

ĐẠI HỌC ĐÀ NẴNG
TRƯỜNG ĐẠI HỌC SƯ PHẠM KỸ THUẬT

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

ỨNG DỤNG CÔNG NGHỆ KỸ THUẬT SỐ TRONG
THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ồ MỎM CỤT GIẢ CHI PHÍ
THẤP CHO NGƯỜI KHUYẾT TẬT

Mã số: T2024-06-01

Chủ nhiệm đề tài: TS. Phan Nguyễn Duy Minh

Đơn vị: Khoa Cơ khí

Chương trình đào tạo: Công nghệ Kỹ thuật Cơ điện tử

Đà Nẵng, 12/2025

ĐẠI HỌC ĐÀ NẴNG
TRƯỜNG ĐẠI HỌC SƯ PHẠM KỸ THUẬT

BÁO CÁO TỔNG KẾT

ĐỀ TÀI KHOA HỌC VÀ CÔNG NGHỆ CẤP TRƯỜNG

ỨNG DỤNG CÔNG NGHỆ KỸ THUẬT SỐ TRONG
THIẾT KẾ VÀ CHẾ TẠO Ồ MỎM CỤT GIẢ CHI PHÍ
THẤP CHO NGƯỜI KHUYẾT TẬT

Mã số: T2024-06-01

Xác nhận của cơ quan chủ trì đề tài

Chủ nhiệm đề tài

KT. HIỆU TRƯỞNG

PHÓ HIỆU TRƯỞNG



PGS. TS. Võ Trung Hùng

TS. Phan Nguyễn Duy Minh

DANH SÁCH THÀNH VIÊN THAM GIA NGHIÊN CỨU

STT	Họ và tên	Đơn vị công tác và lĩnh vực chuyên môn
1	Phan Nguyễn Duy Minh	Khoa Cơ khí, Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật, Đại học Đà Nẵng; Chuyên ngành: Kỹ thuật Cơ khí
2	Bùi Hệ Thống	Phòng Đào tạo, Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật, Đại học Đà Nẵng; Chuyên ngành: Kỹ thuật Cơ khí
3	Nguyễn Thái Dương	Khoa Cơ khí, Trường Đại học Sư phạm Kỹ thuật, Đại học Đà Nẵng; Chuyên ngành: Kỹ thuật Cơ khí

MỤC LỤC

DANH MỤC HÌNH VẼ.....	iv
DANH MỤC BẢNG BIỂU	vi
DANH MỤC CÁC CHỮ VIẾT TẮT	vii
THÔNG TIN KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU.....	viii
MỞ ĐẦU.....	1
1. Tổng quan tình hình nghiên cứu	1
2. Tính cấp thiết.....	3
3. Mục tiêu.....	4
4. Cách tiếp cận	4
5. Phương pháp nghiên cứu.....	5
6. Đối tượng và phạm vi nghiên cứu.....	5
7. Nội dung nghiên cứu	5
CHƯƠNG 1: TỔNG QUAN VỀ QUY TRÌNH CHẾ TẠO Ồ MỎM CỤT.....	7
1.1. Tổng quan về quy trình chế tạo ồ mồm cụt bằng phương pháp truyền thống	7
1.2 Tổng quan về quy trình chế tạo ồ mồm cụt bằng các phương pháp số.....	8
CHƯƠNG 2 : THIẾT KẾ Ồ MỎM CỤT.....	14
2.1. Quét hình tạo mẫu chi giả với cảm biến Kinect.....	14
2.1.1. Giới thiệu về cảm biến Kinect.....	14
2.1.2. Thu thập và xử lý dữ liệu mồm cụt từ Kinect	15
2.1.3. Xử lý dữ liệu quét.....	16
2.2. Thiết kế ồ mồm cụt	18
2.2.1. Các nguyên tắc thiết kế	18
2.2.2. Quy trình thiết kế trên Meshmixer.....	20
CHƯƠNG 3: MÔ PHỎNG TƯƠNG TÁC GIỮA Ồ MỎM CỤT VÀ MỎM CỤT	23
3.1 Xây dựng mô hình cơ y sinh ồ mồm cụt-mồm cụt	23
3.2. Các kết quả mô phỏng.....	28
3.2.1. Khảo sát sự hội tụ của lưới.....	28
3.2.2. Tương tác trực tiếp giữa mồm cụt và ồ mồm cụt (không có lớp lót).....	30
3.2.3. Tương tác trực tiếp giữa mồm cụt và ồ mồm cụt (có lớp lót).....	34
3.3. Nhận xét kết quả mô phỏng	38

CHƯƠNG 4. CHẾ TẠO Ổ MỎM CỤT	42
4.1. Nghiên cứu, lựa chọn loại vật liệu và thông số in 3D.....	42
4.2. Chế tạo ổ mỗm cụt	48
CHƯƠNG 5: KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỂN.....	51
5.1. Kết luận	51
5.2. Hướng phát triển	51
KẾT LUẬN VÀ KIẾN NGHỊ.....	54
TÀI LIỆU THAM KHẢO.....	56
THUYẾT MINH ĐỀ TÀI KHCN	
HỢP ĐỒNG TRIỂN KHAI ĐỀ TÀI	
BẢNG MỤC LỤC MINH CHỨNG SẢN PHẨM CỦA ĐỀ TÀI	
BỘ MINH CHỨNG SẢN PHẨM CỦA ĐỀ TÀI	

DANH MỤC HÌNH VẼ

Hình 1. 1. Các thành phần của chi giả.....	7
Hình 1. 2. Quy trình thiết kế và chế tạo ổ mòm cụt chi phí thấp	10
Hình 2. 1. Cấu tạo của cảm biến Kinect Xbox One	14
Hình 2. 2. Kết nối phần cứng và phần mềm cho quá trình quét hình.....	16
Hình 2. 3. Mô hình mòm cụt sau khi chỉnh sửa: a) Góc nhìn phía trước; b) Góc nhìn bên cạnh.....	18
Hình 2. 4. Sơ đồ số đo nhân trắc học được sử dụng để thiết kế chân giả dưới đầu gối [23].....	19
Hình 2. 5. Cấu trúc của chân giả dưới đầu gối: a) Các mô-đun của chân giả; b) Ống lót; c) Liên kết giữa mô-đun ổ cắm và mô-đun ống [23].....	20
Hình 2. 6. Quy trình thiết kế ổ mòm cụt từ dữ liệu quét hình	22
Hình 3. 1. Chia lưới phần tử hữu hạn cho các mô hình.....	26
Hình 3. 2. Gắn các ràng buộc cho mô hình mô phỏng	27
Hình 3. 3. Thiết lập điều kiện biên	28
Hình 3. 4. Mối quan hệ giữa ứng suất và số lượng phần tử	29
Hình 3. 5. Áp suất tiếp xúc tại mòm cụt ứng với các loại vật liệu ổ mòm cụt khác nhau	31
Hình 3. 6. Ứng suất trượt CSHEAR1 tại ổ mòm cụt ứng với các loại vật liệu ổ mòm cụt khác nhau	32
Hình 3. 7. Ứng suất trượt CSHEAR2 tại ổ mòm cụt ứng với các loại vật liệu ổ mòm cụt khác nhau	33
Hình 3. 8. Ứng suất Von Mises trong các ổ mòm cụt có vật liệu khác nhau (không lớp lót).....	33
Hình 3. 9. Áp suất tiếp xúc tại mòm cụt ứng với các loại lớp lót khác nhau	35
Hình 3. 10. Ứng suất trượt 1 tại bề mặt mòm cụt ứng với các loại lớp lót khác nhau ..	36
Hình 3. 11. Ứng suất trượt 1 tại bề mặt mòm cụt ứng với các loại lớp lót khác nhau ..	36
Hình 3. 12. Ứng suất Von Mises trong ổ mòm cụt ứng với các loại lớp lót khác nhau	37

Hình 3. 13. Kết quả mô phỏng trạng thái đứng yên: (a) So sánh áp suất tiếp xúc ứng với các loại vật liệu ổ mòm cụt khác nhau; (b) So sánh ứng suất trượt ứng với các loại vật liệu ổ mòm cụt khác nhau.....	39
Hình 3. 14. Ứng suất Von Mises trong các ổ mòm cụt	39
Hình 3. 15. Trạng thái đứng yên: (a) So sánh áp suất tiếp xúc ứng với các lớp lót khác nhau; (b) So sánh ứng suất trượt ứng với các loại lớp lót khác nhau.....	40
Hình 4. 1. Mẫu thử ASTM D638 loại 1	43
Hình 4. 2. Thí nghiệm kéo: mẫu trước (a) và sau khi kéo.....	44
Hình 4. 3 (a). Mô hình ổ mòm cụt trên phần mềm in 3D (b). Ổ mòm cụt sau khi hoàn thành.	49

DANH MỤC BẢNG BIỂU

Bảng 3. 1. Đặc tính cơ học của vật liệu ổ mớm cụt.....	24
Bảng 3. 2. Đặc tính cơ học của vật liệu lớp lót	25
Bảng 3. 3. Kết quả các lần lặp trong khảo sát hội tụ lưới	30
Bảng 3. 4. Kết quả mô phỏng tĩnh không sử dụng lớp lót	33
Bảng 3. 5. Kết quả mô phỏng tĩnh có sử dụng lớp lót.....	37
Bảng 4. 1. Kích thước cho mẫu loại 1 ASTM D638	44
Bảng 4. 2. Các thông số mẫu thử.....	45
Bảng 4. 3. Bảng kết quả thử nghiệm kéo của các mẫu.....	45
Bảng 4. 4. Bảng ANOVA về độ bền kéo	47
Bảng 4. 5. Bảng ANOVA về mô-đun đàn hồi.....	47
Bảng 4. 6. Các thông số tối ưu	48
Bảng 4. 7. Thời gian tiêu tốn cho quá trình tạo ra ổ mớm cụt.....	49
Bảng 4. 8. Phân tích chi sản xuất một ổ mớm cụt với khấu hao trong vòng 5 năm	49

DANH MỤC CÁC CHỮ VIẾT TẮT

Từ viết tắt	Nguyên nghĩa Tiếng Anh	Tạm dịch Tiếng Việt
FDM	Fused Deposition Modeling	Mô hình hóa bằng phương pháp đắp lớp nóng chảy
CAD	Computer-Aided Design	Thiết kế hỗ trợ bởi máy tính
FEA	Finite Element Analysis	Phân tích phần tử hữu hạn
FEM	Finite Element Method	Phương pháp phần tử hữu hạn
DOE	Design of Experiments	Phương pháp thiết kế thí nghiệm
RSM	Response Surface Methodology	Phương pháp đáp ứng bề mặt
ANOVA	Analysis of Variance	Phân tích phương sai
PLA	Polylactic Acid	Nhựa PLA

*Mẫu 3. Thông tin kết quả nghiên cứu đề tài KH&CN cấp Trường***THÔNG TIN KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU****1. Thông tin chung:**

- Tên đề tài: Ứng dụng công nghệ kỹ thuật số trong thiết kế và chế tạo ổ mỏm cụt giả chi phí thấp cho người khuyết tật
- Mã số: T2024-06-01
- Chủ nhiệm: Phan Nguyễn Duy Minh
- Thành viên tham gia: Bùi Hệ Thống, Nguyễn Thái Dương
- Cơ quan chủ trì: Trường Đại học Sư Phạm Kỹ thuật – Đại học Đà Nẵng
- Thời gian thực hiện: 01/2025 – 12/2025

2. Mục tiêu:

- Chuyển đổi công năng vốn có của cảm biến Kinect thành một máy quét hình giá rẻ hơn rất nhiều so với các máy quét hình 3D công nghiệp để thực hiện quá trình lấy mẫu mỏm cụt.
- Thực hiện việc số hóa toàn bộ thông số về kích thước và hình dạng của chi khuyết tật từ đó tạo ra chi giả phù hợp hơn cho người sử dụng. Xử lý dữ liệu quét và thiết kế được ổ mỏm cụt phù hợp nhất với mỏm cụt của bệnh nhân.
- Mô phỏng số quá trình tương tác giữa ổ mỏm cụt và mỏm cụt
- Thực hiện được việc chế tạo ổ mỏm cụt bằng công nghệ in 3D.

3. Tính mới và sáng tạo:

Đề tài thực hiện việc mô phỏng số quá trình tương tác giữa ổ mỏm cụt và mỏm cụt nhằm mục đích tái hiện chi tiết các lực tác động, áp suất phân bố, cũng như các biến dạng xảy ra tại bề mặt tiếp xúc giữa ổ mỏm cụt (socket) và mỏm cụt (stump). Việc mô phỏng này không chỉ giúp đánh giá sự phù hợp và thoải mái của ổ mỏm cụt mà còn hỗ trợ tối ưu hóa thiết kế, đảm bảo phân bố lực đồng đều và giảm thiểu nguy cơ gây đau hoặc tổn thương cho người sử dụng.

4. Tóm tắt kết quả nghiên cứu: 01 bài báo khoa học, 1 sản phẩm ổ mỏm cụt in 3D

Chân tay giả là những thiết bị thiết yếu giúp nâng cao đáng kể chất lượng cuộc sống cho người bị đoạn chi, cho phép họ phục hồi khả năng vận động, sự tự chủ và tham gia vào các hoạt động sinh hoạt hàng ngày. Tuy nhiên, tại các quốc gia có thu nhập thấp và trung bình như Việt Nam, việc tiếp cận chân tay giả vẫn còn là một thách thức lớn do chi phí cao, khả năng tiếp cận công nghệ sản xuất hiện đại còn hạn chế, nguồn vật

liệu khan hiếm và cơ sở hạ tầng y tế chưa đồng bộ. Những rào cản này khiến nhiều người đoạn chi không tìm được giải pháp phù hợp, gây ảnh hưởng đến sức khỏe thể chất và tinh thần của họ. Bài báo này giới thiệu một phương pháp đổi mới trong thiết kế và chế tạo ổ mỏm cụt chi dưới với chi phí thấp, được tùy chỉnh đặc biệt cho người bệnh tại Việt Nam. Phương pháp được đề xuất thay thế các kỹ thuật thủ công truyền thống vốn tốn kém và cần nhiều nhân lực bằng một quy trình kỹ thuật số tinh gọn. Thông qua việc tích hợp công nghệ quét 3D để đo mỏm cụt chính xác, phần mềm CAD để tùy chỉnh thiết kế và công nghệ in 3D FDM để sản xuất hiệu quả, giải pháp này giúp giảm đáng kể chi phí và thời gian chế tạo trong khi vẫn đảm bảo độ tùy biến cao. Quy trình kỹ thuật số này không chỉ cải thiện khả năng tiếp cận chân tay giả cho các nhóm đối tượng khó khăn, mà còn mang đến một giải pháp bền vững, có khả năng mở rộng để đáp ứng nhu cầu ngày càng tăng về thiết bị giả trong điều kiện nguồn lực hạn chế. Nghiên cứu này hứa hẹn tiềm năng to lớn để áp dụng rộng rãi trong các bối cảnh tương tự trên toàn thế giới.

5. Tên sản phẩm:

Các sản phẩm khoa học đáp ứng theo yêu cầu theo đăng ký trong thuyết minh.

Bài báo với tựa đề: **Application of 3D Printing Technologies in the Design and Manufacture of Prosthetic Sockets for Low-Middle Income Countries: A Case Study in Vietnam.** Authors: Thai Duong Nguyen, Nguyen Duy Minh Phan, He Thong Bui, Dinh Son Nguyen. *International journal of engineering (ESCI-WoS, Scopus, Q2)*. No: Volume 38, Issue 9. Pages: 2170-2182. Year 2025.

- Link bài báo: <https://doi.org/10.5829/ije.2025.38.09c.13>

- Link thuộc WoS: https://mjl.clarivate.com://search-results?issn=1025-2495&hide_exact_match_fl=true&utm_source=mjl&utm_medium=share-by-link&utm_campaign=search-results-share-this-journal

- Link thuộc Scimago Q2:

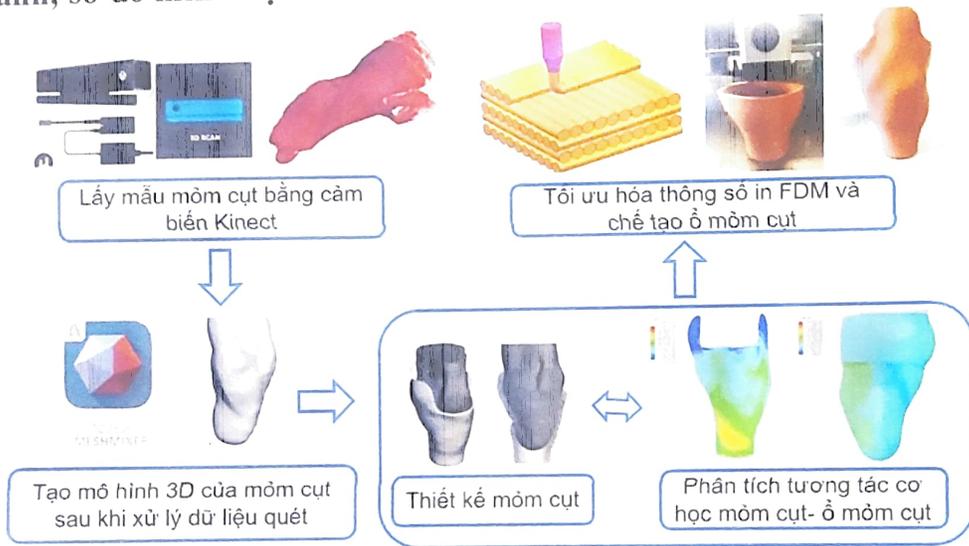
<https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21101022194&tip=sid&clean=0>

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

Đề tài trình bày một quy trình toàn diện được phát triển để chế tạo mẫu chân tay giả cho người khuyết tật, dựa trên sự kết hợp của công nghệ quét ảnh 3D bằng cảm biến Kinect và công nghệ chế tạo bồi đắp (in 3D). Việc áp dụng quy trình này mang lại những lợi ích thiết thực, bao gồm việc giảm thiểu chi phí và thời gian chế tạo. Đặc biệt, phương pháp này giải quyết được vấn đề an toàn cho bệnh nhân bằng cách loại trừ hoàn toàn việc sử dụng hóa chất hay các chất phụ trợ tiếp xúc trực tiếp với chi cụt.

Hơn nữa, tính linh hoạt của quy trình cho phép lựa chọn vật liệu đầu vào đa dạng, điển hình là nhựa ABS hoặc PLA, nhằm đáp ứng các yêu cầu cá nhân hóa của người sử dụng. Kết quả nghiên cứu có tiềm năng ứng dụng thực tiễn tại các cơ sở y tế như bệnh viện, trung tâm phục hồi chức năng, cũng như trong các công ty hoạt động trong lĩnh vực thiết kế và sản xuất chân tay giả. Ngoài ra, công trình này còn có thể được sử dụng làm tài liệu tham khảo chuyên sâu trong hoạt động đào tạo ở bậc đại học và sau đại học.

7. Hình ảnh, sơ đồ minh họa chính



Ngày 09 tháng 12 năm 2025

TM. Hội đồng Khoa
Chủ tịch
(ký, họ và tên)

[Handwritten signature]
Hồ Văn Nhị Ngọc

Chủ nhiệm đề tài
(ký, họ và tên)

[Handwritten signature]
Phan Nguyễn Duy Minh

XÁC NHẬN CỦA TRƯỜNG ĐẠI HỌC SƯ PHẠM KỸ THUẬT
KT. HIỆU TRƯỞNG
PHÓ HIỆU TRƯỞNG



PGS. TS. Võ Trung Hùng

INFORMATION ON RESEARCH RESULTS**1. General information:**

Project title: Application of Digital Engineering Technologies in the Design and Fabrication of Low-Cost Prosthetic Sockets for People with Disabilities

Code number: T2024-06-01

Coordinator: Bui He Thong, Nguyen Thai Duong

Implementing institution: University of Technology and Education - The university of Danang

Duration: from 01/2025 to 12/2025

2. Objective(s):

- To repurpose the Kinect sensor's original function into a low-cost 3D scanner, significantly more affordable than industrial 3D scanners, for the process of capturing the residual limb's geometry.
- To digitize all dimensional and geometric parameters of the residual limb to create a more suitable prosthesis for the user. To process the scanned data and design a prosthetic socket that best fits the patient's stump.
- To perform a numerical simulation of the interaction process between the prosthetic socket and the residual limb (stump).
- To successfully fabricate the prosthetic socket using 3D printing technology.

3. Creativeness and innovativeness: The project implements a numerical simulation of the interaction between the prosthetic socket and the stump. The aim is to recreate in detail the acting forces, pressure distribution, and deformations that occur at the contact interface. This simulation not only helps evaluate the fit and comfort of the prosthetic socket but also supports design optimization, ensuring even force distribution and minimizing the risk of pain or injury to the user.

4. Research results: One (01) scientific article, One (01) 3D-printed prosthetic socket prototype.

Prosthetic limbs are critical devices that significantly enhance the quality of life for individuals with limbamputations, enabling them to regain mobility, independence, and participation in daily activities. However, in low- and middle-income countries like Vietnam, access to prosthetics remains a significant challenge due to high costs,

limited availability of modern manufacturing technologies, scarce materials, and inadequate healthcare infrastructure. These barriers leave many amputees without suitable solutions, impacting their physical and psychological well-being. This paper introduces an innovative approach to the design and manufacturing of affordable prosthetic sockets tailored specifically for lower-limb amputees in Vietnam. The proposed method replaces traditional labor-intensive and costly manual techniques with a streamlined digital workflow. By integrating 3D scanning for precise stump measurement, CAD software for design customization, and FDM 3D printing for efficient production, this approach significantly reduces costs and production time while ensuring high levels of customization. This digital methodology not only improves accessibility to prosthetics for underserved populations but also provides a scalable, sustainable solution for addressing the growing demand for prosthetic devices in resource-limited settings. It holds great potential for broader implementation in similar contexts worldwide.

5. Products: A journal article titled: Application of 3D Printing Technologies in the Design and Manufacture of Prosthetic Sockets for Low-Middle Income Countries: A Case Study in Vietnam. Authors: Thai Duong Nguyen, Nguyen Duy Minh Phan, He Thong Bui, Dinh Son Nguyen. Journal: International Journal of Engineering (ESCI-WoS, Scopus, Q2). Volume 38, Issue 9, Pages: 2170-2182. Year: 2025

- Article link: <https://doi.org/10.5829/ije.2025.38.09c.13>

- WoS-indexed link: https://mjl.clarivate.com://search-results?issn=1025-2495&hide_exact_match_fl=true&utm_source=mjl&utm_medium=share-by-link&utm_campaign=search-results-share-this-journal

- Scimago Q2 link:

<https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21101022194&tip=sid&clean=0>

6. Effects, transfer alternatives of research results and applicability: The project presents a comprehensive process developed to fabricate prosthetic limb models for people with disabilities, based on the combination of 3D scanning technology using a Kinect sensor and additive manufacturing (3D printing). The application of this process offers practical benefits, including the reduction of fabrication cost and time.

Notably, this method addresses patient safety by completely eliminating the use of chemicals or auxiliary substances that come into direct contact with the residual

limb. Furthermore, the flexibility of the process allows for the selection of various input materials, typically ABS or PLA plastic, to meet the personalized requirements of the user.

The research findings have strong potential for practical application in medical facilities such as hospitals and rehabilitation centers, as well as in companies specializing in prosthetic design and manufacturing. Additionally, this work can serve as an in-depth reference material for undergraduate and postgraduate education and training.

MỞ ĐẦU

1. Tổng quan tình hình nghiên cứu

- **Ngoài nước**

Trong hai thập kỷ qua, thiết kế chi giả bằng các phương pháp số đã nhận được sự quan tâm lớn từ cộng đồng nghiên cứu. Tuy nhiên, việc chuyển đổi hoàn toàn từ quy trình thủ công sang kỹ thuật số vẫn là một thách thức đáng kể. Các hệ thống sản xuất chân tay giả được hỗ trợ hoàn toàn bằng máy tính đã được đề xuất trong một số nghiên cứu [1], [2]. Thông thường, các hệ thống này bắt đầu bằng việc số hóa chi còn lại thông qua công nghệ hình ảnh y tế [1] hoặc sử dụng máy quét 3D cầm tay [2]. Dữ liệu thu được sau đó được chỉnh sửa và xử lý bằng phần mềm CAD để tạo ra mô hình ổ mòm cụt, mô hình này sẽ được in 3D trong giai đoạn cuối. Quá trình chỉnh sửa mô hình thường dựa trên các nguyên tắc thiết kế truyền thống, dẫn đến việc thiết kế vẫn mang tính thủ công và phụ thuộc vào kinh nghiệm của người thiết kế. Do đó, phương pháp này chưa chứng minh được ưu thế vượt trội so với phương pháp truyền thống. Một số kết quả nghiên cứu, chẳng hạn như [2], cho thấy bệnh nhân từ chối sử dụng ổ mòm cụt vì cảm giác đau khi sử dụng, dẫn đến việc phải điều chỉnh mô hình cho đến khi đạt được sự hài lòng của bệnh nhân.

Năm 2013, Colombia và cộng sự [3] đã phát triển một môi trường ảo để thiết kế chi giả hoàn chỉnh dựa trên hình đại diện ảo của bệnh nhân. Hình đại diện này được xây dựng bằng phần mềm LifeMOD, sử dụng dữ liệu nhân trắc học của bệnh nhân. Mô hình mòm cụt được tạo từ dữ liệu hình ảnh y tế (MRI) và liên kết với hình đại diện của bệnh nhân. Các thông số cơ sinh học được trích xuất từ tài liệu và áp dụng vào mô hình mòm cụt. Hệ thống thiết kế ổ mòm cụt này dựa trên các nguyên tắc truyền thống và được tối ưu hóa thông qua phân tích phần tử hữu hạn tĩnh để đánh giá tương tác giữa mòm cụt và ổ mòm cụt trong tư thế đứng (một nửa trọng lượng cơ thể được áp dụng lên ổ mòm cụt). Trong nghiên cứu tiếp theo [4], lực tác dụng lên mô hình ổ mòm cụt được mô phỏng bằng phần tử hữu hạn động để dự đoán sự phân bố áp lực trên bề mặt mòm cụt khi bệnh nhân di chuyển. Kết quả nghiên cứu cho thấy sự hài lòng của các chuyên gia tham gia, và các thử nghiệm thực tế đã được thực hiện vào năm 2016 [5], với 22 mô phỏng tương tác ổ mòm cụt/mòm cụt trong tư thế đứng được so sánh với dữ liệu đo áp lực thực tế. Quy trình thiết kế hoàn chỉnh này đã được mô tả chi tiết vào năm 2019 [6].

Ballit và cộng sự [7] đã đề xuất phương pháp thiết kế ổ môm cụt với sự hỗ trợ của máy tính, tích hợp phản hồi biến dạng mô mềm theo thời gian thực và sử dụng phương pháp nghịch đảo để tối ưu hóa tương tác giữa ổ môm cụt và môm cụt. Gần đây, một số nghiên cứu cũng đã kiểm tra độ bền của các chi giả được sản xuất bằng công nghệ in 3D [8], [9].

Mặc dù công nghệ quét 3D và in 3D mang lại nhiều tiềm năng trong việc chế tạo ổ môm cụt, phần lớn các nghiên cứu hiện tại sử dụng thiết bị quét có chi phí cao và chưa tập trung đủ vào việc phân tích tương tác giữa ổ môm cụt và môm cụt để đánh giá tác động của sản phẩm thiết kế đến bệnh nhân.

- **Trong nước**

Tại Việt Nam, lĩnh vực thiết kế và chế tạo chân tay giả theo truyền thống vẫn chủ yếu dựa vào các phương pháp thủ công, đòi hỏi tay nghề cao và kinh nghiệm lâu năm của kỹ thuật viên. Việc ứng dụng các phương pháp số hóa, bao gồm quét 3D, thiết kế có sự hỗ trợ của máy tính (CAD), và mô phỏng kỹ thuật (CAE), vẫn còn là một hướng đi tương đối mới mẻ và chưa được phát triển một cách rộng rãi.

Trong bối cảnh đó, nghiên cứu của tác giả [10] có thể được xem là một trong những công trình tiên phong, giới thiệu một quy trình ứng dụng phần mềm CAD/CAM vào việc sản xuất chân tay giả. Công trình này đã đánh dấu một bước tiến quan trọng bằng cách số hóa giai đoạn tạo hình, cho phép tạo ra các ổ môm cụt có hình dạng chính xác và độ lặp lại cao hơn so với phương pháp đúc bột thủ công truyền thống.

Tuy nhiên, một hạn chế đáng kể của nghiên cứu [10] là quy trình mới chỉ dừng lại ở khâu thiết kế hình học trên phần mềm. Cụ thể, nghiên cứu này đã chưa khai thác các công cụ mô phỏng kỹ thuật số để tiến hành các phân tích sâu hơn mang tính quyết định đến chất lượng sản phẩm. Hai khía cạnh quan trọng đã bị bỏ qua:

- Phân tích độ bền kết cấu: Nghiên cứu chưa thực hiện mô phỏng phần tử hữu hạn (FEA) để kiểm tra và dự đoán khả năng chịu lực của ổ môm cụt. Điều này có nghĩa là độ bền của thiết kế vẫn chưa được kiểm chứng một cách khoa học, dẫn đến rủi ro tiềm ẩn về an toàn hoặc khả năng phải thiết kế quá dày (over-design), làm tăng trọng lượng không cần thiết.
- Phân tích tương tác cơ y sinh: Quan trọng hơn, nghiên cứu đã không đánh giá sự tương tác phức tạp giữa ổ môm cụt và môm cụt của bệnh nhân. Việc thiếu phân tích này khiến cho các yếu tố then chốt như sự phân bố áp suất lên bề mặt da, các vùng tập

trung áp lực cao có nguy cơ gây đau đớn hay tổn thương mô mềm không được khảo sát. Do đó, mặc dù hình dạng có thể chính xác, nhưng sự thoải mái và hiệu quả chức năng của ổ cắm vẫn chưa được tối ưu hóa dựa trên dữ liệu khoa học.

2. Tính cấp thiết

Thiết kế ổ mỗm cụt (phần nối vào mỗm cụt- phần còn lại của một chi sau khi bị phẫu thuật cắt cụt) là một công đoạn rất quan trọng trong quy trình thiết kế chân tay giả. Mỗi ổ mỗm cụt cần được thiết kế riêng biệt để phù hợp với hình dạng cụ thể của từng bệnh nhân. Đối với phương pháp truyền thống, việc tạo ổ mỗm cụt thường được thực hiện hoàn toàn thủ công: từ việc lấy dấu bằng khuôn thạch cao đến các bước tạo hình và chế tác bằng tay.

Tuy nhiên, với sự tiến bộ của công nghệ số, đặc biệt là công nghệ quét 3D và in 3D, nhiều hạn chế của phương pháp truyền thống đã được khắc phục. Hiện nay, hình dạng và kích thước của phần chi còn lại có thể được số hóa nhanh chóng bằng các thiết bị quét 3D cầm tay. Từ dữ liệu quét thu được, nhà thiết kế có thể xây dựng mô hình 3D ổ mỗm cụt trên phần mềm thiết kế, đảm bảo độ vừa vặn tối ưu cho từng cá nhân. Sau đó, ổ mỗm cụt có thể được sản xuất thông qua các kỹ thuật in 3D – còn gọi là gia công đắp lớp (Additive Manufacturing), sử dụng các công nghệ phổ biến như FDM hay SLS.

Tại Việt Nam, việc ứng dụng công nghệ quét và in 3D trong lĩnh vực sản xuất chi giả hiện vẫn còn rất mới mẻ, chưa có nhiều nghiên cứu chuyên sâu hay ứng dụng thực tiễn. Mặt khác, hầu hết các hệ thống quét 3D hiện có trên thị trường như EinScan-Pro (giá khoảng 5000 USD) hay HandySCAN 3D 300 của Creafom (trị giá hơn 21000 USD) đều có chi phí rất cao, gây khó khăn cho việc triển khai rộng rãi.

Theo số liệu khảo sát của UNICEF vào năm 2016, Việt Nam có trên 6 triệu người khuyết tật, phần lớn do ảnh hưởng của chiến tranh hoặc tai nạn giao thông. Trong số đó, nhiều người không có khả năng tiếp cận các sản phẩm chân tay giả hiện có vì chi phí quá đắt đỏ. Bên cạnh đó, việc sản xuất chi giả không thể áp dụng mô hình sản xuất hàng loạt do cần đáp ứng yêu cầu cá nhân hóa cao, phù hợp với từng mức độ tổn thương và nhu cầu vận động của từng bệnh nhân. Điều này khiến giá thành sản phẩm càng trở nên khó tiếp cận.

Xuất phát từ thực tế đó, nghiên cứu này đề xuất một quy trình chế tạo ổ mỗm cụt với chi phí thấp, tận dụng các công nghệ số hiện đại. Cụ thể, nhóm nghiên cứu ứng dụng thiết bị quét Kinect – một giải pháp giá rẻ – để thu thập dữ liệu hình học của mỗm cụt. Dữ liệu sau khi được xử lý thông qua các phần mềm sẽ được sử dụng để thiết kế ổ mỗm cụt bằng công cụ CAD, sau đó in ra bằng công nghệ FDM với vật liệu nhựa phổ biến tại Việt Nam. Hướng tiếp cận này hứa hẹn mở ra một giải pháp khả thi cho việc chế tạo chi giả chi phí thấp, phù hợp với điều kiện kinh tế và kỹ thuật trong nước, góp phần cải thiện chất lượng sống cho người khuyết tật..

3. Mục tiêu

Mục tiêu tổng quát đặt ra khi thực hiện đề tài này là đề xuất một giải pháp hiện đại, nhanh chóng, giá thành thấp kết hợp công nghệ số như quét hình và in 3D trong việc chế tạo ổ mỗm cụt giả cho người khuyết tật. Các mục tiêu cụ thể cần đạt được của đề tài là:

- Chuyển đổi công năng vốn có của cảm biến Kinect thành một máy quét hình giá rẻ hơn rất nhiều so với các máy quét hình 3D công nghiệp để thực hiện quá trình lấy mẫu mỗm cụt.
- Thực hiện việc số hóa toàn bộ thông số về kích thước và hình dạng của chi khuyết tật từ đó tạo ra chi giả phù hợp hơn cho người sử dụng.
- Xử lý dữ liệu quét và thiết kế được ổ mỗm cụt phù hợp nhất với mỗm cụt của bệnh nhân.
- Mô phỏng số quá trình tương tác giữa ổ mỗm cụt và mỗm cụt nhằm mục đích tái hiện chi tiết các lực tác động, áp suất phân bố, cũng như các biến dạng xảy ra tại bề mặt tiếp xúc giữa ổ mỗm cụt (socket) và mỗm cụt (stump). Việc mô phỏng này không chỉ giúp đánh giá sự phù hợp và thoải mái của ổ mỗm cụt mà còn hỗ trợ tối ưu hóa thiết kế, đảm bảo phân bố lực đồng đều và giảm thiểu nguy cơ gây đau hoặc tổn thương cho người sử dụng.
- Thực hiện được việc chế tạo ổ mỗm cụt bằng công nghệ in 3D.

4. Cách tiếp cận

- Sử dụng các thiết bị quét 3D giá rẻ như Microsoft Kinect để số hóa hình dạng mỗm cụt, tạo mô hình kỹ thuật số chính xác của vùng mỗm cụt để làm cơ sở thiết kế.

- Sử dụng phần mềm CAD để thiết kế mô hình ổ mỏm cụt với các đặc điểm tùy chỉnh phù hợp với từng người dùng.
- Áp dụng mô phỏng số để kiểm tra các yếu tố như lực tác động, độ bền của vật liệu, và sự phân bố áp lực trên ổ mỏm cụt.

5. Phương pháp nghiên cứu

- Nghiên cứu về các công bố khoa học, các tài liệu liên quan đến công nghệ chế tạo tay chân giả bằng công nghệ quét hình và công nghệ in 3D.
- Nghiên cứu lý thuyết và thực nghiệm về cơ chế hoạt động của cảm biến Kinect.
- Nghiên cứu các phần mềm phục vụ các quá trình thu nhận dữ liệu, xử lý dữ liệu, thiết kế 3D ổ mỏm cụt, tạo chương trình gia công in 3D

6. Đối tượng và phạm vi nghiên cứu

Đối tượng nghiên cứu chính của đề tài này quy trình chế tạo ổ mỏm cụt giả bằng công nghệ in 3D và công nghệ quét hình 3D.

- Các phương pháp mô phỏng phần tử hữu hạn tương tác giữa mỏm cụt và ổ mỏm cụt

Phạm vi nghiên cứu

- Các phương pháp kỹ thuật số trong lấy mẫu mỏm cụt và thiết kế ổ mỏm cụt
- Nghiên cứu và lựa chọn vật liệu phù hợp, quy trình sản xuất hiệu quả để giảm chi phí nhưng vẫn đảm bảo chất lượng.

7. Nội dung nghiên cứu

Chương 1: Tổng quan về quy trình chế tạo ổ mỏm cụt

1.1. Tổng quan về quy trình chế tạo ổ mỏm cụt bằng phương pháp truyền thống

1.2. Tổng quan về quy trình chế tạo ổ mỏm cụt bằng các phương pháp số

Chương 2: Thiết kế ổ mỏm cụt.

2.1. Quét hình tạo mẫu chi giả với cảm biến Kinect

2.2. Thiết kế ổ mỏm cụt

Chương 3: Mô phỏng tương tác giữa ổ mỏm cụt và mỏm cụt

3.1. Xây dựng mô hình cơ y sinh ổ mỏm cụt-Mỏm cụt

3.2. Các kết quả mô phỏng

Chương 4: Chế tạo ổ mỏm cụt

4.1. Nghiên cứu, lựa chọn loại vật liệu và thông số in 3D

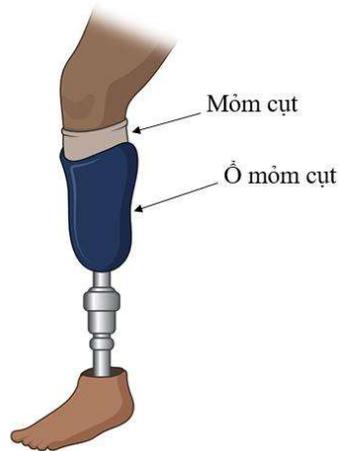
4.2. Chế tạo ổ mỏm cụt

Chương 5: Kết luận và hướng phát triển

CHƯƠNG 1: TỔNG QUAN VỀ QUY TRÌNH CHẾ TẠO Ổ MỠM CỤT

1.1. Tổng quan về quy trình chế tạo ổ mỡm cụt bằng phương pháp truyền thống

Thiết kế ổ mỡm cụt (phần nối vào mỡm cụt- phần còn lại của một chi sau khi bị phẫu thuật cắt cụt) là một công đoạn rất quan trọng trong quy trình thiết kế chân tay giả. Mỗi ổ mỡm cụt là một bộ phận được thiết kế riêng để phù hợp với hình dạng của phần chi còn lại của bệnh nhân (Hình 1. 1).



Hình 1. 1. Các thành phần của chi giả

Do đặc điểm về cấu trúc và cơ học của mỡm cụt, mỗi ổ mỡm cụt cần được tùy chỉnh riêng cho từng bệnh nhân. Hiện nay, quy trình thiết kế và chế tạo chủ yếu là thủ công, đòi hỏi nhiều công sức, thông qua các lần điều chỉnh liên tục bởi bác sĩ chỉnh hình cho đến khi bệnh nhân cảm thấy hài lòng qua các buổi thử nghiệm. Quá trình này chịu ảnh hưởng bởi hai yếu tố chủ quan: kỹ năng của chuyên gia và ý kiến của bệnh nhân. Quy trình thiết kế và chế tạo ổ mỡm cụt truyền thống thường trải qua các bước sau [11]:

Bước 1: Chọn lớp lót và tạo khuôn âm

- Chọn lớp lót phù hợp với kích thước mỡm cụt.
- Quần PVA, trát thạch cao để tạo khuôn âm.

Bước 2: Tạo khuôn dương

- Đổ thạch cao vào khuôn âm.
- Tạo khuôn dương và để khô.

Bước 3: Sửa khuôn dương

- Bào hoặc thêm thạch cao để chỉnh hình phù hợp.
- Đảm bảo phân bố áp lực hợp lý.

Bước 4: Làm ổ mỗm cụt

- Quấn vải peclon quanh khuôn dương.
- Đổ nhựa, dùng bơm chân không để tạo ổ cứng.

Bước 5: Hoàn thiện

- Cắt, loại bỏ thạch cao, đánh dấu và làm nhẵn ổ gắn.

Bước 6: Thử nghiệm

- Lắp ổ gắn với bộ phận giả, thử đứng và đi.
- Ghi nhận phản hồi của bệnh nhân.

Bước 7: Chỉnh sửa ổ mỗm cụt

- Chỉnh hình bằng nhiệt, cắt gọt, thêm đệm nếu cần.
- Thử lại cho đến khi phù hợp.

Có thể thấy rằng phương pháp truyền thống sử dụng khuôn thạch cao để tái tạo hình dạng chi còn lại, kết hợp với các kỹ thuật chế tạo thủ công để tạo ra ổ mỗm cụt. Cách làm này tốn thời gian, gây lãng phí vật liệu và yêu cầu trình độ chuyên môn cao, dẫn đến chi phí sản xuất các bộ phận giả tăng đáng kể.

1.2 Tổng quan về quy trình chế tạo ổ mỗm cụt bằng các phương pháp số

Gần đây, thị trường chi và nẹp chỉnh hình toàn cầu đã chứng kiến sự gia tăng nhanh chóng về mức độ quan tâm đối với các kỹ thuật sản xuất kỹ thuật số. Những kỹ thuật này đã tạo ra một cuộc cách mạng trong lĩnh vực chế tạo chi giả thông qua việc giảm sự phụ thuộc vào nguyên mẫu vật lý, hạ thấp chi phí sản xuất và rút ngắn thời gian chế tạo. Bằng cách tích hợp công nghệ quét hình 3D với in 3D, sản xuất kỹ thuật số đã mở ra những khả năng mới trong việc tạo ra các thiết kế chi giả mang tính cá nhân hóa, đáp ứng chính xác nhu cầu cụ thể của từng bệnh nhân [11], [12], [13], [14], [15], [16]. Việc áp dụng công nghệ in 3D trong chế tạo chi giả được xem là một giải pháp hiệu quả về chi phí và thời gian, đồng thời tạo điều kiện thuận lợi cho sản xuất hàng loạt [17].

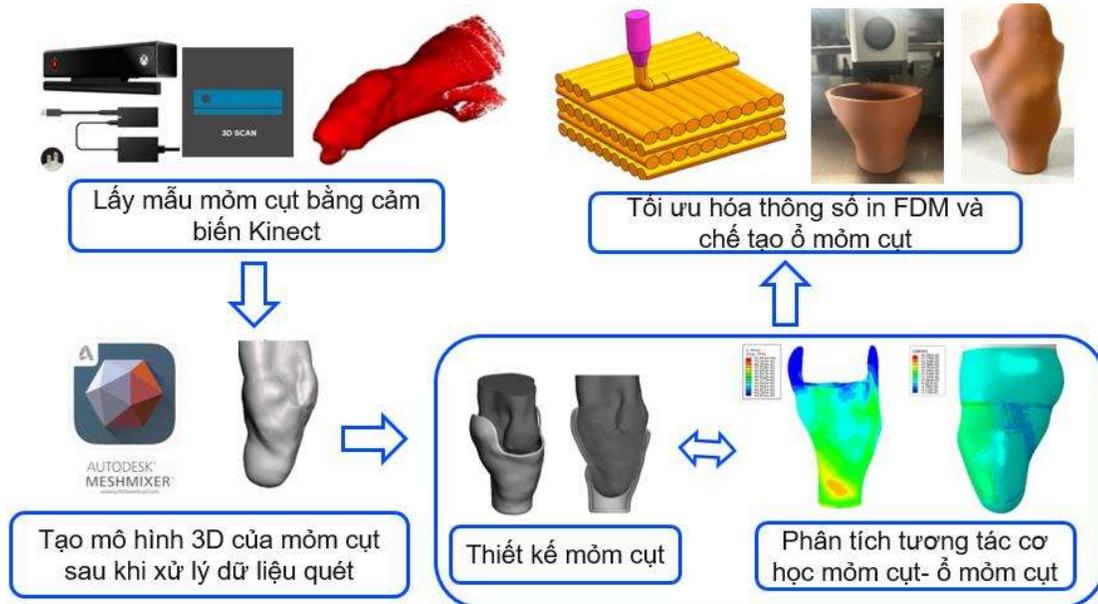
Nhiều nghiên cứu trước đây đã tập trung vào ứng dụng sản xuất kỹ thuật số trong thiết kế ổ mỗm cụt. Các nghiên cứu này thường bắt đầu bằng việc quét mô hình 3D của mỗm cụt bằng máy quét 3D cầm tay, cho phép thu nhận chính xác hình học và đặc điểm bề mặt của mỗm cụt [16], [18]. Dữ liệu quét sau đó được nhập vào phần mềm thiết kế hỗ trợ bởi máy tính (CAD) để làm cơ sở xây dựng mô hình 3D của ổ

mỏm cụt. Cách tiếp cận này cho phép cá nhân hóa thiết kế theo hình dạng giải phẫu của từng bệnh nhân, từ đó nâng cao mức độ thoải mái và chức năng sử dụng. Khi thiết kế số hoàn tất, ổ mỏm cụt được chế tạo bằng công nghệ FDM (Fused Deposition Modeling) trên máy in 3D. Trong nghiên cứu của [19], máy quét Artec Eva đã được lựa chọn như một phương pháp đáng tin cậy để thu nhận chính xác hình dạng và thể tích của mô hình mỏm cụt chi dưới. Các nghiên cứu [20], [21] cho thấy các ổ mỏm cụt được chế tạo bằng công nghệ in 3D có khả năng đáp ứng các yêu cầu nghiêm ngặt theo tiêu chuẩn thử nghiệm ISO 10328 về lực tĩnh tác động trong chu kỳ đi bộ. Điều này cung cấp bằng chứng ban đầu cho thấy ổ mỏm cụt in 3D có thể được sử dụng an toàn cho bệnh nhân, đồng thời là một lựa chọn thay thế đáng tin cậy cho phương pháp sản xuất truyền thống.

Marinopoulos và cộng sự [22] đã phát triển một bộ khung thử nghiệm nguyên mẫu tuân thủ tiêu chuẩn ISO 10328, mô phỏng các điều kiện tải trọng mà bệnh nhân cụt chi trên xương đùi (supra-femoral) giai đoạn đầu gặp phải trong quá trình đi lại. Bộ khung thử nghiệm này cho phép tái tạo chính xác các lực tác động lên thiết bị chi giả, từ đó cung cấp nền tảng đáng tin cậy để đánh giá độ bền kết cấu của chúng. Trong nghiên cứu này, nhóm tác giả tập trung vào thiết kế và chế tạo ổ mỏm cụt trên gói bằng công nghệ in 3D, sử dụng hai loại vật liệu khác nhau là PLA (polylactic acid) và nhựa nylon gia cường sợi carbon, những vật liệu được biết đến với độ bền cơ học cao. Để đánh giá hiệu suất của các vật liệu này, các mẫu ổ mỏm cụt đã được thử nghiệm dưới tải nén tĩnh bằng khung thử nghiệm mới phát triển. Một mô hình mỏm cụt bằng cao su silicone, có đặc tính cơ học tương đồng với mô người được sử dụng để mô phỏng điều kiện sử dụng thực tế. Qua nhiều vòng cải tiến thiết kế, các mẫu ổ mỏm cụt in 3D đã thể hiện khả năng chịu tải vượt trội, chịu được lực nén gấp năm lần trọng lượng cơ thể người sử dụng mà không gặp sự cố kết cấu. Phát hiện này cho thấy tiềm năng ứng dụng của vật liệu in 3D trong việc chế tạo ổ mỏm cụt bền chắc và đáng tin cậy dành cho bệnh nhân chi dưới, mở ra hướng đi đầy triển vọng thay thế cho các phương pháp sản xuất truyền thống.

Mặc dù các lợi ích tiềm năng của sản xuất kỹ thuật số trong thiết kế ổ mỏm cụt là rất rõ ràng, chi phí cao liên quan đến phần cứng và phần mềm, đặc biệt là máy quét 3D vẫn là rào cản lớn, hạn chế khả năng tiếp cận của các trung tâm chỉnh hình ở những khu vực có nguồn lực hạn chế. Chính vì vậy trong nghiên cứu này, chúng tôi đề xuất

một quy trình thiết kế và chế tạo ổ cắm chân giả chi dưới với chi phí thấp, được minh họa trong Hình 1. 2.



Hình 1. 2. Quy trình thiết kế và chế tạo ổ mồm cụt chi phí thấp

Quy trình này tích hợp các công nghệ hiện đại như quét 3D, thiết kế có sự hỗ trợ của máy tính (CAD) và mô phỏng phần tử hữu hạn (FEA) để tạo ra các ổ cắm chân giả (socket) tùy chỉnh hóa, mang lại sự vừa vặn và thoải mái tối đa cho người dùng.

Bước 1: Thu thập dữ liệu hình học mồm cụt bằng cảm biến Kinect

- Mục tiêu: Ghi lại chính xác hình dạng 3D của phần chi còn lại (mồm cụt) của bệnh nhân.
- Thiết bị: Cảm biến Microsoft Kinect Xbox One. Đây là một lựa chọn hiệu quả về mặt chi phí so với các máy quét 3D y tế chuyên dụng. Kinect sử dụng công nghệ ánh sáng cấu trúc (structured light) và camera hồng ngoại để đo chiều sâu và tái tạo bề mặt của vật thể.
- Quy trình thực hiện:
 1. Bệnh nhân được đặt ở tư thế ổn định để mồm cụt không di chuyển trong quá trình quét.
 2. Kỹ thuật viên sẽ di chuyển cảm biến Kinect xung quanh mồm cụt một cách chậm rãi và đều đặn, đảm bảo thu thập dữ liệu từ mọi góc độ.

3. Cảm biến sẽ chiếu một lưới tia hồng ngoại vô hình lên bề mặt da. Camera sẽ ghi lại sự biến dạng của lưới tia này và phần mềm sẽ tính toán tọa độ (X, Y, Z) của hàng triệu điểm trên bề mặt.

- Kết quả: Dữ liệu thu được là một đám mây điểm (point cloud) - một tập hợp khổng lồ các điểm trong không gian ba chiều, tái hiện lại một cách chi tiết và chính xác hình dạng bề mặt của mỗm cụt.

Bước 2: Xử lý dữ liệu quét và tái tạo mô hình 3D

- Mục tiêu: Chuyển đổi dữ liệu đám mây điểm thô thành một mô hình lưới đa giác (polygon mesh) 3D kín, sạch và có thể sử dụng được cho thiết kế.
- Phần mềm: Autodesk Meshmixer được sử dụng vì tính linh hoạt và miễn phí.
- Các bước xử lý chính:
 1. Loại bỏ nhiễu (Noise Reduction): Dữ liệu quét thô thường chứa các điểm nhiễu hoặc các phần không thuộc về mỗm cụt. Các thuật toán sẽ được áp dụng để lọc và loại bỏ những điểm không mong muốn này.
 2. Căn chỉnh (Alignment): Nếu quá trình quét được thực hiện nhiều lần từ các góc khác nhau, các đám mây điểm riêng lẻ cần được căn chỉnh và hợp nhất thành một.
 3. Tạo lưới (Meshing): Phần mềm sẽ kết nối các điểm trong đám mây điểm lại với nhau để tạo thành một mạng lưới các tam giác nhỏ, hình thành bề mặt của mô hình 3D.
 4. Làm mịn và vá lỗ hổng (Smoothing & Hole Filling): Bề mặt lưới có thể còn gồ ghề hoặc có những lỗ hổng do bị che khuất trong lúc quét. Các công cụ trong Meshmixer sẽ giúp làm mịn bề mặt và vá kín các lỗ hổng này, tạo ra một mô hình 3D hoàn chỉnh.
- Kết quả: Một file mô hình 3D (thường ở định dạng .STL hoặc .OBJ) của mỗm cụt, sẵn sàng cho bước thiết kế ổ cắm.

Bước 3: Thiết kế ổ cắm chân giả (Prosthetic Socket Design)

- Mục tiêu: Tạo ra một mô hình ổ cắm 3D vừa khít với mỗm cụt, đồng thời phân bổ áp lực hợp lý lên các vùng chịu tải và giảm áp lực ở những vùng nhạy cảm.
- Quy trình thiết kế:
 1. Mô hình 3D của mỗm cụt được nhập vào một phần mềm CAD (Computer-Aided Design).

2. Dựa trên mô hình này, kỹ sư sẽ tạo một lớp vỏ bao quanh, chính là ổ cắm. Quá trình này không chỉ đơn giản là tạo một bản sao âm bản.

- Kết quả: Một mô hình CAD 3D hoàn chỉnh của ổ cắm chân giả, được tùy chỉnh hóa hoàn toàn cho bệnh nhân.

Bước 4: Phân tích tương tác cơ học bằng mô phỏng phần tử hữu hạn (FEA)

- Mục tiêu: Dự đoán và đánh giá một cách khoa học sự phân bố áp suất tại mặt tiếp xúc giữa mòm cụt và ổ cắm khi bệnh nhân đứng hoặc đi lại, trước khi chế tạo sản phẩm thật.
- Công cụ: Phần mềm mô phỏng kỹ thuật Abaqus, hoặc các module tích hợp trong phần mềm CAD.
- Quy trình mô phỏng:
 1. Thiết lập mô hình: Mô hình 3D của mòm cụt và ổ cắm được nhập vào phần mềm mô phỏng. Các thuộc tính vật liệu thực tế (độ đàn hồi, độ cứng của da, cơ, xương và vật liệu làm ổ cắm) được gán cho từng bộ phận.
 2. Đặt điều kiện biên: Các lực và ràng buộc được áp dụng để mô phỏng các tình huống thực tế. Ví dụ, một lực tương đương với trọng lượng cơ thể bệnh nhân được đặt lên mòm cụt để giả lập tư thế đứng yên.
 3. Chia lưới (Meshing): Các mô hình được chia thành hàng ngàn đến hàng triệu phần tử nhỏ (hữu hạn). Máy tính sẽ giải các phương trình toán học phức tạp trên từng phần tử này.
 4. Phân tích và diễn giải: Phần mềm sẽ tính toán và hiển thị kết quả dưới dạng bản đồ màu.
- Kết quả: Dựa vào kết quả phân tích, nhà thiết kế có thể quay lại Bước 3 để tinh chỉnh lại hình dạng ổ cắm cho đến khi đạt được sự phân bố áp suất tối ưu. Quá trình lặp lại này giúp giảm thiểu rủi ro và số lần thử-sai trên thực tế.

Bước 5: Chế tạo ổ mòm cụt bằng công nghệ in 3D FDM

- Mục tiêu: Sản xuất vật lý ổ cắm từ mô hình 3D đã được tối ưu hóa.
- Công nghệ: FDM (Fused Deposition Modeling) là công nghệ in 3D phổ biến nhất. Máy in sẽ đun nóng chảy sợi nhựa và đắp từng lớp vật liệu chồng lên nhau để tạo thành vật thể.

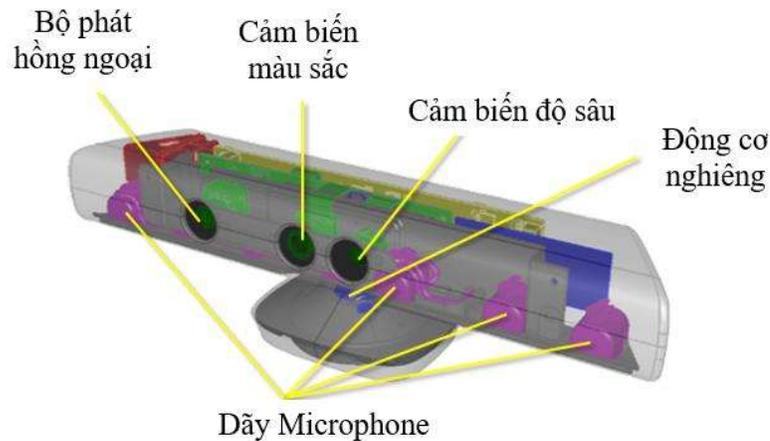
- Vật liệu: PLA (Polylactic Acid) thường được chọn cho các phiên bản thử nghiệm đầu tiên vì nó dễ in, giá rẻ và thân thiện với môi trường. Đối với các phiên bản sử dụng cuối cùng, các vật liệu có độ bền và dẻo dai cao hơn như PETG hoặc TPU có thể được cân nhắc.
- Quy trình in:
 1. Mô hình ổ cắm 3D (.STL) được xử lý bằng một phần mềm cắt lớp (slicer) để tạo ra mã lệnh (G-code) cho máy in.
 2. Máy in 3D FDM sẽ đọc mã lệnh và tiến hành quá trình in, có thể mất vài giờ đến hơn một ngày tùy thuộc vào kích thước và độ phức tạp của ổ cắm.
- Kết quả: Một ổ cắm chân giả vật lý, sẵn sàng để lắp ráp với các bộ phận khác của chân giả và cho bệnh nhân thử nghiệm. Nếu cần, có thể lặp lại quy trình để tạo ra các phiên bản cải tiến hơn.

CHƯƠNG 2 : THIẾT KẾ Ổ MỔM CỤT

2.1. Quét hình tạo mẫu chi giả với cảm biến Kinect

2.1.1. Giới thiệu về cảm biến Kinect

Kinect là một thiết bị cảm biến chuyển động mang tính cách mạng do Microsoft phát triển, ban đầu được thiết kế như một phụ kiện cho hệ máy chơi game Xbox 360 và sau đó là Xbox One. Vượt ra khỏi vai trò trong ngành công nghiệp game, Kinect đã nhanh chóng trở thành một công cụ mạnh mẽ trong nhiều lĩnh vực nghiên cứu và ứng dụng nhờ khả năng hoạt động như một giao diện người-máy tự nhiên (Natural User Interface - NUI). Thay vì sử dụng các thiết bị điều khiển truyền thống, người dùng có thể tương tác với máy tính hoặc các hệ thống kỹ thuật số thông qua chính cử chỉ, giọng nói và chuyển động của cơ thể mình. Thiết bị thường được đặt ở phía trên hoặc dưới màn hình, tương tự như một webcam nhưng được trang bị công nghệ phức tạp hơn rất nhiều. Cảm biến Kinect, như được thể hiện trong Hình 2. 1, có nhiều ưu điểm trong việc đo độ sâu và màu sắc đồng thời ở tốc độ video so với các loại máy quét 3D khác và được sử dụng như một máy quét giá rẻ trong nhiều ứng dụng [20], [21], [22].



Hình 2. 1. Cấu tạo của cảm biến Kinect Xbox One

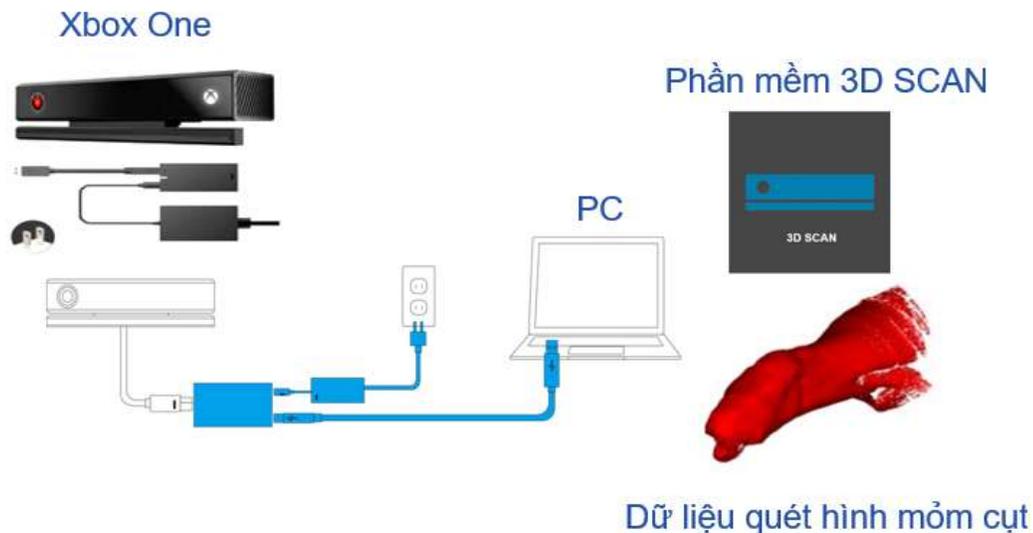
- Camera màu RGB như một camera thông thường, có độ phân giải 640x480.
- Cảm biến độ sâu: độ sâu được thu về nhờ sự kết hợp của 2 cảm biến- đèn chiếu hồng ngoại (IR Projector) và camera hồng ngoại (IR camera)
- Dây microphone gồm 4 microphone được bố trí dọc Kinect dùng vào các ứng dụng điều khiển bằng giọng nói.
- Động cơ điều khiển góc nghiêng cho phép điều chỉnh camera lên xuống để đạt góc nhìn theo mong muốn.

Cảm biến độ sâu của Kinect sử dụng bộ phát hồng ngoại (IR) và camera IR, dựa trên công nghệ Light Coding từ PrimeSense. Bộ phát IR chiếu chùm sáng hồng ngoại qua lưới nhiễu xạ, tạo đốm sáng cố định, được camera IR chụp và xử lý bởi chip PS1080 SoC để tạo bản đồ độ sâu thông qua các phép toán hình học. Dữ liệu độ sâu, màu sắc và âm thanh được thu thập, xử lý bởi chip PS1080 (12MHz) và truyền qua USB 2.0. Dữ liệu độ sâu giúp phân biệt vật thể dựa trên vị trí, đơn giản hơn so với xử lý ảnh thông thường dựa vào màu sắc. Camera RGB ghi nhận ba màu cơ bản (đỏ, xanh lá, xanh dương), kết hợp với cảm biến độ sâu tạo ảnh RGB-D (640x480 pixel, 30 khung hình/giây). Kinect hoạt động hiệu quả trong khoảng cách 1,2–3,5 m (Xbox), mở rộng 0,7–6 m, với góc nhìn 57° ngang, 43° dọc, và trục cơ giới nghiêng $\pm 27^\circ$. Độ phân giải đạt hơn 1,3 mm/pixel ở khoảng cách 0,8 m. Với những ưu điểm này, Kinect phù hợp để chuyển đổi thành máy quét hình giá rẻ.

2.1.2. Thu thập và xử lý dữ liệu mỗm cụt từ Kinect

Quét hình 3D là một kỹ thuật cho phép chuyển đổi hình học của một đối tượng vật lý thành một đám mây điểm ba chiều ở dạng số hóa. Hiện nay, có nhiều phương pháp khác nhau để thực hiện việc quét 3D. Một trong các phương pháp phổ biến là sử dụng tia laser quét qua bề mặt vật thể và đo sự biến dạng của ánh sáng phản xạ để thu thập dữ liệu hình học. Một phương pháp khác là sử dụng kỹ thuật chụp ảnh liên tiếp từ nhiều góc độ khác nhau, sau đó tái tạo mô hình 3D thông qua phần mềm xử lý ảnh. Trong nghiên cứu này, nhóm tác giả lựa chọn phương pháp quét hình học sử dụng cảm biến Kinect kết hợp với phần mềm hỗ trợ nhằm thu nhận dữ liệu 3D của phần chi còn lại (mỗm cụt). Trong quá trình khảo sát, nhóm nghiên cứu đã thử nghiệm nhiều phần mềm khác nhau như Skanect, Shapify, 3D Scan, và ReconstructMe để đánh giá khả năng thu thập dữ liệu từ cảm biến Kinect. Qua quá trình đánh giá, phần mềm 3D Scan cho thấy hiệu quả cao hơn khi sử dụng với thiết bị Kinect Xbox One, đặc biệt về tính tương thích, độ ổn định và chất lượng dữ liệu thu được. Phần mềm 3D Scan là một phần mềm miễn phí, có thể tải trực tiếp từ Microsoft Store và được cộng đồng người dùng hỗ trợ rộng rãi. Giao diện phần mềm thân thiện và quy trình vận hành đơn giản, giúp người dùng dễ dàng thực hiện việc quét 3D với chất lượng chấp nhận được trong các ứng dụng y sinh.

Đầu tiên, chúng ta cần kết nối Kinect với máy tính thực hiện việc chuyển đổi Kinect thành máy quét 3D và thực hiện việc thu nhận dữ liệu quét thông qua phần mềm mã nguồn mở 3D Scan (Hình 2. 2). Để có thể sử dụng được Kinect trên các máy tính sử dụng hệ điều hành Window ta phải cài đặt phần mềm *Kinect for Windows SDK 2.0* trước khi thực hiện việc kết nối. Tiếp đến, chúng ta sẽ tiến hành quét hình mồm cụt và thu nhận dữ liệu quét được thực hiện bằng sự kết hợp giữa cảm biến Kinect và phần mềm 3D Scan. Trong nghiên cứu này nhóm sẽ sử dụng phương pháp giữ nguyên đối tượng và di chuyển Kinect xung quanh đối tượng đây là phương pháp dễ thực hiện nhất và có tính linh hoạt cao hơn. Các dữ liệu quét hình được thu nhận và hiển thị qua phần mềm 3D Scan.



Hình 2. 2. Kết nối phần cứng và phần mềm cho quá trình quét hình

2.1.3. Xử lý dữ liệu quét

Dữ liệu hình học ban đầu của mồm cụt được thu thập thông qua cảm biến Microsoft Kinect, một thiết bị quét 3D quang học. Dữ liệu thô thu được có dạng là một đám mây điểm (point cloud), tức là một tập hợp hàng triệu điểm dữ liệu riêng lẻ trong không gian ba chiều, được ghi lại và tái tạo sơ bộ bằng phần mềm chuyên dụng như 3D Scan. Mặc dù công nghệ quét 3D hiện đại có khả năng ghi lại hình dạng tổng thể một cách nhanh chóng, dữ liệu thô này không thể sử dụng trực tiếp cho việc thiết kế và mô phỏng. Nó thường chứa nhiều loại sai sót và nhiễu (noise) do các yếu tố như sự rung động nhỏ của bệnh nhân, phản xạ bề mặt da không đồng đều, hoặc các vùng bị che khuất trong quá trình quét.

Do đó, sau khi quét, dữ liệu phải trải qua một giai đoạn hậu xử lý và tinh chỉnh. Đây là một bước cực kỳ quan trọng nhằm nâng cao chất lượng mô hình số, loại bỏ các lỗi hình học và đảm bảo mô hình tái tạo lại hình dáng môm cụt một cách trung thực nhất. Giai đoạn này bao gồm việc làm sạch các phần tử dư thừa, làm mịn các bề mặt gồ ghề, và quan trọng nhất là xử lý các vùng dữ liệu bị thiếu.

- Lấp đầy lỗ và tái tạo dữ liệu thiếu

Do hình học phức tạp của môm cụt, một số khu vực có thể bị quét không đầy đủ, dẫn đến các lỗ hoặc khoảng trống trên lưới. Kỹ thuật vá lỗ tự động và thủ công được áp dụng: tự động cho các khoảng trống nhỏ, còn thủ công cho các vùng lớn, đảm bảo tính liên tục của lưới. Quá trình này được thực hiện trên phần mềm Meshmixer. Meshmixer là một phần mềm dựng hình 3D cho phép người dùng thao tác thêm, bớt, làm mịn, ghép và hợp nhất các mô hình 3D để tạo ra một mô hình 3D mới một cách nhanh chóng. Đây là một phần mềm miễn phí được phát triển bởi Autodesk cho phép hiệu chỉnh file scan 3D. Nó có thể đọc nhiều loại tệp 3D chẳng hạn như STL, OBJ, PLY, AMF, 3MF,.... và định dạng thành file MIX. Quá trình vá lỗ trong Meshmixer được thực hiện kết hợp cả hai phương pháp:

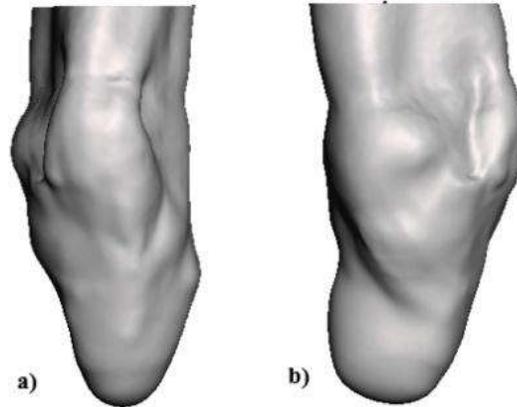
Vá lỗ tự động: Các thuật toán của phần mềm sẽ tự động phát hiện và lấp đầy các lỗ hổng có kích thước nhỏ một cách nhanh chóng, dựa trên hình dạng của các bề mặt lân cận để đảm bảo tính liên tục và độ cong tự nhiên.

Tái tạo thủ công: Đối với các vùng dữ liệu bị thiếu lớn hoặc có hình dạng phức tạp, kỹ thuật viên cần can thiệp thủ công. Họ sẽ sử dụng các công cụ điêu khắc kỹ thuật số (digital sculpting) để "nặn" và tái tạo lại phần bề mặt bị thiếu, dựa trên kinh nghiệm và sự hiểu biết về giải phẫu học để đảm bảo hình dạng được phục dựng một cách chính xác nhất.

Ngoài ra, kiểm tra và chỉnh sửa thủ công được thực hiện để đảm bảo độ chính xác giải phẫu, vì sai lệch nhỏ trong lưới có thể ảnh hưởng đến độ vừa vặn và thoải mái của chân giả.

- Xuất dữ liệu cho xử lý CAD

Sau khi hoàn thành bước tinh chỉnh dữ liệu quét, mô hình quét được kiểm tra độ chính xác kích thước và tính đúng đắn giải phẫu. Mô hình sau đó được chuyển đổi thành định dạng tệp 3D tương thích (STL hoặc OBJ) để tích hợp vào phần mềm CAD cho thiết kế ổ chân giả (Hình 2. 3).



Hình 2. 3. Mô hình môm cụt sau khi chỉnh sửa: a) Góc nhìn phía trước; b) Góc nhìn bên cạnh.

2.2. Thiết kế ổ môm cụt

2.2.1. Các nguyên tắc thiết kế

Thiết kế ổ môm cụt phụ thuộc vào hình dạng và kích thước của môm cụt, dựa trên dữ liệu từ cảm biến Kinect sau khi xử lý. Phần mềm Meshmixer không chỉ xử lý dữ liệu từ Kinect mà còn hỗ trợ thiết kế ổ môm cụt trực tiếp từ dữ liệu này, loại bỏ nhu cầu chuyển đổi phần mềm hoặc định dạng file. Một ưu điểm nổi bật là khả năng chỉnh sửa mô hình 3D mà không cần quan tâm đến cấu trúc liên kết 3D, cùng với tính năng kết nối, cho phép tích hợp dễ dàng các mô hình 3D. Sau khi thu thập dữ liệu môm cụt, nhóm sử dụng dữ liệu quét từ Kinect để thiết kế ổ môm cụt giả, đảm bảo kích thước và hình dạng khớp chính xác với môm cụt thực tế. Để thiết kế ổ chân giả chính xác, các số đo đặc thù của bệnh nhân là rất cần thiết. Sơ đồ nhân trắc học, như được thể hiện trong Hình 2. 4, cung cấp các điểm dữ liệu quan trọng cho thiết kế ổ chân giả. Các số đo chính bao gồm:

- Chiều cao (H): Chiều cao đo được của bệnh nhân.
- Chiều cao xương đùi (TRH): Chiều cao xương đùi trên chân đối diện.
- Chiều dài chi còn lại (RL): Chiều dài của chi còn lại sau cắt cụt.
- Chiều cao khớp gối (KH): Chiều cao khớp gối ở phía đối diện cơ thể.
- Chiều cao đỉnh cùi (TH): Chiều cao đỉnh của chi còn lại.
- Chiều dài đùi (TL): Chiều dài phần đùi trên khớp gối (đối với người cắt cụt dưới gối - TT).

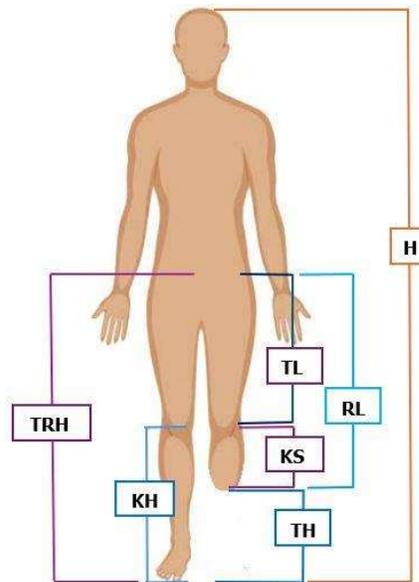
- Khoảng cách từ khớp gối đến đỉnh cùi (KS): Khoảng cách từ đỉnh chi còn lại đến khớp gối đối diện. Quá trình tính toán như sau (Phương trình 1):

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

Ngoài ra, kích thước của ổ mỏm cụt chịu ảnh hưởng từ kích thước các thành phần chân giả (Hình 2. 5). Các thành phần này thường được sản xuất sẵn và có thể mua từ các nhà cung cấp chân giả.

Cấu tạo của một chân giả phổ biến gồm các thành phần sau:

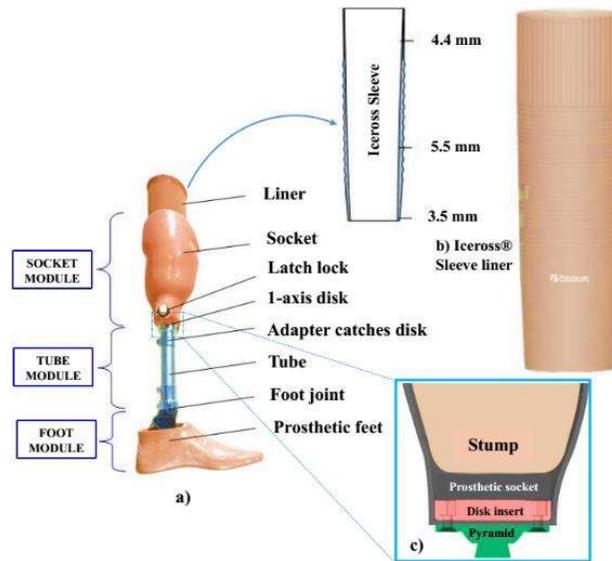
- Đĩa 1 trục: Thành phần cấu trúc cung cấp hỗ trợ xoay và kết nối giữa các bộ phận, được làm từ vật liệu hiệu suất cao để đảm bảo độ bền và ổn định.
- Bộ chuyển đổi đĩa: Bộ chuyển đổi cung cấp giao diện an toàn cho đĩa.
- Ống: Cho phép tùy chỉnh độ dài và góc để đáp ứng nhu cầu cá nhân.
- Lớp lót (Liner): Lớp bảo vệ đặt giữa chi còn lại và ổ chân giả, tăng sự thoải mái và đệm. Lớp lót giảm ma sát, hạn chế chuyển động, cải thiện độ vừa vặn, thẩm mỹ và hiệu suất tổng thể của chân giả. Kích thước của lớp lót Össur Icecross® Sleeve được thể hiện trong Hình 2. 5.
- Ổ mỏm cụt (Socket): Được thiết kế linh hoạt để đảm bảo độ vừa vặn, thoải mái và ổn định khi di chuyển. Để phù hợp với độ nhạy áp lực của bề mặt dưới cùi, đáy ổ cần được đặt xa hơn so với đầu xa của cùi. Cấu trúc ổ cũng phải cho phép gắn dễ dàng các bộ chuyển đổi vào mô-đun ống (Hình 2. 5).



Hình 2. 4. Sơ đồ số đo nhân trắc học được sử dụng để thiết kế chân giả dưới đầu gối [23]

Sử dụng các thông số từ mô-đun bàn chân và ống, khoảng cách ổ mỗm cụt chi cần thiết có thể được tính toán trong phần mềm CAD. Để phù hợp với lớp lót phân cách giữa cụt chi và ổ cắm, cần đảm bảo có đủ khe hở trong quá trình thiết kế ổ cắm. Độ dày của ổ cắm cụt chi được xác định bởi công thức 2, như được đề cập trong [24]:

$$\text{Độ dày ổ mỗm cụt [mm]} = \text{trọng lượng bệnh nhân [kg]} / 20 \quad (2)$$



Hình 2. 5. Cấu trúc của chân giả dưới đầu gối: a) Các mô-đun của chân giả; b) Ống lót; c) Liên kết giữa mô-đun ổ cắm và mô-đun ống [23].

2.2.2. Quy trình thiết kế trên Meshmixer

Các bước trong giai đoạn thiết kế được minh họa trong Hình 2. 6:

Bước 1: Xác định vùng tiếp xúc của ổ mỗm cụt dựa trên các vùng chịu áp lực và nhạy cảm với áp lực. Bề mặt bên trong của ổ cắm được thể hiện trong Hình 2. 6. Đây là bước quan trọng và mang tính quyết định nhất, biến một mô hình 3D thô thành một giao diện chức năng. Dựa trên kiến thức giải phẫu, bề mặt bên trong của ổ mỗm cụt, vốn là bản sao âm bản của mỗm cụt, sẽ được chỉnh sửa một cách có chủ đích. Cụ thể:

- Tạo vùng giảm tải (Reliefs): Người thiết kế sẽ làm cho bề mặt ổ cắm lõm vào một chút tại các vị trí tương ứng với vùng nhạy cảm với áp lực, chẳng hạn như đầu xương chày, đầu xương mác, và các mỗm xương lồi. Việc này tạo ra một khoảng trống nhỏ, ngăn chặn sự tiếp xúc trực tiếp và áp lực cao lên các vùng dễ tổn thương.

- Tạo vùng tì đè (Buildups): Ngược lại, bề mặt sẽ được làm lồi ra để tạo áp lực nén có kiểm soát lên các vùng chịu lực tốt, điển hình nhất là vùng gân bánh chè (Patellar

Tendon). Thao tác này giúp truyền phần lớn trọng lượng cơ thể qua những vùng mô mềm khỏe mạnh, có khả năng chịu tải.

Bước 2: Do có lớp lót phân cách giữa ổ mỏm cụt và cụt chi, đường kính bên trong của ổ mỏm cụt cần được tăng lên để phù hợp với độ dày của lớp lót.

Hầu hết bệnh nhân đều sử dụng một lớp lót (liner) bằng vật liệu mềm (silicon, TPE) để tăng sự êm ái và bảo vệ da. Do đó, ổ mỏm cụt cứng bên ngoài cần có kích thước lớn hơn một chút để chứa cả mỏm cụt và lớp lót này. Trong bước này, toàn bộ bề mặt bên trong của ổ cắm (đã được chỉnh sửa ở Bước 1) sẽ được dịch chuyển ra ngoài (offset) một khoảng cách đồng đều, chính xác bằng với độ dày của lớp lót được sử dụng. Thao tác hình học này đảm bảo rằng khi có lớp lót, mỏm cụt vẫn được ôm khít theo đúng hình dạng y sinh đã được thiết kế.

Bước 3: Xác định khoảng cách bề mặt bên trong cần thiết tại đầu xa của ổ mỏm cụt để phù hợp với các mô-đun của chân giả (bàn chân, ống, v.v.).

Phần đáy (đầu xa) của ổ mỏm cụt không chỉ là điểm kết thúc mà còn là một giao diện kết nối cơ khí quan trọng. Nó phải được thiết kế để có thể lắp ráp một cách chắc chắn với các bộ phận tiêu chuẩn khác của chân giả như ống nối (pylon), khớp nối (adapter) và bàn chân (prosthetic foot). Bước này bao gồm việc:

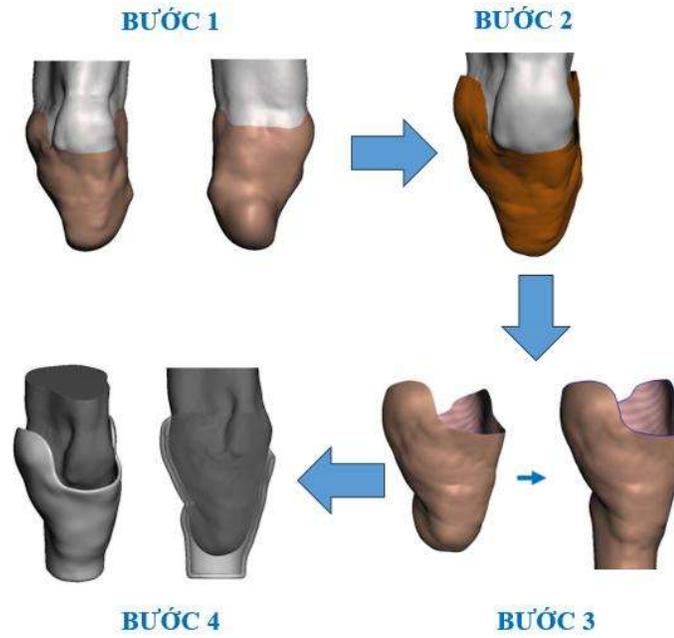
- Tạo một bề mặt phẳng ở đáy ổ cắm.
- Xác định vị trí và kích thước của các lỗ bắt vít hoặc các cấu trúc gá lắp, thường là theo một tiêu chuẩn công nghiệp (ví dụ: tháp 4 lỗ - pyramid adapter), để đảm bảo tính tương thích và an toàn cho toàn bộ hệ thống chân giả.

Bước 4: Áp dụng công thức (2) để xác định độ dày ổ mỏm cụt cần thiết dựa trên trọng lượng của bệnh nhân. Độ dày, dựa trên các tính toán trước đó, được điều chỉnh để tạo ra ổ mỏm cụt hoàn chỉnh.

Độ dày của thành ổ cắm quyết định đến độ bền và trọng lượng của sản phẩm. Một thành quá mỏng có thể bị nứt, gãy khi chịu tải, trong khi một thành quá dày sẽ làm tăng trọng lượng không cần thiết, gây mệt mỏi cho người dùng.

Trong bước này, công thức (2), vốn được xây dựng dựa trên các nguyên tắc kỹ thuật và dữ liệu thực nghiệm, được áp dụng để tính toán độ dày tối thiểu cần thiết của thành ổ cắm dựa trên trọng lượng của bệnh nhân. Độ dày này đảm bảo rằng ổ cắm có đủ khả năng chịu được các tải trọng tĩnh và động trong quá trình sử dụng hàng ngày. Sau khi có được giá trị độ dày yêu cầu, nó sẽ được áp dụng cho mô hình, kết hợp với

các bề mặt đã thiết kế ở các bước trước để tạo ra mô hình 3D hoàn chỉnh của ổ môm cụt, sẵn sàng cho việc mô phỏng hoặc sản xuất.



Hình 2. 6. Quy trình thiết kế ổ môm cụt từ dữ liệu quét hình

CHƯƠNG 3: MÔ PHỎNG TƯƠNG TÁC GIỮA Ổ MỖM CỤT VÀ MỖM CỤT

3.1 Xây dựng mô hình cơ y sinh ổ mỗm cụt-mỗm cụt

Quá trình xây dựng một mô hình cơ y sinh bằng phương pháp phần tử hữu hạn (FEA) là một công việc kỹ thuật đòi hỏi sự chính xác và tính hệ thống cao. Trong nghiên cứu này, toàn bộ quá trình từ việc xây dựng mô hình, thiết lập phân tích cho đến trực quan hóa kết quả đều được thực hiện trong môi trường Abaqus/CAE (Complete Abaqus Environment). Phần mềm này cung cấp một quy trình làm việc có cấu trúc, được thực hiện một cách tuần tự qua các module chức năng chính.

Việc tuân thủ quy trình theo từng module này không chỉ mang tính thủ tục mà còn đảm bảo tính logic và toàn vẹn của dữ liệu: mỗi bước sau sẽ kế thừa và xây dựng dựa trên các thông tin đã được định nghĩa ở bước trước. Các công việc điển hình bao gồm các module cốt lõi sau:

Bước 1. Định nghĩa các chi tiết

Bước đầu tiên trong quy trình xây dựng mô hình là nhập khẩu và định nghĩa hình học cho từng thành phần riêng lẻ. Các mô hình 3D của các bộ phận, vốn đã được xử lý, tinh chỉnh và hoàn thiện trong phần mềm Meshmixer, được nhập vào môi trường Abaqus/CAE dưới dạng tệp STEP (.stp, .step). Việc lựa chọn định dạng STEP là một quyết định kỹ thuật quan trọng, vì đây là định dạng trao đổi dữ liệu CAD tiêu chuẩn, có khả năng biểu diễn hình học dưới dạng khối rắn (solid body) với độ chính xác cao, vượt trội hơn các định dạng lưới (mesh) như STL, vốn có thể gây ra sai số trong các phân tích tiếp xúc phức tạp.

Mô hình cơ y sinh hoàn chỉnh được cấu thành từ ba thành phần chính, mỗi thành phần đóng một vai trò chức năng riêng biệt trong hệ thống:

- Mỗm cụt (Residual Limb): Đây là thành phần sinh học, đại diện cho phần chi còn lại của bệnh nhân. Hình dạng giải phẫu chính xác của chi tiết này là nền tảng của toàn bộ mô phỏng, vì nó quyết định sự phân bố áp suất bề mặt – yếu tố then chốt ảnh hưởng đến sự thoải mái của người dùng.
- Lớp lót (Liner): Chi tiết này đóng vai trò là lớp giao diện mềm, đàn hồi, nằm giữa bề mặt da nhạy cảm của mỗm cụt và ổ mỗm cụt bên ngoài. Chức năng chính của lớp lót là đệm, giảm sóc, phân bố đều áp suất và giảm thiểu các lực ma sát trượt có thể gây tổn thương da.

- Ổ mỏm cụt (Socket): Đây là bộ phận kết cấu chịu lực chính của toàn bộ hệ thống. Nó có nhiệm vụ truyền tải toàn bộ trọng lượng cơ thể và các lực động phát sinh trong quá trình di chuyển từ mỏm cụt đến các thành phần khác của chân giả (ống nối, bàn chân).

Một khai báo cơ bản và cực kỳ quan trọng trong bước này là tất cả ba thành phần trên đều được định nghĩa là các chi tiết 3D có thể biến dạng (3D Deformable). Khai báo này cho phép bộ giải (solver) của Abaqus tính toán được sự thay đổi hình dạng, ứng suất và biến dạng bên trong của từng chi tiết khi chúng chịu tác dụng của tải trọng và tương tác với nhau. Nếu không có định nghĩa này, các chi tiết sẽ được coi là vật rắn tuyệt đối (rigid body) và các kết quả phân tích quan trọng như áp suất tiếp xúc hay ứng suất vật liệu sẽ không thể được xác định.

Bước 2. Gán thuộc tính vật liệu

Đây là bước xác định và gán các đặc tính vật liệu cho từng chi tiết. Hệ đơn vị được sử dụng trong toàn bộ nghiên cứu là SI (mm, N, s, tấn).

- Vật liệu ổ mỏm cụt (Socket Material): Vật liệu chính được lựa chọn cho ổ mỏm cụt là PLA (Polylactic Acid). Các vật liệu khác như ABS và PETG cũng được đưa vào để so sánh.

Bảng 3. 1. Đặc tính cơ học của vật liệu ổ mỏm cụt

Vật liệu	Mô đun Young E (MPa)	Hệ số Poisson	Mật độ (tấn/mm ³)
PLA	3500	0.300	1.14×10 ⁻⁹
ABS	2300	0.364	1.07×10 ⁻⁹
PETG	2200	0.330	1.29×10 ⁻⁹

- Vật liệu Mô mềm (Soft Tissue Material): Trong những năm gần đây, các mô hình vật liệu tiên tiến hơn như mô hình siêu đàn hồi đã được sử dụng trong mô hình hóa các mô mềm sinh học. Mô mềm của mỏm cụt được mô hình hóa bằng mô hình vật liệu siêu đàn hồi Neo-Hookean. Các thông số của hàm năng lượng biến dạng được xác định như sau:

$$W = C(\bar{I}_1 - 3) + (1/D)(J - 1)^2$$

$$C_{10} = 6.2 \text{ kPa}$$

$$D_1 = 1.62 \text{ MPa}^{-1}$$

- Vật liệu Lớp lót (Liner Material): Lớp lót được mô hình hóa là vật liệu đẳng hướng đàn hồi tuyến tính. Nghiên cứu đã khảo sát bốn loại vật liệu tiềm năng cho lớp lót.

Bảng 3. 2. Đặc tính cơ học của vật liệu lớp lót

Vật liệu	Mô đun đàn hồi E (MPa)	Hệ số Poisson	Mật độ (tấn/mm ³)
Silicone	0.384	0.4992	1.1×10^{-9}
TPE	0.144	0.4998	1.1×10^{-9}
Vải Polyester	900	0.30	1.37×10^{-9}
Vải 50% Polyester + 50% Cotton	3000	0.36	1.37×10^{-9}

Bước 3. Lắp ráp mô hình

Các đối tượng độc lập đã được tạo ra trong module Assembly. Cách tiếp cận này cho phép việc chia lưới (meshing) được thực hiện trực tiếp trên cụm lắp ráp thay vì trên từng chi tiết riêng lẻ, giúp quá trình quản lý và điều chỉnh mô hình trở nên hiệu quả hơn.

Bước 4. Thiết lập bước phân tích

Mô phỏng được thực hiện bằng bộ giải Abaqus/Explicit. Việc lựa chọn gia số thời gian mục tiêu (Target Time Increment) là cực kỳ quan trọng, ảnh hưởng đến độ ổn định, độ chính xác và tốc độ tính toán. Trong nghiên cứu này, giá trị được chọn là 1×10^{-5} giây.

Bước 5. Chia lưới phần tử hữu hạn

Chia lưới là quá trình rời rạc hóa các chi tiết hình học có dạng liên tục thành một tập hợp các phần tử hữu hạn (finite elements) có hình dạng đơn giản. Đây là bước nền tảng để bộ giải (solver) của Abaqus có thể áp dụng các phương trình toán học để tính toán lời giải cho bài toán. Việc lựa chọn loại lưới, kích thước và loại phần tử có ảnh hưởng trực tiếp đến độ chính xác của kết quả và hiệu suất tính toán.

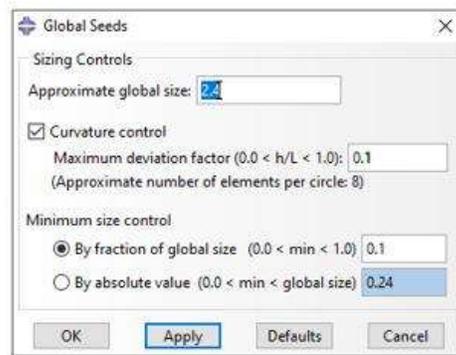
- Loại Lưới: Lưới Tứ Diện (Tetrahedral Mesh) Mesh Lưới tứ diện được lựa chọn làm phương pháp chia lưới chính cho toàn bộ mô hình. Ưu điểm vượt trội của loại lưới này là khả năng thích ứng tuyệt vời với các hình học có độ phức tạp cao. Đối với các chi tiết có hình dạng hữu cơ, cong và bất quy tắc như môm cút và ổ môm cút, thuật toán chia lưới tứ diện tự động có thể lấp đầy thể tích một cách dễ dàng và nhanh chóng. Điều này giúp tiết kiệm đáng kể thời gian ở giai đoạn tiền xử lý so với việc cố gắng xây dựng một lưới hexahedral (lưới khối lập phương) có cấu trúc, một công việc cực kỳ khó khăn và tốn thời gian cho các hình dạng dạng này.

- Kích thước phần tử: 2.4 mm Kích thước phần tử không được lựa chọn một cách tùy ý. Giá trị 2.4 mm là kết quả thu được sau khi thực hiện một nghiên cứu hội tụ lưới

(mesh convergence study) một cách bài bản. Quá trình này đảm bảo rằng lưới đủ mịn để có thể nắm bắt chính xác các sự thay đổi đột ngột về ứng suất và áp suất (stress/pressure gradients), đặc biệt là tại các vùng tiếp xúc và các góc cạnh phức tạp. Việc sử dụng kích thước này đại diện cho điểm cân bằng tối ưu, nơi kết quả phân tích đã trở nên ổn định, không còn phụ thuộc vào mật độ lưới, đồng thời tránh lãng phí tài nguyên tính toán vào việc làm mịn lưới một cách không cần thiết.

- Loại phần tử: Tứ diện bậc nhất C3D4

Toàn bộ các chi tiết trong mô hình (ổ mòm cụt, lớp lót, và mòm cụt) được chia lưới bằng cách sử dụng loại phần tử C3D4. Đây là ký hiệu của Abaqus cho một phần tử tứ diện 3D bậc nhất có 4 nút (4-node linear 3D tetrahedron). Lựa chọn phần tử bậc nhất (linear) giúp giảm đáng kể độ phức tạp của bài toán và yêu cầu về bộ nhớ so với phần tử bậc hai (quadratic). Đối với các bài toán phân tích tiếp xúc quy mô lớn như thế này, việc sử dụng một lưới đủ dày đặc gồm các phần tử C3D4 được xem là một chiến lược hiệu quả, cung cấp sự cân bằng hợp lý giữa hiệu suất tính toán và độ chính xác cần thiết để đánh giá đúng sự phân bố áp suất và trạng thái ứng suất tổng thể trong mô hình.

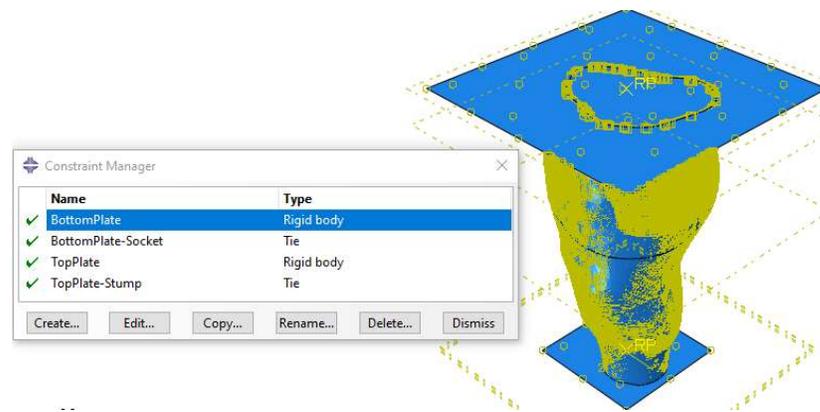


Hình 3. 1. Chia lưới phần tử hữu hạn cho các mô hình

Bước 6. Định nghĩa tương tác giữa các bề mặt

Các tương tác giữa các bề mặt được định nghĩa để mô phỏng chính xác điều kiện làm việc thực tế.

- Ràng buộc (Constraints):
 - **Tie (Gắn kết):** Hai ràng buộc Tie được thiết lập để gắn kết tấm trên với mỏm cụt và tấm dưới với ổ mỏm cụt, giúp đơn giản hóa mô hình.
 - **Rigid Body (Vật rắn tuyệt đối):** Tấm trên và tấm dưới được định nghĩa là vật rắn tuyệt đối để đảm bảo chúng không bị biến dạng, giúp việc đặt tải và điều kiện biên được kiểm soát.



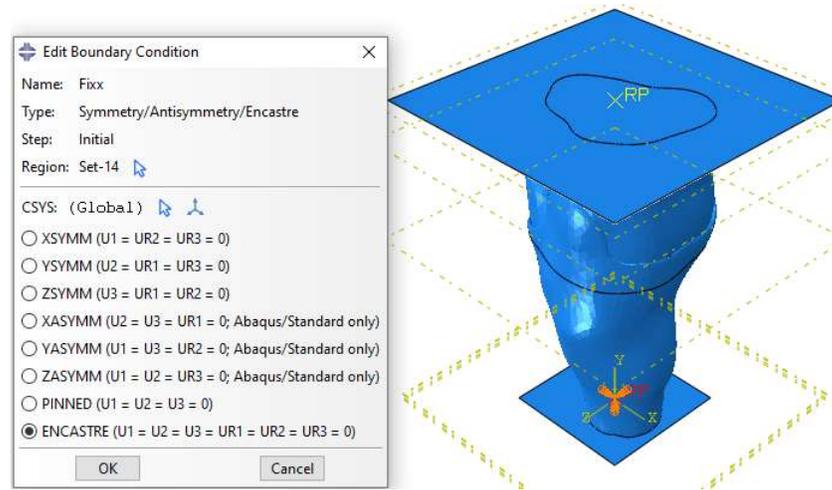
Hình 3. 2. Gắn các ràng buộc cho mô hình mô phỏng

- **Tương tác tiếp xúc (Contact):** Tương tác **Surface-to-Surface** được định nghĩa cho hai cặp bề mặt quan trọng: mỏm cụt/lớp lót và lớp lót/ổ mỏm cụt.
 - **Hành vi tiếp tuyến (Tangential Behavior):** Sử dụng mô hình ma sát **Penalty** với **hệ số ma sát $\mu = 0.5$** . Mô hình này cho phép một lượng trượt nhỏ giữa hai bề mặt, mô phỏng gần với thực tế hơn.
 - **Hành vi pháp tuyến (Normal Behavior):** Sử dụng tương tác **"Hard" Contact**, giúp ngăn chặn sự xuyên thấu giữa các bề mặt và không cho phép truyền ứng suất kéo qua giao diện tiếp xúc.

Bước 7. Thiết lập tải trọng và điều kiện biên

Các điều kiện được áp dụng để mô phỏng trạng thái đứng yên của người sử dụng.

- Điều kiện biên (Boundary Conditions): Tấm dưới được ngàm cứng hoàn toàn (ENCASTRE), tương đương với việc chân giả đứng vững trên mặt đất.
- Tải trọng (Load): Một tải trọng nén tương đương 1/2 trọng lượng cơ thể (~300N) được đặt lên mặt trên của mỏm cụt.



Hình 3. 3. Thiết lập điều kiện biên

Bước 8. Tạo và quản lý phân tích

Module **Job** được sử dụng để tạo tác vụ phân tích, gửi đến bộ giải (solver) và theo dõi tiến trình. Các trạng thái của công việc bao gồm Submitted (Đã gửi), Running (Đang chạy), Completed (Hoàn thành) hoặc Aborted (Bị hủy). Sau khi công việc hoàn thành, kết quả sẽ được phân tích và hiển thị trong module **Visualization**.

3.2. Các kết quả mô phỏng

3.2.1. Khảo sát sự hội tụ của lưới

Nghiên cứu sự hội tụ của lưới là một bước xác thực mô hình cơ bản và thiết yếu trong phân tích phần tử hữu hạn. Mục tiêu của quá trình này là xác định kích thước phần tử tối ưu, đảm bảo rằng kết quả mô phỏng không còn phụ thuộc vào mật độ chia lưới, từ đó đạt được sự cân bằng hợp lý giữa độ chính xác của kết quả và thời gian tính toán cần thiết. Một lưới quá thô có thể cho ra kết quả sai lệch đáng kể, trong khi một lưới quá mịn sẽ tiêu tốn tài nguyên máy tính một cách không cần thiết mà không cải thiện đáng kể độ chính xác.

Quá trình này được thực hiện tập trung trên mô hình môm cụt, vì đây là khu vực quan tâm chính, nơi diễn ra các tương tác phức tạp và được dự đoán sẽ có biến dạng cũng như tập trung ứng suất lớn nhất.

1. Thiết lập điều kiện biên và tải trọng:

- Một tải trọng tĩnh có giá trị 300 N được đặt lên mặt cắt phía trên của môm cụt, giả lập một phần trọng lượng cơ thể tác động lên phần chi còn lại.

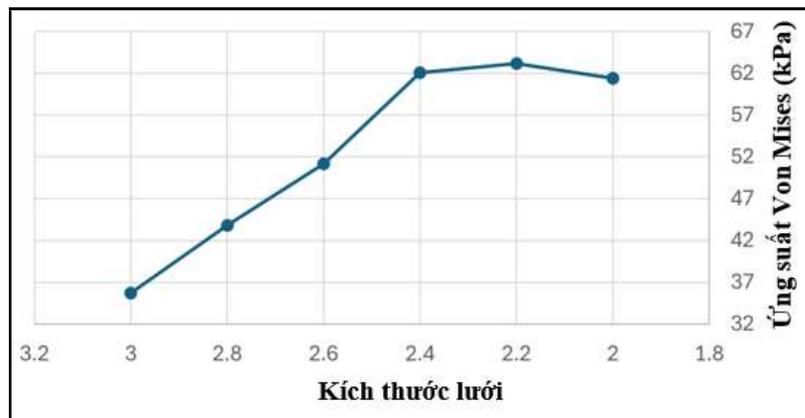
- Toàn bộ bề mặt đáy của ổ môm cụt được cố định hoàn toàn (ngàm - Encastre), ngăn cản mọi chuyển vị và xoay.
- Các điều kiện biên và tải trọng này được giữ không đổi trong suốt quá trình khảo sát để đảm bảo rằng mọi thay đổi trong kết quả chỉ xuất phát từ sự thay đổi của kích thước lưới.

2. Lặp lại phân tích với các kích thước lưới khác nhau:

- Phân tích được bắt đầu với một kích thước lưới tương đối thô.
- Sau mỗi lần chạy, mô hình được chia lại lưới với kích thước phần tử trung bình ngày càng giảm (lưới mịn dần). Quá trình phân tích tĩnh được lặp lại với mỗi mật độ lưới mới.

Để theo dõi sự hội tụ, một đại lượng quan trọng được lựa chọn để giám sát là ứng suất von Mises cực đại. Cụ thể, giá trị này được ghi nhận tại vùng kheo (popliteal region) của môm cụt, nơi có sự tiếp xúc và tì đè lớn với thành sau của ổ cắm.

- Giá trị ứng suất von Mises cực đại từ mỗi lần chạy mô phỏng được ghi lại và vẽ lên đồ thị so với số lượng phần tử (hoặc kích thước phần tử).
- Quá trình được coi là đạt đến sự hội tụ khi sự thay đổi phần trăm của giá trị ứng suất giữa hai lần lặp liên tiếp với lưới mịn dần trở nên không đáng kể (ví dụ, nhỏ hơn một ngưỡng cho phép như 1-2%).
- Tại điểm hội tụ, đồ thị sẽ có xu hướng nằm ngang, cho thấy việc tiếp tục làm mịn lưới không còn làm thay đổi kết quả một cách có ý nghĩa. Kích thước lưới tại điểm này được chọn là kích thước tối ưu cho các phân tích chi tiết sau này.



Hình 3. 4. Mối quan hệ giữa ứng suất và số lượng phần tử

Bảng 3. 3. Kết quả các lần lặp trong khảo sát hội tụ lưới

Lần lặp	Kích cỡ phần tử (mm)	Số phần tử	Số nút	Ứng suất Von Mises (kPa)	Sai số tính toán, % (Ứng suất Von Mises)	Thời gian CPU (s)
1	3	310442	63566	35.7	18.49	14943.3
2	2.8	347663	70978	43.8	14.45	16455.4
3	2.6	482550	99579	51.2	17.55	21907.2
4	2.4	495482	100086	62.1	1.74	26046.9
5	2.2	635144	126858	63.2	2.93	27475.3
6	2	690312	135342	61.4	-	37702.2

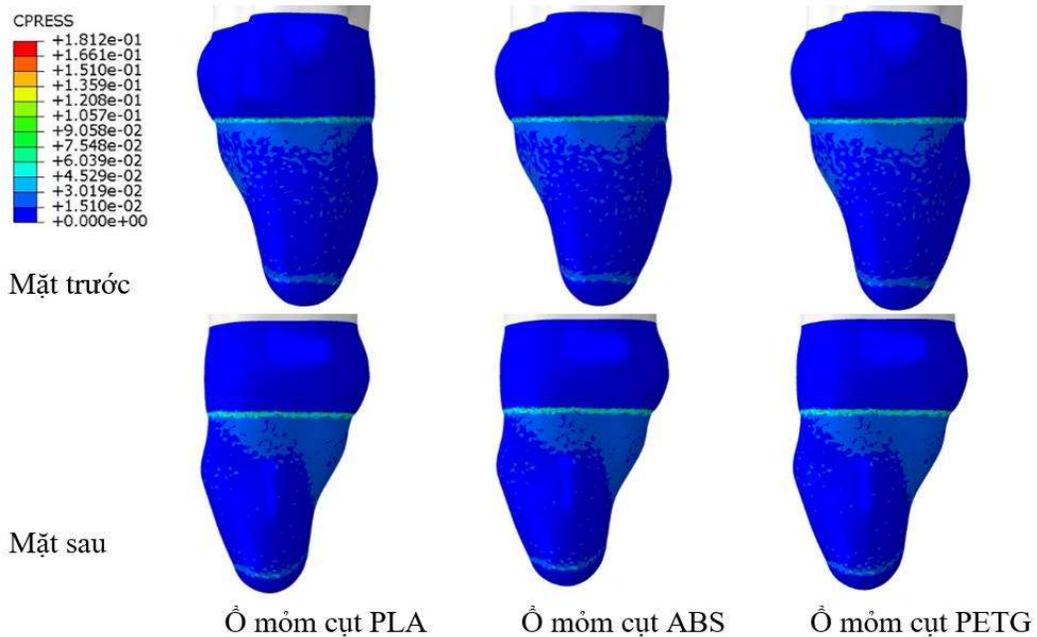
Kết quả cho thấy, lưới hội tụ tại kích thước phần tử 2.4 mm, tương ứng với 495,482 phần tử. Tại điểm này, sai số tính toán so với lần lặp tiếp theo chỉ là 1.74%, một giá trị đủ nhỏ để có thể chấp nhận. Do đó, kích thước lưới 2.4 mm được chọn cho tất cả các phân tích sâu hơn. Bảng 3. 3 trình bày chi tiết các lần lặp của quá trình hội tụ lưới, bao gồm kích thước phần tử, số lượng phần tử và nút, ứng suất Von Mises cao nhất, phần trăm sai số tính toán, và thời gian CPU. Hình 3. 4 minh họa mối quan hệ giữa ứng suất và số lượng phần tử một cách trực quan.

3.2.2. Tương tác trực tiếp giữa môm cụt và ổ môm cụt (không có lớp lót)

Giai đoạn đứng yên được lựa chọn làm trường hợp tải trọng cơ bản để đánh giá hiệu quả phân bổ áp suất của ổ môm cụt. Trạng thái này được mô phỏng bằng cách áp dụng một lực nén tĩnh, thẳng đứng có giá trị 300N lên mặt cắt phía trên của mô hình môm cụt. Tải trọng này đại diện cho một phần trọng lượng cơ thể người dùng tác động lên chi giả trong pha chịu lực chính khi đứng thẳng, trong khi phần đáy của ổ môm cụt được ngàm cố định hoàn toàn để tạo ra một bài toán tĩnh học ổn định.

Một trong những nguyên tắc cốt lõi trong thiết kế ổ môm cụt dưới gối (transtibial socket) là kiểm soát và phân bổ áp suất một cách có chủ đích. Dựa trên kiến thức giải phẫu, các vùng có xương lồi ra và ít được bao bọc bởi mô mềm được xác định là những vùng nhạy cảm với áp lực (pressure-sensitive areas). Cụ thể, đầu môm cụt (distal end) và vùng xương bánh chè (patellar region), cùng với các vị trí khác như đầu xương mác và mào xương chày, là những khu vực phải được bảo vệ khỏi áp suất cao để tránh gây đau đớn, tổn thương da và các biến chứng lâu dài. Để đạt

được điều này, hình dạng của ổ mòm cụt được thiết kế một cách có chủ ý với các "vùng giảm tải" (reliefs) – tức là được làm lõm vào một chút tại các vị trí tương ứng với vùng nhạy cảm. Đồng thời, ổ cắm sẽ được tạo hình để ôm sát và truyền tải phần lớn lực lên các "vùng chịu lực tốt" (pressure-tolerant areas), điển hình là vùng gân bánh chè (patellar tendon) và các vùng cơ bắp xung quanh.



Hình 3. 5. Áp suất tiếp xúc tại mòm cụt ứng với các loại vật liệu ổ mòm cụt khác nhau

Mô phỏng trực tiếp giữa mòm cụt và các loại ổ mòm cụt (PLA, ABS, và PETG) mà bỏ qua lớp lót đã cho thấy các kết quả sau:

- Áp suất tiếp xúc (CPRESS): Đây là lực nén tác động vuông góc lên bề mặt da của mòm cụt. Áp suất quá cao có thể gây đau, chèn ép mạch máu, làm giảm lưu thông máu và dẫn đến hoại tử mô mềm. Việc kiểm soát và phân bố đều áp suất này là yếu tố quan trọng nhất để đảm bảo sự thoải mái và sức khỏe cho người sử dụng. Kết quả mô phỏng cho thấy giá trị áp suất tiếp xúc cao nhất trên bề mặt mòm cụt khi tương tác trực tiếp với các ổ mòm cụt có sự khác biệt không đáng kể giữa các vật liệu (Hình 3. 5). Cụ thể, các giá trị áp suất cực đại ghi nhận được là:

- Ổ mòm cụt PLA: 181.2 kPa
- Ổ mòm cụt ABS: 180.7 kPa
- Ổ mòm cụt PETG: 180.6 kPa

Các khu vực chịu áp suất tiếp xúc cao được xác định chủ yếu ở hai vị trí: vùng sát với miệng ổ cắm và khu vực gân đầu cuối của mòm cụt.

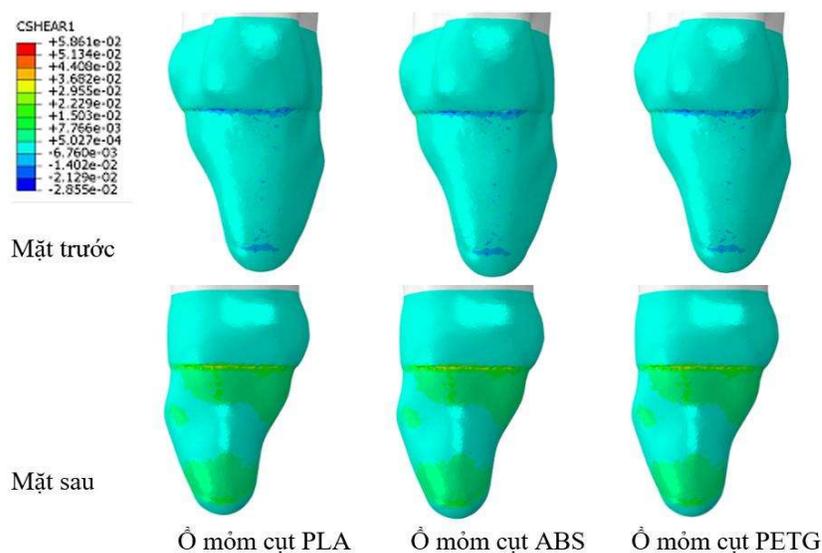
• Ứng suất trượt (CSHEAR): Đây là lực tác động song song với bề mặt da, gây ra bởi sự ma sát và dịch chuyển tương đối giữa mồm cụt và thành ổ cắm. Ứng suất trượt cao có thể gây phồng rộp, trầy xước da và các tổn thương bề mặt khác. CSHEAR1 và CSHEAR2 là hai thành phần của ứng suất trượt theo hai phương vuông góc với nhau trên bề mặt tiếp xúc.

- Ứng suất trượt CSHEAR1: Các giá trị cực đại lần lượt là 58.61 kPa (PLA), 58.51 kPa (ABS) và 58.45 kPa (PETG). Vị trí tập trung ứng suất cao nhất của CSHEAR1 là ở vùng khoeo (mặt sau của mồm cụt), bao gồm khu vực gần miệng ổ và gần đầu mồm cụt.

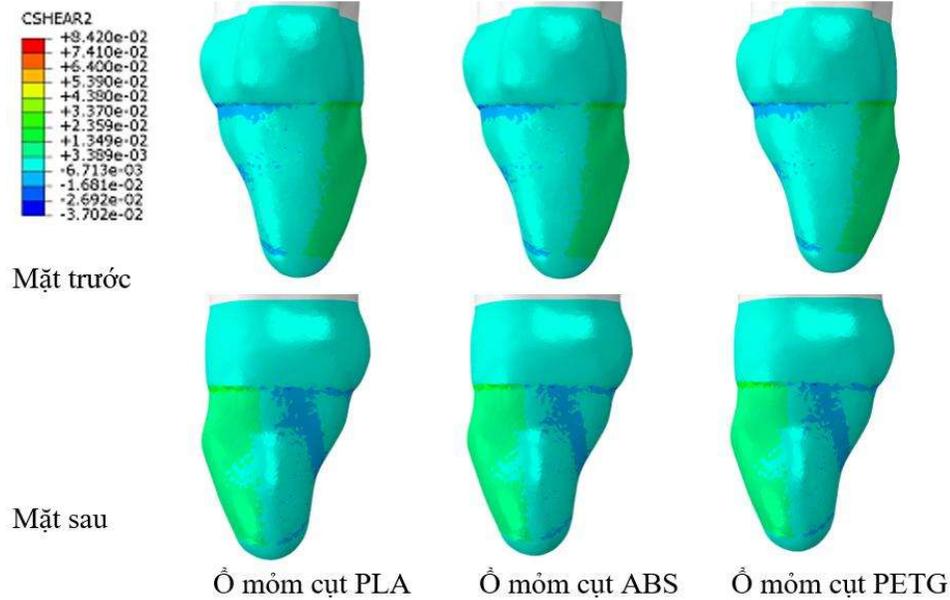
- Ứng suất trượt CSHEAR2: Giá trị ứng suất trượt cao nhất theo phương này được ghi nhận là 84.21 kPa (PLA), 83.87 kPa (ABS) và 83.8 kPa (PETG). Không giống như CSHEAR1, vùng có giá trị CSHEAR2 cao lại phân bố chủ yếu ở mặt ngoài của mồm cụt.

• Ứng suất Von Mises trong ổ mồm cụt: Đây là một chỉ số tổng hợp thể hiện mức độ "chịu đựng" của vật liệu tại một điểm. Chỉ số này không tác động trực tiếp lên người dùng mà dùng để đánh giá độ bền của chính ổ mồm cụt. Nếu ứng suất Von Mises vượt quá giới hạn bền của vật liệu (PLA, ABS, PETG), ổ cắm có thể bị biến dạng vĩnh viễn hoặc gãy hỏng trong quá trình sử dụng.

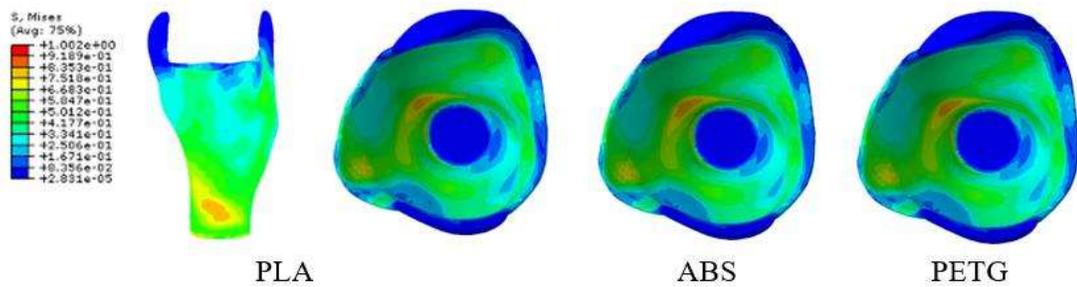
- Khi không có lớp lót, ứng suất Von Mises lớn nhất trong kết cấu của các ổ mồm cụt là 1.04 MPa đối với vật liệu PLA, 0.96 MPa đối với ABS và 0.97 MPa đối với PETG.



Hình 3. 6. Ứng suất trượt CSHEAR1 tại ổ mồm cụt ứng với các loại vật liệu ổ mồm cụt khác nhau



Hình 3. 7. Ứng suất trượt CSHEAR2 tại ổ môm cụt ứng với các loại vật liệu ổ môm cụt khác nhau



Hình 3. 8. Ứng suất Von Mises trong các ổ môm cụt có vật liệu khác nhau (không lớp lót)

Bảng 3. 4. Kết quả mô phỏng tĩnh không sử dụng lớp lót

Thông số phân tích	Ổ môm cụt PLA	Ổ môm cụt ABS	Ổ môm cụt PETG	Vị trí tập trung giá trị cao nhất
Áp suất Tiếp xúc (CPRESS)	181.2 kPa	180.7 kPa	180.6 kPa	Sát đầu ổ môm cụt và gần đầu môm cụt
Ứng suất Trượt 1 (CSHEAR1)	58.61 kPa	58.51 kPa	58.45 kPa	Vùng kheo (mặt sau), gần đầu ổ môm cụt và gần đầu môm cụt
Ứng suất Trượt 2 (CSHEAR2)	84.21 kPa	83.87 kPa	83.8 kPa	Bề mặt phía ngoài môm cụt

Ứng suất Von Mises (trong ổ mỏm cụt)	1.04 MPa	0.96 MPa	0.97 MPa	Bề mặt gần đáy ổ mỏm cụt
---	----------	----------	----------	--------------------------

Bảng 3. 4 tóm tắt các giá trị áp suất và ứng suất cực đại tại giao diện mỏm cụt-ổ cắm và bên trong ổ cắm đối với ba loại vật liệu khác nhau: PLA, ABS và PETG. Kết quả cho thấy khi không có lớp lót, các giá trị áp suất và ứng suất trượt tác động lên mỏm cụt là rất lớn. Sự khác biệt giữa ba loại vật liệu là không đáng kể, cho thấy bản thân vật liệu cứng không giải quyết được vấn đề phân bố áp lực. Các vùng ứng suất tập trung cao độ có nguy cơ gây tổn thương nghiêm trọng cho người dùng.

3.2.3. Tương tác trực tiếp giữa mỏm cụt và ổ mỏm cụt (có lớp lót)

Sau khi đã xác định được đặc tính cơ bản của ổ mỏm cụt bằng vật liệu PLA, nghiên cứu được mở rộng sang một giai đoạn phân tích sâu hơn nhằm đánh giá vai trò và ảnh hưởng của lớp lót (liner) một thành phần quan trọng được đặt giữa mỏm cụt và ổ mỏm cụt cứng. Mục tiêu của việc mô phỏng này là tìm hiểu xem việc sử dụng các vật liệu lót khác nhau sẽ làm thay đổi sự phân bố áp suất tiếp xúc trên bề mặt da của mỏm cụt và trường ứng suất von Mises phát sinh bên trong kết cấu của ổ mỏm cụt như thế nào.

Mô hình phân tích được giữ nguyên về mặt hình học đối với mỏm cụt và ổ mỏm cụt PLA, nhưng được bổ sung thêm một lớp vật liệu có độ dày xác định để đại diện cho lớp lót. Phân tích sau đó được lặp lại nhiều lần, trong đó các thuộc tính cơ học của lớp lót được thay đổi để mô phỏng việc sử dụng các vật liệu thực tế khác nhau. Các vật liệu được lựa chọn để khảo sát bao gồm một phổ đa dạng về độ cứng và đặc tính bề mặt:

- Vật liệu đàn hồi (Elastomers):
- Silicon: Một vật liệu tiêu chuẩn trong ngành chân tay giả, nổi tiếng với khả năng đệm, giảm sóc và độ bền cao.
- TPE (Thermoplastic Elastomer): Một giải pháp thay thế linh hoạt, cũng cung cấp đặc tính đệm tốt và dễ gia công.
- Polyester: Đại diện cho loại tất (sock) lót mỏng, chủ yếu đóng vai trò giảm ma sát và thấm hút ẩm.
- Hỗn hợp 50% Polyester / 50% Cotton: Một loại vật liệu dệt phổ biến khác, kết hợp độ bền của Polyester và sự mềm mại, thoáng khí của Cotton.

Nghiên cứu tập trung vào hai chỉ tiêu chính để đánh giá hiệu quả của mỗi loại vật liệu lót:

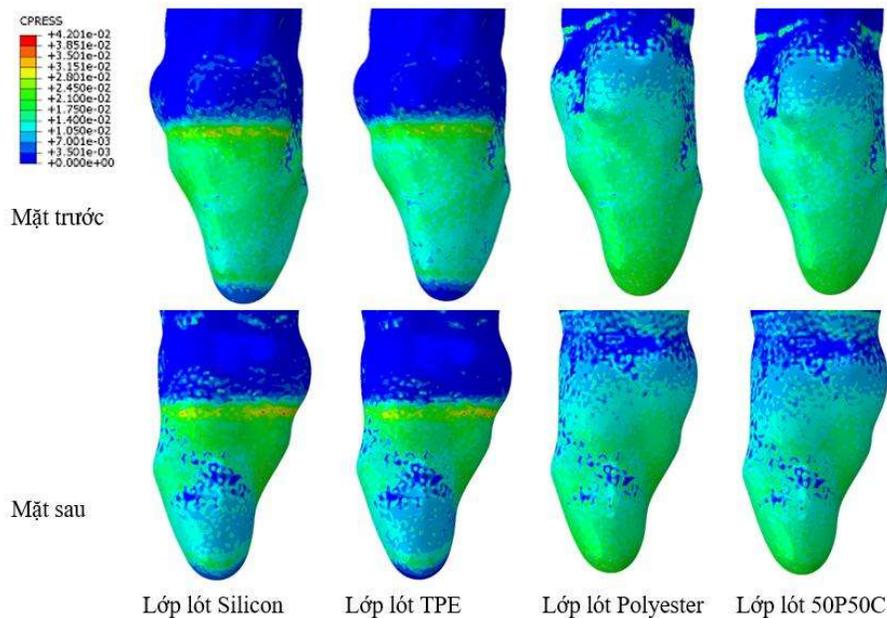
- Phân bố áp suất tiếp xúc trên mồm cụt: Phân tích sẽ so sánh bản đồ áp suất trên bề mặt mồm cụt, đặc biệt chú ý đến các giá trị áp suất cực đại và mức độ đồng đều của sự phân bố. Một lớp lót hiệu quả được kỳ vọng sẽ giảm thiểu các đỉnh áp suất tại các vùng nhạy cảm và phân bổ tải trọng ra một diện tích rộng hơn, qua đó nâng cao đáng kể sự thoải mái và giảm nguy cơ tổn thương mô mềm cho người sử dụng.

- Ứng suất von Mises trong ổ mồm cụt PLA: Việc thêm vào một lớp vật liệu mềm có thể thay đổi cách thức truyền tải lực từ mồm cụt sang ổ cắm. Phân tích này nhằm xác định liệu vật liệu lót có ảnh hưởng đến độ lớn và sự phân bố của ứng suất bên trong kết cấu ổ cắm hay không, từ đó đánh giá các rủi ro tiềm ẩn về mặt độ bền và tuổi thọ của sản phẩm.

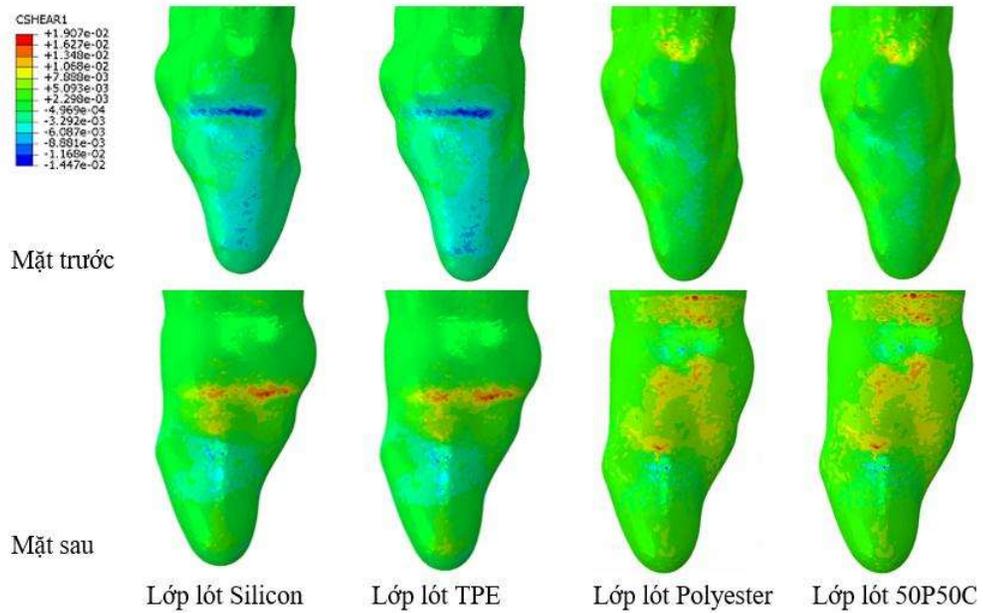
• Áp suất tiếp xúc (CPRESS)

Sự xuất hiện của lớp lót làm giảm đáng kể áp suất tiếp xúc. Giá trị áp suất cực đại ghi nhận được với các loại lớp lót như sau:

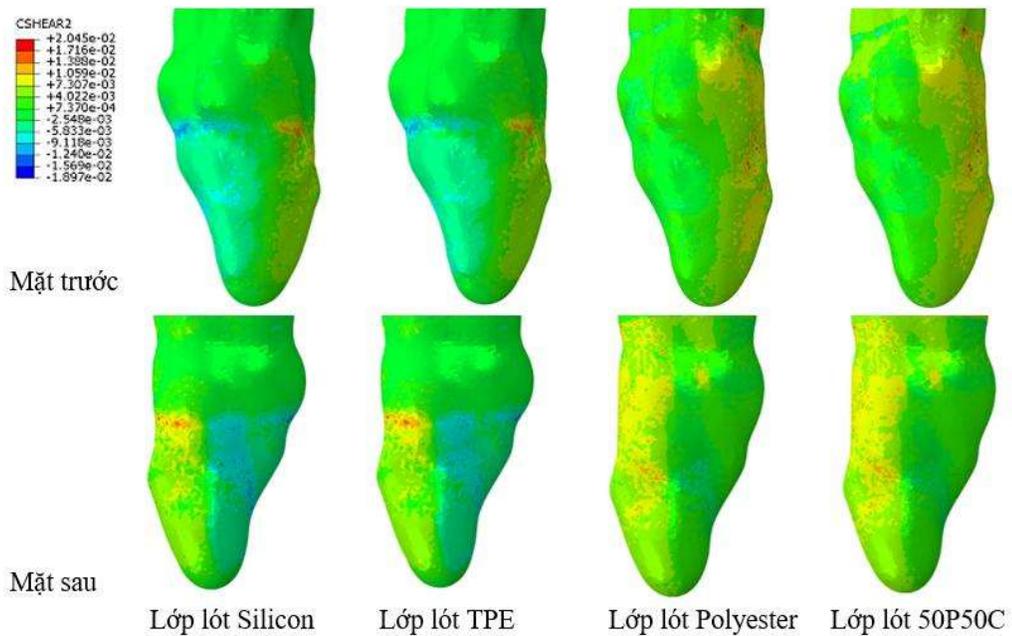
- Lớp lót Silicon: 42 kPa
- Lớp lót TPE: 47.7 kPa
- Lớp lót Polyester: 41.53 kPa
- Lớp lót hỗn hợp Polyester/Cotton: 43.83 kPa



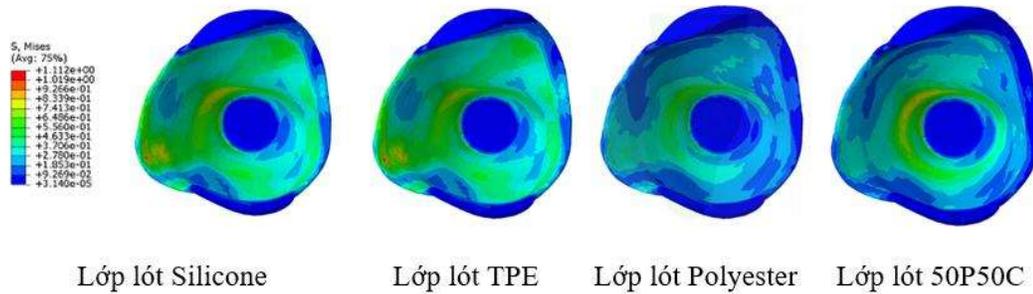
Hình 3. 9. Áp suất tiếp xúc tại mồm cụt ứng với các loại lớp lót khác nhau



Hình 3. 10. Ứng suất trượt 1 tại bề mặt môm cắt ứng với các loại lớp lót khác nhau



Hình 3. 11. Ứng suất trượt 2 tại bề mặt môm cắt ứng với các loại lớp lót khác nhau



Hình 3. 12. Ứng suất Von Mises trong ổ mỗm cụt ứng với các loại lớp lót khác nhau

Áp suất tiếp xúc được phân bố gần như toàn bộ bề mặt của mỗm cụt, tuy nhiên, khu vực có áp suất cao nhất được ghi nhận tại vùng gần xương bánh chè.

- Ứng suất trượt (CSHEAR)

- Ứng suất trượt CSHEAR1: Giá trị lớn nhất lần lượt là 19.07 kPa (Silicon), 20.22 kPa (TPE), 10.91 kPa (Polyester) và 10.52 kPa (hỗn hợp Polyester/Cotton). Tương tự như trường hợp không có lớp lót, các vùng ứng suất CSHEAR1 cao vẫn tập trung chủ yếu ở mặt sau (vùng kheo).

- Ứng suất trượt CSHEAR2: Các giá trị cực đại tương ứng là 20.45 kPa (Silicon), 20.61 kPa (TPE), 15.02 kPa (Polyester) và 14.95 kPa (hỗn hợp Polyester/Cotton). Khu vực có ứng suất CSHEAR2 cao cũng được xác định chủ yếu tại bề mặt phía ngoài của mỗm cụt.

- Ứng suất Von Mises trong ổ mỗm cụt

Khi sử dụng lớp lót, ứng suất Von Mises cao nhất trong ổ mỗm cụt có sự thay đổi đáng kể tùy thuộc vào vật liệu lót. Cụ thể, các giá trị này là 1.11 MPa với lớp lót Silicon, 1.15 MPa với TPE, 1.52 MPa với Polyester và 1.07 MPa với lớp lót hỗn hợp Polyester/Cotton. Vùng có giá trị ứng suất Von Mises cao trong các trường hợp này đều tập trung ở bề mặt gần đáy của ổ mỗm cụt.

Bảng 3. 5. Kết quả mô phỏng tĩnh có sử dụng lớp lót

Thông số phân tích	Lớp lót Silicon	Lớp lót TPE	Lớp lót Polyester	Lớp lót 50P50C	Vị trí tập trung giá trị cao nhất
Áp suất tiếp xúc (CPRESS)	42 kPa	47.7 kPa	41.53 kPa	43.83 kPa	Gần khu vực xương bánh chè.

Ứng suất trượt 1 (CSHEAR1)	19.07 kPa	20.22 kPa	10.91 kPa	10.52 kPa	Vùng kheo (mặt sau).
Ứng suất trượt 2 (CSHEAR2)	20.45 kPa	20.61 kPa	15.02 kPa	14.95 kPa	Bề mặt phía ngoài mòm cụt.
Ứng suất Von Mises (trong ổ mòm cụt)	1.11 MPa	1.15 MPa	1.52 MPa	1.07 MPa	Bề mặt gần đáy ổ mòm cụt.

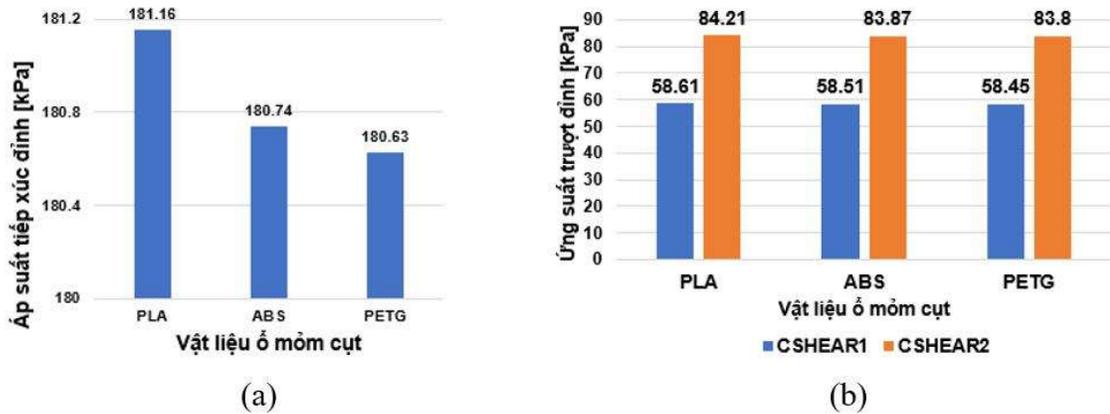
Việc sử dụng lớp lót đã cho thấy hiệu quả vượt trội:

- Áp suất và ứng suất trượt giảm mạnh: Áp suất tiếp xúc đã giảm khoảng 75% so với trường hợp không có lót, giúp bảo vệ mô mềm của người dùng một cách hiệu quả.
- Hiệu quả của từng loại lót: Lớp lót Polyester và hỗn hợp Polyester/Cotton cho thấy khả năng giảm ứng suất trượt tốt nhất. Lớp lót Polyester cũng cho giá trị áp suất tiếp xúc thấp nhất.
- Ảnh hưởng đến độ bền ổ mòm cụt: Mặc dù rất hiệu quả trong khi bảo vệ người dùng, các lớp lót lại làm tăng ứng suất Von Mises bên trong ổ mòm cụt, đặc biệt là lớp lót Polyester (tăng gần 50% so với không lót). Điều này cho thấy lớp lót thay đổi cách truyền lực vào ổ mòm cụt, và cần được tính đến khi thiết kế độ dày và kết cấu của ổ để đảm bảo độ bền.

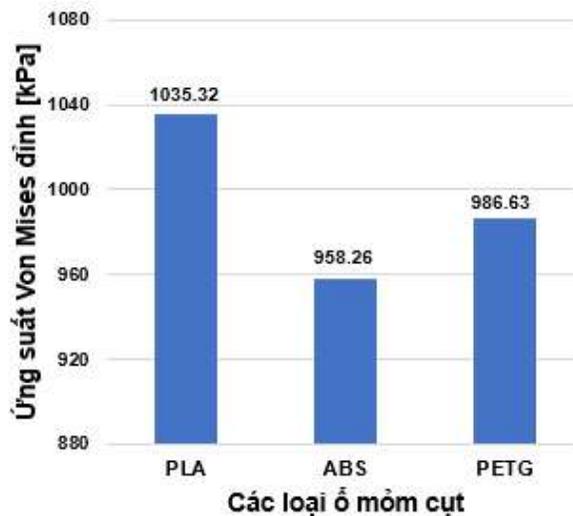
3.3. Nhận xét kết quả mô phỏng

Khi không sử dụng lớp lót, áp suất tiếp xúc và ứng suất trượt tại giao diện giữa mòm cụt và ổ mòm cụt ghi nhận giá trị cao hơn đáng kể.

- Về áp suất tiếp xúc: Vật liệu PLA cho thấy áp suất tiếp xúc đỉnh cao nhất (181.16 kPa), theo sau là ABS (180.74 kPa) và PETG (180.63 kPa), như minh họa trong Hình 3. 13a. Những giá trị này cho thấy áp lực tập trung lớn tác động lên mòm cụt.
- Về ứng suất trượt: Tương tự, ứng suất trượt đỉnh (CSHEAR2) cũng đạt mức cao. Cụ thể, PLA có ứng suất trượt là 84.21 kPa, trong khi ABS và PETG có giá trị lần lượt là 83.87 kPa và 83.8 kPa (Hình 3. 13b). Mức ứng suất trượt cao này có khả năng gây ra ma sát và dẫn đến nguy cơ tổn thương da.



Hình 3. 13. Kết quả mô phỏng trạng thái đứng yên: (a) So sánh áp suất tiếp xúc ứng với các loại vật liệu ổ môm cụt khác nhau; (b) So sánh ứng suất trượt ứng với các loại vật liệu ổ môm cụt khác nhau



Hình 3. 14. Ứng suất Von Mises trong các ổ môm cụt

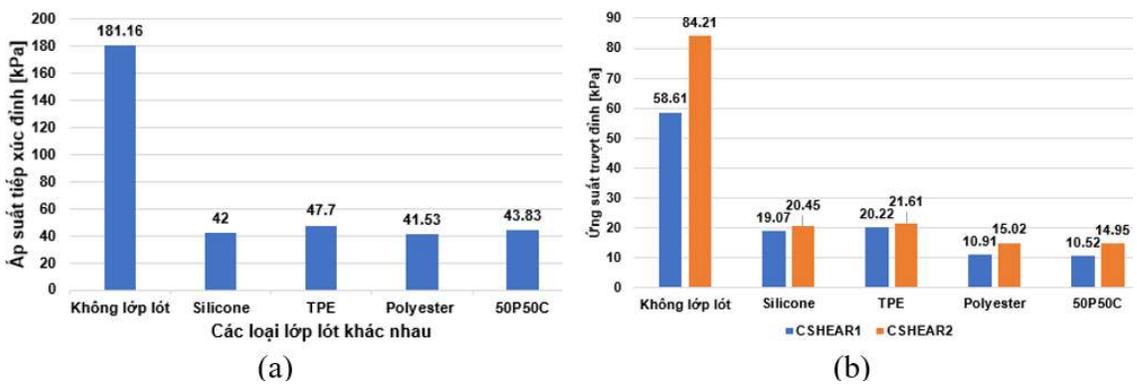
Kết quả phân tích ứng suất Von Mises được trình bày tại Hình 3. 14, cho thấy giá trị đỉnh của vật liệu PLA là cao nhất (1035.32 kPa), tiếp theo là PETG (986.63 kPa) và ABS (958.26 kPa). Ứng suất Von Mises là một tiêu chí quan trọng để dự báo sự phá hủy của vật liệu dưới tác động của tải trọng phức hợp.

Để đánh giá độ an toàn, giá trị ứng suất Von Mises tối đa của PLA (1035.32 kPa \approx 1.04 MPa) được so sánh với giới hạn bền kéo (Ultimate Tensile Strength) của vật liệu, vốn dao động trong khoảng 30–75 MPa tùy thuộc vào các yếu tố và thông số của quá trình in 3D. Phân tích cho thấy, ứng suất lớn nhất mà ổ môm cụt phải chịu chỉ chiếm khoảng 1.4% đến 3.4% giới hạn bền của vật liệu PLA. Hệ số an toàn cao này khẳng định rằng vật liệu PLA có đủ độ bền cơ học để đáp ứng yêu cầu chịu tải trong

điều kiện sử dụng thực tế. Dựa trên phân tích về độ bền nêu trên, kết hợp với các ưu điểm như:

- An toàn sinh học: PLA là một polyme sinh học có nguồn gốc từ thực vật, an toàn khi tiếp xúc với da người.
- Dễ gia công: PLA là một trong những vật liệu phổ biến và dễ in 3D nhất, cho phép tạo ra các sản phẩm có độ chính xác cao với chi phí hợp lý.
- Độ bền cơ học đủ đáp ứng: Như đã chứng minh, dù chịu ứng suất Von Mises cao nhất trong ba loại vật liệu, PLA vẫn hoạt động trong giới hạn an toàn với hệ số dự trữ bền rất lớn.

Do đó, vật liệu PLA được lựa chọn để chế tạo ổ mỏm cụt cho các nghiên cứu tiếp theo trong khuôn khổ đề tài này, trước tiên là trong trường hợp mô phỏng có lớp lót giữa mỏm cụt và ổ mỏm cụt.



Hình 3. 15. Trạng thái đứng yên: (a) So sánh áp suất tiếp xúc ứng với các lớp lót khác nhau; (b) So sánh ứng suất trượt ứng với các loại lớp lót khác nhau.

Việc sử dụng lớp lót cho thấy hiệu quả rõ rệt trong việc giảm đồng thời cả áp suất tiếp xúc và ứng suất trượt tại giao diện giữa mỏm cụt và ổ mỏm cụt, như được minh họa trong Hình 3. 15. Khi có lớp lót, áp suất tiếp xúc đỉnh đã giảm khoảng 74-78%, từ giá trị 181.16 kPa (trường hợp không lót) xuống khoảng 40-47 kPa. Kết quả phân tích cho thấy vật liệu lót bằng Polyester đạt hiệu quả giảm áp suất tốt nhất với giá trị thấp nhất là 41.53 kPa. Ngược lại, lớp lót bằng TPE có giá trị cao nhất trong nhóm được khảo sát là 47.7 kPa. Điều này chứng tỏ vai trò quan trọng của lớp lót trong việc phân bố đều tải trọng và giảm thiểu các điểm tập trung áp suất có nguy cơ gây tổn thương cho mỏm cụt.

Tương tự, ứng suất trượt đỉnh (CSHEAR2) cũng ghi nhận sự sụt giảm đáng kể (khoảng 75-82%), từ 84.21 kPa (không lót) xuống còn trong khoảng 15-21 kPa. Trong

đó, các lớp lót bằng vải như 50P50C (50% Polyester + 50% Cotton) và Polyester cho kết quả tối ưu nhất với các giá trị lần lượt là 14.95 kPa và 15.02 kPa. Các vật liệu có hệ số ma sát cao hơn như Silicone và TPE ghi nhận ứng suất trượt cao hơn, xấp xỉ 20 kPa.

Từ các kết quả trên, có thể kết luận rằng việc trang bị lớp lót là một giải pháp hữu hiệu để giảm thiểu ma sát và các lực cắt tại bề mặt tiếp xúc, qua đó góp phần quan trọng vào việc bảo vệ da và ngăn ngừa các biến chứng liên quan.

CHƯƠNG 4. CHẾ TẠO Ồ MỎM CỤT

4.1. Nghiên cứu, lựa chọn loại vật liệu và thông số in 3D

Trong công nghệ in 3D Fused Deposition Modeling (FDM), các đặc tính cơ học của sản phẩm cuối cùng, chẳng hạn như độ bền kéo, độ cứng, và khả năng chịu va đập không chỉ phụ thuộc vào vật liệu mà còn chịu ảnh hưởng sâu sắc bởi các tham số của quá trình in. Việc lựa chọn một bộ tham số không phù hợp có thể dẫn đến các sản phẩm có cấu trúc bên trong yếu, dễ gãy, hoặc không đáp ứng được yêu cầu về mặt kỹ thuật.

Do đó, để đảm bảo ồ mỗm cụt đạt được hiệu suất cơ học tối ưu và an toàn cho người sử dụng, việc thực hiện một nghiên cứu bài bản nhằm tối ưu hóa các tham số in 3D là một bước đi bắt buộc trước khi tiến hành sản xuất hàng loạt. Quá trình này giúp xác định bộ giá trị cài đặt tốt nhất cho máy in, nhằm tối đa hóa các đặc tính cơ học mong muốn của vật thể được in từ vật liệu đã chọn.

Trong số các vật liệu polymer nhiệt dẻo tương thích với công nghệ FDM, PLA (Polylactic Acid) được lựa chọn làm vật liệu chính cho nghiên cứu này dựa trên việc cân nhắc kỹ lưỡng giữa các yếu tố kỹ thuật, kinh tế và môi trường.

PLA là một trong những vật liệu in 3D phổ biến nhất tại Việt Nam và trên thế giới, sở hữu nhiều ưu điểm vượt trội:

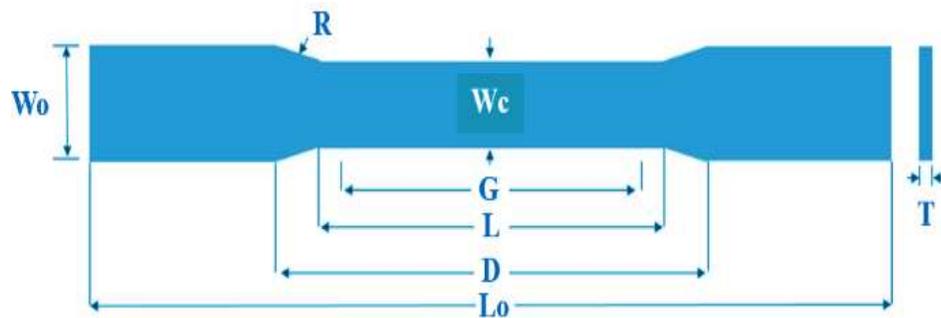
- Hiệu quả kinh tế: PLA có giá thành hợp lý, giúp giảm chi phí sản xuất, đặc biệt quan trọng trong bối cảnh chế tạo các sản phẩm y tế giá rẻ, tiếp cận được nhiều đối tượng người dùng.
- Thân thiện với môi trường: PLA là một loại polyester aliphatic có nguồn gốc từ các tài nguyên tái tạo như tinh bột ngô, mía đường hoặc sắn. Điều này giúp nó có khả năng phân hủy sinh học trong điều kiện ủ công nghiệp, giảm thiểu tác động tiêu cực đến môi trường so với các loại nhựa gốc dầu mỏ.
- An toàn cho người sử dụng: Vật liệu PLA nguyên chất không chứa các chất độc hại, không tạo ra khói độc trong quá trình in (không giống như ABS), đảm bảo an toàn cho cả kỹ thuật viên vận hành máy và người dùng cuối.
- Tính dễ in: PLA có nhiệt độ nóng chảy thấp và độ co ngót nhiệt ít, giúp quá trình in diễn ra ổn định, ít bị cong vênh, và dễ dàng đạt được độ chính xác kích thước cao.

Mặc dù độ bền cơ học của PLA (độ cứng, độ bền kéo và khả năng chịu nhiệt) không cao bằng một số loại nhựa kỹ thuật khác như ABS hay PETG, nhưng thông qua việc tối ưu hóa cấu trúc thiết kế và tham số in, các đặc tính này hoàn toàn có thể được cải thiện để đáp ứng yêu cầu chịu lực của một ổ cắm chân giả trong các hoạt động sinh hoạt hàng ngày.

Để thực hiện quá trình tối ưu hóa một cách khoa học và hiệu quả, nghiên cứu này áp dụng phương pháp Thiết kế Thí Nghiệm (Design of Experiments - DOE). DOE là một công cụ thống kê mạnh mẽ cho phép khảo sát đồng thời ảnh hưởng của nhiều tham số đầu vào (gọi là các yếu tố) lên một hoặc nhiều đặc tính đầu ra (gọi là các đáp ứng). Thay vì thay đổi từng tham số một cách riêng lẻ (phương pháp One-Factor-at-a-Time) vốn tốn nhiều thời gian và có thể bỏ qua các tương tác phức tạp, DOE cho phép xây dựng một ma trận thí nghiệm có cấu trúc. Qua đó, từ một số lượng thí nghiệm hữu hạn, chúng ta có thể:

- Xác định các tham số in có ảnh hưởng đáng kể nhất đến đặc tính cơ học của vật liệu PLA.
- Đánh giá mức độ ảnh hưởng của từng tham số.
- Phân tích sự tương tác giữa các tham số với nhau.
- Xây dựng mô hình toán học dự đoán và tìm ra bộ tham số tối ưu để đạt được đáp ứng mong muốn (ví dụ: độ bền kéo lớn nhất).

Quá trình tối ưu hóa các tham số in cho vật liệu PLA thông qua phương pháp DOE được tiến hành với các bước cụ thể như sau:

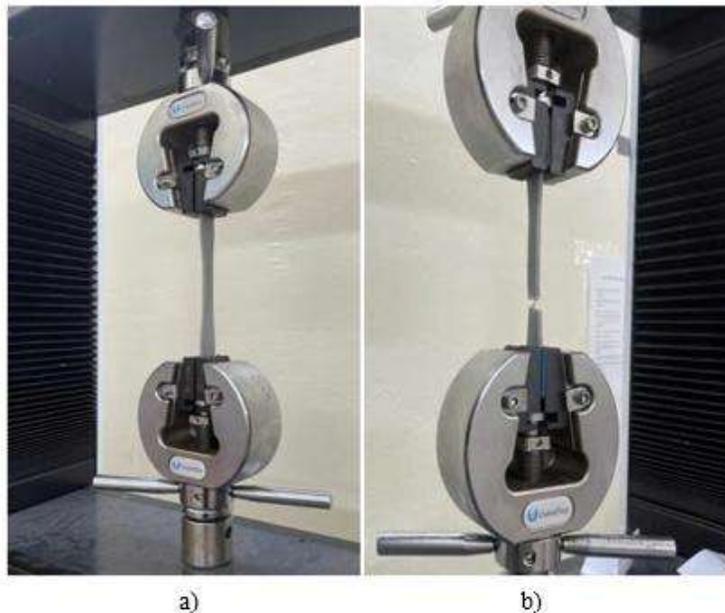


Hình 4. 1. Mẫu thử ASTM D638 loại 1

Các mẫu thử PLA in 3D được kiểm tra độ bền kéo theo tiêu chuẩn ASTM D638 [25]. Theo tiêu chuẩn ASTM D638 Loại 1, các mẫu thử được chế tạo với các kích thước như sau: mặt cắt ngang có chiều rộng 13 mm và độ dày 3,2 mm, chiều dài đo 50

mm, chiều dài tổng thể 165 mm, và chiều rộng tổng thể 19 mm. Các kích thước này được minh họa chi tiết trong Hình 4. 1 và được tóm tắt trong Bảng 4. 1.

Các mẫu thử PLA được in bằng máy in 3D Elegoo Neptune 4 Plus. Quá trình in được đánh giá dựa trên ba biến số: góc raster (45° , 55° , 65°), chiều cao lớp (0,25 mm, 0,3 mm, 0,4 mm) và mật độ lấp đầy (40%, 60%, 80%). Các tham số in khác như nhiệt độ, tốc độ và kích thước đầu phun được giữ không đổi. Thiết kế giai thừa đầy đủ (full factorial design) với 3 yếu tố, mỗi yếu tố có 3 mức, yêu cầu thực hiện 27 lần thí nghiệm, được trình bày chi tiết trong Bảng 4. 2.



Hình 4. 2. Thí nghiệm kéo: mẫu trước (a) và sau khi kéo

Bảng 4. 1. Kích thước cho mẫu loại 1 ASTM D638

Kích thước	Giá trị (mm)	Kích thước	Giá trị (mm)
Wc	13	G	50
L	57	D	115
W _o	19	R	76
L _o	165	T	3.2

Bảng 4. 2. Các thông số mẫu thử

Mẫu	Chiều cao lớp (mm)	Góc raster (°)	Mật độ lấp đầy (%)	Mẫu	Chiều cao lớp (mm)	Góc raster (°)	Mật độ lấp đầy (%)
1	0.3	45	40	15	0.4	55	80
2	0.3	45	60	16	0.4	65	40
3	0.3	45	80	17	0.4	65	60
4	0.3	55	40	18	0.4	65	80
5	0.3	55	60	19	0.25	45	40
6	0.3	55	80	20	0.25	45	60
7	0.3	65	40	21	0.25	45	80
8	0.3	65	60	22	0.25	55	40
9	0.3	65	80	23	0.25	55	60
10	0.4	45	40	24	0.25	55	80
11	0.4	45	60	25	0.25	65	40
12	0.4	45	80	26	0.25	65	60
13	0.4	55	40	27	0.25	65	80
14	0.4	55	60				

Bảng 4. 3. Bảng kết quả thử nghiệm kéo của các mẫu

Mẫu	Giới hạn bền kéo trung bình (MPa)	Mô-đun đàn hồi trung bình (MPa)
1	18.22125813	231.47091
2	20.17353579	247.4712034
3	24.07809111	225.6355089
4	19.08893709	214.8050045
5	19.95661605	248.6169034
6	22.99349241	240.8127853
7	18.87201735	239.7377282
8	20.82429501	248.6169034
9	25.37960954	285.6449528
10	16.70281996	208.1443842
11	21.90889371	233.4837006
12	26.03036876	214.8050045
13	21.04121475	206.5432736
14	20.82429501	220.0870948
15	25.37960954	233.4837006
16	16.26898048	188.4254426
17	23.42733189	242.9920865
18	21.90889371	193.1699681
19	18.00433839	198.1595983

20	19.30585683	248.6169034
21	22.77657267	226.5875575
22	17.35357918	217.4139722
23	19.30585683	240.8127853
24	22.12581345	204.9666074
25	18.65509761	196.7078796
26	20.82429501	209.7705122
27	24.51193059	212.2579096

Thử nghiệm kéo được thực hiện trên máy thử WDW-50 (Hình 4. 2), có khả năng chịu tải tối đa 50 kN. Theo tiêu chuẩn ASTM D638, tốc độ thử nghiệm được đặt cố định ở mức 5 mm/phút cho mẫu thử loại 1. Kết quả thử nghiệm kéo được phân tích dựa trên mối quan hệ giữa ba tham số in (độ dày lớp, mật độ lấp đầy và góc raster) và hai đặc tính kéo suy ra (độ bền kéo tối đa và mô-đun đàn hồi). Các kết quả này được trình bày trong Bảng 4. 3.

Phương pháp đáp ứng bề mặt đáp (Response Surface Methodology - RSM) được sử dụng để phân tích ảnh hưởng của các tham số in đến các đặc tính kéo của mẫu in PLA. Phần mềm MINITAB được sử dụng để thực hiện phân tích thống kê. Hơn nữa, phương pháp này được áp dụng để lập mô hình và phân tích các bài toán, nhằm tối ưu hóa các đáp ứng thông qua mô hình được tạo ra. Kết quả phân tích phương sai (ANOVA) được trình bày trong Bảng 4. 4 cho thấy mật độ lấp đầy là yếu tố quan trọng ảnh hưởng đến độ bền kéo tối đa, được chứng minh bởi giá trị P liên quan nhỏ hơn 0,05. Giá trị P của mô hình bằng 0 cho thấy mô hình có ý nghĩa thống kê. Bảng 4. 5 chỉ ra rằng độ dày lớp bậc hai và hiệu ứng mật độ lấp đầy bậc hai là các yếu tố quan trọng ảnh hưởng đến mô-đun đàn hồi, được chứng minh bởi giá trị P liên quan nhỏ hơn 0,05. Giá trị P của mô hình là 0,039, cho thấy mô hình có ý nghĩa thống kê. Cuối cùng, các tham số in được tối ưu hóa để đồng thời đạt được độ bền kéo tối đa và mô-đun đàn hồi tối ưu. Kết quả được trình bày trong Bảng 4. 6 tương ứng với độ dày lớp 0,326972 mm, góc raster 65 độ, mật độ lấp đầy 79,1919%, cho ra giá trị độ bền kéo tối đa là 24,1588 MPa và mô-đun đàn hồi là 249,792 MPa.

Bảng 4. 4. Bảng ANOVA về độ bền kéo

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Model	9	158.373	17.597	8.52	0.000
Linear	3	152.123	50.708	24.54	0.000
Layer height (mm)	1	6.277	6.277	3.04	0.099
Infill density (%)	1	145.564	145.564	70.45	0.000
Raster angle (°)	1	0.283	0.283	0.14	0.716
Square	3	1.512	0.504	0.24	0.865
Layer height *Layer height	1	0.723	0.723	0.35	0.562
Infill density (%)*Infill density (%)	1	0.733	0.733	0.35	0.559
Raster angle (°)*Raster angle (°)	1	0.056	0.056	0.03	0.871
2-Way Interaction	3	6.127	2.042	0.99	0.422
Layer height (mm)*Infill density (%)	1	1.381	1.381	0.67	0.425
Layer height (mm)*Raster angle (°)	1	4.428	4.428	2.14	0.161
Infill density (%)*Raster angle (°)	1	0.318	0.318	0.15	0.700
Error	17	35.127	2.066		
Total	26	193.501			

Bảng 4. 5. Bảng ANOVA về mô-đun đàn hồi

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Model	9	7413.4	823.71	2.67	0.039
Linear	3	1036.3	345.44	1.12	0.369
Layer height (mm)	1	11.1	11.14	0.04	0.852
Infill density (%)	1	1008.6	1008.62	3.26	0.089
Raster angle (°)	1	16.6	16.55	0.05	0.820
Square	3	6020.7	2006.92	6.49	0.004
Layer height *Layer height	1	3852.5	3852.46	12.47	0.003
Infill density (%)*Infill density (%)	1	2168.1	2168.08	7.02	0.017
Raster angle (°)*Raster angle (°)	1	0.2	0.21	0.00	0.979
2-Way Interaction	3	114.2	38.06	0.12	0.945
Layer height (mm)*Infill density (%)	1	0.0	0.00	0.00	0.999
Layer height (mm)*Raster angle (°)	1	0.4	0.41	0.00	0.971

Infill density (%)*Raster angle (°)	1	113.8	113.77	0.37	0.552
Error	17	5253.4	309.02		
Total	26	12666.8			

Bảng 4. 6. Các thông số tối ưu

Phương án	Độ cao lớp in (mm)	Góc Raster (°)	Mật độ lấp đầy (%)	Mô-đun đàn hồi (MPa)	Giới hạn bền kéo (MPa)
1	0.326972	65	79.1919	249.792	24.1588

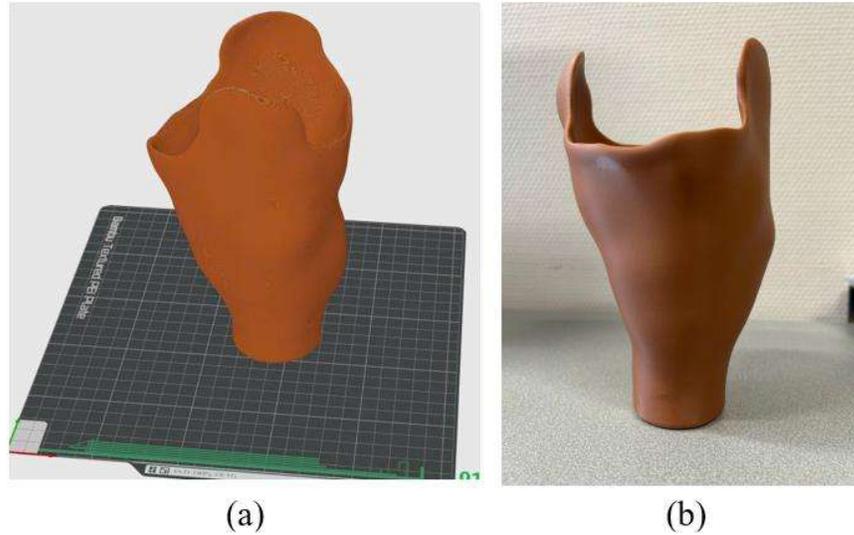
4.2. Chế tạo ổ môm cụt

Sau khi các thông số in được tối ưu nhằm đạt được các đặc tính cơ học tốt nhất cho sản phẩm, chúng được thiết lập trên máy in để tiến hành quá trình chế tạo. Ổ môm cụt được chế tạo bằng sợi nhựa PLA sử dụng máy in 3D Elegoo Neptune 4 Plus, với thời gian in hoàn tất khoảng 29 giờ. Ổ môm cụt sau khi in hoàn thiện được minh họa trong Hình 4. 3.

Bảng 4. 7 trình bày thời gian cần thiết để chế tạo một ổ môm cụt theo quy trình đề xuất. Tổng thời gian chế tạo là 29 giờ cho thấy tính hiệu quả của việc ứng dụng công nghệ in 3D trong sản xuất ổ chân giả so với các phương pháp truyền thống. Trong đó, thời gian in 3D chiếm khoảng 24 giờ, phản ánh mức độ phức tạp của việc tạo hình ổ chân giả. Thời gian này phụ thuộc đáng kể vào kích thước và độ phức tạp của sản phẩm, cũng như các thông số thiết lập trong quá trình in.

Các thông số in này ảnh hưởng trực tiếp đến chất lượng sản phẩm cuối cùng, thể hiện sự đánh đổi giữa tốc độ in và mức độ chi tiết đạt được. Do đó, việc tối ưu hóa các thông số in là một yếu tố then chốt trong phương pháp đề xuất, giúp cân bằng giữa hiệu suất và chất lượng, từ đó nâng cao hiệu quả và độ tin cậy của quy trình chế tạo ổ chân giả.

Toàn bộ quy trình vẫn còn tiềm năng để tối ưu hóa thêm, đặc biệt là ở bước quét 3D. Chất lượng quá trình quét có thể được cải thiện đáng kể nếu bệnh nhân giữ phần chân cụt ở vị trí ổn định trong suốt quá trình thực hiện. Vị trí ổn định giúp giảm thiểu chuyển động, đảm bảo máy quét thu được các số liệu chính xác và chi tiết của chi thể còn lại. Điều này góp phần giảm nguy cơ sai lệch trong mô hình 3D, từ đó cải thiện độ khít của ổ môm cụt và rút ngắn thời gian dành cho bước quét.



Hình 4. 3 (a). Mô hình ổ mồm cắt trên phần mềm in 3D (b). Ổ mồm cắt sau khi hoàn thành.

Bảng 4. 7. Thời gian tiêu tốn cho quá trình tạo ra ổ mồm cắt

Bước	Thời gian (giờ)
Chuẩn bị	0.5
Quét hình	1
Xử lý dữ liệu quét	0.5
Thiết kế ổ mồm cắt	2
Chế tạo	24
Hậu xử lý	1
Tổng cộng	29

Bảng 4. 8. Phân tích chi sản xuất một ổ mồm cắt với khấu hao trong vòng 5 năm

Chủng loại	Giá mua (nghìn đồng)	Mỗi năm (nghìn đồng)	Mỗi ổ mồm cắt (đồng, 10 ổ mồm cắt/Tháng)
Máy tính	26.000	5.200	520
Bộ chuyển đổi	500	100	10
Xbox one	2.600	520	52
3D Printer Elegoo Neptune 4 Plus	16.900	3.380	338
Nhựa PLA			390
Công lao động			500

(Xử lý & Hoàn
thiện)

Total Costs - - **1,810**

Kết quả phân tích chi phí (Bảng 4. 8) cho thấy, khi khấu hao tuyến tính các thiết bị, vật tư dùng để chế tạo ổ môm cụt trong 5 năm và giả định năng suất ổn định 10 ổ môm cụt mỗi tháng (120 ổ/năm), tổng chi phí để chế tạo một ổ môm cụt bằng công nghệ in 3D chỉ vào khoảng 1,81 triệu đồng/ổ. Trong cơ cấu chi phí, nhóm tài sản cố định (máy tính, bộ chuyển đổi tín hiệu, Xbox One dùng làm thiết bị quét, và máy in 3D Elegoo Neptune 4 Plus) chiếm 920 nghìn đồng/ổ ($\approx 50,8\%$). Riêng máy tính và máy in 3D đóng góp lần lượt 28,7% và 18,7% chi phí nhờ mức đầu tư ban đầu cao nhưng được khấu hao trong thời gian dài.

Chi phí biến đổi bao gồm nhựa PLA (390 nghìn đồng/ổ; 21,5%) và lao động cho khâu xử lý–hoàn thiện (500 nghìn đồng/ổ; 27,6%), cộng lại 890 nghìn đồng/ổ ($\approx 49,2\%$). Như vậy, tỷ trọng giữa chi phí vốn và chi phí vận hành gần như tương đương, phản ánh sự hiệu quả của việc phân bổ khấu hao thiết bị khi quy mô sản xuất đạt ≥ 10 ổ/tháng.

Ngược lại, các phương pháp chế tạo ổ môm cụt truyền thống - như khuôn thủ công, đúc thạch cao - thường có chi phí vật liệu cao hơn, thời gian sản xuất kéo dài và quy trình đòi hỏi nhiều lao động tốn kém. Tại Việt Nam, tổng chi phí cho một chân giả có thể dao động từ 2.000 đến 10.000 USD, khiến nó vượt ngoài khả năng chi trả của nhiều người.

Bằng cách tích hợp công nghệ quét 3D và in 3D theo phương pháp FDM, quy trình kỹ thuật số không chỉ giúp giảm chi phí mà còn nâng cao hiệu quả sản xuất và khả năng tùy chỉnh linh hoạt. Máy quét bằng cảm biến Kinect Xbox One cho phép quét chính xác mà không cần tiếp xúc, loại bỏ nhu cầu sử dụng khuôn thạch cao, trong khi việc in 3D bằng vật liệu PLA giúp giảm thiểu lãng phí vật liệu. Quy trình làm việc kỹ thuật số này cũng rút ngắn thời gian sản xuất, góp phần hiện thực hóa việc chế tạo các ổ chân giả chất lượng cao, giá thành hợp lý cho các khu vực có thu nhập trung bình và thấp.

CHƯƠNG 5: KẾT LUẬN VÀ HƯỚNG PHÁT TRIỂN

5.1. Kết luận

Nghiên cứu này trình bày việc phát triển một quy trình toàn diện để chế tạo mẫu tay chân giả cho người khuyết tật, tích hợp công nghệ quét hình ảnh 3D bằng cảm biến Kinect và công nghệ in 3D. Việc áp dụng quy trình này mang lại nhiều lợi ích đáng kể, bao gồm giảm thiểu chi phí và thời gian sản xuất. Đặc biệt, quy trình loại bỏ hoàn toàn nhu cầu sử dụng hóa chất hoặc chất phụ trợ tiếp xúc trực tiếp với chi cụt của bệnh nhân, nâng cao sự an toàn và thoải mái. Hơn nữa, bệnh nhân có thể linh hoạt lựa chọn vật liệu in 3D phù hợp với nhu cầu cá nhân, ví dụ như ABS hoặc PLA.

Các kết quả nghiên cứu chính của đề tài được tổng hợp như sau:

- Chuyển đổi và tối ưu hóa cảm biến Kinect thành máy quét 3D chi phí thấp: Đề tài đã thành công trong việc chuyển đổi cảm biến Kinect thành một thiết bị quét 3D hiệu quả với chi phí thấp thông qua việc tích hợp với phần mềm 3D Scan mã nguồn mở.
- Hiệu chỉnh dữ liệu quét để đạt được mô hình mòm cụt hoàn chỉnh: Dữ liệu quét từ cảm biến Kinect đã được hiệu chỉnh tỉ mỉ nhằm thu được mô hình 3D hoàn chỉnh và chính xác của mòm cụt, làm cơ sở cho các công đoạn thiết kế tiếp theo sử dụng phần mềm miễn phí.
- Thiết kế ổ mòm cụt trực tiếp trên mô hình 3D: Quá trình thiết kế ổ mòm cụt được thực hiện trực tiếp trên mô hình 3D của mòm cụt, vốn được tạo ra từ dữ liệu đã xử lý sau quá trình quét bằng Kinect.
- Phân tích tương tác cơ học bằng phương pháp phần tử hữu hạn (FEM): Đã thực hiện tính toán mô phỏng tương tác cơ học giữa mòm cụt và ổ mòm cụt sử dụng phương pháp phần tử hữu hạn, nhằm đảm bảo sự phù hợp và thoải mái tối ưu.
- Tối ưu hóa thông số in 3D FDM bằng quy hoạch thực nghiệm: Các thông số in 3D theo công nghệ FDM (Fused Deposition Modeling) đã được tính toán và lựa chọn tối ưu thông qua phương pháp quy hoạch thực nghiệm, đảm bảo chất lượng và độ bền của sản phẩm in.
- Chế tạo ổ mòm cụt bằng công nghệ in 3D: Ổ mòm cụt đã được chế tạo thành công bằng công nghệ in 3D, minh chứng cho tính khả thi và hiệu quả của quy trình được đề xuất.

5.2. Hướng phát triển

Đề tài đã xây dựng một nền tảng cho việc chế tạo ổ mòm cụt giả cá nhân hóa bằng công nghệ quét và in 3D. Để mở rộng phạm vi ứng dụng và nâng cao hiệu quả của quy trình, có một số hướng phát triển tiềm năng có thể được khai thác:

- Nâng cao độ chính xác và độ phân giải của dữ liệu quét

Sử dụng cảm biến quét 3D chuyên dụng: Mặc dù Kinect cung cấp giải pháp chi phí thấp, việc tích hợp các cảm biến quét 3D chuyên dụng hơn (ví dụ: máy quét laser cầm tay, máy quét ánh sáng cấu trúc) có thể cải thiện đáng kể độ chính xác và độ phân giải của dữ liệu mòm cụt, đặc biệt với các chi tiết phức tạp. Điều này sẽ dẫn đến thiết kế ổ mòm cụt vừa vặn và thoải mái hơn.

- Phân tích động lực học và tương tác cơ sinh học: Mở rộng mô phỏng FEM để bao gồm phân tích động lực học (ví dụ: khi bệnh nhân đi bộ, chạy), đánh giá ứng suất và biến dạng trong các tình huống thực tế. Điều này sẽ cung cấp cái nhìn sâu sắc hơn về hiệu suất của ổ mòm cụt và giúp tối ưu hóa thiết kế để giảm thiểu các vấn đề như đau, loét.

- Thiết kế tích hợp hệ thống giảm xóc và thông hơi: Nghiên cứu các giải pháp để tích hợp các vật liệu hoặc cấu trúc giảm xóc vào ổ mòm cụt nhằm tăng cường sự thoải mái. Đồng thời, xem xét các phương pháp để quản lý nhiệt độ và độ ẩm bên trong ổ mòm cụt, đặc biệt quan trọng ở những vùng khí hậu nóng ẩm.

- Nghiên cứu vật liệu in 3D tiên tiến: Khám phá và thử nghiệm các loại vật liệu in 3D mới có đặc tính cơ học ưu việt hơn (ví dụ: độ bền cao, tính linh hoạt, khả năng tương thích sinh học tốt hơn), cũng như các vật liệu có khả năng hấp thụ sốc hoặc các vật liệu composite.

- Thu thập phản hồi và cải tiến liên tục: Thiết lập một cơ chế thu thập phản hồi từ bệnh nhân và các chuyên gia y tế trong quá trình sử dụng thực tế. Dữ liệu này sẽ là nguồn thông tin quý giá để liên tục cải tiến quy trình thiết kế và chế tạo.

- Thực hiện quy trình trên đa dạng bệnh nhân: Mở rộng việc áp dụng quy trình này trên một số lượng lớn bệnh nhân với các đặc điểm mòm cụt khác nhau (hình dạng, kích thước, tình trạng da, v.v.). Điều này sẽ giúp đánh giá tính tổng quát, độ tin cậy và hiệu quả của quy trình trong các điều kiện thực tế đa dạng.

- Tiến hành các nghiên cứu lâm sàng dài hạn để đánh giá sự thoải mái, chức năng, độ bền của ổ mòm cụt in 3D theo thời gian, cũng như tác động của chúng đến chất lượng cuộc sống của bệnh nhân.

- Tối ưu hóa quy trình cho các loại chi giả khác: Mở rộng nghiên cứu để áp dụng quy trình tương tự cho việc chế tạo các bộ phận khác của tay chân giả (ví dụ: bàn chân, bàn tay) hoặc các loại chỉnh hình khác.

Việc tiếp tục nghiên cứu và phát triển theo các hướng trên sẽ giúp nâng cao đáng kể chất lượng cuộc sống của người khuyết tật, mang đến cho họ những sản phẩm tay chân giả không chỉ hiệu quả về mặt chức năng mà còn thoải mái, bền bỉ và phù hợp với cá nhân.

KẾT LUẬN VÀ KIẾN NGHỊ

Đề tài đã xây dựng và kiểm chứng thành công một quy trình toàn diện để thiết kế và chế tạo ổ môm cụt giả cho người khuyết tật, ứng dụng hiệu quả sự kết hợp giữa công nghệ quét 3D chi phí thấp và công nghệ in 3D FDM. Quy trình này đã chứng tỏ được những ưu điểm vượt trội: không chỉ giảm đáng kể chi phí và thời gian sản xuất mà còn nâng cao tính an toàn cho bệnh nhân bằng cách loại bỏ hoàn toàn việc sử dụng hóa chất tiếp xúc trực tiếp.

Các kết quả chính của đề tài đã được chứng minh một cách rõ ràng:

- Chuyển đổi thành công cảm biến Kinect thành một máy quét 3D giá rẻ, cho phép thu thập dữ liệu hình học môm cụt một cách hiệu quả.
- Xây dựng quy trình xử lý dữ liệu quét và thiết kế ổ môm cụt trực tiếp trên mô hình 3D, đảm bảo độ chính xác và cá nhân hóa cao.
- Sử dụng phương pháp phần tử hữu hạn (FEM) để mô phỏng và phân tích tương tác cơ học, giúp tối ưu hóa thiết kế nhằm mang lại sự thoải mái và phù hợp cho người dùng.
- Tối ưu hóa các thông số in 3D thông qua quy hoạch thực nghiệm và chế tạo thành công sản phẩm ổ môm cụt, khẳng định tính khả thi của giải pháp.

Nhìn chung, đề tài đã mở ra một giải pháp khả thi, hiện đại và phù hợp với điều kiện kinh tế tại các khu vực có thu nhập trung bình và thấp, góp phần cải thiện khả năng tiếp cận các sản phẩm chân tay giả chất lượng cho người khuyết tật.

Trên cơ sở các kết quả đã đạt được, đề tài là một nền tảng vững chắc cho các nghiên cứu và ứng dụng trong tương lai. Nhóm nghiên cứu đề xuất các hướng phát triển tiềm năng như sau:

- Nâng cao và tối ưu hóa quy trình hiện tại
 - Nghiên cứu vật liệu tiên tiến: Thử nghiệm các vật liệu in 3D mới có đặc tính cơ học ưu việt hơn như vật liệu composite, vật liệu linh hoạt hoặc có khả năng hấp thụ sốc để tăng độ bền và sự thoải mái.
 - Tích hợp các tính năng thông minh: Nghiên cứu các giải pháp thiết kế tích hợp hệ thống giảm xóc và các kênh thông hơi để cải thiện sự thoải mái và quản lý nhiệt độ, độ ẩm bên trong ổ môm cụt.
- Mở rộng phạm vi và chiều sâu nghiên cứu

- Phân tích động lực học: Mở rộng mô phỏng FEM để đánh giá tương tác cơ sinh học trong các điều kiện động (khi đi bộ, chạy), giúp tối ưu hóa thiết kế nhằm giảm thiểu nguy cơ gây đau hoặc tổn thương mô mềm.
- Ứng dụng cho các loại chi giả khác: Mở rộng quy trình để áp dụng cho việc chế tạo các bộ phận khác của tay chân giả (bàn tay, bàn chân) hoặc các loại dụng cụ chỉnh hình khác.
 - Kiểm chứng lâm sàng và triển khai thực tiễn
- Thực hiện nghiên cứu trên quy mô lớn: Áp dụng quy trình trên một số lượng lớn bệnh nhân với các đặc điểm móm cụt đa dạng để đánh giá tính tổng quát và độ tin cậy của phương pháp.
- Tiến hành nghiên cứu lâm sàng dài hạn: Tổ chức các thử nghiệm lâm sàng để đánh giá độ bền, sự thoải mái, và tác động của sản phẩm đến chất lượng cuộc sống của bệnh nhân theo thời gian.
- Xây dựng cơ chế phản hồi: Thiết lập một quy trình thu thập phản hồi trực tiếp từ bệnh nhân và chuyên gia y tế để liên tục cải tiến và hoàn thiện sản phẩm.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] D. Bonacini, C. Corradini, and G. Magrassi, “3D digital models reconstruction : residual limb analysis to improve prosthesis design,” Institute of Geodesy and Photogrammetry, 2007. Accessed: Jul. 17, 2024. [Online]. Available: <https://air.unimi.it/handle/2434/38195>
- [2] L. H. Hsu, G. Huang, C. Lu, D. Hong, and S. Liu, “The development of a rapid prototyping prosthetic socket coated with a resin layer for transtibial amputees,” *Prosthetics and orthotics international*, vol. 34, no. 1, pp. 37–45, 2010.
- [3] G. Colombo, G. Facoetti, and C. Rizzi, “A digital patient for computer-aided prosthesis design,” *Interface focus*, vol. 3, no. 2, p. 20120082, 2013.
- [4] G. Colombo, R. Morotti, and C. Rizzi, “FE analysis of contact between residual limb and socket during simulation of amputee motion,” *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 11, no. 4, pp. 381–388, 2014.
- [5] G. Colombo, C. Comotti, D. F. Redaelli, D. Regazzoni, C. Rizzi, and A. Vitali, “A method to improve prosthesis leg design based on pressure analysis at the socket-residual limb interface,” in *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, American Society of Mechanical Engineers, 2016, p. V01AT02A068.
- [6] D. Regazzoni, A. Vitali, C. Rizzi, and G. Colombo, “A virtual platform for lower limb prosthesis design and assessment,” in *DHM and Posturography*, Elsevier, 2019, pp. 733–746.
- [7] 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,” *The Visual Computer*, vol. 38, no. 3, pp. 919–937, 2022.
- [8] M. van der Stelt, L. Verhamme, C. H. Slump, L. Brouwers, and T. J. Maal, “Strength testing of low-cost 3D-printed transtibial prosthetic socket,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 236, no. 3, pp. 367–375, 2022.
- [9] E. N. Abbas, M. J. Jweeg, and M. Al-Waily, “Fatigue characterization of laminated composites used in prosthetic sockets manufacturing,” *Journal of*

Mechanical Engineering Research and Developments, vol. 43, no. 5, pp. 384–399, 2020.

[10] V. D. Chiên, “Ứng dụng công nghệ CAD/CAM-CNC vào sản xuất chân tay giả,” PhD Thesis, Trường \Đại học Bách khoa Hà Nội, 2006.

[11] 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.

[12] R. Ismail *et al.*, “Affordable and faster transradial prosthetic socket production using photogrammetry and 3D printing,” *Electronics*, vol. 9, no. 9, p. 1456, 2020.

[13] J. Olsen, S. Day, S. Dupan, K. Nazarpour, and M. Dyson, “3D-Printing and upper-limb prosthetic sockets: promises and pitfalls,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 29, pp. 527–535, 2021.

[14] A. Vitali, D. Regazzoni, C. Rizzi, and G. Colombo, “Design and additive manufacturing of lower limb prosthetic socket,” in *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, American Society of Mechanical Engineers, 2017, p. V011T15A021.

[15] G. R. Gubbala and R. Inala, “Design and development of patient-specific prosthetic socket for lower limb amputation,” *Material Science, Engineering and Applications*, vol. 1, no. 2, 2021.

[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, 2021.

[17] J. Zuniga *et al.*, “Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences,” *BMC research notes*, vol. 8, no. 1, pp. 1–9, 2015.

[18] M. van der Stelt, L. Verhamme, C. H. Slump, L. Brouwers, and T. J. Maal, “Strength testing of low-cost 3D-printed transtibial prosthetic socket,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 236, no. 3, pp. 367–375, 2022.

- [19] E. Seminati, D. Canepa Talamas, M. Young, M. Twiste, V. Dhokia, and J. L. 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.
- [20] Y. Cui and D. Stricker, “3d shape scanning with a kinect,” in *ACM SIGGRAPH 2011 Posters*, 2011, pp. 1–1.
- [21] S. Izadi *et al.*, “Kinectfusion: real-time dynamic 3d surface reconstruction and interaction,” in *ACM SIGGRAPH 2011 Talks*, 2011, pp. 1–1.
- [22] N. Zain and W. Rahman, “Three-dimensional (3D) scanning using Microsoft® Kinect® Xbox 360® scanner for fabrication of 3D printed radiotherapy head phantom,” in *Journal of Physics: Conference Series*, IOP Publishing, 2020, p. 012005.
- [23] T. D. Nguyen, N. D. M. Phan, H. T. Bui, and D. S. Nguyen, “Application of 3D Printing Technologies in the Design and Manufacture of Prosthetic Sockets for Low-Middle Income Countries: A Case Study in Vietnam,” *International Journal of Engineering*, vol. 38, no. 9, pp. 2170–2182, 2025, doi: 10.5829/ije.2025.38.09c.13.
- [24] S. Gabbiadini, “Knowledge-based design of lower limb prosthesis,” Jan. 2011, Accessed: Jul. 08, 2025. [Online]. Available: <https://www.research.unipd.it/handle/11577/3422012>
- [25] R. Quintana, J.-W. Choi, K. Puebla, and R. Wicker, “Effects of build orientation on tensile strength for stereolithography-manufactured ASTM D-638 type I specimens,” *Int J Adv Manuf Technol*, vol. 46, no. 1, pp. 201–215, Jan. 2010, doi: 10.1007/s00170-009-2066-z.