

THIẾT BỊ ĐO HUYẾT ÁP LIÊN TỤC KHÔNG XÂM NHẬP ỨNG DỤNG TRONG PHẪU THUẬT DỰA TRÊN CẢM BIẾN TỪ - ĐIỆN ĐỘ NHẠY CAO

Đỗ Thị Hương Giang^{1*}, Nguyễn Văn Tuấn², Lê Khắc Quỳnh^{3*}, Nguyễn Xuân Toàn¹,
Vũ Nguyễn Thức⁵, Phùng Anh Tuấn⁴, Nguyễn Bá Biên⁴ và Nguyễn Hữu Đức¹

¹Khoa Vật lý Kỹ thuật và Công nghệ Nano, Trường Đại học Công nghệ, Đại học Quốc gia Hà Nội

²Khoa Hóa lý Kỹ thuật, Đại học Kỹ thuật Lê Quý Đôn

³Khoa Vật lý, Đại học Sư phạm Hà Nội 2

⁴Viện Điện, Đại học Bách Khoa Hà Nội

⁵Phòng thí nghiệm trọng điểm Micro-Nano, Trường Đại học Công nghệ, Đại học Quốc gia Hà Nội

*Email: giangdth@vnu.edu.vn

Tóm tắt

Trong hồi sức bệnh nhân trong và sau phẫu thuật tim, việc theo dõi huyết áp liên tục là một trong các thông số rất quan trọng cần được theo dõi đảm bảo vận chuyển và phân bố khối lượng máu đến các cơ quan trong cơ thể. Một kỹ thuật đo đang được sử dụng trong bệnh viện hiện nay là thông qua đo trực tiếp áp lực máu truyền qua một màng rung. Để có thể sử dụng được phương pháp này, một ống thông (catheter) sẽ được luồn vào bên trong động mạch cô tay hoặc động mạch phổi ở cổ để truyền máu dẫn đến màng rung và được duy trì trong suốt quá trình đo. Đây là phương pháp xâm lấn, đòi hỏi bác sỹ có trình độ và kinh nghiệm mới có thể sử dụng được kỹ thuật này. Bên cạnh đó, nguy cơ nhiễm trùng cũng rất cao khi thực hiện kỹ thuật này. Trong bài báo này, chúng tôi sử dụng một phương pháp đo hoàn toàn mới, cho phép theo dõi đồng thời huyết áp của bệnh nhân cũng như nhiều thông tin liên quan khác liên tục nhưng không xâm lấn sử dụng thông qua đo từ trường nhờ sử dụng một hệ thống nam châm vĩnh cửu và cảm biến đo từ trường độ nhạy cao dựa trên hiệu ứng từ-điện. Một số kết quả đo đạc đã được thực hiện trên các tình nguyện viên cho thấy triển vọng ứng dụng rất lớn của phương pháp đo này trong lĩnh vực y học sử dụng công nghệ cao hiện nay.

Từ khóa: Cảm biến từ; từ giảo; áp điện; hiệu ứng từ-điện; huyết áp;

GIỚI THIỆU

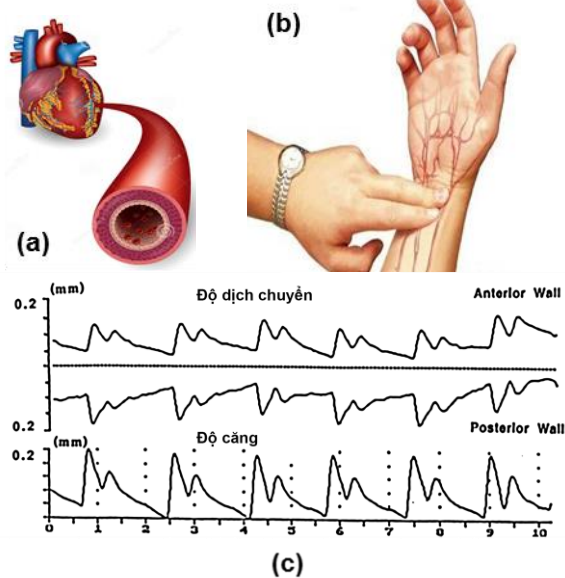
Trong phẫu thuật liên quan đến tim, việc theo dõi huyết áp liên tục bao gồm huyết áp tối đa, huyết áp tối thiểu và huyết áp trung bình là một trong các thông số rất quan trọng cần được theo dõi trong suốt quá trình phẫu thuật. Một kỹ thuật đo đang được sử dụng trong bệnh viện hiện nay là thông qua đo trực tiếp áp lực máu truyền qua một màng rung. Để có thể sử dụng được phương pháp này, bác sỹ sẽ thực hiện đặt vào động mạch cô tay hoặc động mạch cổ một ống dẫn để dẫn máu trực tiếp truyền đến màng rung và được duy trì trong suốt quá trình đo. Quá trình này cần được thực hiện rất chính xác, đúng qui trình, phải loại bỏ bọt khí bên trong đường dẫn truyền đồng thời phải sử dụng thêm dung dịch bơm căng vào để truyền áp lực. Đây là phương pháp xâm nhập, đòi hỏi bác sỹ có trình độ và kinh nghiệm mới có thể sử dụng được kỹ thuật này và cần phải được theo dõi liên tục trong suốt quá trình xem các hiện tượng sưng, phù nề, rỉ máu. Bên cạnh đó, nguy cơ nhiễm trùng cũng rất cao cũng như có những tai biến và biến chứng khác có thể

xảy ra khi thực hiện kỹ thuật này. Màng rung và hệ thống ống truyền dẫn này chỉ được sử dụng một lần nên chi phí cho mỗi lần thực hiện kỹ thuật này cao.

Chính vì độ phức tạp và chi phí cao khi sử dụng kỹ thuật này nên trong y học, mặc dù thông tin huyết động liên tục rất quan trọng trong chuẩn đoán và điều trị nhưng cho đến nay, kỹ thuật này hầu hết chỉ được sử dụng trong các ca phẫu thuật tim. Việc tìm ra một kỹ thuật mới, đơn giản, dễ sử dụng, có khả năng tái sử dụng nhiều lần là rất cần thiết phục vụ cho ngành y học chăm sóc và bảo vệ sức khỏe. Tiến xa hơn nữa, có thể hướng tới trang bị đến hộ gia đình để tự theo dõi sức khỏe tại nhà.

Như đã biết, hoạt động của tim như một máy bơm có chức năng bơm máu đến các bộ phận trên cơ thể thông qua động mạch và tĩnh mạch (Hình 1a). Khi tim co bóp đẩy máu vào động mạch, gặp sức cản của các động mạch ngày càng nhỏ dần, máu không chảy đi ngay mà tác động lên thành động mạch làm căng giãn thành động mạch [1]. Trong y học cổ truyền, việc bắt mạch

được thực hiện thông qua động mạch cổ tay (động mạch tay quay) nhờ cảm nhận sự co giãn của động mạch mỗi nhịp tim bơm máu (Hình 1b) [2]. Trong y học phương tây, việc này được thực hiện thông qua các thiết bị điện tử với rất nhiều nguyên lý vật lý khác nhau đã được sử dụng. Trong số đó, một phương pháp đo rất phổ biến được thực hiện thông qua đo cảm nhận sự giãn nở của động mạch cổ tay. Đây là động mạch có đường kính trung bình khoảng 3.1 ± 0.6 mm đối với nam giới và 2.8 ± 0.6 mm, độ dày thành động mạch chỉ khoảng 0.3 mm [1]. Một trong các thiết bị có thể coi là hiện đại công nghệ tân tiến hiện nay được GS Laurent thuộc nhóm nghiên cứu Inserm, đã đưa vào sử dụng gọi là máy đo mạch máu có độ phân giải cao, được gọi là Echotracking NIUS2 (Non Invasive Ultrasound System). Đây là loại máy duy nhất có khả năng đo được những thay đổi khoảng 1 micromet đường kính động mạch tay quay [2]. Đường kính của động mạch này thay đổi trung bình khoảng vài chục μm đến hàng trăm μm (Hình 1c) tùy thuộc vào mỗi người khi tim bơm máu [3].



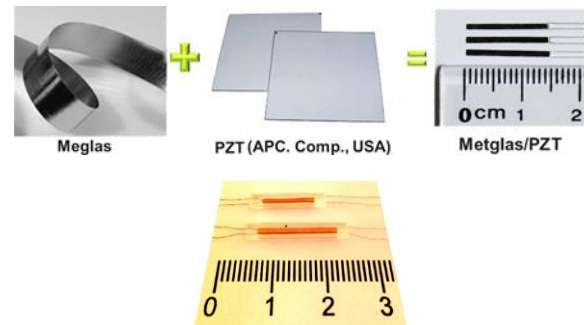
Hình 1: Hình mô tả cấu tạo của tim và mạch máu (a), đo chức năng hoạt động bằng mạch cổ tay (b) và xung nhịp động mạch thay đổi trong chu kỳ hoạt động của tim bằng các thiết bị điện tử (c) [4]

Trong bài báo này, chúng tôi sử dụng một phương pháp đo hoàn toàn mới, cho phép theo dõi huyết áp của bệnh nhân liên tục nhưng không xâm lấn sử dụng thông qua đo từ trường nhờ sử dụng một hệ thống nam châm vĩnh cửu và cảm biến đo từ trường độ nhạy cao dựa trên hiệu ứng từ-điện. Một số kết quả đo đặc đã được thực hiện trên các tình nguyện viên cho thấy triển vọng

ứng dụng rất lớn của phương pháp đo này trong lĩnh vực y học sử dụng công nghệ cao hiện nay.

THỰC NGHIỆM

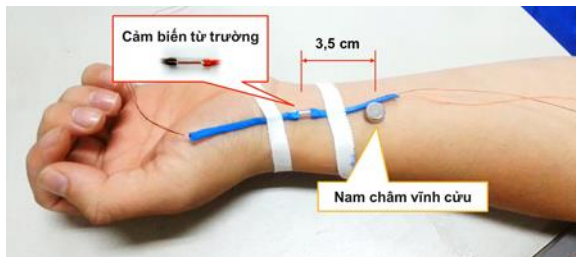
Cảm biến được chế tạo sử dụng vật liệu tổ hợp hai pha từ giao và áp điện, trong đó pha từ giao được sử dụng là vật liệu dạng băng từ siêu mềm dựa trên nền Fe pha tạp Ni và các nguyên tố vi lượng B, Si để tạo pha cấu trúc vô định hình. Băng từ được sử dụng có chiều dày 18 μm , chiều dài 10 mm và rộng 1 mm đã được chế tạo tổ hợp với tấm áp điện có cùng kích thước dài \times rộng và với chiều dày 0.5 mm. Vật liệu tổ hợp được đưa vào cuộn dây solenoid tạo từ trường xoay chiều cấp bởi dòng điện xoay chiều tại tần số cộng hưởng sử dụng thiết bị Lock-in (DSP lock-in amplifier Model 7265, Signal Recovery). Toàn bộ mẫu vật liệu, điện cực và cuộn dây được bảo vệ bằng vỏ cứng làm bằng vật liệu thủy tinh hữu cơ đảm bảo không gây nhiễu từ tính lên cảm biến trong suốt quá trình thực hiện phép đo (Hình 2).



Hình 2: Vật liệu tổ hợp từ điện được chế tạo sử dụng băng từ mềm Metglas và tấm áp điện (hình trên) và cảm biến sau khi được chế tạo đóng gói (hình dưới)

Cuộn dây tạo từ trường xoay chiều được kích thích sử dụng nguồn xoay chiều với điện áp nuôi đặt vào 1,5 V và tần số kích thích khoảng 140 kHz tương ứng với tần số cộng hưởng dao động cơ học của tấm áp điện được sử dụng. Một nam châm hình cốc áo với cường độ mạnh được sử dụng để tạo từ trường nền một chiều trong không gian xung quanh vị trí đặt cảm biến. Khoảng cách từ nam châm đến sensor được xác định khoảng 3.0 cm. Sensor được đặt chính xác lên vị trí động mạch cổ tay và được cố định bằng băng dính y tế. Trong bố trí thí nghiệm này, cảm biến sẽ chuyển động hưởng ứng theo chuyển động của động mạch cổ tay mỗi khi tim co bóp đẩy máu đi. Nam châm vĩnh cửu hình cốc áo với đường kính 5/16 inch và chiều cao 3/16 inch (model N35, K&J Magnetics, Inc.) được đặt cố

định gần đó sẽ gửi các giá trị từ trường khác nhau lên cảm biến (Hình 3). Tại các thời điểm khác nhau, vị trí cảm biến sẽ thay đổi phụ thuộc vào biên độ chuyển động của cảm biến do độ co dãn của động mạch cổ tay quyết định. Tín hiệu lỗi ra từ cảm biến sẽ được ghi nhận sử dụng chức năng đo lọc tần số của chính thiết bị Lock-in, được ghép nối với dao động ký để hiển thị tín hiệu quét theo thời gian trong suốt quá trình đo.



Hình 3: Sơ đồ bố trí thí nghiệm đo huyết áp và nhịp tim bằng phương pháp không xâm nhập sử dụng cảm biến đo từ trường dựa trên hiệu ứng từ-điện

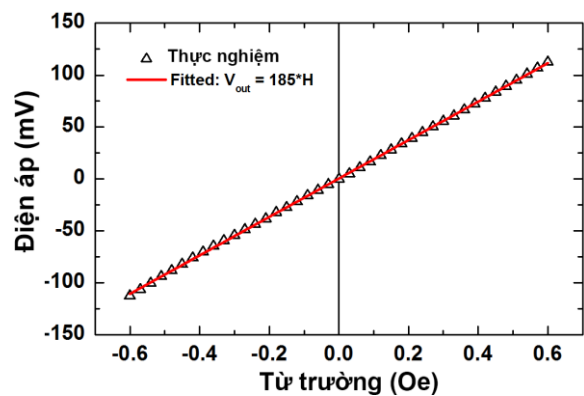
Phép đo đặc thực nghiệm được thực hiện trên tình nguyện viên với các thông tin về nhịp tim và huyết áp bình thường. Các kết quả đo đặc thực nghiệm sẽ được chuẩn hóa với thiết bị đo huyết áp điện tử thương mại để lấy thông tin liên quan đến hoạt động của tim. Các kết quả tính toán dựa trên các số liệu thực nghiệm đo và chuẩn hóa đã được thực hiện để tính toán các thông số hoạt động liên quan đến động mạch trong mỗi xung nhịp của tim.

KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

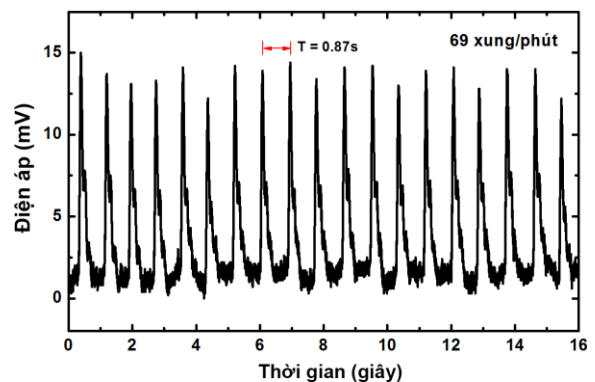
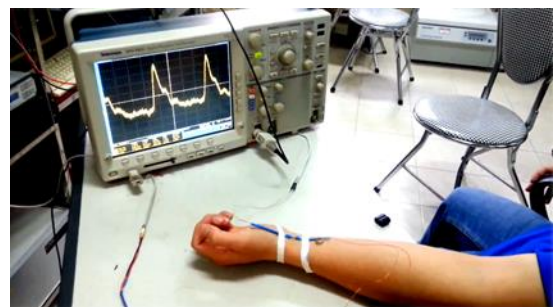
Trên Hình 4 là đường đo tín hiệu cảm biến theo từ trường ngoài đặt vào. Kết quả cho thấy tín hiệu hầu như thay đổi tuyến tính với từ trường đo trong vùng từ trường thấp với độ dốc tính toán từ kết quả này cho độ nhạy từ trường của cảm biến đạt hơn 185 mV/Oe cho thấy cảm biến chế tạo được với công nghệ đơn giản nhưng có các thông số không thua kém gì các cảm biến từ trường sử dụng các công nghệ hiện đại đắt tiền như cảm biến từ trở không lồ (TMR), từ trở xuyên ngầm (GMR), từ trở dị hướng (AMR), ... [5,6]

Sử dụng cảm biến chế tạo được, phép đo thử nghiệm trên tình nguyện viên để đo nhịp tim và huyết áp đã được thực hiện như sơ đồ thí nghiệm được bố trí trên Hình 3 ở trên. Trên Hình 5 là kết quả đo thực nghiệm xung tín hiệu cảm biến đo trên động mạch cổ tay của tình nguyện viên là nam giới, 25 tuổi. Kết quả đo phân tích trên hình cho thấy sự xuất hiện có tính tuần hoàn theo thời

gian của tín hiệu đo với tần số xung thu được trong thời gian 1 phút. Sử dụng thiết bị đo huyết áp điện tử để thực hiện phép đo trên tình nguyện viên này cho số xung này tương ứng với nhịp tim của người đo. So với thiết bị đo điện tử, với phương pháp đo sử dụng trong bài báo này có thể ghi nhận chính xác theo thời gian xung nhịp tim và đánh giá độ đồng đều co bóp nhịp tim (0.87 s mỗi xung nhịp) cũng như cường độ đỉnh tín hiệu có thể cung cấp thông tin liên quan đến sự co bóp mạnh hay yếu của tim. Kết quả đo cho thấy tín hiệu trung bình cho mỗi xung nhịp đo đạt giá trị khoảng 15 mV tương ứng với sự thay đổi từ trường mà cảm biến cảm nhận được khoảng 35 mOe.



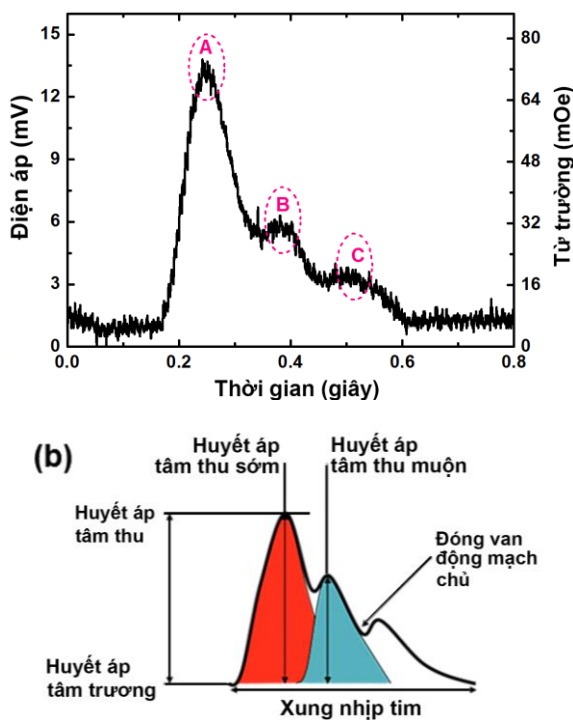
Hình 4: Kết quả đo một xung tín hiệu cảm biến được vẽ trong thang thời gian nhỏ của một xung nhịp khi đặt cảm biến trên động mạch cổ tay



Hình 5: Kết quả đo xung tín hiệu cảm biến quét theo thời gian đo khi đặt cảm biến trên động mạch cổ tay

Kết quả đo xung nhịp tim được vẽ trong thang nhỏ tương ứng với thời gian của một xung nhịp đưa ra trên Hình 6 quan sát thấy sự xuất hiện rõ của 3 đỉnh trong đó có 1 đỉnh chính có cường độ lớn nhất và 2 đỉnh phụ có cường độ giảm dần ở các thời gian khác nhau. Qua các thông tin trao đổi với chuyên gia trong lĩnh vực y học thì 3 đỉnh này sẽ tương ứng với 3 chu trình hoạt động của tim, trong đó [7]:

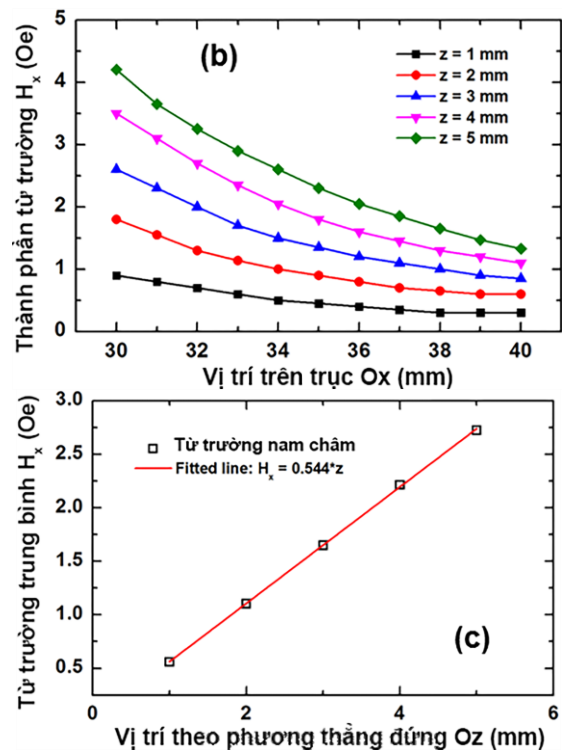
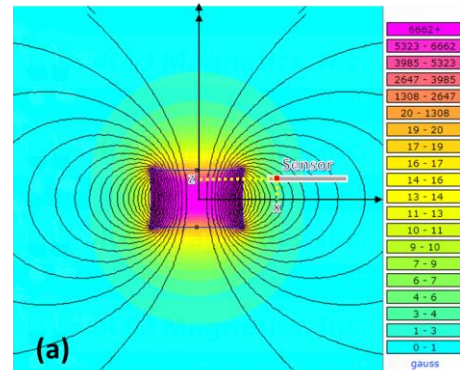
- Đỉnh A (đỉnh chính): tương ứng với huyết áp tâm thu (huyết áp tối đa) gây ra do áp lực máu trong động mạch lên tới mức cao nhất khi tim co bóp
- Đỉnh C (đỉnh phụ thứ 2): tương ứng với huyết áp tối thiểu khi áp lực máu là thấp nhất trong giai đoạn tim ở thì tâm trương



Hình 6: Kết quả đo xung tín hiệu cảm biến được vẽ trong thang thời gian nhỏ ứng với một xung nhịp của động mạch cổ tay (a) có so sánh tham khảo với các chu trình hoạt động của tim (b) [8]

Theo cách lập luận đã được trình bày trong phần giới thiệu, tín hiệu thu được từ cảm biến dao động đồng bộ với các giai đoạn hoạt động của tim do sự thay đổi vị trí cảm biến bởi sự co giãn động mạch gây nên. Từ tín hiệu điện thu được, có thể đánh giá được biên độ thay đổi vị trí (tỉ lệ với độ giãn nở đường kính của động mạch). Để tính toán được đại lượng này, sơ đồ phân bố từ trường trong không gian đã được sử dụng (Hình 7a) và sự thay đổi thành phần từ trường dọc theo

trục cảm biến H_x trong không gian (Hình 7b) đã được sử dụng. Dữ liệu này được lấy từ thông số nam châm của nhà cung cấp và cũng đã được đo kiểm với bằng thực nghiệm cho độ lớn tương đương [9,10].



Hình 7: Sơ đồ phân bố từ trường trong không gian của nam châm (a) và sự thay đổi thành phần từ trường dọc theo trục cảm biến H_x trong không gian (b) và giá trị từ trường trung bình phụ thuộc vào vị trí cảm biến theo trục thẳng đứng Oz (c).

Do cảm biến chỉ cảm nhận được thành phần từ trường dọc theo trục cảm biến nên trong trường hợp này chỉ có thành phần H_x sẽ gây ra tín hiệu trên cảm biến. Dựa vào số liệu Hình 6b, giá trị từ trường trung bình dọc trên chiều dài cảm biến đã được tính cho kết quả phụ thuộc tuyến tính vào vị trí cảm biến theo trục thẳng đứng Oz (xem Hình 7c) với độ dốc 0.544 Oe/mm. Từ hệ số chuyển đổi này, vị trí của cảm biến dọc theo trục

thẳng đứng ứng với các đỉnh A, B và C tương ứng được xác định thay đổi nhận các giá trị $\Delta z = 130, 57$ và $32 \mu\text{m}$. Các giá trị này cũng tương ứng với sự thay đổi đường kính của động mạch cổ tay trong các chu giai đoạn hoạt động của tim trong 1 chu kỳ. Bên cạnh đó, thông tin thu được từ giản đồ Hình 5 còn có thể giúp đánh giá chỉ số gia tăng (Peripheral Augmentation Index) $P_{AI} = P_A/P_B$. Trên tình nguyện viên tham gia thí nghiệm, chỉ số này tương ứng đạt 43%. Đây là chỉ số bình thường ở nam giới khỏe mạnh có hoạt động thể thao. Các giá trị này tương đối phù hợp với các công bố trong nghiên cứu y học [11,12]. Tuy nhiên, đây chỉ là một số kết quả nghiên cứu và phân tích thử nghiệm bước đầu. Các nghiên cứu và tính toán vẫn đang được tiếp tục để hướng tới hoàn thiện mô hình và thiết kế, chế tạo một thiết bị hoàn chỉnh phục vụ các mục đích chuẩn đoán và điều trị các bệnh liên quan đến tim và mạch.

KẾT LUẬN

Dựa trên một nguyên lý đo hoàn toàn mới thông qua đo vị trí nhờ đo từ trường, huyết áp, nhịp tim cũng như các thông số khác liên quan đến mạch máu đã bước đầu được nghiên cứu và thực hiện trên cảm biến từ trường dựa trên hiệu ứng từ-điện. Vật liệu và hiệu ứng tuy không mới trong các nghiên cứu triển khai ứng dụng trong lĩnh vực đo lường như đo từ trường, đo dòng, đo góc... nhưng đây là lần đầu tiên được sử dụng cho mục đích y học phục vụ cho chăm sóc và điều trị. Các kết quả nghiên cứu thử nghiệm bước đầu được thực hiện có sự liên hệ so sánh và chuẩn hóa với thiết bị thương mại cho kết quả khá phù hợp. Tuy đây chỉ là các kết quả nghiên cứu thử nghiệm bước đầu nhưng đã tạo tiền đề và cơ sở cho các nghiên cứu triển khai tiếp theo phục vụ khoa học sự sống. Các nghiên cứu này đang được tiếp tục thực hiện để hoàn thiện mô hình, cơ sở khoa học và hướng tới chế tạo thiết bị hoàn thiện theo hướng thương mại hóa sản phẩm mang thương hiệu Việt Nam.

Lời cảm ơn

Công trình này được thực hiện với sự hỗ trợ của đề tài độc lập cấp nhà nước Mã số ĐTĐL.CN-02/2017 trong Chương trình Khoa học và Công nghệ cấp Quốc gia 2016-2020.

Tài liệu tham khảo

1. Saito S, Ikei H, Hosokawa G, Tanaka S. Influence of the ratio between radial artery inner diameter and

sheath outer diameter on radial artery flow after transradial coronary intervention. *Catheter Cardiovasc Interv.* 46 (1999) 173–178

2. Beaussier H, Masson I, Collin C, Bozec E, Laloux B, Calvet D, Zidi M, Boutouyrie P, Laurent S. Carotid plaque, arterial stiffness gradient, and remodeling in hypertension. *Hypertension* 52: 729–736, 2008

3. Jeremy Bellien, Michele Iacob, Helene Eltchaninoff, Ryad Bourkaib, Christian Thuillez, Robinson Joannides, *Clinical Science* 112(7)393-401

4. M.W. Ramsey, J. Goodfellow, C.J.H. Jones, L.A. Luddington, M.J. Lewis, A.H. Henderson, Endothelial Control of Arterial Distensibility Is Impaired in Chronic Heart Failure, *Circulation* 92 (1995) 3212-3219

5. LT Hien, LK Quynh, VT Huyen, BD Tu, NT Hien, DM Phuong, PH Nhung, DTH Giang, NH Duc (2016), DNA-magnetic bead detection using disposable cards and the anisotropic magnetoresistive sensor, *Advances in Natural Sciences: Nanoscience and Nanotechnology*, 7, pp. 045006

6. L.K. Quynh, B.D. Tu, D.X. Dang, D.Q. Viet, L.T. Hien, D.T. Huong Giang, N.H. Duc, Detection of magnetic nanoparticles using simple AMR sensors in Wheatstone bridge, *Journal of Science: Advanced Materials and Devices* 1 (2016) 98-102, ScienceDirect

7. <http://www.benhvien103.vn/vietnamese/bai-giang-chuyen-nganh/bo-mon-dieu-duong/theo-doi-huyet-ap-dong-mach/1229/>

8. <http://www.uscom.com.au/products/bp/education>

9. https://www.kjmagnetics.com/magneticfield.asp#fr_eespace

10. D.T. Huong Giang, D.X. Dang, N.X. Toan, N.V. Tuan, A.T. Phung and N.H. Duc, Distance magnetic nanoparticle detection using a magnetoelectric sensor for clinical interventions, *Review of Scientific Instruments*, 88 (2017) 015005

11. Deary A. J., Schumann A. L., Murfet H., Haydock S., Foo R. S., Brown M. J. (2002), "Influence of drugs and gender on the arterial pulse wave and natriuretic peptide secretion in untreated patients with essential hypertension". *Clin Sci (Lond)*, 103(5), pp.493-499

12. Morgan T., Lauri J., Bertram D., Anderson A. (2004), "Effect of different antihypertensive drug classes on central aortic pressure". *Am J Hypertens*, 17(2), pp.118-123.