

ĐẠI HỌC ĐÀ NẴNG
TRƯỜNG ĐẠI HỌC SƯ PHẠM KỸ THUẬT

BÁO CÁO TỔNG KẾT
ĐỀ TÀI KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ CẤP TRƯỜNG

NGHIÊN CỨU, THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO
Ổ MÒM CỤT CHO NGƯỜI KHUYẾT CHI DƯỚI
BẰNG PHƯƠNG PHÁP KỸ THUẬT SỐ

Mã số: T2023-06-12

Chủ nhiệm đề tài: ThS. Nguyễn Thái Dương

Đơn vị: Khoa Cơ khí

Chương trình đào tạo: Công nghệ Kỹ thuật Cơ khí

Đà Nẵng, 2/2025

ĐẠI HỌC ĐÀ NẴNG

TRƯỜNG ĐẠI HỌC SƯ PHẠM KỸ THUẬT

BÁO CÁO TỔNG KẾT

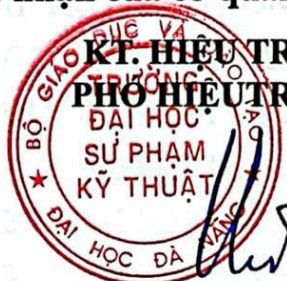
ĐỀ TÀI KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ CẤP TRƯỜNG

**NGHIÊN CỨU, THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO
Ổ MỎM CỤT CHO NGƯỜI KHUYẾT CHI DƯỚI
BẰNG PHƯƠNG PHÁP KỸ THUẬT SỐ**

Mã số: T2023-06-12

Xác nhận của cơ quan chủ trì đề tài

Chủ nhiệm đề tài



**KT. HIỆU TRƯỞNG
PHÓ HIỆU TRƯỞNG**

PGS.TS. Võ Trung Hùng

ThS. Nguyễn Thái Dương

MỤC LỤC

MỤC LỤC	3
DANH MỤC HÌNH ẢNH	5
DANH MỤC BẢNG BIỂU	6
MỞ ĐẦU	1
1. Tổng quan tình hình nghiên cứu	1
1.1. Ngoài nước	1
1.2. Trong nước.....	3
2. Tính cấp thiết.....	5
3. Mục tiêu đề tài.....	5
4. Cách tiếp cận	6
5. Phương pháp nghiên cứu.....	6
6. Đối tượng và phạm vi nghiên cứu.....	6
6.1. Đối tượng nghiên cứu:.....	6
6.2. Phạm vi nghiên cứu:	6
CHƯƠNG 1. TỔNG QUAN VỀ Ổ MỎM CỤT.....	7
1.1 CÁC CHỦNG LOẠI Ổ MỎM CỤT	7
1.2 CÁC NGUYÊN TẮC CHÍNH TRONG THIẾT KẾ Ổ MỎM CỤT	9
1.3 VÙNG CHỊU ÁP LỰC VÀ NHẠY CẢM VỚI ÁP LỰC CỦA MỎM CỤT PHẦN DƯỚI GÓI.....	10
CHƯƠNG 2. CÁC QUY TRÌNH THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT HIỆN NAY.....	12
2.1. QUY TRÌNH THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT BẰNG PHƯƠNG PHÁP TRUYỀN THỐNG.....	12
2.2. QUY TRÌNH THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT BẰNG PHƯƠNG PHÁP KỸ THUẬT SỐ	19
2.2.1 Mô hình hóa 3D phần mồm cụt	19
2.2.2 Mô hình hóa 3D ổ mồm cụt	20
2.2.3 Mô phỏng tương tác giữa ổ mồm cụt và chi cụt	22
2.2.4 Tạo mẫu.....	24
2.2.5 Đo tương tác giữa chi cụt và ổ mồm cụt	28
CHƯƠNG 3. THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT BẰNG PHƯƠNG PHÁP KỸ THUẬT SỐ.....	33
3.1. QUÉT 3D MỎM CỤT	34
3.2. HIỆU CHỈNH DỮ LIỆU QUÉT.....	37

3.3. THIẾT KẾ Ổ MỎM CỤT	39
3.4. CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT	46
KẾT LUẬN VÀ KIẾN NGHỊ.....	50
1. Kết luận.....	50
2. Kiến nghị	50

TÀI LIỆU THAM KHẢO

Thuyết minh đề tài KHCN

Hợp đồng triển khai đề tài

Bảng danh mục minh chứng của các sản phẩm đề tài

Bộ minh chứng sản phẩm của đề tài

DANH MỤC HÌNH ẢNH

Chương 1

Hình 1.1 - Các vị trí giải phẫu khác nhau được sử dụng để mô tả ổ móm cụt	7
Hình 1.2 – Mặt bên và mặt trước của các cấu hình khác nhau của thiết kế PTBS: PTBS.SC (a), PTBS.SCSP (b), PTKS/KBMS (c). Mũi tên màu đỏ biểu thị thanh xương bánh chè nơi tải trọng chủ yếu tác dụng lên gân bánh chè.....	8
Hình 1.3 - Vùng nhạy cảm với áp lực và chịu áp lực của móm cụt dưới gối	11

Chương 2

Hình 2.1 – Phương pháp thiết kế và chế tạo ổ móm cụt bằng phương pháp truyền thống [28]	12
Hình 2.2 - Lựa chọn lớp lót và tạo khuôn âm	13
Hình 2.3 - Tạo khuôn dương	14
Hình 2.4 - Sửa đổi khuôn dương	15
Hình 2.5 - Làm mỏng ổ móm cụt	16
Hình 2.6 - Các bước cuối cùng.....	17
Hình 2.7 – Tạo ổ móm cụt với sự hỗ trợ của CAD trong phương pháp truyền thống	18
Hình 2.8 - (a) Mô hình 3D của móm cụt, (b) kết quả chỉnh sửa và (c) mô hình 3D cuối cùng của ổ móm cụt được xử lý trong Autodesk Meshmixer [41]	21
Hình 2.9 - Phân bố ứng suất trên bề mặt móm cụt: (a) Khi bệnh nhân ở tư thế đứng yên [37]; (b) Khi bệnh nhân di chuyển [38]	23
Hình 2.10 - (a) Ổ móm cụt được in bằng phương pháp FDM [34]; (b) Ổ móm cụt được in bằng phương pháp SLS [82]	25
Hình 2.11 - Kỹ thuật lắp cảm biến	28
Hình 2.12 - Các loại cảm biến được sử dụng trong thí nghiệm	29

Chương 3

Hình 3.1 – Quy trình thiết kế và chế tạo ổ móm cụt cho người khuyết chi dưới gối 33	
Hình 3.2 – Móm cụt của người khuyết chi	34
Hình 3.3 – Máy quét 3D cầm tay IREAL M3	35
Hình 3.4 – Quét 3D móm cụt.....	36
Hình 3.5 – Dữ liệu quét thu được	37
Hình 3.6 – Vá tự động các lỗ nhỏ.....	38
Hình 3.7 – Vá thủ công.....	38
Hình 3.8 – Móm cụt sau khi hiệu chỉnh.....	39
Hình 3.9 - Sơ đồ đo nhân trắc học được sử dụng để thiết kế chân giả dưới gối.	40
Hình 3.10 - Cấu tạo bộ phận giả dưới gối	41
Hình 3.11 - Lốp lót Iceross® Sleeve.....	42
Hình 3.12 - Kết cấu module ổ móm cụt.....	43
Hình 3.13 – Xác định bề mặt ổ cắm cần thiết kế.....	44
Hình 3.14 – Offset bề mặt trong của ổ cắm.....	45
Hình 3.15 – Kết cấu bề mặt trong của ổ cắm	45
Hình 3.16 - Ổ móm cụt hoàn chỉnh	46
Hình 3.17 - Máy in 3D Elegoo Neptune 4 Plus 3D printer	47
Hình 3.18 - Ổ móm cụt in 3D	48

DANH MỤC BẢNG BIỂU

Chương 2

Bảng 2.1 - Các chủng loại máy quét 3D đã được các nhóm tác giả sử dụng 19

Bảng 2.2 - Các chủng loại máy in 3D đã được các nhóm tác giả sử dụng 25

Bảng 2.3 - Các chủng loại cảm biến được các tác giả sử dụng..... 30

Chương 3

Bảng 3.1 - Thông số kỹ thuật của IREAL M3 35

Bảng 3.2 - Thời gian tiêu thụ để chế tạo ổ môm cụt bằng quy trình đề xuất 48

THÔNG TIN KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU

1. Thông tin chung:

- Tên đề tài: Nghiên cứu, thiết kế và chế tạo ổ môm cút cho người khuyết chi dưới bằng phương pháp kỹ thuật số
- Mã số: T2023-06-12
- Chủ nhiệm: ThS. Nguyễn Thái Dương
- Thành viên tham gia:
- Cơ quan chủ trì: Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật – Đại học Đà Nẵng
- Thời gian thực hiện: 12 tháng (03/2024 – 02/2025)

2. Mục tiêu:

Nghiên cứu và đề xuất một quy trình công nghệ tạo mẫu ổ môm cút chân giả cho người khuyết chi dưới.

3. Tính mới và sáng tạo:

Dựa vào công nghệ quét hình 3D sử dụng máy quét 3D cầm tay kết hợp công nghệ in 3D và các phần mềm đi kèm hoàn toàn miễn phí.

4. Tóm tắt kết quả nghiên cứu:

Nghiên cứu và đề xuất một quy trình công nghệ tạo mẫu ổ môm cút chân giả cho người khuyết chi dưới dựa vào công nghệ quét hình 3D sử dụng máy quét 3D cầm tay kết hợp công nghệ in 3D và các phần mềm đi kèm hoàn toàn miễn phí để giải quyết vấn đề về chi phí, phù hợp với điều kiện kinh tế ở Việt Nam.

5. Tên sản phẩm:

- 01 bài báo được tính điểm công trình khoa học trong danh mục HĐCDGSNN.
- 01 mô hình ổ môm cút được in 3D.

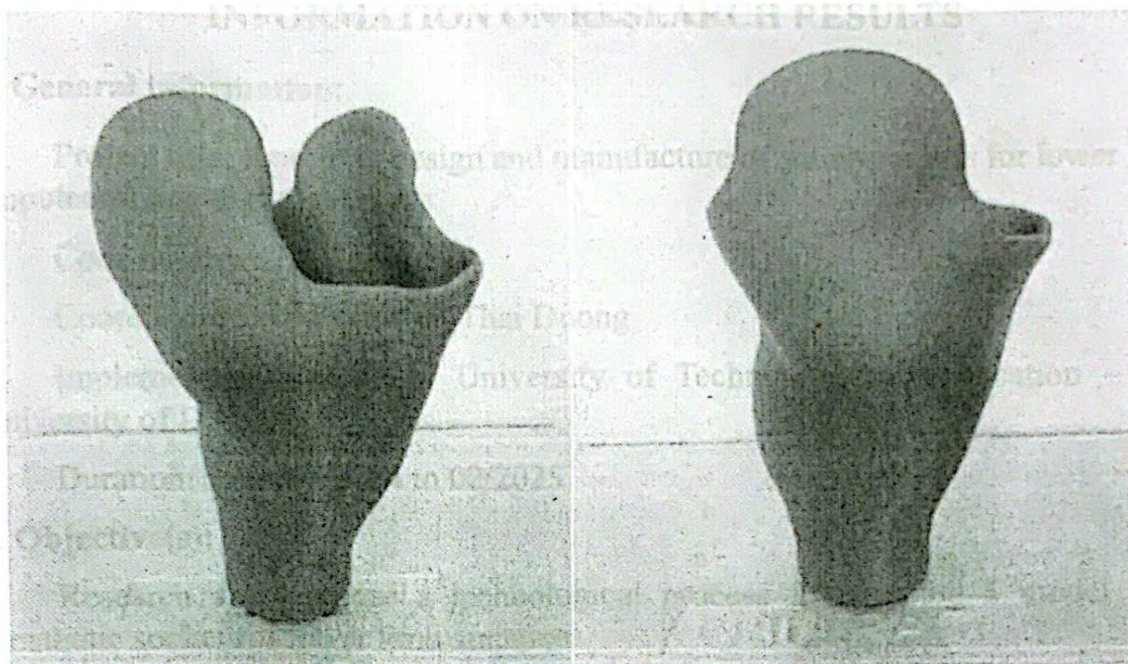
6. Hiệu quả, phương thức chuyển giao kết quả nghiên cứu và khả năng áp dụng:

Hiệu quả: Đáp ứng được nhu cầu di chuyển bình thường cho những người khuyết chi dưới.

Phương thức chuyển giao kết quả nghiên cứu: Kết quả nghiên cứu ở dạng báo cáo khoa học. Sản phẩm là ổ môm cút được tạo bằng phương pháp in 3D.

Địa chỉ ứng dụng: Bộ môn Chế tạo máy – Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật – Đại học Đà Nẵng.

7. Hình ảnh, sơ đồ minh họa chính



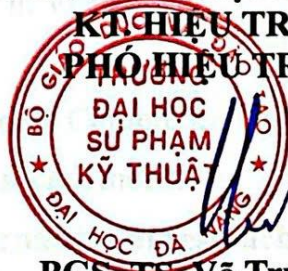
**TM. Hội đồng Khoa
Chủ tịch**

[Signature]
Đỗ Văn Mỹ?

**Ngày 20 tháng 3 năm 2025
Chủ nhiệm đề tài**

[Signature]
ThS. Nguyễn Thái Dương

XÁC NHẬN CỦA TRƯỞNG ĐẠI HỌC SƯ PHẠM KỸ THUẬT



PGS. TS. Võ Trung Hùng

INFORMATION ON RESEARCH RESULTS

1. General information:

Project title: Research, design and manufacture of stump sockets for lower limb amputees using digital methods

Code number: T2023-06-12

Coordinator: MSc. Nguyen Thai Duong

Implementing institution: University of Technology and Education – The University of Danang

Duration: from 03/2024 to 02/2025

2. Objective(s):

Research and propose a technological process for creating a model of a prosthetic socket for lower limb amputees

3. Creativeness and innovativeness:

Based on 3D scanning technology using handheld 3D scanners combined with 3D printing technology and accompanying software that is completely free.

4. Research results:

Research and propose a technological process for creating prosthetic limb socket models for people with lower limb amputations based on 3D scanning technology using handheld 3D scanners combined with 3D printing technology and accompanying software that is completely free to address cost issues and is suitable for economic conditions in Vietnam.

5. Products:

- One article in International Conference with ISBN index.
- One 3D printed stump socket model.

6. Effects, transfer alternatives of research results and applicability:

Effects: To meet the normal mobility needs of people with lower limb disabilities.

Transfer alternatives of research results: The research results are in the form of a scientific report. The product is a stump socket created using 3D printing."

Applicability: Department of Machine Manufacturing - Faculty of Mechanical
- University of Technical Education - University of Danang, 48 Cao Thang, Hai Chau District, Da Nang City.

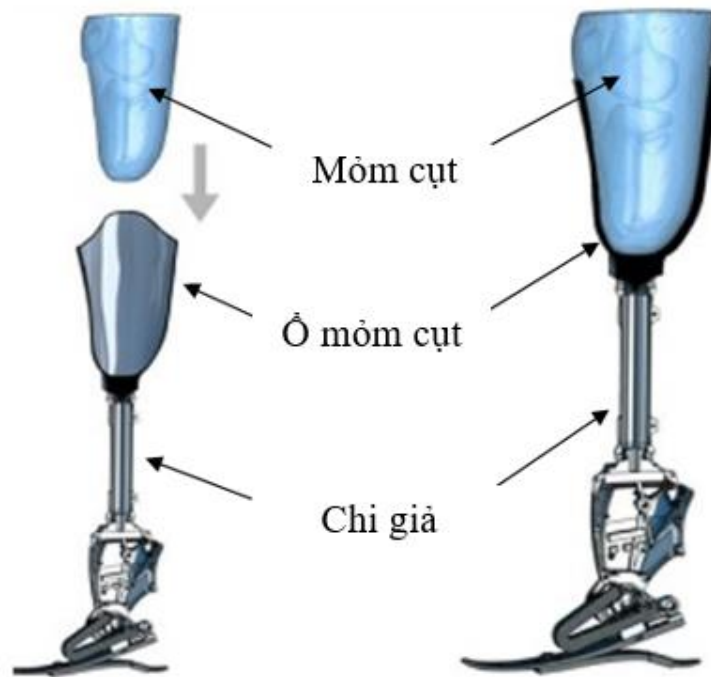
MỞ ĐẦU

1. Tổng quan tình hình nghiên cứu

1.1. Ngoài nước

Số liệu thống kê ở Hoa Kỳ ước tính rằng có gần 2 triệu người đang phải sống chung với tình trạng mất chi và con số này sẽ tăng gần gấp đôi vào năm 2050 [1]. Trên toàn cầu, các báo cáo dịch tễ học trong 10 năm qua chỉ ra rằng có hơn 1 triệu ca cắt cụt chi đã được thực hiện trên những người mắc bệnh tiểu đường mỗi năm [2], điều đó có nghĩa là cứ 30 giây trên thế giới lại có một người bị mất đi 2 chân do bệnh tiểu đường. Và trong số những người này, có tới 55% sẽ phải cắt bỏ chân còn lại trong vòng 2-3 năm tiếp theo [3]. Nguyên nhân chính dẫn đến cắt cụt chi bao gồm các bệnh tim mạch (54% đái tháo đường và bệnh động mạch), tai nạn chấn thương (45%), nhiễm trùng, khối u ung thư, tổn thương thần kinh và dị tật bẩm sinh (dưới 2%) [4].

Mỏm cụt là phần còn lại của một chi sau khi bị tiến hành phẫu thuật cắt cụt. Đối với bệnh nhân, việc cắt cụt chi có thể ảnh hưởng đến cả sức khỏe thể chất cũng như tinh thần và làm thay đổi cuộc sống của họ. Chi giả là một thiết bị dùng bên ngoài được thiết kế để cải thiện chất lượng cuộc sống cho những người đã từng bị cắt cụt chi. Việc sử dụng chi dưới giả, hay đơn giản là chân giả, nhằm giúp bệnh nhân phục hồi khả năng vận động. Trong quá trình chế tạo chân giả thì việc chế tạo ổ mỏm cụt là một giai đoạn hết sức quan trọng. Ổ mỏm cụt đóng vai trò quan trọng kết nối giữa cơ thể người sử dụng với chân giả, được sản xuất riêng biệt theo kích thước và hình dạng mỏm cụt của từng người (hình 1.1). Chi tiết này quyết định việc sử dụng chi giả có bị đau hay không, cho gắn vào cơ thể có chắc chắn hay không và góp phần phát huy tác dụng của các khớp giả. Đối với chân giả, dáng đi của người sử dụng hoàn toàn phụ thuộc vào thiết kế của ổ mỏm cụt này.



Hình 1.1 - Các thành phần của chi giả

Khi ở trạng thái tĩnh và động, các thành phần lực được truyền từ ổ mô mềm cắt đến các cấu trúc xương của mô mềm thông qua các mô mềm. Ta biết rằng các mô mềm của phần mô mềm cắt không có khả năng chịu đựng được các thành phần lực này, thách thức đặt ra là phải tạo ra một ổ mô mềm cắt sao cho áp lực bề mặt đủ tạo ra khớp nối cứng với khung xương và đồng thời không gây áp lực quá mức cho phần mô mềm [5]. Vì vậy, có thể thấy rằng ổ mô mềm cắt là bộ phận chính và quan trọng quyết định mức độ thoải mái khi sử dụng chân giả, nó cần được thiết kế phù hợp để đảm bảo đạt được kết quả cao trong quá trình phục hồi chức năng cho người cắt chi [6].

Vì mô mềm là duy nhất về hình thái và cơ học, nên mỗi ổ mô mềm cắt phải được thiết kế dành riêng cho từng bệnh nhân. Quy trình thiết kế và chế tạo hiện tại là một quy trình thủ công và tốn nhiều công sức dựa trên các chỉnh sửa lặp đi lặp lại do bác sĩ chỉnh hình thực hiện cho đến khi đạt được sự hài lòng của bệnh nhân thông qua các buổi thử nghiệm. Quá trình này do đó phụ thuộc vào hai yếu tố chủ quan: kinh nghiệm của chuyên gia và phản hồi của bệnh nhân [7]. Việc thiết kế và sản xuất một ổ mô mềm cắt theo phương pháp truyền thống dựa trên việc sử dụng khuôn thạch cao để tạo ra hình dạng của chi còn lại của bệnh nhân và sau đó là các kỹ thuật chế tạo thủ công để sản xuất ổ mô mềm cắt. Phương pháp này mất nhiều thời gian và

lãng phí vật liệu cũng như đòi hỏi chuyên môn cao của các chuyên gia, dẫn đến giá thành của các bộ phận giả rất cao.

Ngày nay, với sự tiến bộ của khoa học công nghệ trong lĩnh vực y học, các sản phẩm công nghệ cao đã được ứng dụng để nâng cao chất lượng chẩn đoán, điều trị và phòng ngừa bệnh tật ở con người. Tận dụng tiềm năng đổi mới của công nghệ in 3D và quét hình 3D trong các tiến bộ y tế, việc nghiên cứu sản xuất ổ móm cụt bằng phương pháp kỹ thuật số này ngày càng được quan tâm. Việc sản xuất nhanh chóng các ổ móm cụt bằng phương pháp in 3D có thể cho phép rút ngắn thời gian từ khi cắt cụt chi đến khi nhận bộ phận giả đầu tiên [8] hoặc nhận các ổ móm cụt đã được sửa đổi sau các vấn đề liên quan đến ổ, điều này có thể dẫn đến hiệu quả tốt hơn [9] và hạn chế mọi tiêu cực ảnh hưởng của việc không sử dụng ổ móm cụt [10]. Sản xuất nhanh cũng có thể phù hợp để quản lý những bệnh nhân có thể tích phân chân cụt không ổn định, những người cần phải sửa đổi nhiều lần ổ móm cụt [11]. Hơn nữa, chi phí của máy in 3D và vật liệu sợi in 3D thấp hơn đáng kể so với chi phí liên quan đến các phương pháp sản xuất thông thường [12–14], khiến chúng trở thành lựa chọn khả thi để sử dụng ở các nước đang phát triển [15, 16].

1.2. Trong nước

Tại Việt Nam, hơn 7% dân số từ 2 tuổi trở lên - tương đương khoảng 6,2 triệu người - là người khuyết tật. Bên cạnh đó, 13% dân số - tương đương gần 12 triệu người - sống trong các gia đình có người khuyết tật. Tỷ lệ này dự kiến sẽ tăng theo xu hướng già hóa dân số [17]. Trong tổng số người khuyết tật, khuyết tật vận động là loại khuyết tật phổ biến nhất (29,41%), bao gồm khuyết tật vận động chi dưới (3.566.854 người) và khuyết tật vận động chi trên (2.158.988 người) [18]. Để có được chân tay giả thực sự phù hợp, người khuyết tật cần có điều kiện kinh tế để có thể chi trả cho nhu cầu này. Trong khi đó, hơn 3/4 hộ gia đình có người khuyết tật sống ở nông thôn [18] và theo chuẩn nghèo đa chiều (tức là thiếu các dịch vụ xã hội cơ bản), tỷ lệ người khuyết tật sống trong hộ nghèo đa chiều là 17,8% [18]. Như vậy, người khuyết tật ở khu vực nông thôn, thuộc hộ nghèo là những đối tượng rất ít được tiếp

cận với các thiết bị hỗ trợ, trong đó có các thiết bị y tế như chân tay giả. Thực tế ngày nay là một số lượng đáng kể người nghèo bị khuyết tật vận động mong muốn có được chân tay giả, nhưng vẫn chưa thể thực hiện được do khả năng chi trả cho các thiết bị hỗ trợ này còn hạn chế, và thực tế là hầu hết các thiết bị chân tay giả phụ thuộc chủ yếu vào các nhà tài trợ. Những năm gần đây, nhiều tổ chức nhân đạo từ nước ngoài đã hỗ trợ lắp đặt chân tay giả cho người khuyết tật tại Việt Nam. Khoảng 10.000 chân tay giả do Mercer on Mission tài trợ đã được lắp đặt cho người khuyết tật, ước tính từ năm 2009 đến 2018 [19], hay Ấn Độ hỗ trợ lắp chân tay giả miễn phí cho người khuyết tật ở Phú Yên [20].



Hình - Mercer on Mission tài trợ chân giả

Tuy nhiên, các nhà tài trợ cũng chỉ đáp ứng được một phần rất nhỏ nhu cầu của người khuyết tật, dẫn đến tình trạng người khuyết tật phải tự chế tạo các công cụ hỗ trợ chân tay giả để đáp ứng nhu cầu đi lại hoặc trong quá trình lao động. Những dụng cụ này không đạt tiêu chuẩn và có thể gây nguy hiểm cho sức khỏe của chính họ.

Tại Việt Nam hiện nay các nghiên cứu về thiết kế và chế tạo chân tay giả bằng các phương pháp số rất hạn chế. Trong nghiên cứu [1], tác giả đã ứng dụng các phần mềm CAD/CAM vào sản xuất chân tay giả. Tuy nhiên, nghiên cứu này chỉ dừng lại ở mức độ thiết kế trên các phần mềm mà chưa có các mô phỏng kiểm nghiệm độ bền, tương tác giữa ổ mỏm cụt và mỏm cụt.

2. Tính cấp thiết

Tại Việt Nam, theo thống kê hơn 7% dân số 2 tuổi trở lên - khoảng hơn 6,2 triệu người, là người khuyết tật. Đối với người bệnh, việc cắt cụt chi có thể ảnh hưởng tiêu cực đến cả thể chất lẫn tinh thần. Chi giả là một thiết bị dùng bên ngoài được thiết kế để cải thiện chất lượng cuộc sống cho những người đã từng bị cắt cụt chi. Tuy nhiên, với thực trạng Việt Nam là quốc gia có mức thu nhập trung bình thấp, nên số lượng người bệnh có được một thiết bị chân giả hiện nay tại các trung tâm hay bệnh viện chính hình chỉ chiếm số lượng rất ít, một số khác thì nhận được từ các nhà tài trợ trong và ngoài nước, số lượng này vẫn không đáng kể, còn rất nhiều bệnh nhân (đặc biệt là các vùng nông thôn) vẫn chưa thể tiếp cận được sự hỗ trợ này. Chính vì vậy, tạo ra một thiết bị chân giả có giá thành thấp đáp ứng được nhu cầu số đông người khuyết chi dưới là một việc vô cùng cấp thiết đối với thực trạng Việt Nam hiện nay. Trong đó, bộ phận quan trọng nhất của thiết bị chân giả chính là ổ mỏm cụt, Ổ mỏm cụt đóng vai trò quan trọng trong việc kết nối phần chi cụt và bộ phận giả, cho phép người bệnh không chỉ chịu trọng lượng bản thân một cách thoải mái mà còn có thể kiểm soát chuyển động của bộ phận giả.

3. Mục tiêu đề tài

Nghiên cứu và đề xuất một quy trình công nghệ tạo mẫu ổ mỏm cụt chân giả cho người khuyết chi dưới dựa vào công nghệ quét hình 3D sử dụng máy quét 3D cầm tay kết hợp công nghệ in 3D và các phần mềm đi kèm hoàn toàn miễn phí để giải quyết vấn đề về chi phí, phù hợp với điều kiện kinh tế ở Việt Nam.

4. Cách tiếp cận

- Nghiên cứu các tài liệu, các bài báo đã có, khảo sát, thiết bị sẵn có ở trường, ngoài các Doanh nghiệp, vật tư thiết bị trên thị trường.
- Nghiên cứu lý thuyết ứng dụng.

5. Phương pháp nghiên cứu

- Thiết kế.
- Tạo mẫu nhanh.

6. Đối tượng và phạm vi nghiên cứu

6.1. Đối tượng nghiên cứu:

Ồ mộm cụt cho người khuyết chi dưới

6.2. Phạm vi nghiên cứu:

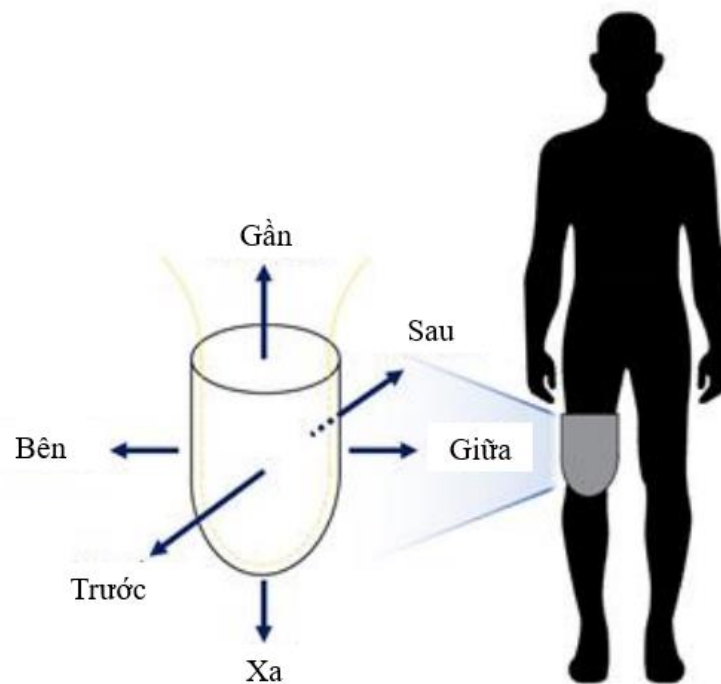
Thiết kế và tạo mẫu bằng phương pháp kỹ thuật số

CHƯƠNG 1. TỔNG QUAN VỀ Ổ MỎM CỤT

Trong chương này, tác giả sẽ trình bày tổng quan về các nghiên cứu trong nước và trên thế giới về các vấn đề liên quan đến đề tài nghiên cứu: (i) Giới thiệu các chủng loại ổ mòm cụt phần chi dưới đang được sử dụng hiện nay, (ii) Các nguyên tắc thiết kế ổ mòm cụt, (iii) Giới thiệu các vùng chịu được và không chịu được áp lực của mòm cụt phần chi dưới.

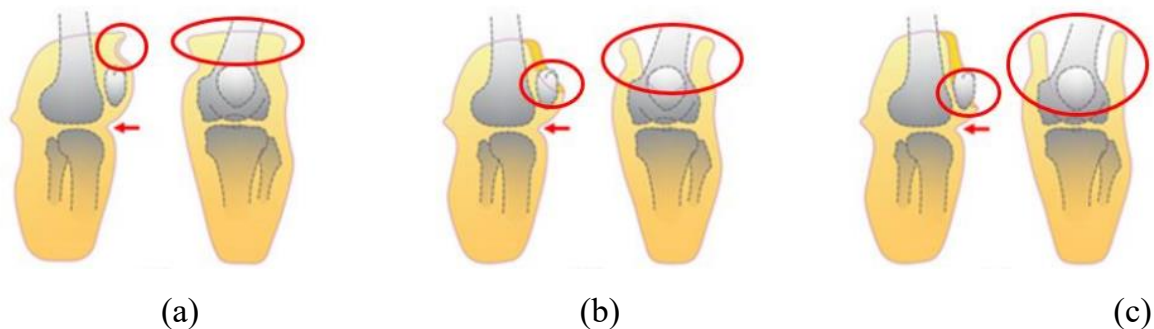
1.1 CÁC CHỦNG LOẠI Ổ MỎM CỤT

Cho đến nay, việc lựa chọn thiết kế ổ mòm cụt nói chung vẫn dựa trên kinh nghiệm cá nhân của người làm chân tay giả hơn là dựa trên dữ liệu khách quan. Bác sĩ phục hình thường xem xét các đặc điểm chi còn lại của người bị cụt (kích thước, tình trạng cơ bắp...), độ tuổi của bệnh nhân và lối sống để ước tính thiết kế ổ mòm cụt phù hợp. Hình 1.1 cho thấy thuật ngữ về các mặt giải phẫu được sử dụng thường xuyên trong phần mô tả ổ mòm cụt.



Hình 1.1 - Các vị trí giải phẫu khác nhau được sử dụng để mô tả ổ mòm cụt

Tài liệu cho thấy rằng tiêu chuẩn đầu tiên cho thiết kế ổ mỏm cụt chi dưới, được thực hiện vào giữa thế kỷ 20, là ổ gắn bề mặt cụ thể (Specific Surface Bearing Sockets - SSBS) trong đó tải trọng chủ yếu tác dụng lên các vùng cụ thể của chi cụt thường được coi là chịu được áp lực [21]. Một kiểu thiết kế đặc biệt của SSBS là ổ gắn gân bánh chè (Patellar Tendon Bearing Sockets - PTBS), trong đó tải trọng chủ yếu tác dụng lên gân bánh chè thích hợp cho tải nén trước sau vì nó được tạo thành từ các sợi cực kỳ chắc chắn và không bị giãn đáng kể dưới tải trọng kéo. Ổ PTBS được đặc trưng bởi một tay nắm trong bên trên lồi cầu xương đùi và được phát triển thành hai phiên bản: ổ gắn trên lồi cầu (supracondylar sockets – PTBS.SC) và ổ gắn trên lồi cầu/trên xương bánh chè (supracondylar/suprapatellar sockets - PTBS.SCSP). Cái trước có thành trong và thành bên mở rộng bao phủ hoàn toàn lồi cầu xương đùi từ cả hai bên, với mép trước thấp hơn so với phía trước xương bánh chè, trong khi cái sau có thành trước mở rộng hơn bao phủ hoàn toàn xương bánh chè. Một kiểu thiết kế khác trong dòng SSBS là ổ gắn gân bánh chè Kegel (PTKS), còn được gọi là ổ gắn Kondylen-BeinMuenster (KBMS), nổi bật với các cạnh ở giữa mở rộng hơn so với các loại trước đó. Ba cấu hình PTBS này được hiển thị trong hình 1.2.



Hình 1.2 – Mặt bên và mặt trước của các cấu hình khác nhau của thiết kế PTBS: PTBS.SC (a), PTBS.SCSP (b), PTKS/KBMS (c). Mũi tên màu đỏ biểu thị thanh xương bánh chè nơi tải trọng chủ yếu tác dụng lên gân bánh chè.

Hạn chế chính của thiết kế SSBS là việc tác động lực lên các vùng cụ thể của mỏm cụt, dẫn đến vùng chịu tải của giải phẫu tổng thể bị giảm (nhằm mục đích tránh tải trọng lên các vùng nhạy cảm với áp lực), từ đó có thể gây loét và các vấn đề về da khác. Đó là lý do tại sao vào những năm 80 của thế kỷ 20, các nhà nghiên cứu đã giới

thiệu cái gọi là ổ cắm chịu lực tổng bề mặt (Total Surface Bearing Sockets - TSBS), trong đó tải trọng được phân bổ trên tổng diện tích ổ môm cụt [22]. Thiết kế này nhằm mục đích tránh áp lực cục bộ lớn trên bề mặt môm cụt và tăng cường sự thoải mái và vừa vặn cũng như khả năng cảm nhận tổng thể.

Việc lắp thành công ổ TSBS đòi hỏi phải kiểm soát tốt các mô mềm, giảm thiểu đỉnh áp suất và phân bổ tải trọng trên diện tích bề mặt tối đa có sẵn [23]. Ổ TSBS được biết là mang lại sự ổn định hơn bằng cách giảm lực pít tông nhờ tổng tiếp xúc được duy trì trong suốt chu kỳ dáng đi [24]. Chúng được cho là thoải mái hơn so với ổ PTBS vì áp suất tổng thể của ổ môm cụt giảm [25]. Tuy nhiên, người bệnh có thể bị đau ở đầu xa khi sử dụng ổ TSBS do trọng lượng ổ cắm mang toàn bộ chi dưới [26]. Ngoài ra, những bệnh nhân có quá nhiều mô mềm có thể gặp phải cơn đau này. Ổ TSBS cũng không thích hợp cho những người cụt chi có gai xương, cũng không thích hợp cho những người cụt chi nguyên phát do thể tích thay đổi trong 12-18 tháng đầu sau khi cắt cụt [26].

1.2 CÁC NGUYÊN TẮC CHÍNH TRONG THIẾT KẾ Ổ MÔM CỤT

Về cơ bản, ổ môm cụt được tạo ra bằng cách định hình lại bề mặt của môm cụt để tạo thành bề mặt bên trong ổ gắn nhằm mang lại sự phân bổ áp lực như mong muốn trong quá trình sử dụng thiết bị giả. Hai nguyên tắc chính hiện đang áp dụng cho quá trình tạo hình là, thứ nhất, nới lỏng ổ gắn tại vùng nhạy cảm với áp lực của môm cụt, nơi cần tránh tải quá mức, và thứ hai, siết chặt nó tại vùng chịu áp lực của môm cụt để mang tải. Mặc dù có nhiều nỗ lực thiết lập các tiêu chuẩn khách quan được xác định rõ ràng để định lượng vị trí và số lượng sửa đổi cần thực hiện, tuy nhiên quá trình này vẫn mang tính chủ quan dựa trên ước tính cá nhân của bác sĩ chân tay giả có tay nghề cao.

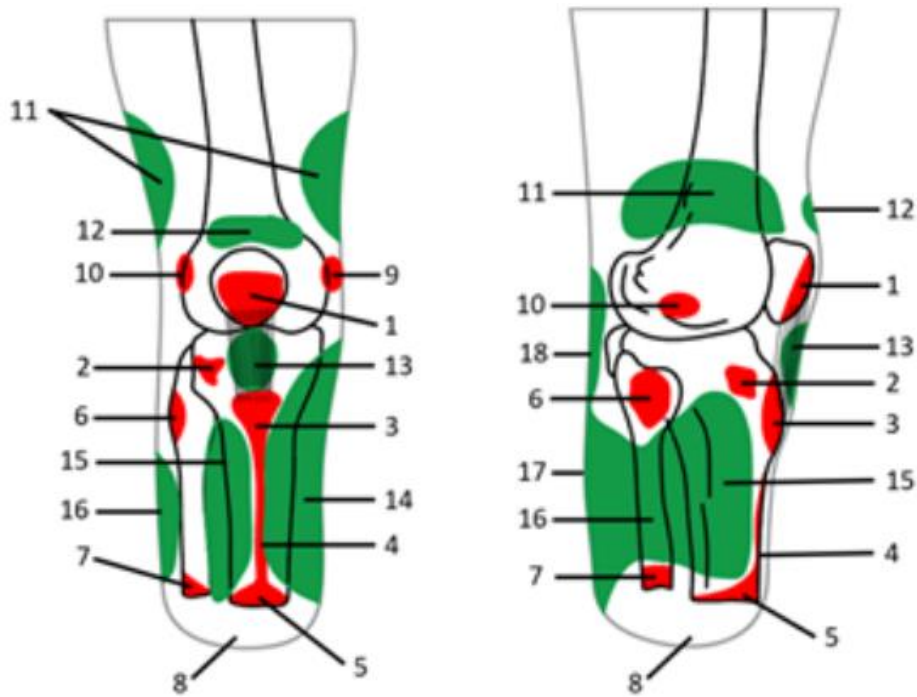
Ổ môm cụt phải được thiết kế cẩn thận để áp lực của nó lên phần môm cụt không gây ra tình trạng không tốt cho sức khỏe và đặc biệt là phù nề. Một trong những nguyên nhân gây phù nề là do mất cân bằng trong quá trình trao đổi chất dinh dưỡng và các phân tử khác giữa máu và tế bào của mô mềm. Việc đeo chân giả có thể tạo ra các yếu tố cơ học dẫn đến sự mất cân bằng do nhiều nguyên nhân, chẳng hạn như nó

ức chế hoạt động bình thường của cơ bắp, hay là tạo áp lực tập trung ở một khu vực có thể gây phù nề ở khu vực tại cuối mỗm cụt, hoặc hạn chế hệ thống tuần hoàn tĩnh mạch hoặc bạch huyết ở áp suất thấp. Để tránh những yếu tố này cũng như những yếu tố khác có thể gây phù nề, cần đáp ứng các điều kiện sau ở bất kỳ ổ mỗm cụt nào:

- Tránh tạo các lỗ hoặc các khoảng trống trên ổ mỗm cụt để loại bỏ áp suất ngược bên ngoài khỏi một khu vực cục bộ. Toàn bộ mỗm cụt phải được quấn sao cho có ít nhất một áp lực nhẹ lên mô mềm khi sử dụng chân giả.
- Tránh sự kết hợp giữa khớp chặt ở phần gần nhất của ổ gấn và khớp lỏng ở phần xa vì có thể gây hạn chế hệ thống tĩnh mạch và bạch huyết, dẫn đến nhiều trường hợp gây phù nề.
- Đảm bảo các vết lõm mềm mại và tránh chuyển đổi đột ngột giữa vùng chặt và vùng lỏng. Bề mặt nhẵn tạo ra áp lực bên ngoài nhẹ nhàng lên mô giúp hỗ trợ cơ học để đưa máu trở lại hệ thống tĩnh mạch.

1.3 VÙNG CHỊU ÁP LỰC VÀ NHẠY CẢM VỚI ÁP LỰC CỦA MỖM CỤT PHẦN DƯỚI GỐI

Mặc dù phần lớn các vùng mỗm cụt được coi là có khả năng chịu áp lực, nhưng một số vùng lại rất nhạy cảm và không thể chịu được bất kỳ áp lực nào, đặc biệt là tại các vùng xương nhô ra. Các khu vực này được minh họa trong hình 2.3 cho ổ mỗm cụt dưới gối



Hình 1.3 - Vùng nhạy cảm với áp lực và chịu áp lực của môm cụt dưới gối

Màu xanh – Các vùng chịu được áp lực	Màu đỏ - Các vùng nhạy cảm với áp lực
11. Các vùng trên lõi cầu 12. Vùng trên xương bánh chè 13. Gân xương bánh chè 14. Vùng nhô phía trong xương chày 15. Vùng nhô phía bên xương chày 16. Vùng nhô phía bên xương mác 17. Vùng phía sau 18. Vùng kheo	1. Xương bánh chè 2. Lõi cầu xương chày bên 3. Mấu lõi xương chày 4. Mào xương chày 5. Đầu xa trước xương chày 6. Đầu xương mác 7. Đầu xa xương mác 8. Đầu xa môm cụt 9. Lõi cầu xương đùi trong 10. Lõi cầu xương đùi bên

Để thiết kế một ổ môm cụt vừa vặn, điều quan trọng là phải xác định các khu vực này cho từng người cụt chi, vì có sự khác biệt giữa các cá nhân về lượng áp lực chịu đựng được đối với từng khu vực, cũng như những khác biệt khác liên quan đến đặc điểm cụ thể của từng môm cụt, chẳng hạn như vết thương hoặc nhiễm trùng da cục bộ được thêm vào các khu vực nhạy cảm với áp lực.

CHƯƠNG 2. CÁC QUY TRÌNH THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT HIỆN NAY

2.1. QUY TRÌNH THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT BẰNG PHƯƠNG PHÁP TRUYỀN THỐNG



(a)



(b)



(c)



(d)

Hình 2.1 – Phương pháp thiết kế và chế tạo ổ mỗm cụt bằng phương pháp truyền thống [28]

a) Đo mỗm cụt; b) Sử dụng các miếng thạch cao để tạo khuôn âm; c) Hiệu chỉnh khuôn âm trước khi tạo khuôn dương; d) Điều chỉnh khuôn dương cho phù hợp với kích thước của mỗm cụt.

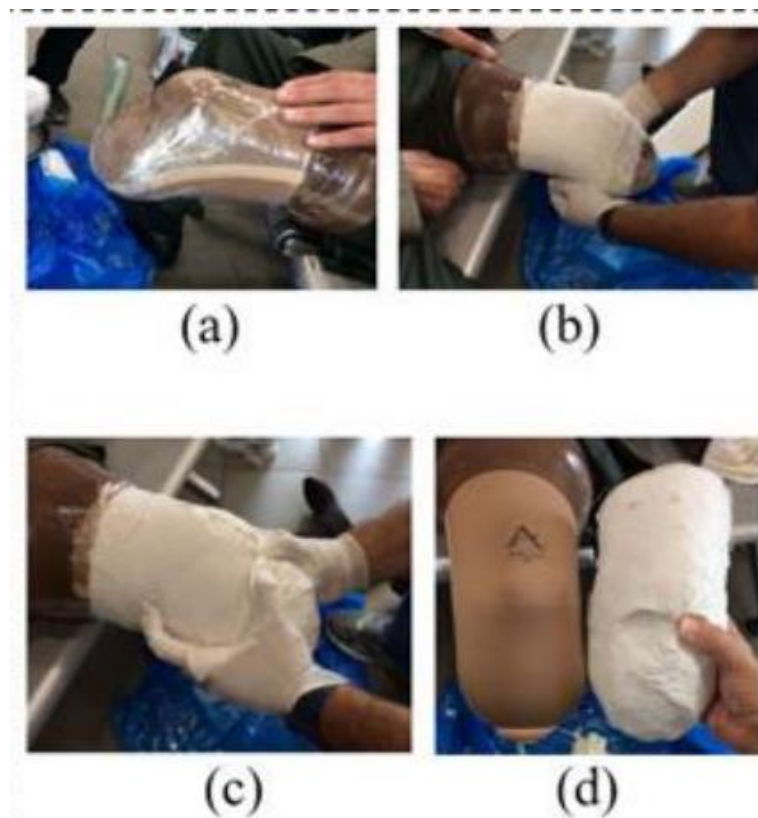
Phương pháp sản xuất ổ mỗm cụt truyền thống là một quy trình thủ công và

tốn nhiều thời gian. Bác sĩ phục hình sẽ tối ưu hóa hình dạng ổ mỗm cụt để đảm bảo sự vừa vặn thoải mái và an toàn cho bệnh [27]. Quy trình này có thể mất vài tuần và phụ thuộc rất nhiều vào kiến thức và kinh nghiệm cá nhân của người làm chân tay giả như được thể hiện trong hình 2.1.

Các bước của quy trình thiết kế và chế tạo ổ mỗm cụt bằng phương pháp truyền thống:

Bước 1. Lựa chọn lớp lót và tạo khuôn âm

Sau khi tiếp nhận bệnh nhân, quá trình bắt đầu bằng việc chọn lớp lót thích hợp. Bác sĩ phục hình sẽ đo chu vi ở giữa mỗm cụt để lựa chọn kích thước lớp lót cho phù hợp (hình 2.2a). Sau đó, bệnh nhân được yêu cầu đeo lớp lót đã chọn để đánh giá độ dài của nó và cắt bỏ phần thừa.



Hình 2.2 - Lựa chọn lớp lót và tạo khuôn âm

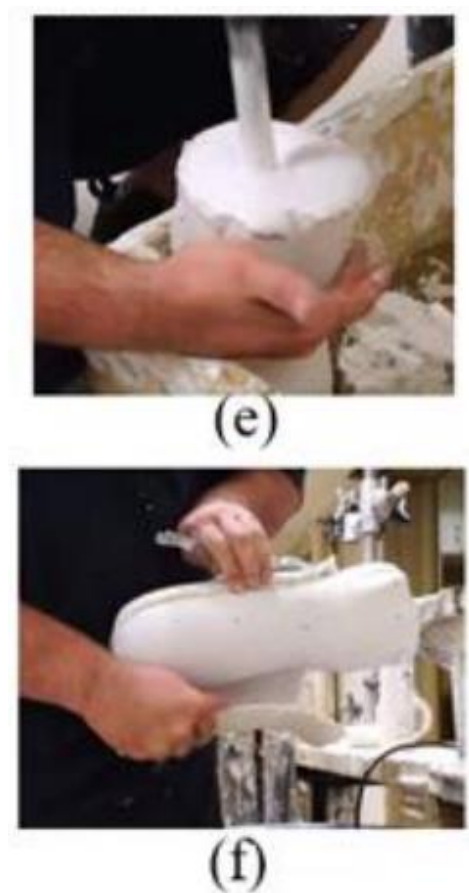
Sau đó, bác sĩ sử dụng phương pháp sờ nắn để kiểm tra mỗm cụt và kiểm tra cấu trúc của nó: số lượng cơ, mỡ và phần xương nhô ra. Tiếp theo, bác sĩ quấn mỗm cụt bằng lớp bọc PVA và đánh dấu những khu vực quan trọng.

Trong khi đó, người trợ lý chuẩn bị hỗn hợp thạch cao. Sau khi đã sẵn sàng,

bác sĩ sẽ bắt đầu trát thạch cao lên toàn bộ mồm cụt để tạo khuôn âm (hình 2.2 b). Có thể tác động áp lực lên một số khu vực của vật đúc để tạo ra những thay đổi cơ bản cho bề mặt mồm cụt. Để thạch cao trong vài phút cho đủ cứng trước khi lấy ra bằng lớp bọc PVA, sau đó nó được bảo quản ở nơi an toàn trong vài ngày để cứng hoàn toàn và sẵn sàng cho bước tiếp theo.

Bước 2. Tạo khuôn dương

Hỗn hợp thạch cao được chuẩn bị sẵn rồi đổ vào bên trong khuôn âm (hình 2.3e). Túi PVA bao phủ bề mặt bên trong của khuôn âm sau này sẽ đóng vai trò là chất tách khuôn ngăn không cho thạch cao đổ vào liên kết với khuôn âm.



Hình 2.3 - Tạo khuôn dương

Mười phút sau, lớp thạch cao trở nên đủ cứng và khuôn âm được loại bỏ và phá hủy. Do đó, khuôn dương sẽ được hình thành và giữ ở nơi an toàn trong vài ngày cho đến khi khô.

Bước 3. Sửa đổi khuôn dương

Ở bước này, mô hình khuôn dương được chỉnh sửa lại theo cách thủ công để

định hình bề mặt bên trong của ổ gắn theo cách sẽ mang lại sự phân bố áp lực dự kiến trên bề mặt tương tác giữa ổ và mỏm cụt trong quá trình sử dụng bộ phận giả. Như được mô tả trong mục 1.3, những sửa đổi này bao gồm việc siết chặt ổ gắn trong các vùng chịu áp lực, được thực hiện bằng cách loại bỏ thạch cao tại các vùng liên quan của khuôn dương và nới lỏng ổ gắn tại các khu vực nhạy cảm với áp lực, được thực hiện bằng cách thêm một số lớp thạch cao (hình 2.4h).



(g)



(h)

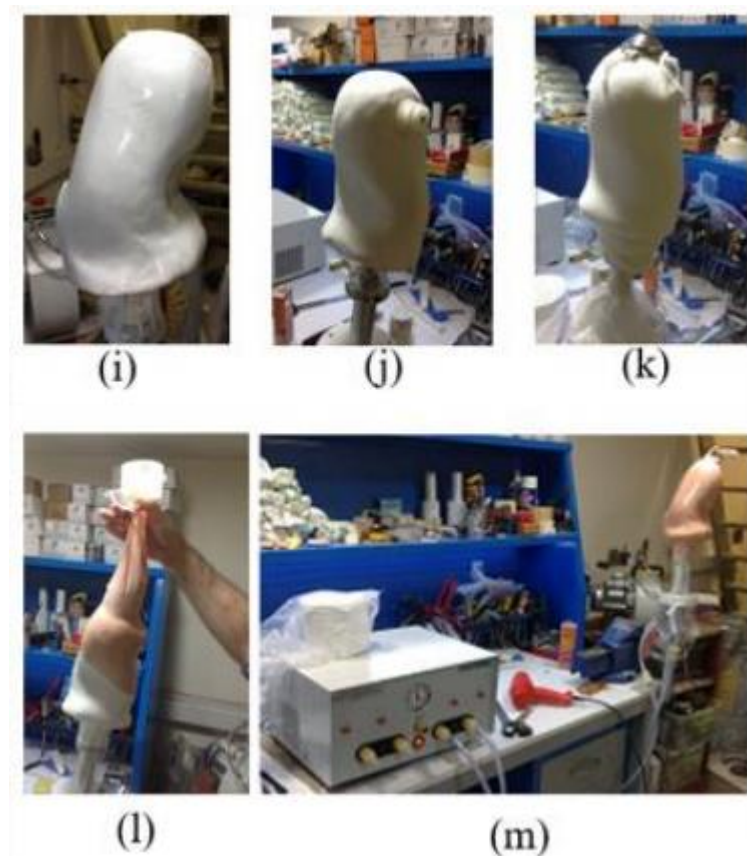
Hình 2.4 - Sửa đổi khuôn dương

Cuối cùng, bác sĩ phục hình sẽ loại bỏ vài mm thạch cao khỏi tổng thể khuôn dương để tạo ra sự tiếp xúc hoàn toàn giữa ổ gắn và mỏm cụt. Lưu ý rằng tất cả các sửa đổi được áp dụng đều là thủ công và số lượng tháo/bỏ sung được bác sĩ phục hình ước tính dựa trên kinh nghiệm và trực giác của họ. Khuôn đã sửa đổi được giữ một lần nữa ở nơi an toàn trong vài ngày để lớp thạch cao được thêm vào sẽ khô hoàn toàn.

Bước 4: Làm mỏng ổ mỏm cụt

Đây là bước tạo thân ổ gắn. Khuôn đã sửa đổi được cố định theo chiều dọc trên một bàn kẹp với đầu xa hướng lên trên và được bọc bằng túi PVA trước bước làm mỏng để tách khuôn thạch cao và thân ổ gắn. Bất kỳ phụ kiện nào cần có trong ổ cắm

đều được thêm vào trong bước này.



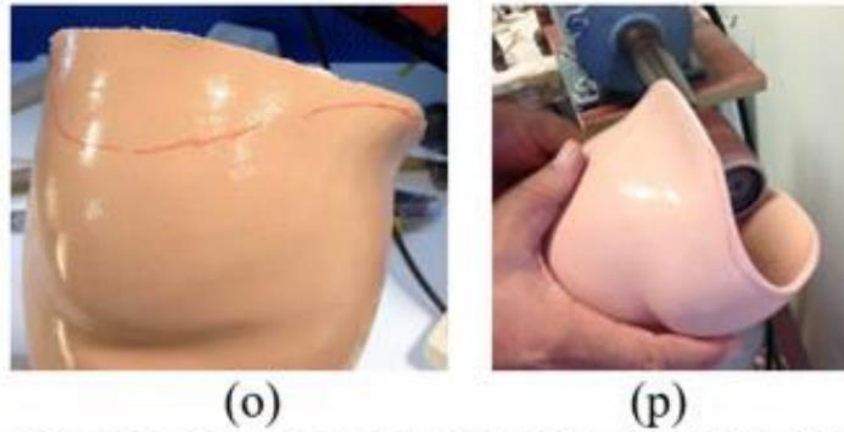
Hình 2.5 - Làm mỏng ổ mớm cụt

Ổ gấn được tạo ra từ vải dệt peclon (sợi polyamit) làm lớp gia cố và nhựa resin acrylic. Bác sĩ phục hình bắt đầu bọc nhiều lớp vải peclon để tạo độ dày cho ổ gấn. Lớp PVA ngoài cùng cuối cùng được sử dụng để bọc toàn bộ hệ thống. Lớp PVA này được làm ẩm bằng một vài giọt nước để tạo độ dẻo. Một máy bơm chân không được sử dụng để tạo áp suất âm bên trong lớp PVA dẻo nhằm giữ nó kín trong khi hỗn hợp nhựa và chất làm cứng được đổ vào bên trong. Nhờ áp suất âm không đổi do bơm chân không tạo ra, hỗn hợp sẽ được toàn bộ lớp vải dệt peclon hấp thụ. Hỗn hợp này bắt đầu phản ứng tỏa nhiệt để tạo thành phần thân cứng của ổ gấn. Hệ thống được giữ trong 2 ngày để hoàn thành phản ứng. Phản ứng này có thể được tăng tốc bằng cách sử dụng nhiệt từ súng nhiệt.

Bước 5: Các bước cuối cùng

Khuôn thạch cao dương được bọc bằng nhựa cứng bây giờ đã được sản xuất. Bác sĩ phục hình sẽ lấy sản phẩm ra khỏi bàn kẹp, cắt nó từ phía gấn và loại bỏ lớp thạch cao từ bên trong. Như vậy, bây giờ đã có được thân ổ gấn.

Vành gân của ổ gắn được bác sĩ phục hình đánh dấu thủ công, sau đó cắt bằng cưa để tạo thành cạnh ổ gắn, sau đó được làm nhẵn cùng với bề mặt ổ bằng máy chà nhám.



Hình 2.6 - Các bước cuối cùng

Bước 6: Thử nghiệm

Ổ gắn đã chuẩn bị ở phần trước được lắp ráp với các bộ phận giả khác (ống trụ, bàn chân giả và phụ kiện) để kiểm tra và kiểm tra xem nó có phù hợp với mong đợi của bệnh nhân hay không. Hai loại thử nghiệm thường được thực hiện để đánh giá ổ gắn được chế tạo: thử nghiệm tĩnh (trạng thái đứng) và thử nghiệm động (đi lại trong khi đeo thiết bị). Bất kỳ sự đau đớn hoặc khó chịu nào mà bệnh nhân cảm thấy đều được báo cáo bằng lời nói. Theo phản hồi của bệnh nhân, bác sĩ phục hình sẽ ước tính những biện pháp khắc phục cần áp dụng. Đôi khi, sự khó chịu có thể được giải quyết đơn giản bằng cách hiệu chỉnh độ thẳng hàng của ổ cắm với ống trụ, nhưng trong hầu hết các trường hợp, việc này yêu cầu các chỉnh sửa hình học sẽ được áp dụng trong một phiên riêng biệt.

Bước 7: Chỉnh sửa ổ cắm

Hình dạng ổ gắn được chỉnh sửa trong phiên hiện tại dựa trên phản hồi bằng lời nói của bệnh nhân trong phiên trước. Các biện pháp khắc phục được áp dụng có thể bao gồm điều chỉnh vành ổ gắn, sử dụng nhiệt bằng súng nhiệt để làm mềm ổ gắn và định hình lại bề mặt của nó hoặc thêm các miếng đệm dày bên trong ổ gắn.

Một phiên thử nghiệm bổ sung sẽ thực hiện theo bước chỉnh sửa để xác thực các sửa đổi được áp dụng dựa trên phản hồi của bệnh nhân một lần nữa. Có thể cần

phải thực hiện quy trình kiểm tra khắc phục lặp đi lặp lại cho đến khi đạt được sự hài lòng của bệnh nhân.

Hiện tại, có một số hệ thống CAD thương mại được sử dụng để thiết kế ổ mòm cụt hỗ trợ một số bước của quy trình sản xuất truyền thống. Họ khai thác máy quét laser 3D đắt tiền để thu được mô hình 3D của mòm cụt, mô hình này được sử dụng trong phần mềm CAD để xác định mô hình ảo ban đầu của ổ mòm cụt. Sau đó, mô hình ảo có thể được sửa đổi để nâng cao sự vừa vặn và thoải mái của ổ mòm cụt [28, 29]. Tiếp theo, dựa trên mô hình mòm cụt giả đã được chuẩn bị sẵn (hình 2.7), tiến hành chế tạo ổ mòm cụt với vật liệu nhựa trong suốt để giúp cho các kỹ thuật viên quan sát trạng thái bên trong khi người bệnh mang chân giả vào, điều này là yếu tố quyết định giúp kỹ thuật viên sau đó sẽ chế tạo cho người bệnh ổ mòm cụt vừa vặn, và chắc chắn rằng ổ mòm cụt sẽ tiếp xúc đều với thành ổ mòm cụt, loại bỏ hoàn toàn cảm giác đau do bị tì đè không đều. Với công đoạn hoàn thiện sản phẩm, phần ổ mòm cụt chính thức được đúc bằng nhựa resin với các vật liệu tăng cường như sợi cacbon, sợi thủy tinh, sợi nylon,... giúp tạo độ cứng vững và bền. Chi phí cao của các giải pháp này không khuyến khích các phòng thí nghiệm chỉnh hình nhỏ không có nhiều kinh phí đầu tư vào các công nghệ này. Hơn nữa, việc sử dụng các hệ thống này đòi hỏi các kỹ năng đặc biệt trong thiết kế CAD, kỹ năng này không thuộc về kỹ thuật viên chỉnh hình. Trên thực tế, họ thiết kế ổ mòm cụt bằng kiến thức đã tích lũy được qua nhiều năm kinh nghiệm.



Hình 2.7 – Tạo ổ mòm cụt với sự hỗ trợ của CAD trong phương pháp truyền thống

2.2. QUY TRÌNH THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ồ MỎM CỤT BẰNG PHƯƠNG PHÁP KỸ THUẬT SỐ

2.2.1 Mô hình hóa 3D phần mỗm cụt

Mô hình hóa 3D phần chi cụt bằng phương pháp quét 3D là một bước quan trọng trong phương pháp thiết kế bộ phận giả kỹ thuật số, vì thiết kế ồ mỗm cụt phụ thuộc rất nhiều vào các thông số riêng của chi cụt, bao gồm cả hình dạng hình học của nó.

Những tiến bộ gần đây trong công nghệ quét quang học, nhiều chủng loại máy quét laser cầm tay đã được nhiều tác giả sử dụng và nghiên cứu trong ứng dụng phục hình [30–36] (Bảng 2.1).

Bảng 2.1 – Các chủng loại máy quét 3D đã được các nhóm tác giả sử dụng

Chủng loại máy quét 3D cầm tay	Nơi sản xuất	Nhóm nghiên cứu sử dụng
OMEGA scanner	The Ohio Willow Wood Company, USA	Wernke và các đồng nghệp (2016) [30]
Artec Eva scanner	Artec 3D, Luxembourg	Seminati và các đồng nghệp (2017) [31] K. Raz và các đồng nghệp (2022) [32]
Romer scanner	Hexagon, UK	Seminati và các đồng nghệp [31]
COMET 250 scanner	Zeiss, USA	Lenka và đồng nghiệp (2011) [33]
EinScan 3D Pro scanner	Shining 3D, China	Stelt và các đồng nghiệp (2021) [34]

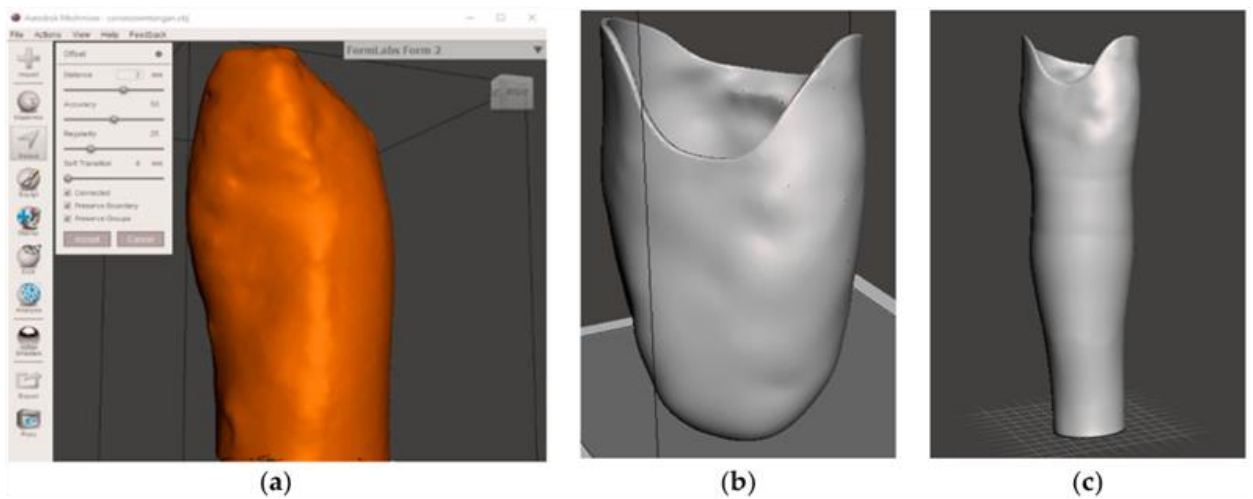
Các thiết bị giá rẻ như cảm biến Microsoft Kinect cũng được sử dụng để tạo mô hình 3D của phần móm cụt [28, 37–39]. Một phương pháp được đề xuất khác là sử dụng một camera cố định để ghi lại hình ảnh móm cụt của bệnh nhân được đặt trong bàn xoay, tiếp theo xử lý hình ảnh để tạo ra mô hình 3D móm cụt từ các khung hình đã chụp [40]. Ngoài ra, một phương pháp sử dụng kỹ thuật chụp ảnh ở cự ly gần để thu được ảnh toàn diện của tất cả các mặt của móm cụt, sau đó được nhập vào phần mềm ghép để tạo mô hình 3D của móm cụt [41].

Trong khi quét 3D chỉ cung cấp dữ liệu hình học bề mặt bên ngoài của móm cụt, nhiều tác giả khác cho rằng cần phải quét toàn bộ thể tích của móm cụt để nắm được các chi tiết giải phẫu bên trong của nó. Điều này đã đạt được bằng cách sử dụng kỹ thuật Chụp cộng hưởng y tế (MRI) [42–48] hoặc kỹ thuật chụp cắt lớp (CT) [36, 47, 48]. Ngoài ra, hình ảnh y tế cũng được kết hợp với công nghệ quét hình học quang học để có hình dạng 3D chính xác hơn với các chi tiết giải phẫu [49]. Giải pháp hình ảnh y tế cho phép thu thập thông tin chi tiết liên quan đến hình học cơ xương khớp. Tuy nhiên, nhược điểm chính của nó là giá thành cao, khiến chúng không thuận lợi khi được tích hợp vào một quy trình thiết kế và chế tạo chân tay giả hoàn chỉnh với chi phí thấp. Một nhược điểm khác là nguy cơ cơ thể con người tiếp xúc với bức xạ bằng phương pháp CT [50]. Một giải pháp thay thế chi phí thấp và an toàn để quét thể tích chi tiết là kỹ thuật hình ảnh siêu âm [51, 52]. Cách tiếp cận này thường bao gồm một bộ phát và thu siêu âm quay đồng thời di chuyển theo trục thẳng đứng. Tuy nhiên, quy trình quét bằng kỹ thuật này tương đối dài và mất vài phút để hoàn thành, có thể liên quan đến cử động chân tay không chủ ý hoặc co cơ trong quá trình quét. Tính năng bù chuyển động dựa trên máy ảnh đã được đề xuất như một giải pháp cho vấn đề này [52–55].

2.2.2 Mô hình hóa 3D ở móm cụt

Nhiều nhà nghiên cứu nỗ lực phát triển các công cụ CAD để thiết kế mô hình 3D của ở móm cụt. Nhìn chung, phương pháp mô hình hóa dựa trên các quy tắc thiết

kế của phương pháp thông thường, trong đó ổ cắm được nối lỏng ở những vùng nhạy cảm với áp lực và được siết chặt ở những vùng chịu áp lực. Nhiều người vẫn đang thực hiện việc này một cách thủ công thay vì sử dụng phần mềm CAD thương mại [56–58] hoặc bằng cách triển khai các công cụ chuyên dụng cho ứng dụng này [59, 60]. Việc sử dụng các phần mềm CAD thương mại để hỗ trợ trong việc thiết kế ổ mỏm cắt đã dần trở nên phổ biến, có thể kể đến các công cụ thiết kế nổi tiếng như Creo (PTC Ltd., Boston, MA, USA) [48], SolidWorks (Corporation, MA, USA) [36, 61], Fusion 360 (Autodesk, USA) [62], v.v...



Hình 2.8 - (a) Mô hình 3D của mỏm cắt, (b) kết quả chỉnh sửa và (c) mô hình 3D cuối cùng của ổ mỏm cắt được xử lý trong Autodesk Meshmixer [41]

Bên cạnh đó, một phần mềm hỗ trợ thiết kế miễn phí đang được rất nhiều tác giả quan tâm sử dụng hiện nay đó là Meshmixer (Autodesk, USA) [34, 41, 61]. Bằng cách sử dụng các công cụ thiết kế trong Meshmixer có thể tạo ra mô hình ổ mỏm cắt có tham chiếu đến mô hình 3D của chi cắt (hình 2.8). Sau đó, ổ mỏm cắt đã được sửa đổi thủ công trong môi trường CAD để có thêm không gian ở phần đế của sản phẩm và phù hợp với cơ chế gắn với phần còn lại của chân giả [63]. Phương pháp CAD vẫn mang tính thủ công và dựa trên đánh giá chủ quan cũng như chuyên môn cá nhân của chuyên gia. Đôi khi, những công cụ này được hỗ trợ bằng các kết quả mô phỏng dựa trên phương pháp phần tử hữu hạn dưới dạng phản hồi số [38, 56, 64]. Các mô phỏng

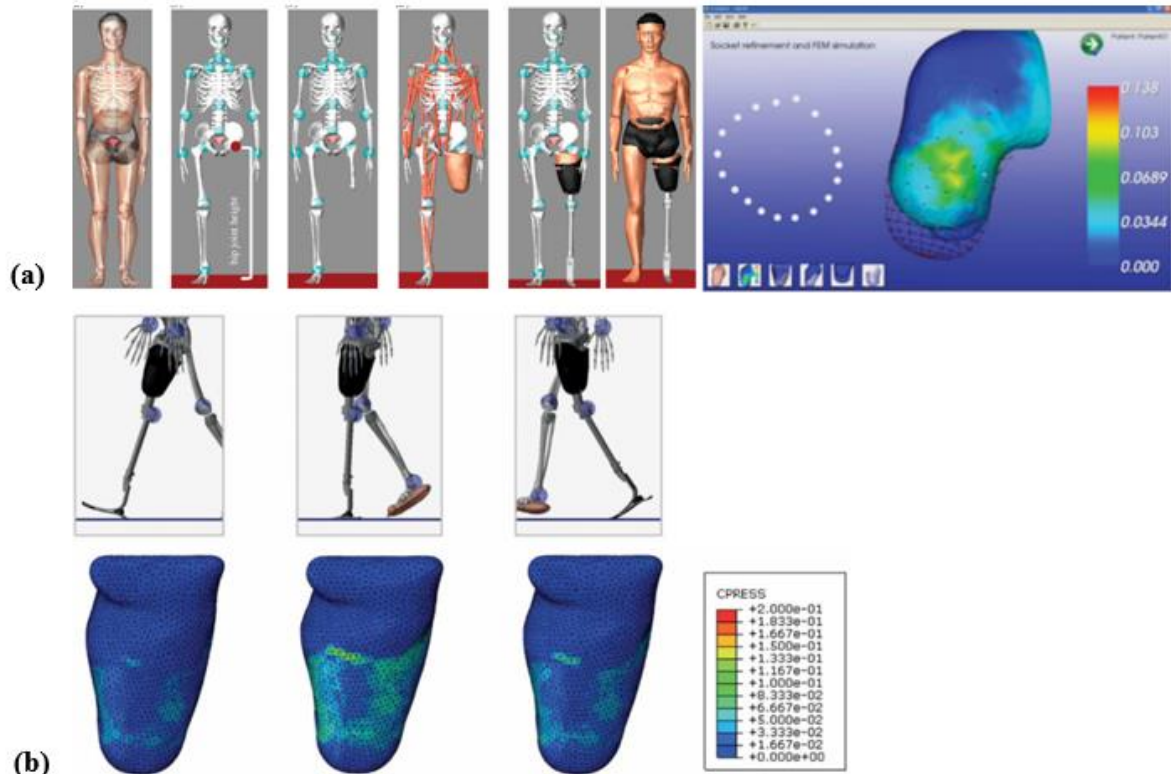
bằng phương pháp phần tử hữu hạn đòi hỏi chi phí tính toán cao và mất nhiều thời gian để thực hiện nên tính thực tế của giải pháp này và thời gian thiết kế thường không được báo cáo.

Thời gian gần đây, các phương pháp thiết kế ổ mòm cụt tự động đã được đề xuất và nghiên cứu bằng cách sử dụng mối quan hệ được xác định trước giữa dữ liệu hình học ổ mòm cụt và các thông số cụ thể của bệnh nhân như trọng lượng, lối sống, mức độ săn chắc của mòm cụt [65] hoặc bằng cách sử dụng các ổ mòm cụt được chế tạo trước đó làm hồ sơ dữ liệu đã được bù định lượng dựa trên kinh nghiệm thiết kế của các bác sĩ chỉnh hình [66]. Một nghiên cứu cung cấp dữ liệu tham số hóa của thiết kế ổ mòm cụt là công trình được thực hiện vào năm 2019 bởi Steer và các đồng nghiệp [67], tại đây mô hình dưới dạng thống kê được áp dụng để ước tính hình dạng ổ mòm cụt cũng như ứng suất tiếp xúc giữa ổ mòm cụt và chi cụt (dựa trên hệ thống máy học) mà không phải thực hiện mô phỏng bằng phương pháp phần tử hữu hạn, và sau đó thuật toán di truyền được áp dụng để đưa ra các giải pháp khả thi [68]. Tuy nhiên, việc lựa chọn giải pháp cuối cùng phải được thực hiện bởi chuyên gia mà không phải truy cập vào các sửa đổi cục bộ khi cần thiết. Điều lưu ý ở đây là mô hình dưới dạng thống kê cung cấp tham số hóa của hình dạng tổng thể được ước tính từ hồ sơ dữ liệu máy học, từ đó tránh được các thiết kế có mức độ tùy chỉnh cao có tính đến các đặc điểm riêng của từng ổ mòm cụt, ví dụ như tổn thương và độ nhạy cảm cục bộ trên da.

2.2.3 Mô phỏng tương tác giữa ổ mòm cụt và chi cụt

Việc mô phỏng sự tương tác giữa ổ mòm cụt và mòm cụt có thể nâng cao tính năng của ổ mòm cụt được thiết kế 3D [69]. Điều này bao gồm việc mô phỏng sự tương tác tĩnh (tức là tư thế đứng) hoặc động (tức là chu kỳ dáng đi) giữa hệ thống mòm cụt và ổ để dự đoán sự phân bố tải trọng dưới dạng áp lực và ứng suất cắt tại bề mặt tiếp xúc giữa mòm cụt và ổ trong quá trình sử dụng chân giả và để đánh giá khả năng đeo của ổ bằng cách xác minh sự hiện diện của các vết cắt nguy hiểm có thể gây biến dạng mô lớn trong giai đoạn đeo [69]. Những kết quả này sẽ cung cấp một cách khách quan để đánh giá thiết kế ổ mòm cụt, từ đó tối ưu hóa hình dạng của ổ. Thông

thường, các mô phỏng tương tác bằng phần tử hữu hạn (FE) được sử dụng trong lĩnh vực này thông qua các phần mềm phân tích mạnh mẽ như ANSYS (Mỹ) [33, 48, 61] hay ABAQUS (Pháp) [47, 63, 70]. Phương pháp FE được xác định là một phương pháp tiềm năng để dự đoán và đánh giá sự truyền tải giữa mỗm cụt và ổ. Nó cho phép kiểm tra ứng suất trên toàn bộ phần chi còn lại bao gồm cả bề mặt và các mô bên trong, đồng thời dự đoán trước sự truyền tải trước khi chế tạo.



Hình 2.9 - Phân bố ứng suất trên bề mặt mỗm cụt: (a) Khi bệnh nhân ở tư thế đứng yên [37]; (b) Khi bệnh nhân di chuyển [38]

Nhiều tác giả trong những thập kỷ qua đã nghiên cứu phương pháp FE để mô phỏng cả trường hợp mỗm cụt dưới gối [71] và mỗm cụt trên gối [72, 73]. Nói chung, phân tích phần tử hữu hạn bao gồm hai bước riêng biệt. Bước đầu tiên mô phỏng phần chi còn lại được gắn vào ổ mỗm cụt để thu được ứng suất tiếp xúc sơ bộ giữa hai đối tượng và bước thứ hai thực hiện tác dụng một số tải trọng lên ổ. Trong một số nghiên cứu, lực tác dụng này bằng một nửa trọng lượng của bệnh nhân mô phỏng trạng thái tĩnh khi đứng [37, 50, 68, 74, 75], trong khi ở các nghiên cứu khác, nó là lực động mô phỏng tải trọng tác dụng trong chu kỳ dáng đi [38, 76].

Việc mô hình hóa hệ thống mỗm cụt và ổ không phải là một nhiệm vụ đơn giản

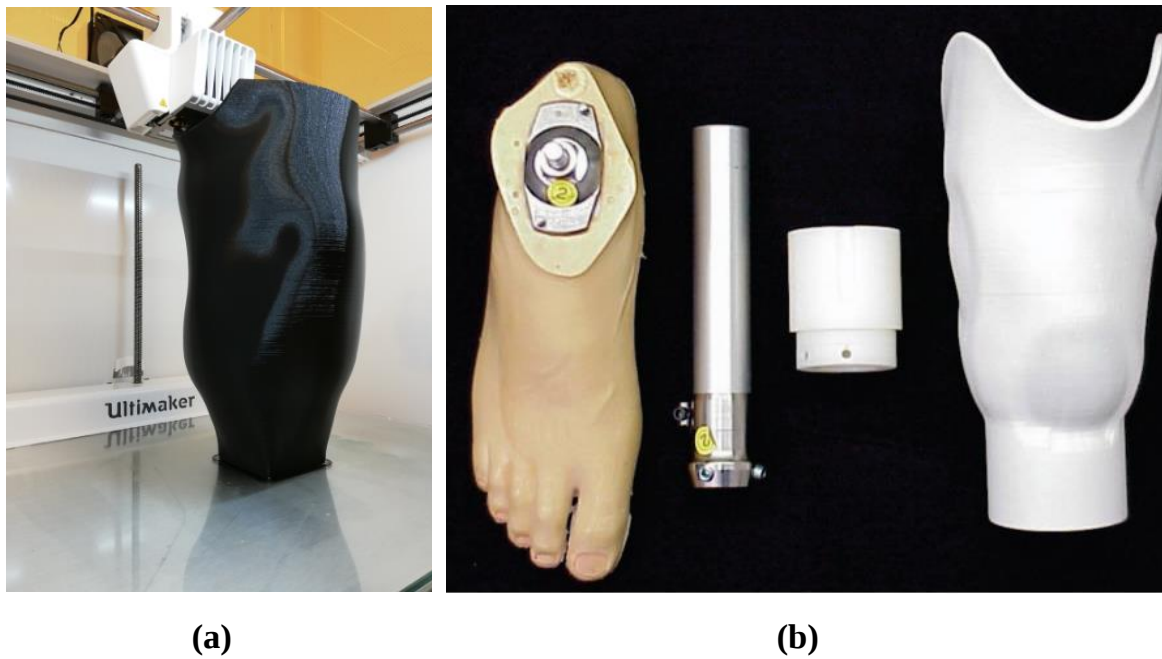
vì có nhiều điều kiện quan trọng cần được xem xét, chẳng hạn như đặc tính đàn hồi phi tuyến tính của mô mềm mồm cụt cũng như các điều kiện tiếp xúc cứng do hình dạng không đều của bề mặt mồm cụt. Tay chân của con người không phải là một vật thể đơn giản, có giải phẫu rất phức tạp, bao gồm nhiều chất liệu không đồng nhất như lớp hạ bì, các mô mềm bao gồm mỡ và cơ, xương, gân, dây thần kinh và mạch máu... và mỗi phần lại có tính chất vật lý và cơ sinh học phức tạp. Một số nhà nghiên cứu đã mô hình hóa toàn bộ thể tích của mô mềm mồm cụt (không bao gồm xương) như một vật liệu biến dạng dẻo phi tuyến tính đồng nhất [77] hoặc vật liệu đàn hồi nhớt phi tuyến tính [78], trong khi đó một số nhà nghiên cứu đã phát triển một mô hình chi tiết dựa trên dữ liệu quét hình ảnh MRI [79]. Hầu hết các nghiên cứu FE đơn giản hóa các mô mềm ở mồm cụt như một vật liệu đàn hồi tuyến tính đồng nhất [33, 47, 48, 61, 63, 70, 71, 75, 80]. Colombo và các cộng sự [81] đã xác nhận việc sử dụng mô hình tuyến tính đơn giản hóa bởi thực tế là nó cho kết quả tương tự so với mô hình siêu dẻo với thể năng biến dạng được biểu thị bằng đa thức bậc hai, nhưng thời gian tính toán của nó nhanh hơn 400%.

2.2.4 Tạo mẫu

Hiện nay, lĩnh vực chân tay giả chứng kiến việc nghiên cứu và sử dụng các công nghệ sản xuất đắp lớp (Additive Manufacturing-AM) cũng được gọi là in 3D để tạo mẫu nhanh với chi phí thấp. In 3D đã trở thành giải pháp được sử dụng rộng rãi để sản xuất ổ mồm cụt với sự trợ giúp từ máy tính do các nhà nghiên cứu và trung tâm chỉnh hình đề xuất. Rogers và các cộng sự [82] đã cung cấp các đánh giá chi tiết về in 3D ổ mồm cụt trước năm 2007 và đã tích hợp công nghệ ổ mồm cụt tương thích trong một thử nghiệm để đo ứng suất tiếp xúc. Một đánh giá khác đã được thực hiện bởi Chen và các đồng nghiệp [83] vào năm 2015 trong bối cảnh tương tự.

Các nghiên cứu tài liệu chứng minh rằng phương pháp phổ biến nhất được sử dụng để in 3D chân tay giả là mô hình lắng đọng hợp nhất (FDM) nhờ vào độ bền của vật liệu mà nó có thể tạo ra [84]. Từ đó, công nghệ in FDM đã trở thành công cụ được yêu thích đối với nhiều nhà nghiên cứu ứng dụng để tiến hành tạo mẫu ổ mồm

cụt trong những năm gần đây [34, 35, 41, 61, 63, 85] (Bảng 2.2). Tuy nhiên, các ổ mỏm cụt in 3D vẫn còn yếu và tương đối dễ vỡ, điều này khiến chúng không được coi là sản phẩm cuối cùng sẵn sàng sử dụng, đó là lý do tại sao chúng thường được sử dụng làm nguyên mẫu trong các thử nghiệm lắp sơ bộ với bệnh nhân [86]. Để giải quyết vấn đề về độ bền của các bộ phận in 3D, một số nhà nghiên cứu đã phủ chúng bằng một lớp nhựa gia cố [87, 88]. Thiêu kết laser chọn lọc (SLS) là một công nghệ in 3D khác được sử dụng trong chế tạo ổ mỏm cụt [82, 89]. Trong khi công nghệ SLS cung cấp sản phẩm chính xác hơn và sản xuất nhanh hơn, thì nó lại đắt hơn công nghệ FDM.



Hình 2.10 - (a) Ổ mỏm cụt được in bằng phương pháp FDM [34]; (b) Ổ mỏm cụt được in bằng phương pháp SLS [82]

Bảng 2.2 – Các chủng loại máy in 3D đã được các nhóm tác giả sử dụng

Loại máy in 3D	Xuất xứ	Vật liệu in	Thông số in	Nhóm tác giả
Ultimaker S5	Ultimaker BV, Geldermalsen, Hà Lan	Nhựa PLA cứng	- Lỗ in 0,8mm; - Tỷ lệ lấp đầy 100%; - Độ dày lớp 0,2mm;	Stelt và các đồng nghiệp [34]

- Tốc độ in 45 mm/s.				
FlashForge Creator Pro	Flashforge3D technology Co.,LTD, Jinhua, Trung Quốc	Nhựa PLA cứng	- Nhiệt độ đun: 220 ⁰ C; - Nhiệt độ nền: 50 ⁰ C; - Tốc độ đun: 60 mm/s	Górski và các đồng nghiệp [35]
FlashForge Creator Pro	Flashforge3D technology Co., LTD, Jinhua, Trung Quốc	Nhựa TPE đàn hồi	- Nhiệt độ đun: 235 °C; - Nhiệt độ nền: 60 °C; - Tốc độ đun: 40 mm/s.	Górski và các đồng nghiệp [35]
Circular 3D printer	Karya3D, Semarang, Indonesia	Nhựa PLA cứng	- Đường kính đầu phun 0,4mm; - Độ dày lớp 0,2 mm; - Tỷ lệ lấp đầy 100%; - Tốc độ in 60 mm/s; - Nhiệt độ đầu phun 210 ⁰ C - Không có đế nhiệt	Ismail và các đồng nghiệp [41]
-	-	Nhựa ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene)	- Đường kính đầu phun 1,75 mm; - Đường kính lõi in khoảng 1,75+0,1 mm; - Độ dày lớp từ 0,1-0,5 mm; - Nhiệt độ đun tối đa 230 ⁰ C	Gubbala và đồng nghiệp [61]

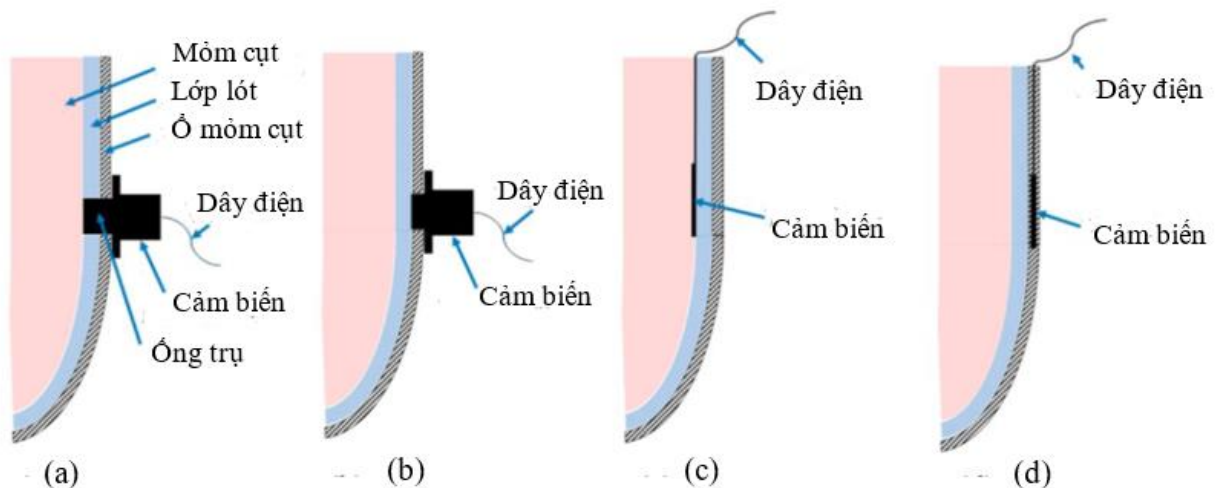
Raise3D Pro2	Raise3D, Mỹ	Nhựa PLA cứng	- Đường kính lỗ đầu phun 1mm;	Marinopoulos và các đồng nghệ [63]
			- Tỷ lệ lấp đầy 100%; - Độ dày lớp 0,2mm; - Nhiệt độ đun: 210 ⁰ C; - Nhiệt độ nền: 60 ⁰ C	
Creality CR-10 S4	Creality, Trung Quốc	Nhựa Bio - PLA	- Đường kính lỗ đầu phun 0,4mm;	Plesec và các đồng nghiệp [85]
			- Độ dày lớp 0,2mm; - Tốc độ in 55mm/s; - Nhiệt độ đun: 210 ⁰ C; - Nhiệt độ nền: 55 ⁰ C	

In 3D là kỹ thuật sản xuất có sự hỗ trợ của máy tính (CAM) được sử dụng rộng rãi để hiện thực hóa ở môm cắt được thiết kế bằng số. Một trong những lợi ích của nó là nó cho phép bổ sung thêm các thay đổi về thiết kế cho ở môm cắt chẳng hạn như các đường dẫn làm mát để mang lại cảm giác dễ chịu cho bệnh nhân [90]. Một lợi ích khác của công nghệ này chính là phạm vi lựa chọn vật liệu, báo cáo thể hiện được nhiều đặc tính và tính chất vật liệu khác nhau [33]. Trong tài liệu [29], các tác giả đã thảo luận về kết quả của các thí nghiệm được thực hiện trên một loạt ở môm cắt được chế tạo riêng cho chi trên, được sản xuất thông qua kỹ thuật sản xuất đắp lớp sử dụng nhựa nhiệt dẻo. Những ở cấy này được thiết kế tự động dựa trên bản quét 3D chân tay của một bệnh nhân ba tuổi. Mục tiêu chính của nghiên cứu này là so sánh các ở cấy được chế tạo từ hai vật liệu khác nhau: PLA cứng và TPE đàn hồi. Hai thiết kế ở cấy riêng biệt có hệ thống lắp đặt khác nhau đã được phát triển để đánh giá. Nghiên cứu này nhằm mục đích phát triển quy trình in 3D đáng tin cậy và hiệu quả về mặt chi phí cho các ở cấy sử dụng công nghệ FDM. Các tác giả đã thử nghiệm các cài đặt thông số in khác nhau để tạo ở cấy và đánh giá chúng dựa trên một số yếu tố. Những yếu tố này bao gồm mức độ dễ dàng để sản xuất ở

mỏm cắt một cách nhất quán (độ ổn định của quy trình), mức độ vừa vặn của chúng với người đeo, mức độ hài lòng của người dùng, độ bền và độ mịn bề mặt.

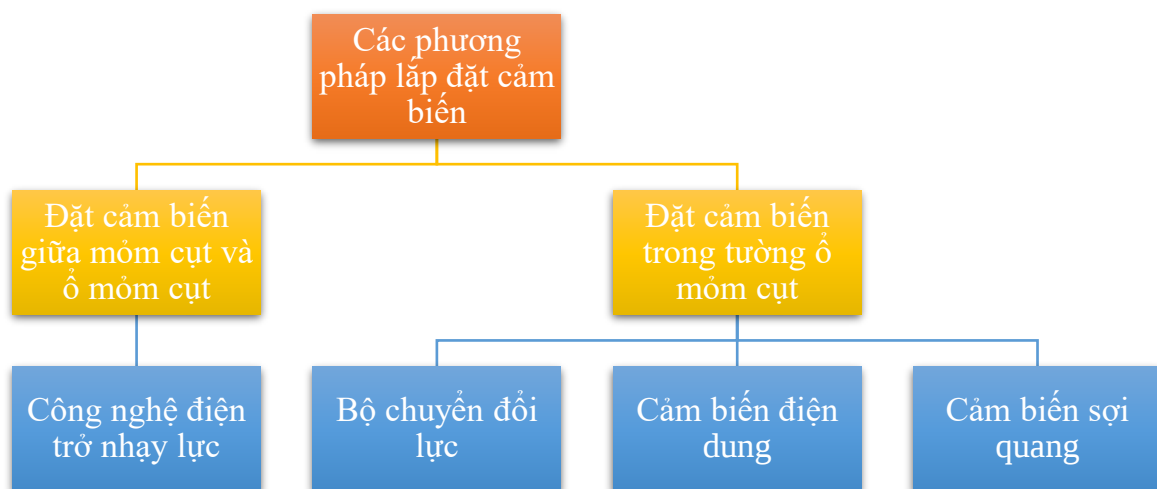
2.2.5 Đo tương tác giữa chi cắt và ổ mỏm cắt

Việc xác định áp lực thực tế trên bề mặt tiếp xúc giữa mỏm cắt và ổ mỏm cắt trong quá trình sử dụng chân giả giúp đưa ra đánh giá khách quan sau khi chế tạo ổ. Sự phân bố áp lực không phù hợp có thể gây ra nhiều khó chịu và áp lực cục bộ lớn tác động lên da trong thời gian dài có thể gây ra các vấn đề về da. Vì mối quan hệ giữa áp lực và sự khó chịu tùy thuộc vào trọng lượng, sức chịu đựng, độ tương lực cơ còn lại và lối sống của đối tượng, cho nên việc xác định các giá trị ngưỡng áp lực có thể là bước đầu tiên để giảm bớt sự khó chịu tiềm ẩn [65]. Từ đó, nhiều nhà nghiên cứu đã cố gắng đo các ngưỡng này [91, 92], tuy nhiên, các giá trị ngưỡng tiêu chuẩn vẫn chưa có sẵn, đặc biệt vì chúng phụ thuộc đáng kể vào các đặc điểm riêng của bệnh nhân và tình trạng của nó.



Hình 2.11 - Kỹ thuật lắp cảm biến [93]: (a) Cảm biến gắn trên tường ổ mỏm cắt thông qua một lỗ khoan và ống trụ để tiếp xúc trực tiếp với da mỏm cắt; (b) Kỹ thuật lắp tương tự với một điểm khác biệt nhỏ là ống trụ ngang bằng với bề mặt ổ mỏm cắt bên trong và không xuyên qua lớp lót; (c) Cảm biến được lắp vào giữa ổ mỏm cắt và mỏm cắt; (d) Cảm biến gắn trong tường ổ mỏm cắt

Nhiều loại bộ chuyển đổi lực đã được phát triển để lập sơ đồ phân bố áp suất sau khi thiết kế ổ cắm nhằm đánh giá và cải thiện độ vừa vặn và thoải mái của ổ mỗm cụt [94]. Một trong những thách thức chính là lựa chọn đầu dò phù hợp cho môi trường thử nghiệm và lựa chọn kỹ thuật lắp phù hợp [95]. Về kỹ thuật lắp, tài liệu cho thấy rằng cảm biến có thể được lắp bằng các kỹ thuật khác nhau: cảm biến gắn trên tường ổ mỗm cụt, cảm biến lắp vào giữa ổ mỗm cụt/mỗm cụt và cảm biến gắn trong tường ổ mỗm cụt [93] như hình 2.11 thể hiện. Một số tiêu chí phải được đáp ứng để đảm bảo khả năng của cảm biến có thể nắm bắt đầy đủ các tương tác cơ học giữa mỗm cụt và ổ mỗm cụt. Cảm biến phải thu được chính xác các lực (hoặc áp suất) tác dụng lên mô đồng thời có mức độ xâm lấn tối thiểu để không làm thay đổi cơ chế sinh học của hệ thống. Phải cẩn thận để đảm bảo hình dạng vật lý của cảm biến không bị dịch chuyển, biến dạng hoặc làm thay đổi đáng kể phản ứng cơ học của mô mềm và ổ mỗm cụt [96].



Hình 2.12 - Các loại cảm biến được sử dụng trong thí nghiệm

Đối với kỹ thuật lắp cảm biến giữa ổ mỗm cụt và mỗm cụt (hình 2.12), thì công nghệ điện trở nhạy lực (Force Sensitive Resistor - FSR) là một lựa chọn hấp dẫn đối với các bác sĩ lâm sàng và nhà nghiên cứu (bảng 2.3). Điện trở nhạy lực là một loại điện trở có giá trị điện trở thay đổi theo sự thay đổi của áp lực. Chúng có cấu

hình mỏng, chi phí thấp [97] và thường yêu cầu xử lý tín hiệu tối thiểu trước khi trích xuất dữ liệu. Tuy nhiên, loại công nghệ này chỉ đo được áp lực pháp tuyến, bên cạnh đó còn có một số hạn chế đã biết bao gồm độ trễ [97, 98], sai số trôi [94, 98] và độ nhạy với lực cắt, nhiệt độ, độ cong, mức tải [96, 98]. Dù vậy, những cảm biến chi phí thấp, phổ biến rộng rãi này vẫn là một lựa chọn hấp dẫn cho các ứng dụng chân tay giả trong nghiên cứu và lâm sàng. Trong tài liệu này, công nghệ FSR đã được triển khai theo nhiều cấu hình khác nhau để làm nổi bật sự phát triển áp lực trong ổ mỏm cụt. Các áp lực này đã được sử dụng để xác định các cơ chế như di chuyển trong chu kỳ dáng đi, áp lực ổ mỏm cụt/mỏm cụt, độ chính xác của công nghệ FSR, áp lực khi đeo và cởi, sự thoải mái của thiết bị và mức độ vừa vặn của ổ mỏm cụt với bệnh nhân [98–101].

Bảng 2.3 – Các chủng loại cảm biến được các tác giả sử dụng

Chủng loại	Hãng sản xuất	Nhóm tác giả sử dụng
Tekscan pressure sensor	Tekscan, Boston, MA, Hoa Kỳ	Kahle và các đồng nghiệp [102] Dumbleton và các đồng nghiệp [103]
TACTILUS tactile pressure sensor	Sensor Products Inc., Madison, NJ, Hoa Kỳ	Rajtukova và các đồng nghiệp [104]
Rincoe pressure sensor	RG Rincoe and Associates, Golden, CO, Hoa Kỳ	Polliack và các đồng nghiệp [105]
Novel pliance pressure sensor	Novel gmbH, Munich, Đức	Boutwell và các đồng nghiệp [106]

		Wolf và các đồng nghiệp [107]
		Daly và các đồng nghiệp [97]
Flexiforce A201 pressure sensor	Tekscan, Boston, MA, Hoa Kỳ	Ibarra và các đồng nghiệp [99] Ibarra và các đồng nghiệp [98]
Loadpad mobile FSR	model No. L3210, NovelGmbH, Munich, Đức	Binedell và các đồng nghiệp [108]

Đối với kỹ thuật lắp cảm biến trong tường ổ mỏm cụt, thì bộ chuyển đổi lực, cảm biến điện dung và cảm biến sợi quang đang được các nhà nghiên cứu quan tâm sử dụng. Trong bộ chuyển đổi lực, máy đo biến dạng được gắn vào một phần tử có thể biến dạng với hình dạng và mô đun đàn hồi đã biết. Lực tác dụng lên cảm biến được xác định thông qua việc tích hợp các chỉ số của máy đo biến dạng và các phép tính dựa trên lý thuyết biến dạng được sử dụng để suy ra áp lực tác dụng. Không giống như công nghệ FSR, các bộ chuyển đổi lực này cho phép đo lực cắt và lực pháp tuyến tại bề mặt tiếp xúc giữa ổ cắm và chi còn lại [109, 110] và thường được tích hợp vào ổ mỏm cụt để làm nổi bật lực đáng đi [111]. Ứng dụng bộ chuyển đổi lực có nhiều ưu điểm hơn so với công nghệ FSR như chính xác hơn, có ít độ trễ hơn và có thể thu được các giá trị lực cắt và lực pháp tuyến. Tuy nhiên, giống như FSR, bộ chuyển đổi lực chỉ có khả năng đo lực tại một điểm đơn. Mặc dù cài đặt nhiều cảm biến là một giải pháp khả thi nhưng quá trình cài đặt có thể thay đổi các đặc tính vật liệu của bộ phận giả hoặc bề mặt tiếp xúc giữa ổ mỏm cụt và mỏm cụt [93].

Cảm biến điện dung là một giải pháp thay thế cho sự nhạy cảm với nhiệt độ thấp, bao gồm một vật liệu điện môi được đặt giữa hai bề mặt dẫn điện song song. Những cảm biến này đã được giới thiệu trong các ứng dụng chân tay giả [112, 113].

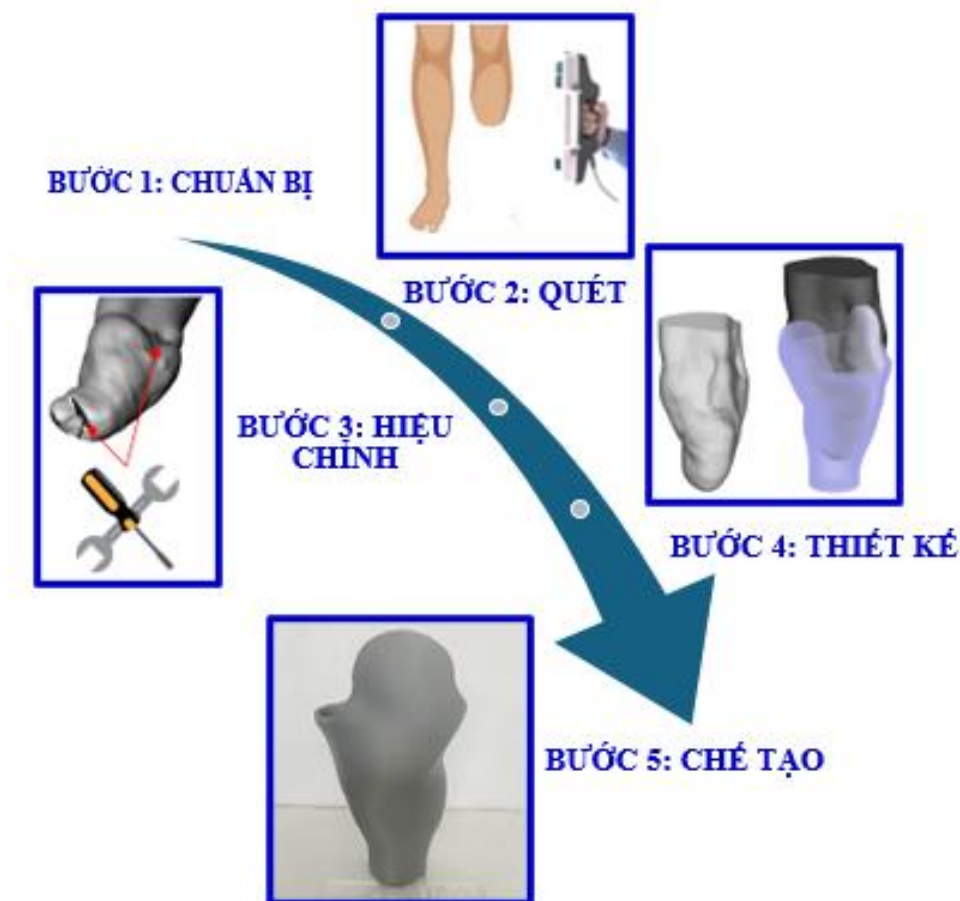
Cảm biến điện dung được đặt bên trong ổ môm cút nên không có hiện tượng lệch đáng chú ý nào trong quá trình đo động lực tương tác giữa môm cút và ổ. Loại cảm biến này chỉ cần mức năng lượng thấp để hoạt động. Tuy nhiên, loại cảm biến này chỉ cung cấp việc đo áp suất trực tiếp một trục và dễ bị nhiễu xuyên âm.

Cảm biến sợi quang được sử dụng trong nhiều ứng dụng để đo biến dạng, áp suất, lực, nhiệt độ và thậm chí cả chỉ số khúc xạ. Donati và các đồng nghiệp đã sử dụng cảm biến này để đo áp suất tại bề mặt tiếp xúc giữa môm cút/ổ cảm trong lần đầu tiên vào năm 2013 [114]. Cảm biến sợi quang đã cho thấy khả năng đo cả ứng suất pháp và ứng suất cắt [115]. Chúng cũng thu hút nhiều nhà nghiên cứu vì độ bền, độ nhạy cao và khả năng miễn nhiễm với nhiễu điện từ [116, 117]. Tuy nhiên, trong trường hợp có bất kỳ hư hỏng nào đối với sợi quang hoặc các thành phần quang điện tử, thì những cảm biến sợi quang này vẫn dễ bị nhiễu điện từ, dẫn đến hoạt động đầy đủ của chúng có thể bị cản trở [117].

CHƯƠNG 3. THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT BẰNG PHƯƠNG PHÁP KỸ THUẬT SỐ

Hiện nay, các trung tâm hoặc bệnh viện phục hồi chức năng vẫn đang sử dụng quy trình thiết kế chế tạo ổ móm cụt bằng phương pháp truyền thống, quy trình này tốn rất nhiều thời gian và giá thành cao. Ngoài ra, chất lượng của bộ phận giả phụ thuộc rất nhiều vào kinh nghiệm của chuyên gia.

Trong nghiên cứu này, tác giả đề xuất một quy trình thiết kế ổ móm cụt bằng phương pháp kỹ thuật số như hình 3.1 thể hiện.



Hình 3.1 – Quy trình thiết kế và chế tạo ổ móm cụt cho người khuyết chi dưới gối

Đối tượng được thực hiện là người đàn ông 67 tuổi, bị cắt cụt cách đây hơn 10 năm. Hiện tại đang sinh sống tại Đà Nẵng, Việt Nam. Theo điều tra, hiện tại ông vẫn đang sử dụng thiết bị chân giả được hỗ trợ từ hội Chữ thập đỏ, thiết bị có giá thành rẻ, phục vụ cơ bản cho việc đi lại. Tuy nhiên, trong quá trình sử dụng, thiết bị đã gây ra đau đớn do phải quấn tẩm lót rất chặt và phải buộc dây vào phần đùi trên gối để không bị tuột (hình 3.2).



Hình 3.2 – Mổ cụt của người khuyết chi

3.1. QUÉT 3D MỔ CỤT

Để thu thập dữ liệu mổ cụt, nhóm tác giả sử dụng máy quét 3D cầm tay nhãn hiệu IREAL M3 [8] (hình 3.3) có thông số kỹ thuật như bảng 3.1 thể hiện.



Hình 3.3 – Máy quét 3D cầm tay IREAL M3

Bảng 3.1 - Thông số kỹ thuật của IREAL M3

Nguồn sáng kép	7 Tia Laser song song hồng ngoại
Đặc điểm quét	Khoảng cách quét hiệu quả: 280-1000 mm Khoảng cách quét tối ưu: 400 mm Trường nhìn: 400 x 240 mm
Tốc độ quét	Lên đến 60 FPS
Độ mịn	Khoảng cách điểm: 0,1-3mm
Sự chính xác	Lên đến 0,1 mm
Phần cứng	Camera Pixel tích hợp: 1,3 Megapixel Phạm vi nhiệt độ làm việc: -10~40°C Kích thước & Trọng lượng máy quét: 140×94×258 mm; 856g

Sau khi có được dữ liệu mỗm cụt, tiến hành sử dụng phần mềm Meshmixer của hãng để tiến hành thiết kế ổ mỗm cụt. Meshmixer là một phần mềm mạnh mẽ và linh hoạt với nhiều ưu điểm cho người dùng ở mọi cấp độ. Phần mềm miễn phí, dễ sử dụng, có nhiều chức năng và hỗ trợ nhiều định dạng tệp.

a. Chuẩn bị:

Yêu cầu bệnh nhân cởi bỏ trang phục, trang sức và bất kỳ vật dụng nào có thể

che khuất mỗm cụt. Da cần được sạch sẽ và khô ráo. Khởi động máy quét và đảm bảo pin được sạc đầy đủ. Chuẩn bị phần mềm quét 3D và hiệu chỉnh cài đặt nếu cần thiết. Quá trình quét nên diễn ra trong môi trường có ánh sáng tốt, ít nhiễu và có đủ không gian để bệnh nhân di chuyển thoải mái.

Một số lưu ý:

Đặt vị trí bệnh nhân: Hướng dẫn bệnh nhân đứng hoặc ngồi ở vị trí phù hợp để có thể quét toàn bộ mỗm cụt từ nhiều góc độ.

Bắt đầu quét: Giữ máy quét cầm tay cách mỗm cụt khoảng 10-20 cm và di chuyển chậm rãi, đều đặn theo các đường quét được hướng dẫn trên màn hình.

Di chuyển máy quét theo các đường quét được hướng dẫn, đảm bảo quét toàn bộ bề mặt mỗm cụt mà không bỏ sót bất kỳ chi tiết nào.

Tránh di chuyển máy quét quá nhanh hoặc quá chậm.

Giữ máy quét ổn định và tránh rung lắc trong quá trình quét.

b. Tiến hành:

Để đảm bảo hiệu suất tốt nhất, máy quét 3D đã được hiệu chỉnh theo hướng dẫn của nhà sản xuất. Quá trình hiệu chỉnh này cần khoảng 2 phút để hoàn thành. Tất cả các lần quét được hoàn thành ở chế độ quét HD cầm tay, đặt độ phân giải 0,5 mm, ở 20 khung hình mỗi giây, với 1 triệu điểm được thu thập mỗi giây (hình 3.4).



Hình 3.4 – Quét 3D mỗm cụt

Sau khi quét xong, kiểm tra dữ liệu 3D trên màn hình để đảm bảo hình ảnh môm cắt được thu thập đầy đủ và chính xác (hình 3.5).



Hình 3.5 – Dữ liệu quét thu được

3.2. HIỆU CHỈNH DỮ LIỆU QUÉT

Có thể sử dụng phần mềm để chỉnh sửa dữ liệu quét, loại bỏ nhiễu hoặc điều chỉnh độ chính xác của mô hình 3D. Trong nghiên cứu này, tác giả sử dụng phần mềm GOM Inspect 2018 [9] để hiệu chỉnh những vị trí mà máy quét 3D không tiếp cận đến.

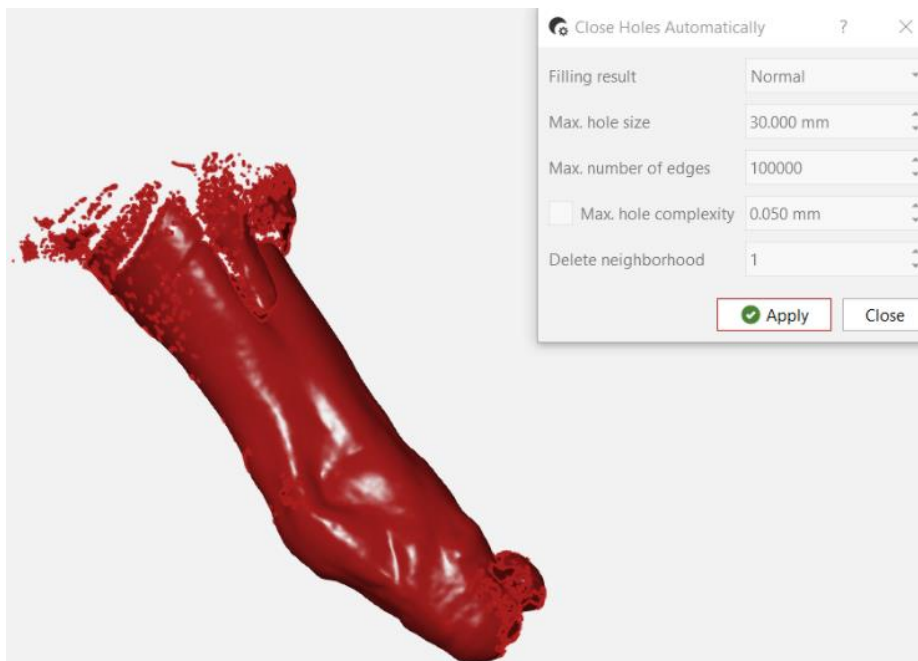
Sau khi chỉnh sửa hoàn thành, tiến hành cắt bỏ những vị trí không cần thiết. Cuối cùng, lưu dữ liệu quét dưới dạng tệp 3D để sử dụng cho các bước tiếp theo.

Máy quét 3D thu thập dữ liệu môm cắt nhanh chóng và chính xác hơn so với các phương pháp truyền thống như lấy dấu. Quá trình quét 3D không gây đau đớn hay khó chịu cho bệnh nhân. Tuy nhiên, độ chính xác của dữ liệu quét 3D phụ thuộc vào loại máy quét và kỹ thuật viên thực hiện quét. Việc xử lý và chỉnh sửa dữ liệu

quét 3D có thể đòi hỏi kiến thức và kỹ năng kỹ thuật.

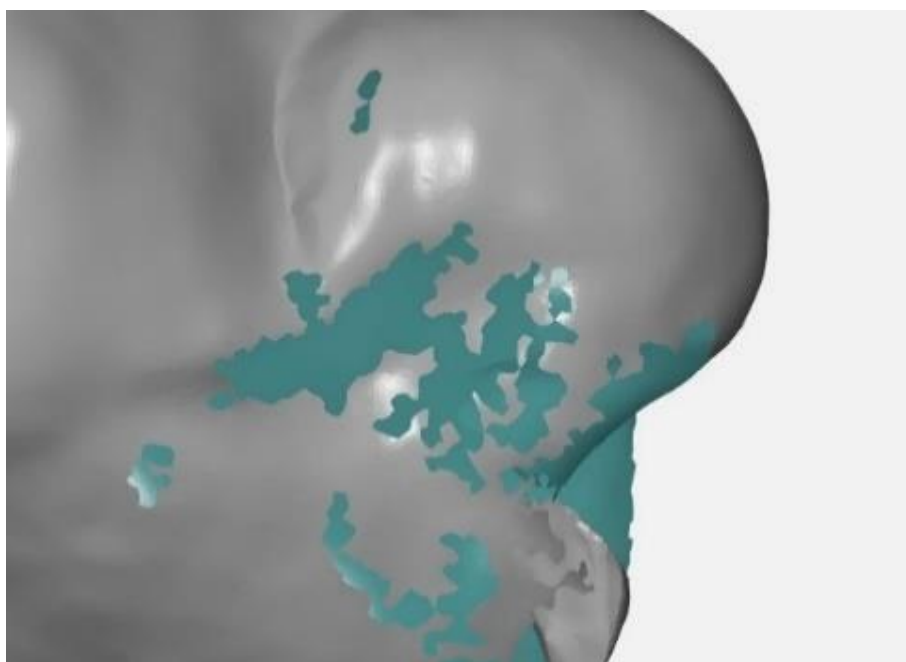
Các bước tiến hành:

- Vá lỗ tự động: dùng để vá nhanh những lỗ nhỏ (hình 3.6).



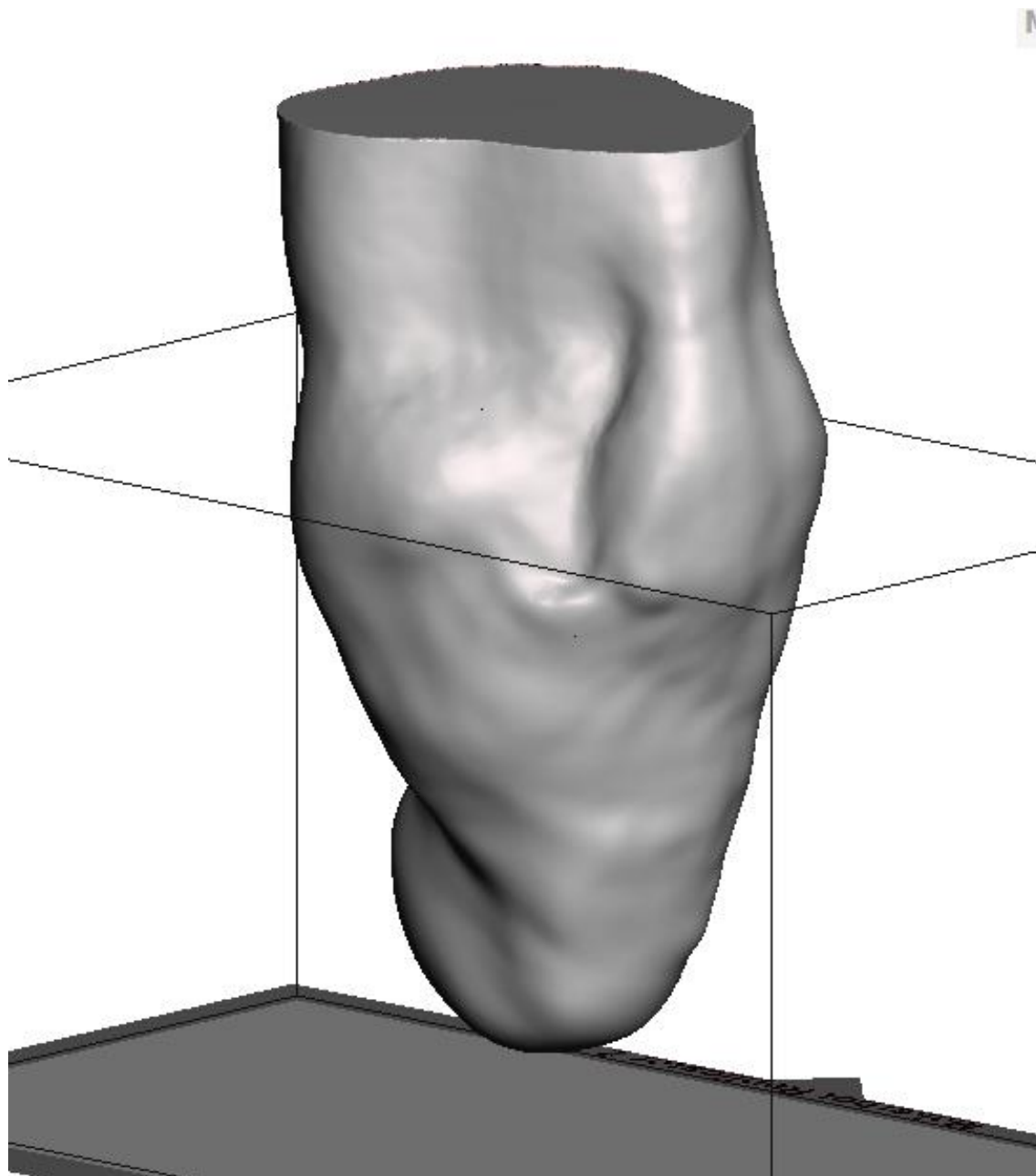
Hình 3.6 – Vá tự động các lỗ nhỏ

- Vá thủ công: dùng để vá những vị trí mà máy quét không đến được, chẳng hạn những nơi sâu hoặc lún (hình 3.7).



Hình 3.7 – Vá thủ công

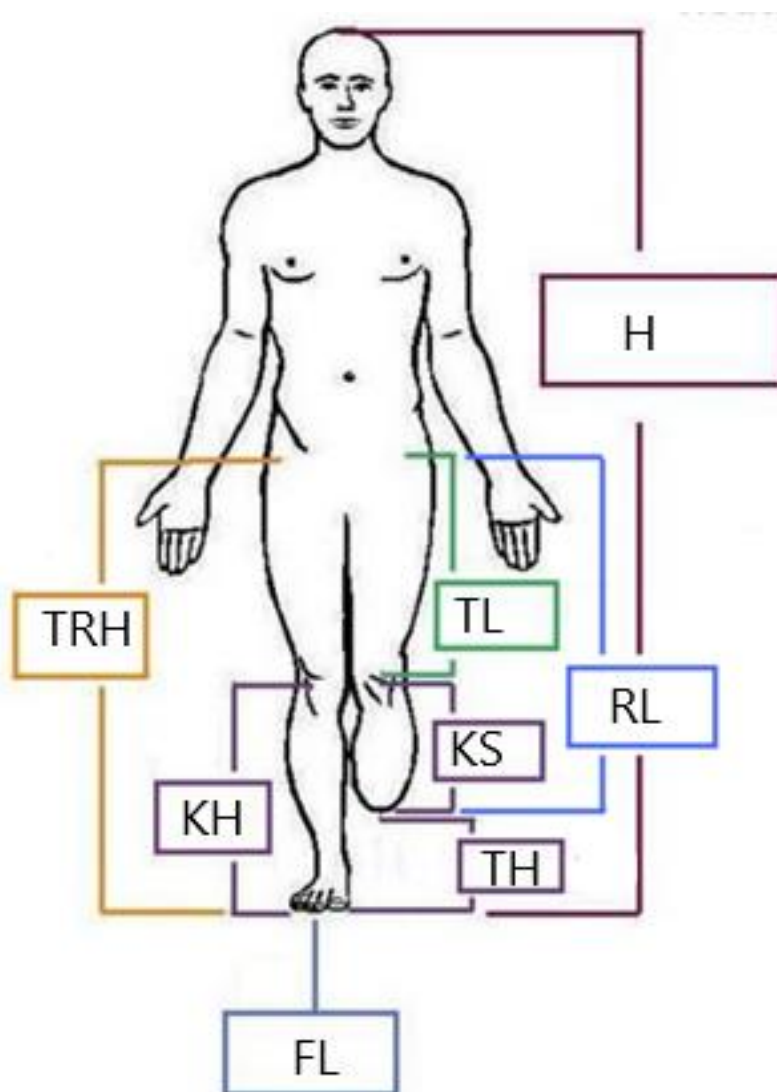
Sau khi hiệu chỉnh hoàn thành, tiến hành cắt bỏ những phần không cần thiết và làm đặc phần mồm cụt, thu được hình ảnh 3D cuối cùng (hình 3.8).



Hình 3.8 – Mồm cụt sau khi hiệu chỉnh

3.3. THIẾT KẾ Ổ MỖM CỤT

Để có cơ sở cho việc thiết kế ổ mồm cụt một cách chính xác, thì việc xác định kích thước của các bộ phận giả cần phải được quan tâm. Trước tiên, cần phải kiểm tra các thông số kích thước của người bệnh thông qua sơ đồ nhân trắc học tại hình 3.9.



Hình 3.9 - Sơ đồ đo nhân trắc học được sử dụng để thiết kế chân giả dưới gối.

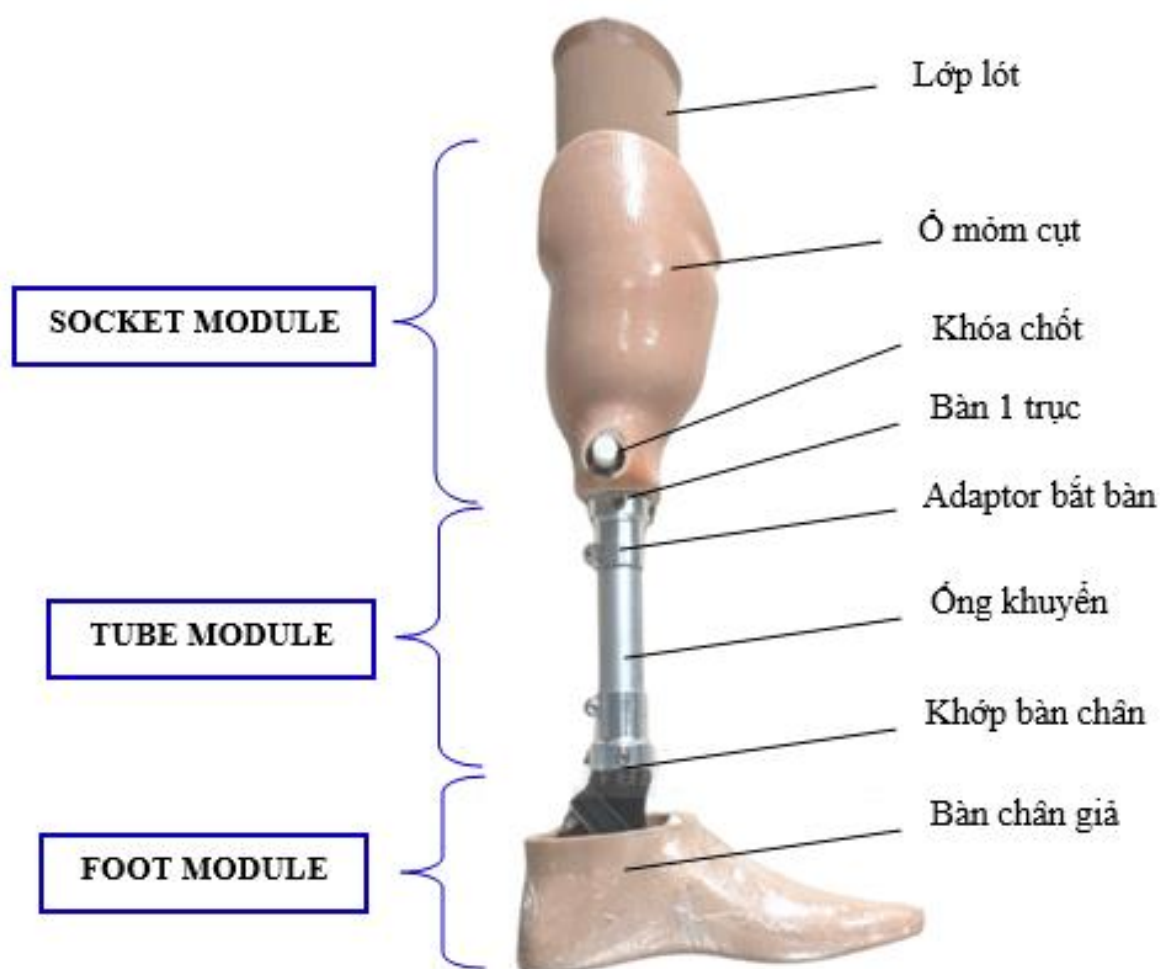
Trong đó:

- Height (H): chiều cao của bệnh nhân;
- Trochanter height (TRH): chiều cao của mấu chuyển được đo ở chi dưới đối diện
- Residual limb length (RL tổng chiều dài của chi còn lại;
- Knee joint height (KH): chiều cao khớp gối đối bên;
- Foot length (FL): chiều dài của bàn chân đối diện;
- Thigh length (TL): chiều dài của đùi, chỉ dành cho người cụt chân dưới gối;

- Distance knee joint-stump top (KS): là khoảng cách theo phương thẳng đứng giữa đỉnh mồm cắt và khớp gối, được tính như sau:

$$KS = RL - TL \text{ [mm]} \quad (1)$$

Bên cạnh đó, kích thước ổ mồm cắt còn phụ thuộc vào kích thước của các chi tiết bộ phận giả (hình 3.10). Tuy nhiên, các chi tiết này đã được các hãng chân tay giả gia công sẵn và bán rộng rãi trên thị trường.



Hình 3.10 - Cấu tạo bộ phận giả dưới gối

Trong đó:

Bàn 1 trực: Bộ phận này có vai trò trong việc kết nối và hỗ trợ cho các bộ phận khác. Bàn 1 trực được chế tạo từ vật liệu cao cấp, đảm bảo chất lượng, tăng khả năng hoạt động ổn định.

Adaptor bắt bàn: Giúp tạo sự liên kết chắc chắn và đảm bảo tính ổn định trong quá trình sử dụng.

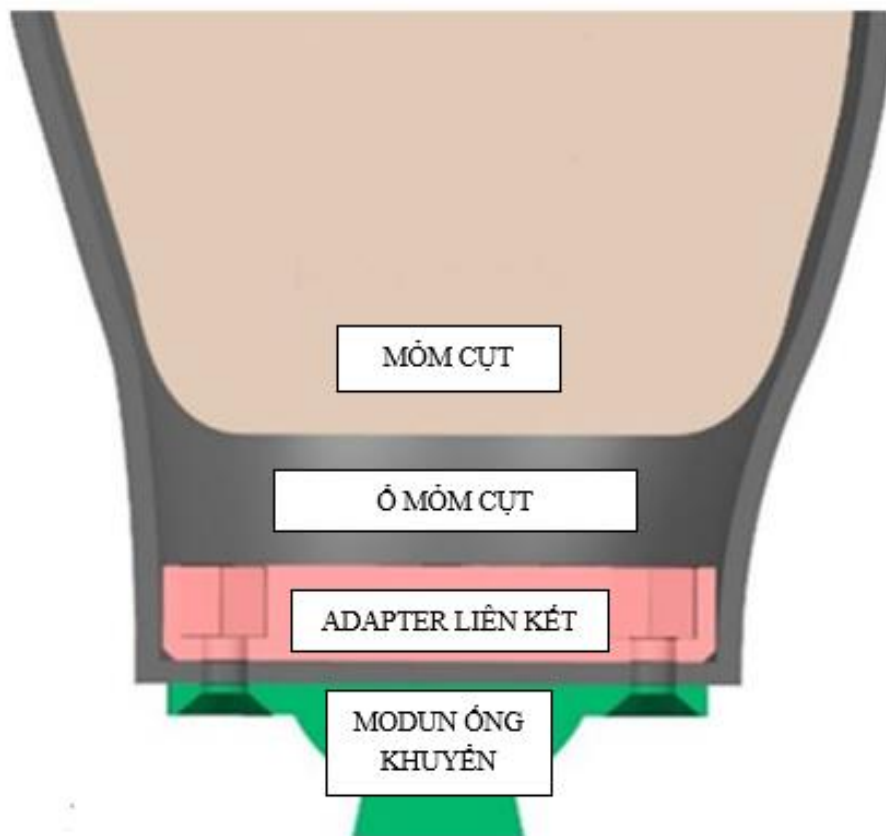
Ống khuyến kim loại: Giúp điều chỉnh độ dài và độ nghiêng của chân giả, tạo điều kiện thuận lợi cho người sử dụng để điều chỉnh theo ý muốn và thoải mái.

Lớp lót: là một hệ thống treo thay thế cho các phương pháp thông thường hơn. Nó có chức năng như bề mặt tiếp giáp giữa da và thành ổ răng bên trong để bảo vệ phần chi còn lại và mang lại sự thoải mái hơn cho những người bị cụt khi đeo chân giả. Lớp lót có thể cải thiện tính thẩm mỹ, đệm cho phần chi còn lại, giảm lực cắt giữa phần chi còn lại và ổ cắm, đồng thời giảm thiểu lực đẩy của phần chi còn lại trong ổ cắm. Hình 3.11 thể hiện các kích thước của lớp lót Iceross® Sleeve thuộc hãng OSSUR [10].



Hình 3.11 - Lớp lót Iceross® Sleeve

Ổ mỏm cụt: thường được thiết kế linh hoạt để phù hợp với cơ thể của người sử dụng và tạo sự thoải mái và ổn định trong quá trình di chuyển. Cần lưu ý rằng bề mặt dưới của mỏm cụt không có khả năng chịu được áp lực nên bề mặt dưới của ổ cắm cần được thiết kế xa hơn so với phần xa của mỏm cụt, ngoài ra kết cấu của ổ cắm cần được thiết kế có không gian để gắn các adaptor liên kết với mô đun ống khuyến (hình 3.12).



Hình 3.12 - Kết cấu module ổ mỏm cụt

Dựa trên các thông số sẵn có từ các modun bàn chân và modun ống khuyến, dễ dàng tính được khoảng cách cần thiết của ổ mỏm cụt. Bên cạnh đó, giữa mỏm cụt và ổ đều có lớp lót ngăn cách, trên cơ sở đó, khi thiết kế ổ mỏm cụt cần phải để hở một khoảng tương thích với chiều dày lớp lót.

Và cuối cùng, bề dày ổ mỏm cụt được xác định theo công thức [11] :

$$\text{Socket thickness [mm]} = \text{patient weight [kg]}/20 \quad (2)$$

Các bước tiến hành:

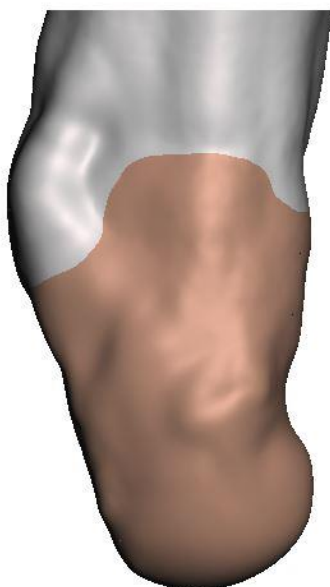
• **Bước 1:** Dữ liệu mỗm cụt sau khi được hiệu chỉnh sẽ cần được xác định vùng tiếp xúc với ổ cắm, dựa trên cơ sở vùng chịu được áp lực và vùng nhạy cảm với áp lực như đã được mô tả tại mục 1.3, bề mặt bên trong ổ mỗm cụt được xác định tại hình 3.13.



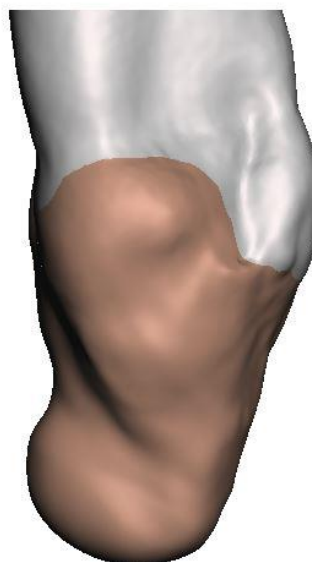
Mặt trước



Mặt sau



Mặt bên



Mặt trong

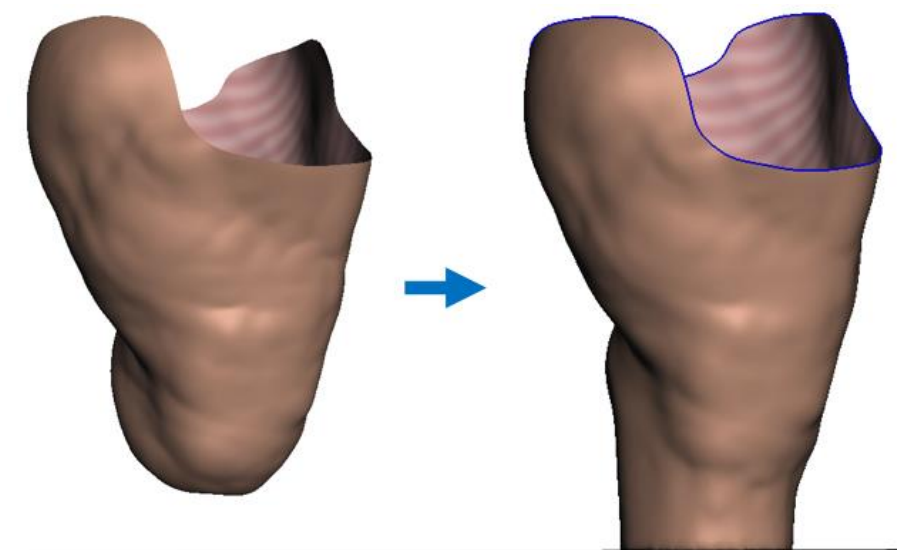
Hình 3.13 – Xác định bề mặt ổ cắm cần thiết kế

- **Bước 2:** Do giữa bề mặt trong ổ cắm và mỏm cụt có một lớp lót ngăn cách như đã trình bày ở phần trên, nên tại bước này tiến hành offset bề mặt trong của ổ cắm với kích thước tương thích với bề dày lớp lót (hình 3.14).



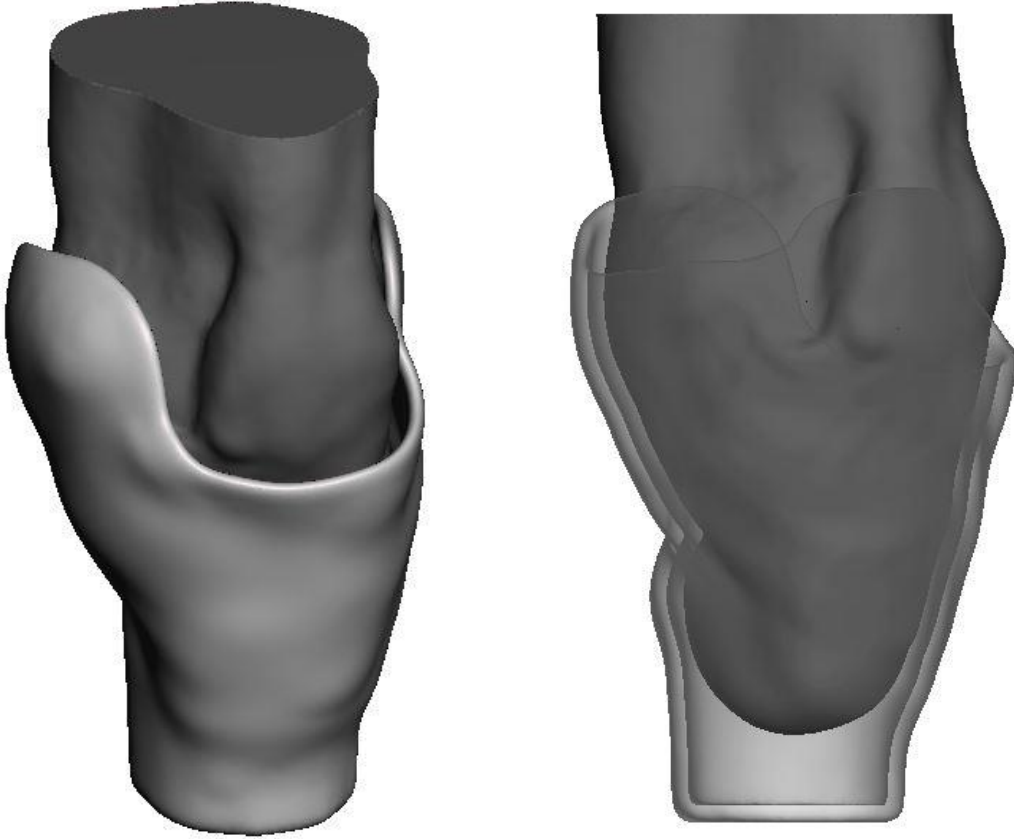
Hình 3.14 – Offset bề mặt trong của ổ cắm

- **Bước 3:** Dựa trên các kích thước có sẵn của các mô đun trong bộ phận giả (mô đun bàn chân, mô đun ống khuỷu,...), từ đó xác định được khoảng cách cần thiết của bề mặt trong tại phần xa của ổ cắm (hình 3.15).



Hình 3.15 – Kết cấu bề mặt trong của ổ cắm

- **Bước 4:** Dựa trên công thức (2) để xác định được bề dày cần thiết của ổ cắm ứng với trọng lượng của bệnh nhân, từ đó tiến hành offset theo giá trị trên để nhận được ổ cắm, tiếp tục hiệu chỉnh để thu được ổ cắm hoàn chỉnh (hình 3.16).



Hình 3.16 - Ổ mỗm cụt hoàn chỉnh

3.4. CHẾ TẠO Ổ MỖM CỤT

Hiện nay có nhiều vật liệu phù hợp để chế tạo ổ mỗm cụt bằng phương pháp in FDM. Trong nghiên cứu này, nhựa PLA được lựa chọn do những lợi thế của nó, nhựa PLA (Polylactic Acid) đã trở thành một trong những vật liệu in 3D phổ biến nhất ở Việt Nam và trên toàn thế giới. Có nhiều lý do khiến PLA trở nên phổ biến như vậy: PLA khá phải chăng, phù hợp với nhu cầu của nhiều người dùng; PLA được sản xuất từ các nguồn tài nguyên tái tạo như ngô, mía, sắn, v.v., nên có khả năng phân hủy sinh học trong điều kiện thích hợp; PLA không chứa chất độc hại, an toàn cho người dùng tiếp xúc; Mặc dù không cứng và chắc chắn như một số loại nhựa khác, nhưng PLA vẫn đủ bền để đáp ứng nhiều nhu cầu sử dụng [23,31,32].



Hình 3.17 - Máy in 3D Elegoo Neptune 4 Plus 3D printer

Ồ mỗm cụt được chế tạo bằng sợi nhựa PLA trên máy in 3D Elegoo Neptune 4 Plus (hình 3.17), hoàn thành quá trình in trong khoảng 29 giờ. Sau khi in, khớp chân giả trải qua một số bước xử lý hậu kỳ để tăng độ bền, sự thoải mái và tính thẩm mỹ. Đầu tiên, các cấu trúc hỗ trợ được loại bỏ cẩn thận. Sau đó, bề mặt được làm mịn bằng cách chà nhám dần dần, bắt đầu từ hạt thô và kết thúc bằng hạt mịn để giảm thiểu các đường vân lớp nhìn thấy. Khớp chân giả in 3D hoàn thiện được hiển thị trong hình 3.18



Hình 3.18 - Ổ mồm cắt in 3D

Nhận xét:

Bảng 3.2 - Thời gian tiêu thụ để chế tạo ổ mồm cắt bằng quy trình đề xuất

<i>Bước</i>	<i>Thời gian yêu cầu (Giờ)</i>
Chuẩn bị	0.5
Quét	1
Hiệu chỉnh dữ liệu quét	0.5
Thiết kế ổ mồm cắt	2
Sản xuất ổ mồm cắt	24
Hậu xử lý	1
Tổng	29

Tổng thời gian chế tạo 29 giờ nhấn mạnh hiệu quả của việc sử dụng công nghệ 3D để sản xuất ổ mồm cắt so với phương pháp truyền thống. Thời gian 24 giờ cần thiết cho in 3D phản ánh độ phức tạp của việc chế tạo ổ mồm cắt. Thời gian này phụ thuộc đáng kể vào kích thước và độ phức tạp của sản phẩm, cũng như các thông số in cụ thể.

Các thông số này tác động trực tiếp đến chất lượng sản phẩm cuối cùng, thể hiện mối quan hệ mật thiết giữa tốc độ in và mức độ chi tiết đạt được. Toàn bộ quy trình mang đến cơ hội tối ưu hóa, đặc biệt là trong bước quét. Chất lượng của quá trình quét có thể được cải thiện đáng kể nếu bệnh nhân giữ chân cụt ở vị trí ổn định trong quá trình thực hiện. Vị trí ổn định giúp giảm thiểu chuyển động và đảm bảo máy quét thu thập được các phép đo chính xác và chi tiết của phần chi còn lại. Điều này làm giảm khả năng xảy ra lỗi hoặc biến dạng trong mô hình 3D, cuối cùng dẫn đến ổ mòm cụt vừa khít hơn và tiết kiệm thời gian được phân bổ cho quy trình quét.

KẾT LUẬN VÀ KIẾN NGHỊ

1. Kết luận

Nghiên cứu đã giới thiệu tầm quan trọng của ổ mỏm cụt đối với người khuyết tật chi dưới, đồng thời giới thiệu các phương pháp thiết kế và chế tạo ổ mỏm cụt hiện nay.

Nghiên cứu đã đề xuất một quy trình công nghệ tạo mẫu ổ mỏm cụt chân giả cho người khuyết chi dưới dựa vào công nghệ quét hình 3D sử dụng máy quét 3D cầm tay kết hợp công nghệ in 3D và các phần mềm đi kèm hoàn toàn miễn phí để giải quyết vấn đề về chi phí, phù hợp với điều kiện kinh tế ở Việt Nam.

Nghiên cứu đã thực hiện chế tạo nhanh một ổ mỏm cụt bằng phương pháp in 3D.

2. Kiến nghị

Kiến nghị đưa sản phẩm áp dụng thực tế trên bệnh nhân để đánh giá kết quả, khảo sát mức độ hài lòng của người bệnh đối với sản phẩm để từ đó có hướng cải thiện để mang lại hiệu quả tốt nhất.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Travison, and R. Brookmeyer, “Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 89, no. 3, pp. 422–429, Mar. 2008, doi: 10.1016/j.apmr.2007.11.005.
- [2] A. J. M. Boulton, L. Vileikyte, G. Ragnarson-Tennvall, and J. Apelqvist, “The global burden of diabetic foot disease,” *Lancet*, vol. 366, no. 9498, pp. 1719–1724, Nov. 2005, doi: 10.1016/S0140-6736(05)67698-2.
- [3] P. F. Pasquina *et al.*, “Special Considerations for Multiple Limb Amputation,” *Curr Phys Med Rehabil Rep*, vol. 2, no. 4, pp. 273–289, 2014, doi: 10.1007/s40141-014-0067-9.
- [4] H. Claessen *et al.*, “Lower-extremity amputations in people with and without diabetes in Germany, 2008–2012 – an analysis of more than 30 million inhabitants,” *Clin Epidemiol*, vol. 10, pp. 475–488, Apr. 2018, doi: 10.2147/CLEP.S146484.
- [5] J. Sanders, “Stump-Socket Interface Conditions,” in *Pressure Ulcer Research*, D. L. Bader, C. V. C. Bouten, D. Colin, and C. W. J. Oomens, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005, pp. 129–147. doi: 10.1007/3-540-28804-X_9.
- [6] J. Fergason and D. G. Smith, “Socket considerations for the patient with a transtibial amputation,” *Clin Orthop Relat Res*, no. 361, pp. 76–84, Apr. 1999, doi: 10.1097/00003086-199904000-00011.
- [7] L. Paternò, M. Ibrahimi, E. Gruppioni, A. Menciasci, and L. Ricotti, “Sockets for Limb Prostheses: A Review of Existing Technologies and Open Challenges,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. PP, pp. 1–1, Jan. 2018, doi: 10.1109/TBME.2017.2775100.
- [8] C. L. Ventola, “Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses,” *P T*, vol. 39, no. 10, pp. 704–711, Oct. 2014.
- [9] A. L. Mayo *et al.*, “A qualitative study on stakeholder perceptions of digital prosthetic socket fabrication for transtibial amputations,” *Prosthet Orthot Int*, vol. 46, no. 6, pp. 607–613, Dec. 2022, doi: 10.1097/PXR.0000000000000157.
- [10] N. J. Rosenblatt, A. Stachowiak, and C. Reddin, “Prosthetic Disuse Leads to Lower Balance Confidence in a Long-Term User of a Transtibial Prosthesis,” *Adv Wound Care (New Rochelle)*, vol. 10, no. 9, pp. 529–533, Sep. 2021, doi: 10.1089/wound.2019.1086.
- [11] S. Kim, S. Yalla, S. Shetty, and N. J. Rosenblatt, “3D printed transtibial prosthetic sockets: A systematic review,” *PLoS ONE*, vol. 17, no. 10, p. e0275161, Oct. 2022, doi: 10.1371/journal.pone.0275161.
- [12] “Medical 3D Printing Cost-Savings in Orthopedic and Maxillofacial Surgery: Cost Analysis of Operating Room Time Saved with 3D Printed Anatomic Models and Surgical Guides - PubMed.” Accessed: Sep. 11, 2023. [Online]. Available:

<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31542197/>

- [13] K.-T. Nguyen, L. Benabou, and S. Alfayad, “Systematic Review of Prosthetic Socket Fabrication using 3D printing,” in *Proceedings of the 2018 4th International Conference on Mechatronics and Robotics Engineering*, in ICMRE 2018. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, Tháng Hai 2018, pp. 137–141. doi: 10.1145/3191477.3191506.
- [14] C. Serrano, S. Fontenay, H. van den Brink, J. Pineau, P. Prognon, and N. Martelli, “Evaluation of 3D printing costs in surgery: a systematic review,” *Int J Technol Assess Health Care*, pp. 1–7, Jun. 2020, doi: 10.1017/S0266462320000331.
- [15] M. Ratto *et al.*, “An International, Multicenter Field Trial Comparison Between 3D-Printed and ICRC-Manufactured Transtibial Prosthetic Devices in Low-Income Countries,” *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 33, no. 1, p. 54, Jan. 2021, doi: 10.1097/JPO.0000000000000349.
- [16] M. van der Stelt *et al.*, “Pioneering low-cost 3D-printed transtibial prosthetics to serve a rural population in Sierra Leone - an observational cohort study,” *EClinicalMedicine*, vol. 35, p. 100874, May 2021, doi: 10.1016/j.eclinm.2021.100874.
- [17] “Launch of Key Findings of Viet Nam’s first large-scale National Survey on People with Disabilities (2016).” Accessed: Oct. 18, 2023. [Online]. Available: <https://www.unicef.org/vietnam/press-releases/launch-key-findings-viet-nams-first-large-scale-national-survey-people-disabilities>
- [18] “Main report people with disabilities survey.pdf.” Accessed: Oct. 18, 2023. [Online]. Available: <https://www.unicef.org/vietnam/media/2786/file/Main%20report%20people%20with%20disabilities%20survey.pdf>
- [19] K. Sears, “Mercer On Mission Fits 10,000th Vietnamese Amputee with Patented Leg Prosthetic,” *The Den*. Accessed: Sep. 11, 2023. [Online]. Available: <https://den.mercer.edu/mercero-mission-fits-10000th-vietnamese-amputee-with-patented-leg-prosthetic/>
- [20] V. I. R.- VIR, “Artificial limb camp set up in Phu Yen,” *Vietnam Investment Review - VIR*. Accessed: Oct. 18, 2023. [Online]. Available: <https://vir.com.vn/artificial-limb-camp-set-up-in-phu-yen-98389.html>
- [21] P. W. R. F. M. P. F. FACS, J. A. D. M. MS, B. M. G. MD, L. R. R. MD, W. B. MD, and J. C. MD, *DeLisa’s Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice*, 6th edition. Philadelphia: LWW, 2019.
- [22] J. T. Highsmith and M. J. Highsmith, “Common skin pathology in LE prosthesis users,” *JAAPA*, vol. 20, no. 11, pp. 33–36, 47, Nov. 2007, doi: 10.1097/01720610-200711000-00018.
- [23] “Total Surface Bearing Trans-Tibial Socket Design Impression Techniques,” *kipdf.com*. Accessed: May 04, 2024. [Online]. Available: <https://kipdf.com/total-surface-bearing-trans-tibial-socket-design-impression->

techniques_5b4d202b097c4735738b45ba.html

- [24] K. Yiğiter, G. Sener, and K. Bayar, “Comparison of the effects of patellar tendon bearing and total surface bearing sockets on prosthetic fitting and rehabilitation,” *Prosthet Orthot Int*, vol. 26, no. 3, pp. 206–212, Dec. 2002, doi: 10.1080/03093640208726649.
- [25] E. K. Moo, N. A. A. Osman, B. Pingguan-Murphy, W. A. B. W. Abas, W. D. Spence, and S. E. Solomonidis, “Interface pressure profile analysis for patellar tendon-bearing socket and hydrostatic socket,” *Acta Bioeng Biomech*, vol. 11, no. 4, pp. 37–43, 2009.
- [26] K. Hachisuka, K. Dozono, H. Ogata, S. Ohmine, H. Shitama, and K. Shinkoda, “Total surface bearing below-knee prosthesis: advantages, disadvantages, and clinical implications,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 79, no. 7, pp. 783–789, Jul. 1998, doi: 10.1016/s0003-9993(98)90356-2.
- [27] C. Comotti, G. Colombo, D. Regazzoni, C. Rizzi, and A. Vitali, “Low Cost 3D Scanners Along the Design of Lower Limb Prosthesis,” in *Proceedings of the 6th International Conference on 3D Body Scanning Technologies, Lugano, Switzerland, 27-28 October 2015*, Lugano, Switzerland: Hometrica Consulting - Dr. Nicola D’Apuzzo, Oct. 2015, pp. 147–154. doi: 10.15221/15.147.
- [28] D. C. Nayak, “Customized design and development of transtibial Prosthetic Socket for Improved Comfort using Reverse Engineering & Additive Manufacturing,” Jan. 2017, Accessed: Sep. 12, 2023. [Online]. Available: https://www.academia.edu/72457254/Customized_design_and_development_of_transtibial_Prosthetic_Socket_for_Improved_Comfort_using_Reverse_Engineering_and_Additive_Manufacturing
- [29] “Lộ trình lắp ráp chân giả - 8 bước để ‘hồi sinh’ đôi chân,” benhvienchinhhinh.vn. Accessed: Sep. 12, 2023. [Online]. Available: [https://benhvienchinhhinh.vn/lo-trinh-lap-rap-rap-chan-gia-8-buoc-de-hoi-sinh-doi-chan/](https://benhvienchinhhinh.vn/lo-trinh-lap-rap-chan-gia-8-buoc-de-hoi-sinh-doi-chan/)
- [30] M. M. Wernke, R. M. Schroeder, M. L. Haynes, L. L. Nolt, A. W. Albury, and J. M. Colvin, “Progress Toward Optimizing Prosthetic Socket Fit and Suspension Using Elevated Vacuum to Promote Residual Limb Health,” *Adv Wound Care (New Rochelle)*, vol. 6, no. 7, pp. 233–239, Jul. 2017, doi: 10.1089/wound.2016.0719.
- [31] E. Seminati, D. Canepa Talamas, M. Young, M. Twiste, V. Dhokia, and J. L. J. Bilzon, “Validity and reliability of a novel 3D scanner for assessment of the shape and volume of amputees’ residual limb models,” *PLoS One*, vol. 12, no. 9, p. e0184498, 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0184498.
- [32] K. Raz, Z. Chval, and M. Štěpánek, “Transtibial Prosthetic Socket Produced Using Additive Manufacturing,” 2022, pp. 243–250. doi: 10.1007/978-981-16-9632-9_27.
- [33] P. K. Lenka and A. R. Choudhury, “Analysis of trans tibial prosthetic socket materials using finite element method,” *JBiSE*, vol. 04, no. 12, pp. 762–768, 2011, doi: 10.4236/jbise.2011.412094.
- [34] M. van der Stelt *et al.*, “Pioneering low-cost 3D-printed transtibial prosthetics to serve

-
- a rural population in Sierra Leone – an observational cohort study,” *EClinicalMedicine*, vol. 35, p. 100874, May 2021, doi: 10.1016/j.eclim.2021.100874.
- [35] F. Górski, R. Wichniarek, W. Kuczko, and M. Żukowska, “Study on Properties of Automatically Designed 3D-Printed Customized Prosthetic Sockets,” *Materials*, vol. 14, no. 18, p. 5240, Sep. 2021, doi: 10.3390/ma14185240.
 - [36] J. F. Ramírez and J. A. Vélez, “Incidence of the boundary condition between bone and soft tissue in a finite element model of a transfemoral amputee,” *Prosthet Orthot Int*, vol. 36, no. 4, pp. 405–414, Dec. 2012, doi: 10.1177/0309364612436409.
 - [37] G. Colombo, G. Facoetti, and C. Rizzi, “A digital patient for computer-aided prosthesis design,” *Interface Focus*, vol. 3, no. 2, p. 20120082, Apr. 2013, doi: 10.1098/rsfs.2012.0082.
 - [38] C. Rizzi, G. Colombo, and R. Morotti, “FE Analysis of Contact between Residual Limb and Socket during Simulation of Amputee Motion,” *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 11, pp. 381–388, Feb. 2014, doi: 10.1080/16864360.2014.881178.
 - [39] N. E. Zain and W. N. Rahman, “Three-dimensional (3D) scanning using Microsoft® Kinect® Xbox 360® scanner for fabrication of 3D printed radiotherapy head phantom,” *J. Phys.: Conf. Ser.*, vol. 1497, no. 1, p. 012005, Mar. 2020, doi: 10.1088/1742-6596/1497/1/012005.
 - [40] S. S. M. Sobani, N. H. Mahmood, N. A. Zakaria, and M. A. A. Razak, “3D Surface Reconstruction for Lower Limb Prosthetic Model using Radon Transform,” *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.*, vol. 341, no. 1, p. 012003, Mar. 2018, doi: 10.1088/1757-899X/341/1/012003.
 - [41] R. Ismail *et al.*, “Affordable and Faster Transradial Prosthetic Socket Production Using Photogrammetry and 3D Printing,” *Electronics*, vol. 9, no. 9, p. 1456, Sep. 2020, doi: 10.3390/electronics9091456.
 - [42] P. Ramos-Cabrer, J. P. M. van Duynhoven, A. Van der Toorn, and K. Nicolay, “MRI of hip prostheses using single-point methods: in vitro studies towards the artifact-free imaging of individuals with metal implants,” *Magn Reson Imaging*, vol. 22, no. 8, pp. 1097–1103, Oct. 2004, doi: 10.1016/j.mri.2004.01.061.
 - [43] F. Waldenfels, S. Raith, M. Eder, A. Volf, J. Jalali, and L. Kovacs, “Computer Assisted Optimization of Prosthetic Socket Design for the Lower Limb Amputees Using 3-D Scan,” Oct. 2012, pp. 15–20. doi: 10.15221/12.015.
 - [44] M. R. Safari, P. Rowe, and A. Buis, “Accuracy verification of magnetic resonance imaging (MRI) technology for lower-limb prosthetic research: utilising animal soft tissue specimen and common socket casting materials,” *ScientificWorldJournal*, vol. 2012, p. 156186, 2012, doi: 10.1100/2012/156186.
 - [45] C. Rizzi, G. Colombo, G. Facoetti, A. Vitali, and A. Zanello, “Automatic 3D Reconstruction of Transfemoral Residual Limb from MRI Images,” Jul. 2013. doi: 10.1007/978-3-642-39182-8_38.

-
- [46] E. Ramasamy *et al.*, “An Efficient Modelling-Simulation-Analysis Workflow to Investigate Stump-Socket Interaction Using Patient-Specific, Three-Dimensional, Continuum-Mechanical, Finite Element Residual Limb Models,” *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 6, p. 126, 2018, doi: 10.3389/fbioe.2018.00126.
 - [47] Z. Meng, D. W.-C. Wong, M. Zhang, and A. K.-L. Leung, “Analysis of compression/release stabilized transfemoral prosthetic socket by finite element modelling method,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 83, pp. 123–129, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.medengphy.2020.05.007.
 - [48] M. S. Jamaludin, A. Hanafusa, Y. Shinichirou, Y. Agarie, H. Otsuka, and K. Ohnishi, “Analysis of Pressure Distribution in Transfemoral Prosthetic Socket for Prefabrication Evaluation via the Finite Element Method,” *Bioengineering*, vol. 6, no. 4, p. 98, Oct. 2019, doi: 10.3390/bioengineering6040098.
 - [49] C. Nayak, “A novel approach for customized prosthetic socket design,” *Biomedical Engineering Applications Basis and Communications*, vol. 28, pp. 1–10, Jun. 2016, doi: 10.4015/S1016237216500228.
 - [50] A. Sodickson *et al.*, “Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults,” *Radiology*, vol. 251, no. 1, pp. 175–184, Apr. 2009, doi: 10.1148/radiol.2511081296.
 - [51] B. Anthony, “Enhanced ultrasound for advanced diagnostics, ultrasound tomography for volume limb imaging and prosthetic fitting,” Apr. 2016, p. 97900Q. doi: 10.1117/12.2214258.
 - [52] J. Fincke, M. Feigin, G. Prieto, X. Zhang, and B. Anthony, “Towards ultrasound travel time tomography for quantifying human limb geometry and material properties,” Feb. 2016.
 - [53] B. J. Ranger *et al.*, “Motion compensation in a tomographic ultrasound imaging system: Toward volumetric scans of a limb for prosthetic socket design,” *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2015, pp. 7204–7207, Aug. 2015, doi: 10.1109/EMBC.2015.7320054.
 - [54] “Image registration in a tomographic ultrasound system: Comparison between camera-tracking and image-based motion compensation | Request PDF.” Accessed: Sep. 13, 2023. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/321238018_Image_registration_in_a_tomographic_ultrasound_system_Comparison_between_camera-tracking_and_image-based_motion_compensation
 - [55] B. J. Ranger, M. Feigin, X. Zhang, K. M. Moerman, H. Herr, and B. W. Anthony, “3D Ultrasound Imaging of Residual Limbs With Camera-Based Motion Compensation,” *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 27, no. 2, pp. 207–217, Feb. 2019, doi: 10.1109/TNSRE.2019.2894159.
 - [56] D. Singh and R. Pandey, “A New Proposed Method to Reverse Engineer a Residual Limb for Prosthetic Socket - Procedure, Advantages and Challenges,” *Applied Mechanics and Materials*, vol. 852, pp. 558–563, 2016, doi:

10.4028/www.scientific.net/AMM.852.558.

- [57] B. Rogers, G. Bosker, M. Faustini, G. Walden, R. Neptune, and R. Crawford, "Case Report: Variably Compliant Transtibial Prosthetic Socket Fabricated Using Solid Freeform Fabrication," *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 20, pp. 1–7, Jan. 2008, doi: 10.1097/JPO.0b013e31815ea839.
- [58] M. C. Faustimi, "Modeling and fabrication of prosthetic sockets using selective laser sintering," Thesis, 2004. Accessed: Sep. 14, 2023. [Online]. Available: <https://repositories.lib.utexas.edu/handle/2152/1861>
- [59] W.-C. Chuang, L.-H. Hsu, G.-F. Huang, and C.-W. Lai, "Computer-Aided Grid-Editing System for Supporting the Design of Rapid Prototyping Transtibial Sockets," presented at the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Proceedings, Jan. 2009. doi: 10.1115/IMECE2009-10758.
- [60] W.-C. Chuang, H.-H. Hsieh, L.-H. Hsu, H.-J. Ho, J.-T. Chen, and M.-J. Tzeng, "A System for Supporting the Design of Total Surface Bearing Transtibial Sockets," *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 8, no. 5, pp. 723–734, Jan. 2011, doi: 10.3722/cadaps.2011.723-734.
- [61] G. R. Gubbala and R. Inala, "Design and development of patient-specific prosthetic socket for lower limb amputation," *Mater. sci. eng., appl.*, vol. 1, no. 2, pp. 32–42, Dec. 2021, doi: 10.21595/msea.2021.22012.
- [62] T. Babi, "SVEUČILIŠTE U RIJECI MEDICINSKI FAKULTET INTEGRIRANI PREDDIPLOMSKI I DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ MEDICINE".
- [63] T. Marinopoulos, S. Li, and V. V. Silberschmidt, "AM lower-limb prosthetic socket: Using FEA for improved mechanical performance," *Materials Today: Proceedings*, vol. 70, pp. 499–503, 2022, doi: 10.1016/j.matpr.2022.09.535.
- [64] G. Colombo, G. Facoetti, R. Morotti, and C. Rizzi, "Physically Based Modelling and Simulation to Innovate Socket Design," *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 8, pp. 617–631, Aug. 2011, doi: 10.3722/cadaps.2011.617-631.
- [65] G. Colombo, G. Facoetti, and C. Rizzi, "Automatic Below-Knee Prosthesis Socket Design: A Preliminary Approach," Jul. 2016, pp. 75–81. doi: 10.1007/978-3-319-40247-5_8.
- [66] S. Li, H. Lan, X. Luo, Y. Lv, L. Gao, and H. Yu, "Quantitative compensation design for prosthetic socket based on eigenvector algorithm method," *Review of Scientific Instruments*, vol. 90, no. 10, p. 104101, Oct. 2019, doi: 10.1063/1.5092743.
- [67] J. W. Steer, P. R. Worsley, M. Browne, and A. S. Dickinson, "Predictive prosthetic socket design: part 1-population-based evaluation of transtibial prosthetic sockets by FEA-driven surrogate modelling," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 19, no. 4, pp. 1331–1346, Aug. 2020, doi: 10.1007/s10237-019-01195-5.
- [68] J. W. Steer, P. A. Grudniewski, M. Browne, P. R. Worsley, A. J. Sobey, and A. S. Dickinson, "Predictive prosthetic socket design: part 2-generating person-specific candidate designs using multi-objective genetic algorithms," *Biomech Model*

-
- Mechanobiol*, vol. 19, no. 4, pp. 1347–1360, Aug. 2020, doi: 10.1007/s10237-019-01258-7.
- [69] D. K. Blough, S. Hubbard, L. V. McFarland, D. G. Smith, J. M. Gambel, and G. E. Reiber, “Prosthetic cost projections for servicemembers with major limb loss from Vietnam and OIF/OEF,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 47, no. 4, pp. 387–402, 2010, doi: 10.1682/jrrd.2009.04.0037.
 - [70] A. Ballit, I. Mougharbel, H. Ghaziri, and T.-T. Dao, “Computer-aided parametric prosthetic socket design based on real-time soft tissue deformation and an inverse approach,” *Vis Comput*, vol. 38, no. 3, pp. 919–937, Mar. 2022, doi: 10.1007/s00371-021-02059-9.
 - [71] M. Zhang and C. Roberts, “Comparison of computational analysis with clinical measurement of stresses on below-knee residual limb in a prosthetic socket,” *Med Eng Phys*, vol. 22, no. 9, pp. 607–612, Nov. 2000, doi: 10.1016/s1350-4533(00)00079-5.
 - [72] S. Portnoy, I. Siev-Ner, N. Shabshin, A. Kristal, Z. Yizhar, and A. Gefen, “Patient-specific analyses of deep tissue loads post transtibial amputation in residual limbs of multiple prosthetic users,” *J Biomech*, vol. 42, no. 16, pp. 2686–2693, Dec. 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.019.
 - [73] S. Portnoy, I. Siev-Ner, Z. Yizhar, A. Kristal, N. Shabshin, and A. Gefen, “Surgical and morphological factors that affect internal mechanical loads in soft tissues of the transtibial residuum,” *Ann Biomed Eng*, vol. 37, no. 12, pp. 2583–2605, Dec. 2009, doi: 10.1007/s10439-009-9801-3.
 - [74] R. Surapureddy, “Predicting Pressure Distribution Between Transfemoral Prosthetic Socket and Residual Limb Using Finite Element Analysis,” *UNF Graduate Theses and Dissertations*, Jan. 2014, [Online]. Available: <https://digitalcommons.unf.edu/etd/551>
 - [75] L. Zhang, M. Zhu, L. Shen, and F. Zheng, “Finite element analysis of the contact interface between trans-femoral stump and prosthetic socket,” *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2013, pp. 1270–1273, 2013, doi: 10.1109/EMBC.2013.6609739.
 - [76] X. Jia, M. Zhang, and W. C. C. Lee, “Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb--dynamic effects,” *J Biomech*, vol. 37, no. 9, pp. 1371–1377, Sep. 2004, doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.024.
 - [77] G. Simpson, C. Fisher, and D. K. Wright, “Modeling the interactions between a prosthetic socket, polyurethane liners and the residual limb in transtibial amputees using non-linear finite element analysis,” *Biomed Sci Instrum*, vol. 37, pp. 343–347, 2001.
 - [78] E. Tönük and M. B. Silver-Thorn, “Nonlinear viscoelastic material property estimation of lower extremity residual limb tissues,” *J Biomech Eng*, vol. 126, no. 2, pp. 289–300, Apr. 2004, doi: 10.1115/1.1695575.

-
- [79] J. C. Cagle *et al.*, “A finite element model to assess transtibial prosthetic sockets with elastomeric liners,” *Med Biol Eng Comput*, vol. 56, no. 7, pp. 1227–1240, Jul. 2018, doi: 10.1007/s11517-017-1758-z.
 - [80] G. Colombo, G. Facoetti, and C. Rizzi, “A digital patient for computer-aided prosthesis design,” *Interface Focus*, vol. 3, no. 2, p. 20120082, Apr. 2013, doi: 10.1098/rsfs.2012.0082.
 - [81] G. Colombo, G. Facoetti, R. Morotti, and C. Rizzi, “Physically Based Modelling and Simulation to Innovate Socket Design,” *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 8, pp. 617–631, Aug. 2011, doi: 10.3722/cadaps.2011.617-631.
 - [82] B. Rogers *et al.*, “Advanced trans-tibial socket fabrication using selective laser sintering,” *Prosthet Orthot Int*, vol. 31, no. 1, pp. 88–100, Mar. 2007, doi: 10.1080/03093640600983923.
 - [83] R. Chen, Y. Jin, J. Wensman, and A. Shih, “Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—A review,” *Additive Manufacturing*, vol. 12, Jul. 2016, doi: 10.1016/j.addma.2016.04.002.
 - [84] L. H. Hsu *et al.*, “The Application of Rapid Prototyping for the Design and Manufacturing of Transtibial Prosthetic Socket,” *Materials Science Forum*, vol. 594, pp. 273–280, 2008, doi: 10.4028/www.scientific.net/MSF.594.273.
 - [85] V. Plesec, J. Humar, P. Dobnik-Dubrovski, and G. Harih, “Numerical Analysis of a Transtibial Prosthesis Socket Using 3D-Printed Bio-Based PLA,” *Materials*, vol. 16, no. 5, p. 1985, Feb. 2023, doi: 10.3390/ma16051985.
 - [86] N. Herbert, D. Simpson, W. D. Spence, and W. Ion, “A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 42, no. 2, pp. 141–146, 2005, doi: 10.1682/jrrd.2004.08.0134.
 - [87] M.-J. Tzeng, L.-H. Hsu, and S.-H. Chang, “Development and Evaluation of a CAD/3DP Process for Transtibial Socket Fabrication,” *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, vol. 27, p. 1550044, Oct. 2015, doi: 10.4015/S1016237215500441.
 - [88] C. Lu, L. Hsu, G. Huang, C. Lai, H. Peng, and T. Hong, “The Development and Strength Reinforcement of Rapid Prototyping Prosthetic Socket Coated with a Resin Layer for Transtibial Amputee,” *IFMBE Proceedings*, vol. 23, Jan. 2009, doi: 10.1007/978-3-540-92841-6_277.
 - [89] J. Montgomery, M. Vaughan, and R. Crawford, “Design of an actively actuated prosthetic socket,” *Rapid Prototyping Journal*, vol. 16, pp. 194–201, Apr. 2010, doi: 10.1108/13552541011034861.
 - [90] C. M. Webber and B. L. Davis, “Design of a novel prosthetic socket: assessment of the thermal performance,” *J Biomech*, vol. 48, no. 7, pp. 1294–1299, May 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.02.048.
 - [91] W. C. Lee, M. Zhang, and A. F. Mak, “Regional differences in pain threshold and tolerance of the transtibial residual limb: including the effects of age and interface

-
- material,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 86, no. 4, pp. 641–649, Apr. 2005, doi: 10.1016/j.apmr.2004.08.005.
- [92] “EVALUATION OF LOCALIZED PAIN IN THE TRANSTIBIAL RESIDUAL LIMB | CANADIAN PROSTHETICS & ORTHOTICS JOURNAL,” Oct. 2019, Accessed: Sep. 21, 2023. [Online]. Available: <https://jps.library.utoronto.ca/index.php/cpoj/article/view/32028>
- [93] E. A. Al-Fakih, N. A. Abu Osman, and F. R. Mahmad Adikan, “Techniques for Interface Stress Measurements within Prosthetic Sockets of Transtibial Amputees: A Review of the Past 50 Years of Research,” *Sensors (Basel)*, vol. 16, no. 7, p. 1119, Jul. 2016, doi: 10.3390/s16071119.
- [94] A. A. Polliack, R. C. Sieh, D. D. Craig, S. Landsberger, D. R. McNeil, and E. Ayyappa, “Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit,” *Prosthet Orthot Int*, vol. 24, no. 1, pp. 63–73, Apr. 2000, doi: 10.1080/03093640008726523.
- [95] B. J. Hafner and J. E. Sanders, “Considerations for development of sensing and monitoring tools to facilitate treatment and care of persons with lower-limb loss: a review,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 51, no. 1, pp. 1–14, 2014, doi: 10.1682/JRRD.2013.01.0024.
- [96] J. S. Schofield, K. R. Evans, J. S. Hebert, P. D. Marasco, and J. P. Carey, “The effect of biomechanical variables on force sensitive resistor error: Implications for calibration and improved accuracy,” *J Biomech*, vol. 49, no. 5, pp. 786–792, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.01.022.
- [97] W. Daly, L. Voo, T. Rosenbaum-Chou, A. Arabian, and D. Boone, “Socket Pressure and Discomfort in Upper-Limb Prostheses: A Preliminary Study,” *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, vol. 26, no. 2, p. 99, Apr. 2014, doi: 10.1097/JPO.0000000000000021.
- [98] E. C. Swanson, E. J. Weathersby, J. C. Cagle, and J. E. Sanders, “Evaluation of Force Sensing Resistors for the Measurement of Interface Pressures in Lower Limb Prosthetics,” *J Biomech Eng*, vol. 141, no. 10, pp. 1010091–10100913, Oct. 2019, doi: 10.1115/1.4043561.
- [99] S. Ibarra Aguila, G. J. Sánchez, E. E. Sauvain, B. Alemon, R. Q. Fuentes-Aguilar, and J. C. Huegel, “Interface Pressure System to Compare the Functional Performance of Prosthetic Sockets during the Gait in People with Trans-Tibial Amputation,” *Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 24, p. 7043, Dec. 2020, doi: 10.3390/s20247043.
- [100] J. W. Kwak *et al.*, “Wireless sensors for continuous, multimodal measurements at the skin interface with lower limb prostheses,” *Sci Transl Med*, vol. 12, no. 574, p. eabc4327, Dec. 2020, doi: 10.1126/scitranslmed.abc4327.
- [101] K. Sasaki, G. Guerra, W. Lei Phyu, S. Chaisumritchoke, P. Sutdet, and S. Kaewtip, “Assessment of Socket Pressure during Walking in Rapid Fit Prosthetic Sockets,” *Sensors (Basel)*, vol. 22, no. 14, p. 5224, Jul. 2022, doi: 10.3390/s22145224.

-
- [102] J. T. Kahle and M. J. Highsmith, “Transfemoral sockets with vacuum-assisted suspension comparison of hip kinematics, socket position, contact pressure, and preference: ischial containment versus brimless,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 50, no. 9, pp. 1241–1252, 2013, doi: 10.1682/JRRD.2013.01.0003.
 - [103] T. Dumbleton *et al.*, “Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 46, no. 3, pp. 405–415, 2009.
 - [104] V. Rajtukova, R. Hudak, J. Zivcak, P. Halfarová, and R. Kudrikova, “Pressure Distribution in Transtibial Prostheses Socket and the Stump Interface,” *Procedia Engineering*, vol. 96, Dec. 2014, doi: 10.1016/j.proeng.2014.12.106.
 - [105] A. A. Polliack, R. C. Sieh, D. D. Craig, S. Landsberger, D. R. McNeil, and E. Ayyappa, “Scientific validation of two commercial pressure sensor systems for prosthetic socket fit,” *Prosthet Orthot Int*, vol. 24, no. 1, pp. 63–73, Apr. 2000, doi: 10.1080/03093640008726523.
 - [106] E. Boutwell, R. Stine, A. Hansen, K. Tucker, and S. Gard, “Effect of prosthetic gel liner thickness on gait biomechanics and pressure distribution within the transtibial socket,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 49, no. 2, pp. 227–240, 2012, doi: 10.1682/jrrd.2010.06.0121.
 - [107] S. I. Wolf, M. Alimusaj, L. Fradet, J. Siegel, and F. Braatz, “Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot,” *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 24, no. 10, pp. 860–865, Dec. 2009, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.08.007.
 - [108] T. Binedell, M. F. B. Ghazali, C. Wong, K. Subburaj, and L. Blessing, “Measuring discomfort-An objective method for quantifying peak pressure discomfort and improved fit in adults with transtibial amputation,” *PM R*, vol. 15, no. 4, pp. 482–492, Apr. 2023, doi: 10.1002/pmrj.12796.
 - [109] A. Schiff *et al.*, “Quantification of Shear Stresses Within a Transtibial Prosthetic Socket,” *Foot Ankle Int*, vol. 35, no. 8, pp. 779–782, Aug. 2014, doi: 10.1177/1071100714535201.
 - [110] K. M. Devin, J. Tang, D. Moser, and L. Jiang, “Biomechanical interaction at a transtibial residuum/socket interface during ambulation,” presented at the European Society for Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC) (21/09/22 - 24/09/22), Sep. 2022, p. P048. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.07.213.
 - [111] E. S. Neumann, K. Yalamanchili, J. Brink, and J. S. Lee, “Transducer-based comparisons of the prosthetic feet used by transtibial amputees for different walking activities: a pilot study,” *Prosthet Orthot Int*, vol. 36, no. 2, pp. 203–216, Jun. 2012, doi: 10.1177/0309364612436408.
 - [112] M. R. Safari, N. Tafti, and G. Aminian, “Socket Interface Pressure and Amputee Reported Outcomes for Comfortable and Uncomfortable Conditions of Patellar Tendon Bearing Socket: A Pilot Study,” *Assist Technol*, vol. 27, no. 1, pp. 24–31; quiz 32–33, 2015, doi: 10.1080/10400435.2014.949016.

-
- [113] M. I. Tiwana, A. Shashank, S. J. Redmond, and N. H. Lovell, “Characterization of a capacitive tactile shear sensor for application in robotic and upper limb prostheses,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 165, no. 2, pp. 164–172, Feb. 2011, doi: 10.1016/j.sna.2010.09.012.
 - [114] M. Donati *et al.*, “A flexible sensor technology for the distributed measurement of interaction pressure,” *Sensors (Basel)*, vol. 13, no. 1, pp. 1021–1045, Jan. 2013, doi: 10.3390/s130101021.
 - [115] “Soft Fiber Optic Sensors for Precision Measurement of Shear Stress and Pressure | IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore.” Accessed: Sep. 25, 2023. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6400208>
 - [116] S. J. Mihailov, “Fiber Bragg Grating Sensors for Harsh Environments,” *Sensors*, vol. 12, no. 2, Art. no. 2, Feb. 2012, doi: 10.3390/s120201898.
 - [117] R. Di Sante, “Fibre Optic Sensors for Structural Health Monitoring of Aircraft Composite Structures: Recent Advances and Applications,” *Sensors*, vol. 15, no. 8, Art. no. 8, Aug. 2015, doi: 10.3390/s150818666.
 - [118] “Máy Quét 3D iREAL M3.” Accessed: Jun. 05, 2024. [Online]. Available: <https://thinksmart.com.vn/may-quet-3d-ireal-m3/>
 - [119] “GOM Inspect is now ZEISS INSPECT Optical 3D,” <https://www.gom.com/en/products/metrology-software/gom-inspect-pro>. Accessed: Jun. 05, 2024. [Online]. Available: <https://www.gom.com/en/products/metrology-software/gom-inspect-pro>
 - [120] “Ossur.com | Life Without Limitations,” <https://www.ossur.com/en-us>. Accessed: Jun. 05, 2024. [Online]. Available: <https://www.ossur.com/en-us>
 - [121] S. Gabbiadini, “Knowledge-based design of lower limb prosthesis,” Jan. 2011. Accessed: Jun. 05, 2024. [Online]. Available: <https://www.semanticscholar.org/paper/Knowledge-based-design-of-lower-limb-prosthesis-Gabbiadini/f2eb11226632eaaa980f0000542966d46f7c52a3>
 - [122] T. A. Son, P. S. Minh, and T. D. Thanh, “Effect of 3D Printing Parameters on the Tensile Strength of Products,” *Key Engineering Materials*, vol. 863, pp. 103–108, 2020, doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.863.103.
 - [123] T. T. Nguyen *et al.*, “Influences of Material Selection, Infill Ratio, and Layer Height in the 3D Printing Cavity Process on the Surface Roughness of Printed Patterns and Casted Products in Investment Casting,” *Micromachines*, vol. 14, no. 2, Art. no. 2, Feb. 2023, doi: 10.3390/mi14020395.
 - [124] M. H. Ramlee, M. I. Ammarullah, N. S. Mohd Sukri, N. S. Faidzul Hassan, M. H. Baharuddin, and M. R. Abdul Kadir, “Investigation on three-dimensional printed prosthetics leg sockets coated with different reinforcement materials: analysis on mechanical strength and microstructural,” *Sci Rep*, vol. 14, no. 1, p. 6842, Mar. 2024, doi: 10.1038/s41598-024-57454-8.