tại nhiệt độ phòng khoảng $25 \text{ }^\circ \text{C}$. Ở trạng thái duỗi thẳng chân, điện áp ban đầu của cảm biến đo được là 400 mV . Khi thực hiện gập duỗi chân, dải điện áp đo được trong khoảng từ 400 mV tới 800 mV . Khi co chân, chiều dài của cảm biến tăng lên, làm cho giá trị điện trở hay điện áp giữa hai đầu điện cực cũng tăng theo (do dòng điện qua cảm biến là không đổi). Ngược lại, chiều dài cảm biến trở về kích thước ban đầu hay biên độ điện áp sẽ giảm dần khi chân được duỗi ra. Quá trình co duỗi chân liên tục như vậy tạo ra các tín

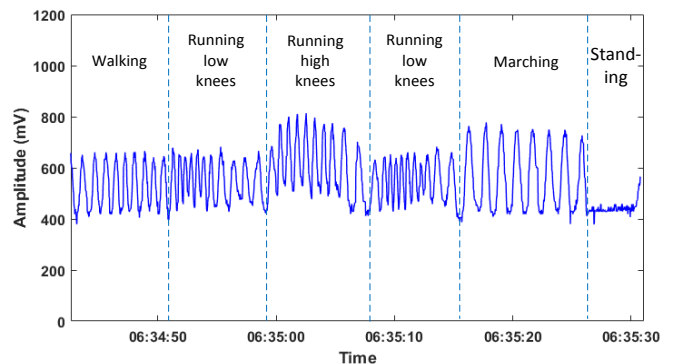
hiệu xung liên tục với các đỉnh xung thể hiện trạng thái co đạt cực đại như hình 7.

Khi đi bộ và chạy, chân được co duỗi nhanh và liên tục tạo ra nhiều sóng xung và tín hiệu có tần số lớn hơn, đồng thời biên độ điện áp cũng nhỏ hơn do chân không được co hoàn toàn như trong hình 8.



Hình 7. Dạng tín hiệu khi gập và duỗi chân

Như vậy thông qua việc đếm số lượng xung, chúng ta hoàn toàn có thể xác định được số bước chân khi đi bộ và chạy. Hơn nữa, dựa vào thời gian của xung tín hiệu còn có thể biết được trạng thái hoạt động của con người.



Hình 8. Tín hiệu thu được từ các hoạt động của con người

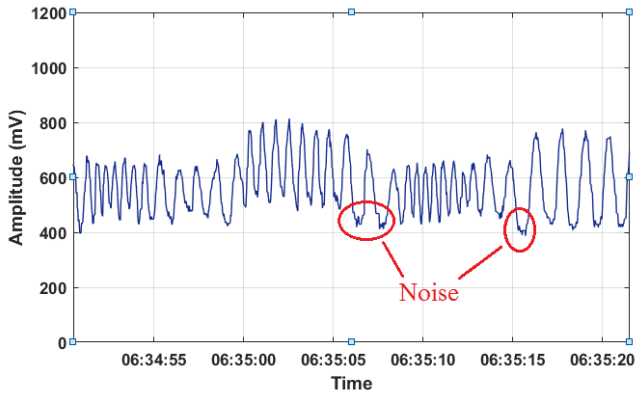


Hình 9. Thuật toán xử lý tín hiệu

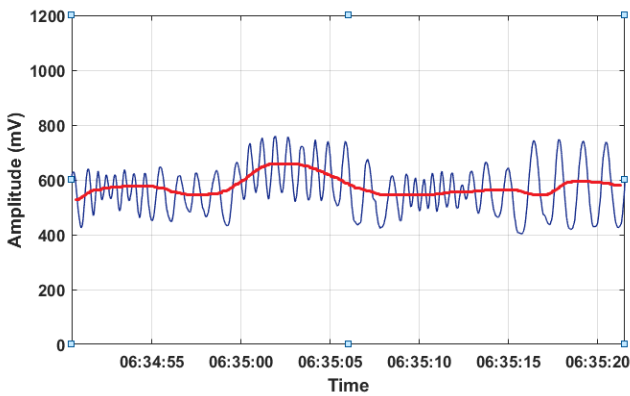
Để xác định chính xác bước chân dựa vào tín hiệu xung thu được, chúng tôi đề xuất xây dựng một thuật toán xử lý tín hiệu như sơ đồ trong hình 9. Tín hiệu ban đầu thu được từ cảm biến là một tín hiệu thô chứa nhiều nhiễu tần số cao do việc cử động gây ra như hình 10. Để loại bỏ các tín hiệu nhiễu này, chúng tôi đưa tín hiệu thu được qua một bộ lọc trung bình (lọc thông thấp). Tín hiệu lỗi ra lúc này được làm mịn một cách đáng kể, loại bỏ được nhiễu tần số cao và không ảnh hưởng nhiều tới hình dạng và tần số của sóng như hình 11.

Khi thực hiện các hoạt động khác nhau liên tiếp, các dạng sóng xung được lặp lại với hình dạng giống nhau nhưng khác

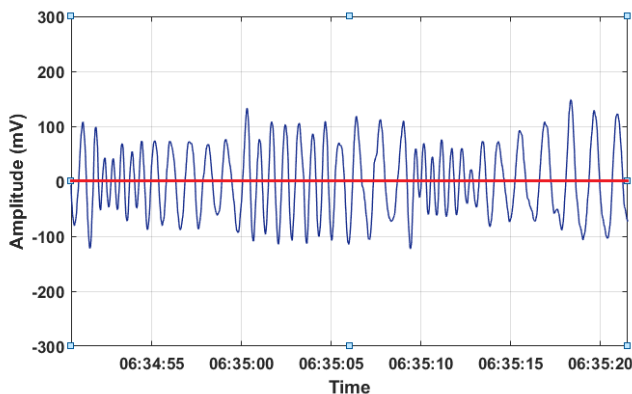
nhau về tần số và biên độ. Ngoài ra, đường nền của chuỗi dữ liệu tương đối thẳng vì chân được co dần đều. Tuy nhiên, trong trường hợp chạy nhanh và chạy cao gối, đường nền bị cao lên do chân không được gấp duỗi một cách hoàn toàn (đường màu đỏ trong hình 12). Điều này làm cho việc xử lý tín hiệu gặp nhiều khó khăn và ảnh hưởng tới độ chính xác của việc đếm xung như thấy trong hình 12.



Hình 10. Tín hiệu gốc



Hình 11. Tín hiệu sau khi qua lọc trung bình

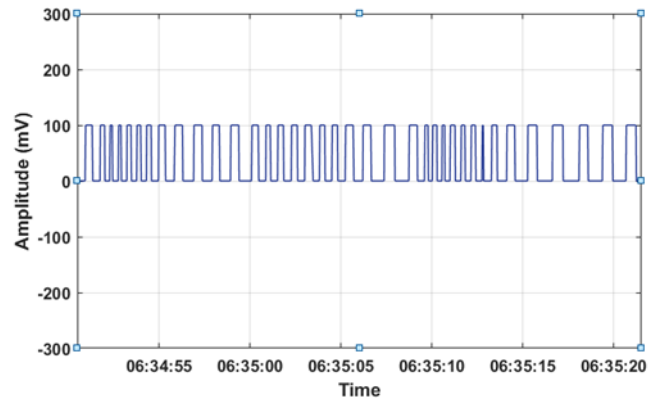


Hình 12. Tín hiệu sau khi qua lọc thông cao

Để giải quyết vấn đề này, tín hiệu được cho qua một bộ lọc thông cao để đồng nhất đường trung bình của chuỗi tín hiệu về đường đẳng điện (đường màu đỏ trong hình 12). Biên

độ tín hiệu bị suy hao nhưng số lượng xung vẫn không đổi như hình 12.

Sau khi qua bộ lọc thông cao, tín hiệu tiếp tục được cho qua lọc ngưỡng để chuyển các sóng xung thành dạng xung vuông với 2 mức logic cao và thấp. Ở đây, ngưỡng được chọn bằng có giá trị tương ứng với 10% biên độ đỉnh cao nhất. Các điểm có giá trị lớn hơn hoặc bằng ngưỡng được chọn sẽ chuyển thành mức logic cao, còn lại các điểm có giá trị thấp hơn sẽ được chuyển thành mức logic thấp như hình 13.



Hình 13. Tín hiệu sau khi qua lọc ngưỡng và chuyển thành dạng xung vuông

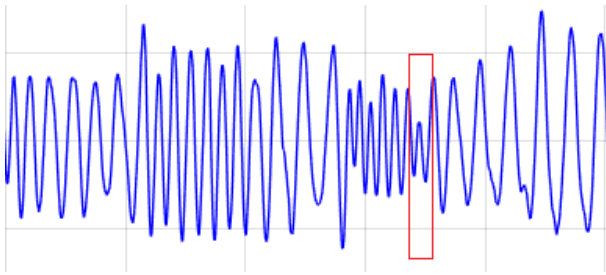
Như vậy, tín hiệu ban đầu đã được chuyển thành tín hiệu xung vuông và việc đếm xung trở nên dễ dàng hơn. Số bước chân sẽ được tính bằng số lượng xung vuông đếm được. Thêm vào đó, từ số bước chân đếm được trong một thời gian, ta có thể xác định được tốc độ di chuyển từ đó có thể kết luận trạng thái chuyển động như đi bộ, chạy nhanh, chậm.

C. Thảo luận

Cảm biến được gắn trên chân của tình nguyện viên để thu dữ liệu và thực hiện đếm số bước chân. Dữ liệu nhận được có dạng xung, với mỗi xung thể hiện chuyển động của một bước chân. Quan sát cho thấy, các bước đi dài với khớp gối bị gấp nhiều sẽ cho xung rộng và có biên độ lớn. Trong khi đó, các bước đi ngắn với khớp gối chỉ gấp ít sẽ cho xung hẹp có biên độ nhỏ. Theo đó, dữ liệu cảm biến có thể được phân tích để đưa ra được tình trạng vận động, độ ổn định của vận động viên trong suốt quá trình khảo sát. Dữ liệu này có thể được sử dụng cho các huấn luyện viên hoặc người theo dõi để có các điều chỉnh nhằm nâng cao hiệu quả tập luyện, thi đấu hoặc điều trị.

Tín hiệu được xử lý bằng cách sử dụng các bộ lọc và chuyển đổi thành dạng xung vuông nhằm đơn giản hoá việc đếm số xung như trong hình 13. Tuy nhiên, độ chính xác có thể bị ảnh hưởng trong trường hợp biên độ tín hiệu quá nhỏ. Điều này có thể xảy ra khi ta bước quá ngắn, chân không thật sự gấp nhiều khiến cho trở kháng của cảm biến thay đổi quá ít

như hình 14. Dù vậy, trường hợp này hiếm khi xảy ra và cũng không ảnh hưởng nhiều tới kết quả đếm số bước chân.



Hình 14. Tín hiệu có xung nhỏ sinh ra từ bước chân ngắn, khớp gối không gập nhiều

IV. KẾT LUẬN

Bài báo trình bày các kết quả phát triển một phương pháp có thể đếm số bước chân chính xác dựa trên cảm biến đo biến dạng dải rộng. Phương pháp này không những giúp đếm chính xác số cử động của chân mà còn mở ra khả năng phân tích sâu hơn về tính chất của vận động dựa vào phân tích cường độ và dạng tín hiệu thu được từ cảm biến.

Với ưu điểm thân thiện với môi trường, độ nhạy cao, giá thành rẻ, mẫu cảm biến đo biến dạng dải rộng sử dụng chất lỏng ion được đề xuất có thể được ứng dụng vào nhiều lĩnh vực công nghiệp. Bên cạnh đó, việc kết hợp các công nghệ chế tạo hiện đại sẽ tạo ra cảm biến nhỏ gọn và linh hoạt hơn để có thể lắp tích hợp trên quần áo hoặc gắn trực tiếp lên cơ thể mở ra nhiều cơ hội áp dụng vào các ứng dụng giám sát, hỗ trợ chăm sóc sức khỏe con người.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Y. N. Cheung, Y. Zhu, C. H. Cheng, C. Chao, and W. W. F. Leung, "A novel fluidic strain sensor for large strain measurement," *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 147, no. 2, pp. 401–408, 2008.
- [2] T. Hampshire, "Monitoring the behavior of steel structures using distributed optical fiber sensors," *J. Constr. Steel Res.*, vol. 53, no. 3, pp. 267–281, 2000.
- [3] L. et al. Rupprecht, *CONDUCTIVE POLYMERS in Industrial Applications*. 1999.
- [4] L. Flandin, Y. Bréchet, and J.-Y. Cavallé, "Electrically conductive polymer nanocomposites as deformation sensors," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 61, no. 6, pp. 895–901, 2001.
- [5] G. T. Pham, Y. Park, Z. Liang, C. Zhang, and B. Wang, "Processing and modeling of conductive thermoplastic / carbon nanotube films for strain sensing," vol. 39, pp. 209–216, 2008.
- [6] J. Shi *et al.*, "Graphene Reinforced Carbon Nanotube Networks for Wearable Strain Sensors," *Adv. Funct. Mater.*, vol. 26, no. 13, pp. 2078–2084, 2016.
- [7] G. Keulemans, P. Pelgrims, M. Bakula, F. Ceyskens, and R. Puers, "An ionic liquid based strain sensor for large displacements," *Procedia Eng.*, vol. 87, pp. 1123–1126, 2014.
- [8] J. B. Chossat, Y. L. Park, R. J. Wood, and V. Duchaine, "A soft strain sensor based on ionic and metal liquids," *IEEE Sens. J.*, vol. 13, no. 9, pp. 3405–3414, 2013.
- [9] C. Majidi, R. Kramer, and R. J. Wood, "A non-differential elastomer curvature sensor for softer-than-skin electronics," *Smart Mater. Struct.*, vol. 20, no. 10, 2011.
- [10] Y. L. Park, B. R. Chen, and R. J. Wood, "Design and fabrication of soft artificial skin using embedded microchannels and liquid conductors," *IEEE Sens. J.*, vol. 12, no. 8, pp. 2711–2718, 2012.
- [11] J. Chossat, Y. Tao, V. Duchaine, and Y. Park, "Wearable Soft Artificial Skin for Hand Motion Detection Detection with Embedded Microfluidic Strain Sensing," *Icra*, pp. 2568–2573, 2015.
- [12] T. Yamada *et al.*, "A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection," *Nat. Nanotechnol.*, vol. 6, no. 5, pp. 296–301, 2011.
- [13] Q. Liu, J. Chen, Y. Li, and G. Shi, "High-Performance Strain Sensors with Fish-Scale-Like Graphene-Sensing Layers for Full-Range Detection of Human Motions," *ACS Nano*, vol. 10, no. 8, pp. 7901–7906, 2016.
- [14] X. Wang, Y. Gu, Z. Xiong, Z. Cui, and T. Zhang, "Silk-Molded Flexible, Ultrasensitive, and Highly Stable Electronic Skin for Monitoring Human Physiological Signals," pp. 1336–1342, 2014.
- [15] L. Cai *et al.*, "Super-stretchable, transparent carbon nanotube-based capacitive strain sensors for human motion detection," *Sci. Rep.*, vol. 3, pp. 1–9, 2013.
- [16] Y. Wang *et al.*, "Wearable and Highly Sensitive Graphene Strain Sensors for Human Motion Monitoring," pp. 1–5, 2014.
- [17] S. Russo, T. Ranzani, H. Liu, S. Nefti-Meziani, K. Althoefer, and A. Menciassi, "Soft and Stretchable Sensor Using Biocompatible Electrodes and Liquid for Medical Applications," *Soft Robot.*, vol. 2, no. 4, pp. 146–154, 2015.
- [18] C. M. Boutry, A. Nguyen, Q. O. Lawal, A. Chortos, S. Rondeau-gagné, and Z. Bao, "A Sensitive and Biodegradable Pressure Sensor Array for Cardiovascular Monitoring," pp. 1–8, 2015.
- [19] T. Yang *et al.*, "A Wearable and Highly Sensitive Graphene Strain Sensor for Precise Home-Based Pulse Wave Monitoring," 2017.
- [20] U. Ryu *et al.*, "Adaptive step detection algorithm for wireless smart step counter," *2013 Int. Conf. Inf. Sci. Appl. ICISA 2013*, pp. 0–3, 2013.

- [21] “Design of a Robust Pedometer for Personal Navigation System against Ground Variation and Walking Behavior.pdf” .
- [22] Chi Tran Nhu, Ha Tran Thi Thuy, An Tran Hoai, Nguyen Ta Hoang, Hoai Nguyen Thi, An Nguyen Ngoc,

Trinh Chu Duc, Van Thanh Dau and Tung Bui Thanh, “Experimental Characterization of an Ionically Conductive Fluid Based High Flexibility Strain Sensor,” *ICERA*, 2018.