



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PROCESSOS

KETINLLY YASMYNE NASCIMENTO MARTINS

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA TREINAMENTO DOS
MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO POR MANUFATURA ADITIVA**

CAMPINA GRANDE, PB
2024



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PROCESSOS

KETINLLY YASMYNE NASCIMENTO MARTINS

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA TREINAMENTO DOS
MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO POR MANUFATURA ADITIVA**

Tese a ser submetida à Banca de defesa final no
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de
Processos da Universidade Federal de Campina
Grande

Orientador: Prof. Dr. John Kennedy G.
Rodrigues

Co Orientador: Prof. Dr. Jorge Vicente Lopes da
Silva

Área de Concentração: Desenvolvimento de
Processos

Linha de Pesquisa: Desenvolvimento e
Tecnologia de Materiais

CAMPINA GRANDE, PB
2024

M386d

Martins, Ketinlly Yasmyne Nascimento.

Desenvolvimento de dispositivo para treinamento dos músculos do assoalho pélvico por manufatura aditiva / Ketinlly Yasmyne Nascimento Martins. – Campina Grande, 2024.

105 f. : il. color.

Tese (Doutorado em Engenharia de Processos) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2024.

"Orientação: Prof. Dr. John Kennedy G. Rodrigues, Prof. Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva".

Referências.

1. Distúrbios do Assoalho Pélvico. 2. Manufatura Aditiva. 3. Simulação por Computador. 4. Biomimética. 5. Dispositivo Médico. I. Rodrigues, John Kennedy G. II. Silva, Jorge Vicente Lopes da. III. Título.

CDU 618.132-72(043)

KETINLLY YASMYNE NASCIMENTO MARTINS

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA TREINAMENTO DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO POR MANUFATURA ADITIVA

Banca de Qualificação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Processos da Universidade Federal de Campina Grande, como requisito à obtenção do título de Doutor em Engenharia de Processos.

Aprovado em: 27 / 03 / 2024

BANCA EXAMINADORA



Documento assinado digitalmente
JOHN KENNEDY GUEDES RODRIGUES
Data: 06/09/2024 09:38:51-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. John Kennedy Guedes Rodrigues
Orientador (UFCG)



Documento assinado digitalmente
MARIA DO CARMO PINTO LIMA
Data: 27/08/2024 17:59:02-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Dra. Maria do Carmo Pinto Lima
Examinadora (UFCG – PPGEGRN)



Documento assinado digitalmente
EDUARDO JORGE VALADARES OLIVEIRA
Data: 27/08/2024 10:41:37-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Eduardo Jorge Valadares Oliveira
Examinador Externo (UEPB)



Documento assinado digitalmente
KATIA ELIZABETE GALDINO
Data: 28/08/2024 17:18:30-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Dra. Kátia Elizabete Galdino
Examinadora Externo (UEPB)



Documento assinado digitalmente
PEDRO YOSHITO NORITOMI
Data: 21/08/2024 09:13:21-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi
Examinador Externo (CTI – Renato Archer)

DEDICATÓRIA

Dedico esta tese a Deus, ao meu marido e ao meu filho. Deus sempre me abençoando. Meu marido sempre me apoiando. Meu filho sempre me dando forças para não desistir.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, para que entrego todos os dias o rumo da minha vida e me guiou até este momento.

Ao meu marido Rodolfo Castelo Branco, que sempre esteve ao meu lado em todos os momentos dessa jornada, nas incansáveis madrugadas de estudo, sendo pai e mãe para que eu pudesse me dedicar à escrita do trabalho, me ajudando na pesquisa, me ajudando no trabalho. Sem ele com certeza eu não teria conseguido chegar até o fim, meu maior incentivador, que não solta minha mão, que caminha sempre junto.

Ao meu filho José Antônio que teve participação especial nesse trabalho. Sempre que eu estava cansada lhe dava um beijo e um abraço apertado pra me revigorar e encontrar forças para continuar. Ele é meu amor maior, é tudo pra mim.

Aos meus pais José Martins e Núbia Martins que dedicaram parte de suas vidas para prover meus estudos, nunca vou esquecer todo esforço que fizeram pela minha educação, pela minha formação e pelo que sou hoje. Cada um do seu jeito me inspirou a ser quem sou.

Ao meu orientador Prof. Jonh Kennedy Rodrigues, que me recebeu como aluna, que apoiou meu tema, que foi compreensivo em todos os momentos e que mesmo sem intenção me deu ensinamentos para a vida.

Ao meu Co orientador Prof., Jorge Vicente, que é minha fonte de inspiração na área da pesquisa, sinônimo de humildade e sabedoria, que me provocou a entregar o melhor de mim, sempre muito gentil e sábio, nunca esquecerei das suas palavras de apoio, dos seus ensinamentos.

Ao NUTES/UEPB, minha segunda casa literalmente, onde desde que me formei é meu local de trabalho e estudo, que me proporcionou todo engrandecimento educacional, que me permitiu através do Laboratório de tecnologias 3D desenvolver minha pesquisa e o meu crescimento profissional. O NUTES é meu local no mundo, a UEPB é minha casa desde que fui gerada.

Ao Prof. Misael Moraes, que desde o primeiro momento viu em mim um potencial que nem eu mesma via. O professor é a mais pura representação de um líder, sempre de uma forma sutil me ensina muito, serei eternamente grata por tudo que ele já fez por mim.

A Profa. Kátia Galdino, uma amiga que herdei da minha mãe. Agradeço por toda amizade ao longo dos anos, pelo companheirismo no trabalho, por todo aprendizado, pelas oportunidades e pela confiança em mim depositada.

Ao Prof. Eduardo Jorge, que me faz aprender a cada dia com seus ensinamentos, pela valorização e confiança no meu trabalho, por todas as oportunidades e parcerias que me fazem aprender e amadurecer.

A Profa. Carminha Pinto, que ao longo dos anos se tornou uma amiga sincera e leal, sempre com palavras necessárias nos momentos mais oportunos.

Ao Prof. Pedro Noritomi por fazer parte da minha banca de avaliação e por sua valiosa contribuição ao nosso trabalho.

As minhas amigas e colegas de trabalho, Anna Kellssya Filgueira e Mirelle Oliveira, que estiveram ao meu lado durante essa jornada participando diretamente na construção desse trabalho, sem vocês teria sido ainda mais difícil, minha eterna gratidão a vocês, juntas somos mais.

A Carlos Alberto, que me ajudou com atividades do laboratório durante a pesquisa, sua contribuição foi de extrema importância para concretização deste trabalho.

Ao Prof. Antônio Gilson, que sempre me apoiou durante todas as intempéries dessa jornada, sem sua compreensão e sensibilidade talvez esse dia nem pudesse existir.

À Fatima da secretaria do PPGEP, sempre me ajudando em tudo que fosse necessário, muito atenciosa e prestativa.

Aos programas CAPES, CNPq e a UFCG pelo apoio na pesquisa.

MARTINS, Ketinlly Yasmyne Nascimento. **Desenvolvimento De Dispositivo Para Treinamento Dos Músculos Do Assoalho Pélvico Por Manufatura Aditiva**. Campina Grande: Pós-Graduação em Engenharia de Processos, Universidade Federal de Campina Grande, 2024. Tese (Doutorado).

RESUMO

A demanda por novos produtos aliada ao surgimento de novas técnicas de manufatura e à união de ciências promissoras possibilita o desenvolvimento de dispositivos customizados para a saúde feminina. Neste cenário, dispositivos de biofeedback mecânico que atuam como adjuvantes no tratamento das disfunções do assoalho pélvico, desenvolvidos com características customizadas utilizando novas tecnologias, podem fornecer informações durante o seu uso por meio de estímulos visuais e sensoriais. Diante disso, esta pesquisa teve como objetivo desenvolver um dispositivo mecânico para treinamento dos músculos do assoalho pélvico com uso da manufatura aditiva. O estudo realizado foi de caráter científico de natureza aplicada, com objetivo exploratório, de abordagem qualitativa, a partir do método de pesquisa-ação, sendo dividido em seis etapas: análise biomimética, desenvolvimento conceitual, modelagem 3D, simulação computacional, fabricação por manufatura aditiva, teste de bancada e análise do protótipo por profissionais da saúde. Para o desenvolvimento conceitual e parametrização do dispositivo adotou-se a bioinspiração no caju e no canal vaginal, sendo utilizados recursos como o escaneamento 3D e imagens de TC para obtenção dos contornos, que serviram como base para modelagem do dispositivo em softwares CAD. A partir da simulação computacional de elementos finitos, o dispositivo foi aprovado para uso quanto à capacidade de permitir a realização de contrações voluntárias do assoalho pélvico durante o treinamento dos músculos do assoalho pélvico (TMAP). A fabricação feita por MA utilizando a tecnologia MJP – Polyjet foi satisfatória para validar o modelo do design. Ao submeter o dispositivo a prática simulada em modelo anatômico, constatou-se que os requisitos pretendidos na concepção inicial foram atendidos, com destaque para a visibilidade do dispositivo pela paciente, durante o uso, em posição de litotomia. O protótipo do dispositivo ao ser analisado por profissionais da saúde foi bem avaliado e considerado apropriado para uso. Desta forma, o estudo mostrou-se satisfatório em todas as suas fases, desde a concepção inicial até as etapas de modelagem, simulação e fabricação. O desenvolvimento de um dispositivo mecânico para TMAP utilizando MA tem o potencial de aprimorar o tratamento em ambiente clínico e facilitar a continuidade da terapia pela paciente em domicílio, oferecendo uma abordagem integrada e eficaz para o cuidado com a saúde.

Palavras-chaves: Distúrbios do assoalho pélvico; Manufatura Aditiva; Simulação por computador; Biomimética; Dispositivo médico

MARTINS, Ketinly Yasmyne Nascimento. **Development of a device for training the pelvic floor muscles using additive manufacturing.** Campina Grande: Pós-Graduação em Engenharia de Processos, Universidade Federal de Campina Grande, 2024. Tese (Doutorado).

ABSTRACT

The demand for new products combined with the emergence of new manufacturing techniques and the combination of promising sciences makes it possible to develop customized devices for women's health. In this scenario, mechanical biofeedback devices that act as adjuvants in the treatment of pelvic floor disorders, developed with customized characteristics using new technologies, can provide information during their use through visual and sensory stimuli. Therefore, this research aimed to develop a mechanical device for training the pelvic floor muscles using additive manufacturing. The study carried out was of a scientific nature of an applied nature, with an exploratory objective, with a qualitative approach, based on the action research method, being divided into six stages: biomimetic analysis, conceptual development, 3D modeling, computer simulation, manufacturing by additive manufacturing, bench testing and analysis of the prototype by healthcare professionals. For the conceptual development and parameterization of the device, bioinspiration was adopted from cashews and the vaginal canal, using resources such as 3D scanning and CT images to obtain the contours, which served as the basis for modeling the device in CAD software. Based on computational finite element simulation, the device was approved for use in terms of its ability to allow voluntary contractions of the pelvic floor during pelvic floor muscle training (PFMT). The manufacturing carried out by MA using MJP – Polyjet technology was satisfactory for validating the design model. When submitting the device to simulated practice in an anatomical model, it was found that the requirements intended in the initial design were met, with emphasis on the visibility of the device by the patient, during use, in the lithotomy position. The device prototype, when analyzed by health professionals, was well evaluated and considered appropriate for use. In this way, the study proved to be satisfactory in all its phases, from the initial conception to the modeling, simulation and manufacturing stages. The development of a mechanical device for PFMT using AM has the potential to improve treatment in a clinical environment and facilitate the continuation of therapy by the patient at home, offering an integrated and effective approach to healthcare.

Keywords: Pelvic floor disorders; Additive manufacturing; Computer Simulation; Biomimetics; Equipment and Supplies

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - Músculos do Assoalho Pélvico	20
FIGURA 2 – Toner Pélvico.....	24
FIGURA 3 - Educator	25
FIGURA 4 - PelvFit Trainer.....	26
FIGURA 5 - Patente de Charles Hull do processo SLA-1	28
FIGURA 6 - Histórico da Manufatura Aditiva em Polímeros.....	28
FIGURA 7 - Princípios do processo de MA de única etapa e de múltiplas etapas	29
FIGURA 8 - Visão geral dos princípios de processo de MA de única etapa para materiais poliméricos	30
FIGURA 9 - Etapas do processo e do planejamento de processo da MA.....	31
FIGURA 10 - Princípio de funcionamento da tecnologia Polyjet (a) e (b).....	32
FIGURA 11 - Tendências em patentes em domínios de aplicação AM, 2001–2020.....	33
FIGURA 12 - Tamanho do mercado e previsão de produtos e serviços MA.....	34
FIGURA 13 - Tendências de patentes em aplicações médicas e de saúde, 2001-2020	37
FIGURA 14 - Método do desenvolvimento de uma estrutura biomimética baseada no favo de mel	38
FIGURA 15 - Modelos 3D originais da μ TC e configurados para impressão do bambu (B. tuldoides), dos modelos: (A) fibras e (B) elementos condutores, (C) Processo de reconstrução e segmentação 3D, (D) Modelos físicos impressos com tecnologia FDM e (E) Estruturas bioinspiradas no bambu, elementos de reforços cilíndricos	39
FIGURA 16 - Estrutura do fruto pomelo feito por MA	39
FIGURA 17 - (a) Estrutura bioinspirada <i>Citrus sinensis</i> , (b) Tensão de compressão (c) Deslocamento	41
FIGURA 18 - Fluxograma das etapas do estudo.....	42
FIGURA 19 - Imagem anatômica região pélvica.....	43
FIGURA 20 - Imagem de TC da região pélvica no software Invesalius.....	43
FIGURA 21 - Morfologia do fruto <i>Anacardium Occidentale</i> (caju).....	44
FIGURA 22 - Esboço a mão livre do dispositivo.....	45
FIGURA 23 - Esboço a mão livre do dispositivo com vareta	46
FIGURA 24 - Esboço à mão livre do dispositivo montado.....	46

FIGURA 25 – Caju pintado.....	47
FIGURA 26 – Escaneamento do Caju.....	48
FIGURA 27 – Software <i>EXScan H_v1.0.5.3</i>	49
FIGURA 28 – <i>Software Autodesk Fusion 360</i>	50
FIGURA 29 -Fluxograma do ciclo digital para desenvolvimento CAD do dispositivo	51
FIGURA 30 – Simulação Computacional do dispositivo	52
FIGURA 31 – Modelo Anatômico da pelve em silicone	52
FIGURA 32 – Impressora Connex 350	53
FIGURA 33 – a) Parâmetros de impressão do <i>Software Objet Studio</i> , b) Posicionamento do dispositivo na bandeja de impressão	54
FIGURA 34 – Esboço a mão livre do dispositivo	56
FIGURA 35 – Esboço a mão livre do dispositivo com vareta	57
FIGURA 36 – Esboço à mão livre do dispositivo montado	58
FIGURA 37 – Perfil abaulado do dispositivo baseado nas paredes internas do canal vaginal	59
FIGURA 38 – Escaneamento do caju in natura (a) caju (b) escaneamento do caju, (c) nuvem de pontos do caju e (d) malha gerada pela nuvem de pontos	60
FIGURA 39 – Caju pintado de branco	61
FIGURA 40 – Posição para cima (a) nuvem de pontos, (b) malha geométrica gerada; posição para baixo (c) nuvem de pontos, (d) malha geométrica gerada, software EXScan H.....	62
FIGURA 41 – Orientação no plano central (a) captação do caju para cima e (b) captação do para baixo no software Autodesk Fusion 360.	63
FIGURA 42 – Falha da malha geométrica no software Autodesk Fusion 360, a) malha aberta e b) malha fechada.....	64
FIGURA 43 – Segmentação do caju e a união das duas partes no software Autodesk Fusion 360.....	64
FIGURA 44 – Tratamento da malha geométrica na segmentação e na correção de malha, no software Autodesk Fusion 360.	65
FIGURA 45 – Tratamento da malha geométrica e suavização da geometria, no software Autodesk Fusion360.....	66
FIGURA 46 – Conversão da malha .STL geométrica (a) para arquivo sólido (b) no Autodesk Fusion 360... ..	67
FIGURA 47 - Caracterização do dispositivo do assoalho pélvico....	68

FIGURA 48 - Desenvolvimento do dispositivo do assoalho pélvico, a) vista de corte com linhas de desenvolvimento no plano de construção XY, b) design 3D e c) imagem em perspectiva 3D, no software Autodesk Inventor.....	69
FIGURA 49 - Angulação da vareta em posição de Litotomia	70
FIGURA 50 - Detalhamento da ponta superior da base do dispositivo com escala ampliada .	70
FIGURA 51 - Representação geométrica da vareta	71
FIGURA 52 - Posição/funcionamento da vareta no canal vaginal.....	72
FIGURA 53 - Imagem sagital TC sexo feminino região pélvica, no software Invesalius	73
FIGURA 54 - Cotas do dispositivo no software Autodesk Inventor.....	74
FIGURA 55 -Detalhamento da ponta superior da ogiva do dispositivo com escala ampliada	75
FIGURA 56 - Modelo 3D do tecido mole por TC com montagem do dispositivo no Autodesk Fusion 360	75
FIGURA 57 - a) Modelo geométrico adaptado na representação do canal vaginal e dos MAPs b) vista de corte do dispositivo do modelo geométrico	76
FIGURA 58 - Condições de contorno do dispositivo, a) modelo montado com o dispositivo dentro do canal vaginal e b) dispositivo com carga concentrada, no software Ansys 2023 R1	77
FIGURA 59 - Simulação computacional para a carga de 19 N- software Ansys2023 R1	78
FIGURA 60 - Simulação computacional para a carga de 21 N- software Ansys2023 R1	79
FIGURA 61- Simulação computacional para a carga de 24 N- software Ansys2023 R1	79
FIGURA 62 - Simulação computacional para a carga de 30 N- software Ansys2023 R1	80
FIGURA 63 - Simulação computacional para a carga de 35 N- software Ansys2023 R1	80
FIGURA 64 - Simulação computacional para a carga de 40 N - software Ansys2023 R1.....	81
FIGURA 65 - Angulação do dispositivo do assoalho pélvico nas cargas de 20 N (a) e 24 N (b), no software Ansys 2023 R1	82
FIGURA 66 - Posição de impressão do primeiro protótipo com os, a) parâmetros de impressão no software Objet Studio e b) dispositivo impresso	84
FIGURA 67 - Impressão 3D da primeira amostra e montagem do dispositivo	85
FIGURA 68 - Desmontagem do primeiro dispositivo	85
FIGURA 69 - Falhas no primeiro dispositivo	86
FIGURA 70 - Representação de imagem 3D do processo MJP – Polyjet no dispositivo com o suporte de preenchimento, a) imagem em perspectiva, b) linha média do suporte com o dispositivo, c) perfil horizontal na bandeja de impressão, d) vista de corte com o suporte.	87

FIGURA 71 - Posição de impressão do segundo protótipo com os, a) parâmetros de impressão no software Objet Studio e b) dispositivo impresso	89
FIGURA 72 - Impressão 3D do segundo protótipo com a) montagem do dispositivo, b), c), d) vistas do dispositivo.	90
FIGURA 73 - Impressão 3D do segundo protótipo – desmontagem do dispositivo	91
FIGURA 74 - Comparativo entre dispositivos, a) representa o primeiro protótipo do dispositivo e b) o segundo protótipo do dispositivo	92
FIGURA 75 - Bancada de testes com pelve de silicone e dispositivo do assoalho pélvico	93
FIGURA 76 - Manipulação do dispositivo na pelve de silicone.....	93
FIGURA 77 - Dispositivo dentro do canal vaginal	94
FIGURA 78 - Vareta na posição de litotomia.	95

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 - Aplicações das cargas com seus respectivos deslocamentos e angulações de rotação de giro	78
QUADRO 2 - Tensões admissíveis aplicadas no dispositivo	81

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D – Tridimensional

AP – Assoalho Pélvico

CAD - Computer Aided Design (Desenho Assistido por Computador)

CAE – Computer Aided Engineering (Engenharia Auxiliada por computador)

CAM – Computer Aided Manufacture (Manufatura Assistida por Computador)

DAP – Disfunção do Assoalho Pélvico

IMC – Índice de Massa Corpórea

IPT - Autodesk Inventor Parts

LT3D – Laboratório de Tecnologias Tridimensionais

MA – Manufatura Aditiva

MAP – Músculo do Assoalho Pélvico

μTC – Micro Tomografia Computadorizada

MJP – Multi Jet Print

NUTES – Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde

PTD – Pelvic Toner Device

STL - Standard Tessellation Language

SUS – Sistema Único de Saúde

TC – Tomografia Computadorizada

TMAP – Treinamento dos Músculos do Assoalho Pélvico

UEPB – Universidade Estadual da Paraíba

VC – Volume Corrente

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	15
OBJETIVOS	18
OBJETIVO GERAL	18
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
Pelve e Assoalho Pélvico.....	19
Cinesioterapia para tratamento das Disfunções do Assoalho Pélvico	22
Educativos Perineais para Tratamento de Disfunções Pélvicas.....	23
Manufatura Aditiva	26
Manufatura Aditiva na Biomimética.....	35
METODOLOGIA.....	41
Etapa 1: Análise Biomimética	42
Etapa 2: Desenvolvimento Conceptivo	44
Etapa 3: Desenvolvimento CAD	44
Etapa 4: Simulação Computação - CAE	48
Etapa 5: Manufatura Aditiva do dispositivo	49
Etapa 6: Teste de Bancada	52
Etapa 7: Análise de Protótipo	53
RESULTADOS E DISCUSSÕES	55
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	97
REFERÊNCIAS	99
ANEXOS	104

1 INTRODUÇÃO

Disfunções do Assolho Pélvico (DAPs) representam um significativo problema de saúde pública, sobretudo para a população feminina, capazes de gerar grande impacto social e na qualidade de vida, interferindo nas atividades diárias, psicológicas e sociais da mulher, reduzindo o bem-estar e a saúde em geral (NICE, 2019). As DAPs são caracterizadas como um conjunto de condições clínicas causadas por lesão, disfunção e degeneração das estruturas do assoalho pélvico (AP), que podem afetar os músculos, ligamentos e tecidos que sustentam os órgãos pélvicos, como a bexiga, o útero e o reto, o que pode resultar em sintomas como incontinência urinária, incontinência fecal, prolapsos de órgãos pélvicos, dor pélvica crônica e disfunções sexuais (Baracho, 2018).

Podem acometer homens e mulheres em todas as idades, níveis sociais e econômicos. As mulheres têm maior predisposição de apresentar essa condição tendo significativa associação à gravidez, ao parto, à idade, à menopausa, à obesidade e doenças como endometriose e doença inflamatória pélvica (Hunskaar, 2005; Tahtinen *et al.*, 2016; Vesentini, 2023). Estudos mostram que a maioria das mulheres afetadas por DAPs podem desencadear quadros de depressão, autoestima baixa, reduzindo a capacidade de trabalhar e de realizar atividades físicas (Damasceno; Souza; Junior, 2021).

Evidências sugerem que condições de saúde relacionadas às DAPs afetam de 20% a 50% de todas as mulheres no mundo ao longo da vida. A mais prevalente é a incontinência urinária (IU) que tem como principal sintoma a perda involuntária de urina (Haylen, 2009). Estima-se que 200 milhões de pessoas vivam com esta condição ao redor do mundo (Carter, 2023). No Brasil, a prevalência só da IU entre as mulheres é de 25% a 45% em qualquer faixa etária (Marinho, 2021).

O treinamento dos músculos do assoalho pélvico (TMAP) é um tratamento conservador de primeira linha recomendado para o tratamento das DAPs. Consiste em realizar treinamento de força a partir de contrações ativas do AP, com o objetivo de melhorar a função e coordenação dos MAPs (Morkved *et al.*, 2003; Longobardo, 2023). Tratamentos conservadores são em geral de baixo custo, com registros mínimos de efeitos adversos, devendo ser sempre realizados com orientação e supervisão de profissional habilitado como, por exemplo, fisioterapeuta. Por serem de baixo risco, podem ser prescritos para manutenção do tratamento em domicílio (Dumoulin *et al.*, 2018).

Hay-Smith *et al.* (2011) em seu estudo de metanálise mostrou que o TMAP é eficaz para a cura ou melhora da incontinência urinária de esforço. Li; Gong; Wang (2016) demonstraram,

em revisão sistemática, que o TMAP reduz a sintomatologia dos prolapso de órgão pélvicos (POP). Por sua vez, Aydun, Cetin e Ayan (2022) relataram em seu ensaio clínico randomizado que o TMAP tem efeito positivo na disfunção sexual e no desconforto causado por sintomas pélvicos em pacientes. Diante disso, é possível constatar que o TMAP pode atuar no tratamento de diversas patologias associadas ao AP.

O TMAP pode ser associado a um dispositivo de biofeedback mecânico, que atua como adjuvante ao tratamento fornecendo informações por meio de estímulos visuais e sensoriais durante o seu uso (Dziekaniak; Meucci; Cesar, 2019). De acordo com o estudo de Fitz, *et al.* (2012) e Abrams *et al.* (2018) a adição de dispositivos que auxiliem a paciente a acompanhar e distinguir a contração dos MAPs dos demais grupos musculares favorece resultados positivos ao tratamento.

Dispositivos de caráter mecânico, ou seja, sem componentes elétricos e eletrônicos, em sua maioria são de fácil manuseio e de menor custo quando comparados a esses, o que facilita a aderência quanto à aquisição e ao uso dos profissionais de saúde e dos pacientes. Sendo assim, torna-se essencial o investimento em projetos que contemplem dispositivos com características funcionais compatíveis com a necessidade de atender a alta demanda de pacientes que esperam por um tratamento eficaz no Sistema Único de Saúde (SUS).

Neste cenário, estão disponíveis recursos tecnológicos que possibilitam o desenvolvimento de dispositivos customizados, ou seja, com características compatíveis com a anatomia do corpo humano, atendendo dessa forma as necessidades tanto do mercado de dispositivos médicos como da população acometida com DAPs. Atualmente, dispõe-se de recursos digitais para a concepção, modelagem e fabricação desses dispositivos, que podem utilizar desde sistemas biológicos como fonte de bioinspiração para a construção de novos produtos, quanto de tecnologias de manufatura para reproduzi-los de forma otimizada e inovadora.

Na área da saúde, há uma demanda por produtos inovadores que compilem as necessidades do usuário com as exigências do mercado. No contexto das DAPs, é essencial que durante o desenvolvimento de novos dispositivos de tratamento sejam utilizados recursos inovadores, de custo acessível e com escalabilidade através de processos de manufatura. Assim, um maior número de mulheres acometidas com alguma DAPs poderá ter acesso, de forma rápida, ao tratamento de primeira linha (TMAP) por meio de um recurso adjuvante de uso simplificado e funcional que sirva para tratamento em consultório, mas também que possibilite a manutenção do tratamento em domicílio.

A ciência e a tecnologia quando combinadas apresentam alto potencial para o desenvolvimento de produtos com características customizadas, buscando sempre a economia do processo e conseqüentemente a efetividade de um produto, algo de extrema necessidade quando citamos produtos médicos.

A ciência biomimética estuda modelos da natureza e os imita em seus processos para resolver problemas humanos (Benyus, 2016; Du Plessis, 2018). Quando integrada com a tecnologia de Manufatura Aditiva (MA), essa união pode resultar no desenvolvimento de dispositivos com propriedades bioinspiradas em sistemas biológicos de topologia simples ou complexos, sendo um processo fabril otimizado que consegue fabricar estruturas topológicas complexas, com características rígidas e/ou flexíveis, o que só é possível por ser um processo de fabricação que envolve adição sucessiva de material na forma de camadas, com informações obtidas diretamente de uma representação geométrica computacional 3D do componente (Volpato, 2017).

Esta pesquisa apresenta-se com caráter inovador, pois visa desenvolver um dispositivo para TMAP, atendendo a um apelo social de alta demanda do SUS, utilizando processos tecnológicos e tem como premissa responder a hipótese: “o desenvolvimento de um dispositivo mecânico para treinamento dos músculos do assoalho pélvico, utilizando manufatura aditiva, tem potencial para beneficiar tratamentos de disfunções do assoalho pélvico em consultório e na manutenção do tratamento pelo paciente em domicílio.”

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Desenvolver dispositivo mecânico para treinamento dos músculos do assoalho pélvico com uso da manufatura aditiva.

2.2 Específicos

- Analisar requisitos para concepção do dispositivo baseados em estudos de biomimética;
- Desenvolver dispositivo utilizando ferramentas computacionais;
- Simular o modelo computacionalmente;
- Fabricar protótipos pelo processo de manufatura aditiva;
- Analisar protótipos a partir de pesquisa com profissionais da saúde.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

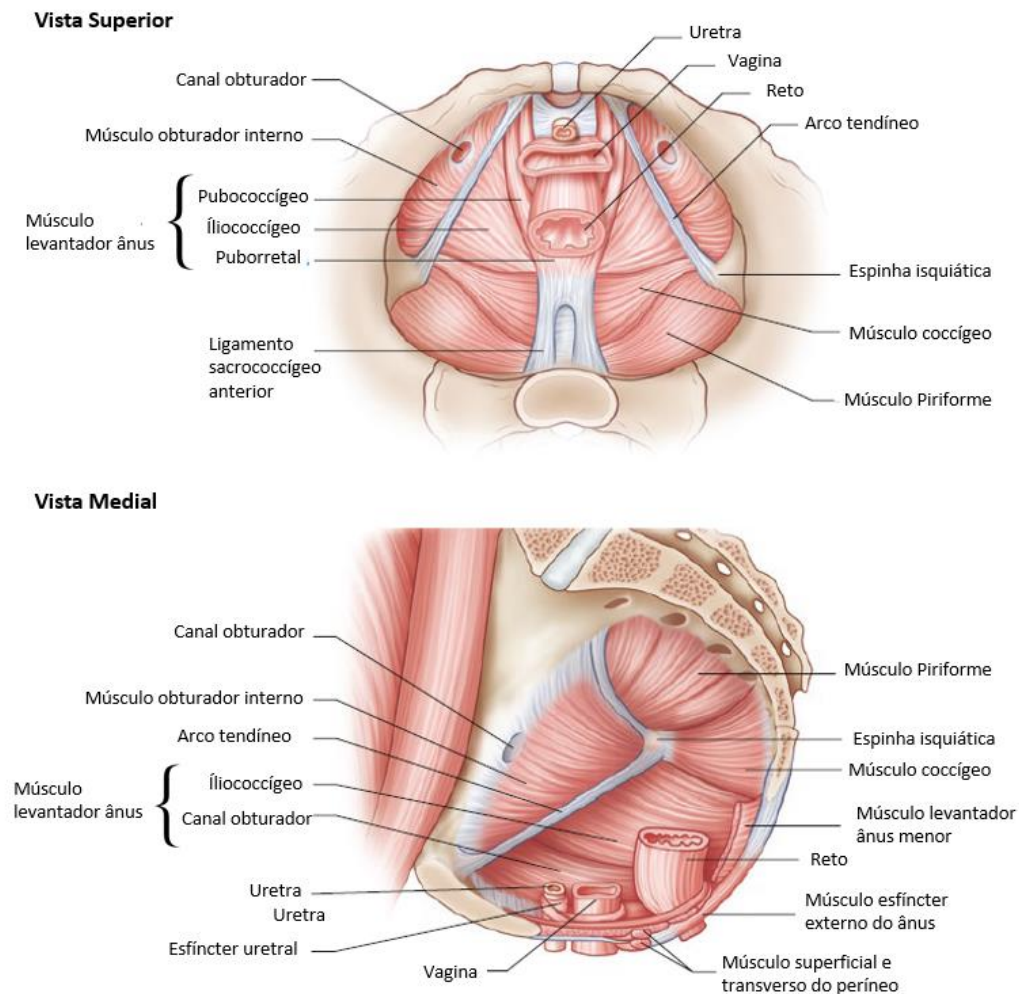
3.1 Pelve e Assoalho Pélvico

O corpo humano feminino é dividido em cabeça, pescoço, membros e tronco (tórax, abdome, dorso e pelve). A pelve é a área de transição entre tronco e membros inferiores, que se subdivide em: compartimento pélvico superior, a pelve maior, que aloja os órgãos pélvicos (reto, bexiga, útero, vagina, tubas uterinas e ovários) e o compartimento pélvico inferior, a pelve menor, que aloja os músculos do diafragma pélvico, que juntamente com outros músculos, fáscias e ligamentos formam o assoalho pélvico (Baracho, 2018; Furtado *et al.*, 2019).

O assoalho pélvico (AP) compreende músculos, ligamentos e fáscias. Essa integração é essencial para a estabilidade e tônus muscular da cintura pélvica, continência, micção/defecação, funções sexuais e passagem do feto no canal do parto, além de fornecer uma contribuição fundamental para a estabilidade dos órgãos internos e dos movimentos corporais (Rossetti, 2016). Desempenha muitas funções em nosso corpo através da coordenação adequada com o sistema nervoso, com os ligamentos e fáscia, bem como da contração e relaxamento adequados dos músculos do assoalho pélvico (MAPs) (Tim; Mazur-Bialy, 2021).

Os MAPs têm origem no púbis e nas paredes laterais dos ossos da pelve os quais se dirigem para o cóccix e podem ser classificados como diafragma pélvico ou diafragma urogenital. O diafragma pélvico, composto pelos músculos pubococcígeo, íleococcígeo e isquiococcígeo, coloca-se como uma rede de contenção elástica pélvica e abdominal (Rossetti, 2016). O segundo, o diafragma urogenital, encontra-se formado pela membrana perineal que atravessa o músculo perineal profundo e é composto pelos músculos bulbocavernoso, transverso superficial do períneo e o isquicavernoso, além da fáscia endopélvica, responsável por manter as estruturas pélvicas em posições normais (Rossetti, 2016; Blanc *et al.*, 2019) (Figura 1).

Figura 1 - Músculos do Assoalho Pélvico



Fonte: Atlas Netter (2019)

A musculatura do AP possui 70% de fibras musculares de contração lenta (tipo I) e 30% de fibras de contração rápida (tipo II). As fibras do tipo I têm maior resistência e aguentam maior tempo de contração, tendo sua força relativamente baixa. Já as fibras do tipo II fadigam rapidamente, porém têm maior força de contração (Moreno, 2004).

A integridade de toda a rede que compõe o AP é essencial para que esse não sofra danos, uma vez que qualquer disfunção nesta região se apresenta com fisiopatologia complexa e multifatorial (Tim; Mazur-Bialy, 2021).

Disfunções do assoalho pélvico (DAPs) podem ocorrer em qualquer compartimento pélvico. Problemas que envolvem sintomas miccionais acometem o compartimento anterior, como a incontinência urinária. Disfunções que afetam vagina e útero acometem o compartimento medial e as que afetam funções retais acometem o compartimento posterior

(Tim; Mazur-Bialy, 2021). No entanto, como os músculos, ligamentos e fâscias são conectados, todas as DAPs afetam o AP por inteiro e em sua maioria são causadas por fraqueza, danos nas estruturas de suporte e funcionamento incorreto dos MAPs (Peinado-Molina *et al.*, 2023a).

A maioria das DAPs estão relacionadas ao enfraquecimento do suporte miofascial, desta forma, resultando um efeito negativo sobre a função dos MAPs, afetando assim a função de suporte, causando tensão na região e acometendo seus ligamentos, além de poderem estar associadas a distúrbios no tônus muscular e contrações anormais dos MAPs (La Ossa, 2023).

De acordo com o estudo de Peinado-Molina *et al.* (2023a) a prevalência de distúrbios do assoalho pélvico é alta, cerca de 40% das mulheres apresentam pelo menos um tipo de DAP, sendo a incontinência urinária a disfunção mais frequente, seguida de dor pélvica, sintomas de prolapso de órgãos pélvicos e incontinência fecal.

Fatores como idade não reprodutiva e deficiência estrogênica estão relacionados a uma maior incidência de incontinência urinária e fecal, enquanto o índice de massa corpórea (IMC) elevado e a menopausa têm sido associados a um aumento da probabilidade de incontinência urinária. Com relação ao histórico gravídico, o parto instrumental esteve associado a maiores taxas de incontinência fecal, prolapso uterino e dor pélvica, juntamente com a macrosomia fetal, que também esteve associada ao prolapso uterino e à dor pélvica. Já a paridade está associada à presença de incontinência urinária e prolapsos (Peinado-Molina *et al.*, 2023b).

Diante disto, é notório que as disfunções do assoalho pélvico são um problema de saúde pública e podem impactar na qualidade de vidas das mulheres acometidas, repercutindo diretamente na saúde física, psicológica, sexual e social, já que são problemas incapacitantes que levam ao isolamento social, diminuição das relações interpessoais e íntimas, além de interferir nas atividades diárias e lazer (Good; Solomon, 2019; Dheresa *et al.*, 2018).

A terapia de primeira linha para o tratamento das DAPs inclui tratamento conservador, definido como terapias não cirúrgicas e não farmacológicas, entre as mais comuns está a cinesioterapia para o treinamento dos músculos do assoalho pélvico (TMAP) (Dumoulin; Cacciari; Hay-Smith, 2018).

Os tratamentos conservadores são em geral de baixo custo e não invasivos, com efeitos adversos mínimos, devem ser feitos sempre com orientação e supervisão de um profissional de saúde e colaboração direta do paciente com exercícios ativos. Além de poderem ser inseridos na abordagem inicial dos pacientes da atenção primária que relatem sintomas de DAPs, auxiliando também na manutenção do tratamento em domicílio (Dumoulin *et al.*, 2018).

3.1.1 Cinesioterapia para tratamento das Disfunções do Assoalho Pélvico

Cinesioterapia é o ramo da fisioterapia que se dedica à terapêutica dos movimentos, visando reabilitar através de um treinamento planejado e sistemático, com o objetivo de proporcionar ao paciente tratamento ou prevenção para melhorar, restaurar ou potencializar qualquer função física do corpo humano (Kisner; Colby, 2015).

Esse recurso foi introduzido na fisioterapia pélvica por Arnold Kegel em 1948 que desenvolveu de forma sistematizada um programa de exercícios para fortalecimento dos MAPs supervisionado por profissional habilitado, mas somente em 1992 a Sociedade Internacional de Continência validou cientificamente essa técnica (Andersen *et al.*, 1992).

Kegel (1948) ao desenvolver seu programa de tratamento, baseou-se na tese de que a musculatura do assoalho pélvico era responsiva à medida que promovessem sua contração. Assim, a cinesioterapia do AP consiste na realização dos exercícios dos MAPs, que têm por objetivo tratar as DAPs, com movimentos voluntários repetidos em posições alternadas, gerando ou recuperando força muscular e restituindo função motora (Viana *et al.*, 2012).

Segundo Silva (2011) a cinesioterapia do AP é baseada no princípio de que contrações voluntárias aumentam a força muscular da região, podendo ser realizadas em grupo ou individualmente, sendo um método no qual os objetivos são o aumento da força, da coordenação motora dos movimentos e da *endurance*/resistência muscular, tornando-se então um método bastante indicado para o tratamento de todas as disfunções que acometem o AP, uma vez que aumenta o recrutamento das fibras musculares dos tipos I e II, auxiliando no mecanismo de continência por meio da contração voluntária dos MAPs (Berbam, 2011; Baracho, 2018).

A base do tratamento conservador é o TMAP, se baseia na premissa de que a identificação ou o treinamento de força, ou ambos, poderão reduzir a fraqueza dos MAPs, aumentando o suporte para os órgãos e músculos da região pélvica (Miller, 1996). Existem evidências robustas de que a cinesioterapia para o TMAP deve ser tratamento de primeira linha para as DAPs em mulheres, uma vez que estudos demonstraram que mulheres que realizam TMAP têm oito vezes mais chances de cura do que grupos controle sem ou com tratamentos diferentes (Ministério da Saúde, 2019; Dumoulin *et al.*, 2018; Dumoulin; Cacciari; Hay-Smith, 2018).

Na prática clínica, o TMAP é frequentemente combinado com algum dispositivo de biofeedback de natureza mecânica, elétrica, eletrônica ou manométrica, que pode atuar como adjuvante, para auxiliar a paciente a entender e aprender como contrair e relaxar os MAPs através de um feedback visual e/ou sensorial, podendo assim aumentar as taxas de adesão ao tratamento (Herderschee *et al.*, 2011).

Esta técnica aplicada para o TMAP é isenta de efeitos colaterais, além de ser um tratamento conservador e eficaz, que não oferece risco e condizente com outros recursos de tratamento já bem disseminados, como por exemplo, a bola suíça utilizada para o treinamento de músculos hipotônicos do AP (Viana *et al.*, 2012).

Dentre os recursos de natureza mecânica que podem atuar como adjuvantes na cinesioterapia para o TMAP existem dispositivos que atuam para aumentar a força das contrações do AP, popularmente chamados de educadores pélvicos, que ensinam a paciente como executar os movimentos corretos para contração do AP (Dumoulin; Hay-Smith; Mac Habée-Séguin, 2018). Esses dispositivos são inseridos no canal vaginal para fornecer biofeedback sensorial e visual acerca dos MAPs, tanto na presença de um profissional de saúde, como na manutenção dos resultados após alta do tratamento (Good; Solomon, 2019).

3.1.2 Educadores Perineais para Tratamento de Disfunções Pélvicas

Educador perineal é um dispositivo complementar no tratamento das DAPs que durante o seu uso fornece, através da percepção visual e sensorial, informações sobre as contrações voluntárias do AP. Trata-se, portanto, de um dispositivo que favorece o reconhecimento de um processo fisiológico normal, tornando as contrações mais efetivas, uma vez que, são observadas por ambos os atores do processo, favorecendo o comando verbal do terapeuta e a percepção sensorial da paciente, motivando-a a aderirem e prosseguirem com o tratamento, pois participam ativamente do processo (Dziekaniak; Meucci; Cesar, 2019; Fitz *et al.*, 2012).

Deste modo, a adição de um educador perineal ao TMAP pode promover melhor coordenação e controle dos MAPs quando comparado ao TMAP sem a utilização desse dispositivo, conferindo então maiores benefícios ao tratamento (Burkhard *et al.*, 2020; Shamliyan; Wyman; Kane, 2012).

O uso desse tipo de dispositivo tem como vantagens precedentes o aumento da propriocepção da região pélvica por possibilitar a distinção entre os MAPs e os outros grupos musculares do abdome e glúteos eliminar a ocorrência de Valsalva (inspiração seguida de expiração contra resistência) e aumentar a resistência muscular por meio do estímulo para recrutamento da musculatura (Cacciari; Dumoulin; Hay-Smith, 2019). É indicado como tratamento para as disfunções miccionais e defecatórias não neurogênicas, disfunções sexuais, distúrbios de propriocepção/incoordenação, pós-parto e fraqueza do assoalho pélvico (Abrams *et al.*, 2018).

As únicas contraindicações de uso de um educador vaginal são: presença de infecções no trato-urogenital, durante a menstruação, paciente com distúrbio psiquiátrico, durante ou imediatamente após relação sexual, gravidez, retenção/obstrução urinária (Dumoulin; Cacciari; Hay-Smith, 2018). O uso do TMAP torna-se menos eficaz quando não orientado/supervisionado por um profissional habilitado, uma vez que a instrução adequada para a contração do assoalho pélvico pode não ser feita de forma correta (Dumoulin *et al.*, 2018).

Delgado *et al.* (2013) realizou um estudo piloto com um dispositivo de tonificação pélvica, desenvolvido no Reino Unido, o *Pelvic Toner device*® (PTD), projetado para aumentar a força das contrações do assoalho pélvico, fornecendo resistência intravaginal. Composto por dois elementos separados por uma mola de aço inoxidável (Figura 2). De acordo com os autores, o dispositivo ao ser introduzido no canal vaginal deve promover o fechamento dos elementos em resposta à contração da paciente fornecendo um biofeedback.

Figura 2 - Toner Pélvico®



Fonte: Delgado *et al* (2013)

O estudo de Delgado *et al.* (2013) teve como objetivo avaliar a viabilidade do dispositivo PTD no auxílio do TMAP através de um ensaio clínico randomizado (ECR), demonstrando como resultado que é viável como recurso adjuvante para o TMAP, sendo seguro e bem tolerado.

Na esfera comercial, os educadores perineais são bem escassos, existem apenas duas marcas registradas que os comercializam. Um dos dispositivos é da marca NEEN e tem o nome comercial EDUCATOR® (Figura 3). De acordo com as especificações do fabricante, esse visualiza as contrações musculares do assoalho pélvico (biofeedback) por meio de um indicador (vareta) na parte externa e rastreia o movimento das paredes vaginais internas indicando como os músculos do assoalho pélvico se contraem. A vareta é de encaixe e desmontável podendo

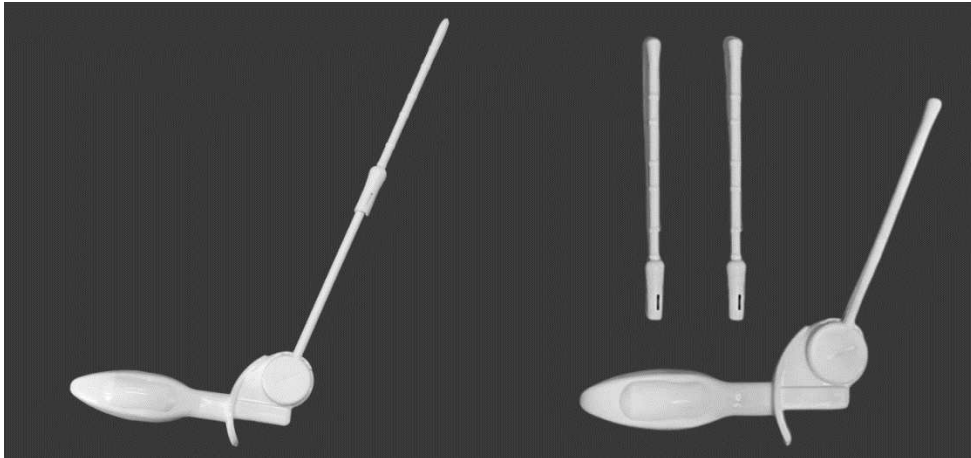
alcançar três tamanhos. Vale ressaltar que a indicação de uso é feita apenas para tratamento dos sintomas da incontinência urinária de esforço.

Figura 3 - Educator®



Fonte: NEEN (2024)

O outro modelo comercial é da marca Miotec e tem o nome comercial PelvFit Trainer® (Figura 4). De acordo com as especificações do fabricante, é uma sonda com design anatômico, de perfeito encaixe na parede interna da vagina. Apresenta três ângulos de rotação e duas antenas “o biofeedback visual pode ficar muito mais efetivo, pois com esse auxílio as pacientes enxergam a antena se movendo com maior facilidade – sabendo se a contração está correta ou não”. Igualmente ao dispositivo anterior, apresenta vareta de encaixe e desmontável podendo alcançar três tamanhos. Composto por três partes: corpo da sonda (97,5 x 22 mm), antena (106,55 mm) e anel de base (parte desmontável), com peso de 23g.

Figura 4 -PelvFit Trainer®

Fonte: Miotec (2024)

É importante destacar que a prescrição e orientação do uso de dispositivos dessa natureza para TMAP deve ser realizada por profissional habilitado e capacitado para o uso, tendo como fator determinante para o sucesso do tratamento a compreensão, motivação e adesão do paciente, bem como incentivo por parte do profissional de saúde (Giarenis, 2013).

3.2 Manufatura Aditiva

O termo “manufatura” pode referir-se à fabricação, produção ou materialização de um produto. Derivada do termo latim *manus* de mão e *factus* de fazer, ou seja, “feito à mão”, enquanto o termo “aditiva” refere-se a acrescentar algo, somar. Deste modo, manufatura aditiva (MA) é considerado um processo de fabricação de produtos por meio da adição de material em forma de empilhamento (Groove, 2017).

De acordo com a norma ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018 (2018), a MA é definida como “um processo de união de materiais para obtenção de peças a partir de dados de modelos 3D, geralmente camada por camada, diferentemente das metodologias de manufatura subtrativa e formativa”. Para o processamento dessa tecnologia, as propriedades fundamentais dos produtos dependem do processamento do material, que podem ser polímeros, metais, cerâmicas ou compósitos; da união dessas camadas que pode ser por cura, sinterização ou fusão; da matéria prima que usa material líquido, pó suspensão, folhas, filamentos, entre outros; e do processamento/arquitetura do equipamento.

Ao citar o surgimento de uma nova tecnologia, em especial um processo de fabricação, faz-se necessário demonstrar a cronologia da sua maturidade. A MA teve seu início através dos princípios da topografia por meio das camadas de construção de moldes para mapas de relevo

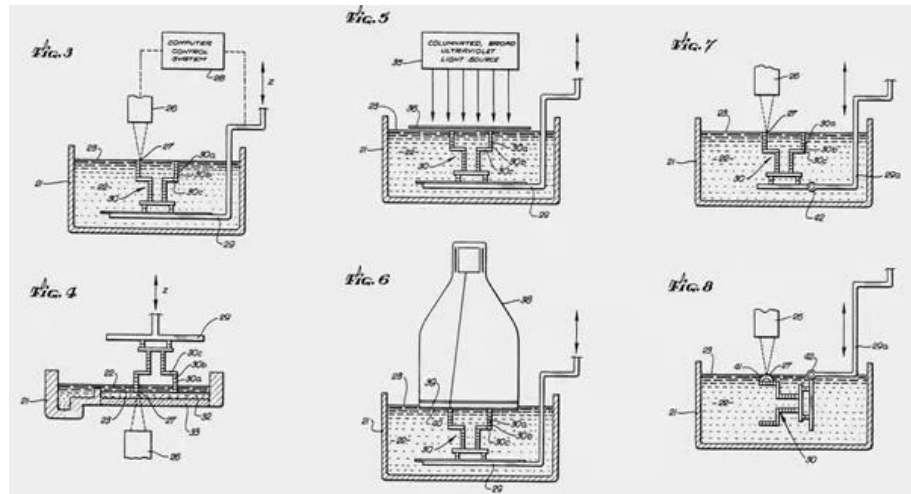
topográfico, essa técnica foi difundida por Blather em 1890. A sua técnica derivou-se na construção e empilhamento de diversos discos de cera, baseado nas curvas de níveis topográficos, onde a partir desse empilhamento obteve-se um molde tridimensional para camadas de níveis de cartas topográficas. Em anos posteriores, pesquisadores como Zang e Gaskin, respectivamente nos anos 1964 e 1973, utilizaram outros materiais diferentes da cera, como placas transparentes, enquanto Perera, no ano de 1940, utilizou o papel. Em 1968, o pesquisador Swainson desenvolveu um sistema utilizando a intersecção de dois feixes de lasers para sinterizar e polimerizar uma resina fotossensível para fabricação direta de modelos de plásticos (Volpato, 2017).

No ano de 1972, houve o primeiro grande avanço na área, similar ao que se presencia atualmente em processos de MA. À época, Matsubara desenvolveu métodos de empilhamento em resinas fotocuráveis com particulados de pó de grafite ou areia. A cura/endurecimento dessas camadas empilhadas vinham das fontes de energia das lâmpadas de vapor de mercúrio, compreendendo mais tarde em um modelo de fundição. Em 1974, DiMatteo realizou a aplicação do modelo de Matsubara e desenvolveu moldes para fabricação de geometrias complexas. Em meados de 1982, Herbert da empresa 3M automatizou a fotopolimerização de camadas de resinas e empilhamento com faixas de lasers ultravioleta através de um plotter X-Y e um sistema de computador (Volpato, 2017).

Seguindo a cronologia, em 1983, o inventor Charles Hull desenvolveu o primeiro processo de MA comercial, a estereolitografia, no qual uma cuba armazena a resina fotocurável e um laser polimeriza a camada em 2D, executando assim um sistema camada por camada e empilhamento, finalizando com uma peça sólida em 3D prototipada, o que resultou na primeira patente de processo de MA, a *Stereolithography - SLA* (Figura 5). Este processo foi comercializado um pouco mais à frente pela empresa 3D Systems em 1987 (AMPOWERReport, 2023).

Após a comercialização da primeira máquina de MA pela 3D Systems *SLA-1*, surgiram os demais processos e tecnologias de MA, em destaque a *Fused Deposition Modelling – FDM*, por Scott Crump em 1988 e a *Selective Laser Sintering - SLS*, por Carls Deckard em 1992. Em 1998, o Material *Jetting Was* da empresa Objet e *Digital Light Process – DLP* da Envisiontec desenvolveram novos processos de MA utilizando resinas fotocuráveis por jateamento e cura por meio de luz ultravioleta (AMPOWERReport, 2023).

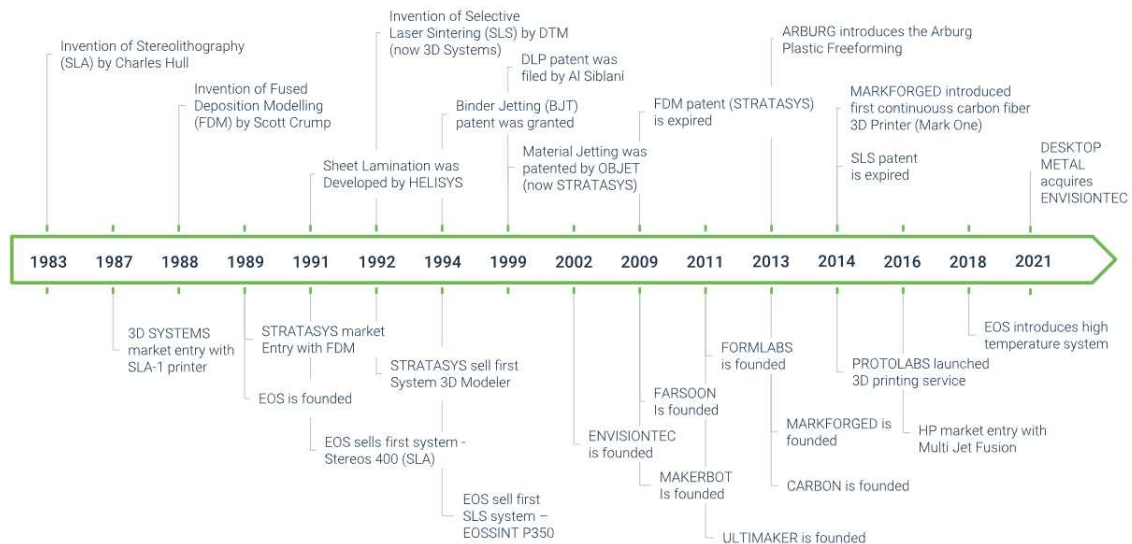
Figura 5 - Patente de Charles Hull do processo SLA-1



Fonte: Hull; Arcadia (2023)

Nos anos 2000, houve um grande avanço nos processos de MA em materiais poliméricos, com destaque para o surgimento do processo *Multi Jetting Fusion* – *MJF* da *Hewlett-Packard Company* – HP que utiliza pó polimérico e o *Desktop Metal* - *DM* que utiliza filamentos de polímeros com cargas de metal (Figura 6) (AMPOWERReport, 2023).

Figura 6 - Histórico da Manufatura Aditiva em Polímeros

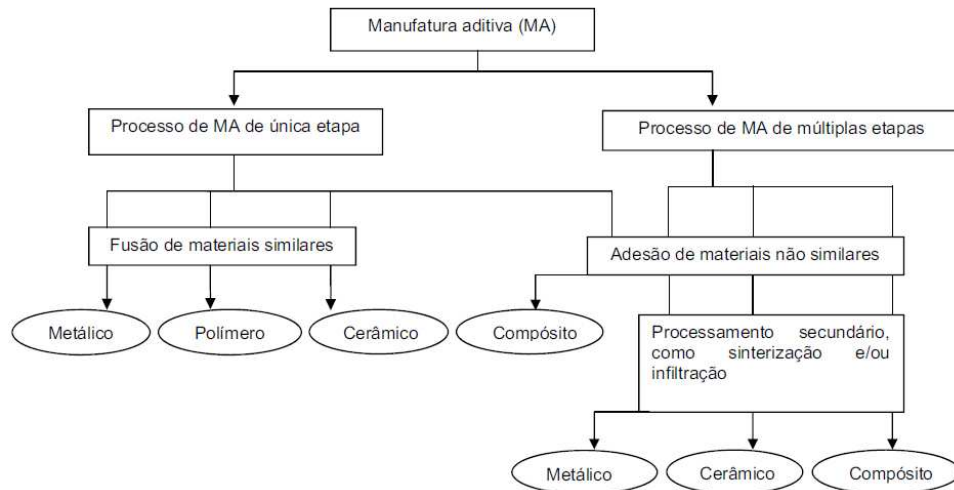


Fonte: AMPOWERReport (2023)

Para execução do processo de fabricação a partir de MA, faz-se necessário descrever as etapas de desenvolvimento de um produto, que pode ser em uma única etapa de processamento ou em múltiplas etapas de fabricação a depender da aplicação final (Figura 7). O produto pode

requerer única operação ou mais operações de pós processamento, que pode ser, desde um acabamento superficial (remoção de suportes, rebarbas, furação ou insertes), até tratamentos térmicos e termoquímicos, sinterização em múltiplas etapas, dentre outras (ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018).

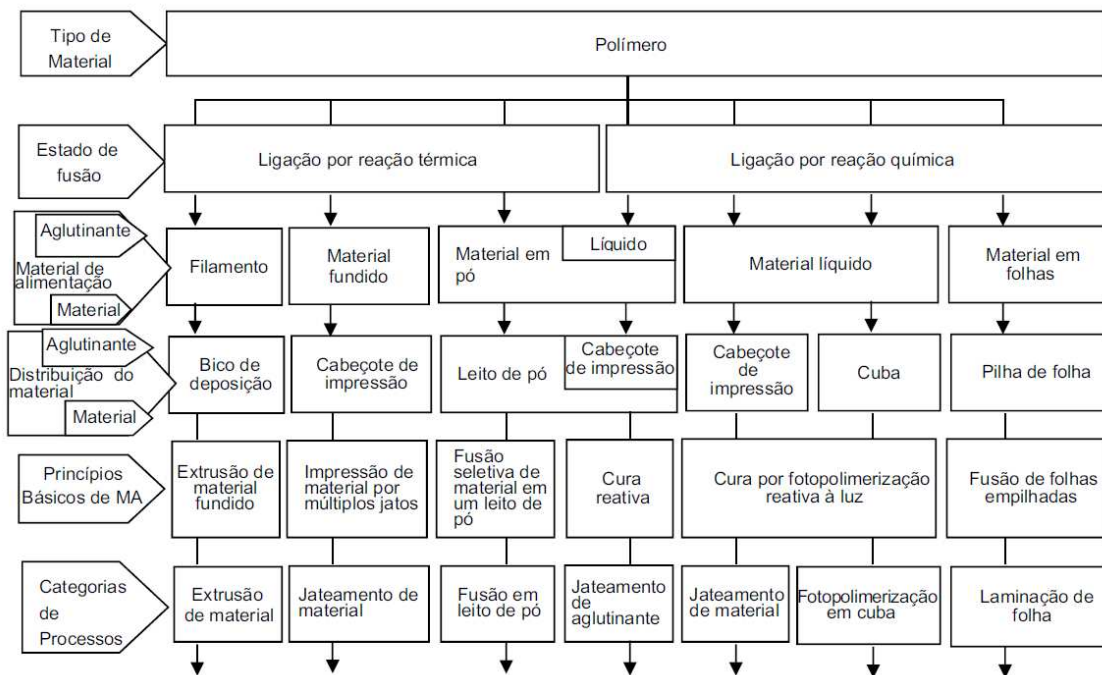
Figura 7 - Princípios do processo de MA de única etapa e de múltiplas etapas



Fonte: ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018

Existe uma categorização dentro dos processos da MA, que se subdivide por tipo de material, que pode ser metálico, polímero e cerâmico. Para cada um desses materiais existem categorias de processos, que devem ser escolhidas a depender da aplicação/produto. Para este estudo será utilizado material polimérico que apresenta sete processos diferentes: extrusão de material; jateamento de material; fusão em leito de pó; jateamento de aglutinante; jateamento de material; fotopolimerização em cuba e a laminação de folhas (Figura 8) (ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018).

Figura 8 - Visão geral dos princípios de processo de MA de única etapa para materiais poliméricos

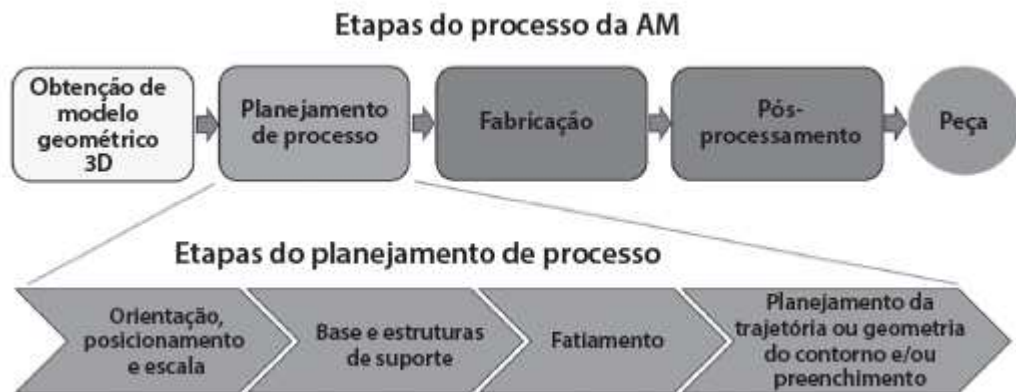


Fonte: ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018

As etapas do processo e planejamento da MA, de forma geral, se caracteriza a partir de um ciclo digital e de fabricação, a princípio obtendo-se o modelo de forma 3D digital em software CAD representando a modelagem/desenvolvimento do arquivo geométrico 3D. Após essa etapa inicia-se o planejamento do processo que representa os parâmetros de impressão com todas as características de configurações de dados de máquinas como, por exemplo, a velocidade de impressão, temperatura, suportes de preenchimento, tipos de materiais, posicionamento na bandeja de impressão, estratégias de deposição, dentre outros. Logo após, utilizando software CAM são gerados arquivos G-code para dar início a fabricação (Volpato, 2017).

A partir dos arquivos do código G é realizada a impressão/fabricação do objeto físico em impressoras 3D. Após a impressão é feito o pós processamento, como a remoção do material de suporte, lixamento, tratamento térmico, dentre outros e, por fim, o objeto/peça encontra-se pronto para a sua aplicação (Figura 9). É importante ressaltar que a posição na qual o objeto é posicionado na bandeja de impressão influencia diretamente nas suas características mecânicas, podendo também mudar dependendo do seu formato/posição que foi impresso (Volpato, 2017).

Figura 9 - Etapas do processo e do planejamento de processo da MA.

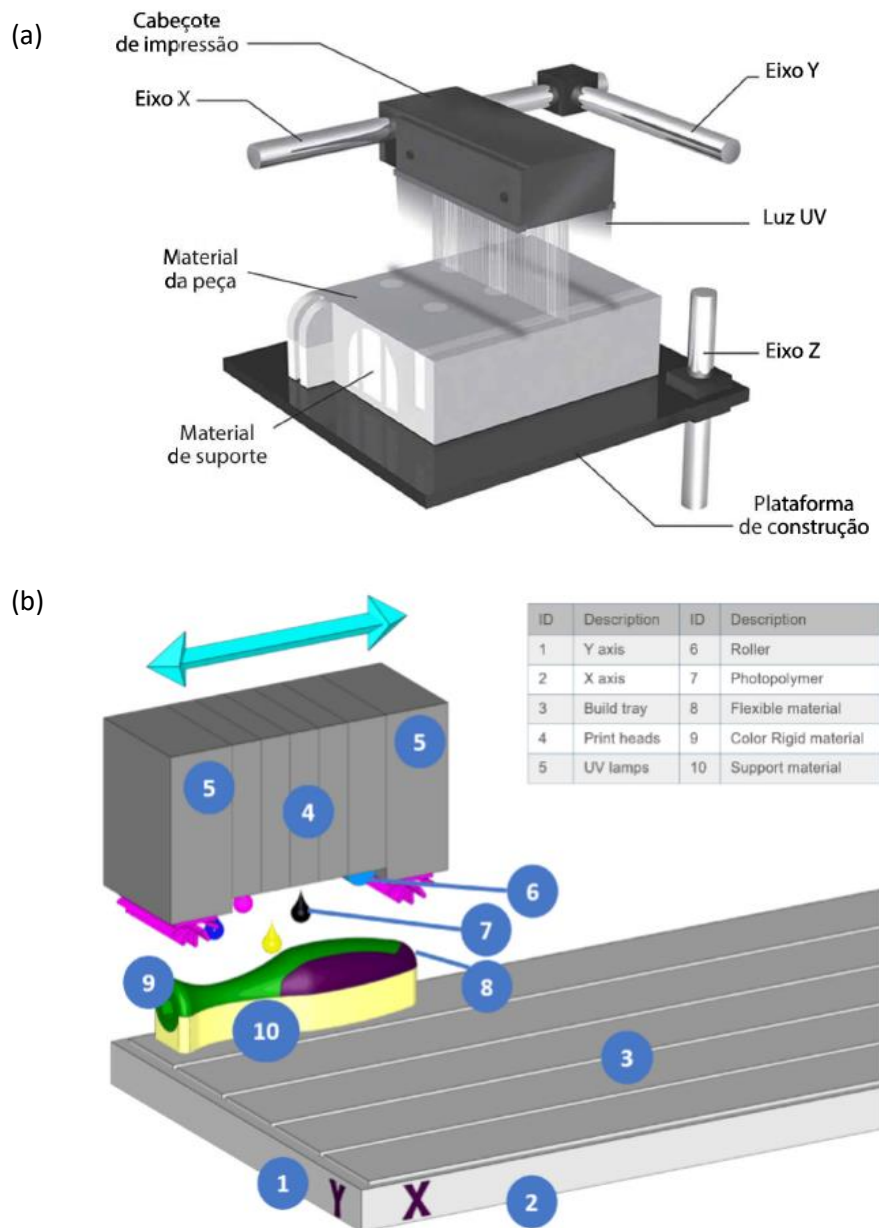


Fonte: Volpato (2017).

Dentre os processos da MA de polímeros, destaca-se o processo de jateamento de material, também conhecido *Material Jetting – MJ* ou *Polyjet*, que de acordo com a norma ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018 define-se como “um processo de manufatura aditiva no qual as gotas de material de fabricação são depositadas seletivamente, utilizando materiais fotopolímeros e ceras”. Esse processo foi desenvolvido pela empresa Stratasys/Objet. Baseia-se na deposição do material por jateamento, este material é uma resina fotocurável, isto é, um polímero em estado líquido que se solidifica através de uma luz ultravioleta (UV). Essa deposição de material é realizada através do cabeçote de impressão, o qual se movimenta no eixo xy, e a mesa de impressão no eixo z (Stratasys, 2024 e Volpato, 2017).

Cada camada é construída por meio do movimento do cabeçote (eixo XY), onde ocorre o jateamento da resina e uma lâmpada UV acoplada no cabeçote faz a cura deste material. Após a camada depositada, a mesa de impressão desce (eixo z) e uma nova película de resina é novamente jateada por cima da última camada curada (solidificada), determinando uma nova camada de impressão e assim segue esse ciclo até a conclusão da impressão (Figura 10). Simultaneamente ao jateamento da resina, acontece a deposição do material suporte, esse material é responsável por proteger a resina curada (solidificada), formando uma camada de proteção na peça durante da impressão e também serve para o preenchimento de lacunas presentes nas peças como, por exemplo, furos, roscas, espaços, chanfro (Stratasys, 2024 e Volpato, 2017).

Figura 10 - Princípio de funcionamento da tecnologia Polyjet (a) e (b)



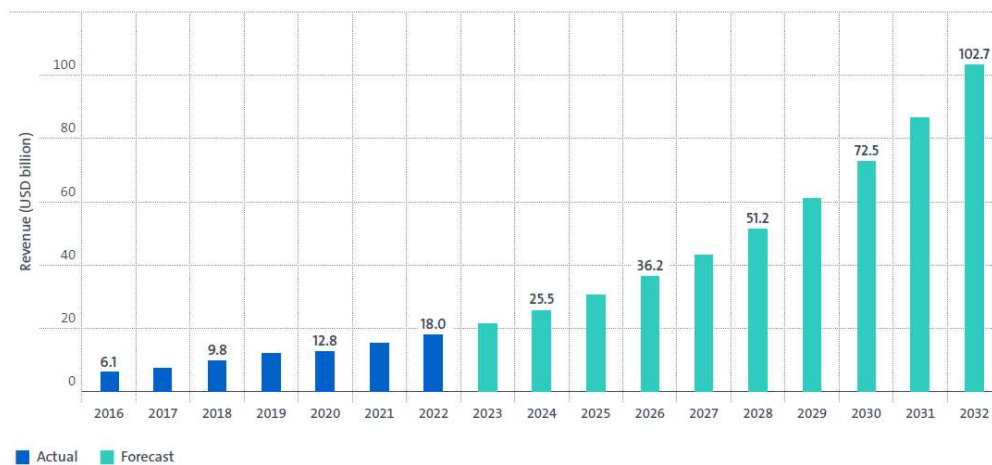
Fonte: Volpato, 2017 e Stratasys (2024).

Com o passar dos anos, a tecnologia de MA foi amadurecendo e com isso a evolução dos seus processos e materiais foram crescendo ao ponto de surgirem novos processos e aplicações, servindo também como tecnologia agregada a outros processos fabris em diversas áreas do conhecimento. Sendo os principais setores da MA: a indústria médica, aeroespacial, construção civil, automotivo, biomateriais, moda/têxtil, transportes, dentre outros. Esses setores têm demonstrado uma tendência de crescimento mercadológico de produtos e serviços da MA de 18,3% de acordo com o relatório anual da Wohlers (Wohlers, 2023).

Ao analisar os pedidos de patentes relacionadas a MA no mundo, é possível enxergar um grande crescimento. Considerando apenas o ano de 2020, foram mais de 8 mil pedidos de patentes relacionadas à tecnologia de MA, correspondendo a quase 2% de todos os pedidos de patentes, representando a força e evolução da MA. Nesse cenário, destaca-se o crescimento do setor de dispositivos para saúde, como também do setor de transportes (Figura 11). No setor médico e da saúde foram publicadas quase 10 mil patentes, principalmente nos setores de implantes médicos, próteses internas e externas, órteses, modelos anatômicos e odontológicos, com produtos customizados e materiais com ligas compósitas com maior grau de compatibilidade. As receitas industriais triplicaram de 6 milhões para 18 milhões de dólares em produtos e serviços relacionados a MA, com projeções de crescimento no mundo para os próximos anos, evidenciando que a tecnologia ainda é promissora podendo chegar na casa dos 50 milhões de dólares (Figura 11) (Cavallo *et al.*, 2023 e Wohlers, 2023).

Diante dessa conjuntura, consta-se que a MA é propícia e promissora, podendo ser protagonista no desenvolvimento de produtos de PD&I, principalmente no setor de produtos para saúde.

Figura 11 - Tamanho do mercado e previsão de produtos e serviços MA



Fonte: Wohlers (2023).

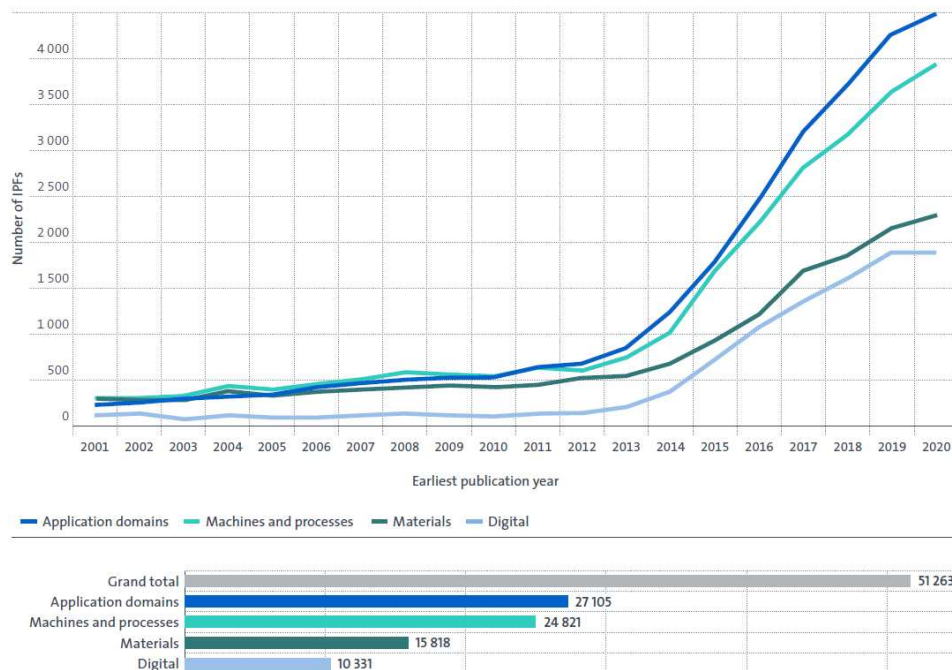
Ao evidenciar a MA no setor da saúde, é possível constatar o seu progresso evolutivo, principalmente no desenvolvimento de dispositivos médicos customizados, uma vez que as estruturas do corpo humano têm um alto nível de complexidade e necessitam que esses sejam compatíveis com anatomia de cada indivíduo. Desta forma, observa-se um avanço das tecnologias médicas direcionadas para produtos cada vez mais customizados como, por exemplo, implantes ortopédicos e cranianos, modelos anatômicos complexos, biomodelos,

guias de cirurgias para auxílio na precisão dos procedimentos operatórios, desenvolvimento de próteses e órteses implantáveis e não implantáveis com design e estruturas inteligentes garantindo melhor adaptação do dispositivo ao paciente e desenvolvimento de tecidos/enxertos de peles através da bioimpressão (Cavallo *et al.*, 2023).

Todas essas contribuições que a MA pode oferecer, garantem uma melhora na qualidade de vida, seja de profissionais usuários da tecnologia como também dos pacientes que são beneficiados por ela. Uma das premissas da MA é que através do seu processo várias áreas do conhecimento possam ser impactadas, em especial, que transforme a interação com os usuários da tecnologia, garantindo instrumentos, métodos e dispositivos customizados para aplicações na área da saúde (Cavallo *et al.*, 2023 e Wohlers, 2023).

A MA veio para transformar o manejo com o paciente, garantindo novos métodos cirúrgicos, com instrumentos/dispositivos customizados feitos exclusivamente para determinado paciente, para um tipo de patologia específica. E, como mostra a Figura 12, isso impacta em um aumento significativo de depósitos de patentes em equipamentos médicos e implantes/próteses, dentre outros.

Figura 12 - Tendências de patentes em domínios de aplicações da MA nas áreas médicas e de saúde, 2001-2020



Fonte: Cavallo *et al.* (2023).

3.3 Manufatura Aditiva na Biomimética

O design de produto se caracteriza por desenvolver formatos, estruturas, materiais, cores, modelo, mecanismos, texturas, sistemas, dentre outros, ou seja, é um processo de criação, no qual envolve a ideia/ inovação, o processo investigatório, o planejamento do produto, criações e testes de protótipos/mockups, logística, economia e design definitivo/produto final (EBAC, 2024). Sendo esse o ciclo de desenvolvimento de um produto.

Mediante esse contexto, destaca-se o design de produtos com estruturas leves e resistentes, que podem ser extraídas ou inspiradas na natureza utilizando a abordagem da Biomimética (Araújo, 2015; Oliveira, 2022). O termo biomimética, bios – vida e mimesis – imitação, foi difundido por Janine M. Benyus. Representa a área da ciência que imita e se inspira em formas biológicas através do comportamento de organismos vivos visando encontrar soluções e estratégias para aplicá-las em outras áreas de conhecimento (Langella, 2019).

De acordo com Benyus (2009), a natureza oferece inúmeras soluções de como revolucionar um produto, um processo de fabricação e soluções sustentáveis através da inspiração por modelos prontos na natureza, utilizando padrões e estratégias de sistemas biológicos para desenvolver produtos e processos biologicamente inspirados, pois já são bem adaptados, demonstra o que já funciona, o que é apropriado e o seu ciclo de vida (Biomimicry Guild, 2006; Langella, 2019).

A biomimética faz parte de uma tendência de integração entre Biologia, Design e a Tecnologia (Langella, 2019). Muitos pesquisadores passaram a observar a natureza como o centro de grandes resoluções de problemas, evidenciando a inspiração como fonte valiosa para aprimorar o desempenho de uma série de artefatos criados pelo homem Araújo (2015), surgindo também termos semelhantes a esse como a bioinspiração.

O termo bioinspiração é uma terminologia relacionada a compreensão da natureza como inspiração, é definida na ISSO/TC 266 Biomimetics. Um produto bioinspirado é aquele que se inspira em processos, estruturas ou sistemas encontrados na natureza para criar soluções inovadoras. Nesse caso, o produto não necessariamente imita exatamente o que é encontrado na natureza, mas se inspira em seus princípios para alcançar um determinado objetivo Fagundes, *et al.* (2021). Desta forma, um produto bioinspirado se inspira nos princípios gerais da natureza para criar soluções inovadoras e um produto biomimético tenta imitar diretamente uma característica específica da natureza para atingir um objetivo definido (Primrose, 2020).

Na natureza, é comum encontrar sistemas simples ou multifuncionais que se associam a outros e desempenham diversas funções, sendo atribuídas a eles diferentes tarefas. Um

exemplo disso são as frutas, que possuem várias funcionalidades e estratégias de proteção em suas cascas, contra danos causados pela radiação, danos mecânicos, contra predadores, podendo servir de bioinspiração para o desenvolvimento de novos formatos para dispositivos que necessitem das mesmas características (Primrose, 2020; Oliveira, 2022).

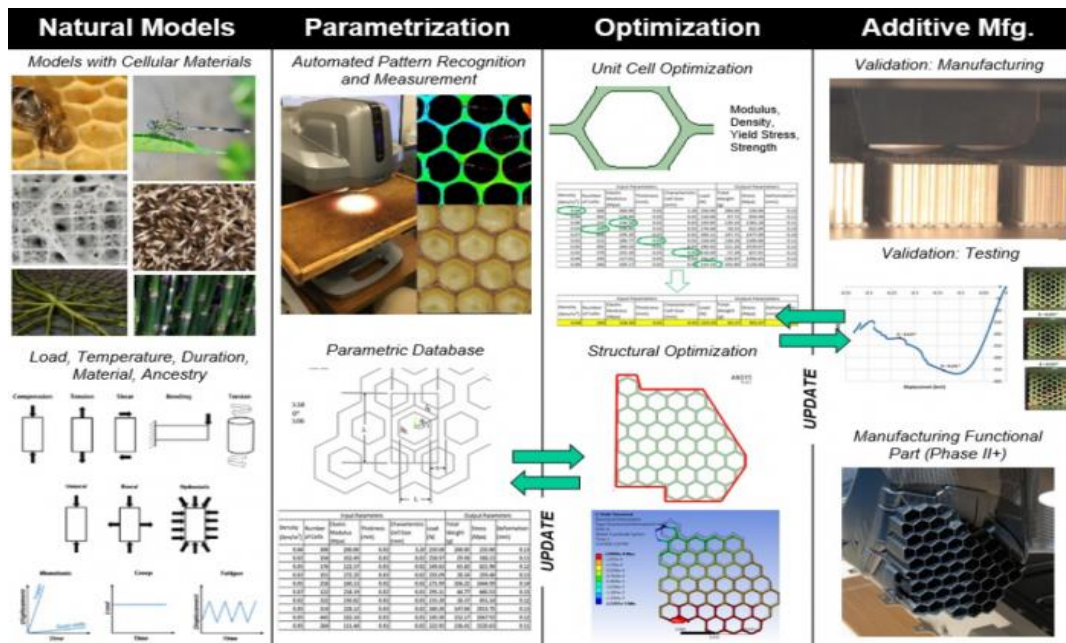
Ao imitar estruturas naturais, os materiais bioinspirados na natureza apresentam uma série de benefícios em relação aos materiais convencionais, como maior resistência, maior durabilidade e menor peso. Isso é uma característica importante para aplicações em que a segurança é um requisito crítico, como na fabricação de dispositivos médicos. Dessa maneira, o desenvolvimento de produtos bioinspirados torna-se relevante, impactando na segurança e eficiência dos produtos (Oliveira; Arruda; Arruda, 2023).

Para fabricação de estruturas complexas como são os sistemas biológicos, os processos fabris tradicionais se tornam limitados, dando espaço então para a manufatura aditiva que consegue produzir peças com design complexo e alta performance mecânica, criando oportunidades para manipular e imitar as estruturas intrinsecamente em multiescala, multimaterial e multifuncional da natureza (Yang *et al.*, 2018).

A tendência é haver uma transformação na indústria de manufatura em novas formas como os produtos estão sendo projetados e fabricados, o que propicia a interação da biomimética com a MA, oportunizando uma relação mútua entre os saberes e um crescimento excepcional em diversas áreas, tecnologias, métodos e processos (Finance, 2015; Zanon, 2020).

A *Phoenix Analysis and Design Technologies* (Mae, 2018) exemplifica bem a importância da biomimética na prática ao desenvolver peças do voo tripulado para Marte na Missão Orion da NASA. Para esse cenário, foram feitas pesquisas biomiméticas em busca de peças que tenham características estruturais fortes e leves iguais às encontradas na natureza, como o bambu e o favo de mel, e que sejam fabricadas por MA. A equipe desses cientistas caracterizou a sequência operacional do método aplicado como sendo: estudo do modelo natural, parametrização, otimização e, por fim, a manufatura aditiva como o processo de fabricação (Figura 13).

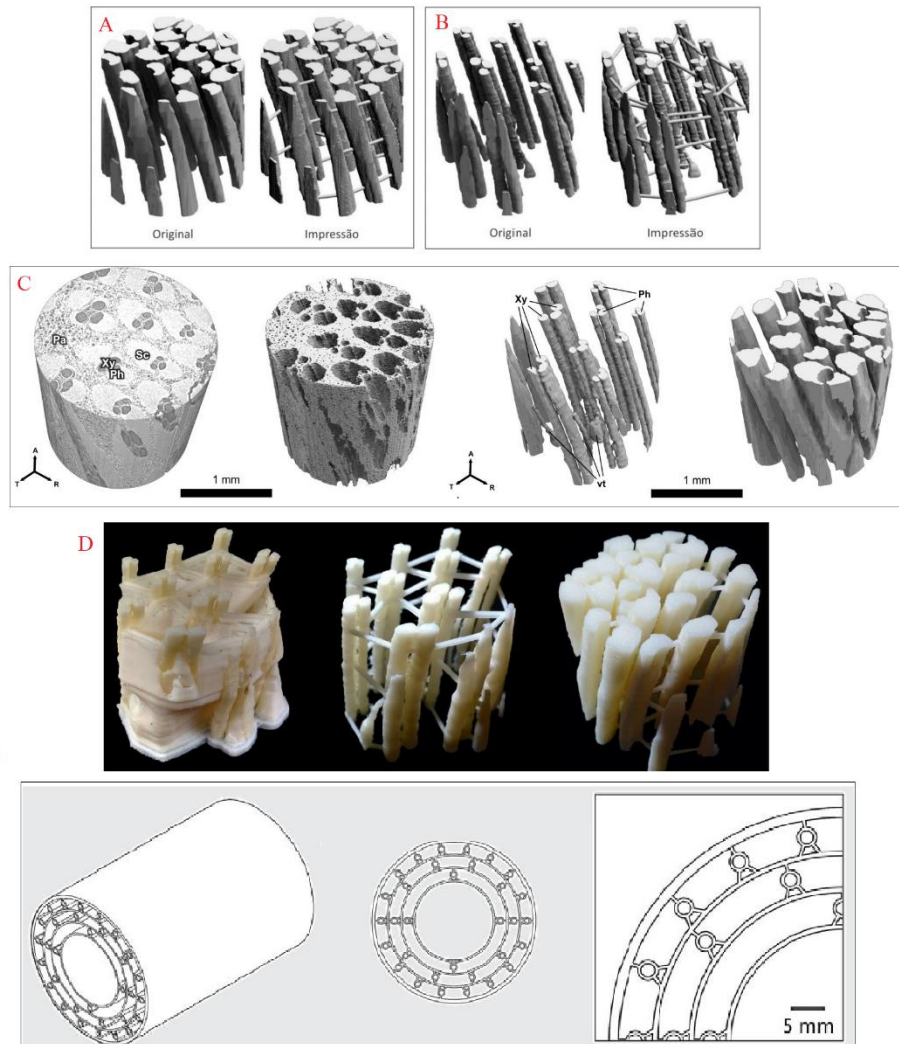
Figura 13 - Método do desenvolvimento de uma estrutura biomimética baseada no favo de mel



Fonte: Mae (2018)

No estudo de Palombini (2017), foi feita a análise das estruturas internas e das características anatômicas do bambu para aplicações estruturais, unindo a MA como processo fabril e técnicas de tecnologias digitais através da análise de imagens manométricas por Micro Tomografias digitais μ TC. Foi utilizado sistemas *Computer Aided Design* (CAD) para desenvolvimento de uma nova estrutura/design interna do material, garantido assim uma aplicação que exige leveza e resistência mecânica na engenharia estrutural (Figura 14).

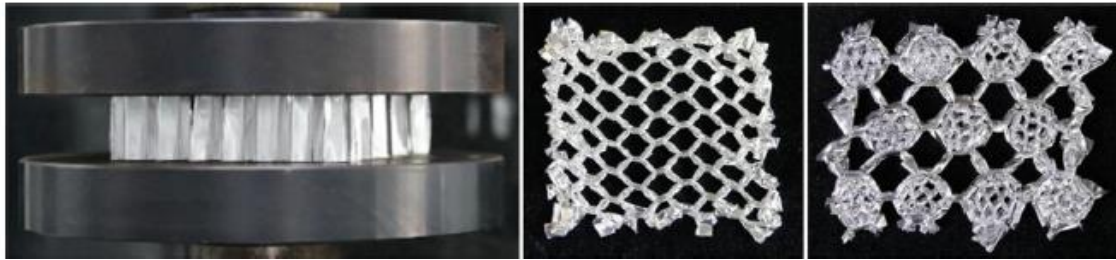
Figura 14- Modelos 3D originais da μ TC e configurados para impressão do bambu (B. tuldooides), dos modelos: (A) fibras e (B) elementos condutores, (C) Processo de reconstrução e segmentação 3D, (D) Modelos físicos impressos com tecnologia FDM e (E) Estruturas bioinspiradas no bambu, elementos de reforços cilíndricos.



Fonte: Adaptado de Zou (2016); Palombini (2016).

Oliveira (2022) também utilizou o recurso da MA em seu estudo de biomimética sobre o design de frutas, principalmente das cascas (Pomelo, Romã, dentre outras). Ao utilizar a MA como processo de fabricação, o pesquisador gera alternativas de estruturas que serão posteriormente analisadas para uso na otimização dos processos inerente ao desenvolvimento de novos produtos (Figura 15)

Figura 15 – Estrutura do fruto pomelo feito por MA

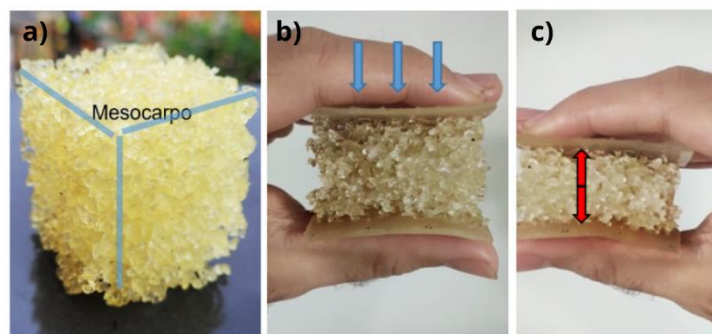


Fonte: Oliveira (2022)

O estudo dos organismos encontrados na natureza, sejam básicos ou altamente complexos, fornecem uma multiplicidade de materiais, arquiteturas das estruturas, sistemas e funções que podem estabelecer analogias e inserção no processo de design para ser aplicados em diversos âmbitos.

No processo de desenvolvimento de estruturas bioinspiradas é possível utilizar vários recursos para captar o máximo de detalhes das estruturas externas e internas dos sistemas biológicos, como o escaneamento tridimensional e a microtomografia computadorizada (μ TC), como também a digitalização e reconstrução 3D para realizar a fabricação por MA. Oliveira (2022) seguiu esses passos em seu estudo de bioinspiração utilizando a laranja (*Citrus sinensis*) em sua pesquisa. Para investigação das estruturas internas foi feita toda análise e criação em software CAD especializado e logo após foi realizada a fabricação por MA da estrutura bioinspirada. A utilização desses recursos possibilitou prototipação de uma estrutura abstraída através da observação e implicações da estrutura no mundo natural, possibilitando após a impressão da estrutura, com o modelo físico em mãos, observar melhor a relação de compactação da estrutura para absorção de energia do fruto escolhido (Figura 16).

Figura 16 - (a) Estrutura bioinspirada *Citrus sinensis*, (b) Tensão de compressão (c) Deslocamento



Fonte: Oliveira (2023)

Face ao exposto, nota-se que na natureza é possível encontrar várias possibilidades para o desenvolvimento de produtos e materiais inovadores, absorvendo desses organismos dimensões micro e nanoescala até estudos a nível molecular. A observação de microestruturas celulares é uma fonte de inspiração para a criação de materiais e formas inovadoras no desenvolvimento de novos produtos e orientar a otimização estrutural em projetos de design industrial (Zoe *et al.*, 2016).

4 METODOLOGIA

Tratou-se de uma pesquisa científica de natureza aplicada, com objetivo exploratório, de abordagem qualitativa, a partir do método de pesquisa-ação que, segundo Thiollent (2022), é um tipo de pesquisa social com base empírica que é concebida e realizada em estreita associação com uma ação ou com a resolução de um problema coletivo, no qual as descobertas resultantes irão contribuir para a base do conhecimento.

O estudo refere-se ao desenvolvimento de um dispositivo mecânico para TMAP com uso da MA. Para tanto, foi necessário sistematizar as etapas que compõem o método, para o desenvolvimento eficaz da pesquisa, sendo essa dividida em seis etapas (Figura 17).

Figura 17 - Fluxograma das etapas do estudo



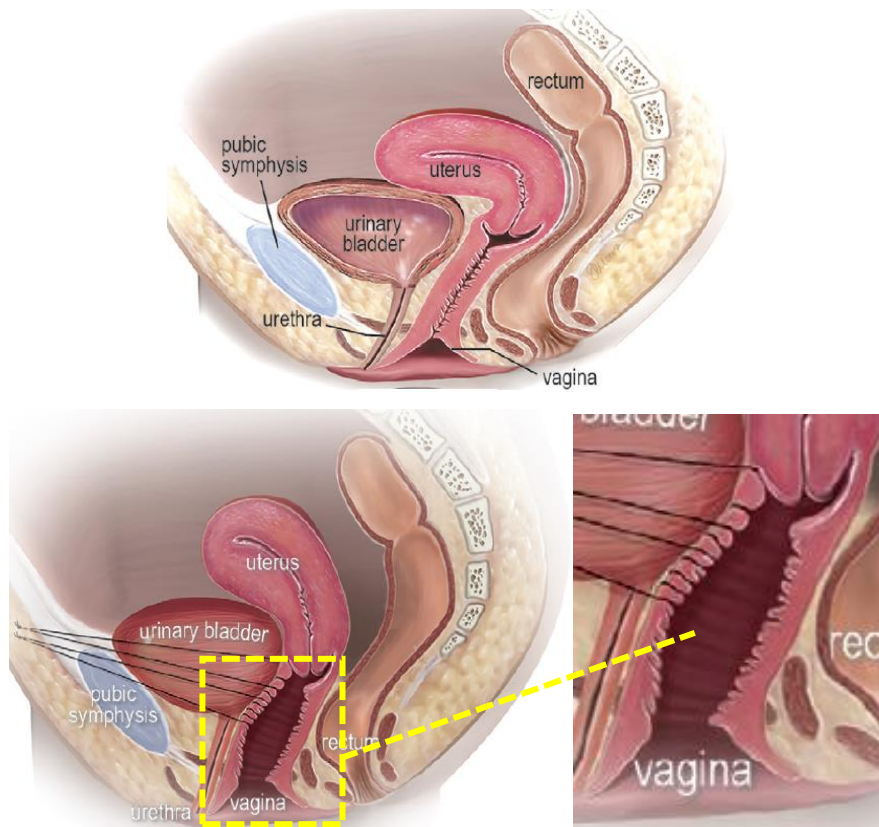
Fonte: Dados da pesquisa (2024)

A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Tecnologias 3D (LT3D) do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES) localizado na Universidade Estadual da Paraíba (UEPB), cidade de Campina Grande – Paraíba, no período entre janeiro de 2021 e fevereiro de 2024. No que se refere aos preceitos éticos, este estudo está amparado pelo comitê de ética e saúde da UEPB, com CAAE: 40960920.0.0000.5187.

4.1 Etapa 1: Análise Biomimética

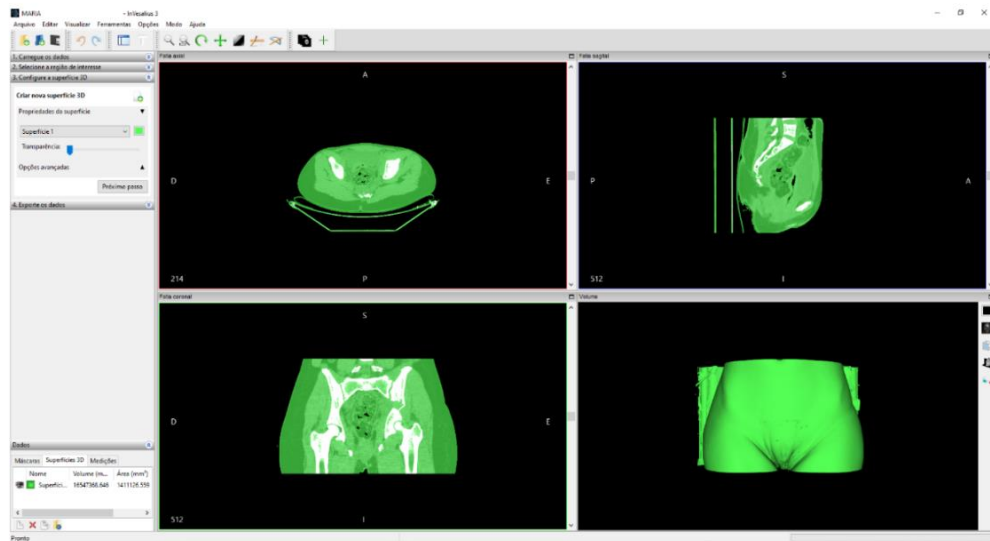
O estudo iniciou da análise e aplicação biomimética dos sistemas biológicos da região pélvica e do fruto *Anacardium occidentale* (caju). Os estudos foram feitos a partir da bioinspiração do canal vaginal (Figura 18) para determinar profundidade, diâmetro e perfil da região, por meio de imagens anatômicas de tomografia computadorizada (TC) de uma mulher com 35 anos de idade, advindas do banco de dados do LT3D/NUTES/UEPB (Figura 19), assim como de pranchas de atlas de anatomia em vários planos de corte (Netter, 2019).

Figura 18 – Imagem anatômica região pélvica.



Fonte: Netter (2019).

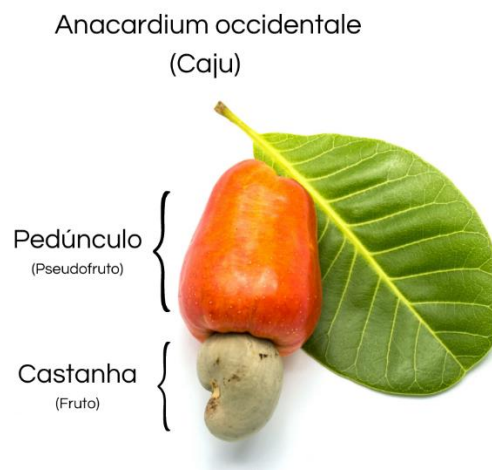
Figura 19 – Imagem de TC da região pélvica no software Invesalius



Fonte: LT3D/NUTES/UEPB (2024)

O estudo do fruto *Anacardium occidentale* conhecido como caju, fruta nativa do Brasil, predominante da América Tropical, também determinou a bioinspiração do design do dispositivo, utilizando para isto todos os seus elementos, o pseudofruto (pedúnculo) e a castanha (fruto) (Figura 20).

Figura 20 - Morfologia do fruto *Anacardium Occidentale* (caju)



Fonte: The Brazilian Plantfinder (2024)

Todas essas análises serviram como referência para a etapa 2 do desenvolvimento conceitual do dispositivo, design, formato e funcionamento.

4.2 Etapa 2: Desenvolvimento Conceptivo

Em sequência, a partir das análises biomiméticas, foi feito o desenho técnico com esboço à mão livre para o desenvolvimento do design do dispositivo, bioinspirado no formato do caju como também no canal vaginal.

4.3 Etapa 3: Desenvolvimento CAD

Nesta etapa foi feito o ciclo digital de desenvolvimento do protótipo do dispositivo, desde a captação da imagem digital do caju até a finalização do arquivo para fabricação.

O primeiro passo realizado nesta etapa foi a captação da imagem do caju, que serviu como base para o design e parametrização no desenvolvimento do dispositivo. A captação da imagem foi feita através de escaneamento tridimensional (3D), utilizando o escâner 3D modelo Einscan H da fabricante *Shinning*, com resolução de 0,25 mm.

Para o procedimento de captação da imagem do caju, foi estabelecido um protocolo visando obter melhor estruturação do arquivo em escala real. Inicialmente, o caju foi pintado com tinta spray branco fosco uso geral da marca Chemi Color, para melhor digitalização da imagem, uma vez que o escaneamento de luz estruturada é favorecido quando os objetos apresentam tons claros, facilitando o processamento da nuvem de pontos (Lisboa, 2020) (Figura 21).

Figura 21 - Caju pintado



Fonte: Dados da Pesquisa (2024)

Posteriormente, iniciou-se a digitalização do objeto (Figura 22), sendo subdividida em duas fases: Primeiramente o caju fixado para cima e, em seguida, o caju fixado para baixo, usando sempre a castanha como referencial. Nessa etapa, foram necessários dois operadores. O operador 1 segurou o objeto, calçou luvas brancas para manter o padrão de cor da imagem e reduzir os ruídos durante a digitalização. Enquanto isso, o operador 2 realizou a digitalização em torno do caju. Logo após, foram gerados dois arquivos em escala real com a calibração do próprio fabricante do escâner.

Figura 22 - Escaneamento do caju

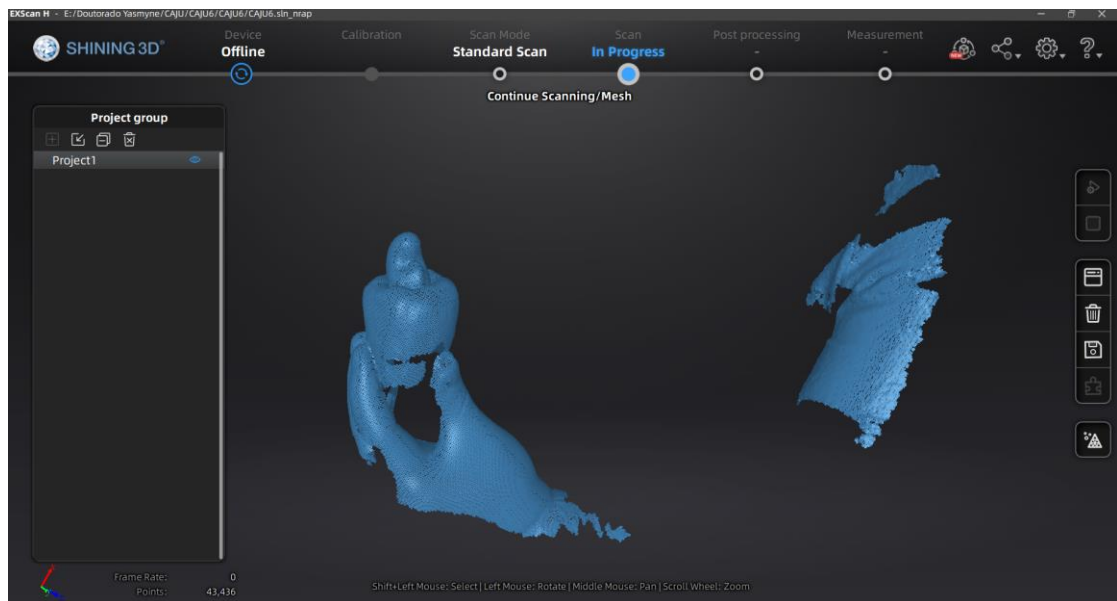


Fonte: Dados da Pesquisa (2024)

Na sequência, as imagens foram processadas em nuvem de pontos no *software* embarcado do escâner *EXScan H_v1.0.5.3* (Figura 23). Em seguida, foi feita a segmentação das regiões de interesse, uma vez que a captação do objeto foi feita em duas fazes para melhor obtenção da imagem e foi necessário a eliminação de ruídos, gerando assim um arquivo *.STL* (*Standard Tessellation Language*) de malha geométrica triangular. Posteriormente, esse arquivo

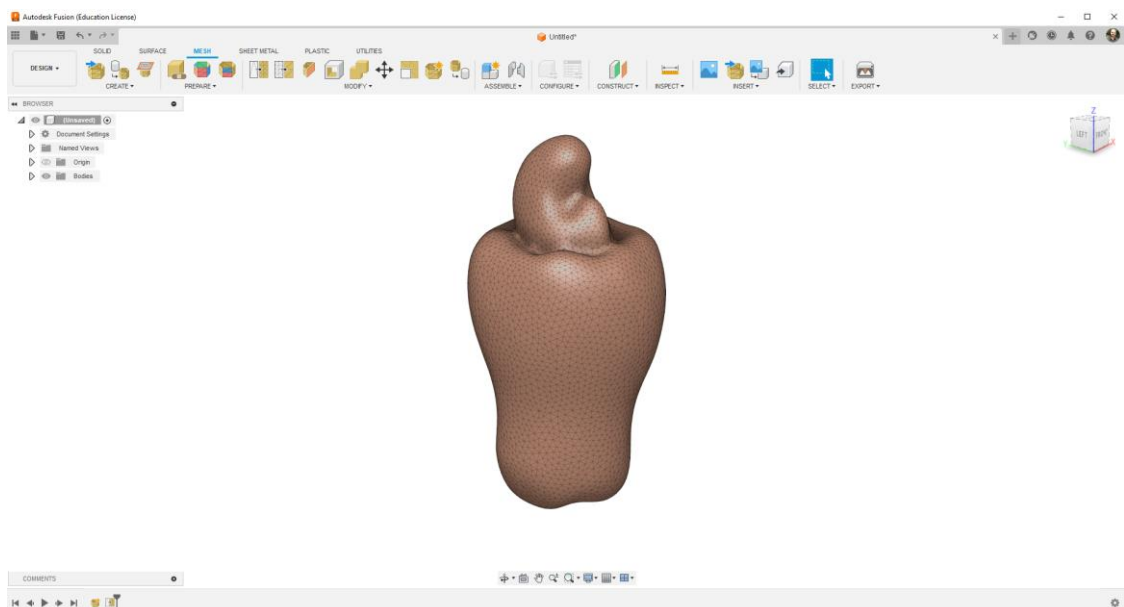
foi importado no *software Autodesk Fusion 360* (Figura 24), no qual foi realizado o alinhamento do caju a partir de um referencial de pontos cartesianos (0,0,0), além do tratamento e suavização da malha geométrica. A seguir, a malha triangular (*mesh*) foi transformada em um arquivo sólido (*solid*) e exportado na extensão *.IPT* (*Autodesk Inventor Parts*).

Figura 23 - Software *EXScan H_v1.0.5.3*



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

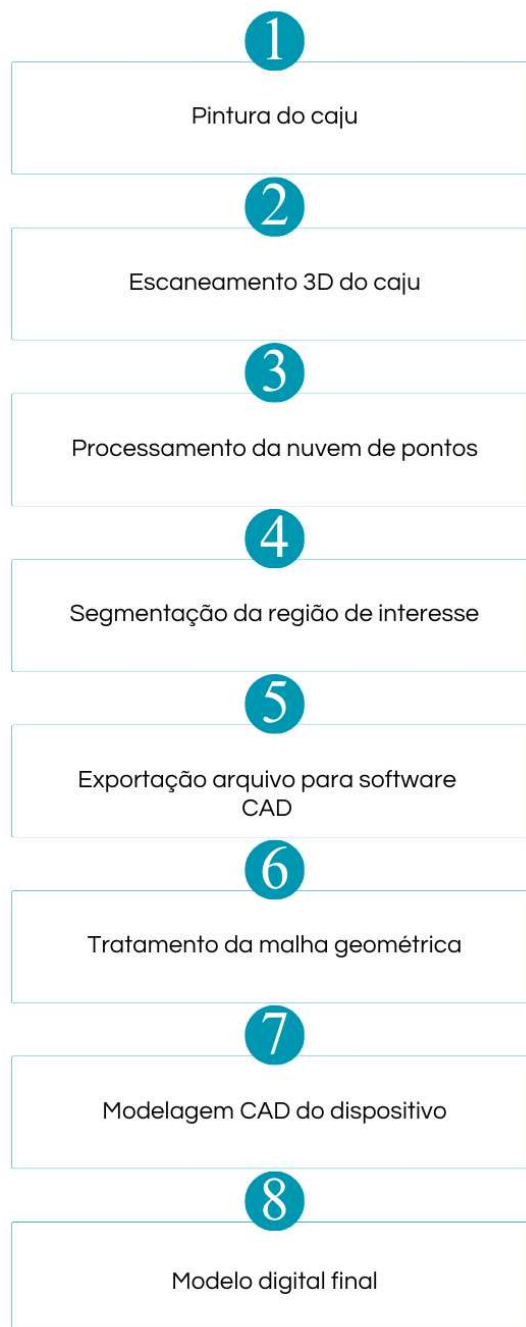
Figura 24 - Software *Autodesk Fusion 360*



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Em seguida, o arquivo .IPT foi importado no *software* de modelagem CAD 3D *Autodesk Inventor* versão 2023, no qual foi desenvolvido o dispositivo pélvico propriamente dito, com todos os requisitos indicados e suas funcionalidades. A criação do dispositivo 3D foi feita a partir da parametrização do escaneamento do caju e da TC da região pélvica. Após finalizada a modelagem do dispositivo o arquivo foi exportado em .IPT para posterior etapa de fabricação. O ciclo do desenvolvimento CAD está representado em etapas na Figura 25.

Figura 25 - Fluxograma do ciclo digital para desenvolvimento CAD do dispositivo

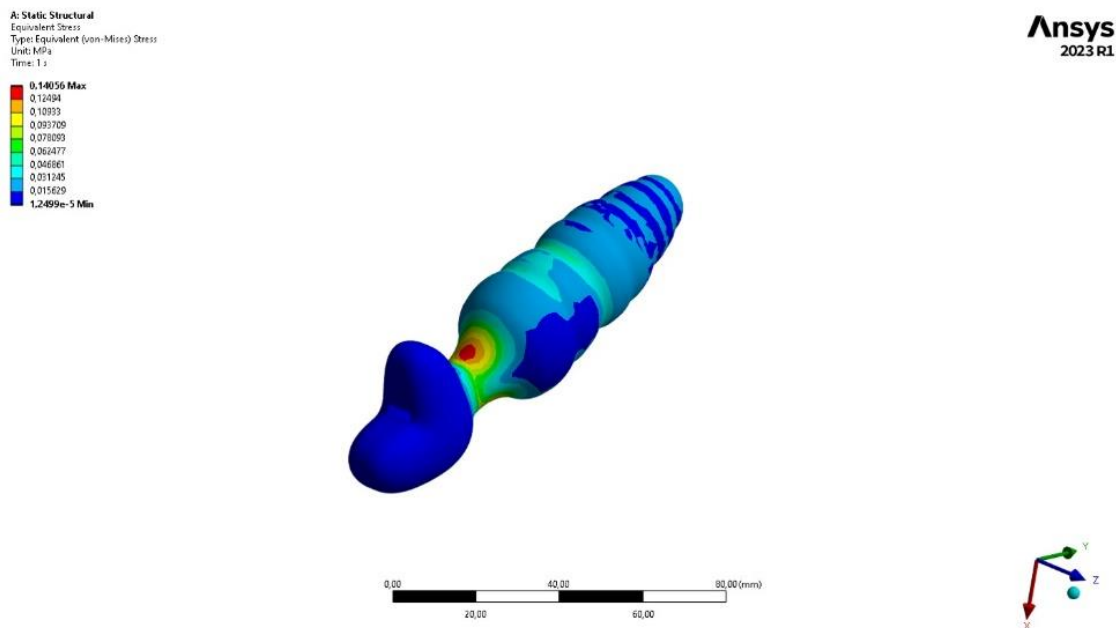


Fonte: Dados da pesquisa (2024)

4.4 Etapa 4: Simulação Computação - CAE

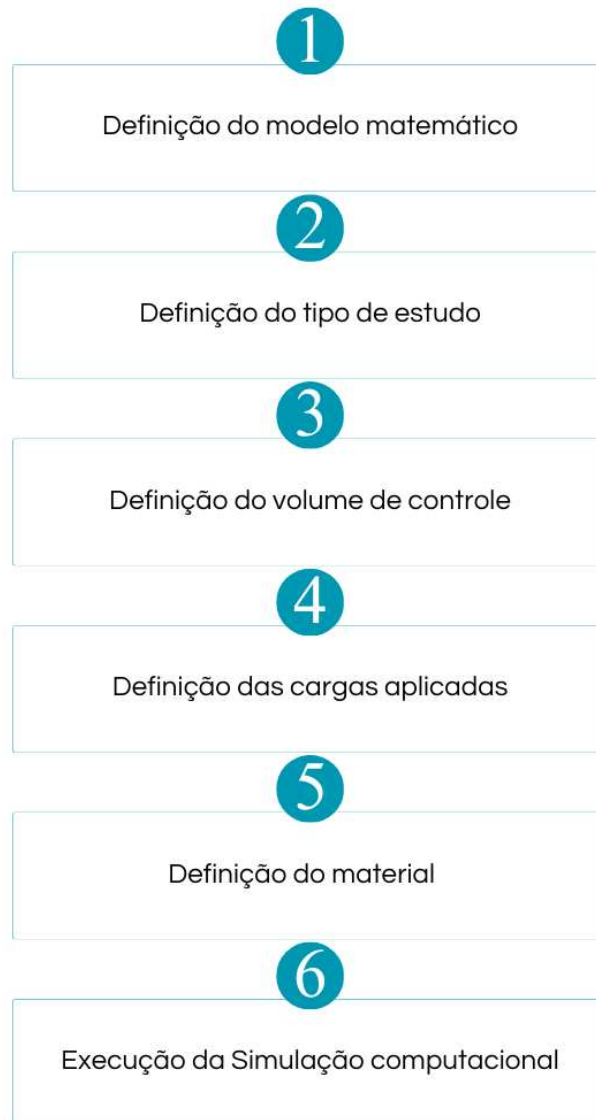
Nesta etapa, foi feita a simulação computacional de elementos finitos – CAE (*Computer Aided Engineering*) na qual foi realizada a validação do modelo geométrico do dispositivo (Figura 26). Foi utilizado o modelo matemático linear de carga concentrada na extremidade do dispositivo, utilizando as cargas de 19, 21, 24, 30, 35 e 40 N, dentro do volume de controle.

Figura 26 -Simulação Computacional do dispositivo



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Uma vez que para realização da simulação é necessário a indicação do material no qual o dispositivo foi fabricado, utilizou-se os dados físicos da caracterização do material que constam na biblioteca online de materiais da Stratasys (fabricante do material) (Anexo 1). O software utilizado para simulação foi o Ansys 2023 R1. O ciclo do desenvolvimento CAE está representado em etapas na Figura 27.

Figura 27 - Fluxograma Etapa CAE

Fonte: Dados da pesquisa (2024)

4.5 Etapa 5: Manufatura Aditiva do dispositivo

Após a validação do dispositivo digital, foi feita a fabricação através da Manufatura Aditiva utilizando a tecnologia Multi Jet Print (MJP) da fabricante Stratasys. A impressora operada foi a Connex 350 com bandeja de impressão tamanho 340 x 340 x 200 mm (Figura 28).

Figura 28 - Impressora Connex 350

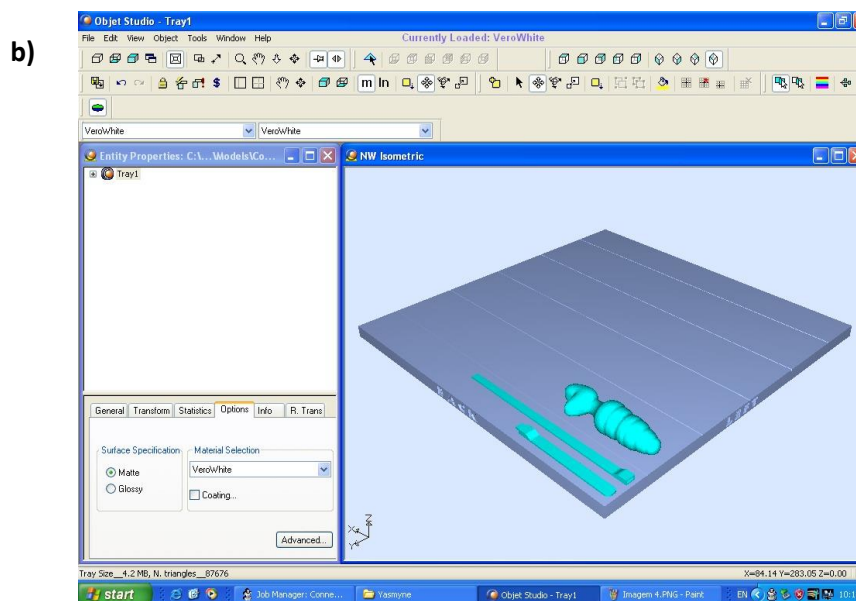
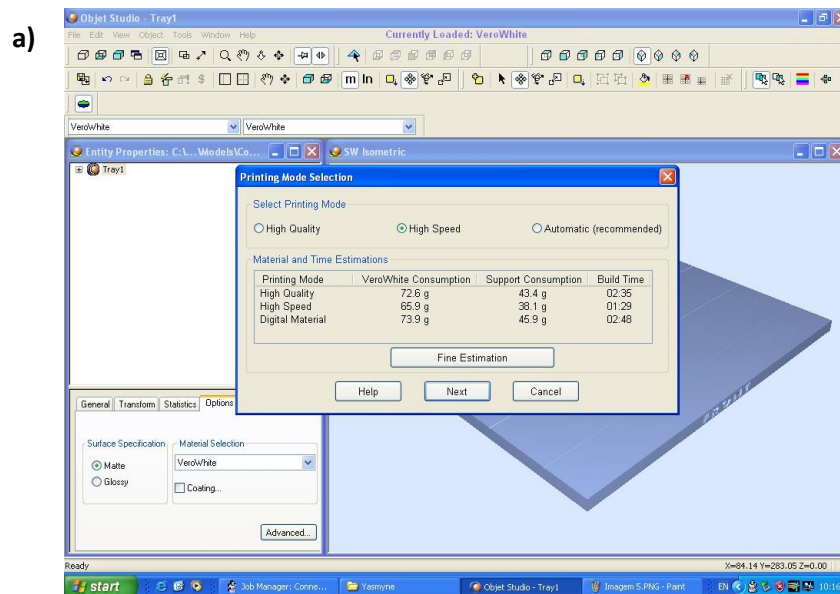


Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Nesta etapa o modelo 3D foi importado em formato .STL no *software* embarcado da Stratasys, o *Objet Studio*, no qual foram definidos: os parâmetros de impressão, o tipo do material (resina *Verowhite 830*), o suporte (*Fullcure 705*), o acabamento superficial do tipo *matte*, o posicionamento do dispositivo na bandeja de impressão e a qualidade de impressão (*digital material*) (Figura 29).

Finalizada a impressão 3D, foi feito o pós processamento para remoção do material de suporte. Esse procedimento foi realizado em uma estação de jateamento de água de alta pressão, agregada à impressora 3D, resultando na finalização do dispositivo. O ciclo do processo da MA está representado em etapas na Figura 30.

Tabela 29 - a) Parâmetros de impressão do *Software Objet Studio*, b) Posicionamento do dispositivo na bandeja de impressão;



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Figura 30 - Fluxograma Etapa de MA

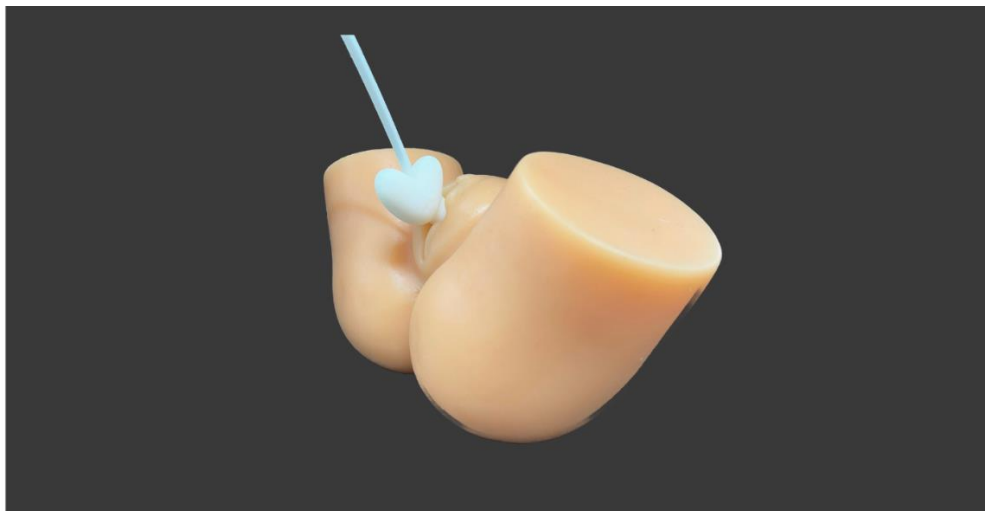


Fonte: Dados da pesquisa (2024)

4.6 Etapa 6: Teste de Bancada

Foi realizado um teste de bancada por meio de prática simulada do dispositivo, utilizando modelo anatômico comercial de uma pelve em silicone. O protótipo foi inserido no canal vaginal do modelo anatômico para analisar o seu comportamento funcional (Figura 31).

Figura 31 - Modelo Anatômico de pelve em silicone



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

4.7 Etapa 7: Análise do Protótipo

Na última etapa de desenvolvimento, foi feita uma análise do protótipo por profissionais fisioterapeutas que atuam na prática clínica da fisioterapia pélvica, através de um questionário semiestruturado, elaborado pelos pesquisadores, com nove questões relacionadas ao conhecimento, design, segurança, densidade, cor e uso do dispositivo (Figura 32, 33).

O questionário foi enviado por e-mail e o dispositivo foi entregue em mãos para os profissionais que foram orientados a responder as perguntas por meio de gravação de voz para otimização do tempo. A análise dos dados foi feita de forma qualitativa, com discussão de cada uma das perguntas e suas respostas.

Figura 32 - Questionário Semiestruturado e Orientações para preenchimento do questionário



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PROCESSOS

**Questionário
semi estruturado**

**PROTÓTIPO DE UM DISPOSITIVO PARA
TREINAMENTO DOS MÚSCULOS DO
ASSOALHO PÉLVICO**

Aluna: Ketinlly Yasmyne N. Martins
Orientador: Prof. Dr. Jonh Kennedy G. Rodrigues

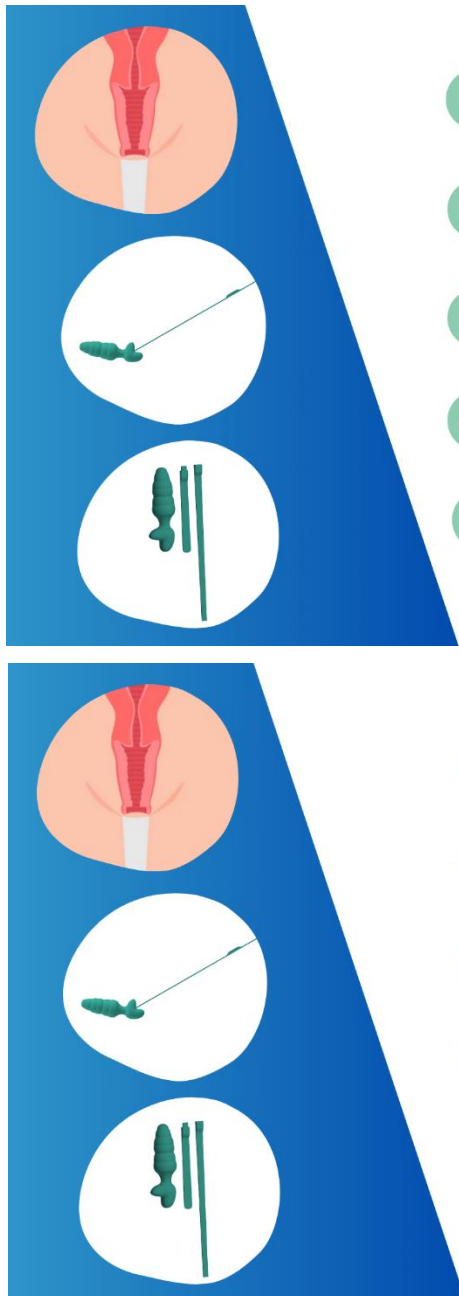
ESTE ESTUDO FAZ PARTE DA TESE DE DOUTORADO QUE TEM COMO OBJETIVO PRINCIPAL DESENVOLVER UM DISPOSITIVO MECÂNICO PARA TREINAMENTO DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO COM USO DA MANUFATURA ADITIVA;

ESTA ETAPA DO ESTUDO CONSISTE NA AVALIAÇÃO VISUAL E TÁTIL FEITA POR PROFISSIONAIS DA ÁREA DE FISIOTERAPIA PÉLVICA COM RELAÇÃO AO DISPOSITIVO;

POR FAVOR, COM O DISPOSITIVO EM MÃOS, FAÇA SUA ANÁLISE, GRAVE SUAS RESPOSTAS E DEPOIS ENVIE PARA O CONTATO (83) 98638-9792;

Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Figura 33 - Perguntas do questionário



- 1 VOCÊ JÁ CONHECIA ESTE TIPO DE DISPOSITIVO PARA TREINAMENTO DA MUSCULATURA DO ASSOALHO PÉLVICO?
- 2 QUAIS SUAS CONSIDERAÇÕES SOBRE O DESIGN DESTES DISPOSITIVOS?
- 3 VOCÊ ACHA QUE A VARETA DO DISPOSITIVO TEM FORMATO E TAMANHO ADEQUADOS?
- 4 VOCÊ ACHOU O DISPOSITIVO ADEQUADO PARA USO EM CONSULTÓRIO?
- 5 VOCÊ ACHOU O DESIGNER DO PRODUTO SEGURO PARA USO NA PACIENTE?
- 6 VOCÊ ACHA QUE A DENSIDADE DO DISPOSITIVO É ADEQUADA PARA O USO NO TRATAMENTO DE DISFUNÇÕES DO ASSOALHO PÉLVICO?
- 7 VOCÊ ACHA QUE ADICIONAR COR AO DISPOSITIVO INFLUENCIA NO TRATAMENTO?
- 8 VOCÊ ACHA QUE AS PACIENTES PODEM TER UMA MAIOR ADERÊNCIA AO TRATAMENTO COM USO DESTES DISPOSITIVOS?
- 9 VOCÊ ACHA QUE O DISPOSITIVO TEM CARACTERÍSTICAS ADEQUADAS PARA O USO DA PACIENTE EM CASA PARA MANUTENÇÃO DO TRATAMENTO APÓS SUA ALTA?

Fonte: Dados da pesquisa (2024)

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este estudo foi desenvolvido em seis etapas interdependentes: análise biomimética, desenvolvimento conceutivo, desenvolvimento CAD, simulação computacional, manufatura aditiva do dispositivo e a validação por análise experimental.

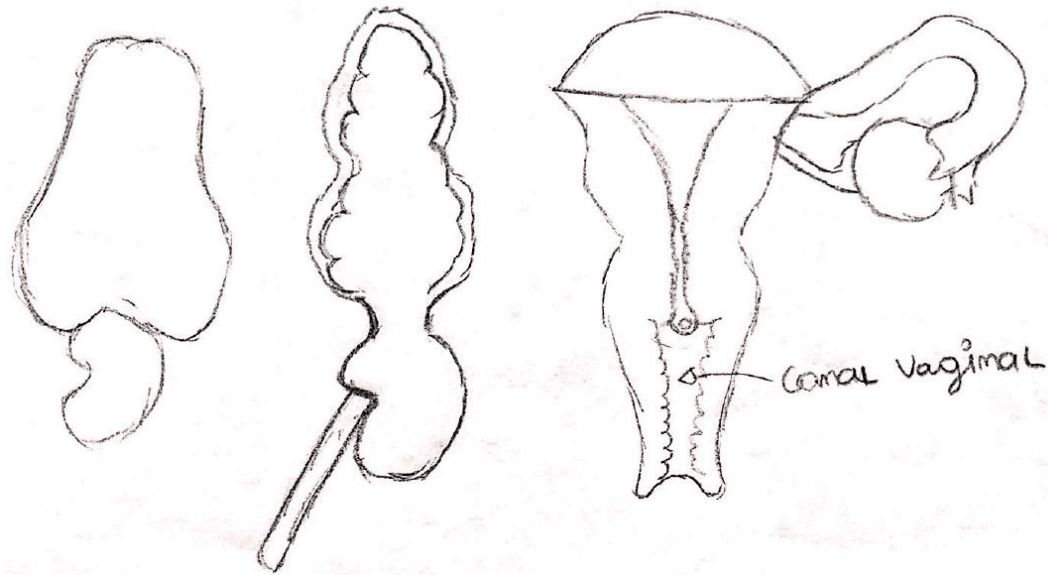
De acordo com Benyus (2009), o princípio da biomimética busca a resolução de problemas por meio da utilização de sistemas biológicos para desenvolver novos materiais bioinspirados (Oliveira; Arruda; Langella, 2022). Esse princípio exerceu papel fundamental neste estudo, possibilitando agregar características de componentes botânicos (fruta) e do corpo humano para servirem de bioinspiração no desenvolvimento do dispositivo para TMAP.

O formato do dispositivo foi bioinspirado na morfologia do caju. Seu design foi pensado para apresentar características aproximadas ao formato do canal vaginal que se assemelham a curvas senoidais, com o objetivo de proporcionar melhor introdução e adaptação do dispositivo no canal vaginal.

A partir das análises biomiméticas, foi feito o desenho técnico com esboço à mão livre para o desenvolvimento do design do dispositivo, bioinspirado no formato do caju como também no canal vaginal.

Foi feita uma análise de requisitos para o entendimento das necessidades do dispositivo a partir da sua função principal que é servir como biofeedback visual e sensorial para a paciente durante o TMAP. Assim sendo, o dispositivo foi esboçado para oferecer à paciente o máximo de conforto, usabilidade e funcionalidade possíveis. Para tanto, encontrou-se, no pedúnculo do caju, o formato e comprimento semelhantes ao do canal vaginal e, na região da castanha do caju, a curvatura e angulação ideais para o acoplamento da vareta que servirá como guia para visualização durante o uso do dispositivo (Figura 34).

Figura 34 - Esboço a mão livre do dispositivo



Fonte: Dados da pesquisa (2024).

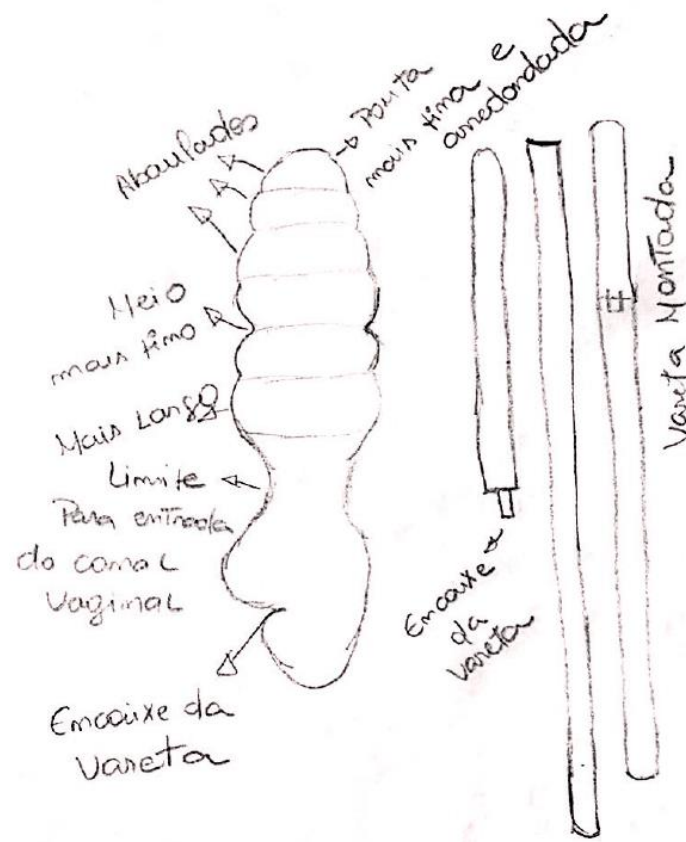
Para fins didáticos, o dispositivo foi desmembrado em quatro partes. A primeira, faz referência a porção maior, intitulada de “ogiva”, que foi bioinspirada no perfil do caju, tendo a extremidade inferior com circunferência maior, o centro mais afunilado e a extremidade superior com circunferência menor e topo abaulado. Todo o perfil apresenta suavização com curvas senoidais e contornos anelados fazendo referência aos anéis do canal vaginal.

A segunda parte intitulada de “limitador” apresenta um perfil de semiarco afunilado, localizado entre a ogiva e a base.

A terceira parte intitulada “base” do dispositivo, foi bioinspirada na castanha do caju. A base apresenta em sua região central uma abertura de perfil retangular, que utilizou a própria angulação da castanha para servir como apoio de encaixe para a vareta de orientação.

A quarta parte intitulada de “vareta” apresenta perfil retangular, dividida em duas partes, com encaixe de engate e com acoplamento na base do dispositivo (Figura 35).

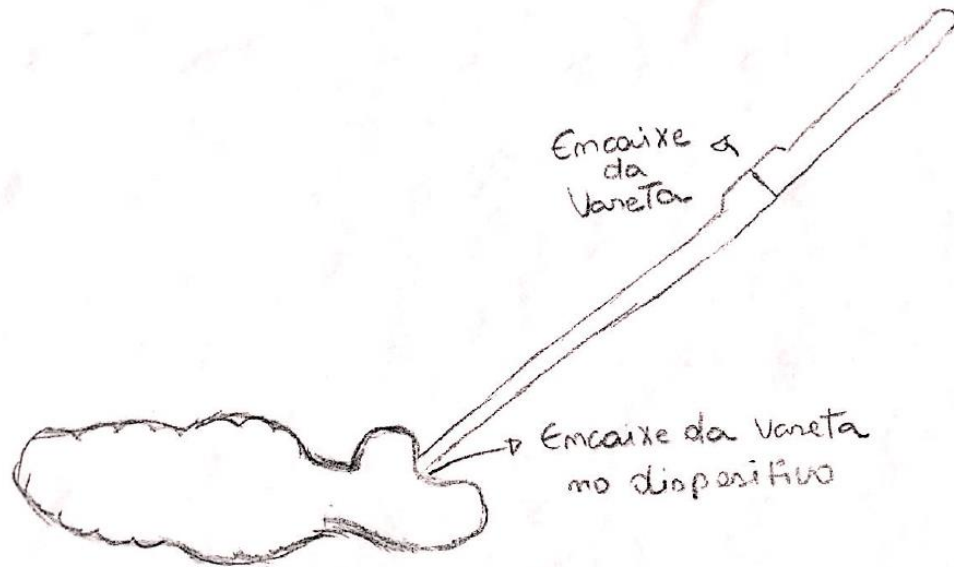
Figura 35 - Esboço a mão livre do dispositivo com vareta



Fonte: Dados da Pesquisa (2024)

A concepção para a montagem do dispositivo foi feita de forma simples. O usuário precisa apenas montar as duas partes da vareta e encaixar na base do dispositivo para então poder introduzir no canal vaginal. Para o funcionamento, o usuário deve introduzir o dispositivo no canal vaginal, contrair a MAP e, em sincronia, a vareta deve realizar um movimento de rotação (Figura 36).

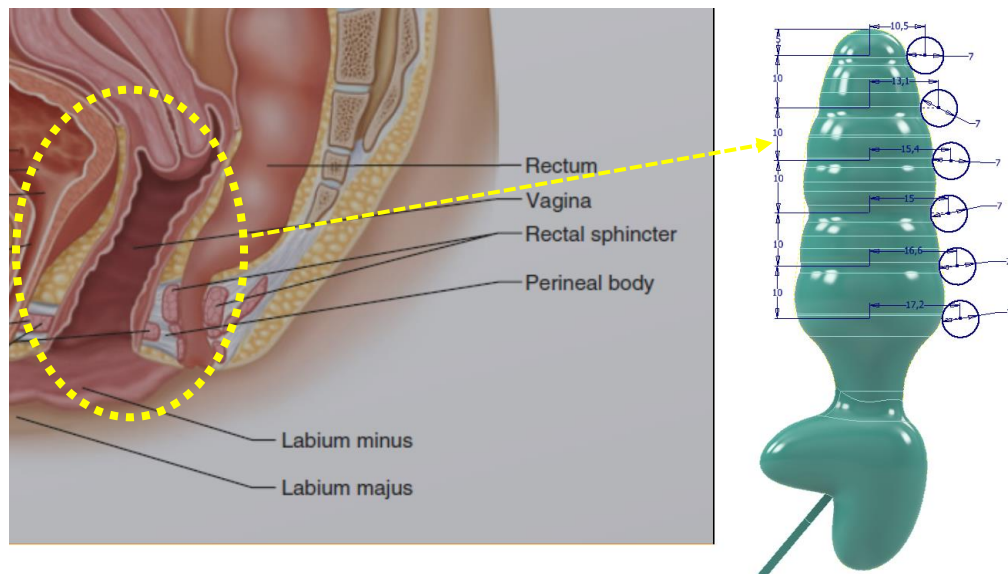
Figura 36 - Esboço à mão livre do dispositivo montado



Fonte: Dados da Pesquisa (2024)

A profundidade, diâmetro e perfil do dispositivo foram bioinspirados nas paredes internas do canal vaginal que apresentam uma estrutura anelada. Desta forma, o perfil do dispositivo foi concebido para apresentar um design com curvas e abaulamento semelhantes às da região vaginal, uma vez que essa é uma cavidade mucosa e, por isso, mais sensível. Sendo assim, essas curvas são necessárias para proporcionar maior acomodação do dispositivo na paciente e conseqüentemente maior conforto (Figura 37). O encaixe da vareta no dispositivo foi feito utilizando a própria angulação da castanha do caju, que serviu como base de apoio e encaixe para essa.

Figura 37 - Perfil abaulado do dispositivo baseado nas paredes internas do canal vaginal.



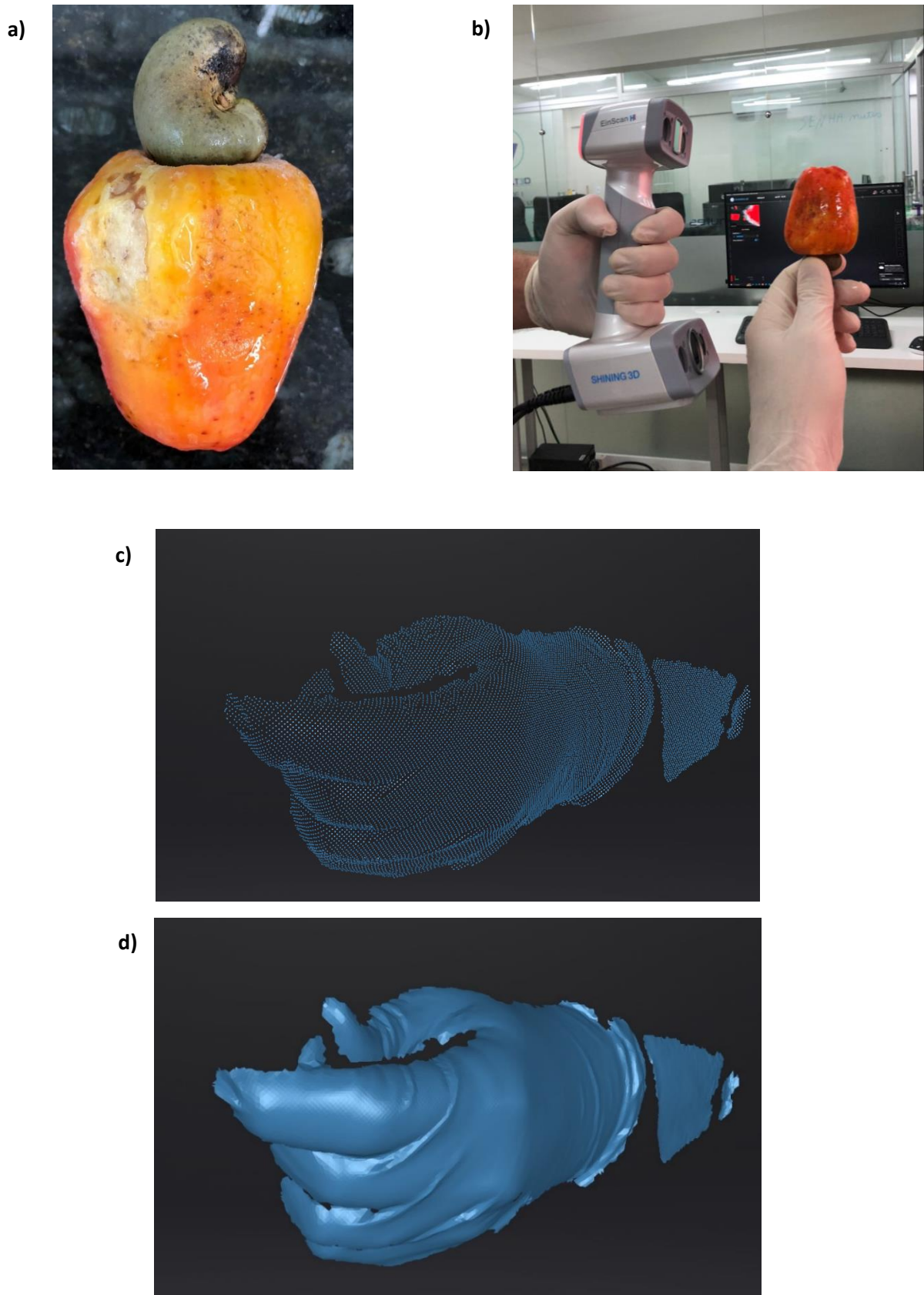
Fonte: Dados da pesquisa (2024)

É importante destacar que o uso da biomimética aplicada em estudos de desenvolvimento de produtos comprovam a eficiência na combinação de diferentes ciências que têm como objetivo comum contribuir para geração de novas aplicações em diversas áreas do conhecimento.

Uma vez definida a concepção de cada segmento do design do dispositivo a partir da biomimética, realizou-se os procedimentos para o desenvolvimento do dispositivo 3D por meio da modelagem CAD, que foi iniciada a partir do escaneamento do caju para posterior parametrização.

A captação da imagem tridimensional do caju foi realizada por meio do escaneamento 3D iniciou com o caju escaneado in natura, porém a imagem captada apresentou várias falhas na nuvem de pontos, de forma que apenas a mão do operador (calçada com luva branca) que estava fixando o caju foi captada. Além disso, a digitalização do escaneamento apresentou lentidão, perda da imagem e alto processamento computacional, o que conseqüentemente travou o *software* EXScan H_v1.0.5.3 embarcado no equipamento (Figura 38).

Figura 38 - Escaneamento do caju in natura (a) caju (b) escaneamento do caju, (c) nuvem de pontos do caju e (d) malha gerada pela nuvem de pontos



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

De acordo com o relato de Lisboa (2020) em seu estudo, para o procedimento de escaneamento digital é fundamental pintar os objetos na cor branca, pois esta prática auxilia na captação da imagem onde há grande variação angular (Figura 39).

Figura 39 - Caju pintado de branco

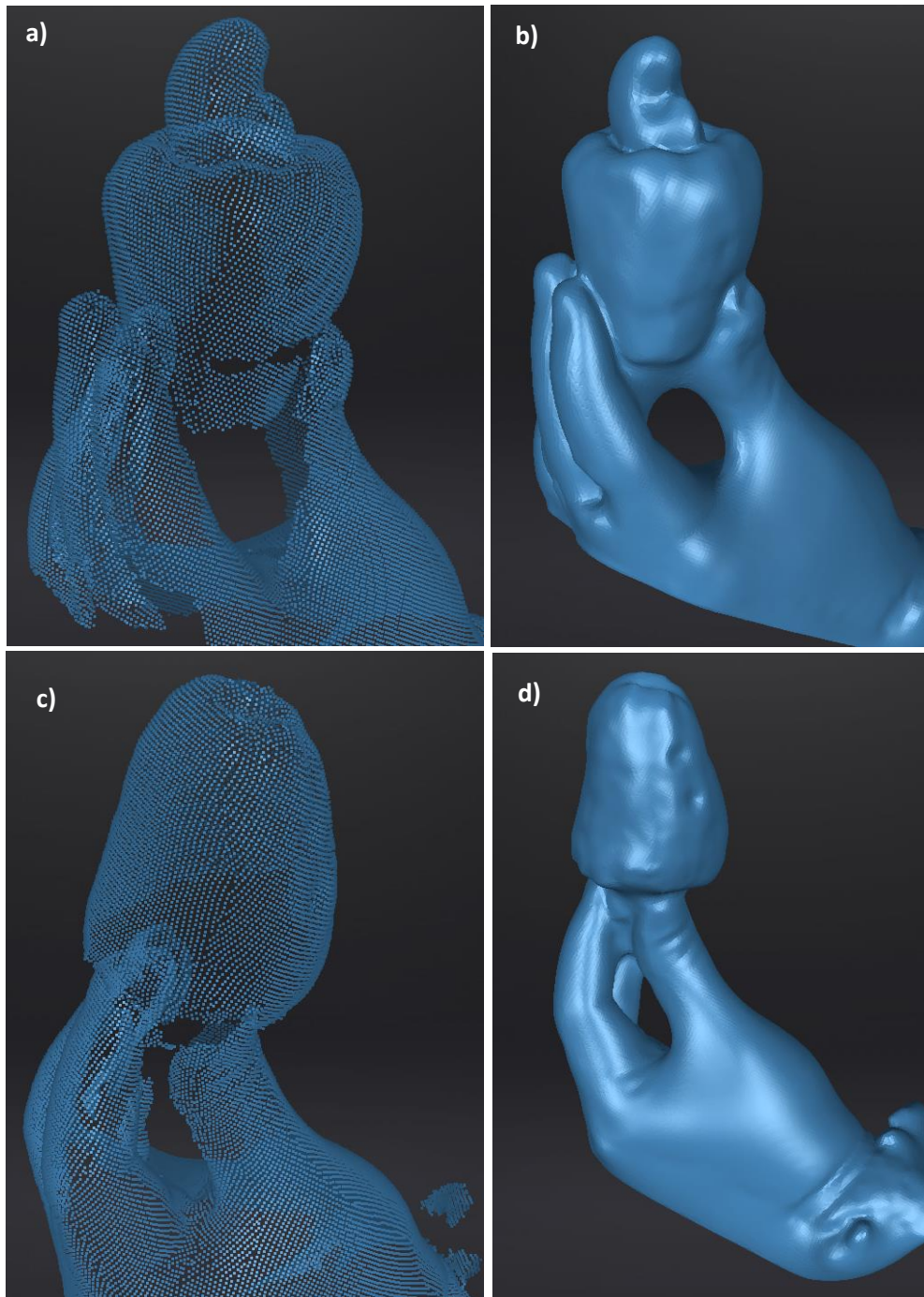


Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Após o caju ter sido pintado de branco, obteve-se uma captação de nuvem de pontos de extrema qualidade, gerando assim uma malha geométrica de qualidade, apresentando apenas pequenas falhas, algo considerado normal para o processo. Além disso, o processamento computacional demandou menos recursos da placa de vídeo 3D, resultando em uma rápida captação, não havendo interferência de uma possível fadiga muscular no operador responsável pela manipulação do caju, o que fez com que o fruto não perdesse o seu referencial dimensional.

A partir disso, foram gerados dois arquivos em escala real com a calibração do próprio escâner. Vale salientar que para esse estudo não foi necessária a averiguação das medidas relacionadas na captação da imagem do caju, pois o estudo de biomimética utilizado serviu apenas como bioinspiração para criação do dispositivo do assoalho pélvico, que teve sua parametrização a partir de dados da literatura. Além disso, foi realizada toda a limpeza dos ruídos da superfície captada para definição da região de interesse e, após a finalização da limpeza, foram geradas as malhas geométricas do caju, posteriormente exportadas em arquivos .STL no software EXScan H_v1.0.5.3 (Figura 40).

Figura 40 - Posição para cima (a) nuvem de pontos, (b) malha geométrica gerada; posição para baixo (c) nuvem de pontos, (d) malha geométrica gerada, software EXScan H.

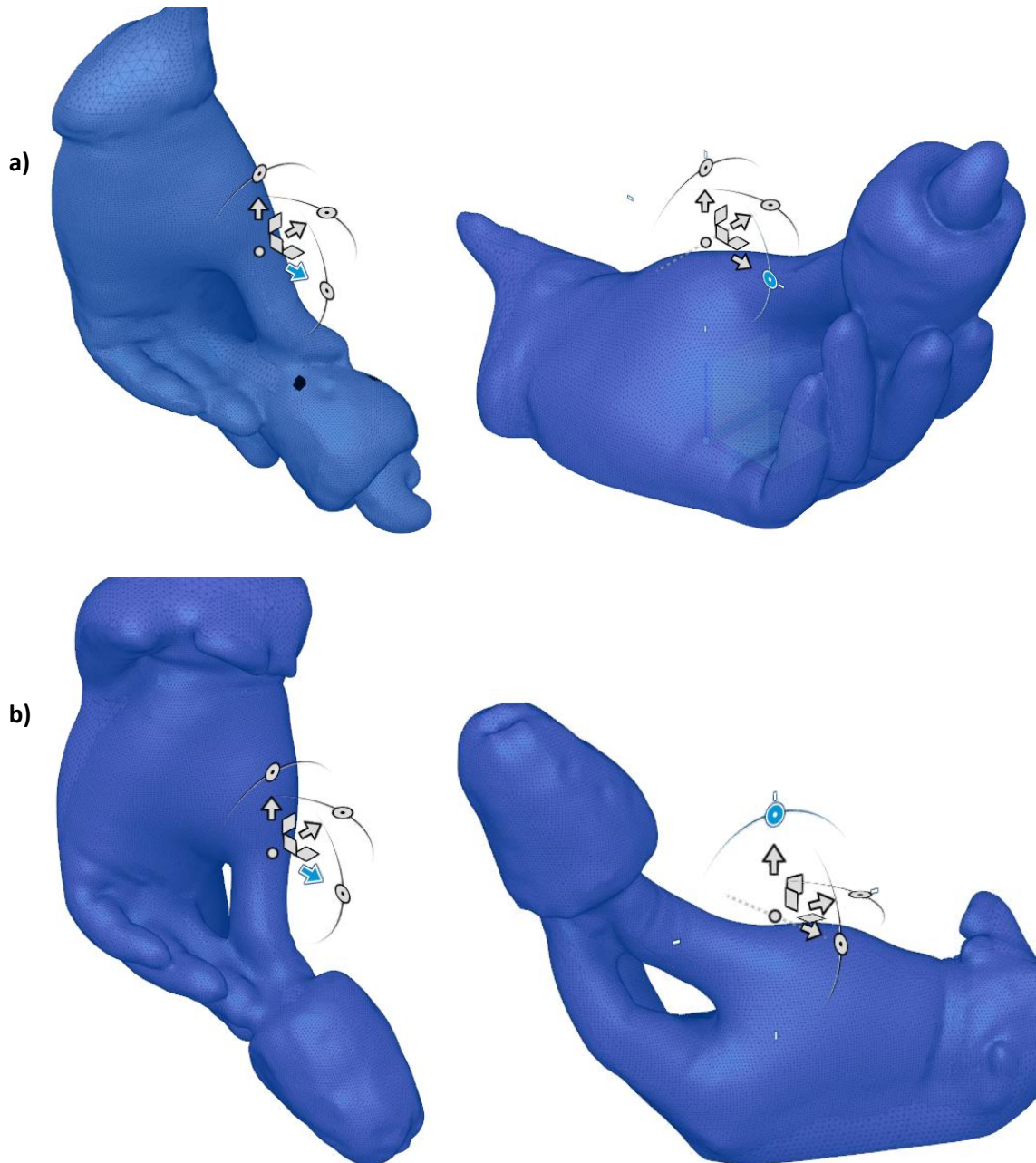


Fonte: Dados da pesquisa (2024)

O tratamento da malha geométrica foi feito no software Autodesk Fusion 360. A orientação do seu referencial foi determinada na posição 0, 0, 0 mm (x, y, z) (Figura 41). Foram percebidas falhas em algumas áreas da malha geométrica, oriundas da não captação da imagem nessas regiões. Conseqüentemente, foi necessário realizar o fechamento e correção da malha

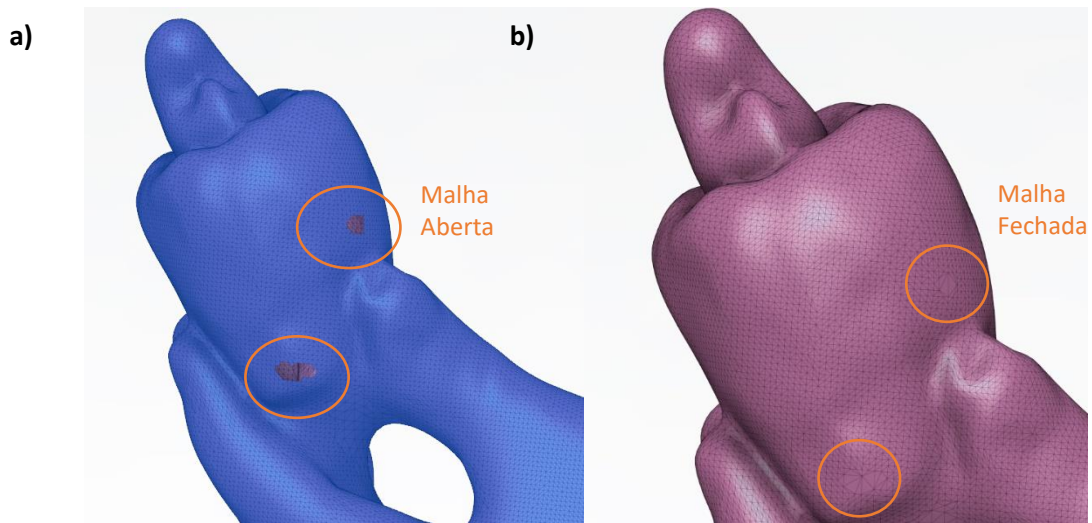
triangular ainda no mesmo software (Figura 42), corroborando com o que foi encontrado nos estudos de Castelo Branco (2021), Bueno (2012), Brewczyński e Tora (2014).

Figura 41 - Orientação no plano central (a) captação do caju para cima e (b) captação do caju para baixo no software Autodesk Fusion 360.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

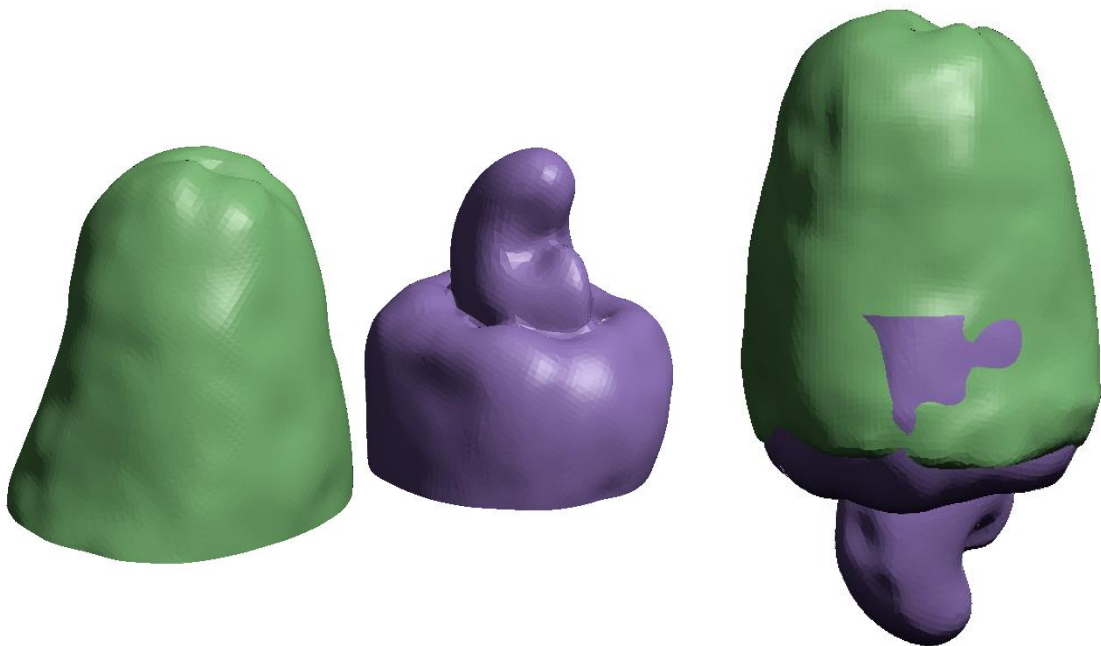
Figura 42 - Falha da malha geométrica no software Autodesk Fusion 360, a) malha aberta e b) malha fechada.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Após o fechamento da malha, foi realizada a segmentação dos dois arquivos escaneados que, posteriormente, foram fundidos para união da parte inferior com a superior do fruto. Esse processo de união dos arquivos ocorreu pelo fato do escâner não conseguir captar a imagem do caju completo em uma única digitalização (Figura 43).

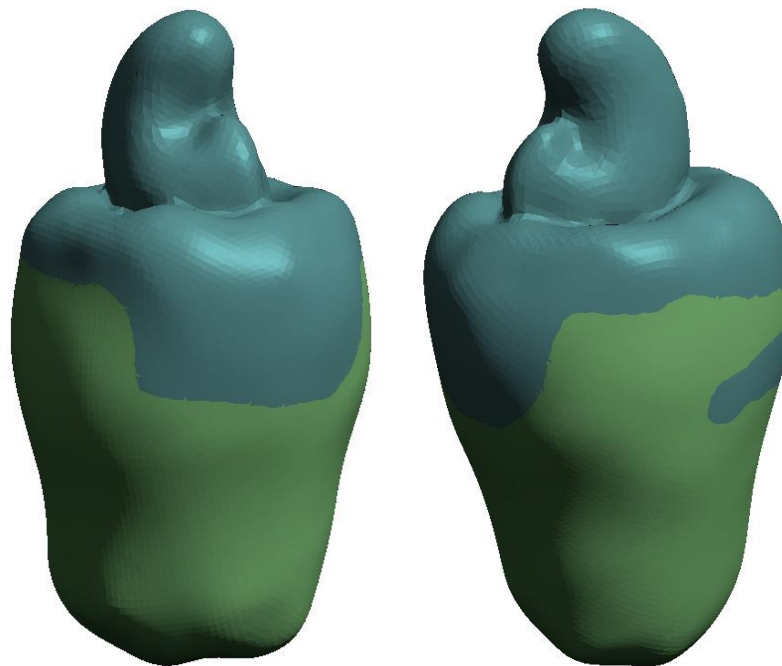
Figura 43 - Segmentação do caju e a união das duas partes no software Autodesk Fusion 360.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

A suavização da malha triangular foi realizada deixando a superfície mais torneada e com a malha de triângulos mais organizada. Realizou-se ainda a suavização na região exata em que ocorreu a segmentação/corte e fusão entre os arquivos escaneados, assim como nas regiões em que foram corrigidas as falhas da malha geométrica (Figura 44).

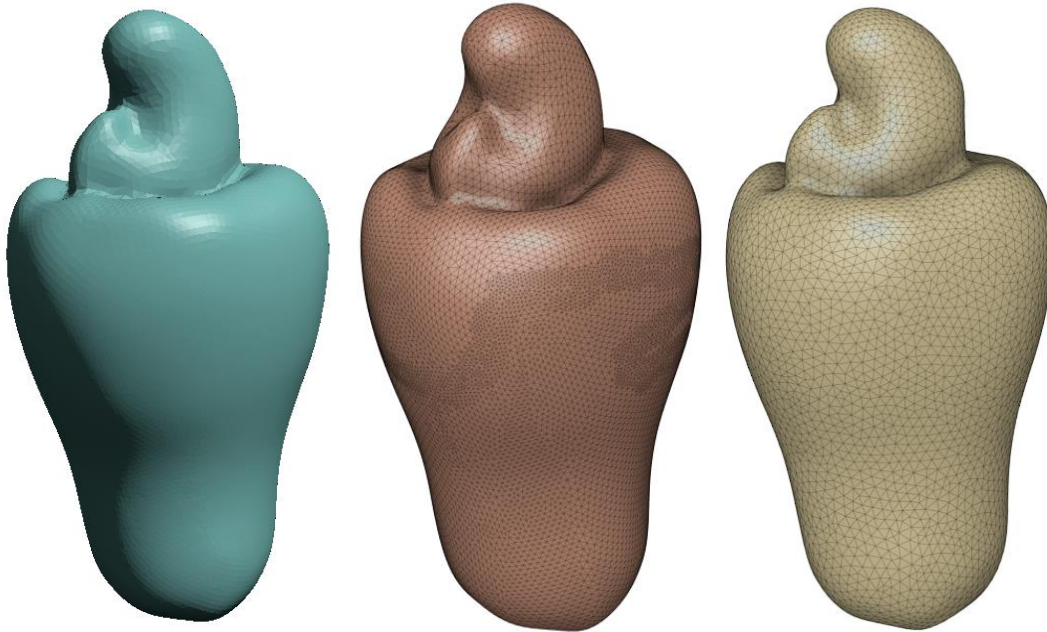
Figura 44 - Tratamento da malha geométrica na segmentação e na correção de malha, no software Autodesk Fusion 360.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Para que o caju apresentasse uma geometria com aparência de traços suaves, foi realizada uma modelagem na superfície da silhueta do fruto para otimização do designer desse (Figura 45).

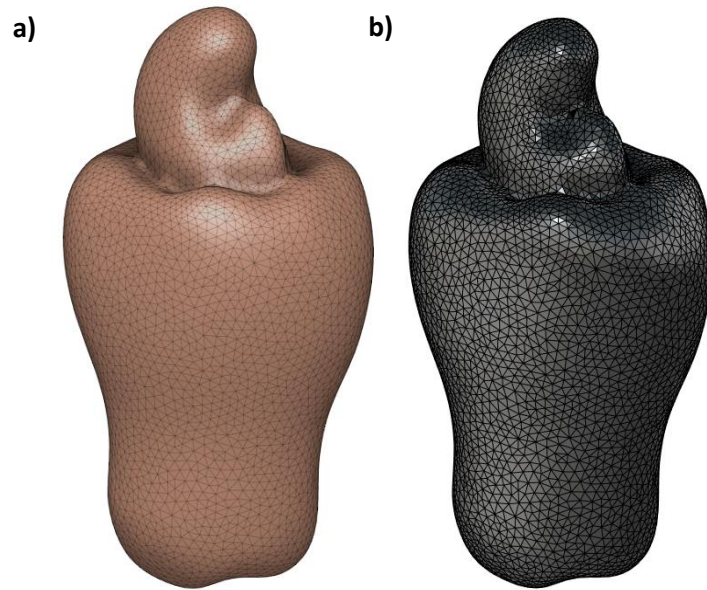
Figura 45 - Tratamento da malha geométrica e suavização da geometria, no software Autodesk Fusion360.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Após finalização dos procedimentos para suavizar a malha geométrica, o arquivo de extensão .STL foi convertido para um arquivo sólido parametrizado de extensão .IPT para iniciar a modelagem do design do dispositivo no software Autodesk Inventor. O método facetado foi utilizado para gerar o arquivo sólido (Figura 46).

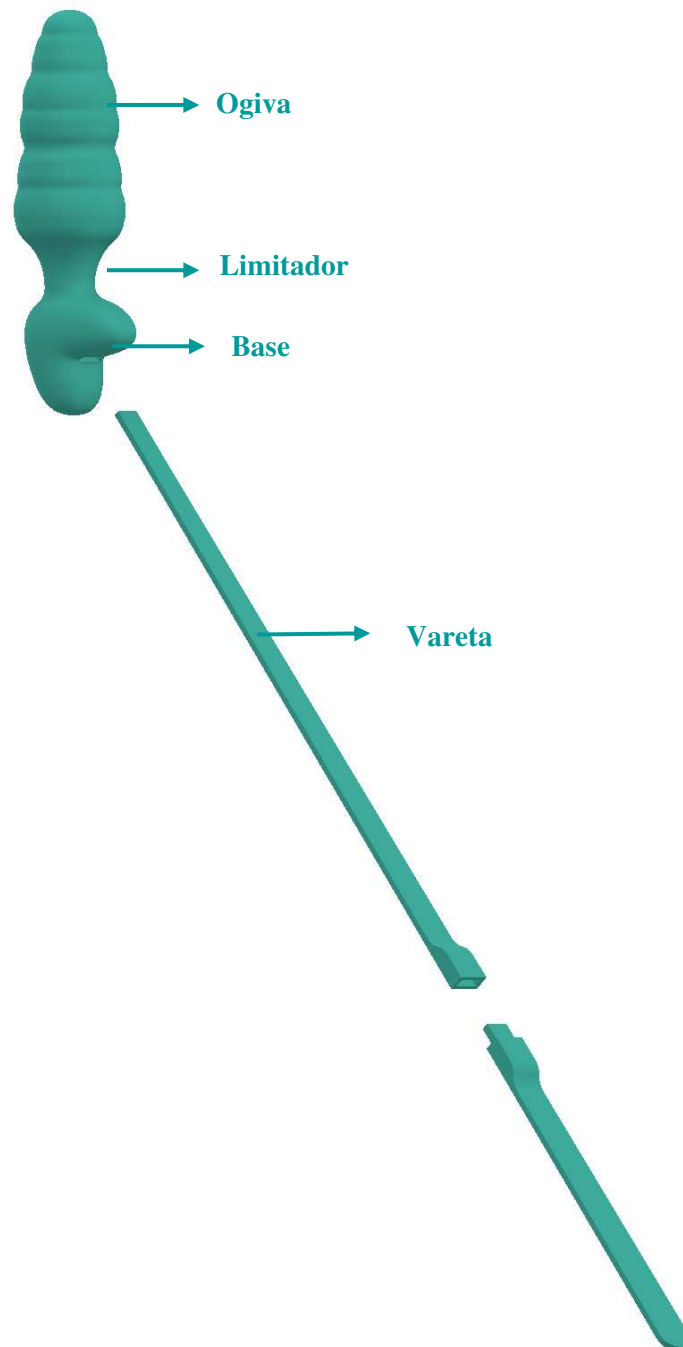
Figura 46 - Conversão da malha .STL geométrica (a) para arquivo sólido (b) no Autodesk Fusion 360.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

A modelagem CAD iniciou-se com o contorno das curvas do caju para o desenvolvimento do dispositivo mecânico para treinamento dos músculos do assoalho pélvico. Esse dispositivo é composto por quatro elementos: base, vareta, limitador e ogiva (porção maior, perfil) (Figura 47).

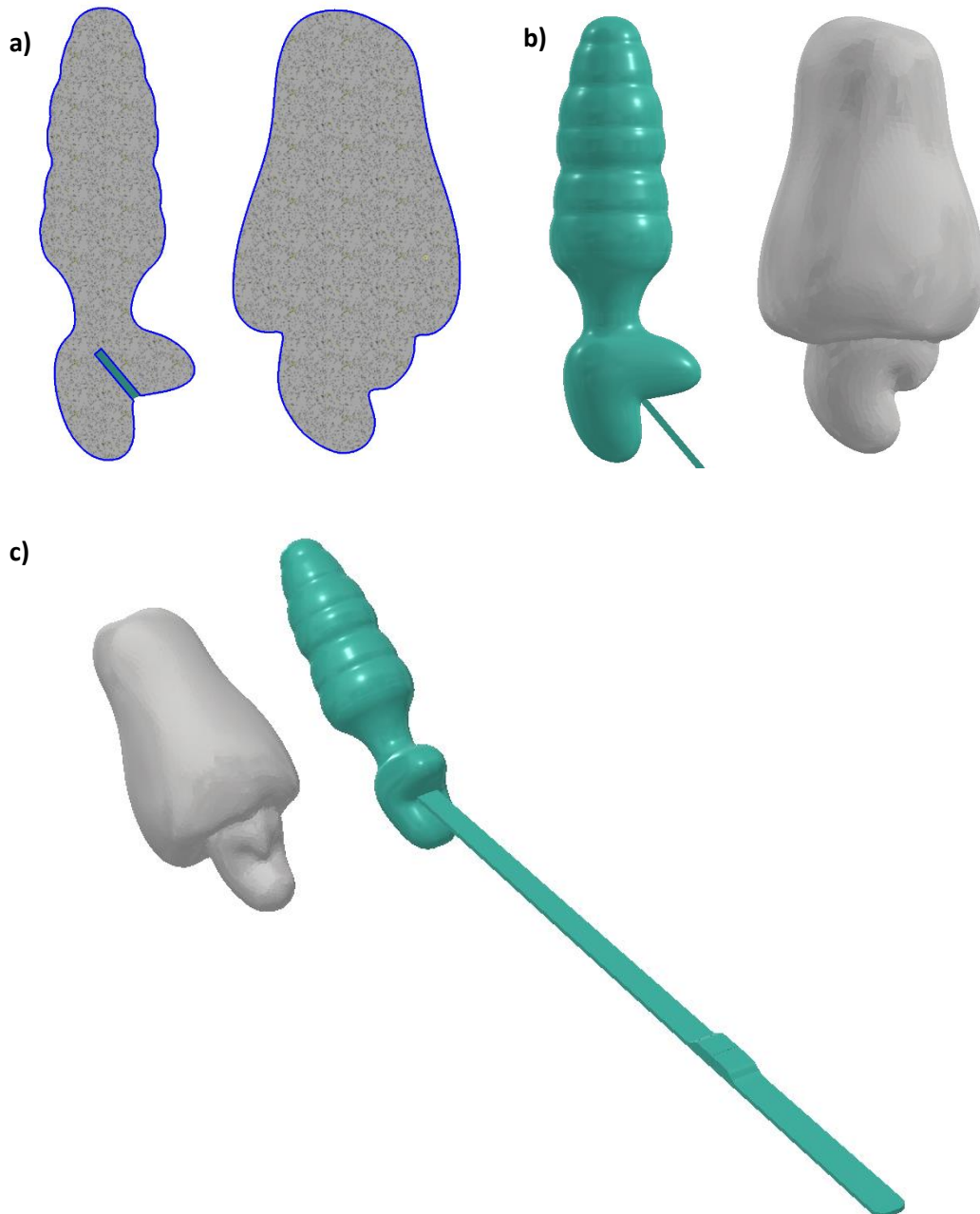
Figura 47 - Caracterização do dispositivo do assoalho pélvico.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Inicialmente, o arquivo sólido do caju foi referenciado em um plano de construção XY. Com base na modelagem das curvas do caju, foi caracterizada a base de sustentação da vareta e o perfil da ogiva do dispositivo (Figura 48).

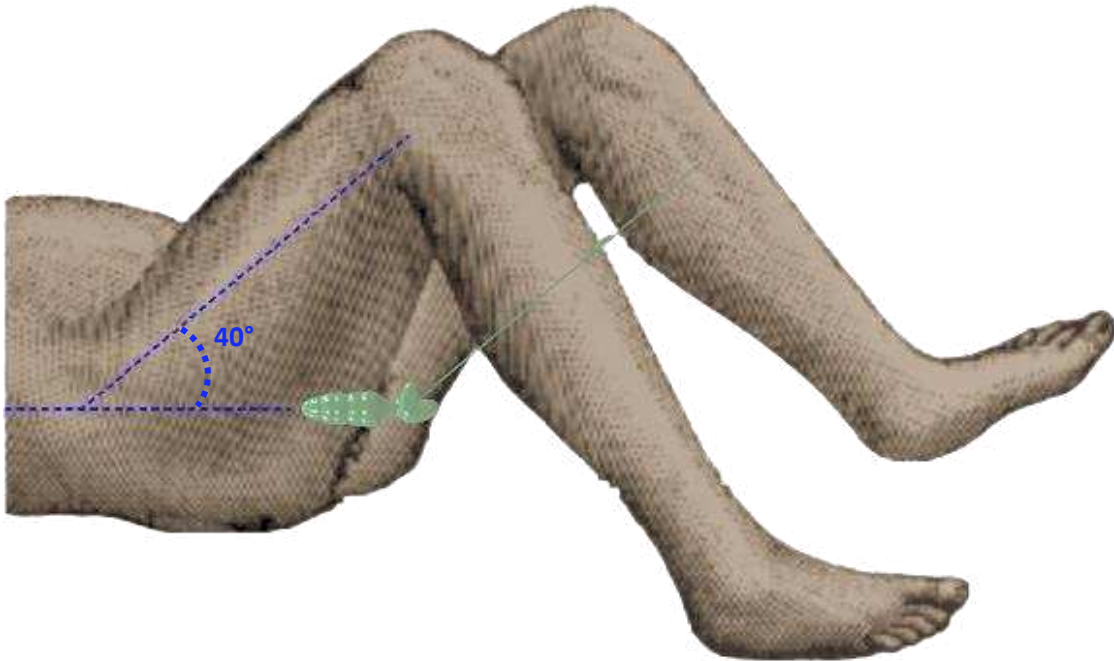
Figura 48 - Desenvolvimento do dispositivo do assoalho pélvico, a) vista de corte com linhas de desenvolvimento no plano de construção XY, b) design 3D e c) imagem em perspectiva 3D, no software Autodesk Inventor.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

A base foi modelada com o objetivo de servir de encaixe para a vareta. O encaixe foi projetado com 40° de inclinação, semelhante a própria geometria da castanha do caju, fazendo referência à linha anatômica do plano coronal do corpo humano, uma vez que a paciente deve estar em posição de litotomia para utilizar o dispositivo e visualizar a vareta no mesmo eixo (Figura 49).

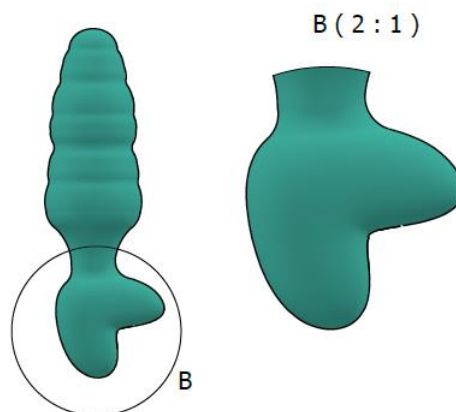
Figura 49 - Angulação da vareta em posição de Litotomia.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

A ponta superior da base teve sua projeção alongada para evitar a entrada total do dispositivo no canal vaginal, assumindo assim uma posição de bloqueio, juntamente com o limitador que foi projetado entre a base e a ogiva, com formato mais estreito para servir como ponto de rotação para o dispositivo durante o seu funcionamento (Figura 50).

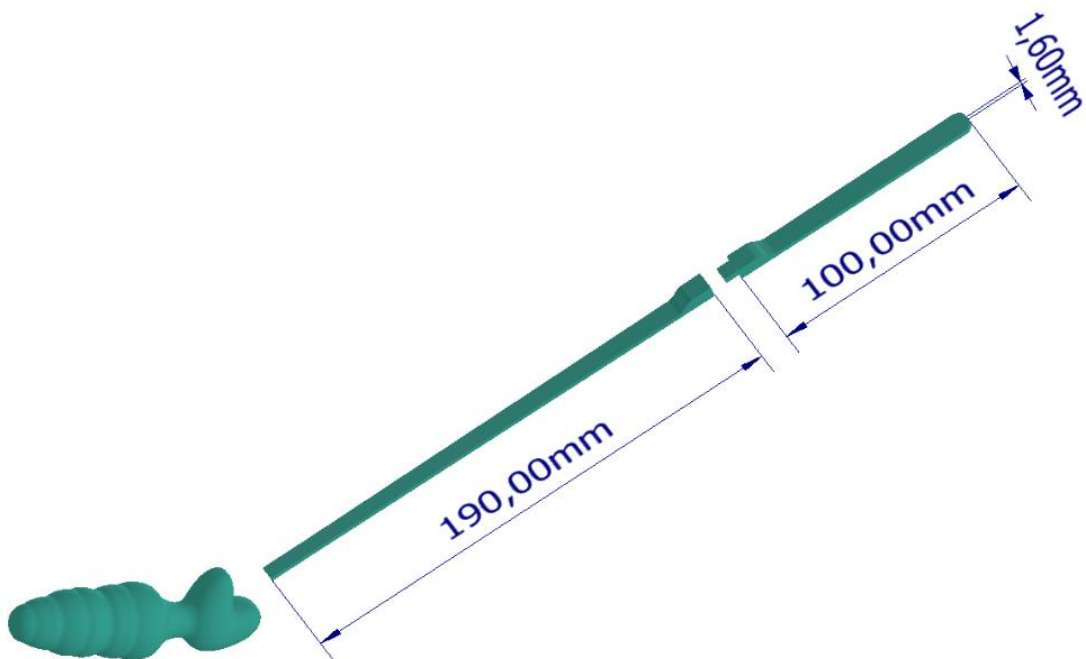
Figura 50 - Detalhamento da ponta superior da base do dispositivo com escala ampliada



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

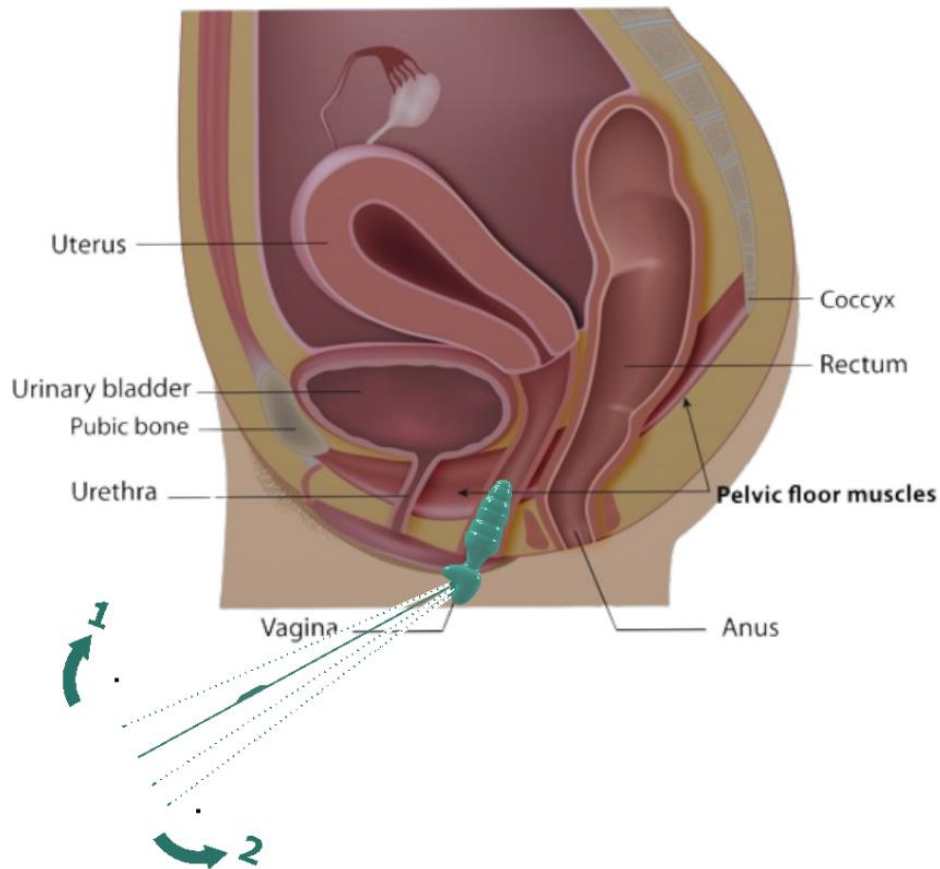
A vareta foi segmentada em duas partes (figura 51), deixando-a com comprimento total de 290,00 mm, esse tamanho se justifica para proporcionando à paciente visualizar o deslocamento da vareta para baixo durante a contração do seu AP. De acordo com o estudo de Delgado *et al.* (2013), quando a força de contração é eficaz, o canal vaginal realiza um deslocamento com angulação. Desta forma, a vareta projetada alcança uma angulação de até 70°, sendo a angulação média realizada em mulheres que apresentam DAP em torno de 45° (Verelst e Leivseth, 2007) (figura 52).

Figura 51 - Representação geométrica da vareta



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Figura 52 - Posição/funcionamento da vareta no canal vaginal



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

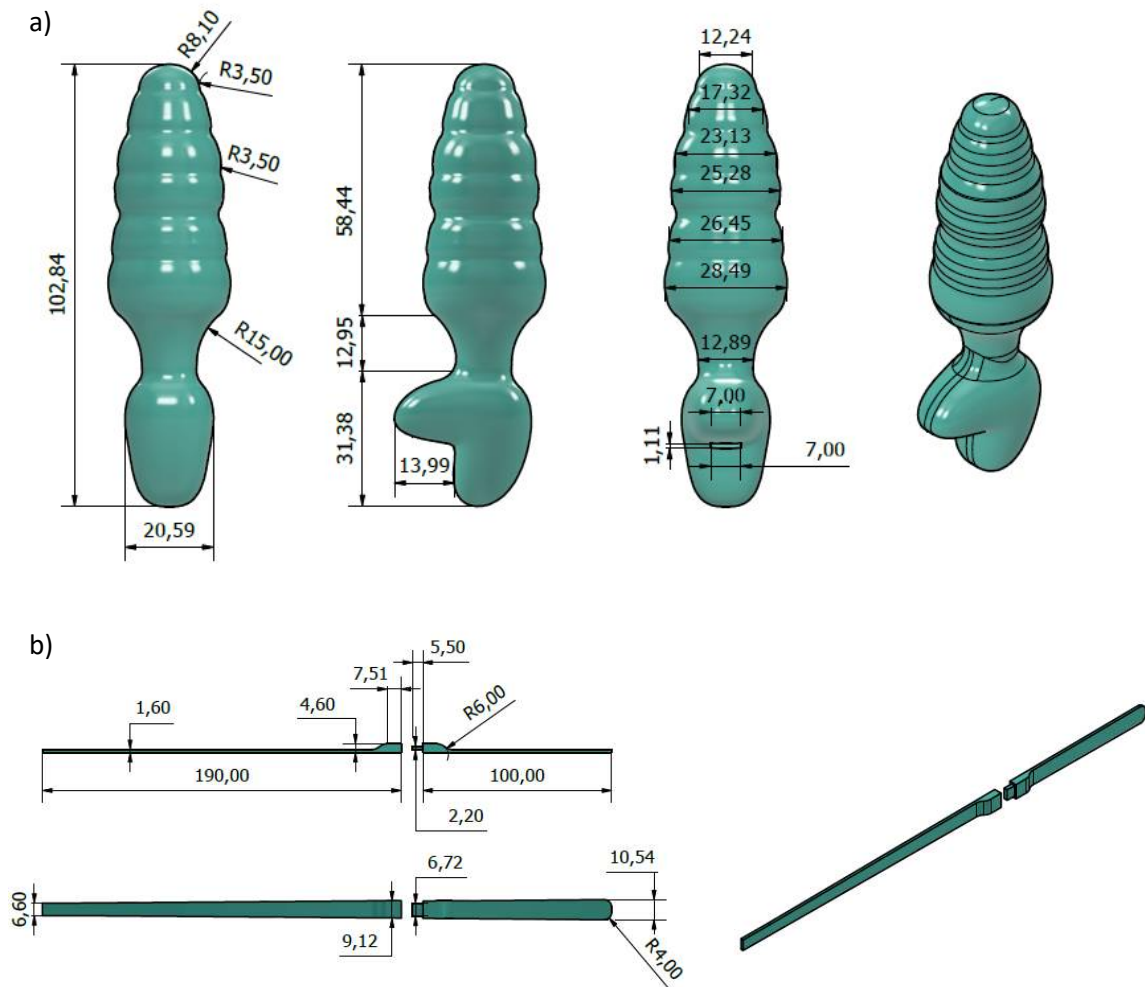
A ogiva refere-se à porção maior do dispositivo que será introduzida no canal vaginal. Foi projetada com comprimento de 58,44mm, correspondendo a região de contato com o canal vaginal propriamente dito. A parametrização dessa medida foi baseada em achados de imagens médicas de TC cuja medida calculada no *software* InVesalius mediu 58,49 mm no corte sagital (Figura 53), o que conferiu ao dispositivo características similares ao corpo humano, oferecendo à paciente o máximo de conforto durante o seu uso. O comprimento total do dispositivo ficou com a medida de 102,84 mm e o seu maior diâmetro com 28,44 mm. Cada abaulamento anelado da ogiva foi projetado com parâmetros distintos, porém aproximados, estando de acordo com os achados do canal vaginal encontrados na TC, que da mesma forma não são padronizados (figura 54).

Figura 53 - Imagem sagital TC sexo feminino região pélvica, no software Invesalius.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

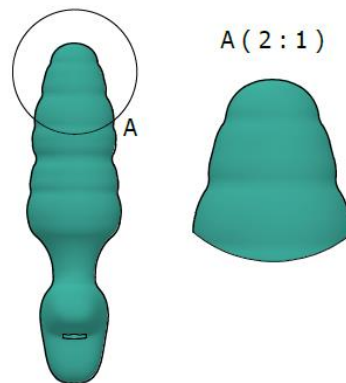
Figura 54 - Cotas do dispositivo no software Autodesk Inventor.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Quanto ao design do topo da ogiva, esse foi modelado com formato arredondado e menor diâmetro em relação ao restante. Esse formato foi adotado para garantir que a introdução do dispositivo seja confortável (Figura 55).

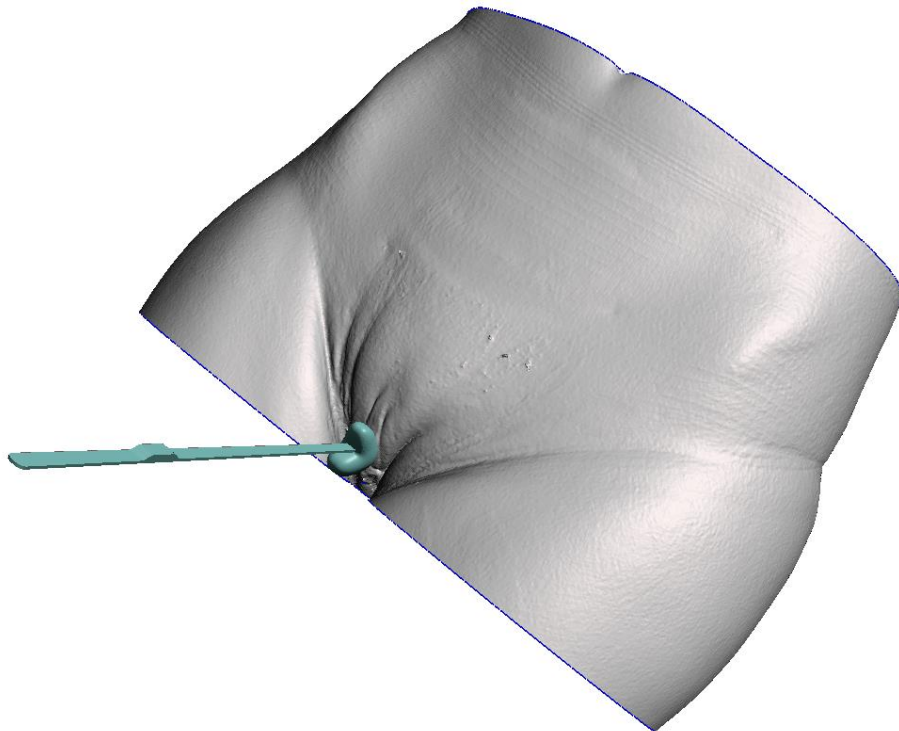
Figura 55 - Detalhamento da ponta superior da ogiva do dispositivo com escala ampliada



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Um modelo 3D do tecido mole da TC, utilizada para parametrização do dispositivo, foi exportado do *software* Invesalius e importado no Autodesk Fusion 360 para representar o modelo digital do dispositivo no canal vaginal (Figura 56).

Figura 56 - Modelo 3D do tecido mole por TC com montagem do dispositivo no Autodesk Fusion 360.

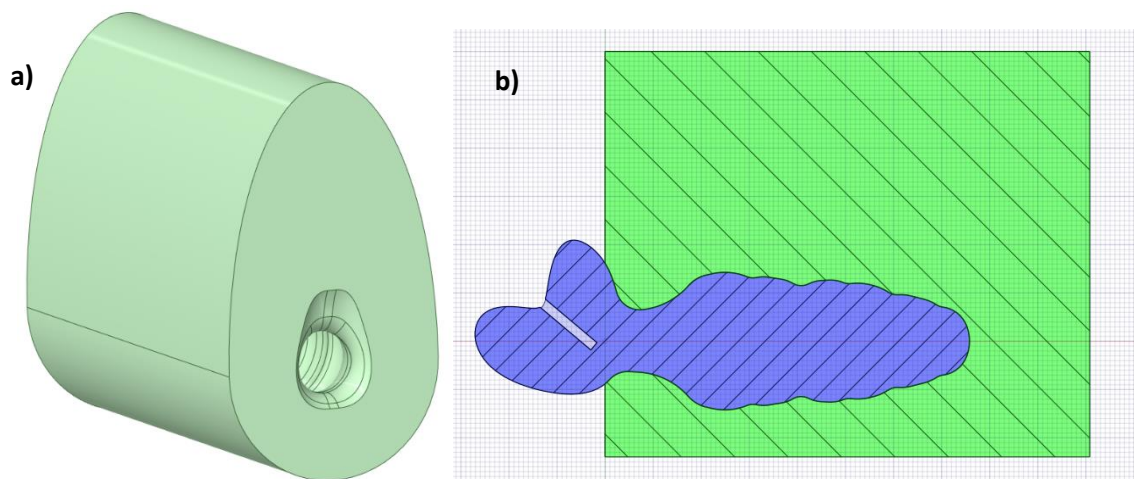


Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Após a finalização do modelo CAD, iniciou-se a validação do dispositivo através da simulação computacional CAE. As análises foram conduzidas de forma linear, desprezando alguns fenômenos físicos como: gravidade, temperatura, forças inerciais e fluidos lubrificantes. Optou-se por um modelo de estudo simplificado, por ser uma pesquisa em fase inicial e pela escassez de estudos similares na área computacional objeto do estudo.

Após a definição do modelo matemático, foi estabelecido um modelo geométrico que retrata o canal vaginal e os MAPs, juntamente com o dispositivo introduzido nesse modelo matemático. A verificação da malha geométrica do dispositivo foi realizada com aprovação da sua convergência. A região da base ficou fora do canal vaginal (Figura 57) definindo assim o volume de controle (VC). As condições de contorno no dispositivo foram aplicadas na região da ogiva e do limitador do dispositivo.

Figura 57 - a) Modelo geométrico adaptado na representação do canal vaginal e dos MAPs b) vista de corte do dispositivo do modelo geométrico



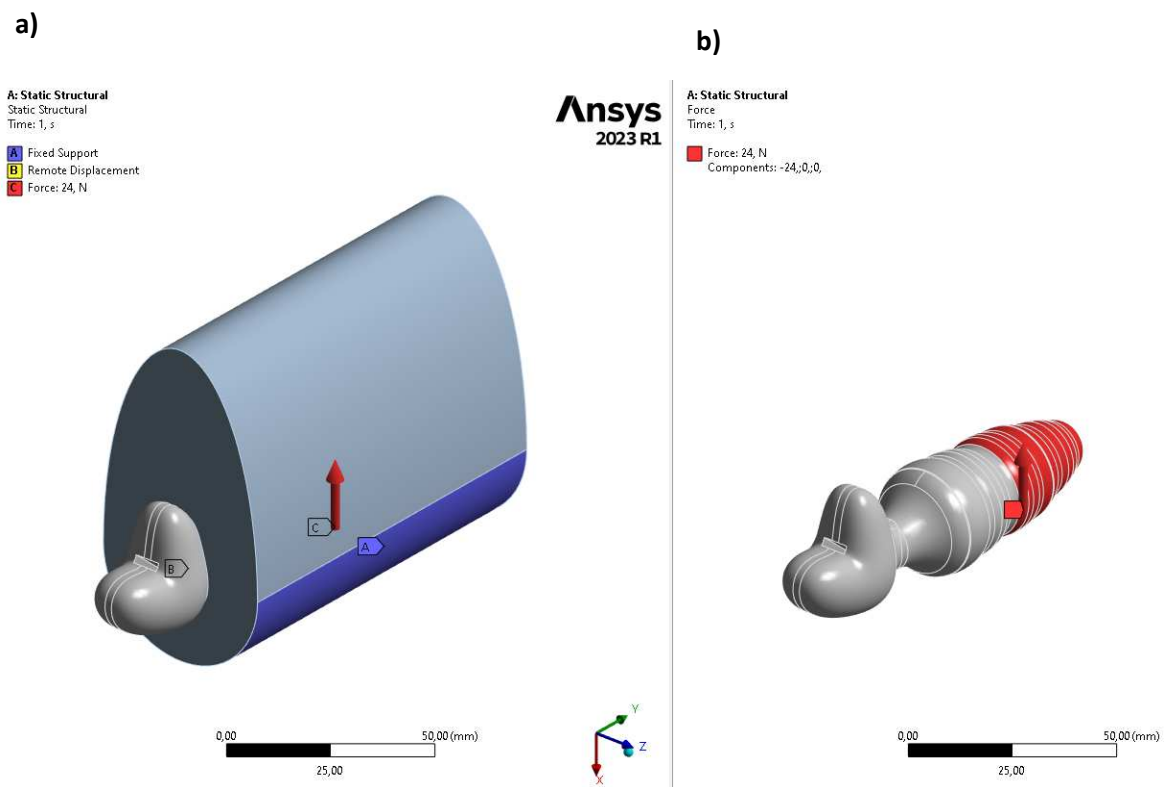
Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Os MAPs foram adotados como linear e seu módulo de elasticidade definido em 4,8 KPa (Tang *et al.*, 2020). Para este modelo geométrico adaptado na representação do canal vaginal e dos MAPs, foi adotado o material utilizado na fabricação do dispositivo, VeroWhitePlus RGD 835 da Stratasys, que possui um limite de ruptura de, aproximadamente, 50 MPa (Anexo 1). Além disso, foi adotado um fator de segurança de 10, sendo assim a tensão admissível considerada foi de 5,0 MPa.

Para as condições de controle, a região fixada foi a parte inferior do canal vaginal, sendo a carga concentrada aplicada na região da ogiva do dispositivo em seis aplicações de cargas

diferentes de 19 N, 21 N, 24 N, 30 N, 35 N e 40 N (Figura 58). Essas forças foram adotadas da pesquisa de Verelst e Leivseth (2007), nesse estudo mostrou-se as forças que o musculo do assoalho pélvico promovem quando colocadas a uma força de contração, nele usou-se um dispositivo para captar essas forças dos MAPs utilizando um extensômetro, em grupos de mulheres com e sem incontinência urinária, diante desse fato, foi utilizado essas forças como dados de entrada para o cálculo da simulação computacional.

Figura 58 - Condições de contorno do dispositivo, a) modelo montado com o dispositivo dentro do canal vaginal e b) dispositivo com carga concentrada, no software Ansys 2023 R1.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Para a carga de 19 N, obteve-se um deslocamento de 41,44 mm e uma angulação de 32,74°; para 21 N, o deslocamento foi de 43,62 mm e a angulação de 34,46°; para 24 N, observou-se um deslocamento de 52,35 mm e uma angulação de 41,35°; para 30 N, o deslocamento foi de 65,43 mm e a angulação de 41,35°; para 35 N, houve um deslocamento de 76,34 mm e uma angulação de 60,30°; finalmente, para a carga de 40 N, o deslocamento foi de 87,25 mm e a angulação de 68,92° (Quadro 1).

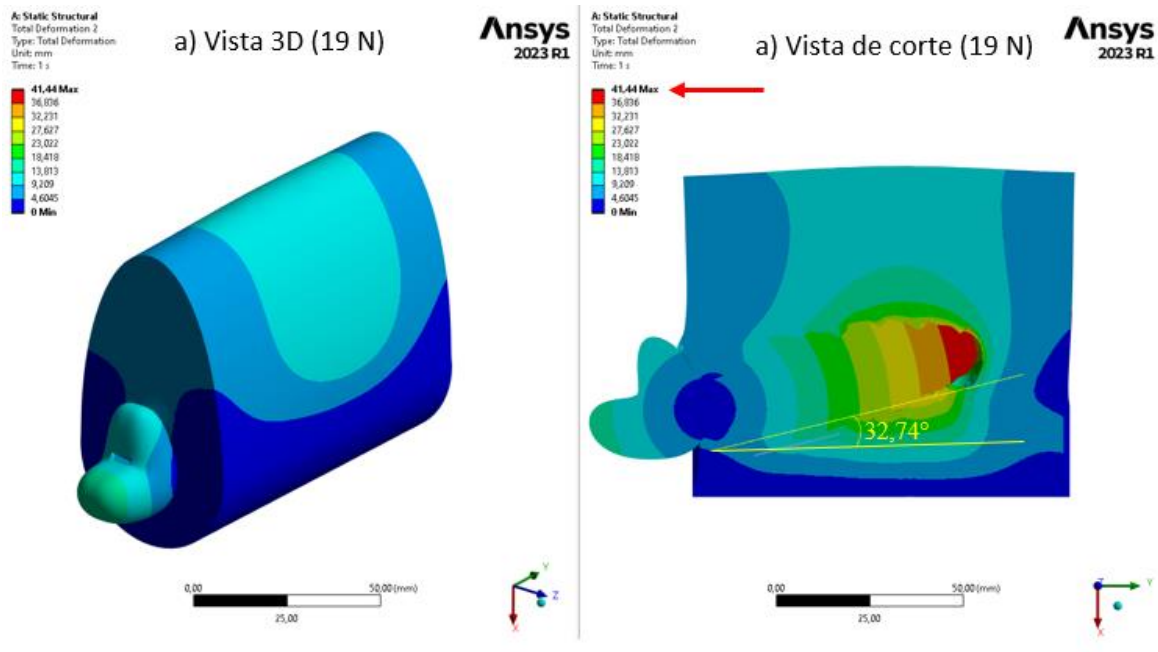
Quadro 1 - Aplicações das cargas com seus respectivos deslocamentos e angulações de rotação de giro.

Força (N)	Deslocamento (mm)	Rotação (°)
0	0	0
19	41,44	32,736
20	43,622	34,458
24	52,346	41,35
30	65,432	51,688
35	76,338	60,302
40	87,249	68,922

Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Analisando as imagens da simulação de cada carga aplicada isoladamente, foi possível observar o deslocamento do dispositivo e sua rotação. Constatou-se que para cada carga aplicada, o dispositivo teve uma rotação e uma deformação dos MAPs gradualmente linear (Figura 59, 60, 61,62,63,64).

Figura 59 - Simulação computacional para a carga de 19 N- software Ansys2023 R1



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Figura 60 - Simulação computacional para a carga de 21 N- software Ansys2023 R1

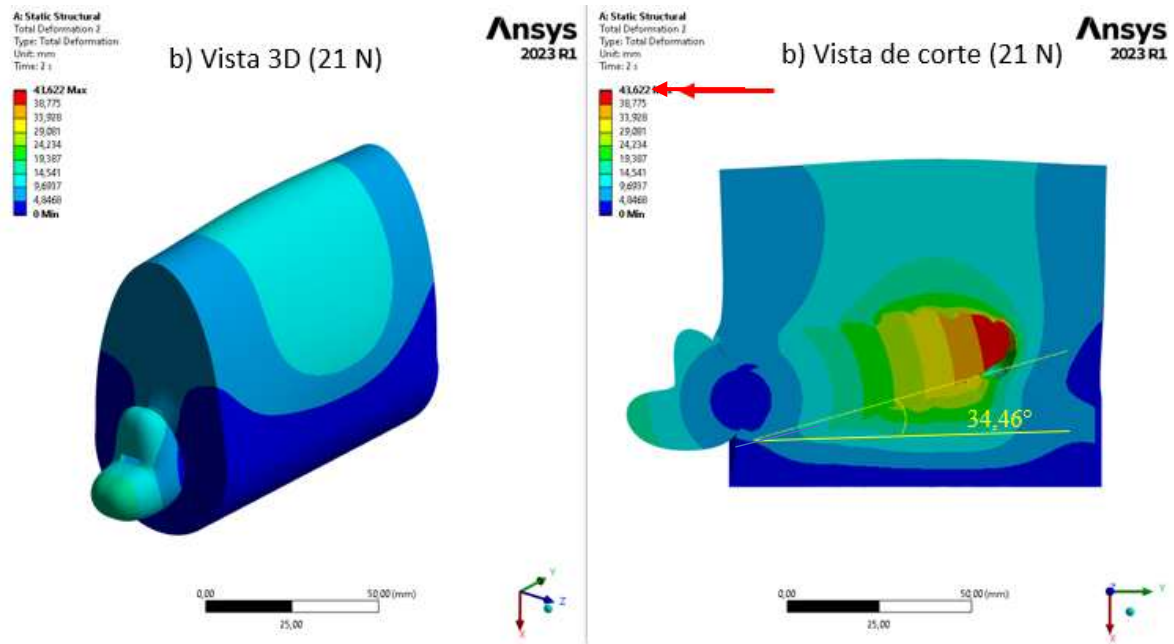


Figura 61 - Simulação computacional para a carga de 24 N- software Ansys2023 R1

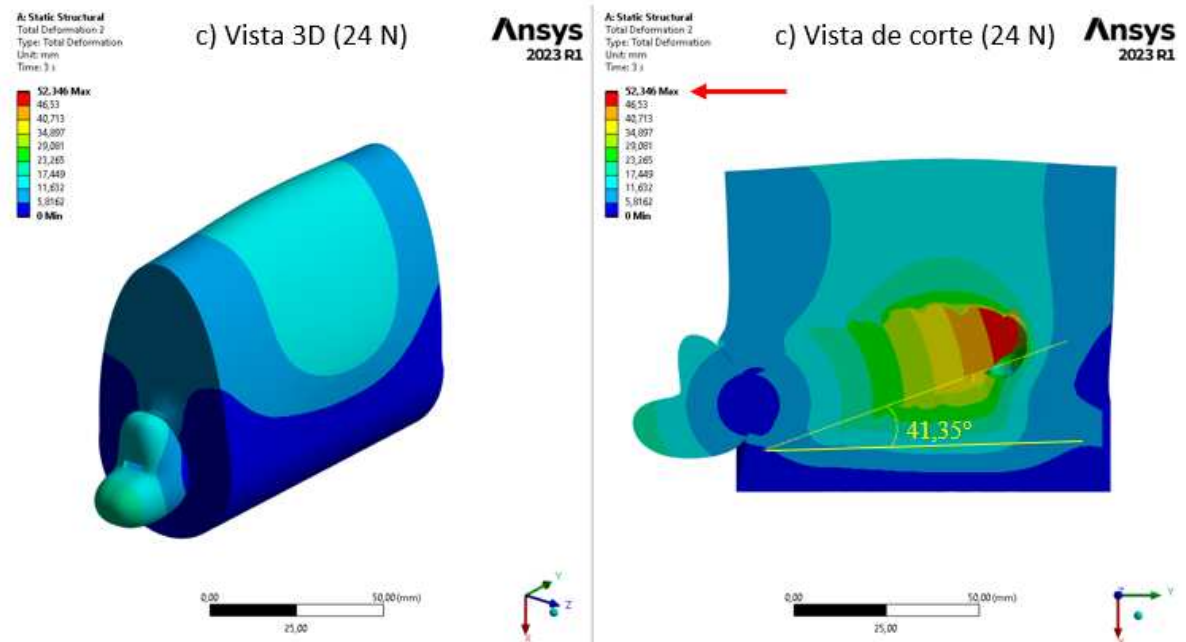
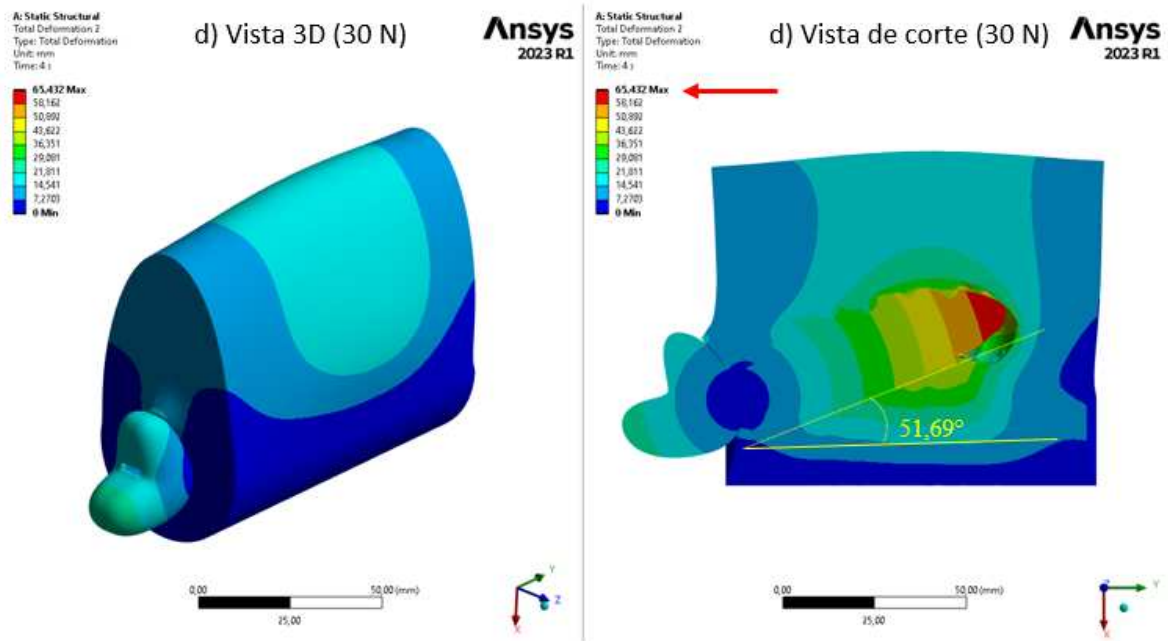
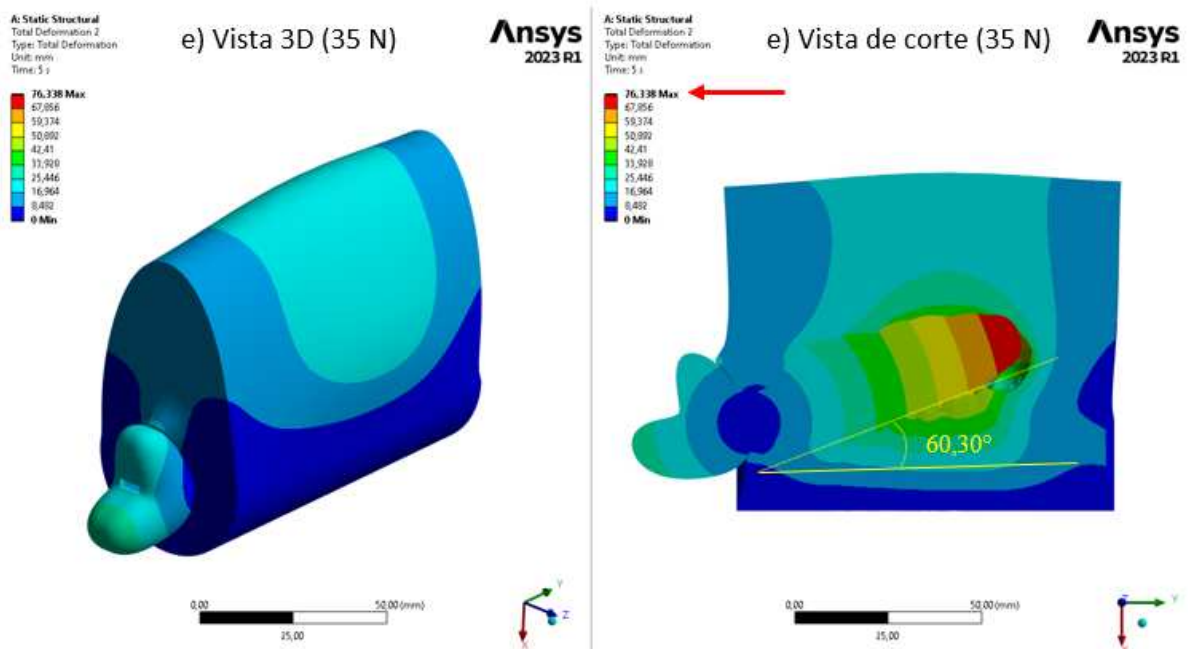


Figura 62 - Simulação computacional para a carga de 30 N- software Ansys2023 R1



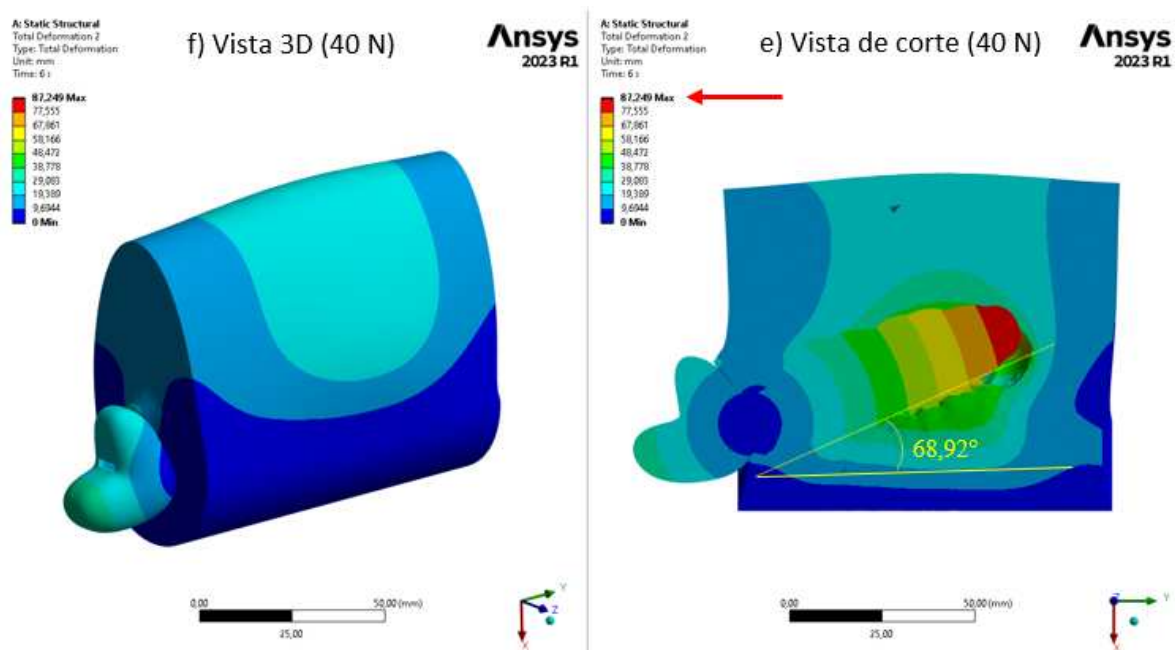
Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Figura 63 - Simulação computacional para a carga de 35 N - software Ansys2023 R1



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Figura 64 - Simulação computacional para a carga de 40 N - software Ansys2023 R1



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Ao analisar a representação gráfica da simulação, percebeu-se que, a partir da aplicação da força exercida nos MAPs, acontece uma rotação com escala linear proporcional, mostrando que a força aplicada é diretamente proporcional ao deslocamento do dispositivo.

Para análise da reação do material em resposta à aplicação da carga de força no dispositivo, esse apresentou em todas as cargas uma tensão máxima bem abaixo da tensão admissível que é foi de 5,0 Mpa (Quadro 2).

Quadro 2 - Tensões admissíveis aplicadas no dispositivo

Carga Aplicada	Tensão Máxima
19 N	0,14 MPa
21 N	0,15 MPa
24 N	0,18 MPa
30 N	0,22 MPa
35 N	0,26 MPa
40 N	0,29 MPa

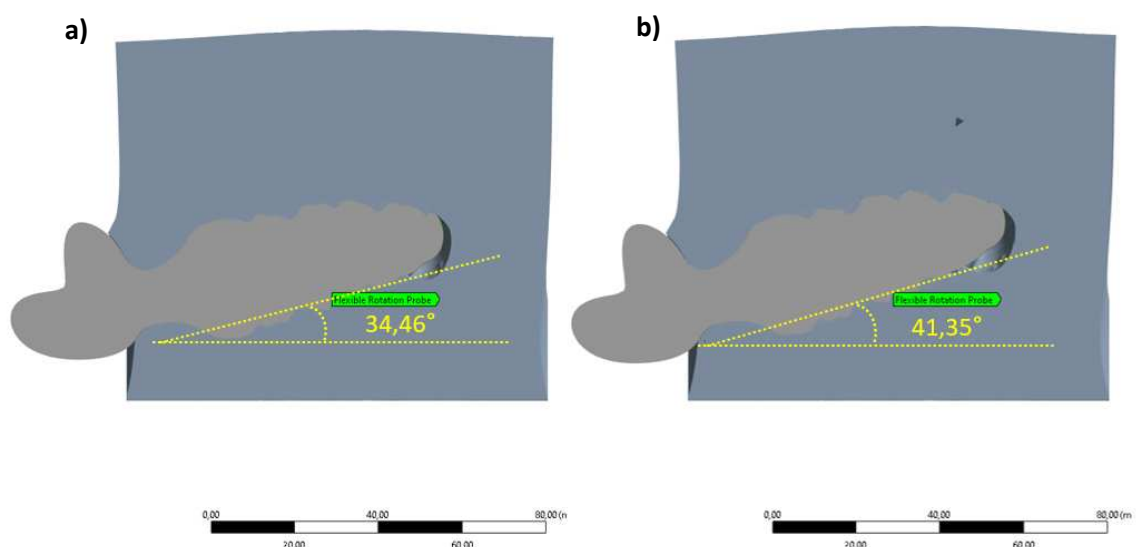
Fonte: Dados da pesquisa (2024)

A partir das análises de simulação é possível afirmar que a MAP proporciona uma força bem abaixo de uma força que resultaria em uma ruptura no material do dispositivo, considerando as tensões admissíveis apresentadas pelo fabricante da resina utilizada na fabricação do dispositivo (ANEXO 1).

Fazendo uma analogia entre o dispositivo desenvolvido e o estudo de Verelst e Leivseth (2007), é possível afirmar que a angulação atingida no dispositivo desenvolvido tem potencial para treinamento dos MAP, dado que ao redor da vagina existem músculos e que esses ao serem contraídos durante o TMAP, com o dispositivo de treinamento, aplicam forças e essas, por conseguinte o desloca, realizando assim uma angulação durante a contração.

Além disso, poderá desenvolver métodos de tratamento utilizando o dispositivo estudado, em razão das forças já serem conhecidas e relacionadas ao seu deslocamento. Como por exemplo, a carga de 21 N quando aplicada resultará na angulação de $34,46^\circ$ na vareta de medição e a carga de 24 N resultará na angulação de $41,35^\circ$ (Figura 65), fazendo com que a paciente acompanhe a inclinação por ela atingida. Desta forma, é possível idealizar um protocolo de tratamento para o TMAP, obedecendo sempre a visualização da rotação da vareta, posto que, quanto maior a rotação da vareta maior estará sendo a força exigida e melhor será a resposta ao tratamento.

Figura 65 - Angulação do dispositivo do assoalho pélvico nas cargas de 20 N (a) e 24 N (b), no software Ansys 2023 R1.



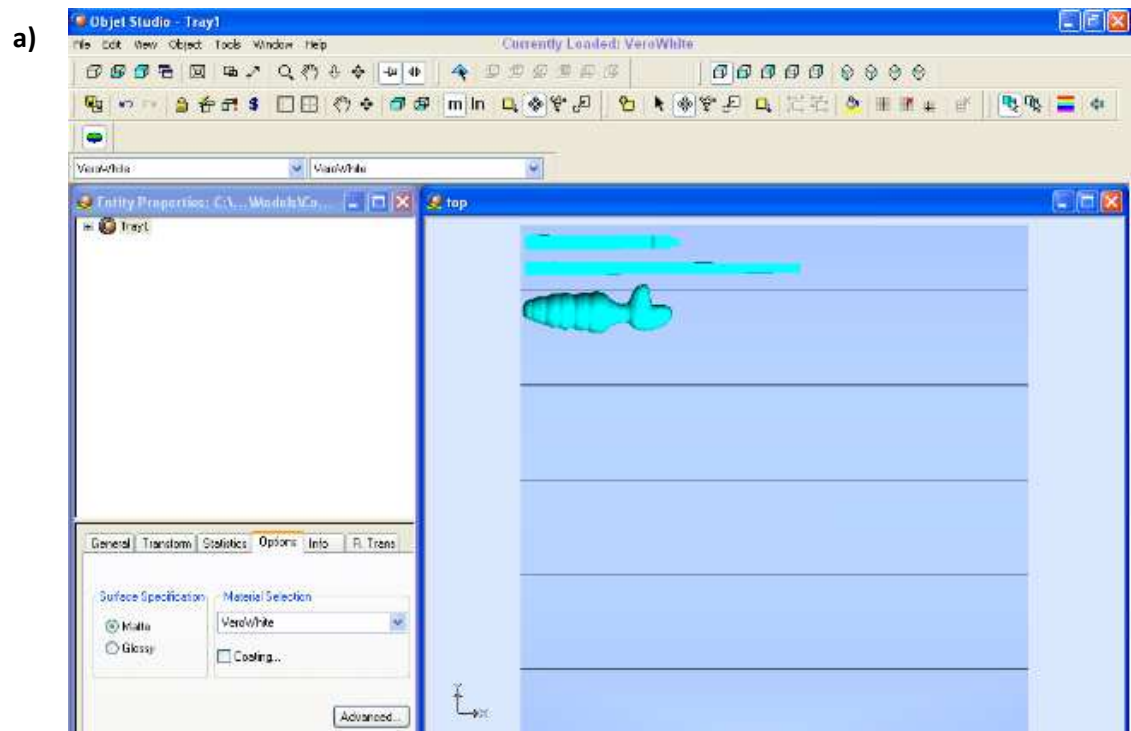
Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Para o processo de fabricação por manufatura aditiva, utilizou-se o processo Multi Jetting Printing – MJP (Polyjet), por apresentar qualidade superficial superior a outros processos de fabricação por MA e um dimensional que entrega alta precisão metrológica, algo também relatado no estudo de Ituarte *et al.* (2015) em processos que utilizam resinas líquidas.

Durante o processo de planejamento de impressão, foi estabelecido que a primeira amostra do dispositivo seria fabricada na posição horizontal “deitado” (Figura 66), visto que nessa posição economizaria material suporte e tempo de impressão. O consumo da primeira amostra ficou de 65,3 g do material *VeroWhite* e de 39,5 g de material suporte, com um tempo total de impressão 1h30min. Após a finalização da impressão e a limpeza do material suporte do dispositivo na jateadora de alta pressão D’agua, foram verificadas falhas, como uma linha de divisão na metade do dispositivo, falta e descamação de material na região central, deformação na ponta superior da ogiva e na base.

Como solução, poderia ser realizado um pós-processamento, lixando a peça, porém o dimensionamento do objeto ao desbastar camadas da superfície seria perdido. Diante dessas dificuldades, esse protótipo foi reprovado e uma nova impressão foi realizada (Figura 67,68,69).

Figura 66 - Posição de impressão do primeiro protótipo com os, a) parâmetros de impressão no software Objet Studio e b) dispositivo impresso.

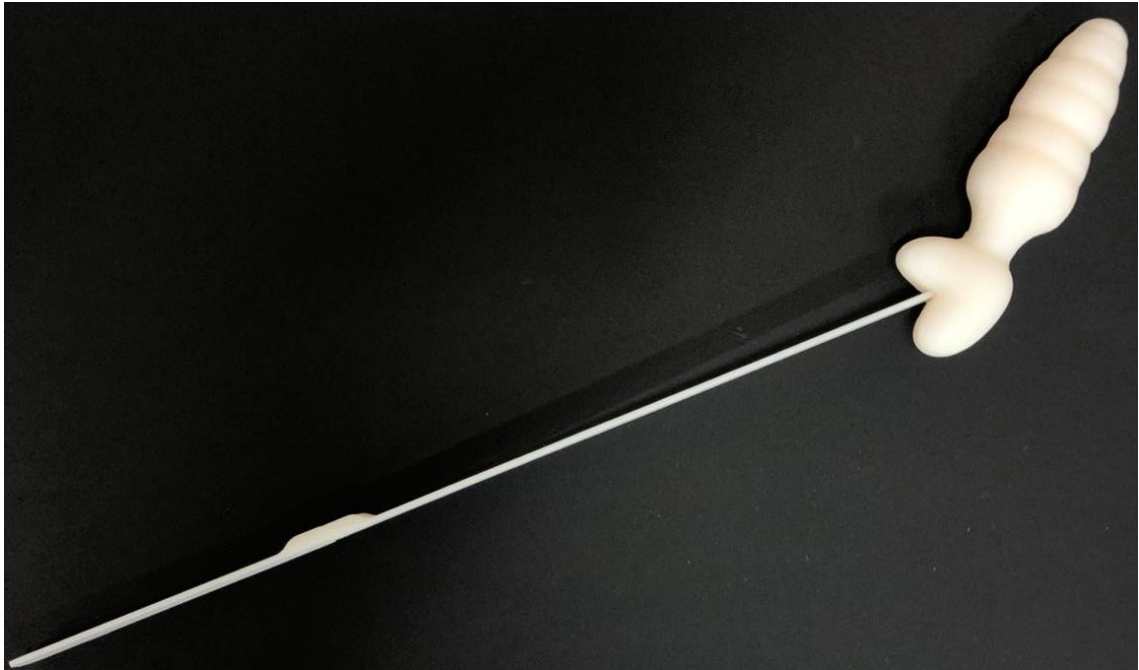


b)



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Figura 67 - Impressão 3D da primeira amostra e montagem do dispositivo



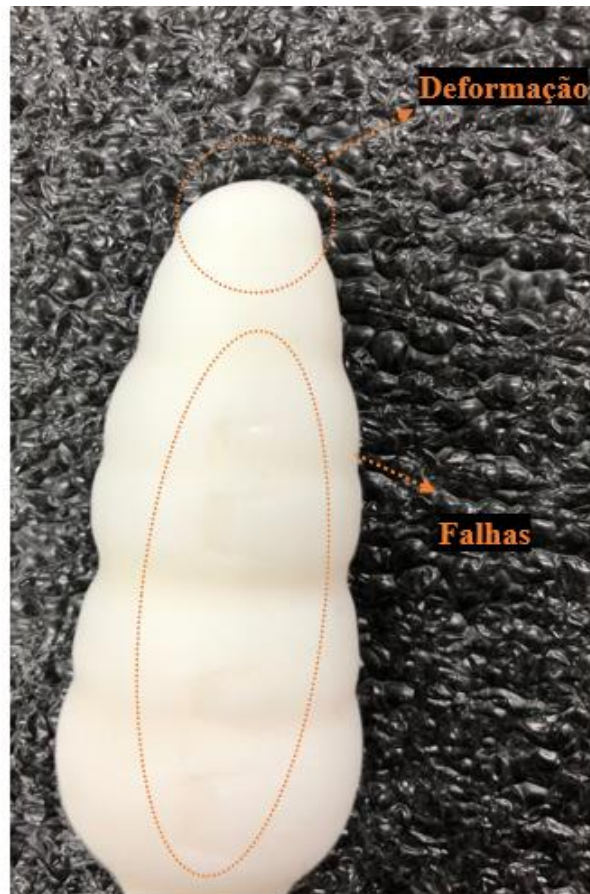
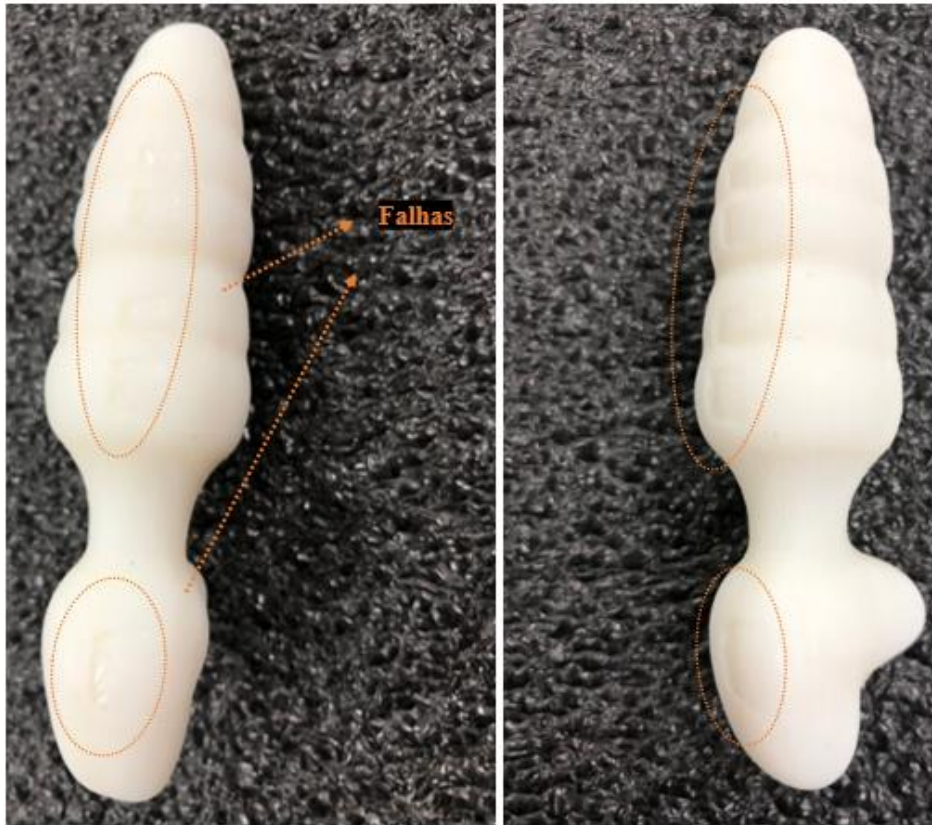
Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Figura 68 – Desmontagem do primeiro dispositivo



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

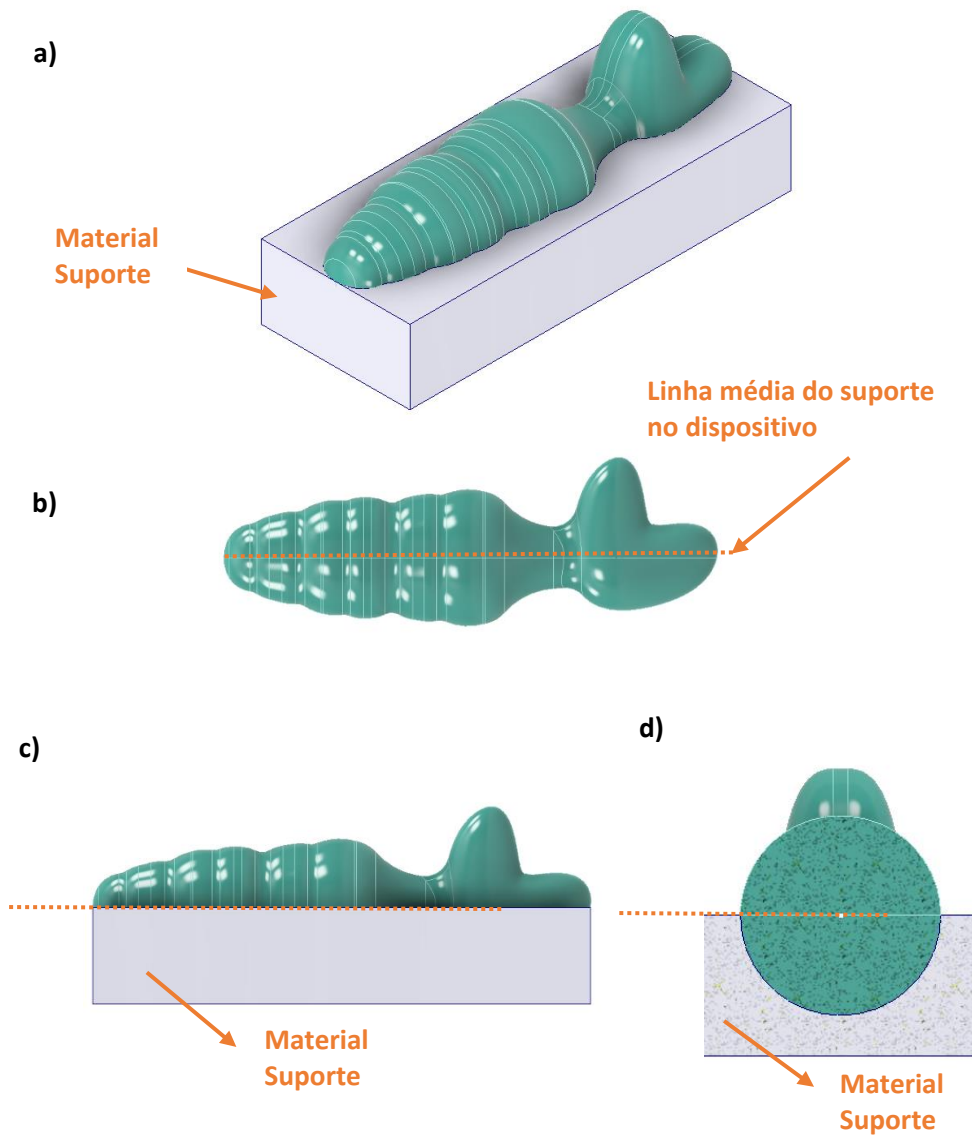
Figura 69 – Falhas no primeiro dispositivo



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

O aparecimento dessas falhas também foi relatado no estudo de Udroui, Braga, Nedelcu (2019) na tecnologia MJP – *Polyjet*. Eles destacaram que objetos com perfis cilíndricos quando colocados na posição horizontal “deitado” apresentaram marcas, delimitações e ressaltos na superfície do material, principalmente quando estavam com a qualidade de acabamento do tipo “*glossy*”, formando uma linha com características de degraus na posição média do objeto, o que pode acontecer devido ao contato com o material suporte (Figura 70).

Figura 70 - Representação de imagem 3D do processo MJP – Polyjet no dispositivo com o suporte de preenchimento, a) imagem em perspectiva, b) linha média do suporte com o dispositivo, c) perfil horizontal na bandeja de impressão, d) vista de corte com o suporte.

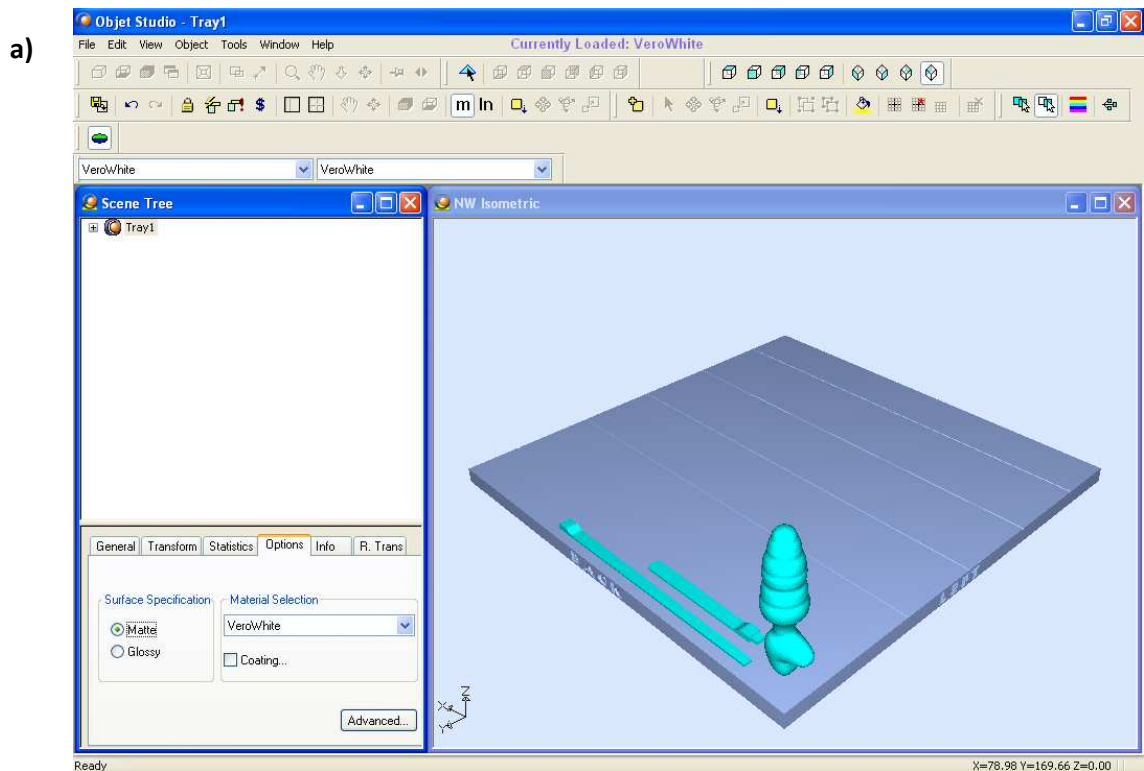


Fonte: Dados da pesquisa (2024)

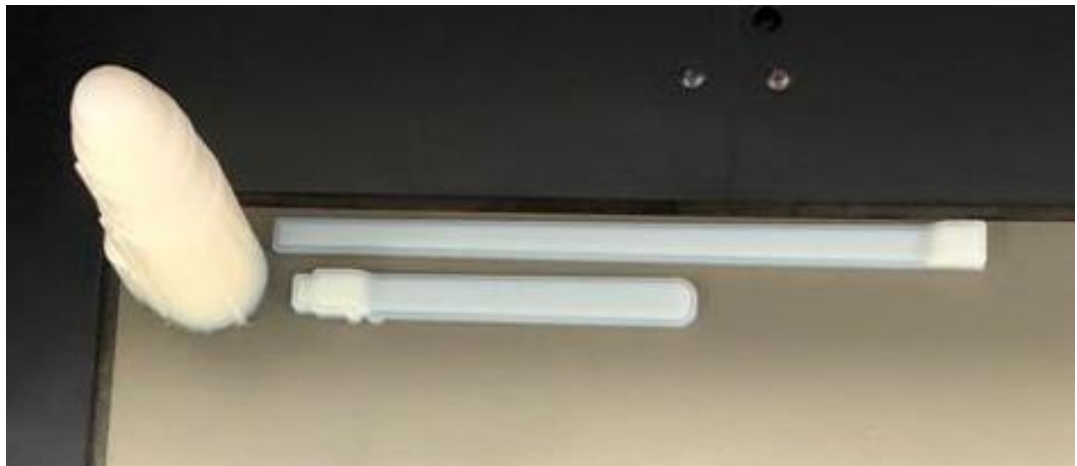
De acordo com a metodologia proposta por Udriou, Braga, Nedelcu (2019), para perfis cilindros, a melhor posição para atingir uma qualidade superficial otimizada é a posição vertical “para cima” no processo MJP – *Polyjet*. Desta forma, foi realizada uma nova impressão na posição vertical com acabamento em “matte” (Figura 71). O tempo de impressão aumentou consideravelmente, uma vez que quanto maior a altura do objeto no eixo Z, maior será o tempo de impressão.

Para a impressão do segundo protótipo foi utilizado 65,3 g do material *VeroWhite* e de 67,9 g de material suporte, com um tempo de impressão de 3h42min. Ao modificar a posição do dispositivo na bandeja de impressão, verificou-se que não houve alteração na quantidade de material utilizado, uma vez que a posição do objeto na bandeja não sofre influência no gasto do material. Porém, houve um gasto quase dobrado de material suporte, assim como o tempo de impressão que foi quase triplicado, constatando que a posição do objeto na bandeja de impressão influencia tanto na quantidade de material utilizado, quanto no tempo total de impressão.

Figura 71 - Posição de impressão do segundo protótipo com os, a) parâmetros de impressão no software Objet Studio e b) dispositivo impresso.



b)



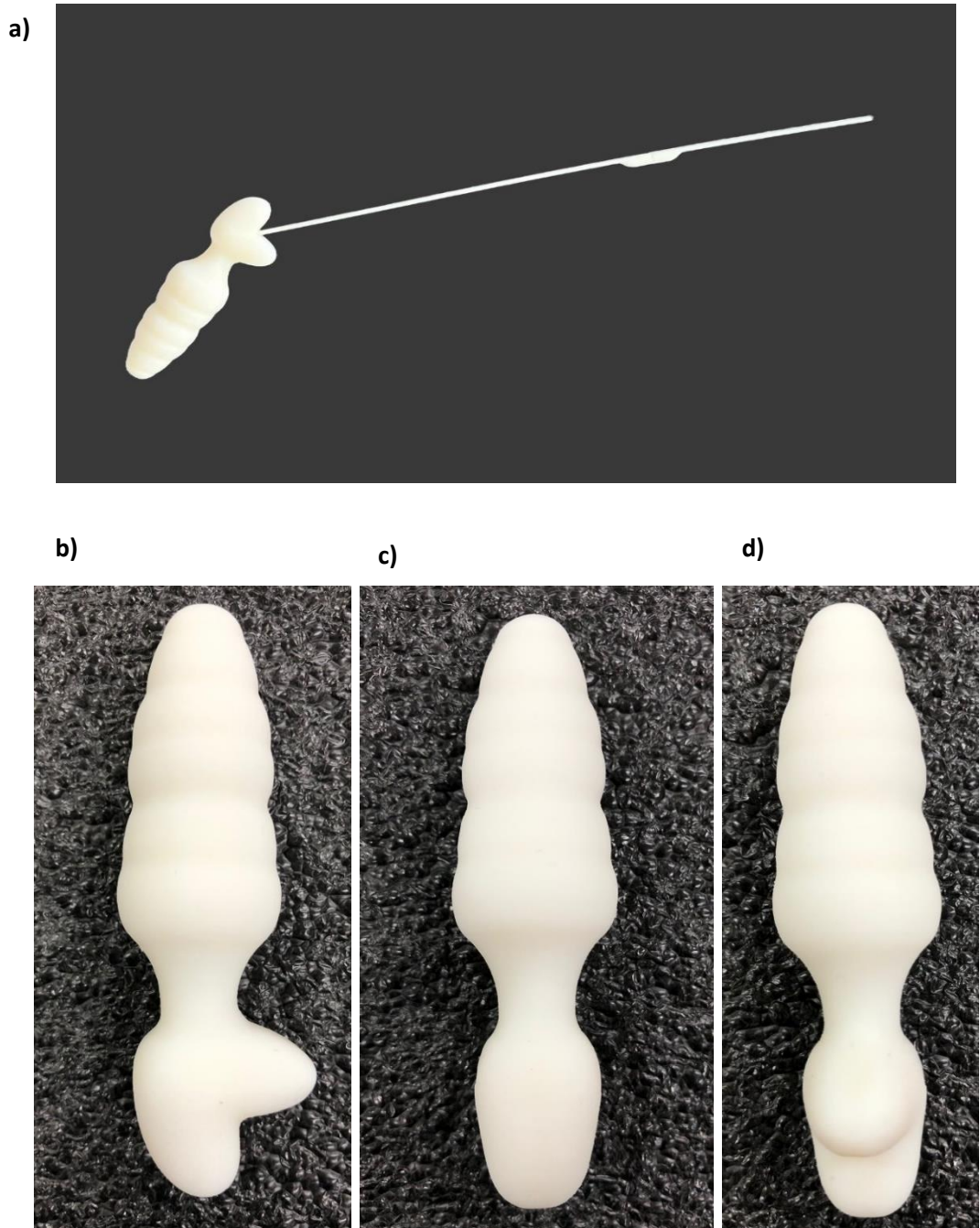
Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Com a finalização do processo de impressão, o dispositivo foi submetido ao mesmo procedimento de pós-processamento realizado no primeiro protótipo. Logo após, foi verificado que a peça não apresentou falhas, ao contrário, entregou alta qualidade superficial de impressão, corroborando com o relato dos autores Udriiu, Braga, Nedelcu (2019) sobre o posicionamento de objetos cilíndricos. Desta forma, o segundo protótipo foi considerado aprovado (Figura 72, 73).

Uma vantagem a ser registrada no processo MJP – *Polyjet* refere-se a maior facilidade de remoção do material suporte no pós-processamento, precisando apenas do jateamento

d'água, sem necessidade de um pós-cura na peça, diferentemente de outros processos de MA do tipo SLA.

Figura 72 - Impressão 3D do segundo protótipo com a) montagem do dispositivo, b), c), d) vistas do dispositivo.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

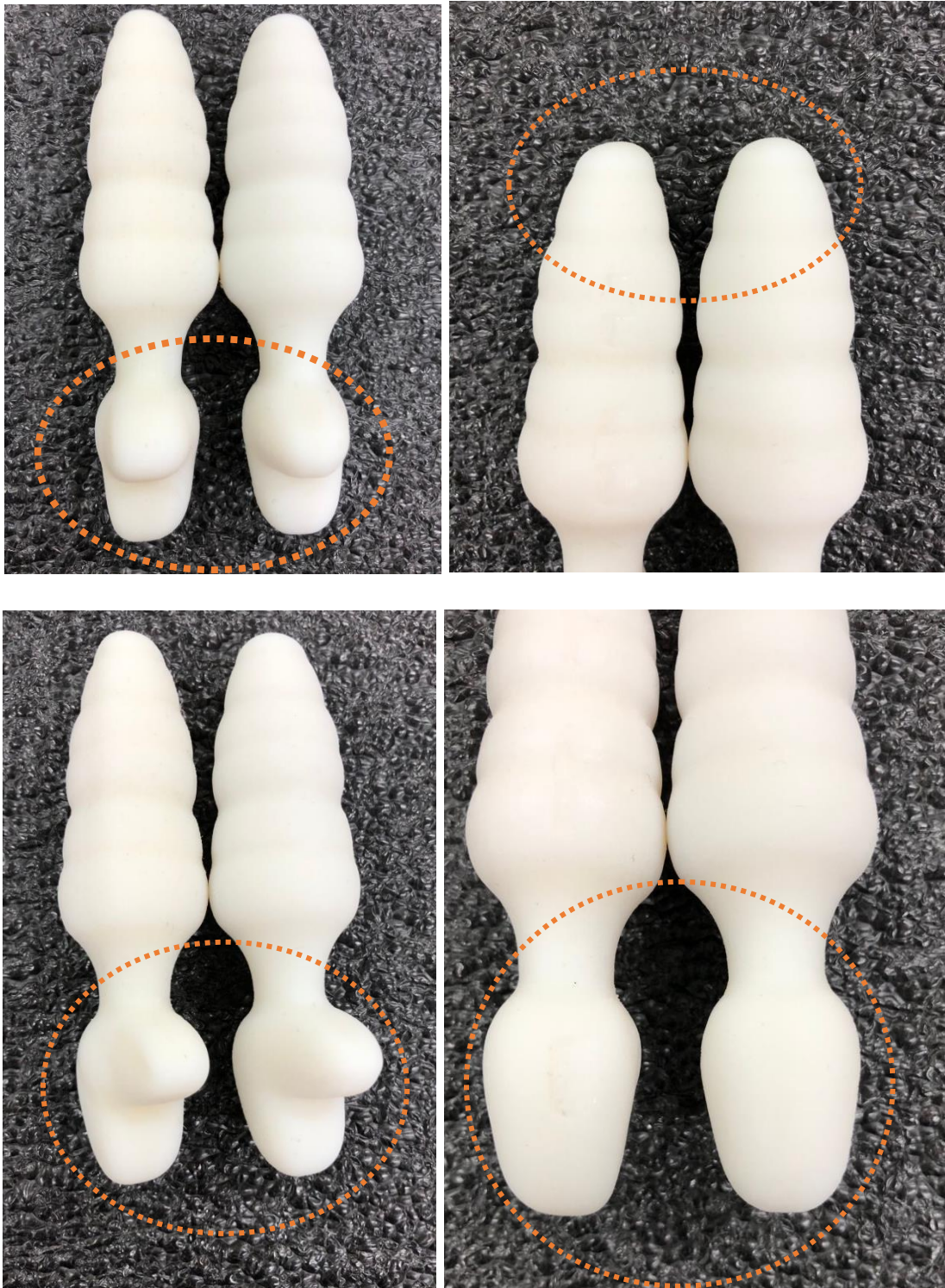
Figura 73 - Impressão 3D do segundo protótipo – desmontagem do dispositivo



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Ao comparar os dois protótipos do dispositivo, é possível perceber as deformações apresentadas no primeiro protótipo em comparação ao segundo, nesse não houve falhas e a superfície se mostrou totalmente suavizada (Figura 74).

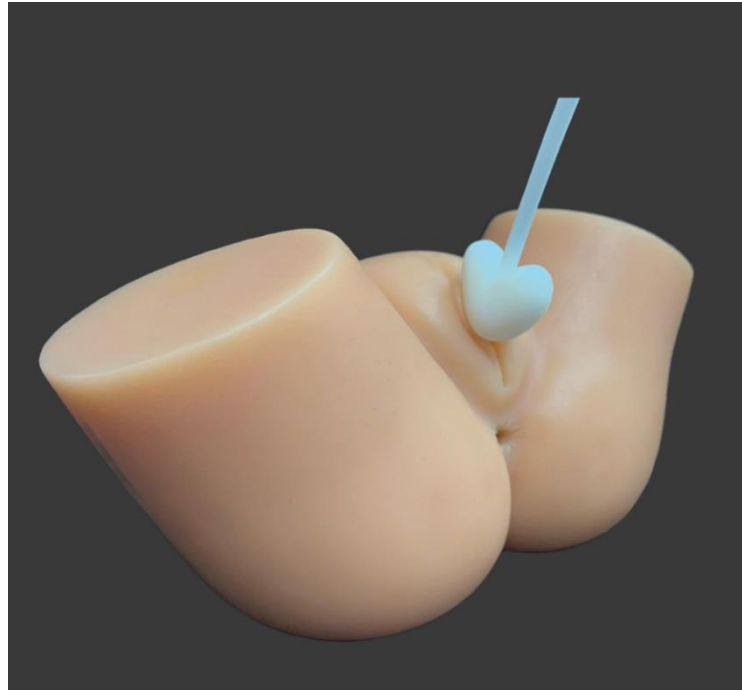
Figura 74 - Comparativo entre dispositivos, a) representa o primeiro protótipo do dispositivo e b) o segundo protótipo do dispositivo



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Por fim, foram realizados alguns testes de bancada com prática simulada do dispositivo utilizando uma pelve de silicone, promovendo a simulação da contração dos MAPs (Figura 75).

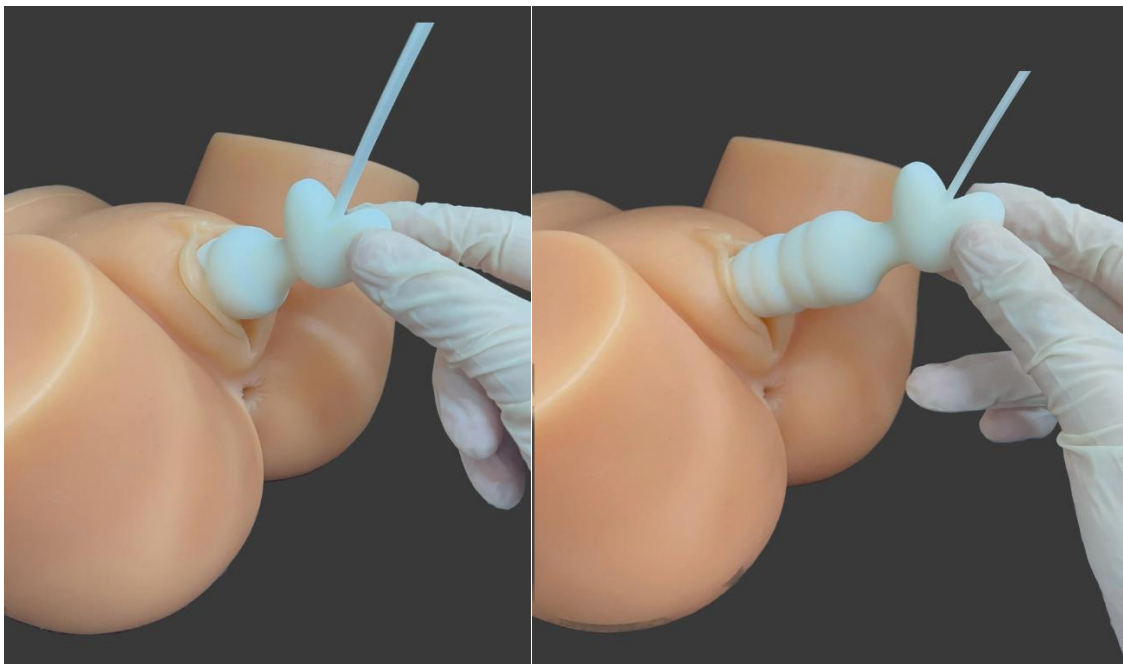
Figura 75 - Bancada de testes com pelve de silicone e dispositivo do assoalho pélvico



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Verificou-se que a manipulação do dispositivo na entrada do canal vaginal foi de fácil manuseio, assim como o seu acoplamento, sugerindo que não haverá dificuldade durante o uso, tanto com o profissional da saúde como com a paciente em domicílio (Figura 76).

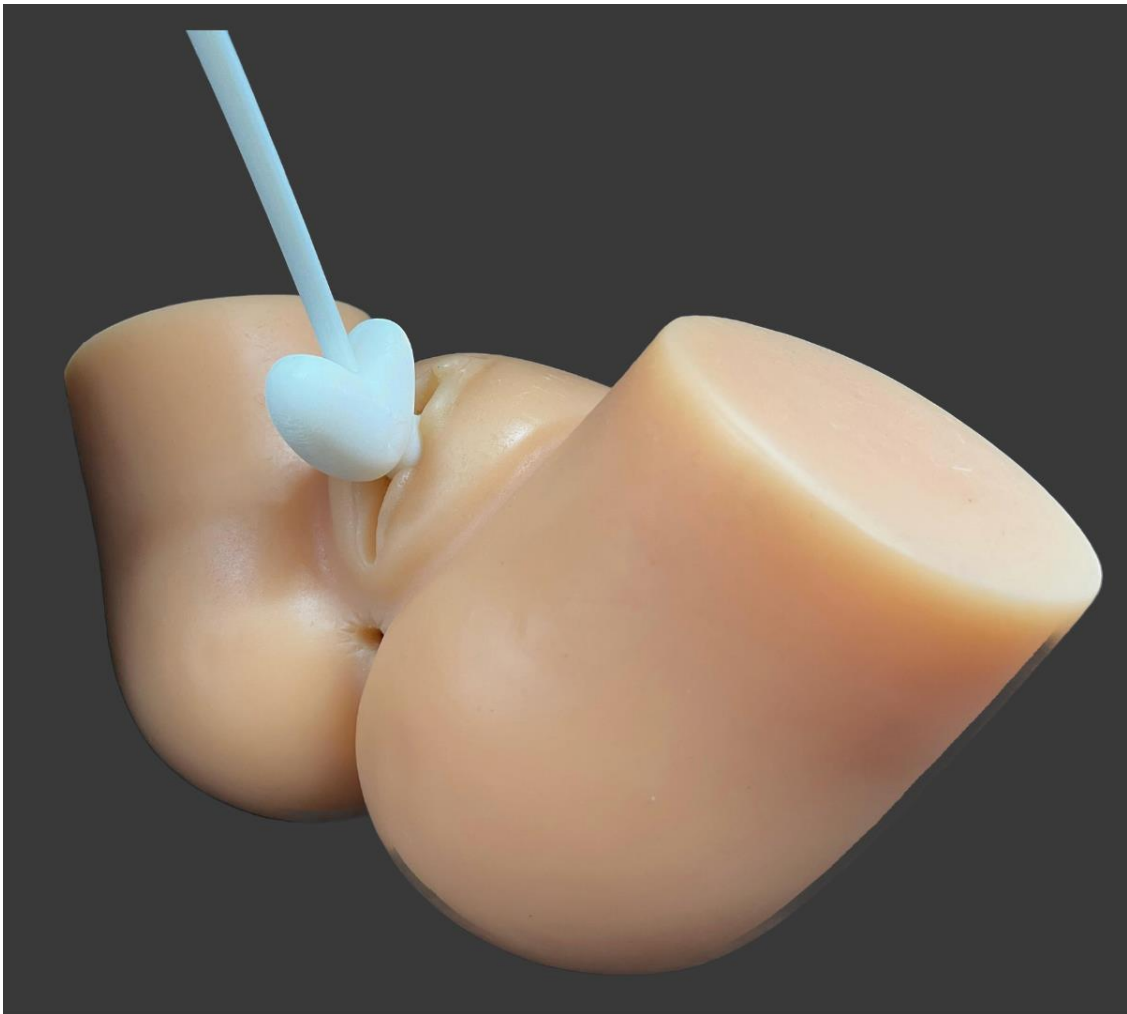
Figura 76 - Manipulação do dispositivo na pelve de silicone



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Analisando os elementos do dispositivo, percebeu-se que a região do limitador cumpriu com o objetivo proposto, seu perfil afunilado conseguiu se acomodar na entrada do canal vaginal, repousando sob os pequenos e grandes lábios, permitindo que a função de rotação do dispositivo fosse desempenhada sem interferências. A disposição da região da base se apresentou satisfatória, uma vez que sua forma arredondada e espessa bioinspirada no caju, colaborou para que o dispositivo não entrasse totalmente no canal vaginal (Figura 77).

Figura 77 - Dispositivo dentro do canal vaginal

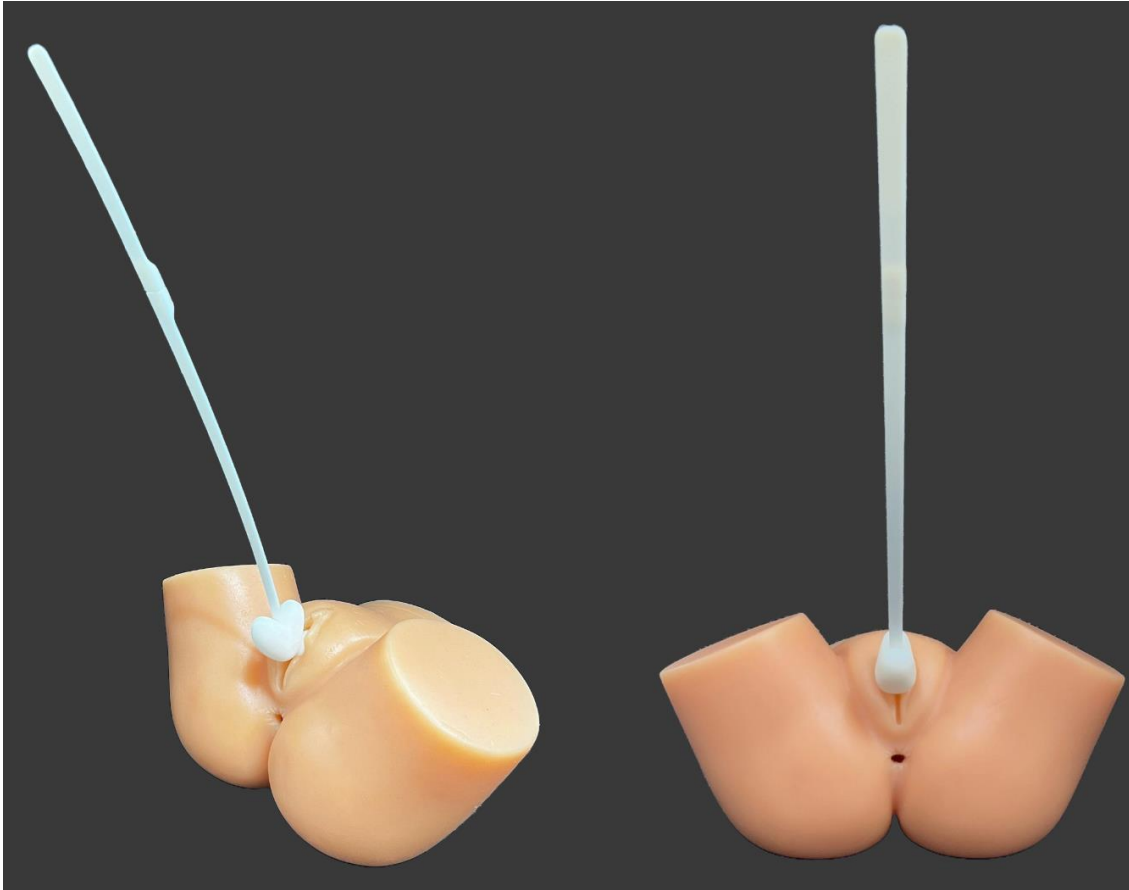


Fonte: Dados da pesquisa (2024)

A projeção da vareta atingiu o ângulo de partida desejado, assim como seu comprimento, ficando visível a partir da posição em litotomia, essa que é sempre adotada no início do TMAPs. Percebeu-se que a vareta pode ser visualizada durante o tratamento de pacientes com e sem abdome globoso. O comprimento da vareta ajustável permite que o operador escolha o tamanho ideal a depender das características e necessidades da paciente,

possibilitando melhor feedback visual, além de demonstrar resistência durante sua manipulação (Figura 78).

Figura 78 - Vareta na posição de litotomia.



Fonte: Dados da pesquisa (2024)

Para validação do dispositivo foi desenvolvido um questionário semiestruturado que teve o objetivo de avaliar, sob a ótica de fisioterapeutas que atuam na prática clínica da área de fisioterapia pélvica, o dispositivo desenvolvido para TMAP fabricado por MA. O questionário foi enviado para cinco profissionais, porém apenas três deram retorno. As três participantes eram do sexo feminino e atuam na área pélvica há pelo menos dez anos.

A primeira questão abordou o conhecimento prévio das participantes sobre o tipo do dispositivo, na qual todas responderam que conheciam dispositivos equivalentes. Quanto às considerações feitas sobre o designer do dispositivo, duas mencionaram ter formato anatômico semelhante ao do canal vaginal, e a terceira citou que o formato da base em que a vareta é acoplada transmite sensação de segurança para a paciente não permitindo que o dispositivo seja

introduzido por completo no canal vaginal, ressaltando que gostou do formato arredondado da região da ponta, pois facilita a introdução.

Quando questionadas sobre o tamanho e o formato da vareta do dispositivo, todas citaram que gostaram do tamanho, relatando que seria ideal para a paciente visualizá-la durante o uso. Uma delas ainda ressaltou que o comprimento seria um benefício a mais para que pacientes com abdome globoso pudesse ter uma melhor visualização da vareta. Sobre o uso do dispositivo em consultório, as três respostas sinalizaram que acharam o dispositivo adequado e que seu designer se mostra seguro para uso na paciente.

Sobre a densidade do dispositivo ser adequada para uso no tratamento de DAP, as três respostas foram favoráveis. Uma participante destacou que a densidade era adequada por não promover resistência durante as contrações dos MAP.

Com relação à influência da adição de cor ao dispositivo e se isso influenciaria no tratamento, duas respostas relataram que adicionar cor faria diferença para melhor visualização durante o tratamento. A terceira resposta citou que não acha que a cor influencia no tratamento, sugerindo até que cores neutras são mais discretas e, portanto, propicia maior aderência ao uso em domicílio.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir deste estudo foi possível desenvolver um dispositivo mecânico para TMAP utilizando, no seu design e parametrização, a biomimética por meio do recurso de bioinspiração do caju e do canal vaginal, sendo esse um produto com solução dinâmica e inovadora, proporcionando a integração das áreas da saúde, biológica/natureza e engenharia.

Por meio de softwares CAD, foi possível realizar a modelagem precisa do dispositivo, conferindo características essenciais para a otimização do seu uso durante o TMAP. Sequencialmente, as simulações computacionais CAE realizadas, constataram que a aplicação de força mediante contrações dos MAPs confere ao dispositivo características funcionais para auxiliar no TMAP.

A MA utilizada para fabricação do dispositivo, demonstrou que continua sendo uma tecnologia de excelência, proporcionando otimização de tempo para o desenvolvimento de projetos de forma rápida e precisa, com um custo operacional menor que outros processos de fabricação convencionais.

Ademais, constatou-se ao utilizar a tecnologia MJP – *Polyjet* de MA, que o posicionamento na bandeja do dispositivo com perfil cilíndrico de impressão, influência na qualidade superficial da peça final. De forma que, quando esse é posicionado na bandeja de impressão verticalmente, a peça final apresenta-se sem nenhuma falha, do contrário, são percebidos marcas e ressaltos na superfície da peça.

No desenvolvimento deste projeto, também se verificou que os testes de bancada realizados foram fundamentais para a prática simulada do dispositivo, uma vez que foi possível manipular, visualizar e analisar os elementos do dispositivo e o seu comportamento funcional dentro do canal vaginal do modelo anatômico, constatando, assim, os resultados das análises computacionais.

Outrossim, mediante avaliação do dispositivo por profissionais da saúde que atuam na área de fisioterapia pélvica, foi possível observar um parecer favorável quanto às características principais do protótipo do dispositivo, porém o número reduzido de participantes inviabilizou a realização de uma análise mais apurada.

Diante do exposto, o estudo mostrou-se satisfatório em todas as suas fases, desde a concepção inicial até as etapas de modelagem, simulação e fabricação ao desenvolver um dispositivo mecânico para TMAP utilizando MA com potencial para beneficiar tratamento em consultório e na manutenção do tratamento pelo paciente em domicílio.

Sugestões futuras

Como sugestões para futuros trabalhos, destacam-se:

- Sugere-se desenvolver protótipos com tecnologias de MA para materiais poliméricos do grupo de resinas (SLA, DLP), grupos de pó (SLS, MJF) e grupo sólido (FDM).
- A realização de ensaios clínicos utilizando o dispositivo desenvolvido em diferentes patologias que acometem o assoalho pélvico.

REFERÊNCIAS

- ABNT NBR ISO/ASTM 52900: Manufatura Aditiva — **Princípios Gerais — Terminologia**. Rio de Janeiro, 2018. ASSOCIAÇÃO DE NORMAS TÉCNICAS.
- ABRAMS, P. et al. 6th International Consultation on Incontinence. Recommendations of the International Scientific Committee. **Neurourology and Urodynamics**, v. 37, n. 7, p. 2271–2272, 14 ago. 2018.
- AMPOWER Report. **Polymer Additive Manufacturing history**. Disponível em: <<https://additive-manufacturing-report.com/technology/polymer/polymer-additive-manufacturing-history/>>. Acesso em janeiro 2023.
- ANDERSEN, J. T. et al. Seventh Report on the Standardisation of Terminology of Lower Urinary Tract Function: Lower Urinary Tract Rehabilitation Techniques. **Scandinavian Journal of Urology and Nephrology**, v. 26, n. 2, p. 99–106, jan. 1992.
- ARAÚJO, R. B. **Biomimética e artefatos para ambientes aquáticos: estratégias de leveza e resistência inspiradas na estrutura celular do agave**. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Artes e Comunicação, Design. PE, 2015.
- AYDIN, K. T.; CETIN, S. Y.; AYAN, A. Pos1507-Hpr Investigation of the Effects of Pelvic Floor Training on Pain, Sexual Dysfunction, and Quality of Life in Female Patients with Sjogren. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 81, n. Suppl 1, p. 1099–1099, 1 jun. 2022.
- BARACHO, Elza. **Fisioterapia aplicada à saúde da mulher**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.
- BENYUS, J. M. **Biomimicry : innovation inspired by nature**. Pymble, NSW: HarperCollins e-books, 2009.
- BENYUS, J. M. **Biomimética: Inovação Inspirada pela Natureza**. Pymble, NSW: HarperCollins, 2016.
- BERBAM, L.W. **Exercícios de Kegel e ginástica hipopressiva como estratégia de atendimento domiciliar no tratamento da incontinência urinária feminina: relato de caso**. Monografia (Graduação em Fisioterapia). Universidade Regional do Noroeste do Estado do Rio Grande do Sul (Unijuí), 2011.
- BIOMIMICRY GUILD. **The Biomimicry Design Spiral**. Biomimicry Newsletter, v 4 (1), 2006.
- BLANC, T. et al. Retroperitoneal Approach for Ureteropelvic Junction Obstruction: Encouraging Preliminary Results With Robot-Assisted Laparoscopic Repair. **Frontiers in Pediatrics**, v. 7, 28 maio 2019.
- BREWCZYŃSKI, D.; TORA, G. Identification of Joints Positions of the Landing Gear Mechanism Using Laser Measurements. **Logistyka**, v. 6, p. 2270–2276, 2014.
- BUENO, A. **Contribuições ao Desenvolvimento de Produtos Sob Medida Utilizando Engenharia Reversa e Manufatura Aditiva**. 2012. Dissertação [Mestrado]. Universidade Federal de Santa Catarina. Santa Catarina, 2012.
- BURKHARD FC et. al. **A Urinary Incontinence Eur Urol**, 56: 928-33, 2020.
- CACCIARI, L. P.; DUMOULIN, C.; HAY-SMITH, E. J. Pelvic floor muscle training versus no treatment, or inactive control treatments, for urinary incontinence in women: a cochrane systematic review abridged republication. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 23, n. 2, p. 93–107, mar. 2019.
- CAVALLO, F. et al. **Innovation trends in additive manufacturing Patents in 3D printing technologies**. ISBN 978-3-89605-354-1. EPO: 2023.

- CASTELO BRANCO, Rodolfo Ramos. **Desenvolvimento de prótese transfemural de baixo custo por processo de manufatura aditiva destinada ao público infantil**. Tese [Doutorado]. Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grande, 2021.
- CARTER, E. A. et al. Single-incision sling operations for urinary incontinence in women. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, v. 10, p. CD008709–CD008709, 27 out. 2023.
- DAMASCENO, A. S.; SOUZA, M. C.; JUNIOR, F. F. U. S. Disfunções do assoalho pélvico em pacientes de um projeto de responsabilidade social em Fortaleza-CE: um ensaio retrospectivo de 14 anos. **Fisioterapia Brasil**, v. 21, n. 4, p. 355-362, 2020.
- DELGADO, D. et al. A pilot randomised controlled trial of the pelvic toner device in female stress urinary incontinence. **International Urogynecology Journal**, v. 24, n. 10, p. 1739–1745, 3 maio 2013.
- DERESA, M. et al. One in five women suffer from pelvic floor disorders in Kersa district Eastern Ethiopia: a community-based study. **BMC Women's Health**, v. 18, n. 1, 15 jun. 2018.
- DUMOULIN, C. HAY-SMITH, E. J. C. MAC HABÉE-SÉGUIN, G. Pelvic floor muscle training versus no treatment, or inactive control treatments, for urinary incontinence in women. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, v. 10, n. 10, 4 out. 2018.
- DUMOULIN, C.; CACCIARI, L. P.; HAY-SMITH, E. J. C. Pelvic Floor Muscle Training versus No treatment, or Inactive Control treatments, for Urinary Incontinence in Women. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, v. 10, n. 10, 4 out. 2018.
- DU PLESSIS, A.; BROECKHOVEN, C. Looking deep into nature: A review of micro-computed tomography in biomimicry. **Acta Biomaterialia**, v. 85, p. 27–40, fev. 2019.
- DZIEKANIAK, A. C.; MEUCCI, R. D.; CESAR, J. A. Incontinência urinária entre idosos residentes em área rural de município do sul do Brasil. **Geriatr., Gerontol. Aging (Online)**, p. 4–10, 2019.
- EBAC, E. **Design de produto: etapas, métodos e ferramentas para obter os melhores resultados**. Disponível em: <<https://ebaconline.com.br/blog/o-que-e-design-de-produto>>. Acesso em: 20 fev. 2024.
- FAGUNDES, H. A V. **Design e tecnologia: biomorfose de frutos de casca dura aplicada à gramática da forma**. Tese (Doutorado). Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Programa de Pós Graduação em Design. Porto Alegre, 2021.
- FINANCE, A. T. C. C. Industry 4.0 Challenges and solutions for the digital transformation and use of exponential technologies. **Finance, Audit Tax Consulting Corporate**, Zurich, Swiss, p. 1-12, 2015.
- FITZ, F. F. et al. Biofeedback for the treatment of female pelvic floor muscle dysfunction: a systematic review and meta-analysis. **International Urogynecology Journal**, v. 23, n. 11, p. 1495–1516, 17 mar. 2012.
- FURTADO, J. P. et al. **Pelve: Anatomia sistemática e radiológica**. 2 ed. Portuguese Edition. Porto Alegre: Alcance, 2019.
- GIARENIS, I.; CARDOZO, L. Management of refractory overactive bladder. **Minerva Ginecologica**, v. 65, n. 1, p. 41–52, 1 fev. 2013.
- GOOD, M. M.; SOLOMON, E. R. Pelvic Floor Disorders. **Obstetrics and Gynecology Clinics of North America**, v. 46, n. 3, p. 527–540, set. 2019.
- GROOVER, M. P. **Fundamentos da moderna manufatura**. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2017.

- HAY-SMITH, E. J. C., HERDERSCHEE, R., DUMOULIN, C., & HERBISON, G. P.. Comparisons of approaches to pelvic floor muscle training for urinary incontinence in women. **Cochrane Database of Systematic Reviews**,2011.
- HAYLEN, B. T. et al. An international urogynecological association (IUGA)/international continence society (ICS) joint report on the terminology for female pelvic floor dysfunction. **Neurourology and Urodynamics**, v. 29, n. 1, p. n/a-n/a, 2009.
- HERDERSCHEE, R. et al. Feedback or biofeedback to augment pelvic floor muscle training for urinary incontinence in women. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, 6 jul. 2011.
- HUNSKAAR, et al. Epidemiology of urinary and fecal incontinence and pelvic organ prolapse. **Incontinence**, 2005.
- HULL, C.; ARCADIA, C. **United States Patent (19) Hull (54) (75) (73) 21) 22 (51) 52) (58) (56) APPARATUS FOR PRODUCTION OF THREE-DMENSONAL OBJECTS BY STEREO THOGRAPHY**. Disponível em: <<https://patentimages.storage.googleapis.com/5c/a0/27/e49642dab99cf6/US4575330.pdf>>.
- ITUARTE, I. F. et al. Additive Manufacturing in Production: A Study Case Applying Technical Requirements. **Physics Procedia**, v. 78, p. 357–366, 2015.
- KEGEL, A. H. Progressive resistance exercise in the functional restoration of the perineal muscles. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**, v. 56, n. 2, p. 238–248, ago. 1948.
- KISNER, C.; COLBY, L.A. **Exercícios Terapêuticos: fundamentos e técnicas**. 5ª ed. Barueri-SP: Manole, 2015.
- LANGELLA, C. **Design & scienza**. 2019
- LA OSSA, A. M. P et al. Do patients undergoing physical therapy in a rehabilitation center have a high prevalence of pelvic floor dysfunction and psychological disorders? A cross–sectional study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 27, n. 4, p. 100536–100536, 1 jul. 2023.
- LI, C.; GONG, Y.; WANG, B. The efficacy of pelvic floor muscle training for pelvic organ prolapse: a systematic review and meta-analysis. **International Urogynecology Journal**, v. 27, n. 7, p. 981–992, 25 set. 2015.
- LISBOA, D. D. **Digitalização 3D aplicada à análise de rugosidade de superfície devido à bioincrustações em cascos de navio**. Dissertação (Mestrado Profissional). Universidade Federal de Ouro Preto. Programa de Pós-graduação em Instrumentação, Controle e Automoção de Processos de Mineração. Ouro Preto, 2020.
- MAE, J. **NASA awards \$127K STTR Grant to PADT and ASU for biomimicry 3D printing research #Biomimicry**. Disponível em: <<https://blog.adafruit.com/2018/08/19/nasa-awards-127k-sttr-grant-to-padt-and-asu-for-biomimicry-3d-printing-research-biomimicry/#:~:text=NASA%20has%20awarded%20a%20%24127%2C000>>. Acesso em: 10 jan. 2024.
- MARINHO, M. DE F. D. et al. Avaliação da função dos músculos do assoalho pélvico e incontinência urinária em universitárias: um estudo transversal. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 28, n. 3, p. 352–357, 2021.
- MORKVED, S. Pelvic floor muscle training during pregnancy to prevent urinary incontinence: a single-blind randomized controlled trial. **Obstetrics & Gynecology**, v. 101, n. 2, p. 313–319, fev. 2003.
- MELVILLE JL et. al. Depressão maior e incontinência urinária em mulheres: associações temporais em uma amostra epidemiológica. **Jornal Americano de Obstetrícia e Ginecologia**, v 201 (5):490, e1-7, 2009.

- MINISTÉRIO DA SAÚDE. Conitec. Diretriz NICE. Incontinência urinária e prolapso de órgãos pélvicos em mulheres: manejo. ptct. NICE: abril de 2019.
- MORENO, A. L. **Fisioterapia em uroginecologia**. 2. ed. Barueri: Manole, 2004.
- NETTER, F. H. **Atlas de anatomía humana**. 7. ed. Barcelona: Elsevier, 2019.
- NICE. **Overview | Urinary incontinence and pelvic organ prolapse in women: management | Guidance**. NICE, 2019. Disponível em: <<https://www.nice.org.uk/guidance/ng123>>.
- OLIVEIRA, A. R. M. **Estudo biomimético de estruturas naturais presentes nas frutas tropicais para o desenvolvimento de projetos de design bioinspirado**. Tese (Doutorado). Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 2022.
- OLIVEIRA, A. R. M.; ARRUDA, A. J. V; LANGELLA, C. Biomimetics as a strategy for the development of bioinspired structures for energy absorption based on fruits. Cuadernos del Centro de Estudios em Diseño y Comunicación. **Ensayos**, n. 149, p. 189-206, 2022.
- PALOMBINI, F. L. et al. Design, biônica e novos paradigmas: uso de tecnologias 3D para análise e caracterização aplicadas em anatomia vegetal. **Design e Tecnologia**, [S.l.], v. 7, n. 13, p. 46-56, jun. 2017.
- PALOMBINI, F. L. **Design de estrutura biônica através de prototipagem e análise por elementos finitos baseada em microtomografia do bambu**. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2016.
- PEINADO-MOLINA R. A. et al. Pelvic floor dysfunction: prevalence and associated factors. **BMC Public Health**, v. 23, n. 1, 14 out. 2023a.
- PEINADO MOLINA, R. A. et al. Influence of pelvic floor disorders on quality of life in women. **Frontiers in Public Health**, v. 11, p. 1180907, 24 out. 2023b.
- PRIMROSE, S. B. **Biomimetics : nature-inspired design and innovation**. Chichester, West Sussex ; Hoboken, Nj: Wiley-Blackwell, 2020.
- RODRÍGUEZ-LONGBARDO, C. et al. Pelvic Floor Muscle Training Interventions in Female Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. **Sports Health**, 9 set. 2023.
- ROSSETTI, S. Functional anatomy of pelvic floor. **Archivio Italiano di Urologia e Andrologia**, v. 88, n. 1, p. 28, 31 mar. 2016.
- SILVA, C. R. **Cinesioterapia do Assoalho Pélvico: abordagem fisioterapêutica na incontinência urinária e nas disfunções sexuais femininas**. São Paulo: Phorte, 2011.
- SHAMLIYAN, T.; WYMAN, J.; KANE, R. L. **Nonsurgical Treatments for Urinary Incontinence in Adult Women: Diagnosis and Comparative Effectiveness**. Rockville (MD): Agency for Healthcare Research and Quality (US), 2012.
- STRATASYS - **Fabricantes de impressão 3D industrial**. Disponível em: <<https://www.stratasys.com/br/>>. Acesso em: 1 mar. 2024.
- TANG, J. et al. Quantifying Levator Ani Muscle Elasticity Under Normal and Prolapse Conditions by Shear Wave Elastography. **Journal of Ultrasound in Medicine**, 31 jan. 2020.
- TÄHTINEN, R. M. et al. Long-term Impact of Mode of Delivery on Stress Urinary Incontinence and Urgency Urinary Incontinence: A Systematic Review and Meta-analysis. **European Urology**, v. 70, n. 1, p. 148–158, jul. 2016.
- THIPLLENT, M. **Metodologia da pesquisa-ação** [livro eletrônico]. 1 ed. São Paulo: Cortez, 2022.

- TIM, S.; MAZUR-BIALY, A. I. The Most Common Functional Disorders and Factors Affecting Female Pelvic Floor. **Life**, v. 11, n. 12, p. 1397, 14 dez. 2021.
- UDROIU, R.; BRAGA, I.; NEDELCU, A. Evaluating the Quality Surface Performance of Additive Manufacturing Systems: Methodology and a Material Jetting Case Study. **Materials**, v. 12, n. 6, p. 995, 26 mar. 2019.
- VERELST, M.; LEIVSETH, G. Force and stiffness of the pelvic floor as function of muscle length: A comparison between women with and without stress urinary incontinence. **Neurourology and Urodynamics**, v. 26, n. 6, p. 852–857, 2007.
- VESENTINI, G et al. Impact of Obesity and Hyperglycemia on Pregnancy-specific Urinary Incontinence. **Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia**, v. 45, n. 06, p. 303–311, 1 jun. 2023.
- VIANA, S. B. P. et al. Incontinência urinária e sexualidade no cotidiano de mulheres em tratamento fisioterápico: uma abordagem qualitativa [Urinary incontinence and sexuality in the quotidian of women in physiotherapy treatment: a qualitative approach]. **Saúde & Transformação Social/Health & Social Change**, v. 3, n. 4, p. 62-70, 2012.
- VOLPATO, N. **Manufatura Aditiva: Tecnologias e aplicações na impressão 3D**. 1. ed. São Paulo. 2017.
- WOHLERS, T. et.al. **Wohlers Report 2023: 3D printing and additive manufacturing: global state of the industry**; Wohlers Associates: Fort Collins, Colorado, 2023, ISBN 978-1-6220-4966-0.
- YANG, Y. et al. Recent Progress in Biomimetic Additive Manufacturing Technology: From Materials to Functional Structures. **Advanced Materials**, v. 30, n. 36, p. 1706539, 19 jun. 2018.
- ZANON, S. **Biomimética: tecnologia inspirada na natureza avança no Brasil**. 2020. Disponível em: <<https://brasil.mongabay.com/2020/03/biomimetica-tecnologia-inspirada-na-natureza-avanca-no-brasil/>>.
- ZOU, M. et al. A bionic method for the crashworthiness design of thin-walled structures inspired by bamboo. **Thin-Walled Structures**, v. 101, p. 222–230, abr. 2016.

ANEXO

Anexo 1 – Caracterização do material que constam na biblioteca online de materiais da Stratsys.

RIGID OPAQUE MATERIALS					
VEROGRAY RGD850, VEROBBLACKPLUS RGD875, VEROWHITEPLUS RGD835, VEROYELLOW RGD836, VEROCYAN RGD841 , VEROMAGENTA RGD851					
	ASTM	UNITS	METRIC	UNITS	IMPERIAL
Tensile strength	D-638-03	MPa	50-65	psi	7250-9450
Elongation at break	D-638-05	%	10-25	%	10-25
Modulus of elasticity	D-638-04	MPa	2000-3000	psi	290,000-435,000
Flexural Strength	D-790-03	MPa	75-110	psi	11000-16000
Flexural Modulus	D-790-04	MPa	2200-3200	psi	320,000-465,000
HDT, °C @ 0.45MPa	D-648-06	°C	45-50	°F	113-122
HDT, °C @ 1.82MPa	D-648-07	°C	45-50	°F	113-122
Izod Notched Impact	D-256-06	J/m	20-30	ft lb/inch	0.375-0.562
Water Absorption	D-570-98 24hr	%	1.1-1.5	%	1.1-1.5
Tg	DMA, E*	°C	52-54	°F	126-129
Shore Hardness (D)	Scale D	Scale D	83-86	Scale D	83-86
Rockwell Hardness	Scale M	Scale M	73-76	Scale M	73-76
Polymerized density	ASTM D792	g/cm3	1.17-1.18		
Ash content VeroGray, VeroWhitePlus	USP281	%	0.23-0.26	%	0.23-0.26
Ash content VeroBlackPlus	USP281	%	0.01-0.02	%	0.01-0.02

Fonte: Stratsys