



Tạp chí điện tử
Khoa học và Công nghệ Giao thông
Trang website: <https://jstt.vn/index.php/vn>



Tactile Haptic Feedback Technologies For Medical Robotics Applications

Article info

Type of article:

Scientific information

DOI:

<https://doi.org/10.58845/jstt.utt.2026.vn.6.5.220-240>

*Corresponding author:

Email address:

giangnh3@huce.edu.vn

Received: 18/07/2026

Received in Revised Form:
09/09/2026

Accepted: 14/09/2026

Luong Ngoc Anh¹, Nguyen Thi Khanh Huyen², Ly Hoang Hiep³, Nguyen Hoang Giang^{1*}

¹Faculty of Mechanical Engineering, Hanoi University of Civil Engineering, No. 55 Giai Phong Street, Bach Mai Ward, Hanoi, Vietnam

²Faculty of Mechanical Engineering, University of Economic and Technical Industries, No. 454-456 Minh Khai Street, Vinh Tuy Ward, Hanoi, Vietnam

³Faculty of Mechatronics Engineering, School of Mechanical Engineering, Hanoi University of Science and Technology, No.1 Dai Co Viet Street, Bach Mai Ward, Hanoi, Vietnam

Abstract: Haptic feedback plays a critical role in enhancing teleoperation performance, particularly in medical robotic systems. However, high cost, low stability, and the trade-off between performance and hardware integration remain major barriers to real-world deployment. This paper reviews cutaneous feedback technologies for medical robotic systems, proposing a multi-dimensional classification framework based on actuation mechanism, contact modality, and validation level, and benchmarking the specifications of 17 representative devices on a unified reference frame. The results show that 15 of the 17 devices remain at the prototype or healthy-user perception-testing stage, with none yet validated clinically on patients, highlighting gaps that must be addressed before routine clinical adoption.

Keywords: haptic feedback; cutaneous feedback; tactile display; medical robot; medical devices; robotic teleoperation.



Tổng quan các công nghệ tái tạo phản hồi xúc giác đa ứng dụng cho robot y tế

Thông tin bài viết

Dạng bài viết:

Thông tin khoa học

DOI:

<https://doi.org/10.58845/jstt.utt.2026.vn.6.5.220-240>

***Tác giả liên hệ:**

Địa chỉ Email:

giangnh3@huce.edu.vn

Ngày nộp bài: 18/07/2026

Ngày nộp bài sửa: 09/09/2026

Ngày chấp nhận: 14/09/2026

Lương Ngọc Ánh¹, Nguyễn Thị Khánh Huyền², Lý Hoàng Hiệp³, Nguyễn Hoàng Giang^{1*}

¹Khoa Cơ khí, Trường Đại học Xây dựng Hà Nội, số 55 đường Giải Phóng, phường Bạch Mai, Hà Nội, Việt Nam

²Khoa Cơ khí, Trường Đại học Kinh tế Kỹ thuật Công nghiệp, số 454-456 đường Minh Khai, phường Vĩnh Tuy, Hà Nội, Việt Nam

³Khoa Cơ điện tử, Trường Cơ khí, Đại học Bách khoa Hà Nội, số 1 đường Đại Cồ Việt, phường Bạch Mai, Hà Nội, Việt Nam

Tóm tắt: Phản hồi xúc giác đóng vai trò then chốt trong việc nâng cao hiệu suất điều khiển robot từ xa, đặc biệt đối với hệ thống robot hỗ trợ y tế. Tuy nhiên, chi phí cao, độ ổn định thấp và sự đánh đổi giữa hiệu năng và khả năng tích hợp phần cứng vẫn là rào cản lớn cho ứng dụng thực tế. Bài báo này tổng quan các công nghệ tái tạo phản hồi xúc giác da cho hệ thống robot y tế, đề xuất khung phân loại đa chiều theo cơ chế chấp hành, phương thức tiếp xúc và mức độ kiểm chứng, đồng thời đối chiếu thông số kỹ thuật của 17 thiết bị tiêu biểu trên cùng một hệ quy chiếu thống nhất. Kết quả cho thấy 15/17 thiết bị mới dừng ở mức nguyên mẫu hoặc thử nghiệm cảm nhận trên người khỏe mạnh, chưa thiết bị nào có dữ liệu thử nghiệm lâm sàng trên bệnh nhân, và chỉ ra các khoảng trống cần giải quyết để tiến tới ứng dụng lâm sàng thương mại.

Từ khóa: phản hồi xúc giác; phản hồi xúc giác bề mặt; tái tạo xúc giác da; robot y tế; thiết bị y tế; điều khiển robot từ xa.

1. Giới thiệu

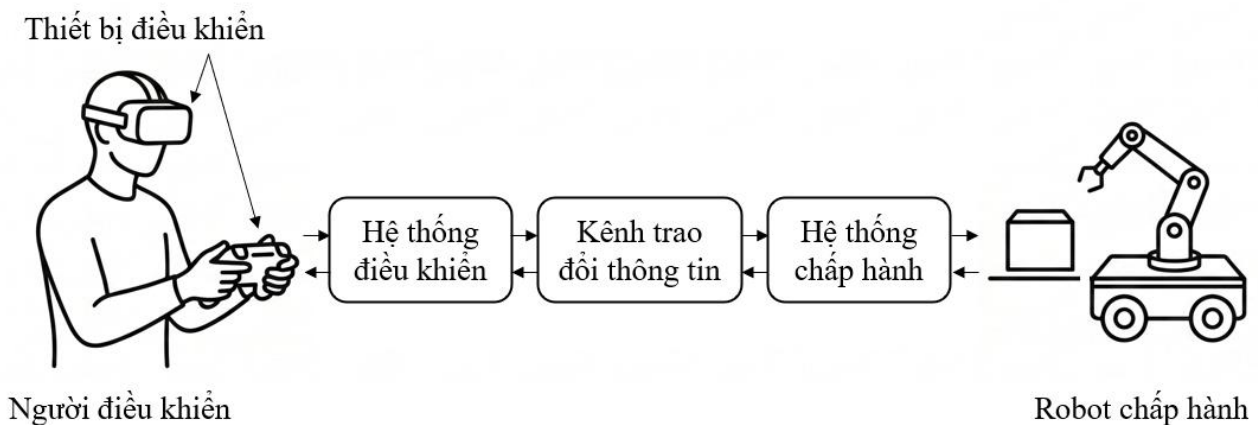
Ngày nay, các hệ thống robot là một công cụ thiết yếu, hỗ trợ con người thực hiện các công việc phức tạp, nguy hiểm hoặc yêu cầu độ chính xác cao [1, 2]. Hệ thống này không chỉ giúp tối ưu hóa quy trình sản xuất mà còn nâng cao an toàn và hiệu quả lao động (hình 1). Trong lĩnh vực công nghiệp, hệ thống robot được áp dụng rộng rãi để xử lý các công việc khó khăn và độc hại như khai thác mỏ, lắp ráp linh kiện vi mô, kiểm tra và bảo trì trong môi trường độc hại [3]. Trong sản xuất ô tô, các hệ thống này có thể thực hiện các nhiệm vụ hàn hoặc sơn ở những vị trí khó tiếp cận, giúp giảm thời gian dừng máy. Trong các lĩnh vực khác, robot hỗ trợ

tích cực các hoạt động như khám phá vũ trụ [4], khám phá đại dương [5], mô phỏng trong thế giới ảo [6]. Đặc biệt trong lĩnh vực y tế, hệ thống robot hỗ trợ đóng vai trò then chốt trong phẫu thuật [7], chẩn đoán và điều trị bệnh [8] hay hỗ trợ phục hồi chức năng [9]. Với những ca phẫu thuật khó như can thiệp tim mạch hay sọ não, hệ thống giúp tăng độ chính xác, giảm thời gian phẫu thuật và tỷ lệ biến chứng, đồng thời cho phép chuyên gia tham gia, hỗ trợ hoặc trực tiếp phẫu thuật từ xa [10]. Những ưu điểm này đã đưa hệ thống robot hỗ trợ trở thành một công nghệ quan trọng và là lĩnh vực nghiên cứu trọng điểm trong kỷ nguyên Công nghiệp 4.0, thu hút sự quan tâm rộng rãi của cộng

đồng khoa học. Trong điều khiển robot, phản hồi xúc giác được xem là một yếu tố then chốt giúp nâng cao độ chính xác, an toàn và hiệu quả vận hành [11].

Bằng cách tái tạo các tương tác vật lý từ robot vận hành tới người điều khiển, công nghệ này góp phần thu hẹp khoảng cách giữa môi trường thực tế và cảm nhận của người điều khiển. Các nghiên cứu cho thấy việc bổ sung phản hồi xúc giác giúp giảm thao tác dư thừa, đồng thời cải thiện tốc độ và độ chính xác của thao tác, đặc biệt quan trọng trong các nhiệm vụ tinh vi như khâu mô phẫu thuật [12]. Trong lĩnh vực y tế, phản hồi xúc

giác hỗ trợ bác sĩ kiểm soát thao tác tốt hơn, giúp giảm tổn thương, rút ngắn thời gian phẫu thuật và nâng cao sự an toàn cho bệnh nhân [13]. Đối với các nhiệm vụ thám hiểm, phản hồi xúc giác phát huy hiệu quả trong việc giảm va chạm và duy trì hiệu quả thao tác ngay cả khi tồn tại độ trễ lớn. Ở phạm vi rộng hơn, các nghiên cứu từ Cơ quan Vũ trụ Châu Âu cho thấy tiềm năng của phản hồi lực trong nhiệm vụ thám hiểm không gian [14]. Ngoài ra, việc tích hợp phản hồi xúc giác trong các hệ thống đặc thù giúp người dùng tăng niềm tin vào hệ thống và do đó, cải thiện hiệu năng tổng thể [15, 16].



Hình 1. Hệ thống robot điều khiển từ xa

Mặc dù mang lại nhiều lợi ích tiềm năng, các hệ thống điều khiển robot thương mại hiện nay vẫn chủ yếu dựa trên phản hồi thị giác hoặc chỉ cung cấp phản hồi xúc giác ở mức độ hạn chế. Sự thiếu hụt này bắt nguồn từ hai rào cản kỹ thuật chính của công nghệ phản hồi xúc giác: chi phí đầu tư cao và rủi ro gây mất ổn định hệ thống [17]. Để nâng cao tính tự nhiên của phản hồi xúc giác mà vẫn đảm bảo tính ổn định, các nghiên cứu gần đây tập trung vào tái tạo xúc giác bề mặt thay vì cảm giác vận động [18]. Trong khi cảm giác vận động cung cấp thông tin về trạng thái động học và lực tác động thông qua các tín hiệu từ cơ và khớp, thì xúc giác bề mặt lại đóng vai trò then chốt trong việc nhận diện các đặc tính không gian của vật thể như hình dạng, cạnh, nhiệt độ và kết cấu. Các bằng chứng thực nghiệm khẳng định rằng việc truyền tải các thông tin xúc giác bề mặt không chỉ đảm bảo tính

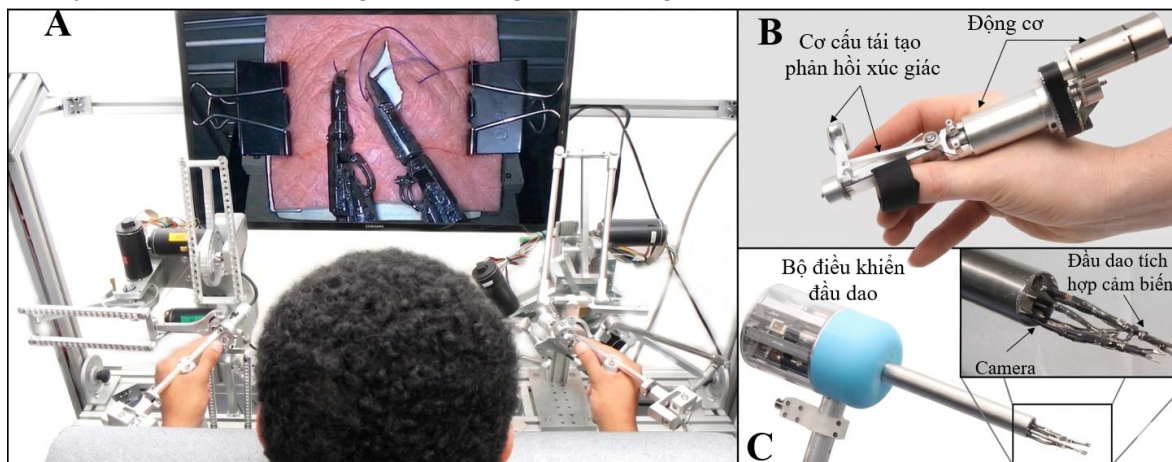
ổn định tuyệt đối cho hệ thống mà còn cung cấp luồng thông tin phản hồi hiệu quả và đa dạng. Cụ thể, phương thức này đã được chứng minh giúp cải thiện chất lượng thông tin phản hồi [19], hỗ trợ các thao tác tinh vi [20], tăng độ chính xác trong cầm nắm [21], đồng thời tối ưu hóa khả năng nhận biết hình dạng vật thể [22] (hình 2).

Bên cạnh khả năng cung cấp thông tin xúc giác phong phú, công nghệ phản hồi xúc giác bề mặt còn giải quyết hiệu quả sự đánh đổi giữa hiệu năng vận hành và kích thước thiết bị. Đây là yếu tố cốt lõi trong các ứng dụng có ràng buộc nghiêm ngặt về không gian phần cứng, điển hình là lĩnh vực y tế. Trong phẫu thuật robot, việc tích hợp các cơ cấu phản hồi lực truyền thống vào các dụng cụ như dao mổ hay ống nội soi thường làm tăng đáng kể kích thước của cơ cấu, từ đó làm hạn chế không gian chuyển động và độ linh hoạt của thiết bị. Thêm

vào đó, yêu cầu khắt khe về tiêu chuẩn vô trùng trong y tế cũng gây cản trở việc triển khai các cơ cấu truyền thống. Những hạn chế trên đã thúc đẩy sự phát triển mạnh mẽ của công nghệ phản hồi xúc giác bề mặt như một giải pháp thay thế đầy triển vọng. Ví dụ, các hệ thống gắng tay y tế ứng dụng công nghệ vi khí nén để tái tạo các kích thích như lực bóp, nén hoặc rung khi dụng cụ phẫu thuật tiếp xúc với mô [10].

So với các tay cầm phản hồi lực cồng kềnh, giải pháp này sở hữu thiết kế nhỏ gọn, dễ dàng sử

dụng và di chuyển, đồng thời giảm thiểu nguy cơ mất ổn định hệ thống nhờ cơ chế chỉ tái tạo tín hiệu kích thích cục bộ trên bề mặt da. Nhờ những ưu thế về kích thước và khả năng ứng dụng vật liệu linh hoạt, các cơ cấu tái tạo phản hồi xúc giác bề mặt ngày càng phát triển mạnh mẽ dựa trên nhiều công nghệ khác nhau. Ngoài công nghệ vi khí nén, có thể kể đến các công nghệ khác ứng dụng trong lĩnh vực này như mảng phân tử xúc giác vi mô [23], cơ cấu áp điện [24], hợp kim nhớ hình [25], và chất lỏng từ tính [26].



Hình 2. Ứng dụng của cảm biến xúc giác trong robot hỗ trợ y tế: Hệ thống FLEXMIN (Phòng theo [20]).

A: Hệ thống điều khiển và tiếp nhận phản hồi. B: Thiết bị điều khiển và phản hồi xúc giác đeo tay. C: Dao mổ nội soi tích hợp cảm biến xúc giác

Ngoài lĩnh vực phẫu thuật lâm sàng, công nghệ này còn chứng minh hiệu quả vượt trội trong lĩnh vực hỗ trợ từ xa và đào tạo y khoa. Nhiều hệ thống huấn luyện tiên tiến đã được triển khai tại các phòng thí nghiệm và trung tâm đào tạo, điển hình như bút mô phỏng dao mổ tích hợp phản hồi rung hay gắng tay xúc giác phục vụ kỹ thuật khâu vết thương [27]. Các nghiên cứu thực nghiệm cho thấy, việc tương tác với các thiết bị tích hợp phản hồi xúc giác không chỉ giúp học viên nâng cao độ chính xác khi thao tác mà còn kiểm soát lực tốt hơn, tránh các tổn thương dư thừa lên mô non, đồng thời cải thiện rõ rệt khả năng chuyển giao kỹ năng từ môi trường mô phỏng sang phẫu thuật thực tế. Đặc biệt, với sự phát triển của trí tuệ nhân tạo (AI), các ứng dụng robot hỗ trợ y tế từ xa đã đạt được nhiều đột phá quan trọng. Bằng cách ứng dụng các mô hình học máy để dự đoán trước quỹ đạo dịch chuyển của dụng cụ và phản lực từ mô,

hệ thống có khả năng phán đoán tín hiệu xúc giác phản hồi trước khi tín hiệu thực tế truyền về phía người điều khiển. Phương pháp này giúp các hệ thống điều khiển từ xa bù trễ thời gian thực một cách hiệu quả, đảm bảo tính liên tục, trực quan và an toàn cho các ca phẫu thuật khó, nơi mà người phẫu thuật không thể tiếp cận trực tiếp bệnh nhân [28]. Các ứng dụng AI trong lĩnh vực này thuộc nhiều hướng riêng biệt: ước lượng lực tiếp xúc từ tín hiệu gián tiếp, nhận dạng loại mô hoặc độ cứng, nén và mã hóa tín hiệu xúc giác để giảm băng thông truyền, dự đoán quỹ đạo nhằm bù trễ thời gian thực, và cá nhân hóa cường độ phản hồi theo từng người dùng, mỗi hướng có yêu cầu dữ liệu đầu vào/đầu ra và tiêu chí đánh giá độ chính xác khác nhau.

Mặc dù đã có một số tổng quan trước đây về thiết bị tái tạo phản hồi xúc giác đeo tay, các công trình này chủ yếu liệt kê thiết bị theo nguyên lý chấp

hành hoặc theo từng ứng dụng riêng lẻ (VR, điều hướng...), chưa xây dựng một khung phân loại thống nhất cho phép so sánh trực tiếp giữa các công nghệ theo nhiều tiêu chí đồng thời. Đóng góp của bài tổng quan này là: (i) hệ thống hóa các công nghệ tái tạo phản hồi xúc giác da theo khung phân loại đa chiều, gồm loại cảm giác tái tạo, cơ chế chấp hành, phương thức tiếp xúc, vị trí tác động, dạng thiết bị và mức độ kiểm chứng ứng dụng; và (ii) đối chiếu các thông số kỹ thuật đã công bố (lực, hành trình, băng thông, độ phân giải...) trên cùng một hệ quy chiếu, hỗ trợ người thiết kế hệ thống robot y tế lựa chọn công nghệ phù hợp với từng ràng buộc ứng dụng cụ thể.

2. Phương pháp tổng quan tài liệu

Đây là một bài tổng quan tường thuật không tuân theo quy trình PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta Analyses – Thứ tự ưu tiên cho bài tổng quan hệ thống và phân tích tổng hợp). Quá trình tìm kiếm và lựa chọn tài liệu được thực hiện như sau:

Cơ sở dữ liệu: Google Scholar, kết hợp công cụ hỗ trợ sàng lọc và tổng hợp tài liệu bằng AI (Elicit) nhằm mở rộng phạm vi tìm kiếm và phát hiện các nghiên cứu liên quan.

Chuỗi từ khóa: kết hợp các thuật ngữ "haptic feedback" (phản hồi xúc giác), "cutaneous feedback" (phản hồi xúc giác bề mặt), "tactile display" (tái tạo xúc giác da), "wearable haptics" (thiết bị tái tạo xúc giác đeo được), "force feedback" (phản hồi lực), "surgical robotics" (robot phẫu thuật), "medical robot" (robot y tế),

"vibrotactile" (rung xúc giác), "electrotactile" (kích thích điện), "teleoperation" (điều khiển từ xa) theo các tổ hợp Boolean (AND/OR).

Khoảng thời gian: ưu tiên công bố trong giai đoạn 2021–2026; một số công trình nền tảng trước 2021 được đưa vào khi có giá trị tham chiếu quan trọng cho cơ sở lý thuyết (ví dụ các nghiên cứu sinh lý học xúc giác, mô hình điều khiển song phương kinh điển). Ngày kết thúc tìm kiếm là ngày 24/04/2026.

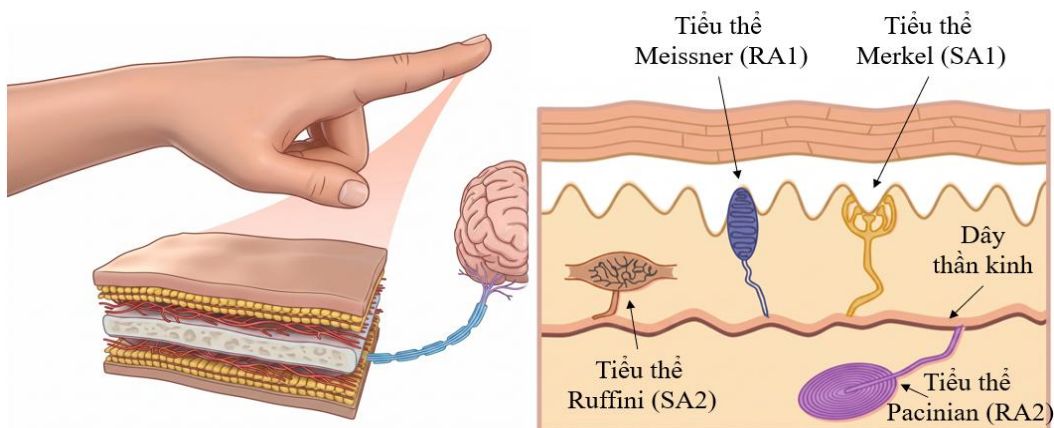
Tiêu chí lựa chọn: (1) công bố trên tạp chí/hội nghị có bình duyệt; (2) trình bày rõ nguyên lý chấp hành và/hoặc thông số kỹ thuật định lượng của thiết bị xúc giác; (3) liên quan trực tiếp đến ứng dụng y tế, phẫu thuật, đào tạo y khoa, phục hồi chức năng, hoặc là công nghệ nền tảng có tiềm năng ứng dụng trong các lĩnh vực này.

Tiêu chí loại trừ: tài liệu không có dữ liệu kỹ thuật cụ thể (chỉ mang tính khái niệm/marketing); trùng lặp nội dung với công trình đã chọn của cùng nhóm tác giả; không truy cập được toàn văn.

Quy trình sàng lọc: đọc tiêu đề/tóm tắt để loại kết quả không liên quan; đọc toàn văn các tài liệu còn lại để trích xuất thông số kỹ thuật; số liệu trong Bảng 1 được đối chiếu trực tiếp với tài liệu gốc để tránh sai lệch đơn vị/đại lượng.

Hạn chế của phương pháp: do không theo PRISMA đầy đủ (không ghi nhận số lượng tài liệu ở từng bước sàng lọc, không có hai người đánh giá độc lập), bài tổng quan có thể mang thiên lệch chủ quan trong lựa chọn tài liệu.

3. Cơ sở sinh học của hệ thống xúc giác



Hình 3. Các tiểu thể xúc giác trên đầu ngón tay

Xúc giác là một trong những hệ thống giác quan phát triển sớm ở con người, đóng vai trò quan trọng trong nhận thức, tương tác xã hội và định hướng không gian. Vì vậy, việc hiểu rõ cơ sở sinh học của xúc giác trong cơ thể con người là nền tảng cần thiết để thiết kế các hệ thống phản hồi xúc giác một cách tự nhiên và hiệu quả.

Làn da con người chứa mạng lưới các tiểu thể cơ học đa dạng với đặc tính chuyên biệt về loại kích thích, độ nhạy tần số và khả năng thích nghi [29] (hình 3). Cụ thể, các tiểu thể Meissner (RA1) nhạy với rung động tần số thấp (30–50 Hz) và các tiếp xúc động nhẹ, tập trung chủ yếu ở vùng da không lông như đầu ngón tay và môi. Các tiểu thể Pacinian (RA2) phản ứng mạnh với rung động tần số cao (250–350 Hz), hỗ trợ nhận dạng kết cấu thô và cảm nhận lực tiếp xúc. Trong khi đó, các tiểu thể Ruffini (SA2) nhạy với sự kéo giãn da và lực duy trì, đóng vai trò quan trọng trong việc điều chỉnh lực cầm nắm và nhận diện hướng lực; còn các tiểu thể Merkel (SA1) lại nhạy với lực tĩnh và các cạnh sắc, góp phần nhận dạng chính xác hình dạng cũng như kết cấu vi mô của bề mặt [30]. Sự phối hợp nhịp nhàng của các thụ thể này quyết định khả năng phân giải không gian đạt mức xấp xỉ 1 mm tại đầu ngón tay với độ trễ phản hồi cực thấp (dưới 20 ms), cho phép con người cảm nhận các tiếp xúc ở mức độ vi mô một cách tinh tế [18].

Bên cạnh các yếu tố cơ học, hệ thống xúc giác còn được hỗ trợ bởi các thụ thể nhiệt chuyên biệt, bao gồm các thụ thể nóng và lạnh có chức năng phát hiện sự thay đổi nhiệt độ cục bộ và truyền dẫn tín hiệu về hệ thần kinh trung ương [31]. Các thụ thể này hoạt động dựa trên các kênh ion thuộc họ TRP, tiêu biểu là TRPV (như TRPV1 liên quan đến cảm giác nhiệt cao) và TRPM8 (liên quan đến cảm giác lạnh). Thông tin nhiệt sau đó được xử lý qua đồi thị và truyền đến vùng vỏ não, nơi các đặc tính như nhiệt độ và sự biến đổi nhiệt của vật liệu được phân tích để hình thành nhận thức đầy đủ về đối tượng tương tác [32]. Dưới góc độ kỹ thuật, các giới hạn sinh học này xác định các giới hạn thiết kế cho các hệ thống phản hồi xúc giác: Rung động tần số thấp đến trung bình kích

hoạt RA-I cho hiện tượng trượt hoặc tiếp xúc, trong khi dải tần 150–300 Hz kích thích RA-II để cảm nhận kết cấu bề mặt [33]. Sự căng và trượt trên bề mặt da tác động vào SA-II cung cấp các tín hiệu quan trọng về vị trí và hướng chuyển động trong không gian. Để tối ưu hóa độ chân thực và cảm giác tiếp xúc liên tục trong tương tác, hệ thống đòi hỏi một tần số điều khiển cao, với tần số cập nhật tối thiểu đạt 100 Hz. Tần số này đảm bảo khả năng đáp ứng tức thời đối với các biến đổi động lực học, đồng thời ngăn chặn hiện tượng trễ tín hiệu gây phá vỡ cảm giác liên tục. Ngoài ra, bên cạnh tính liên tục và sự ổn định hệ thống, độ “trong suốt” của thiết bị cũng là một tính chất kỹ thuật quan trọng cho các thiết bị phản hồi xúc giác. Hệ thống điều khiển cần triệt tiêu lực cản hoặc nhiễu hệ thống một cách nhanh nhất có thể. Điều này đảm bảo người sử dụng có thể cảm nhận được thông tin xúc giác phản hồi một cách chính xác và kịp thời [34].

Để hiện thực hóa những yêu cầu trên, các cơ cấu tái tạo xúc giác hiện đại đã khai thác đa dạng các nguyên lý vật lý, từ rung cơ học, phản hồi lực thông qua trở kháng, biến đổi điện-nhiệt, kích thích sóng âm và biến dạng của vật liệu thông minh [23–26]. Các phương pháp này được thiết kế để tác động có chọn lọc lên các hệ thống thụ thể cơ học ở cả tầng nông và tầng sâu của da, từ đó tái tạo những thông tin xúc giác riêng biệt phù hợp với từng mục đích cụ thể. Việc lựa chọn nguyên lý thiết kế thường dựa trên sự cân bằng giữa mức độ thông tin phản hồi, tốc độ phản hồi, tính cơ động hay tính ứng dụng trong từng điều kiện cụ thể.

4. Hệ thống tái tạo phản hồi xúc giác

Dựa trên cơ chế vật lý dùng để tái tạo cảm giác xúc giác lên bề mặt da, các cơ cấu tái tạo phản hồi xúc giác trong các hệ thống đeo được hiện đại được phân loại thành năm nhóm chính: (1) phản hồi cơ học tiếp xúc, (2) phản hồi rung, (3) phản hồi kích thích điện, (4) phản hồi không tiếp xúc và (5) phản hồi đa phương thức. Các nghiên cứu thuộc năm nhóm trên được trình bày ở phần dưới nhằm tạo cơ sở cho công việc đánh giá, lựa chọn và thiết kế các hệ thống phản hồi xúc giác bề mặt ứng dụng trong y tế.

4.1. Phản hồi cơ học tiếp xúc

Phản hồi cơ học tiếp xúc là phương thức tái tạo xúc giác lâu đời và được sử dụng rộng rãi nhất. Nguyên lý hoạt động của phương pháp này là tác dụng trực tiếp các lực cơ học lên bề mặt da thông qua các cơ cấu chuyển động. Các nghiên cứu trong nhóm này có thể chia thành ba hướng chính bao gồm: cơ chế biến dạng bề mặt da, màng kim hiển thị hình dáng và phản hồi cảm giác vận động.

4.1.1. Cơ chế biến dạng bề mặt da

Cơ chế biến dạng bề mặt da tạo cảm giác xúc giác bằng cách tác dụng các lực trực tiếp lên đầu ngón tay theo các phương khác nhau. Dựa trên hướng của lực kích thích, các thiết kế hiện nay thường được phân thành ba nhóm: pháp tuyến, tiếp tuyến và biến dạng góc.

Kích thích pháp tuyến

Kích thích pháp tuyến tái tạo xúc giác bằng cách tác dụng lực vuông góc với bề mặt da (hình 4). Nhiều cơ cấu đã được phát triển nhằm tạo ra

các loại kích thích này với mức độ chính xác và cường độ lực khác nhau. Một trong những thiết kế tiên phong sử dụng hai động cơ servo để điều khiển hệ thống dây buộc ở đầu ngón tay, có khả năng thể hiện đồng thời lực pháp tuyến và lực tiếp tuyến lên đầu ngón tay với lực tác dụng tối đa 3 N [35]. Ngoài ra, thiết bị sử dụng cơ cấu điện-thủy khí có tên HASEL cũng được phát triển theo nguyên lý này.

Khi điện áp được tăng từ 2000 V đến 5000 V, chất điện môi lỏng bị đẩy về buồng chứa tiếp xúc đầu ngón tay, tạo ra lực tác dụng 3N với độ bơm phòng 1,5 mm và độ dịch chuyển tự do gần 5 mm. Thời gian đáp ứng bước đạt 32 ms, đủ để tái tạo các tín hiệu xúc giác nhanh trong tương tác thực tế ảo [36]. Các thiết bị kích thích pháp tuyến có ưu điểm là cấu trúc đơn giản và khả năng tái tạo cảm giác tiếp xúc rõ ràng. Tuy nhiên, việc tạo lực lớn trong khi vẫn duy trì kích thước nhỏ gọn và tính thoải mái khi đeo vẫn là thách thức đáng kể.



Hình 4. Các thiết bị sử dụng cơ chế kích thích pháp tuyến. A: Thiết bị găng tay HaptGlove (Phòng theo [37]). B: Thiết bị tái tạo xúc giác 3 bậc tự do (Phòng theo [35])

Kích thích tiếp tuyến

Kích thích tiếp tuyến tạo cảm giác ma sát và trượt bằng cách làm biến dạng bề mặt da theo phương song song với da. Đây là thành phần xúc giác quan trọng trong nhận biết chuyển động tương đối giữa tay và vật thể, đồng thời hỗ trợ điều hướng chuyển động. Tiêu biểu trong hướng nghiên cứu này là thiết bị hRing [38] sử dụng hai động cơ servo

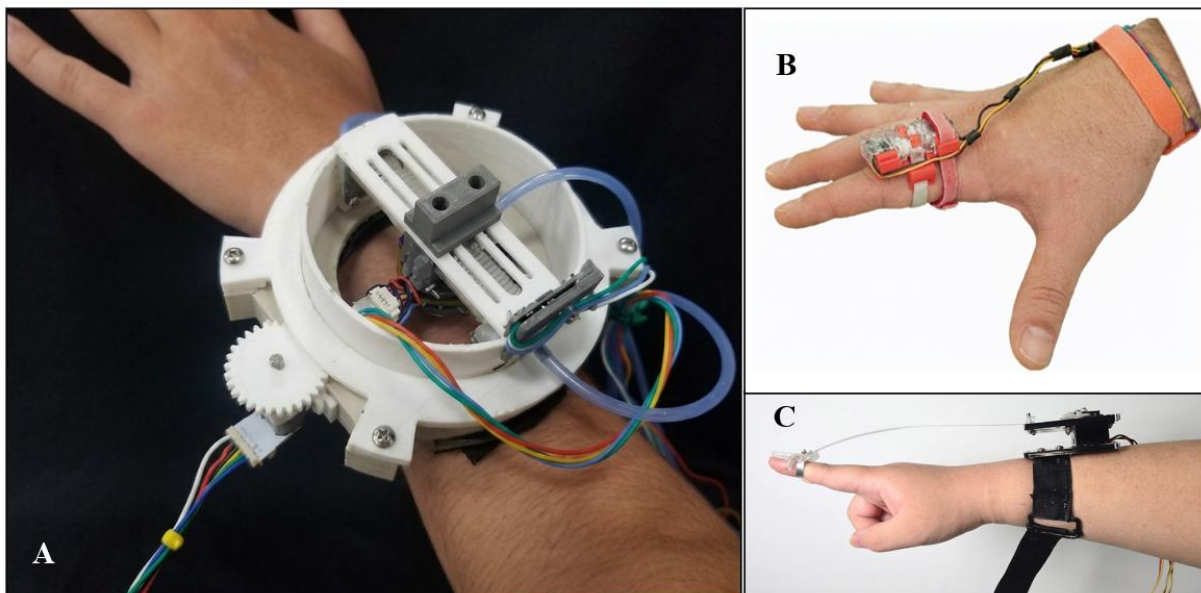
với khối lượng chỉ 15 g với kích thước nhỏ gọn, cho phép tích hợp trực tiếp trên ngón tay. Khi hai động cơ quay ngược chiều, đai tác động lên da tạo lực pháp tuyến; ngược lại, khi quay cùng chiều, đai sinh ra lực cắt tiếp tuyến với lực căng bề mặt đạt được $k = 0,5 \text{ N/mm}$. Kết quả đánh giá thực nghiệm trong môi trường VR cho thấy thiết bị hRing giúp cải thiện khả năng cảm nhận và hiệu suất thao tác

lần lượt khoảng 20% và 47% so với trường hợp không có phản hồi xúc giác. So với các cơ cấu kích thích pháp tuyến, hRing có ưu thế trong việc tái tạo cảm giác ma sát và trượt nhờ khả năng tạo lực tiếp tuyến trực tiếp lên bề mặt da. Tuy nhiên, việc sử dụng động cơ servo và cơ cấu đai truyền lực có thể làm tăng độ phức tạp cơ khí cũng như ảnh hưởng đến sự thoải mái khi đeo trong thời gian dài. Do đó, xu hướng nghiên cứu hiện nay tập trung vào việc giảm kích thước cơ cấu truyền động đồng thời duy trì khả năng tạo lực tiếp tuyến đủ lớn cho các ứng dụng thực tế.

Biến dạng góc

Biến dạng góc cung cấp thông tin về độ nghiêng và hướng của mặt phẳng tiếp xúc, một thông tin xúc giác quan trọng nhưng thường bị bỏ qua trong các thiết kế phản hồi xúc giác truyền thống (hình 5). Một trong những thiết bị tiêu biểu thuộc nhóm này là StringTouch [39]. Thiết bị sử dụng ba sợi dây nylon 0,2 mm để tạo thành một bề mặt tam giác tiếp xúc đầu ngón tay. Ba sợi dây được điều khiển độc lập bởi ba động cơ servo, cho phép thay đổi lực căng trên từng cạnh để tạo ra các dạng kích thích khác nhau. Khi một động cơ

hoạt động riêng lẻ, hệ thống tạo ra biến dạng góc; trong khi đó, sự phối hợp của hai hoặc ba động cơ có thể tái tạo kích thích pháp tuyến hoặc tiếp tuyến. Nhờ cấu hình này, StringTouch có khả năng cung cấp nhiều dạng thông tin xúc giác trên cùng một nền tảng phần cứng. Trong các thử nghiệm thực tế ảo như mô phỏng rót nước, chạm vào gấu bông hoặc vuốt trên bề mặt cong, thiết bị cho thấy khả năng tái tạo phản hồi xúc giác với độ chân thực cao. Kết quả này cho thấy việc bổ sung thông tin về độ nghiêng của bề mặt có thể cải thiện đáng kể trải nghiệm tương tác so với các thiết kế bao kín đầu ngón tay truyền thống. Tuy nhiên, việc tái tạo chính xác thông tin xúc giác của vật thể thực vẫn là một thách thức đối với các cơ cấu biến dạng bề mặt da. Phần lớn các thiết kế hiện nay không hướng tới việc thể hiện tất cả thông tin xúc giác mà tập trung vào việc truyền tải những thông tin chọn lọc, chẳng hạn như hình dạng, độ cứng hay các lực tác dụng lên vật thể. Các kết quả thực nghiệm cho thấy phản hồi biến dạng bề mặt da giúp người sử dụng cảm nhận và phân biệt được thông tin xúc giác cần truyền đạt, cũng như không làm sai lệch tính chất thông tin xúc giác [40, 41].



Hình 5. Các thiết bị sử dụng cơ chế biến dạng góc. A: Thiết bị đeo cổ tay (Phòng theo [40]). B: Thiết bị đeo ngón tay 2 bậc tự do (Phòng theo [38]). C: Thiết bị StringTouch (Phòng theo [39])

4.1.2. Cơ chế mảng phần tử hiển thị

Mảng phần tử hiển thị tái tạo đặc tính hình học của bề mặt vật thể thông qua các chốt hoặc

kim có khả năng chuyển động độc lập theo phương thẳng đứng (hình 6). Các thiết kế truyền thống thường sử dụng mảng 4×4 chốt (16 điểm), các

chốt được truyền động bằng hệ thống dây co dẫn linh hoạt. Một ví dụ tiêu biểu được trình bày trong nghiên cứu [42], sử dụng một mảng 5x5 chốt (25 điểm), mỗi chốt có đường kính 1,5 mm, hành trình tối đa 2 mm, khoảng cách giữa các điểm 2 mm. Mỗi chốt được gắn với bộ điều khiển dây gân có độ cứng 0,61 N/mm, cung cấp dải lực từ 0,61 N đến 1,83 N. Bộ điều khiển có khả năng điều khiển đến 0,012 mm giúp tái tạo bề mặt vật thể cũng như lực tác dụng lên bề mặt một cách chính xác. Ngoài ra, thiết bị còn tích hợp thêm chức năng rung để tạo cảm giác thô ráp bề mặt.

Tuy nhiên, các cơ cấu sử dụng dây truyền động thường gặp hạn chế về kích thước, khối lượng và khả năng mở rộng mật độ phần tử. Để khắc phục những vấn đề này, các nghiên cứu gần đây chuyển sang sử dụng cơ cấu chấp hành điện-thủy lực. Một ví dụ là thiết kế [43], sử dụng một mảng 4x4 chốt với các chốt là các bóng nước nhỏ. Thiết bị này có trọng lượng dưới 2 g, độ dày 200 μ m, diện tích bề mặt 1 cm² có khả năng tái tạo lực tiếp xúc lên đến 34 kPa và rung động tần số lên đến 700 Hz, cao hơn so với các thiết kế sử dụng hệ thống dây truyền động.

4.1.3. Cơ chế phản hồi lực ngón tay

Mặc dù bài tổng quan này tập trung vào phản hồi xúc giác da, một số thiết bị đầu ngón tay tạo lực cản ba chiều, về bản chất là phản hồi động học (kinesthetic feedback) cục bộ, vẫn được đề cập ở đây do thường được tích hợp cùng cơ chế biến dạng bề mặt da trong cùng một thiết bị lai (hybrid), khiến việc tách bạch hoàn toàn hai loại phản hồi trở nên khó khăn trong thực tế thiết kế. Cơ chế phản hồi lực ngón tay tạo ra lực cản lớn lên toàn bộ ngón tay hoặc bàn tay, nhằm mô phỏng độ cứng hoặc ngăn chặn chuyển động của vật thể. Khác với các cơ chế biến dạng bề mặt da tập trung vào tái tạo thông tin bề mặt và sự thay đổi tiếp xúc theo thời gian, cơ chế này thể hiện lực tiếp xúc/lực cản một cách trực tiếp. Một thiết bị điển hình sử dụng cơ chế này là thiết bị DeltaFinger được thiết kế dựa trên cơ cấu tam giác với ba chuỗi động học liên kết tại đế cố định bán kính 80 mm [44]. Mỗi chuỗi bao gồm ba liên kết kích thước 35 mm, 60 mm và 10

mm, truyền động bởi ba động cơ servo. Thiết kế này giúp tạo ra lực tuyến tính đến ngón trở với biên độ cực đại 0,8 N trong mặt phẳng ngang XY và 1,8 N theo trục Z.

Một hướng phát triển khác được ứng dụng trong phẫu thuật nội soi thể hiện qua hệ thống gắng tay HaptX [45]. Hệ thống gắng tay này tích hợp cả cơ chế phản hồi lực ngón tay và cơ chế biến dạng bề mặt da trong cùng cấu trúc. Sử dụng công nghệ vi lưu thay cho hệ thống động cơ servo truyền thống, gắng tay có thể tái tạo đồng thời cả lực cản vật lý lẫn kết cấu bề mặt của vật thể với độ chi tiết cao. Nhờ vậy, thiết bị giúp người dùng cảm nhận rõ rệt từ hình dáng, độ cứng/mềm của các khối chất rắn cho đến các chi tiết nhám, độ rung hoặc chuyển động vi mô trên bề mặt da tay một cách chân thực nhất.

4.2. Phản hồi rung xúc giác

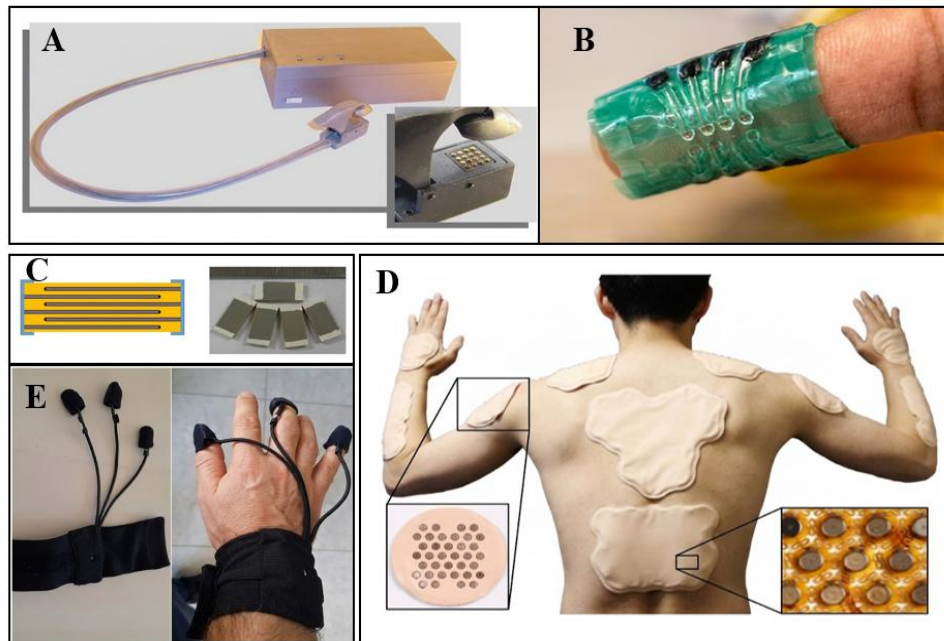
Phản hồi rung xúc giác sử dụng dao động cơ học tần số cao để kích thích chủ yếu các tiểu thể Pacinian (FA2, nhạy nhất ở 200–300 Hz) và thụ thể Meissner (FA1), mô phỏng kết cấu bề mặt, tín hiệu cảnh báo hoặc thông tin rung động theo tần số. So với phản hồi cơ học tiếp xúc, phương pháp này nổi bật với khả năng tích hợp mật độ cao trên diện tích lớn và thiết kế mỏng nhẹ.

4.2.1. Động cơ khối lệch tâm (ERM)

Một trong những cơ cấu chấp hành rung xúc giác đơn giản và chi phí thấp nhất hiện nay là động cơ ERM tạo lực rung bằng cách quay một khối lượng lệch tâm (như ở hình 6). Một ví dụ nghiên cứu tiêu biểu là nghiên cứu [46], trong đó 36 động cơ ERM với đường kính 7 mm, độ dày 2 mm, khối lượng 0,3 g và gia tốc rung tối đa 1,1 G tại tải 100 g. Thiết bị được đặt trên tấm nền co giãn với bước lưới 13 mm (0,73 cơ cấu/cm²). Lớp polyimide (20 μ m) với các đường dẫn đồng (18 μ m) kết nối bởi cấu trúc uốn lượn hình rắn (chiều rộng 700 μ m, góc cung 210°), đảm bảo hệ thống hoạt động khi bị kéo giãn dưới biến dạng 30% hoặc qua 500 chu kỳ kéo giãn 10%. Thiết bị có khả năng tái tạo rung động theo cả hướng pháp tuyến và hướng cắt, đảm bảo khả năng tái tạo thông tin rung động không chỉ ở

vùng da nhạy cảm mà còn ở vùng da khác như cánh tay và bụng. Xu hướng kết hợp đa phương thức trong một thiết bị đơn lẻ cũng được thể hiện

qua việc tích hợp động cơ ERM bên trong màng kim hiển thị 4×4 chốt để truyền đạt thông tin bề mặt chi tiết [42].



Hình 6. Các thiết bị cơ chế màng phần tử hiển thị và động cơ khối lượng lệch tâm. A: Thiết bị 4x4 truyền động dây (Phòng theo [42]). B: Thiết bị sử dụng cơ cấu điện-thủy lực (Phòng theo [43]). C: Thiết kế động cơ rung (Phòng theo [47]). D: Các động cơ rung đặt trên dán da (Phòng theo [46]). E: Hệ thống truyền tín hiệu điều khiển đến thiết bị rung đeo đầu ngón tay (Phòng theo [48])

4.2.2. Bộ kích động cộng hưởng tuyến tính (LRA)

LRA hoạt động dựa trên nguyên lý chuyển động tịnh tiến của khối lượng qua dẫn động điện từ tại tần số cộng hưởng, cung cấp phản hồi rung ổn định và dễ dàng điều khiển hơn so với ERM (hình 7). Một ví dụ tiêu biểu là hệ thống HapticPilot [49]. Thiết bị tích hợp 13 động cơ LRA gắn bên trong găng tay thể thao, đặt cách nhau ít nhất 15 mm. Bộ điều khiển bao gồm hai bo mạch họ ATmega328 với bộ ghép kênh TCA9548A để điều khiển 13 động cơ này. Một thuật toán tái tạo xúc giác được sử dụng để mô phỏng và tái tạo lại các thông tin xúc giác theo 1 và 2 chiều, giúp người sử dụng phân biệt được các tư thế của bàn tay con người.

Theo hướng tiếp cận sử dụng công nghệ áp điện, một bao ngón tay silicone mỏng (độ dày $170 \pm 5 \mu\text{m}$) tích hợp một nam châm hình trụ (đường kính 2 mm, độ dày 1 mm), được kích thích bởi dòng điện xoay chiều qua cuộn dây (83 vòng, điện trở

406 mΩ, độ tự cảm 126 μH tại 500 Hz, khối lượng 8,85 g). Thiết bị có thể tạo ra rung động với tần số từ 0,4 đến 10 Hz, lực đầu ra trên 1,6 N; tại tần số 500 Hz lực giảm còn 0,1 N nhưng vẫn trong ngưỡng cảm giác của con người [50]. Kết quả này cho thấy các bộ kích động sử dụng công nghệ áp điện có thể cung cấp phản hồi rung mạnh mẽ trong khi vẫn duy trì tính mềm dẻo và khả năng đeo được (hình 7) [51, 52].

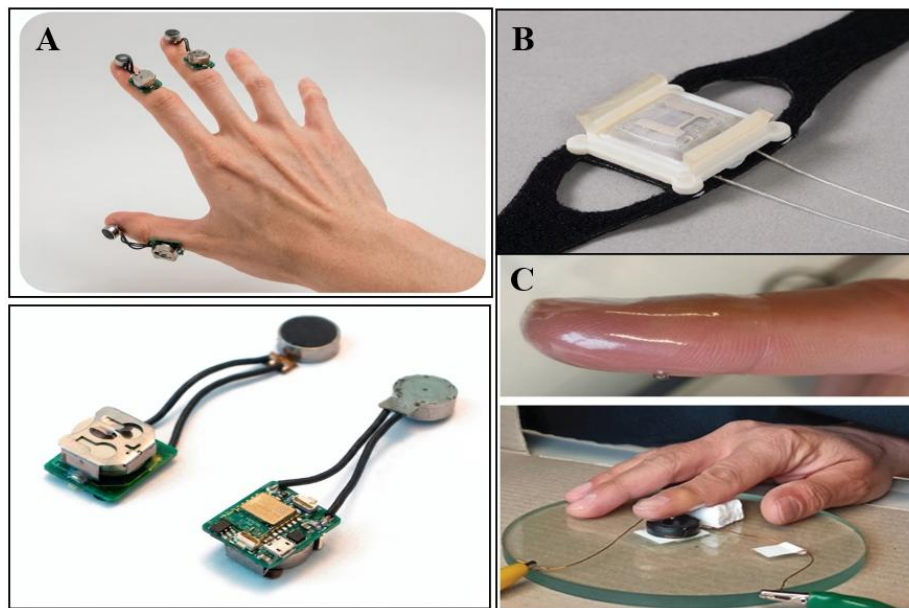
4.3. Phản hồi kích thích điện

Phản hồi kích thích điện không sử dụng cơ cấu truyền động cơ học, thay vào đó kích thích trực tiếp vào các thụ cảm của con người bằng dòng điện. Tín hiệu điện truyền qua da đến dây thần kinh và được não bộ diễn giải thành cảm giác xúc giác. Phương pháp này nổi bật với thiết kế siêu mỏng, mật độ phân giải cao và không yêu cầu cơ cấu chuyển động (hình 8). Trong một nghiên cứu gần đây, một màng 5×5 (25 chốt kim loại hình bán cầu có bán kính 1 mm, khoảng cách điểm cực là 4 mm) được đặt trong bao ngón tay bằng cao su [53]. Kỹ

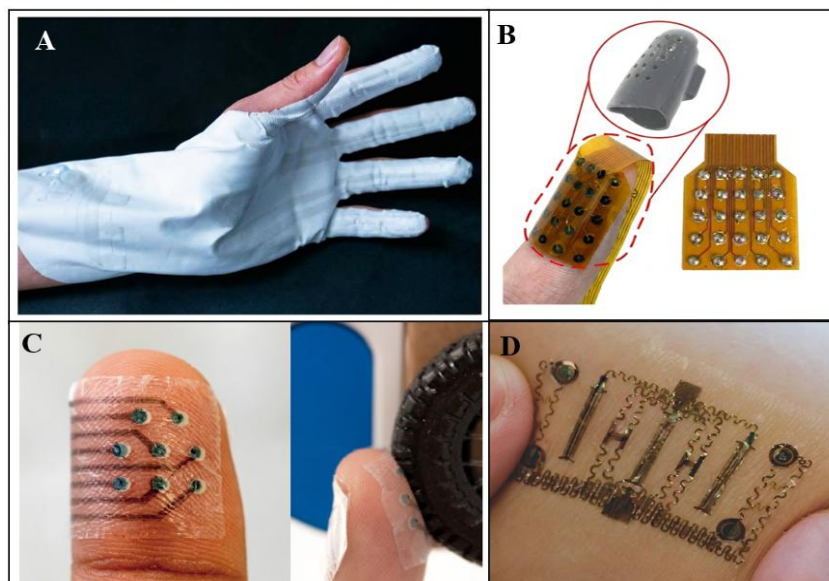
thuật điều chế dòng điện tần số cao (10 kHz) sử dụng hai dòng điện AC lệch pha 180° cho phép kích thích điện trong khoảng 13–28 V để gọi lên cảm giác từ chạm nhẹ đến kim châm. Thiết bị này có mật độ 25 điểm/đầu ngón tay với điện áp tối đa 30 V, với độ phân giải 76 điểm/cm², có khả năng tác động trực tiếp vào các thụ cảm thần kinh SA1 ở đầu ngón tay. Ở quy mô lớn hơn, nghiên cứu [54] đã giới thiệu công nghệ vải xúc giác tích hợp toàn diện (FIBHT). Hệ thống này sử dụng mảng điện

cực 128 kênh trên nền sợi poly SBS có độ dày 100 μm . Khoảng cách giữa các điểm cực là 4,5 mm với độ phân giải là 1 pixel/cm² trên toàn bộ bàn tay và 2,26 pixel/cm² tại vùng đầu ngón tay. Bộ điều khiển gồm bốn bộ chuyển mạch HV2801 được ghép kênh để điều khiển 128 kênh này.

Kết quả thử nghiệm với 12 tình nguyện viên xác nhận người sử dụng nhận biết chính xác vị trí và thông tin xúc giác động học được tái tạo trên bàn tay.



Hình 7. Các thiết bị bộ kích động cộng hưởng tuyến tính (LRA). A: Hệ thống Haplets (Phỏng theo [51]). B: Thiết bị đeo CUTE (Phỏng theo [52]). C: Thiết bị vỏ bọc ngón tay (Phỏng theo [50])



Hình 8. Các thiết bị sử dụng phản hồi kích thích điện. A: Hệ thống FIBHT (Phỏng theo [54]). B: Thiết bị sử dụng mảng chốt 5x5 (Phỏng theo [53]). C&D: Các màng mỏng kim loại hoặc vật liệu dẫn điện composite (Phỏng theo [55])

4.4. Phản hồi không tiếp xúc

Phản hồi không tiếp xúc tái tạo thông tin xúc giác mà không yêu cầu người dùng đeo hoặc tiếp xúc với bất kỳ thiết bị nào, mang lại sự tự do vận động và không gian tương tác rộng. Hai cơ chế chính được nghiên cứu là sóng siêu âm hội tụ và tia khí nén.

4.4.1. Sóng siêu âm hội tụ (UMH)

Sóng siêu âm hội tụ khai thác áp suất bức xạ âm học để tạo điểm hội tụ chính xác trong không gian, đạt độ phân giải xấp xỉ 8,6 mm tại 20°C, tần số 40 kHz với độ trễ không đáng kể. Tuy nhiên, cường độ sóng âm hội tụ không đủ để cung cấp áp lực liên tục (<1 mN), mà phù hợp hơn cho rung động nhất thời hoặc thông tin động học khi tiếp xúc chi tiết. Một hướng phát triển đáng chú ý khác là hệ thống Ultraboard [56]. Đây là một thiết bị phản hồi xúc giác có khả năng tái tạo thông tin theo thời gian thực và bám theo chuyển động của bàn tay. Hệ thống sử dụng cơ cấu dịch chuyển vật lý mỏng đầu dò siêu âm để đồng bộ với vị trí ngón tay trong không gian 3 chiều, đạt độ chính xác trong khoảng 3 cm. Công nghệ này phù hợp cho các ứng dụng cảnh báo từ xa, tương tác với đối tượng ảo và điều khiển trong môi trường thực tế ảo (VR), nơi khả năng đồng bộ thông tin về vị trí giữa thiết bị và môi trường ảo được đề cao.

4.4.2. Tia khí nén

Hạn chế lớn nhất của công nghệ UMH là áp lực tái tạo không cao. Để khắc phục vấn đề này, nhiều nghiên cứu đã sử dụng tia khí nén với áp suất cao, nhằm tạo phản hồi xúc giác mạnh mẽ trong khi vẫn duy trì tính chất không tiếp xúc. Trong nghiên cứu [57], một thiết bị khí nén di động có khả năng tạo ra lực 6 N, lớn hơn gần 6.000 lần so với công nghệ UMH (<1 mN). Độ phân giải không gian đạt được khoảng 3 cm, tương đương với hệ thống Ultraboard [56]. Hệ thống tích hợp khả năng điều khiển vị trí chính xác và áp lực khí nén linh hoạt. Ngoài ra, không khí có thể mang thông tin về nhiệt độ và mùi hương, mở rộng thêm dải thông tin có thể tái tạo. Việc sử dụng hệ thống khí nén thay vì các thiết bị tạo sóng âm cũng giúp giảm độ phức tạp của phần cứng và tăng khả năng ứng dụng vào

thực tế.

4.5. Phản hồi đa phương thức

Phản hồi đa phương thức kết hợp đồng thời kích thích cơ học, điện/điện từ và cảm giác về nhiệt độ vật thể để tăng tính chân thực (hình 9). Phương pháp này đặc biệt hiệu quả khi mô phỏng các vật liệu có đặc tính nhiệt rõ rệt (kim loại, nước đá, gỗ) trong môi trường VR/AR. Một ví dụ tiêu biểu là hệ thống mang tên T2HI kết hợp hai cơ cấu hoạt động độc lập và đồng thời: (1) cơ cấu chấp hành tái tạo cảm giác va chạm dựa trên khí nén (YOCP) và (2) bộ tái tạo cảm giác nhiệt dựa trên phần tử nhiệt điện (TED) [58]. Cơ cấu YOCP có chiều dài 20 mm, hoạt động ổn định ở tần số 1 Hz, tốc độ đáp ứng tối đa đạt từ 2,0 đến 3,5 Hz.

Cơ cấu này có khả năng tạo các lực tải từ 0,26 đến 2,60 N tương ứng với biên độ biến dạng từ 1 đến 3 mm. Cơ cấu TED có khả năng tác động lên da trong dải từ 2°C đến 8°C so với nhiệt độ ban đầu, với tốc độ gia nhiệt từ 2,19 đến 4,49°C/giây. Tuy nhiên hệ thống này chưa có khả năng kiểm soát nhiệt tốt, đặc biệt ở chế độ làm mát. Về mặt ứng dụng, hệ thống được tích hợp vào môi trường VR qua giao tiếp Bluetooth không dây, thử nghiệm với 15 người tham gia xác nhận phản hồi đa phương thức giúp cải thiện đáng kể độ chân thực cảm nhận so với phản hồi đơn lẻ. Xu hướng đa phương thức còn thể hiện ở thiết bị mang tên W-FYD: kết hợp vải đàn hồi mỏng (độ dày nhỏ hơn 1 mm) với hai động cơ DC và cơ cấu khí nén [59]. So với các thiết kế truyền thống thì thiết bị này đã giảm đáng kể kích thước, chỉ còn 78×45×37 mm và trọng lượng chỉ 54 g. Thiết bị có khả năng tái tạo lực tác động trong khoảng 0,17–0,48 N/mm, và tần số rung 3 dB tại 2,28 Hz.

Nhìn chung, phản hồi đa phương thức đang trở thành xu hướng phát triển nhờ khả năng tích hợp nhiều phương pháp lên cùng một thiết bị nhỏ gọn và cung cấp thông tin xúc giác phong phú. Trong hướng phát triển này, thách thức lớn nhất là tích hợp nhiều kênh cảm giác trong cùng một thiết bị với kích thước nhỏ gọn, mức tiêu thụ năng lượng thấp và khả năng điều khiển ổn định [60, 61].

5. Ứng dụng phản hồi xúc giác bề mặt trong hệ thống robot y tế

Sự phát triển nhanh chóng của công nghệ phản hồi xúc giác đang thúc đẩy một xu hướng mới trong lĩnh vực robot y tế, nơi khả năng cảm nhận và truyền tải thông tin xúc giác ngày càng được tích hợp sâu vào các hệ thống hỗ trợ chẩn đoán, điều trị và đào tạo lâm sàng. Khác với các giao diện điều khiển truyền thống vốn chủ yếu dựa trên thông tin thị giác, các hệ thống phản hồi xúc giác hiện đại cho phép tái tạo chân thực các đặc tính cơ học của

mô sinh học như lực tiếp xúc, độ cứng hay độ đàn hồi theo thời gian thực.

Nhờ đó, bác sĩ có thể tương tác với môi trường điều trị một cách trực quan hơn, đồng thời tận dụng được độ chính xác cao của robot trong các thao tác y khoa phức tạp. Sự kết hợp giữa khả năng thao tác chính xác của robot và kinh nghiệm lâm sàng của con người không chỉ góp phần nâng cao độ an toàn cho bệnh nhân mà còn cải thiện hiệu quả điều trị và tỷ lệ thành công của các can thiệp y tế.

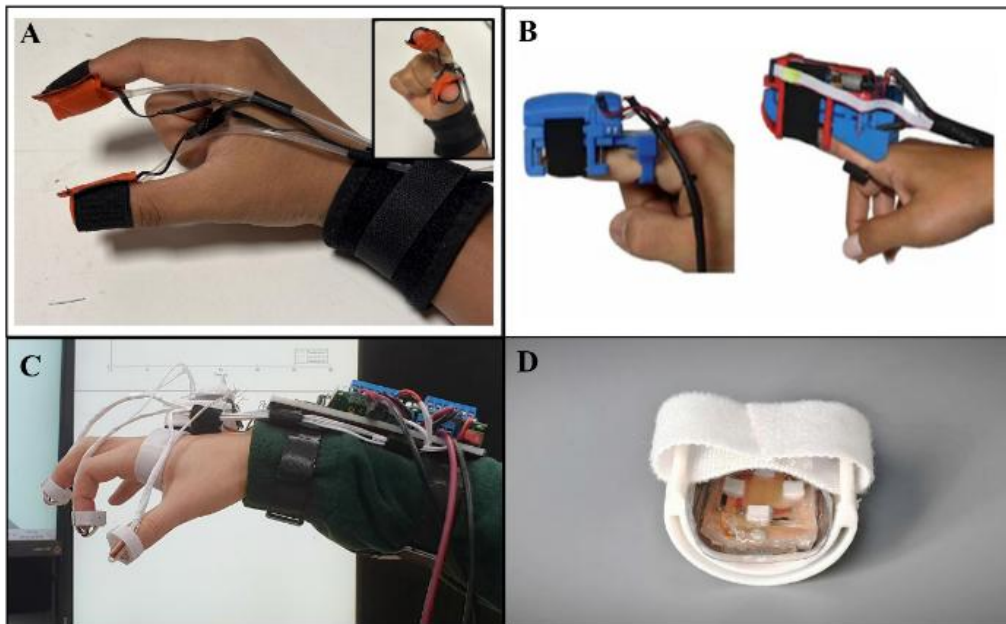
Bảng 1. Thông số kỹ thuật các công nghệ tái tạo xúc giác

Nhóm	Thiết bị	Cường độ/ Áp suất/Điện áp	Hành trình/ Tần số/Độ trễ	Thông số khác	Mức độ kiểm chứng	Tài liệu
1. PHẢN HỒI CƠ HỌC TIẾP XÚC						
1A Tiếp tuyến & Pháp tuyến	hRing		$d_z = 0,07\text{--}0,19\text{mm};$ $d_{x,y} = 0,08\text{--}0,26\text{mm}$	$31 \times 28 \times 12\text{mm};$ 15g	M2	[38]
1A Tiếp tuyến & Pháp tuyến	SuP-Ring	$p = 101,89$ kPa; hệ số nhay 15,4 và 39,02 kPa/N	$f = 4,5\text{Hz}$	Đeo tay	M3	[62]
1A Tiếp tuyến & Pháp tuyến	W-FYD AIR	0,17–0,48 N/mm	$d = 0\text{--}5,5\text{mm};$ $f = 2,28\text{Hz}$	$78 \times 45 \times 37\text{mm};$ 54g	M2	[59]
1A Tiếp tuyến & Pháp tuyến & Biến dạng góc	StringTouch	$F = 2,36\text{N}$	$d = 4\text{mm};$ $t = 0,11\text{s}$	Độ phân giải 0,2mm	M1	[39]
1B Màng phần tử hiển thị	Màn hình 4x4	$F = 0,61\text{--}1,83\text{N}$	$d = 2\text{mm};$ $f = 7\text{--}19\text{Hz}$	Độ phân giải 0,012mm; 30g	M1	[42]
1C Phản hồi lực ngón tay	DeltaFinger	$F = 1,8\text{N}$ (dọc); 0,8–0,9N (ngang) $F = 18\text{N};$		Bán kính làm việc 25mm	M2	[44]
1C Phản hồi lực ngón tay	HaptX Glove	ngưỡng tiếp xúc 35mN	$d = 2\text{mm}$	Chính xác < 1mm	M2	[45]
1C Phản hồi lực ngón tay	Găng tay vải phẫu thuật nội soi	$F \approx 1,5\text{N};$ 3,62N; 7,12N	$f = 5\text{Hz};$ $d_z = \pm 4\text{mm},$ $d_{x,y} = \pm 3\text{mm}$	$22 \times 100 \times 15\text{mm};$ 9,5g	M3	[63]

Bảng 1. (tiếp)

Nhóm	Thiết bị	Cường độ/ Áp suất/Điện áp	Hành trình/ Tần số/Độ trễ	Thông số khác	Mức độ kiểm chứng	Tài liệu
2. PHẢN HỒI RUNG XÚC GIÁC						
2A Động cơ khối lệch tâm ERM	Màng ERM		$f = 70\text{--}130\text{Hz}$; d $z = 0,23\text{mm}$, $dx, y = 0,86\text{mm}$; độ trễ $21\text{--}50\text{ms}$	Gia tốc rung $1,1\text{G}$; $33,7\text{g}$	M1	[46]
2B Bộ kích động cộng hưởng tuyến tính LRA	Bao ngón tay silicone	$F = 0,0033\text{N}$	$f = 10\text{--}1000\text{Hz}$ (tối ưu 300Hz); $t = 0,3\text{s}$	Độ chính xác nhận dạng $97,6\%$	M2	[52]
3. PHẢN HỒI KÍCH THÍCH ĐIỆN						
3A Phản hồi kích thích điện	Màng 5×5 FPC	Điện áp $13\text{--}28\text{V}$	$f = 4\text{kHz}$	Độ phân giải 76 điểm/ cm^2 ; 20 mức cường độ; nhận dạng kết cấu 98%	M2	[53]
3A Phản hồi kích thích điện	FIBHT	Điện áp tối đa 135V		Độ phân giải $2,26\text{ pixel}/\text{cm}^2$; nhận dạng mẫu động $\sim 90\%$	M2	[54]
4. PHẢN HỒI KHÔNG TIẾP XÚC						
4A Sóng siêu âm hội tụ (UMH)	Ultraboard	$L > 130\text{ dB SPL}$	$f = 200\text{Hz}$; thời gian đáp ứng tối đa 270ms	Độ phân giải điểm hội tụ $8,6\text{mm}$; 295g	M2	[56]
4B Tia khí nén	Hologram & Vòi phun	$F = 6\text{N}$		Độ phân giải không gian $\sim 3\text{cm}$	M1	[57]
5. PHẢN HỒI ĐA PHƯƠNG THỨC TÍCH HỢP NHIỆT						
5A Phản hồi đa phương thức	T2HI / T2HA	$F = 2,07\text{N}$	$d = 2,5\text{mm}$; $f = 5\text{Hz}$	Tốc độ gia nhiệt tối đa $4,55^\circ\text{C/s}$; $35\text{g}/\text{ngón}$	M2	[58]
5A Phản hồi đa phương thức	Màng EHA	$p = 34\text{kPa}$	$d = 2\text{mm}$; $f = 700\text{Hz}$; $t = 32\text{ms}$	2g	M1	[43]

Ghi chú: (i) Giá trị lực/áp suất/điện áp ghi theo đúng cách báo cáo của tài liệu gốc: dải a–b là dải làm việc, giá trị kèm "tối đa" là cực đại, các giá trị còn lại là giá trị danh định do nhóm nghiên cứu công bố. (ii) Các thông số cơ học được đo ở điều kiện thử nghiệm riêng của từng nghiên cứu, không quy về cùng một điều kiện chuẩn, nên chỉ mang tính tham chiếu tương đối. (iii) Mức độ kiểm chứng: M1: nguyên mẫu, mới đặc trưng hóa kỹ thuật; M2: có thử nghiệm cảm nhận trên người tình nguyện hoặc trong môi trường VR; M3: có thử nghiệm trên mô hình mô (phantom) mô phỏng nhiệm vụ y tế; M4: tiền lâm sàng hoặc lâm sàng trên bệnh nhân. (iv) Vị trí tác động và dạng thiết bị được thể hiện qua cột Nhóm và cột Thông số khác.



Hình 9. Các thiết bị sử dụng phản hồi đa phương thức tích hợp nhiệt. A: Thiết bị kết hợp phản hồi cơ học và nhiệt (Phỏng theo [60]). B: Thiết bị W-FYD (Phỏng theo [59]). C: Thiết bị kết hợp phản hồi cơ học và nhiệt (Phỏng theo [58]). D: Thiết bị T-Touch (Phỏng theo [61])

Trong lĩnh vực đào tạo y khoa, việc tích hợp phản hồi xúc giác với các nền tảng thực tế ảo (VR) và thực tế tăng cường (AR) đang trở thành xu hướng nổi bật nhằm xây dựng các môi trường mô phỏng có độ chân thực cao. Các hệ thống này cho phép học viên trải nghiệm cảm giác tương tác với mô và cơ quan sinh học trong quá trình thực hành, từ đó nâng cao khả năng nhận thức xúc giác và kỹ năng thao tác lâm sàng mà không gây rủi ro cho bệnh nhân thực. Chẳng hạn, trong đào tạo phẫu thuật thần kinh, công nghệ xúc giác có thể mô phỏng chính xác lực cản của nhu mô não và sự thay đổi trạng thái khi dụng cụ đi vào não thất [64]. Một thử nghiệm ngẫu nhiên có đối chứng, mù đôi trên 31 bác sĩ nội trú cho thấy nhóm được huấn luyện khoan xương trong VR có phản hồi xúc giác đạt sai số độ sâu khoan nhỏ hơn đáng kể so với nhóm không có phản hồi ($7,6 \pm 4,3$ mm so với $13,6 \pm 7,4$ mm; $p = 0,012$) và điểm đánh giá kỹ năng OSATS cao hơn (14 so với 8,5; $p = 0,0006$) [65]. Bên cạnh đó, sự kết hợp giữa phản hồi xúc giác và các thuật toán trí tuệ nhân tạo còn giúp đồng bộ hóa chính xác chuyển động thao tác với cảm nhận lực, tạo nên môi trường huấn luyện có tính tương tác và đắm chìm cao. Phần lớn các hệ thống này hiện dừng ở mức nguyên mẫu nghiên cứu hoặc

thử nghiệm trong môi trường VR, chưa được tích hợp vào chương trình đào tạo lâm sàng chính thức. Tuy vậy, việc đưa các thiết bị phản hồi xúc giác vào môi trường y tế thực tế còn đòi hỏi đáp ứng một loạt tiêu chí đặc thù mà môi trường phòng thí nghiệm hoặc VR không yêu cầu: khả năng khử khuẩn/vô trùng lặp lại nhiều lần, an toàn điện theo tiêu chuẩn thiết bị y tế, giới hạn lực/áp suất/nhiệt độ để tránh gây tổn thương mô hoặc kích ứng da khi sử dụng kéo dài, độ tin cậy cơ khí qua nhiều chu kỳ sử dụng, công thái học phù hợp để hạn chế mỏi cho bác sĩ, cơ chế phát hiện lỗi và dừng khẩn cấp khi thiết bị gặp sự cố, cùng khả năng hiệu chuẩn theo từng người dùng. Đây chính là khoảng cách lớn nhất giữa một nguyên mẫu nghiên cứu đạt hiệu năng tốt trong phòng thí nghiệm và một thiết bị y tế có thể triển khai lâm sàng thương mại, phần lớn công nghệ được khảo sát trong bài vẫn chưa có dữ liệu công khai về các tiêu chí này.

Xu hướng tích hợp phản hồi xúc giác cũng đang mở rộng mạnh mẽ sang lĩnh vực phục hồi chức năng vận động. Thông qua các thiết bị đeo thông minh và hệ thống robot hỗ trợ trị liệu, tín hiệu xúc giác được sử dụng để cung cấp phản hồi đa giác quan, thúc đẩy quá trình tái tổ chức thần kinh và phục hồi chức năng sau tổn thương. Các hệ

thống phục hồi chức năng thể hệ mới thường kết hợp phản hồi lực, thực tế ảo, tín hiệu cơ điện (EMG) và trí tuệ nhân tạo nhằm cá thể hóa quá trình điều trị cho từng người bệnh. Đặc biệt, việc tích hợp giao diện não – máy tính (BCI) với các môi trường tương tác xúc giác đã tạo điều kiện chuyển đổi từ mô hình trị liệu thụ động sang chủ động, góp phần nâng cao mức độ tham gia và động lực phục hồi của bệnh nhân [66]. Tuy nhiên, một tổng quan hệ thống trên 30 nghiên cứu hệ thống BCI-robot phục hồi chức năng bàn tay cho thấy 19/30 nghiên cứu vẫn ở giai đoạn nguyên mẫu hoặc tiền lâm sàng, cho thấy khoảng cách còn lớn giữa nghiên cứu và triển khai lâm sàng thường quy.

Bên cạnh các ứng dụng tại bệnh viện, phản hồi xúc giác còn được xem là một thành phần quan trọng trong hệ sinh thái y tế số và các hệ thống chăm sóc sức khỏe từ xa. Nhờ khả năng truyền tải cảm giác tiếp xúc và tương tác vật lý qua mạng truyền thông, công nghệ này giúp các bác sĩ không chỉ quan sát mà còn có thể "cảm nhận" các đặc tính cơ học của mô từ khoảng cách xa [67]. Trong một nghiên cứu điều khiển từ xa thao tác sờ nắn trên mô hình mô silicone với 22 bác sĩ nội trú, việc bổ sung phản hồi xúc giác vào kênh thị giác đã nâng độ nhạy phát hiện nốt cứng từ $76,09 \pm 19,15\%$ lên $94,35 \pm 9,10\%$, đồng thời giảm lực ấn lên mô từ $4,82 \pm 0,81$ N xuống $4,13 \pm 1,02$ N [68]. Điều này mở ra tiềm năng lớn cho các dịch vụ khám chữa bệnh từ xa, hội chẩn chuyên khoa và phẫu thuật robot điều khiển từ xa trong tương lai. Với sự phát triển đồng thời của robot y tế, trí tuệ nhân tạo, mạng truyền thông tốc độ cao và các thiết bị xúc giác thông minh, phản hồi xúc giác được kỳ vọng sẽ trở thành một trong những công nghệ nền tảng thúc đẩy quá trình chuyển đổi số trong y tế, hướng tới các dịch vụ chăm sóc sức khỏe an toàn, chính xác và dễ tiếp cận hơn cho cộng đồng.

6. Kết luận

Bài tổng quan này đã xây dựng một khung phân loại đa chiều cho các công nghệ tái tạo phản hồi xúc giác da ứng dụng trong robot y tế, hệ thống hóa 17 thiết bị tiêu biểu thuộc 5 nhóm cơ chế chấp

hành: Cơ học tiếp xúc, rung, kích thích điện, không tiếp xúc và đa phương thức trên cùng một bộ tiêu chí đối chiếu thống nhất về lực, hành trình, tần số, độ trễ và độ phân giải. Đây là đóng góp có giá trị thực tiễn cao, giúp người thiết kế hệ thống nhanh chóng khoanh vùng công nghệ phù hợp với từng ràng buộc ứng dụng cụ thể, thay vì phải tự tổng hợp từ nhiều nguồn rời rạc như hiện trạng tài liệu trước đây.

Kết quả tổng hợp cho thấy bức tranh ứng dụng rõ nét theo từng lĩnh vực: cơ cấu cơ học tiếp xúc và mảng phần tử hiển thị đáp ứng tốt các tác vụ đòi hỏi độ chính xác lực cao như phẫu thuật và thao tác tinh vi; phản hồi rung và kích thích điện phù hợp với các ứng dụng đeo lâu dài, chi phí thấp như đào tạo y khoa và phục hồi chức năng; phản hồi không tiếp xúc phù hợp với các tình huống có yêu cầu vô trùng cao, do không tiếp xúc trực tiếp với da người dùng. Sự đa dạng và mức độ trưởng thành ngày càng tăng của các công nghệ này, thể hiện qua số lượng công bố tập trung trong giai đoạn 2021–2026, cho thấy phản hồi xúc giác đang được nghiên cứu ngày càng nhiều như một thành phần hỗ trợ cho robot y tế thể hệ mới, từ phòng mổ, phòng đào tạo cho đến các mô hình chăm sóc sức khỏe từ xa.

Theo thang đánh giá trong Bảng 1, 5/17 thiết bị mới ở mức nguyên mẫu (M1), 10/17 đã có thử nghiệm cảm nhận trên người tình nguyện (M2), 2/17 được thử nghiệm trên mô hình mô (M3) và chưa thiết bị nào có dữ liệu thử nghiệm lâm sàng trên bệnh nhân (M4). Bên cạnh đó, quá trình tổng hợp cũng chỉ ra một số khoảng trống đáng chú ý: phần lớn công nghệ vẫn dừng ở giai đoạn nguyên mẫu hoặc thử nghiệm mô phỏng, số lượng công trình có dữ liệu thử nghiệm trực tiếp trên bệnh nhân còn khiêm tốn, và việc chuẩn hóa cách báo cáo thông số kỹ thuật giữa các nhóm nghiên cứu vẫn là một rào cản cho việc so sánh khách quan, đây chính là hướng nghiên cứu tiềm năng mà bài tổng quan này gợi mở cho cộng đồng khoa học trong nước và quốc tế. Do phạm vi tìm kiếm tài liệu tập trung vào một nguồn dữ liệu chính, một số công trình liên quan có thể chưa được bao quát đầy đủ

trong bài.

Tuyên bố về việc sử dụng AI tạo sinh

Trong quá trình chuẩn bị bài báo này, các tác giả đã sử dụng Elicit để hỗ trợ tìm kiếm và sàng lọc tài liệu tham khảo và Gemini để tạo hình minh họa. Sau khi sử dụng các công cụ này, các tác giả đã rà soát và chỉnh sửa nội dung khi cần thiết, đồng thời chịu hoàn toàn trách nhiệm về nội dung của bài báo được công bố.

Tài liệu tham khảo

- [1]. S. Lichiardopol. (2007). A Survey on Teleoperation. DCT Report 2007.155. *Technische Universiteit Eindhoven*, Eindhoven, Netherlands. <https://research.tue.nl/en/publications/a-survey-on-teleoperation/> (truy cập ngày 23/03/2026).
- [2]. J. Vertut, P. Coiffet. (2013). Teleoperation and Robotics: Applications and Technology. *Springer Science & Business Media*.
- [3]. M. Shahbazi, S.F. Atashzar, R.V. Patel. (2018). A Systematic Review of Multilateral Teleoperation Systems. *IEEE Transactions on Haptics*, 11(3), 338–356. <https://doi.org/10.1109/TOH.2018.2818134>
- [4]. D. Sun, F. Naghdy, H. Du. (2014). Application of wave-variable control to bilateral teleoperation systems: A survey. *Annual Reviews in Control*, 38(1), 12–31. <https://doi.org/10.1016/j.arcontrol.2014.03.002>
- [5]. T. Hirabayashi, J. Akizono, T. Yamamoto, H. Sakai, H. Yano. (2006). Teleoperation of construction machines with haptic information for underwater applications. *Automation in Construction*, 15(5), 563–570. <https://doi.org/10.1016/j.autcon.2005.07.008>
- [6]. T. Kot, P. Novák. (2018). Application of virtual reality in teleoperation of the military mobile robotic system TAROS. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 15(1), 729881417751545. <https://doi.org/10.1177/1729881417751545>
- [7]. S.E. Salcudean, S. Ku, G. Bell. (1997). Performance measurement in scaled teleoperation for microsurgery. J. Troccaz, E. Grimson, R. Mösges (Eds). In *CVRMed-MRCAS'97, Lecture Notes in Computer Science*, 1205. Berlin, Heidelberg, *Springer*, 789–798. <https://doi.org/10.1007/BFb0029304>
- [8]. H. Lyu, G. Yang, H. Zhou, X. Huang, H. Yang, Z. Pang. (2020). Teleoperation of Collaborative Robot for Remote Dementia Care in Home Environments. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 8, 1–10. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2020.3002384>
- [9]. M.D. Duong, C. Teraoka, T. Imamura, T. Miyoshi, K. Terashima. (2005). MASTER-SLAVE SYSTEM WITH TELEOPERATION FOR REHABILITATION. *IFAC Proceedings*, 38(1), 48–53. <https://doi.org/10.3182/20050703-6-CZ-1902.01410>
- [10]. S. Avgousti, E.G. Christoforou, A.S. Panayides, S. Voskarides, C. Novales, L. Nouaille, C.S. Pattichis, P. Vieyres. (2016). Medical telerobotic systems: current status and future trends. *BioMedical Engineering OnLine*, 15, 96. <https://doi.org/10.1186/s12938-016-0217-7>
- [11]. A.M. Okamura. (2004). Methods for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery. *Industrial Robot: An International Journal*, 31(6), 499–508. <https://doi.org/10.1108/01439910410566362>
- [12]. C. Pacchierotti, D. Prattichizzo. (2023). Cutaneous/Tactile Haptic Feedback in Robotic Teleoperation: Motivation, Survey, and Perspectives. *IEEE Transactions on Robotics*, 40, 978–998. <https://doi.org/10.1109/TRO.2023.3344027>
- [13]. M. Bergholz, M. Ferle, B.M. Weber. (2023). The benefits of haptic feedback in robot assisted surgery and their moderators: a meta-analysis. *Scientific Reports*, 13, 19215. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-46641-8>
- [14]. M.A. Kuhail, J. Berengueres, F. Taher, M. Alkuwaiti, S.Z. Khan. (2023). Haptic Systems: Trends and Lessons Learned for Haptics in Spacesuits. *Electronics*, 12(8), 1888.

- <https://doi.org/10.3390/electronics12081888>
- [15]. S. Gepshtein, M.S. Banks. (2003). Viewing geometry determines how vision and haptics combine in size perception. *Current Biology*, 13(6), 483–488. [https://doi.org/10.1016/S0960-9822\(03\)00133-7](https://doi.org/10.1016/S0960-9822(03)00133-7)
- [16]. O.A.J. van der Meijden, M.P. Schijven. (2009). The value of haptic feedback in conventional and robot-assisted minimal invasive surgery and virtual reality training: a current review. *Surgical Endoscopy*, 23(6), 1180–1190. <https://doi.org/10.1007/s00464-008-0298-x>
- [17]. I. Díaz, J.J. Gil. (2009). Influence of Vibration Modes and Human Operator on the Stability of Haptic Rendering. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(1), 160–165. <https://doi.org/10.1109/TRO.2009.2037254>
- [18]. R.S. Dahiya, G. Metta, M. Valle and G. Sandini. (2009). Tactile Sensing-From Humans to Humanoids. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(1), 1–20. <https://doi.org/10.1109/TRO.2009.2033627>
- [19]. B.B. Edin, N. Johansson. (1995). Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *The Journal of Physiology*, 487(1), 243–251. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1995.sp020875>
- [20]. J. Miller, M. Braun, J. Bilz, S. Matich, C. Neupert, W. Kunert, A. Kirschniak. (2021). Impact of haptic feedback on applied intracorporeal forces using a novel surgical robotic system-a randomized cross-over study with novices in an experimental setup. *Surgical Endoscopy*, 35(7), 3554–3563. <https://doi.org/10.1007/s00464-020-07818-8>
- [21]. G. Westling, R.S. Johansson. (1984). Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research*, 53(2), 277–284. <https://doi.org/10.1007/BF00238156>
- [22]. S.J. Lederman, R.L. Klatzky. (1999). Sensing and Displaying Spatially Distributed Fingertip Forces in Haptic Interfaces for Teleoperator and Virtual Environment Systems. *Presence*, 8(1), 86–103. <https://doi.org/10.1162/105474699566062>
- [23]. K. Lim, J. Lee, S. Kim, M. Oh, C.S. Koh, H. Seo, Y.-M. Hong, W. G. Chung, J. Jang, J.A. Lim, H.H. Jung, J.-U. Park (2024). Interference haptic stimulation and consistent quantitative tactility in transparent electrotactile screen with pressure-sensitive transistors. *Nature Communications*, 15(1), 7147. <https://doi.org/10.1038/s41467-024-51593-2>
- [24]. S. Gao, J.-L. Chen, Y.-N. Dai, R. Wang, S.-B. Kang, L. Xu. (2020). Piezoelectric-Based Insole Force Sensing for Gait Analysis in the Internet of Health Things. *IEEE Consumer Electronics Magazine*, 10(1), 39–44. <https://doi.org/10.1109/MCE.2020.2986828>
- [25]. Q. Liu, S. Ghodrati, G. Huisman, K.M.B. Jansen. (2023). Shape memory alloy actuators for haptic wearables: A review. *Materials & Design*, 233, 112264. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112264>
- [26]. N. Kastor, B. Dandu, V. Bassari, G. Reardon, Y. Visell. (2023). Ferrofluid electromagnetic actuators for high-fidelity haptic feedback. *Sensors and Actuators A: Physical*, 355, 114252. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2023.114252>
- [27]. M. van Wegen, J.L. Herder, R. Adelsberger, M. Pastore-Wapp, E.E.H. van Wegen, S. Bohlhalter, T. Nef, P. Krack, T. Vanbellingen. (2023). An Overview of Wearable Haptic Technologies and Their Performance in Virtual Object Exploration. *Sensors*, 23(3), 1563. <https://doi.org/10.3390/s23031563>
- [28]. Y. Li, N. Raison, S. Ourselin, T. Mahmoodi, P. Dasgupta, A. Granados. (2024). AI solutions for overcoming delays in telesurgery and telementoring to enhance surgical practice and education. *Journal of Robotic Surgery*, 18(1), 403. <https://doi.org/10.1007/s11701-024-02153-9>
- [29]. M.S. Moosavi, P. Raimbaud, C. Guillet, J. Plouzeau, F. Merienne. (2023). Weight perception analysis using pseudo-haptic feedback based on physical work evaluation.

- Frontiers in Virtual Reality*, 4, 973083. <https://doi.org/10.3389/frvir.2023.973083>
- [30]. P. Jenmalm, I. Birznieks, A.W. Goodwin, R.S. Johansson. (2003). Influence of object shape on responses of human tactile afferents under conditions characteristic of manipulation. *European Journal of Neuroscience*, 18(1), 164–176. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9568.2003.02721.x>
- [31]. L. Jones. (2009). Thermal touch. *Scholarpedia*, 4(5), 7955. <https://doi.org/10.4249/scholarpedia.7955>
- [32]. A. Singhal, L.A. Jones. (2017). Perceptual interactions in thermo-tactile displays. In *2017 IEEE World Haptics Conference (WHC)*, 90–95. <https://doi.org/10.1109/WHC.2017.7989882>
- [33]. R.S. Johansson, A.B. Vallbo. (1979). Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. *The Journal of Physiology*, 286(1), 283–300. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1979.sp012619>
- [34]. T. Batty, A. Ehrampoosh, B. Shirinzadeh, Y. Zhong, J. Smith. (2022). A Transparent Teleoperated Robotic Surgical System with Predictive Haptic Feedback and Force Modelling. *Sensors*, 22(24), 9770. <https://doi.org/10.3390/s22249770>
- [35]. D. Prattichizzo, F. Chinello, C. Pacchierotti, M. Malvezzi. (2013). Towards Wearability in Fingertip Haptics: A 3-DoF Wearable Device for Cutaneous Force Feedback. *IEEE Transactions on Haptics*, 6(4), 506–516. <https://doi.org/10.1109/TOH.2013.53>
- [36]. Y. Shao, A. Shagan Shomron, B. Javot, C. Keplinger, K.J. Kuchenbecker. (2025). Wearable Electrohydraulic Actuation for Salient Full-Fingertip Haptic Feedback. *Advanced Materials Technologies*, 10(12), 2401525. <https://doi.org/10.1002/admt.202401525>
- [37]. J. Qi, F. Gao, G. Sun, J.C. Yeo, C.T. Lim. (2023). HaptGlove-Untethered Pneumatic Glove for Multimode Haptic Feedback in Reality-Virtuality Continuum. *Advanced Science*, 10(25), 2301044. <https://doi.org/10.1002/advs.202301044>
- [38]. C. Pacchierotti, G. Salvietti, I. Hussain, L. Meli, D. Prattichizzo. (2016). The hRing: A wearable haptic device to avoid occlusions in hand tracking. In *2016 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*. Philadelphia, PA, USA, 134–139. <https://doi.org/10.1109/HAPTICS.2016.7463167>
- [39]. Y. Kim, J. Yim, Y. Yun, D. Ko, G. Lee. (2025). StringTouch: A Non-occlusive 3DoF Haptic Interface Using String Structures for Modulating Finger Sensations. In *Proceedings of the 38th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*. Busan, Republic of Korea, 28, 1–14. <https://doi.org/10.1145/3746059.3747658>
- [40]. K.T. Yoshida, Z.A. Zook, H. Choi, M. Luo, M. K. O'Malley, A.M. Okamura. (2024). Design and Evaluation of a 3-DoF Haptic Device for Directional Shear Cues on the Forearm. *IEEE Transactions on Haptics*, 17(3), 483–495. <https://doi.org/10.1109/TOH.2024.3365669>
- [41]. M. Malvezzi, F. Chinello, D. Prattichizzo, C. Pacchierotti. (2021). Design of Personalized Wearable Haptic Interfaces to Account for Fingertip Size and shape. *IEEE Transactions on Haptics*, 14(2), 266–272. <https://doi.org/10.1109/TOH.2021.3076106>
- [42]. I. Sarakoglou, N. Garcia-Hernandez, N.G. Tsagarakis, D.G. Caldwell. (2012). A High Performance Tactile Feedback Display and Its Integration in Teleoperation. *IEEE Transactions on Haptics*, 5(3), 252–263. <https://doi.org/10.1109/TOH.2012.20>
- [43]. Purnendu, J. Hartcher-O'Brien, V. Mehta, N. Colonnese, A. Gupta, C.J. Bruns and P. Agarwal. (2023). Fingertip Wearable High-resolution Electrohydraulic Interface for Multimodal Haptics. In *2023 IEEE World Haptics Conference (WHC)*, Delft, Netherlands: IEEE, pp. 299–305.

- <https://doi.org/10.1109/WHC56415.2023.10224383>
- [44]. A. Lykov, A. Fedoseev, D. Tsetserukou. (2023). DeltaFinger: A 3-DoF Wearable Haptic Display Enabling High-Fidelity Force Vector Presentation at a User Finger. *In Haptic Interaction (AsiaHaptics 2022)*, In D. Wang, H. Shinoda, H.Z. Choi, S. Tan, F. Bello (Eds). Lecture Notes in Computer Science, 14063. Springer, Cham, pp. 135–146. https://doi.org/10.1007/978-3-031-46839-1_11
- [45]. J.A. Fishel, T. Oliver, M. Eichermueller, G. Barbieri, E. Fowler, T. Hartikainen, L. Moss, R. Walker. (2020). Tactile Telerobots for Dull, Dirty, Dangerous, and Inaccessible Tasks. *In 2020 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Paris, France, pp. 11305–11310. <https://doi.org/10.1109/ICRA40945.2020.9196888>
- [46]. Y. H. Jung, J.-Y. Yoo, A. Vázquez-Guardado, J.-H. Kim, J.-T. Kim, H. Luan, M. Park, J. Lim, H.-S. Shin, C.-J. Su, R. Schloen, J. Trueb, R. Avila, J.-K. Chang, D. S. Yang, Y. Park, H. Ryu, H.-J. Yoon, G. Lee, H. Jeong, J. U. Kim, A. Akhtar, J. Cornman, T.-i. Kim, Y. Huang and J. A. Rogers. (2022). A wireless haptic interface for programmable patterns of touch across large areas of the skin. *Nature Electronics*, 5(6), 374–385. <https://doi.org/10.1038/s41928-022-00765-3>
- [47]. J. Chen, E.H.T. Teo, K. Yao. (2023). Electromechanical Actuators for Haptic Feedback with Fingertip Contact. *Actuators*, 12(3), 104. <https://doi.org/10.3390/act12030104>
- [48]. E. Bouzbib, L. Kuang, P.R. Giordano, A. Lécuyer, C. Pacchierotti. (2023). Survey of Wearable Haptic Technologies for Navigation Guidance. <https://inria.hal.science/hal-04356277v1/document> (truy cập ngày 22/03/2026).
- [49]. Y. Sung, R. Kim, K. W. Song, Y. Shao, S H. Yoon. (2024). HapticPilot: Authoring In-situ Hand Posture-Adaptive Vibrotactile Feedback for Virtual Reality. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 7(4), 179, 1–28. <https://doi.org/10.1145/3631453>
- [50]. I. Gertler, G. Serhat, K.J. Kuchenbecker. (2023). Generating Clear Vibrotactile Cues with a Magnet Embedded in a Soft Finger Sheath. *Soft Robotics*, 10(3), 624–635. <https://doi.org/10.1089/soro.2021.0184>
- [51]. P. Preechayasomboon, E. Rombokas. (2021). Haplets: Finger-Worn Wireless and Low-Encumbrance Vibrotactile Haptic Feedback for Virtual and Augmented Reality. *Frontiers in Virtual Reality*, 2, 738613. <https://doi.org/10.3389/frvir.2021.738613>
- [52]. N. Sanchez-Tamayo, Z. Yoder, P. Rothemund, G. Ballardini, C. Keplinger, K.J. Kuchenbecker. (2024). Cutaneous Electrohydraulic (CUTE) Wearable Devices for Pleasant Broad-Bandwidth Haptic Cues. *Advanced Science*, 11(48), 2402461. <https://doi.org/10.1002/advs.202402461>
- [53]. W. Lin, D. Zhang, W.W. Lee, X. Li, Y. Hong, Q. Pan, R. Zhang, G. Peng, H. Z. Tan, Z. Zhang, L. Wei, Z. Yang. (2022). Super-resolution wearable electrotactile rendering system. *Science Advances*, 8(36), eabp8738. <https://doi.org/10.1126/sciadv.abp8738>
- [54]. K. Yao, Q. Zhuang, Q. Zhang, J. Zhou, C. K. Yiu, J. Zhang, D. Ye, Y. Yang, K. W. Wong, L. Chow, T. Huang, Y. Qiu, S. Jia, Z. Li, G. Zhao, H. Zhang, J. Zhu, X. Huang, J. Li, Y. Gao, H. Wang, J. Li, Y. Huang, D. Li, B. Zhang, J. Wang, Z. Chen, G. Guo, Z. Zheng, X. Yu. (2024). A fully integrated breathable haptic textile. *Science Advances*, 10(42), eadq9575. <https://doi.org/10.1126/sciadv.adq9575>
- [55]. Y. Gao, K. Yao, S. Jia, Y. Huang, G. Zhao, B. Zhang, Y. Liu, X. Yu. (2024). Advances in materials for haptic skin electronics. *Matter*, 7(9), 2826–2845. <https://doi.org/10.1016/j.matt.2024.06.010>
- [56]. C. Park, Y. Lee, S.H. Yoon. (2025). UltraBoard: Always-available Wearable

- Ultrasonic Mid-air Haptic Interface for Responsive and Robust VR Inputs. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 9(2), 1–31. <https://doi.org/10.1145/3731413>
- [57]. A. Christou, R. Chirila, R. Dahiya. (2021). Pseudo-Hologram with Aerohaptic Feedback for Interactive Volumetric Displays. *Advanced Intelligent Systems*, 4(2), 2100090. <https://doi.org/10.1002/aisy.202100090>
- [58]. S. Lee, S. Jang, Y. Cha. (2024). Soft wearable thermo+touch haptic interface for virtual reality. *iScience*, 27(12), 111303. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2024.111303>
- [59]. G. Pagnanelli, G. Latella, M.G. Catalano, M. Bianchi. (2025). A Pneumatic-Actuated Feel-Through Wearable Haptic Display for Multi-Cue Delivery. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 10(2), 1225–1232. <https://doi.org/10.1109/LRA.2024.3519894>
- [60]. R. Chen, D. Chiaradia, A. Frisoli, D. Leonardis. (2025). A Soft Fabric-Based Thermal Haptic Device for VR and Teleoperation. *IEEE Access*, 14, 33651–33664. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2508.20831>
- [61]. Y. Wang, J. Li, C. Wu, X. Li, Q. Li, K. M. Digumarti, C. Cao. (2025). T-Touch: A Soft Thermal-Haptic Multimodal Fingertip Wearable Device for Immersive Virtual Reality. In *2025 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Hangzhou, China. <https://doi.org/10.1109/IROS60139.2025.11247742>
- [62]. H.H. Ly, Y. Tanaka, M. Fujiwara. (2021). Tumor Depth and Size Perception Using a Pneumatic Tactile Display in Laparoscopic Surgery. *IEEE Access*, 9, 167795–167811. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3135698>
- [63]. M.T. Thai, J. Davies, C.C. Nguyen, P.T. Phan, T.T. Hoang, A. Ji, K. Zhu, B. Sharma, E. Nicotra, T.T. Vo-Doan, H.-P. Phan, N.H. Lovell, T.N. Do. (2023). Soft Wearable Haptic Display and Flexible 3D Force Sensor for Teleoperated Surgical Systems. *Advanced Sensor Research*, 3(1), 2300105. <https://doi.org/10.1002/adsr.202300105>
- [64]. D. Luglietto, A. De Benedictis, A. Marasi, M. C. Rossi-Espagnet, A. Napolitano, S. Capelli, V. Ricciuti, D. Riccio, C.E. Marras. (2025). Simulators with Haptic Feedback in Neurosurgery: Are We Reaching the "Aviator" Type of Training? Narrative Review and Future Perspectives. *Life*, 15(5), 777. <https://doi.org/10.3390/life15050777>
- [65]. A. Gani, O. Pickering, C. Ellis, O. Sabri, P. Pucher. (2022). Impact of haptic feedback on surgical training outcomes: A Randomised Controlled Trial of haptic versus non-haptic immersive virtual reality training. *Annals of Medicine and Surgery*, 83, 104734. <https://doi.org/10.1016/j.amsu.2022.104734>
- [66]. P.D.E. Baniqued, E.C. Stanyer, M. Awais, A. Alazmani, A.E. Jackson, M.A. Mon-Williams, F. Mushtaq, R.J. Holt. (2021). Brain–computer interface robotics for hand rehabilitation after stroke: a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18, 15. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00820-8>
- [67]. R. Wu, K. Chakka, S. Belko, N. Khargonkar, K. Desai, B. Prabhakaran, T. Annaswamy. (2025). Comparing In-Person, Standard Telehealth, and Remote Musculoskeletal Examination With a Novel Augmented Reality Exercise Game System: Pilot Cross-Sectional Comparison Study. *JMIR Serious Games*, 13, e57443. <https://doi.org/10.2196/57443>
- [68]. A. Saracino, T.J.C. Oude-Vrielink, A. Menciassi, E. Sinibaldi, G.P. Mylonas. (2020). Haptic Intracorporeal Palpation Using a Cable-Driven Parallel Robot: A User Study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(12), 3452–3463. <https://doi.org/10.1109/TBME.2020.2987646>