

## NGHIÊN CỨU TỐI ƯU HÓA THIẾT KẾ KHUNG XƯƠNG PHỤC HỒI CHỨC NĂNG BÀN TAY

A STUDY ON THE OPTIMIZATION OF THE DESIGN OF A HAND REHABILITATION EXOSKELETON

Trần Văn Thực<sup>1</sup>, Phạm Hoàng Vương<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Trường Cơ khí, Đại học Bách khoa Hà Nội

<sup>2</sup>Khoa Cơ khí, Trường đại học Giao thông Vận tải

\*Email liên hệ: phvuong@utc.edu.vn

### TÓM TẮT

*Hiện nay, robot được ứng dụng trong phục hồi chức năng rộng rãi, tuy nhiên, phục hồi chức năng dành cho bàn tay vẫn gặp nhiều thách thức do số lượng bậc tự do lớn và nhiều chuyển động phức tạp. Việc ứng dụng các công nghệ mới giúp tối ưu hóa kích thước của khung xương robot chưa được quan tâm đúng mức. Trong nghiên cứu này, cơ cấu hình bình hành đơn giản được ứng dụng trong thiết kế khung xương phục hồi chức năng cho bàn tay nhưng vẫn đảm bảo hiệu quả truyền động. Hơn nữa, thuật toán tối ưu hóa kết cấu được ứng dụng để giảm thiểu số khâu và khớp của khung xương phục hồi chức năng cho bàn tay. Kết quả cho thấy bằng việc liên kết động các hình bình hành ảo, cố định tâm quay mà cơ cấu có thể tạo chuyển động nắm duỗi mô phỏng lại chuyển động của bàn tay chỉ với 1 động cơ dẫn động duy nhất.*

**Từ khóa:** Phục hồi chức năng cho bàn tay; Khung xương; Tối ưu thiết kế.

### ABSTRACT

*Robotic systems are increasingly utilized in rehabilitation; however, hand rehabilitation remains particularly challenging due to the hand's high number of degrees of freedom and complex movement patterns. Despite advancements in rehabilitation robotics, optimizing the size and structure of hand exoskeletons has not received sufficient attention. In this study, a simplified parallelogram mechanism is incorporated into the design of a hand rehabilitation exoskeleton to maintain transmission efficiency while reducing structural complexity. Additionally, structural optimization algorithms are employed to minimize the number of components, particularly joints, within the exoskeleton. The results demonstrate that by dynamically linking virtual parallelograms and fixing the center of rotation, the mechanism can replicate natural grasping and extending motions of the hand using only a single drive servo motor.*

**Keywords:** Hand rehabilitation; Exoskeleton; Structural optimization.

## 1. GIỚI THIỆU

Những bệnh nhân đang trong giai đoạn phục hồi sau đột quỵ hoặc tai biến mạch máu não thường gặp phải suy giảm nghiêm trọng về chức năng vận động, đặc biệt là ở bàn tay [1], [2]. Hai biểu hiện phổ biến của tình trạng suy giảm này là co cứng và yếu cơ [3]. Để phục hồi chức năng vận động hiệu quả, cần thiết kế các thiết bị có tính linh hoạt cao, phù hợp với từng cá nhân nhằm kích thích phản hồi cảm giác từ các tế bào thần kinh [4], [5], qua đó hỗ trợ các quá trình sinh học tái tạo lại các đường dẫn truyền thần kinh [6]. Nhiều nghiên cứu đã chỉ ra rằng các liệu pháp phục hồi chức năng dựa trên các bài tập lặp đi lặp lại có tác dụng thúc đẩy tính dẻo thần kinh, từ đó giúp cải thiện tình trạng co cứng và phục hồi chức năng vận động của các chi, đặc biệt là chức năng của bàn tay [4]. Tuy nhiên, do tính chất lặp đi lặp lại của các bài tập này, quá trình điều trị thường trở nên đơn điệu, đòi hỏi nhiều công sức và sự kiên nhẫn từ phía người bệnh. Hơn nữa, do nhu cầu phục hồi trong giai đoạn sớm, việc phát triển các thiết bị phục hồi chức năng có thiết kế nhỏ gọn, di động và phù hợp với điều kiện trị liệu tại nhà là hết sức cần thiết.

Trong những năm gần đây, nhiều hệ thống exoskeleton cho bàn tay đã được nghiên cứu và phát triển với đa dạng cơ chế và phương pháp điều khiển. Hệ thống HandMATE, sử dụng cơ cấu liên kết điều khiển bởi một bộ truyền động tuyến tính, cho phép kích hoạt các khớp chính của ngón tay bao gồm khớp bàn ngón tay (MCP), khớp gian đốt gần (PIP) và khớp gian đốt xa (DIP) [7]. Một thiết kế khác, hệ thống X-Glove, là một exoskeleton điều khiển bằng cáp, kết hợp giữa cơ chế liên kết tuyến tính và cảm biến đo lực căng nhằm hỗ trợ chuyển động linh hoạt của các ngón tay [8]. HEXORR (Hand EXOskeleton Rehabilitation

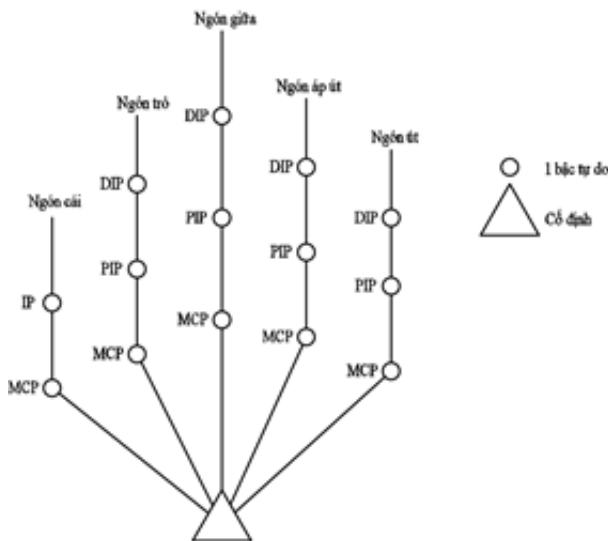
Robot) là một hệ thống exoskeleton sử dụng điều khiển đường biên ngón tay, vận hành bởi động cơ không chổi than kết hợp với cảm biến mô-men xoắn, giúp kiểm soát chính xác và an toàn các vị trí chuyển động của bàn tay [9].

Tuy nhiên, thiết kế một hệ thống exoskeleton hiệu quả cho bàn tay vẫn là một thách thức lớn do phải đối mặt với nhiều yếu tố như số lượng bậc tự do lớn, tính thích ứng cao theo từng bệnh nhân, yêu cầu điều chỉnh linh hoạt và đặc biệt là chuyển động phức tạp của ngón tay cái [10]. Chính vì vậy, việc kiểm soát chính xác các góc chuyển động khớp của từng ngón tay là một bài toán kỹ thuật không hề đơn giản. Trong nghiên cứu của Duy và cộng sự, một cơ cấu khung xương sử dụng cơ cấu hình bình hành đã được đề xuất cho ứng dụng phục hồi chức năng bàn tay, tuy nhiên thiết kế ban đầu vẫn còn nhiều khâu và khớp chưa được tối ưu hóa [12]. Do đó, việc tiếp tục nghiên cứu tối ưu hóa thiết kế nhằm giảm thiểu số lượng khâu và khớp trong cơ cấu là cần thiết, giúp cải thiện tính linh hoạt, dễ sử dụng và hiệu quả trong điều trị cho bệnh nhân. Trong nghiên cứu này, chúng tôi đề xuất một thiết kế khung xương đầy đủ dành cho phục hồi chức năng bàn tay, trong đó ngón cái và các ngón tay còn lại được điều khiển trực tiếp thông qua một động cơ. Thiết kế khung xương được phát triển dựa trên kích thước công thái học của bàn tay người trưởng thành và đã được tối ưu hóa về mặt cấu trúc nhằm giảm thiểu số lượng khâu và khớp, từ đó nâng cao tính hiệu quả và khả năng ứng dụng trong thực tế phục hồi chức năng.

## 2. PHƯƠNG PHÁP

Trong nghiên cứu này, thiết kế cơ học của hệ thống khung xương được xây dựng dựa trên hình dạng bàn tay của nam công nhân Việt Nam trong độ tuổi từ 20 đến 30 [10]. Mục tiêu

của thiết kế là tạo ra một cấu trúc exoskeleton phù hợp cho thiết bị robot hỗ trợ thực hiện các bài tập trị liệu, từ đó thúc đẩy quá trình phục hồi chức năng ngón tay một cách nhanh chóng và hiệu quả [12]. Trong nghiên cứu này chỉ dừng lại ở việc phục hồi các chuyển động của các ngón tay trên bàn tay người, không bao gồm phục hồi chuyển động của cả bàn tay. Mô hình các khớp ngón tay có thể được thu gọn như Hình 1. Mỗi khớp ngón tay là 1 DOF với sự uốn cong/ mở rộng độc lập của ba đốt ngón tay nên tổng số bậc tự do ở đây là 14 DOF.



Hình 1. Mô hình động học bàn tay thu gọn

Mỗi đốt ngón tay sẽ chuyển động với 1 bậc tự do là khớp bản lề, ta có thể khảo sát động học của một ngón tay bất kỳ bằng một vector có ba tham số:

$$[\theta_{DI} \ \theta_{IP} \ \theta_{MC}]^T$$

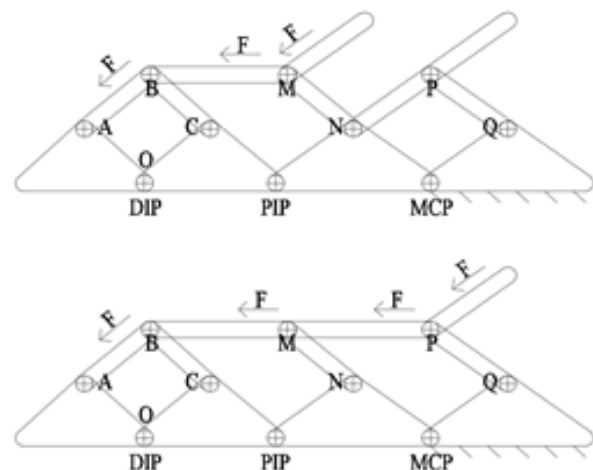
Với,  $\theta_{DI}$  là góc quay của khớp đỉnh DIP,  $\theta_{IP}$  là góc quay của khớp giữa PIP và  $\theta_{MC}$  là góc quay của khớp bàn MCP. Khác với khớp quay của robot công nghiệp có thể có giá trị rất lớn, các góc quay của bàn tay robot bị giới hạn bởi dây chằng. Với một bàn tay người bình thường,

giá trị của các góc quay này được cho trong Bảng 1 [10]:

Bảng 1. Phạm vi chuyển động khớp ngón tay

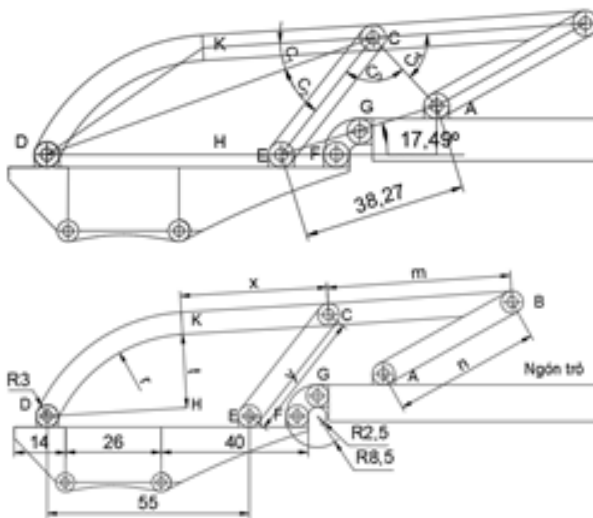
| Góc quay max<br>Ngón | $\theta_{DI}$           | $\theta_{IP}$            | $\theta_{MC}$           |
|----------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------|
| Ngón cái             | -                       | $0^\circ \div 50^\circ$  | $0^\circ \div 90^\circ$ |
| Ngón trỏ             | $0^\circ \div 60^\circ$ | $0^\circ \div 100^\circ$ | $0^\circ \div 90^\circ$ |
| Ngón giữa            | $0^\circ \div 60^\circ$ | $0^\circ \div 100^\circ$ | $0^\circ \div 90^\circ$ |
| Ngón áp út           | $0^\circ \div 60^\circ$ | $0^\circ \div 100^\circ$ | $0^\circ \div 90^\circ$ |
| Ngón út              | $0^\circ \div 60^\circ$ | $0^\circ \div 100^\circ$ | $0^\circ \div 90^\circ$ |

Hệ thống khung xương được thiết kế dựa theo nguyên lý hình bình hành, trong đó liên kết truyền động khớp DIP, PIP, MCP. Để mô phỏng chuyển động nắm của ngón tay với các góc quay (thông số góc dựa trên đo đặc thực tế đã làm tròn) như Hình 2, với: góc DIP  $\approx 15^\circ$ , góc PIP  $\approx 35^\circ$ , và góc MCP  $\approx 45^\circ$ . Ta thấy, để 3 khớp đạt được góc độ mong muốn thì thanh BC phải quay 1 góc  $15^\circ$ , thanh MN phải quay 1 góc  $\sim 50^\circ$ , thanh PQ phải quay 1 góc  $\sim 95^\circ$ . Với góc quay này thì cơ cấu hiện tại chưa thể đáp ứng và cần phải thay đổi kích thước cũng như vị trí các khớp quay.



Hình 2. Liên kết động khớp DIP, PIP, MCP

Vì khung xương thiết kế nhằm phục vụ để giúp phục hồi bàn tay cho người bệnh, nên góc độ sẽ thay đổi liên tục trong quá trình hoạt động. Và việc cầm nắm vật có đường kính 30mm thì góc độ giữa các đốt ngón tay của mỗi người sẽ khác nhau vì chiều dài đốt tay khác nhau, nhưng nó sẽ nằm trong khoảng sai số 0-2° so với kết quả trên. Kết cấu khung xương cần được đơn giản hóa và tối ưu hóa về kết cấu như Hình 3.



Hình 3. Kết cấu khung xương ngón trỏ đơn giản hóa từ cơ cấu hình bình hành.

Để tối ưu hóa kết cấu của khung xương các kích thước như khoảng  $t$ , bán kính  $r$ , khoảng  $x$ , kích thước  $y$ , kích thước  $m$ , và kích thước  $n$  cần thỏa mãn các hàm tổng góc:

$$\widehat{BKC} = \widehat{C_1} + \widehat{C_2} + \widehat{C_3} + \widehat{C_4} = 180^\circ \quad (1)$$

Trong đó, các góc  $\widehat{C_1}$ ,  $\widehat{C_2}$ ,  $\widehat{C_3}$ , và  $\widehat{C_4}$  được xác định như sau:

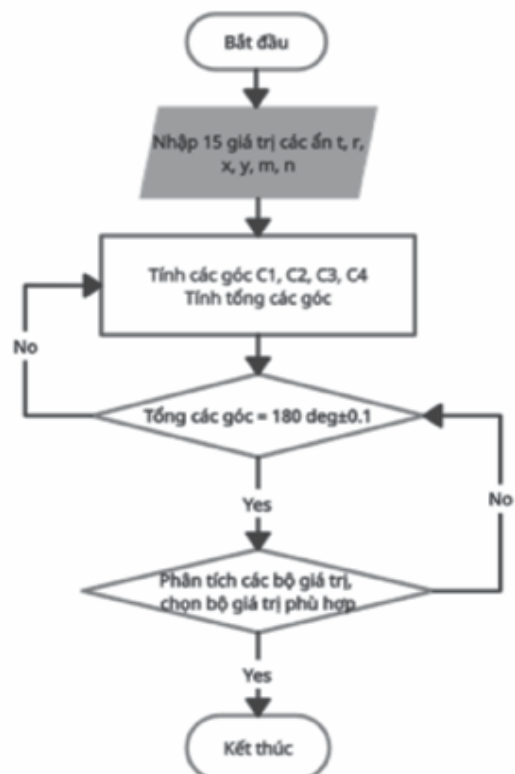
$$\cos \widehat{C_1} = \frac{x^2 + DC^2 - Dk^2}{2.x.DC};$$

$$\cos \widehat{C_2} = \frac{y^2 + DC^2 - 55^2}{2.y.DC};$$

$$\cos \widehat{C_3} = \frac{y^2 + CA^2 - 38,27^2}{2.y.CA};$$

$$\cos \widehat{C_4} = \frac{m^2 + CA^2 - n^2}{2.m.CA}$$

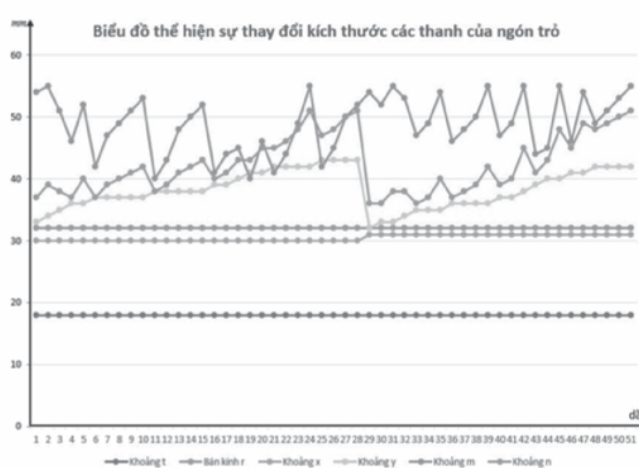
Các khoảng kích thước được tham số biến đổi với khoảng  $t$  từ 18,25 đến 22 mm, bán kính  $r$  từ 32 đến 47 mm, khoảng  $x$  từ 30 tới 45mm, kích thước  $y$  từ 28 đến 43 mm, kích thước  $m$  từ 40 đến 55 mm, và kích thước  $n$  từ 36 đến 51 mm nhập vào thuật toán tối ưu đa mục tiêu (theo sơ đồ trong Hình 4) sao cho các khoảng kích là nhỏ nhất thỏa mãn hàm tổng các góc theo các phương trình 1.



Hình 4. Sơ đồ thuật toán tính toán tối ưu hóa kích thước khung xương.

## 3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Trong Hình 5 cho thấy bộ thông số kích thước tính toán theo sơ đồ thuật toán tối ưu.



Hình 5. Biểu đồ thể hiện sự thay đổi kích thước các thanh

Hình 5 cho thấy khi các ẩn  $t$ ,  $r$ ,  $x$  chưa thay đổi bước tiến, khi mà đại lượng  $y$  tăng lên, thì hai đại lượng  $m$  và  $n$  luôn cùng tăng, hoặc cùng giảm. Với bàn tay thiết kế như trên, nếu đại lượng  $y$  và  $n$  tăng lên thì bàn tay sẽ trở nên cồng kềnh hơn. Bởi vậy những lý do này đây kích thước đầu tiên cho ngón trở sẽ được chọn với các thông số cho trong Bảng 2.

Bảng 2. Kích thước ngón trở sau tối ưu theo thuật toán.

| Khoảng $t$ | Bán kính $r$ | Khoảng $x$ | Kích thước $y$ | Kích thước $m$ | Kích thước $n$ |
|------------|--------------|------------|----------------|----------------|----------------|
| 18 mm      | 32 mm        | 30 mm      | 33 mm          | 54 mm          | 37 mm          |

Dựa trên nguyên lý cơ cấu hình bình hành tâm quay cố định được tối ưu hóa kết cấu khi hệ thống truyền động từ 11 khâu – 13 khớp giảm xuống còn 8 khâu – 9 khớp. Lực truyền động đến toàn bộ ngón tay được tăng lên và thay đổi đều khi có chuyển động cầm nắm, từ đó giúp cơ cấu hoạt động ổn định hơn. Tối ưu hóa kết cấu khâu khớp làm giảm các khâu trung gian giúp lực được truyền đến ngón tay ít khâu hơn, giảm hiện tượng trùng lặp bậc tự do. Hệ thống khung xương ngoài mới tinh gọn hơn

về kết cấu nhưng vẫn đảm bảo biên độ chuyển động của ngón tay theo mục tiêu đề ra (cầm nắm 1 quả cầu 30mm).

## 4. KẾT LUẬN

Nghiên cứu này trình bày một phương pháp thiết kế khung xương phục hồi chức năng cho bàn tay dựa trên thông số nhân trắc học của người Việt Nam. Khung xương được thiết kế dựa trên nguyên lý hình bình hành tâm quay



cổ định. Bằng phương pháp tối ưu hóa kích thước có ràng buộc đã thiết kế cơ cấu khung xương ngoài phục hồi chức năng cho bàn tay với giảm thiểu số khâu khớp và kích thước của các khâu trên mỗi ngón tay. Cơ cấu đảm bảo chuyển động nắm duỗi của cả 5 ngón tay nhưng được điều khiển chỉ với 1 bậc tự do nên có thể phát triển với nhiều phương thức truyền động khác nhau. Bằng việc liên kết động các hình bình hành ảo, cố định tâm quay mà cơ cấu có thể tạo chuyển động nắm duỗi mô phỏng lại chuyển động của bàn tay chỉ với 1 động cơ dẫn động duy nhất. ❖

Ngày nhận bài: **21/3/2025**

Ngày phản biện: **10/4/2025**

#### Tài liệu tham khảo:

- [1]. R. Kabir, M. S. H. Sunny, H. U. Ahmed, and M. H. Rahman, “*Hand Rehabilitation Devices: A Comprehensive Systematic Review*”. *Micromachines*, vol. 13, no. 7, p. 1033, Jun. 2022, doi: 10.3390/mi13071033.
- [2]. R. D. Zorowitz, P. J. Gillard, and M. Brainin, “*Poststroke spasticity*”. *Neurology*, vol. 80, no. 3 Supplement 2, p. S45, Jan. 2013, doi: 10.1212/WNL.0b013e3182764c86.
- [3]. Keci, Andromeda, Klejda Tani, and Joana Xhema, “*Role of rehabilitation in neural plasticity*”. *Open access Macedonian Journal of Medical Sciences* 7.9 (2019): 1540.
- [4]. Kleim, Jeffrey A., “*Neural plasticity and neurorehabilitation: teaching the new brain old tricks*”. *Journal of Communication Disorders* 44.5 (2011): 521-528.
- [5]. Porter, Gillian, and Lara Taggart, “*The Neurological Hand*”. *Fundamentals of Hand Therapy: Clinical Reasoning and Treatment Guidelines for Common Diagnoses of the Upper Extremity*, (2014): 551-566.
- [6]. M. Sandison et al., “*HandMATE: Wearable Robotic Hand Exoskeleton and Integrated Android App for At Home Stroke Rehabilitation*”. 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Montreal, QC, Canada, 2020, pp. 4867-4872, doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9175332.
- [7]. H. C. Fischer et al., “*Use of a Portable Assistive Glove to Facilitate Rehabilitation in Stroke Survivors With Severe Hand Impairment*”. In *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, no. 3, pp. 344-351, March 2016, doi: 10.1109/TNSRE.2015.2513675.
- [8]. Schabowsky, C.N., Godfrey, S.B., Holley, R.J. et al. “*Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot*”. *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation* 7, 36 (2010). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-36>.
- [9]. J. Li, R. Zheng, Y. Zhang and J. Yao, “*iHandRehab: An interactive hand exoskeleton for active and passive rehabilitation*”. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, Switzerland, 2011, pp. 1-6, doi: 10.1109/ICORR.2011.5975387.
- [10]. <http://vniosh.vn/chitiet> NCKH/id/32663/Nghien-cuu-dac-diem-hinh-dang-ban-tay-cua-nam-cong-nhan-xay-dung-tuoi-tu-20-den-30.
- [11]. Ates, S., Haarman, C.J.W. & Stienen, A.H.A., “*SCRIPT passive orthosis: design of interactive hand and wrist exoskeleton for rehabilitation at home after stroke*”. *Auton Robot* 41, 711-723 (2017). <https://doi.org/10.1007/s10514-016-9589-6>.
- [12]. V. -T. TRAN, K. -D. TRAN, N. Manh Toan and T. Vu, “*External-Exoskeleton Design for Hand Rehabilitation Using Parallelogram Actuator*”. 2023 1st International Conference on Health Science and Technology (ICHST), Hanoi, Vietnam, 2023, pp. 1-4, doi: 10.1109/ICHST59286.2023.10565347.