



Universidade de Aveiro
2023

**Miguel Pedro de
Carvalho Garcia**

**Design de uma Prótese Personalizável pelo
Utilizador**



Universidade de Aveiro
2023

**Miguel Pedro de
Carvalho Garcia**

**Design de uma Prótese Personalizável pelo
Utilizador**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia e Design de Produto, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor Eduardo Noronha, Professor Auxiliar Convidado do Departamento de Comunicação e Arte da Universidade de Aveiro, e do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Associado com agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Dedico este trabalho à minha família pela constante disponibilidade e apoio em qualquer circunstância

o júri

presidente

Prof. Doutora Maria de Fátima Teixeira Pombo
Professora Associado C/ Agregação, Universidade de Aveiro

vogais

Prof. Doutor Diogo José Frias Rodrigues e Riobom Queirós
Professor Auxiliar, Universidade Lusíada do Porto

Prof. Doutor José António Oliveira Simões
Diretor Para a Investigação, Esad - Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Prof. Doutor Eduardo Jorge Henriques Noronha
professor Auxiliar Convidado em Regime Laboral, Universidade de Aveiro

agradecimentos

Quero agradecer à minha família pelo apoio constante e por abrirem as portas sempre que precisava de ajuda.

Aos meus amigos e colegas, por acompanharem o meu percurso, demonstrando sempre interesse no desenvolvimento deste projeto e por me ajudarem a manter-me motivado, nunca duvidando das minhas capacidades.

Aos meus orientadores, o Professor Doutor Eduardo Noronha e o Professor Doutor António Completo, pela confiança neste projeto e no seu desenvolvimento, fornecendo meios para alcançar objetivos e sem a vossa orientação e disponibilidade, este projeto não seria possível.

palavras-chave

amputação, prótese, tecnologia 3D, customização.

resumo

O presente trabalho propõe a criação de um braço protético passivo com o intuito de mitigar os efeitos psicológicos enfrentados por pessoas amputadas. O foco central é empregar a tecnologia 3D para conceber um braço de aparência simples, porém altamente antropomórfico, capaz de explorar a funcionalidade das articulações, a sensação de tato e a customização.

O estudo está organizado em três fases distintas. Na primeira etapa, procura-se transformar o membro superior humano numa estrutura articulada, recriando fielmente o esqueleto humano e as suas complexas articulações. O objetivo é proporcionar uma base sólida para a prototipagem, garantindo a naturalidade dos movimentos.

Na segunda fase, a ênfase recai na criação de uma estrutura de treliça que simula a maleabilidade dos músculos e da pele. Através desta abordagem, espera-se conferir ao braço protético a capacidade de transmitir sensações táteis, por meio de uma "pele" rígida, mas sensível ao toque. Essa simulação proporciona uma interação mais próxima com o ambiente circundante.

A última parte do projeto concentra-se na conceção de revestimentos customizáveis que mimetizam a textura e a aparência da pele. Esses revestimentos são passíveis de serem substituídos, possibilitando aos amputados selecionar materiais e texturas de acordo com as suas preferências. Essa customização visa não apenas a integração estética, mas também a adaptação individualizada às necessidades e desejos de cada utilizador.

A pesquisa visa, portanto, não apenas o desenvolvimento de um dispositivo funcional, mas também uma abordagem holística que abranja os aspetos psicológicos e emocionais associados à amputação.

keywords

amputation, prosthesis. 3D technolog, customization.

abstract

The present work proposes the creation of a passive prosthetic arm with the aim of mitigating the psychological effects faced by amputees. The central focus is to employ 3D technology to design an arm with a simple looking yet highly anthropomorphic appearance, capable of exploring the functionality of the joints, the tactile sensation and customization.

The study is organized in three distinct phases. In the first stage, the aim is to transform the human upper limb into an articulated structure, faithfully recreating the human skeleton and its complex joints. The aim is to provide a solid basis for prototyping, ensuring natural movements.

In the second phase, the emphasis is on creating a lattice structure that simulates the malleability of muscles and skin. Through this approach, the prosthetic arm is expected to transmit tactile sensations through a rigid but touch-sensitive "skin." This simulation provides a closer interaction with the surrounding environment.

The final part focuses on designing customizable coverings that mimic the texture and appearance of human skin. These coverings are replaceable, allowing amputees to select materials and textures based on their preferences. This customization aims at achieving not solely aesthetic integration but also personalized adjustment according to the specific needs and desires of each user.

Therefore, the research aims not to develop a functional device, but also for a holistic approach that encompasses the psychological and emotional aspects associated with amputation.

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	4
2	ESTADO DA ARTE	6
2.1	Anatomia do Membro Superior	7
2.1.1	Planos Anatômicos	8
2.1.2	Análise da Estrutura Óssea do Membro Superior	10
2.1.3	Análise da Estrutura Muscular do Membro SUPERIOR	14
2.2	Biomecânica do Membro Superior	18
2.2.1	Movimentos do Braço	23
2.2.2	Movimentos do Antebraço	24
2.2.3	Movimentos Combinados	25
2.2.4	Amplitude do Movimento	26
2.3	Amputação dos Membros Superiores	28
2.3.1	Amputação Transradial	30
2.3.2	Aspetos Psicológicos da Amputação	32
2.4	Próteses	34
2.4.1	Tipologias de Próteses dos Membros Superiores	35
2.4.2	Customização das Próteses	39
2.4	Casos de Estudo	43
3	PROJETO	60
3.1	Enquadramento do Projeto	62
3.2	Métodos de Fabrico	64
3.2.1	FDM	66
3.2.2	Stereolithography (SLA)	74
3.2.3	Vazamento em Molde	78

3.3 Estrutura Interna	80
3.3.1 Antebraço	90
3.3.2 Pulso	104
3.3.3 Mão	118
3.3.4 Falanges	134
3.4 Estrutura Elástica	156
3.4.1 Desenvolvimento de uma Estrutura Elástica em Poliuretano Flexível	158
3.4.2 Desenvolvimento de uma Estrutura Elástica em Voronoi	181
3.5 Estrutura Externa	210
3.5.1 Placas de Revestimento	212
3.5.2 Customização	218
4 CONCLUSÃO	225
BIBLIOGRAFIA	226
ÍNDICE DE FIGURAS	230

INTRODUÇÃO

Os avanços tecnológicos na área protética têm suscitado um interesse cada vez maior, observando-se uma tendência crescente no estudo de próteses que ajudem a mitigar os impactos devastadores de uma amputação. O propósito deste projeto é o de desenvolver uma prótese transradial passiva que possua características personalizáveis e adaptáveis para atender às necessidades individuais de cada utilizador.

A consciência da necessidade de se desenvolver um produto que cause um impacto notável na sociedade, visando mitigar os obstáculos devastadores da amputação, e a vontade de contribuir para a melhoria geral da qualidade de vida, bem-estar físico e emocional dos indivíduos foi a grande motivação por trás deste estudo. Nesse contexto, a prótese transradial, uma alternativa concebida para substituir parcial ou integralmente o antebraço, surge como um campo de investigação de grande relevância.

Os objetivos desta dissertação são amplos. Em primeiro lugar, visa-se realizar uma análise detalhada das necessidades dos utilizadores de próteses transradiais. Isso implica não só compreender as limitações físicas, mas também investigar as questões emocionais, psicológicas e sociais que podem surgir após a amputação. Em seguida, pretende-se aplicar os princípios do design de produto, com base na aprendizagem adquirida ao longo do curso, para desenvolver-se uma prótese transradial avançada que atenda às necessidades identificadas.

Esta dissertação está fundamentada em princípios do design de produto, biomecânica e psicologia do utilizador. A abordagem adotada valoriza a interdisciplinaridade, combinando conhecimentos de diversas áreas do conhecimento, para criar uma prótese que vá além das funcionalidades puramente mecânicas.

Para o desenvolvimento deste projeto, analisou-se a temática das próteses transradiais, destacando as tendências, os desafios e as oportunidades nessa área. Assim, a revisão da literatura contribuiu para preencher lacunas no conhecimento e ofereceu uma perspectiva abrangente sobre várias questões, fornecendo respostas para as nossas próprias perguntas.

A análise dos casos de estudo enriqueceu a compreensão ao oferecer exemplos concretos. Ao examinar situações práticas, casos relatados na primeira pessoa, foi possível compreender melhor a atitude dos utilizadores perante as suas próteses, quais os materiais mais bem aceites e as funcionalidades desejadas. Esses casos de estudo também permitiu observar como as ideias teóricas se manifestam na realidade, expandindo o conhecimento e estimulando uma investigação mais aprofundada.

Por fim, executaram-se testes de impressão 3D, com o objetivo de avaliar a viabilidade das soluções propostas, envolvendo a escolha dos materiais mais adequados, a determinação dos parâmetros ideais de impressão e a análise da qualidade e precisão dos resultados alcançados.

A revisão da literatura também foi fundamental, pois permitiu uma melhor compreensão do panorama atual relacionado com a pesquisa, preenchendo algumas lacunas no conhecimento, e proporcionando uma visão abrangente de algumas questões, através das quais se obtiveram algumas respostas às nossas próprias indagações.

A análise dos casos de estudo enriqueceu a nossa compreensão ao apresentar exemplos práticos. Ao examinar situações concretas, possibilitou-se dar vida às teorias e conceitos que surgiram durante a revisão da literatura. Esses casos de estudos não só comprovaram as ideias, teorias ou hipóteses por nós abordadas, mas também permitiram que se testemunhasse como as ideias teóricas se traduzem no mundo real, expandido o nosso conhecimento e incentivando-nos a aprofundar ainda mais o nosso estudo.

Na parte prática deste projeto, executaram-se testes de impressão 3D, com o objetivo de avaliar a viabilidade das soluções propostas. Esse processo englobou a seleção dos materiais mais adequados, a determinação dos parâmetros ideais de impressão e a análise minuciosa da qualidade e precisão dos resultados alcançados.

A análise de métodos de fabrico e impressoras 3D desempenhou um papel crucial na procura por uma prótese que não apenas restaurasse a funcionalidade, mas também inspirasse confiança e bem-estar nos seus utilizadores.

Esta dissertação está estruturada em três partes. Inicialmente, procurar-se-á transformar o membro superior humano numa estrutura articulada, recriando fielmente o esqueleto humano e as suas articulações. Num segundo momento, desenvolver-se-á uma estrutura elástica que simule a maleabilidade dos músculos e da pele. Espera-se, nesta fase, que o braço prótico possua capacidade de transmitir sensações táteis, com o recurso a uma pele rígida, no entanto, sensível ao toque. Por fim, desenvolver-se-ão revestimentos customizáveis que mimetizam a textura e a aparência da pele, os quais poderão ser substituídos consoante as necessidades e desejos de cada utilizador.

Nesta dissertação, espera-se que o estudo da prótese transradial não avance apenas no campo da tecnologia e do design, mas também faça uma diferença tangível nas vidas daqueles que podem beneficiar dela, reforçando assim o compromisso do design de produto com a melhoria da sociedade e do bem-estar humano.

2. ESTADO DA ARTE

No âmbito desta tese, cujo tema é o desenvolvimento de uma prótese transradial, foi realizado um estudo sobre a anatomia dos membros superiores do corpo humano, para melhor compreender a sua estrutura e funcionamento.

Neste capítulo, será abordada a informação recolhida e analisada sobre a anatomia do membro superior e a sua biomecânica com o propósito de estabelecer o contexto necessário e adquirir o conhecimento essencial para a concepção deste projeto. Outro aspeto importante para a compreensão deste projeto é os diferentes casos de amputação e as diferentes tipologias de próteses.

O primeiro tópico, intitulado "Anatomia do Membro Superior", inicia-se com uma exploração dos planos anatómicos do corpo humano, visando fornecer uma base conceitual sólida que servirá de ponto de partida para os tópicos subsequentes. Nesses segmentos, são detalhadamente analisados os ossos, músculos e movimentos do membro superior, seguido de uma investigação acerca das amplitudes e forças envolvidas nas atividades do braço.

Na seguida, prossegue-se com uma abordagem sobre a experiência de amputação, visando compreender os sentimentos e desafios enfrentados pelos pacientes que enfrentam a perda de um membro. O terceiro tópico concentra-se na definição da prótese e explora as razões subjacentes à possível rejeição desse dispositivo por parte dos amputados.

Posteriormente, o contexto é estendido às diferentes tipologias de próteses de membro superior e o papel que a customização tem nas mesmas. Para culminar, o projeto engloba uma compilação de casos de estudo em várias áreas de aplicação. Este conjunto começa com exemplos de próteses passivas cosméticas e expande-se para abranger braços robóticos com um elevado grau de articulação. Além disso, são incluídas referências a próteses de membro inferior.

2.1 ANATOMIA DO MEMBRO SUPERIOR

A anatomia é uma área de estudo, cujo conhecimento se reveste de extrema importância para a compreensão da função e movimentação do corpo humano. Os membros superiores desempenham um papel fulcral em diversas atividades diárias, cuja função é fundamental para a locomoção, a manipulação de objetos e para exprimir emoções. A sua estrutura complexa é composta por quatro segmentos principais: o ombro, o braço, o antebraço e a mão, que se estendem desde a articulação do ombro até aos dedos da mão, e compreendendo diversos nervos, vasos sanguíneos (artérias e veias) e músculos. Cada segmento será analisado separadamente, de modo a facilitar a sua leitura. O ombro é a parte mais proximal da extremidade superior, sobrepondo a parte do tronco (tórax e costas), à parte inferior externa do pescoço. Abrange as regiões deltoidea (músculo deltoide), escapular (escápula) e peitoral (onde está localizado o músculo peitoral maior). O mesmo também abriga o cingulo do membro superior, responsável por fixar o membro superior ao resto do corpo (Moore & Dalley, 1992).

O braço (úmero), que é o primeiro segmento livre da parte superior do corpo (independente do tronco), e que corresponde ao segmento mais longo do membro superior, está localizado entre os ombros e os cotovelos, e é o ponto de conexão entre os dois. De seguida, o antebraço (rádio e ulna), corresponde à segunda parte mais longa da extremidade superior. A sua função é unir o cotovelo ao punho (Moore & Dalley, 1992).

Por último, a mão (ossos do carpo, metacarpo e falanges), a parte mais distal da extremidade superior, é composta por: punho, dorso da mão, palma e dedos. De destacar, entre os dedos da mão humana, o polegar, que se distingue pela sua capacidade de oposição. Esta característica, conhecida como "polegar oponível", permite, por um lado, que este se movimente em direção a cada um dos outros dedos e que toque nas suas pontas, e que, por outro lado, mantenha uma maior distância dos mesmos. Esta habilidade permite a fixação de objetos com maior precisão e força, o que não acontece com os outros dedos da mão. A mão humana é rica em recetores nervosos que conferem sensibilidade tátil (toque, pressão e vibração) e térmica (Moore & Dalley, 1992).

Para além disso, as unidades motoras existentes nos músculos da mão (conexões entre axónios neuronais e fibras musculares) contêm poucas fibras musculares em cada, permitindo que os diferentes níveis de contração produzam movimentos bastante precisos (Moore & Dalley, 1992).

2.1.1 PLANOS ANATÓMICOS

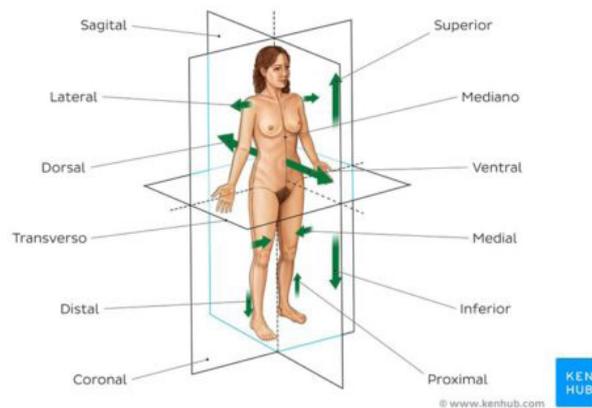


Fig. 1. Representação dos planos Anatômicos

(<https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/terminologia-anatomica-pt>)

A posição anatômica é uma referência fundamental na anatomia humana, sendo utilizada para uniformizar a descrição de partes e regiões do corpo. Nessa posição, o corpo humano está em posição estática, em pé e em posição bípede, com as extremidades superiores estendidas ao longo do tronco e as palmas das mãos voltadas para a frente. A cabeça e os pés também estão direcionados para a frente, com a linha de visão voltada para o horizonte.

A adoção da posição anatômica é crucial para o estudo da anatomia humana, pois permite uma abordagem padronizada e coerente do corpo, facilitando, dessa forma, a comunicação e a compreensão entre profissionais da área de saúde. Ao adotar-se essa posição de referência, as estruturas e órgãos do corpo podem ser descritos com recurso a termos direcionais específicos, como “superior” e “inferior”, “anterior” e “posterior”, e “medial” e “lateral”, estabelecendo-se, assim, uma terminologia compartilhada durante a descrição das estruturas anatômicas.

Para além disso, no estudo da anatomia humana, são utilizados os planos anatômicos para auxiliar na localização de partes específicas do corpo e dos seus componentes. Esses planos são superfícies imaginárias que seccionam ou delimitam o corpo em posições específicas. Os três principais planos anatômicos são o plano sagital, o plano frontal (ou coronal) e

o plano transversal (ou horizontal). O plano sagital é um plano vertical que divide o corpo em duas partes: direita e esquerda; o plano frontal é um plano vertical que divide o corpo numa porção anterior (frontal) e outra posterior (dorsal); e o plano transversal é um plano horizontal que divide o corpo numa porção superior (cranial) e outra inferior (caudal).

Nos casos em que os planos anatómicos estão amplamente entendidos e utilizados, é, então, possível obter-se uma visão tridimensional do corpo humano, facilitando a identificação de estruturas específicas e as suas relações espaciais. Esses conhecimentos são fundamentais para profissionais da área de saúde, como médicos, fisioterapeutas e cirurgiões, no diagnóstico e tratamento de condições médicas e na realização de procedimentos cirúrgicos.

Os planos anatómicos dividem o corpo em três partes principais: planos sagitais, planos frontais e planos transversais.

O plano sagital é um plano longitudinal que atravessa o corpo de forma vertical, dividindo-o em duas metades iguais, direita e esquerda. Quando o plano sagital passa para o centro do corpo, dividindo-o em metades simétricas, é chamado de “plano sagital mediano”, e proporciona uma visão espelhada do corpo, tornando-se essencial para a identificação de estruturas médias, como a coluna vertebral e o coração. É também conhecido como “plano sagital paramediano”, quando este divide o corpo humano em metades de tamanhos diferentes, direita e esquerda, e são úteis para examinar estruturas específicas que não estejam exatamente no plano mediano, mas próximas a ele.

O plano frontal, também conhecido como plano coronal, constitui outro plano importante, que atravessa o corpo de forma vertical, porém perpendicular ao plano mediano. Esse plano divide o corpo em duas partes desiguais, anterior e posterior, sendo útil para a análise de estruturas localizadas na parte frontal ou dorsal do corpo humano.

Por último, temos o plano transversal, também chamado de plano axial, que é um plano horizontal que atravessa o corpo de forma transversal, dividindo-o em duas partes, superior e inferior. Esse plano é essencial para examinar estruturas localizadas em diferentes níveis de profundidade no corpo.

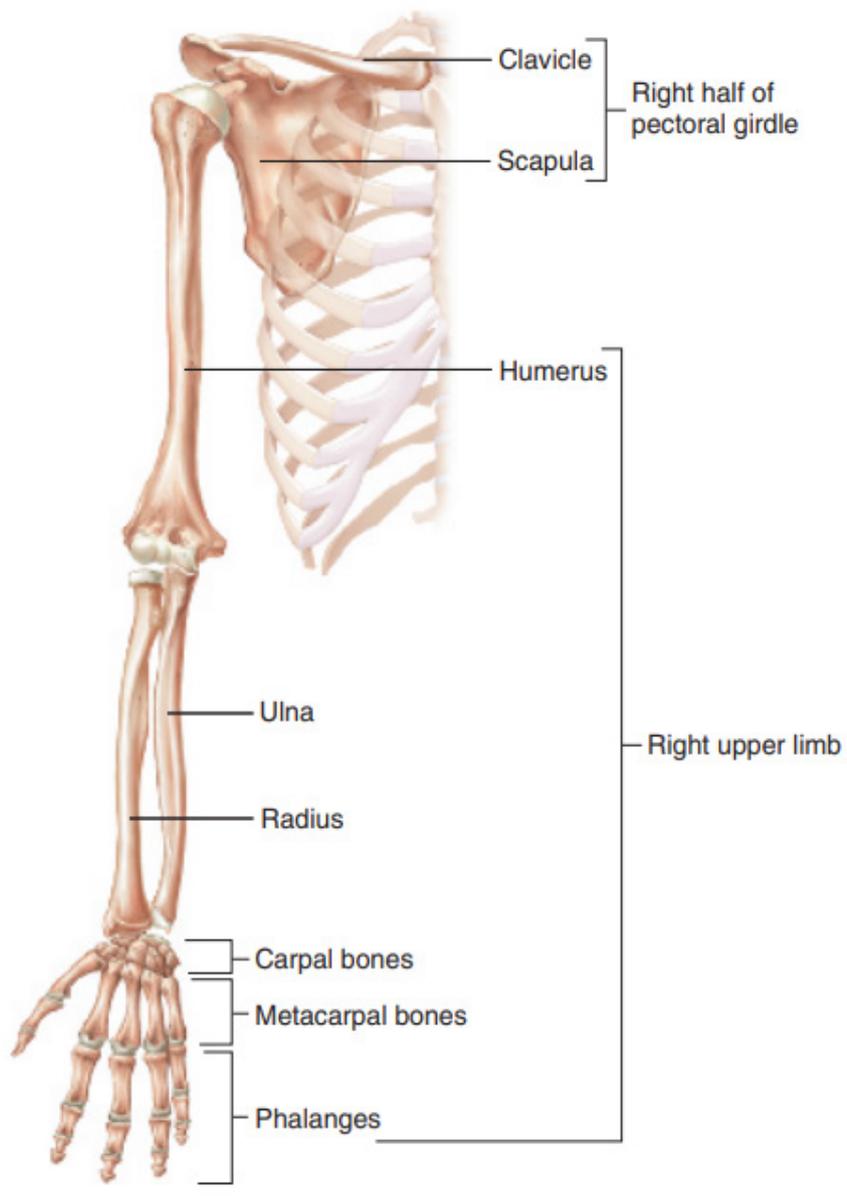


Fig. 2. Vista anterior estrutura esquelética do membro superior
(Seeley 2005)

2.1.2 ANÁLISE DA ESTRUTURA ÓSSEA DO MEMBRO SUPERIOR

O sistema esquelético é responsável por proporcionar uma estrutura de suporte ao corpo humano. Este é composto por ossos (que constituem um tecido conjuntivo complexo e específico), por articulações, ligamentos e músculos. O sistema esquelético sustenta a postura ereta e possibilita a posição vertical do corpo, sendo, para isso, a coluna vertebral de extrema importância.

Os ossos desempenham diversas funções mecânicas, protegem alguns órgãos vitais, como o crânio e a cavidade torácica, e proporcionam uma plataforma de conexão para os músculos. A estrutura óssea é altamente adaptável às suas funções, procurando utilizar a menor quantidade de material com o menor peso possível para garantir o seu funcionamento adequado. Analogamente, os ossos poderão ser comparados ao cimento reforçado, onde as fibras de colágeno serão equivalentes a barras de ferro, e o cálcio ao cimento. (Seeley et al, 2005)

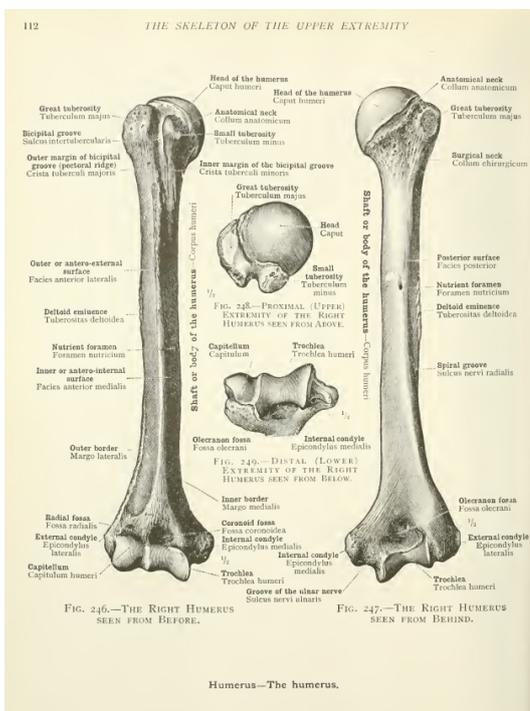


Fig. 3. Descrição detalhada do úmero (Toldt et al, 2019)

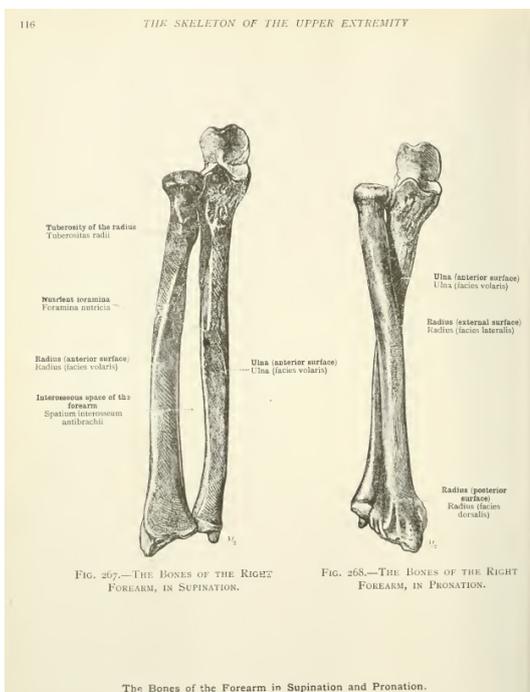


Fig. 4. Descrição detalhada do Raio e Ulna (Toldt et al, 2019)

Os ossos poderão ser classificados como longos, curtos, planos (ou achatados) e irregulares, conforme as suas formas. Os ossos longos são mais compridos do que largos, encontrando-se principalmente nos membros superiores e inferiores. Já os ossos curtos possuem dimensões aproximadamente iguais em largura e espessura, exibindo uma forma quase cúbica ou redonda, como os ossos do carpo e tarso. Os ossos planos são finos e possuem um formato achatado e curvo, como, por exemplo, os ossos do crânio, costelas, esterno e omoplatas. Por fim, os ossos irregulares, como as vértebras e ossos do rosto, possuem formas distintas que não se enquadram nas categorias anteriores. (Seeley et al, 2005)

No contexto do membro superior, este é dividido em três partes: braço, antebraço e mão. O úmero é o único osso do braço e o maior do membro superior, sendo constituído por diáfise e extremidades. A sua extremidade proximal é conhecida como cabeça do úmero, que se articula com a escápula para formar a articulação do ombro (glenoumeral). A extremidade distal do úmero possui duas áreas de articulação, uma com a ulna e outra com o rádio, os ossos do antebraço, participando da articulação do cotovelo. (Tortora e Derrickson, 1992)

A ulna é o osso medial do antebraço, sendo o mais longo dos dois ossos dessa região. A sua extremidade proximal é maior e tem a forma de gancho, articulando-se com a tróclea do úmero na articulação do cotovelo. A extremidade distal é pequena e redonda, denominada de cabeça da ulna, articulando-se lateralmente com o rádio em ambas as extremidades. (Seeley et al, 2005)

O rádio, paralelo à ulna, é o osso mais curto do antebraço. A sua extremidade proximal articula-se com a cabeça do úmero, e a distal conecta-se aos ossos da fileira proximal do carpo (escafoide e semilunar) (Seeley et al, 2005).

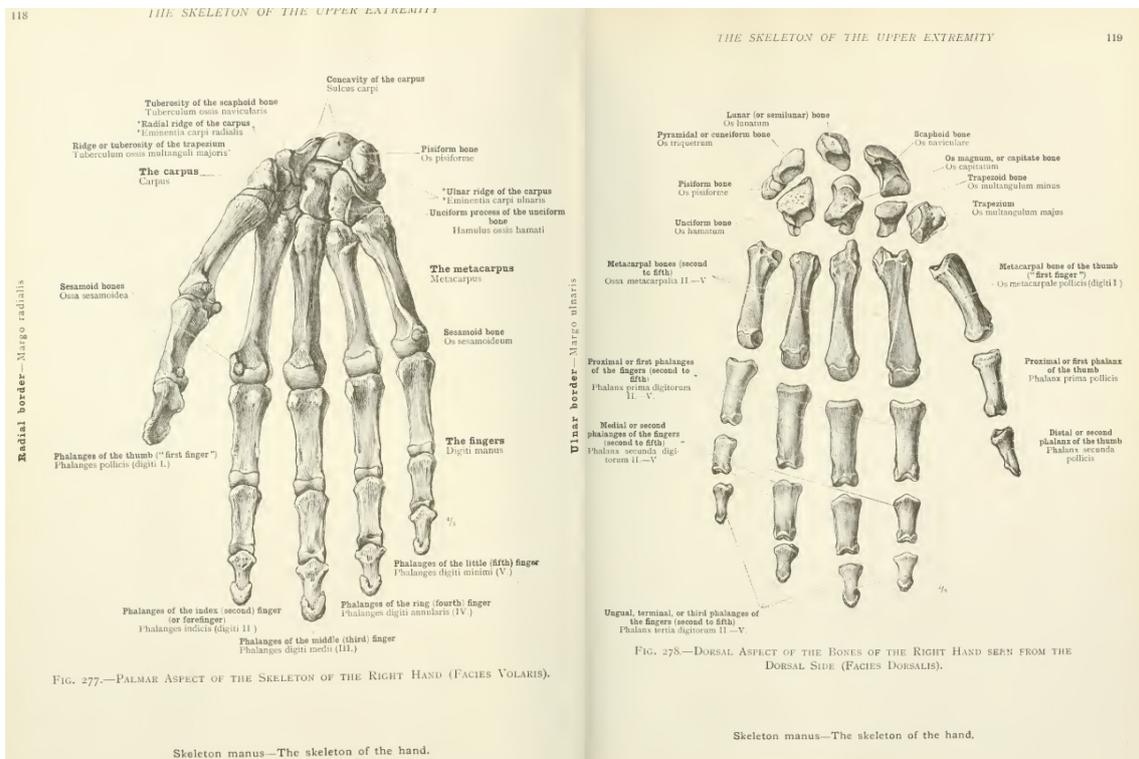


Fig. 5. Estrutura esquelética da mão (Toldt et al, 2019)

O conjunto de ossos localizados na base da mão é conhecido como “ossos do carpo”, divididos em duas fileiras: proximal e distal. A fileira proximal inclui os ossos navicular, semilunar, piramidal e pisiforme, enquanto que os da fileira distal são o trapézio, trapézio grande e hamato. Esses ossos articulam-se com o rádio e ulna, formando as articulações do punho (articulação carpometacarpiana). (Seeley et al, 2005)

Já a mão é composta por cinco ossos longos chamados de metacarpos, que correspondem aos dedos numerados de um a cinco, começando pelo polegar. Cada metacarpo possui uma diáfise, uma extremidade proximal e uma cabeça arredondada distal, que se articula com a falange proximal de cada dedo, formando, desta forma, as articulações metacarpofalângicas (Seeley et al, 2005).

Nas mãos existem, ao todo, 14 falanges, incluindo duas no polegar e três em cada dedo. Cada falange é um osso longo com extremidades proximal e distal, e as articulações entre elas são conhecidas como articulações interfalângicas (Seeley et al, 2005).

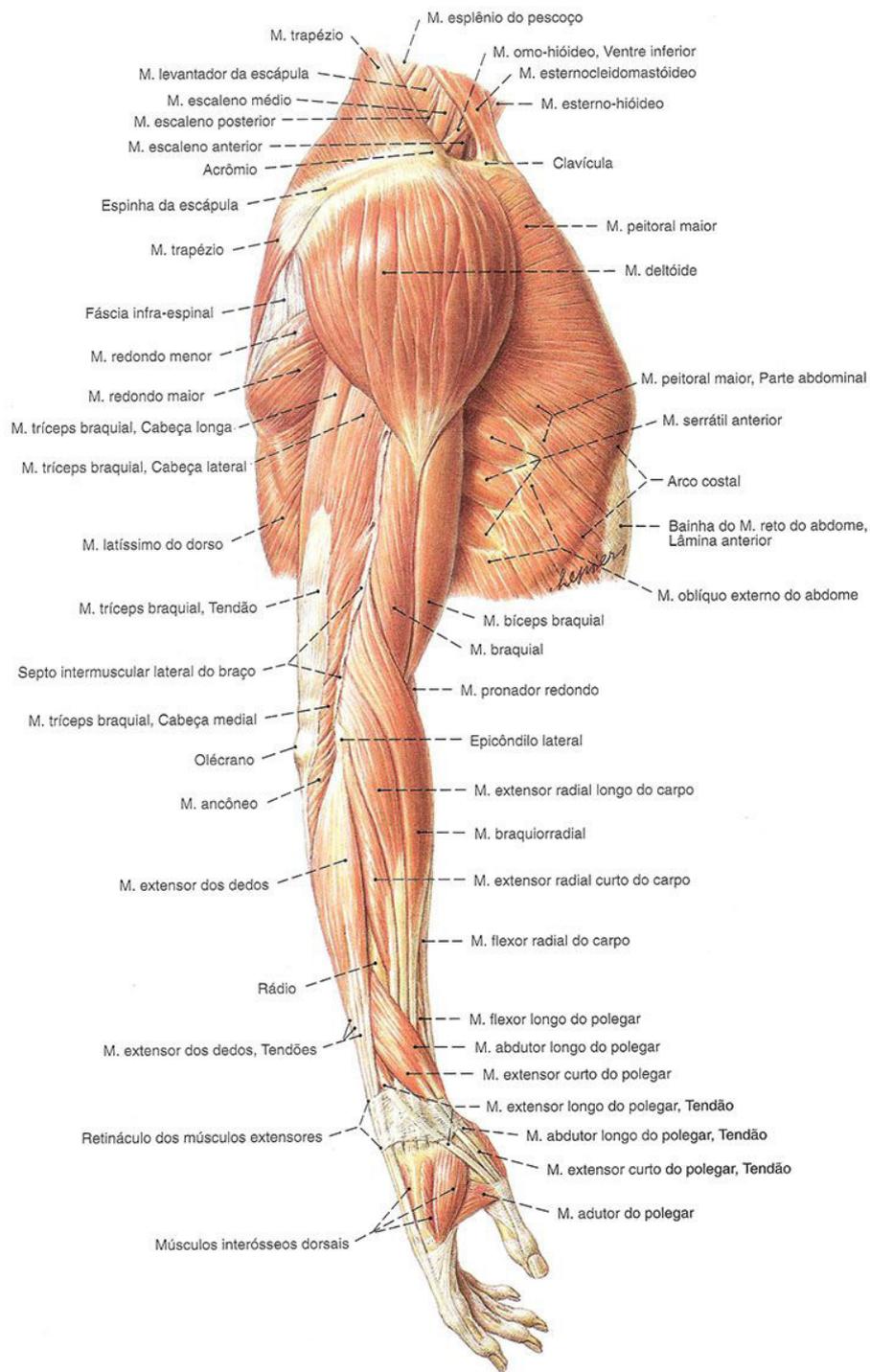


Fig. 6. Representação da estrutura Muscular do membro superior (<https://anatomiaonline.com.br/musculos-do-membro-superior>)

2.1.3 ANÁLISE DA ESTRUTURA MUSCULAR DO MEMBRO SUPERIOR

Composta por uma variedade de músculos, a estrutura muscular do membro superior é bastante complexa e organizada. Cada tipo de músculo possui características particulares que lhes permitem exercer funções distintas e essenciais para o correto funcionamento do organismo, como o movimento de todas as partes do corpo humano, sendo a capacidade de contração dos mesmos a característica mais importante para a realização dessa função. Ao contrário dos músculos liso ou cardíaco, os músculos esqueléticos são voluntários e são controlados pelo sistema nervoso central. Esses músculos são nomeados de acordo com a sua função, direção, fixação, forma, tamanho ou estrutura.

Compostos por vários feixes de fibras, os músculos podem passar por um processo chamado de hipertrofia, como acontece durante a prática de exercício físico, não sendo, no entanto, possível aumentar o seu número. A atividade física é essencial para a manutenção da massa e da força muscular, enquanto que a inatividade resulta na perda dessas propriedades. (Seeley et al, 2005)

Os músculos estão conectados aos ossos por meio das suas inserções, as quais, geralmente, são identificadas pela sua origem e local de inserção. A contração muscular ocorre ao redor dessas articulações, produzindo movimento articular. Existem quatro operações motoras principais: músculos motores primários, antagonistas, conectivos e sinérgicos, que trabalham em conjunto para garantir movimentos coordenados. (Seeley et al, 2005)

Os tendões são prolongamentos musculares presentes na inserção, feitos de tecido de colágeno. Estes desempenham um papel crucial para reduzir o volume de tecido ao redor da articulação, proteger os músculos durante o movimento e facilitar a nutrição e a mobilidade dos tendões. (Seeley et al, 2005)

O membro superior, uma das estruturas anatómicas mais complexas do corpo humano, é composto por várias regiões, cada uma desempenhando funções específicas no movimento, preensão e manipulação de objetos. O sistema muscular desempenha um papel central no funcionamento harmonioso do membro superior, dividido em três partes distintas: o braço, o antebraço e a mão. (Seeley et al, 2005)

Braço

O braço é a seção inicial do membro superior, situada entre o ombro e o cotovelo, composta por músculos que permitem principalmente movimentos de flexão e extensão do cotovelo. No centro dessa região, encontramos o bíceps braquial, um músculo poderoso localizado na parte anterior do braço, que se insere no antebraço e no ombro. Ele é o responsável pela flexão do cotovelo e pela supinação do antebraço. Na parte posterior do braço, temos o tríceps braquial, que atua na extensão do cotovelo, estendendo o antebraço. Além disso, o braquiorradial, localizado na parte lateral, auxilia na flexão do cotovelo. (Moore & Dalley, 1992)

Antebraço

O antebraço, situado entre o cotovelo e o punho, é essencial para a execução de movimentos complexos e delicados. Na parte anterior, encontram-se os flexores do punho, como o flexor carpi ulnaris e o flexor carpi radialis, que permitem a flexão do punho. Na região posterior, os extensores do punho, como o extensor carpi ulnaris e o extensor carpi radialis longus, desempenham a função oposta, promovendo a extensão do punho. Além disso, músculos como o pronador teres e o supinador permitem a rotação do rádio, influenciando a posição da palma da mão. (Moore & Dalley, 1992)

Mão

A mão é a parte mais distal do membro superior e possui uma rede complexa de músculos encarregados de movimentos precisos, como a preensão, o agarramento e a manipulação. Os grupos musculares da mão incluem os músculos tenares, localizados na região palmar, que contribuem para a flexão dos dedos e a oposição do polegar, permitindo movimentos delicados. Os músculos hipotenares, localizados na região oposta, auxiliam na abdução do dedo mínimo. Na parte dorsal da mão, os músculos interósseos palmares e dorsais ajudam na adução e abdução dos dedos, respectivamente. Para movimentos de flexão e extensão dos dedos, são cruciais os flexores e extensores dos dedos, que permitem o agarrar de objetos e a precisão dos movimentos. (Moore & Dalley, 1992)

Essa estrutura musculoesquelética é essencial para a execução de tarefas do dia a dia, desde atividades básicas até aquelas que requerem grande destreza e coordenação. Cada músculo e grupo muscular contribui de forma única para a amplitude de movimento do membro superior, permitindo-nos realizar tarefas essenciais com eficácia. (Seeley et al, 2005)

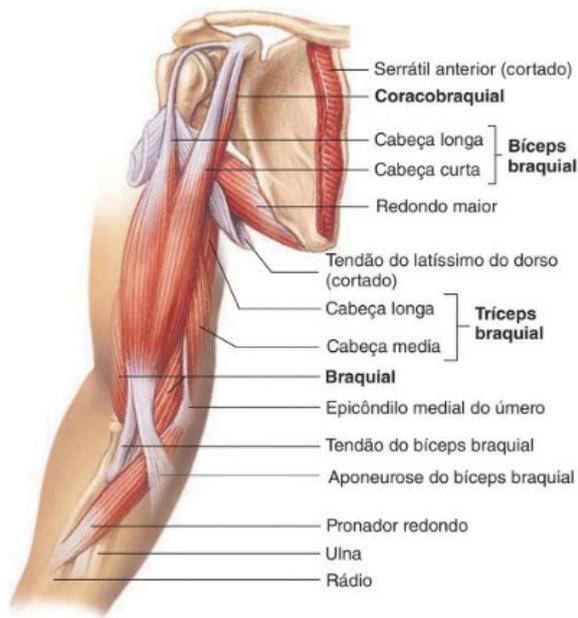


Fig. 7. Vista anteromedial profunda dos músculos do ombro e do braço (Seeley et al, 2005)

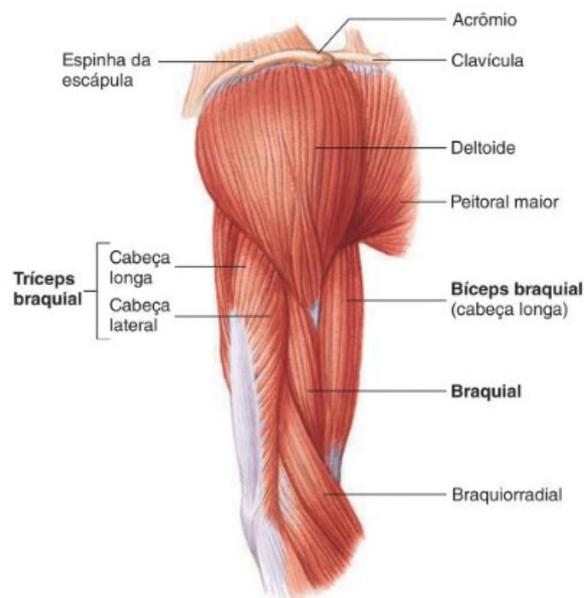


Fig. 8. Músculos do braço e ombro na vista lateral (Seeley et al, 2005)

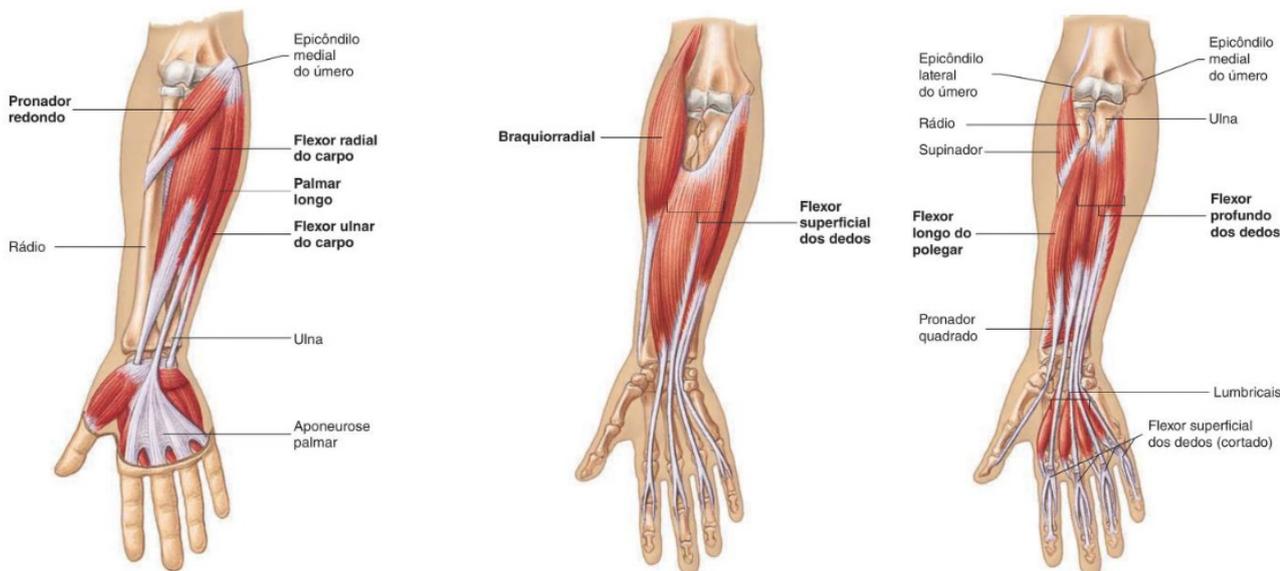


Fig. 9. Vista anterior do antebraço direito em diferentes profundidades (Seeley et al, 2005)

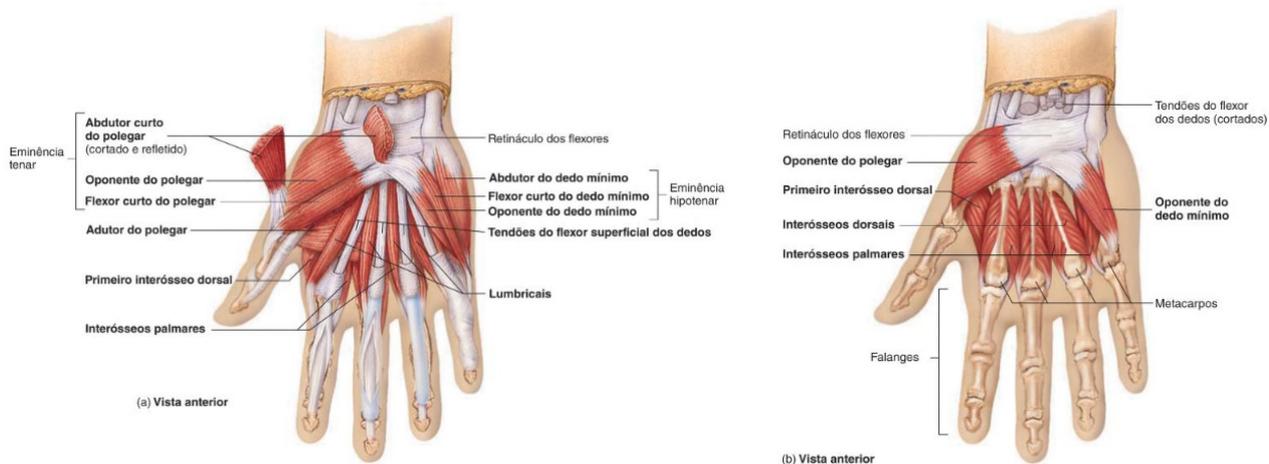


Fig. 10. Superfície palmar da mão direita em diferentes profundidades (Seeley et al, 2005)

2.2 BIOMECÂNICA DO MEMBRO SUPERIOR

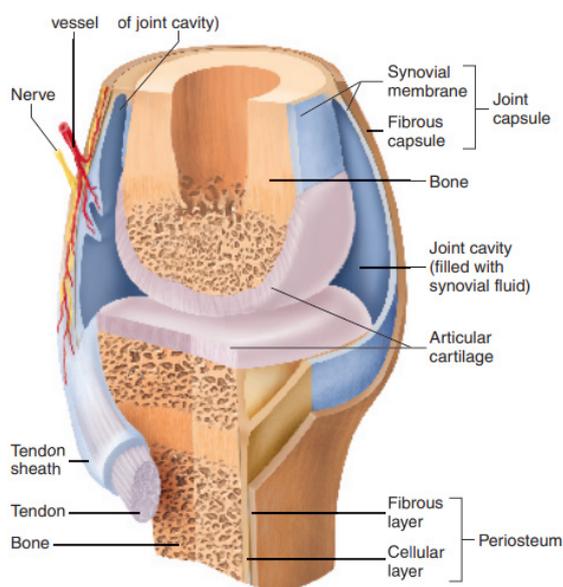


Fig. 11. Estrutura de uma articulação sinovial (Seeley et al, 2005)

No corpo humano, a capacidade de movimentação está relacionada com o facto de os músculos terem a capacidade de puxar os ossos. No entanto, o movimento exigido ao esqueleto apenas é aplicado quando existem articulações entre os ossos. Sem estas, o ser humano apresentaria uma postura estática. A sua função é tanto de união como motora, sendo que existem três tipos de articulações: articulações fibrosas, articulações cartiláneas e articulações sinoviais.

As articulações fibrosas são constituídas por dois ossos, que se encontram unidos por meio de tecido conjuntivo fibroso interposto entre as superfícies articulares, não têm cavidade articular e têm pouco ou nenhum movimento. As articulações fibrosas poderão também dividir-se em duas categorias: a Sutura e a Sindesmose. Segundo os autores Faustino, Romão e Lança (2021), a “Sutura ([L. sutura] “costuras serreadas”): as peças ósseas intervenientes encontram-se fortemente unidas não sendo permitido o movimento. As suturas desaparecem gradualmente com a idade devido à ossificação, formando as sinostoses (synostosis).”; e a “Sindesmose ([Gr. Syndesmos - fita]): as peças ósseas intervenientes são mantidas na sua posição por uma membrana interóssea formada pelo tecido conjuntivo fibroso interveniente e o movimento permitido é muito limitado.” (Faustino et al, 2021, p. 30)

As articulações cartiláneas ligam dois ossos entre si por meio de cartilagem hialina ou de fibrocartilagem. As articulações que contêm cartilagem hialina chamam-se sincondroses; as articulações que contêm fibrocartilagem chamam-se sínfises. (Seeley et al, 2005)

As articulações sinoviais “são aquelas que permitem quer movimentos de diferentes tipos, quer de maior amplitude. A constituição das articulações sinoviais é complexa, podendo referir-se 3 áreas: periarticular, articular e intra-articular. A principal característica deste tipo de articulações é a existência de uma cavidade preenchida com líquido e protegida por

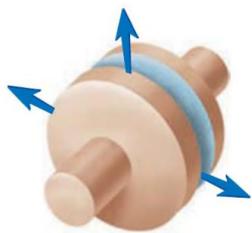


Fig. 12. Articulação plana
(Seeley et al, 2005)

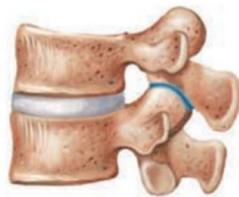


Fig. 13. Articulação em sela
(Seeley et al, 2005)

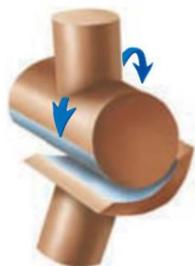


Fig. 14. Articulação em roldana
(Seeley et al, 2005)

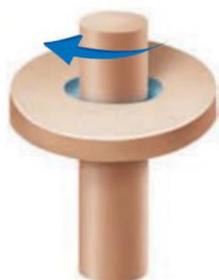


Fig. 15. Articulação cilíndrica
(Seeley et al, 2005)



uma cápsula articular.” (Faustino et al, 2021, p. 30) Estas articulações são anatomicamente mais complexas do que as fibrosas e as cartiláneas. A maior parte das articulações que reúnem os ossos do esqueleto apendicular são sinoviais, refletindo muito maior mobilidade deste esqueleto apendicular, em comparação com o esqueleto axial. As articulações sinoviais classificam-se de acordo com a forma das suas superfícies articulares. Os seis tipos de articulações sinoviais são: planas ou artrodias, em sela ou epifartroses, em roldana ou trocleartroses, cilíndricas ou trocartroses, esféricas ou enartroses e elípticas ou condilartroses. O movimento das articulações sinoviais pode ser descrito como uniaxial (ocorre em torno de um eixo), biaxial (ocorre em torno de dois eixos que formam um ângulo).

Uma articulação plana, ou deslizante, consiste em duas superfícies planas opostas de igual tamanho, onde pode ocorrer um leve movimento de deslizamento entre os ossos. Essas articulações são uniaxiais porque também permitem algum movimento rotacional, embora isso seja limitado por ligamentos e ossos adjacentes. Exemplos são os apófises articulares entre as vértebras. (Seeley et al, 2005)

A articulação sela ou epifartroses, consiste em saliências em forma de sela, orientadas em ângulos retos, de modo a que as respectivas superfícies sobressaiam. A articulação em sela é uma articulação biaxial. Um exemplo é a articulação carpo-metacarpal do polegar. (Seeley et al, 2005)

As articulações em roldana ou trocleartroses são monoaxiais. Estas incluem a perfuração em forma de cone duplo truncado, onde os corpos do cone são combinados com a sua pequena base, na extremidade do osso, utilizada na ligação correspondente do outro osso. Este tipo de articulação é localizada no cotovelo e no joelho. (Seeley et al, 2005)

As articulações cilíndricas ou trocartroses (articulação em pivot) são monoaxiais, restringindo o movimento à rotação em torno de um único eixo. Consistem numa apófise óssea relativamente cilíndrica que roda num anel parcialmente composto por osso e parcialmente composto por ligamento. A articulação da cabeça do rádio com a extremidade proximal do úlna é um exemplo. (Seeley et al, 2005)



Fig. 16. Articulação esférica
(Seeley et al, 2005)



Fig. 17. Articulação de contorno elíptico
(Seeley et al, 2005)

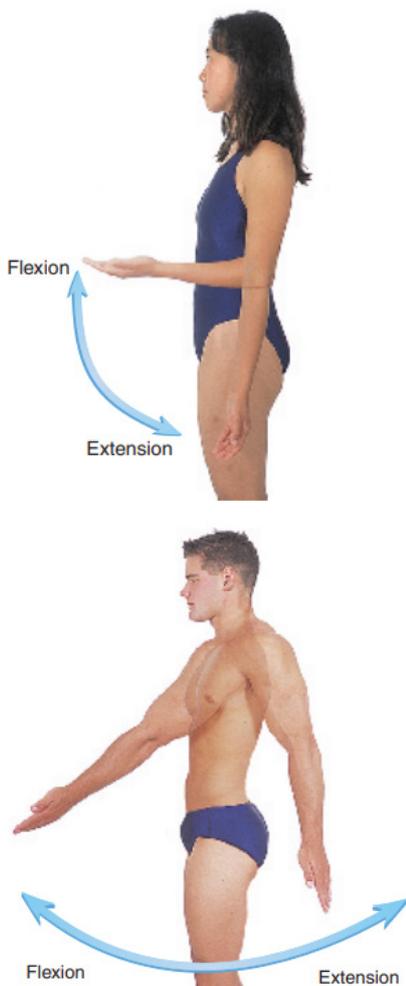


Fig. 18. Flexão e Extensão
(Seeley et al, 2005)

Uma articulação esférica ou enartroses consiste numa cabeça esférica na extremidade de um osso e num encaixe no osso adjacente onde esta é fixada. Este tipo de articulações é multiaxial, permitindo um amplo leque de movimentos em quase todas as direções. (Seeley et al, 2005)

As articulações de contorno elíptico (ou condilartroses) são articulações esféricas modificadas. As superfícies articulares são de forma mais elipsoidal do que esférica. As articulações elípticas são biaxiais porque a sua forma limita o leque de movimentos quase a um movimento de charneira em dois planos e limita a rotação. (Seeley et al, 2005)

O movimento possível de uma determinada articulação está relacionado com a sua estrutura. Algumas articulações são limitadas a apenas um tipo de movimento, enquanto que outras se podem mover de diversas maneiras diferentes. (Seeley et al, 2005)

Os movimentos de deslizamento ocorrem em superfícies planas, entre duas superfícies achatadas ou quase achatadas, que deslizam uma sobre a outra. Geralmente fornecem apenas um movimento limitado, como acontece nos ossos do carpo. (Seeley et al, 2005)

Os movimentos angulares são movimentos em que uma parte de uma estrutura linear, como um corpo ou parte geral, que se dobra em relação à outra parte da mesma estrutura, alterando o ângulo entre as duas partes. O movimento angular também é o movimento de uma haste rígida, como uma peça, presa a uma extremidade do corpo, para alterar o ângulo que faz com o corpo. Os movimentos angulares mais comuns são a flexão e a extensão, a abdução e a adução. (Seeley et al, 2005)

A flexão é um tipo de movimento que se dá numa articulação específica, e que envolve a redução de um ângulo entre duas partes do corpo. Nos membros superiores, por exemplo, ao dobrar-se o cotovelo, o ângulo entre o braço e o antebraço diminui, dando origem a uma flexão do cotovelo. A extensão é o movimento oposto da flexão, movendo (esticando) uma parte do corpo numa direção posterior ou dorsal, e aumentando, desta forma, o ângulo entre duas partes do corpo. (Seeley et al, 2005)

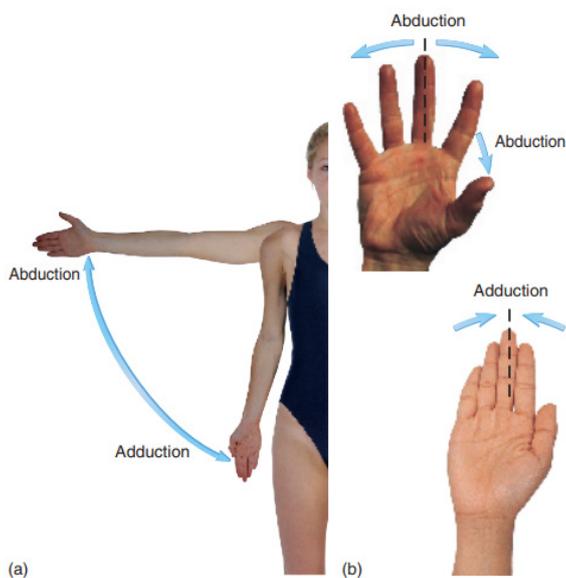


Fig. 19. Adução e Abdução
(Seeley et al, 2005)

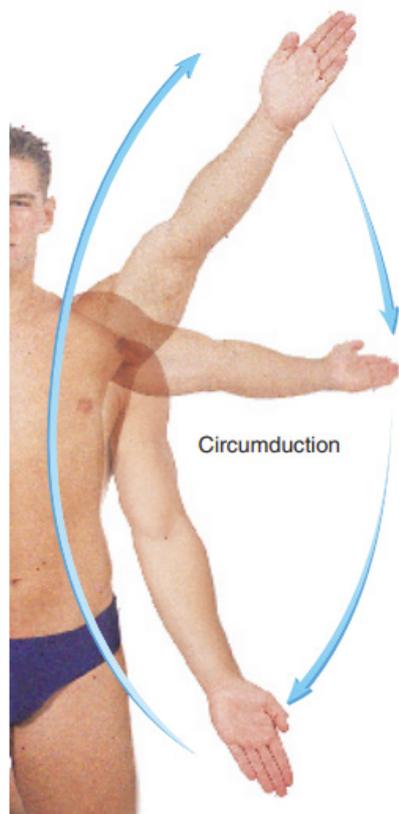


Fig. 20. Circundação
(Seeley et al, 2005)

Dentro da extensão, existe, também, o movimento de hiperextensão, que é frequentemente descrito como uma extensão anormal e forçada de uma articulação, para além da sua amplitude de movimento normal. No entanto, alguns profissionais de saúde definem hiperextensão como o movimento normal de uma estrutura em direção posterior à posição anatómica. (seeley, 2005)

Abdução (que significa retirar) é um movimento que afasta uma parte do corpo da linha mediana do corpo. Por exemplo, ao levantar o braço lateralmente para o lado, realizamos uma abdução do ombro, pois afastamos o braço da linha média do corpo; adução (reunir) é o oposto da abdução, e consiste no movimento de aproximar uma parte do corpo em direção à linha mediana do corpo. (Seeley et al, 2005)

A circundação é um movimento que envolve a combinação dos quatro movimentos básicos mencionados anteriormente: flexão, extensão, abdução e adução. Este movimento ocorre nas articulações que possuem uma maior liberdade de movimento (articulações sinoviais), como é o caso do ombro (estrutura anatómica com a capacidade de se movimentar em várias direções). Durante esse movimento, o braço é levado para frente (flexão), para trás (extensão), para o lado (abdução) e trazido de volta para o corpo (adução), numa seqüência contínua. (Seeley et al, 2005)

O movimento cíclico inclui a rotação da estrutura em torno de um eixo ou a curvatura da estrutura. (Seeley et al, 2005)

A rotação é o giro de uma estrutura em torno de seu eixo mais longo, como a rotação de uma cabeça amortecida ou corpo inteiro. (Seeley et al, 2005)

Os movimentos especiais referem-se a ações ou gestos que vão além dos movimentos básicos que o ser humano exerce no dia a dia. O que torna esses movimentos especiais é a forma como estes envolvem uma interação entre músculos, ossos e o sistema nervoso, de modo a atingir objetivos específicos. (seeley et al, 2005)

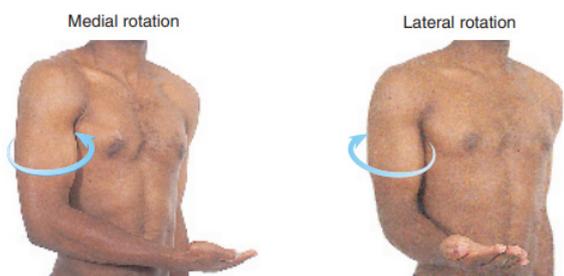


Fig. 21. Rotação medial e lateral do braço
(Seeley et al, 2005)

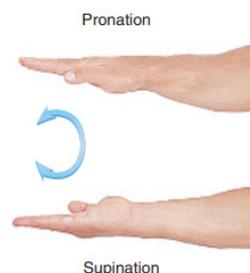


Fig. 22. Pronação e supinação
(Seeley et al, 2005)

Os movimentos de elevação e abaixamento explicam-se da seguinte forma: a elevação consiste no movimento de elevar uma parte do corpo em relação à posição anatômica padrão, contra a força da gravidade. Por exemplo, ao elevar-se o ombro para se fazer uma elevação dos ombros, está-se a realizar um movimento de elevação. O abaixamento é o movimento oposto ao da elevação. Por exemplo, ao abaixar os ombros, após um movimento de elevação, ou ao baixar o corpo para se sentar, estamos a realizar um movimento de abaixamento. (Seeley et al, 2005)

Os movimentos de projeção para diante (propulsão, projeção), projeção para trás (retropulsão, pretração), didução (excursão, para os lados), oponência e retorno à posição neutra referem-se a movimentos realizados em diversas articulações do corpo humano. (Seeley et al, 2005)

A projeção para diante refere-se ao movimento no qual uma parte do corpo é deslocada para a frente a partir da sua posição anatômica padrão. Por exemplo, no cotovelo, a propulsão envolveria estender o antebraço em direção à frente, como quando esticamos o braço para alcançar algo à nossa frente. Da mesma forma, na articulação do quadril, a propulsão seria estender a perna para frente, como no movimento de chutar uma bola. A projeção para trás (retropulsão, pretração) é o movimento oposto ao da propulsão. Nesse movimento, uma parte do corpo é deslocada para trás a partir da sua posição inicial. (Seeley et al, 2005)

A Didução (excursão, para os lados) é o movimento que afasta uma parte do corpo da linha média, em direção ao lado oposto do corpo. Ao se afastar os dedos da mão uns dos outros, está-se a realizar o movimento de didução. Por seu lado, oponência é o movimento que traz uma parte do corpo em direção a outra parte. Um exemplo concreto disso é o polegar, pois ao direcionar-se o polegar a um dos dedos da mão, tocando-o, está-se a realizar uma oponência do polegar. O retorno à posição neutra é o movimento que leva uma parte do copo de volta à sua posição inicial, permitindo que essa parte reestabeleça a sua posição padrão. (Seeley et al, 2005)

2.2.1 MOVIMENTOS DO BRAÇO

A capacidade de movimento dos braços é uma proeza do corpo humano, permitindo uma variedade de ações e interações com o ambiente circundante. Os movimentos do braço não só enfatizam a complexidade biomecânica, mas estão, também, intimamente relacionados com a expressão individual de cada pessoa, com a comunicação e a realização das atividades do dia a dia. (Seeley et al, 2005)

Assim, o braço, percebido como uma das partes fundamentais do membro superior, encontra-se fixado ao tórax através do músculo grande peitoral e do grande dorsal. Esses músculos conectam-se ao músculo deltoide, que desempenha um papel essencial na flexão e extensão do braço. O músculo deltoide pode ser visto como três músculos distintos num só: as suas fibras anteriores suavizam o braço, as fibras laterais realizam a abdução do braço e as fibras posteriores atuam na sua extensão. Além disso, o músculo deltoide é um componente essencial do grupo muscular que une o úmero à omoplata, proporcionando estabilidade e movimento ao braço. (Seeley et al, 2005)

Para realizar a abdução do braço, ou seja, afastá-lo lateralmente do corpo, atuam conjuntamente o músculo deltoide, os músculos da coifa dos rotadores e o trapézio. Nessa ação, durante os primeiros 90° do movimento a partir da posição anatômica, o músculo deltoide é o principal responsável por essa abdução, desempenhando um papel crucial nessa fase do movimento. (Seeley et al, 2005)

Em suma, os movimentos do braço são complexos e envolvem a atuação coordenada de diversos músculos, garantindo a sua mobilidade e estabilidade durante as atividades quotidianas e funcionais. (Seeley et al, 2005)

2.2.2 MOVIMENTOS DO ANTEBRAÇO

Os movimentos do antebraço referem-se às diversas ações e posições que podem ser realizadas pela região entre o cotovelo e o pulso. Esses movimentos são possíveis devido à complexa interação entre os ossos do antebraço, o rádio e a ulna, assim como os músculos que os envolvem. Na anatomia das superfícies dos músculos do braço, o tríceps constitui a principal massa visível na face posterior do braço. Os músculos dos bíceps são melhor vistos de frente. O bicípite braquial vê-se bem na face anterior. O braquial anterior está mais profundo que o bicípite, e só se revela como uma massa nas porções interna e externa do braço. Existem dois movimentos principais ligados aos movimentos do antebraço: a pronação e a supinação. A pronação ocorre quando, por exemplo, a palma da mão é girada para baixo ou voltada para trás. Esse movimento dá-se pela rotação do rádio sobre a ulna. Alguns dos exemplos de atividades do dia a dia que envolvem o movimento de pronação são: utilização de ferramentas, abrir portas, mexer em panelas, etc., uma vez que são ações que exigem a rotação da mão para uma posição com a palma voltada para baixo. A supinação, por sua vez, é a ação oposta. Este movimento ocorre quando a palma da mão é girada para cima ou voltada para a frente. Nesse caso, o rádio gira na direção oposta em relação à ulna. O músculo longo supinador é um dos principais músculos envolvidos nesse movimento de supinação. O longo supinador forma uma protuberância na face anterolateral do antebraço, logo a seguir ao cotovelo. Caso o cotovelo seja vigorosamente fletido numa posição de semipronação (a meio caminho entre a pronação e a supinação), o longo supinador ver-se-á claramente no antebraço. Esse movimento é especialmente importante em atividades que envolvam a torção das mãos, como abrir uma maçaneta ou girar uma chave de fenda. (Seeley et al, 2005)

2.2.3 MOVIMENTOS COMBINADOS

Os movimentos combinados são movimentos mais complexos que estão relacionados com ações ou atividades que envolvem uma interação complexa entre os músculos, ossos, articulações e sistemas neuromotores do corpo em simultâneo. É fundamental que haja uma coordenação adequada entre esses componentes, de forma a conseguir-se executar movimentos eficazes e precisos. Consequentemente, os movimentos combinados ilustram a complexa habilidade do corpo humano em realizar ações que requerem a colaboração harmoniosa de várias regiões corporais, com vista a alcançar um determinado propósito. Dentre muitos exemplos de movimentos combinados encontram-se algumas atividades desportivas, como é o caso do ténis, da natação, dança, levantamentos de pesos, etc. Para uma melhor ilustração, veja-se o caso concreto de uma partida de ténis, por exemplo, que envolve movimentos combinados de corrida, posicionamento dos pés, balanço do braço e coordenação ocular para acertar a bola; ou do levantamento de pesos, em que o atleta necessita de sincronizar a aceleração, a explosão dos quadris e o movimento dos membros superiores para levantar a barra com sucesso. (Seeley et al, 2005)

2.2.4 AMPLITUDE DO MOVIMENTO

A amplitude de movimento refere-se à medida da extensão completa da deslocação de uma articulação ou parte do corpo durante o movimento. Ou seja, é a extensão total de movimento de uma articulação em relação à sua posição inicial. Esta amplitude de movimento depende da flexibilidade e força muscular de cada pessoa, dentre outras características individuais. Uma boa amplitude de movimento é fundamental para a realização de atividades do dia a dia, sendo crucial para a prática de atividades desportivas, uma vez que esta exige articulações com uma boa flexibilidade, estando, dessa forma, menos propensa a lesões, e movimentos mais amplos, permitindo um maior alcance de movimentos. A realização de alongamentos regulares, exercícios de flexibilidade e movimentos variados podem ajudar a manter e a melhorar a amplitude de movimento ao longo do tempo. (Seeley et al, 2005)

2.3 AMPUTAÇÃO DOS MEMBROS SUPERIORES

“A definição de amputação mais frequentemente aceita é a de que esta se trata de uma ablação total ou parcial de um segmento corporal pelo ato cirúrgico terapêutico ou pelo traumatismo acidental.” (Instituto Politécnico de Viseu, Escola Superior de Saúde de Viseu, UCP de Enfermagem Médico Cirúrgica, 2015)

A amputação é uma condição bastante traumática que está historicamente ligada a representações de mutilação, derrota e limitação da pessoa que passou pelo procedimento. Ao mesmo tempo, esta resulta de uma decisão médico-cirúrgica que visa salvar vidas e, nesse sentido, é fundamental que não seja percebida apenas como a perda de uma parte incapacitante do corpo, mas sim como uma nova etapa, decorrente da eliminação de sintomas que representam ameaças à vida, que, de outra forma, seriam insuportáveis. Segundo Dillingham, Pezzin e MacKenzie (2002), a principal causa de amputação, está relacionada, hoje em dia, à doença vascular (com uma tendência crescente, principalmente em idosos), seguida de trauma, neoplasias e, em menor número, a anomalias congénitas.

Segundo Carvalho (2003), o termo amputação tem origem do latim (ambi= ao redor de/ em volta de putatio= podar/retirar). Assim, a amputação é um procedimento que consiste na retirada cirúrgica ou traumática de um membro do corpo. Entende-se por amputação dos membros superiores a remoção, geralmente cirúrgica, parcial ou total do braço, que se estende entre o ombro e a mão. As principais causas da amputação de membros superiores são: trauma grave, acidentes (de trabalho, viação, outros), cancro, infeções graves, doenças vasculares, diabetes, entre outras.

Existem três níveis de amputação do membro superior: amputação transumeral, amputação transradial e amputação da mão. Apesar de existirem esses três níveis, dependendo do comprimento do membro restante, dar-se-á especial destaque ao nível de amputação transradial, e, mais concretamente, ao grau de amputação medial, que será abordado mais adiante, para efeitos de desenvolvimento deste projeto de dissertação.

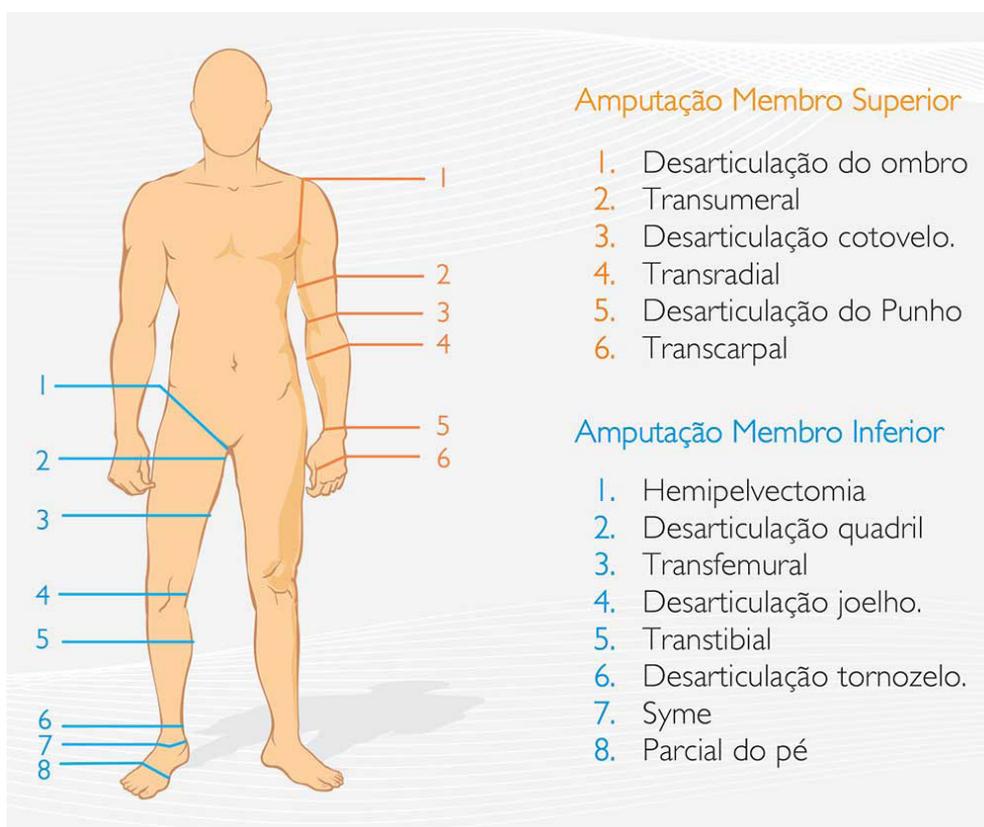


Fig. 23. Diferentes graus de amputação
 (<https://shoppingortopedico.com.br/niveis-de-amputacao/>)

2.3.1 AMPUTAÇÃO TRANSRADIAL

A amputação transradial refere-se ao procedimento cirúrgico no qual uma parte do antebraço, entre a articulação do pulso e a articulação do cotovelo, é removida, ficando a articulação do cotovelo intacta, de forma a manter a funcionalidade da parte superior do braço. Os músculos do antebraço são divididos em músculos intrínsecos e extrínsecos. Os músculos intrínsecos permitem a pronação e a supinação no rádio e na ulna, para que ocorra uma amplitude completa de movimento de 180 graus. Os músculos extrínsecos, por sua vez, flexionam e estendem os dedos da mão. Ao todo, existem vinte músculos no antebraço, que se dividem em compartimentos flexores anteriores e posteriores. Para além disso, o tendão do bíceps liga-se, geralmente, à tuberosidade radial do rádio. Os principais nervos dessa região são: o nervo mediano, ulnar e radial. O nervo mediano possui uma ramificação chamada de nervo interósseo anterior, que inerva o flexor longo do polegar e o flexor profundo dos dedos. O nervo radial ramifica-se no nervo interósseo posterior, que inerva o músculo supinador, músculo envolvido na rotação da mão, permitindo que a palma da mão fique voltada para cima, os músculos extensores, responsáveis por estender os dedos, e abductor longo do polegar, cuja função é a de afastar o polegar da palma da mão.

Adicionalmente, este nível de amputação pode ser classificado em três graus distintos: proximal; medial ou distal. No grau de amputação proximal, a remoção dá-se mais próxima do cotovelo; o grau medial (objeto de estudo) ocorre entre o punho e o cotovelo, sendo que é removida uma porção maior do antebraço; e o grau distal, em que a amputação ocorre na parte mais próxima do punho. Entre os diversos elementos que influenciam o nível e grau de amputação, estão a gravidade da lesão e a escolha da prótese adequada a cada caso, entre outras considerações médicas individuais. (Transradial - Centro Catarinense de Reabilitação, n.d.)

Para uma melhor compreensão, realizou-se uma análise da anatomia envolvida numa amputação transradial medial. Assim, nesse nível de amputação, o antebraço perde parcial ou completamente os ossos e músculos existentes nessa área. Os ossos mais afetados são os rádio e ulna. O osso rádio encontra-se no lado lateral (polegar), enquanto que o ulna está no lado medial. Numa amputação transradial distal, por exemplo, existe uma maior preservação da função muscular, como o caso do músculo longo supinador, que permite girar a palma da mão para cima. Isto permite que seja possível um maior controlo e leitura desses músculos para a aplicação em próteses mais avançadas, como é o caso das próteses biónicas (sensores mioelétricos [PAGX]). Neste caso de amputação, como o coto é muito longo, há menos espaço para a conceção de uma prótese, fazendo com que o antebraço amputado fique um pouco maior quando ambos os braços do paciente estão estendidos. Por outro lado, no caso da amputação transradial proximal, por exemplo, a área de fixação do coto à prótese é menor, podendo o membro amputado rejeitar um número maior de próteses. (Pierre et al, 2019)

A reabilitação inclui exercícios de condicionamento e exercícios que alongam os músculos do ombro e do cotovelo, além de alongar os músculos do braço. A prescrição de um programa de exercícios específicos depende de alguns fatores, como por exemplo, se apenas um ou ambos os braços foram amputados e o tamanho da amputação. Ao longo da reabilitação, os pacientes aprendem a realizar tarefas normais com próteses, dispositivos adaptativos ou outras partes do corpo. (Portugal, 2021)

2.3.2 ASPETOS PSICOLÓGICOS DA AMPUTAÇÃO

Após a amputação de parte de um membro, por mínima que seja, os pacientes entram numa espiral de emoções e de desafios físicos, sociais e psicológicos. Os efeitos psicológicos são devastadores, independentemente do tipo ou grau de amputação. Não obstante, esta perda física poderá não ser indicativo de perda emocional. Atualmente, o foco da reabilitação moderna concentra-se nas limitações físicas causadas pela amputação e na possibilidade de o amputado executar tarefas, melhorando, assim, as suas capacidades funcionais. No entanto, dá-se pouco ênfase à reabilitação psicológica. (Carrol & Fyfe, 2004)

Os sintomas depressivos são referidos na literatura como sendo comuns em pessoas que sofreram uma amputação, sendo estes: a tristeza, o pesar, crises de choro, isolamento social, perda de apetite, insónias, entre outros (Wald & Álvaro, 2004). A tristeza e o luto são respostas esperadas após a perda de um membro, no entanto, a depressão clínica poderá causar graves consequências, tornando-se fulcral que esta seja reconhecida e tratada de imediato, pois poderá representar até um elevado risco de morbidade e mortalidade nesses pacientes. (Fitzpatrick, 1999)

Um método que permite melhorar esse estado psicológico é a inclusão de uma prótese que substitua ou complete o membro amputado, e que proporcione ao utilizador um sentimento de totalidade e de plenitude em relação a si mesmo. Um estudo sobre a comparação entre o efeito estético de próteses digitais cosméticas e a sua ligação com a imagem corporal e bem-estar do utilizador (Carrol, Fyfe, 2004), teve como objetivo compreender como a aplicação de uma prótese digital (dedo) parcial (mão) poderá contribuir para o estado psicológico dos amputados.

Carroll e Fyfe (2004) realizaram três questionários a treze pacientes, os quais teriam de falar sobre a escala de ansiedade e depressão clínica, a atitude perante os membros artificiais, e a sua adaptação perante a sua imagem corporal. Para melhor compreenderem o impacto que a cosmética tem nas próteses, os autores separaram os amputados com próteses de silicone dos amputados com próteses de PVC.

Os resultados desse estudo demonstraram que os pacientes com próteses digitais de silicone experienciam menos ansiedade e depressão do que os pacientes com próteses digitais tradicionais (PVC). No entanto, apenas os dados sobre a depressão foram estatisticamente significativos. Notaram também que os pacientes com próteses digitais de silicone tendiam a ter uma melhor atitude em relação às suas próteses do que aqueles com a prótese de PVC tradicional.

Como já referido, este caso de estudo veio evidenciar a necessidade da aplicação cosmética nas próteses, uma vez que estas são indispensáveis na reabilitação psicológica de um paciente, no âmbito da sua amputação, contribuindo, desta forma, para a melhoria da auto-imagem, da autoestima, do bem-estar emocional do utilizador, e para a sua reintegração nas atividades do dia a dia e na sociedade.

2.4 PRÓTESES

Uma prótese é um componente artificial destinado a atender as necessidades das pessoas com amputações, traumas ou deficiências desde o nascimento. As próteses permitem reestabelecer a funcionalidade e a aparência estética, e aprimorar a qualidade de vida das pessoas afetadas, viabilizando a execução de atividades cotidianas, profissionais e recreativas de maneira mais autônoma e eficaz. A variedade de próteses é ampla, abrangendo desde substituições simples de partes do corpo, como membros, até dispositivos avançados com elementos mecânicos, eletrônicos e sensoriais que imitam as funções naturais, podendo estas ser permanentes ou transitórias. A concepção e personalização das próteses requerem uma fusão de conhecimentos médicos, de engenharia e tecnologia, visando atender às necessidades únicas de cada paciente. (Stokosa, 2021)

As próteses dos membros superiores dividem-se em: próteses de mão, que podem ser próteses simples ou funcionais; próteses do dedo, que podem ser estáticas ou dinâmicas (com articulações); próteses do punho, que substituem as partes amputadas do antebraço, até ao punho; próteses do antebraço; e próteses do braço inteiro.

Nesta seção abordar-se-á, também, os três tipos de próteses, incorporando componentes mecânicos, eletrônicos e até mesmo inteligência artificial. Ao analisar-se as diferentes tipologias de próteses e as suas funcionalidades, ver-se-á como esses dispositivos oferecem não só soluções físicas, mas também desempenham um papel fundamental na reabilitação psicológica, no empoderamento e na reintegração social dos indivíduos amputados.

Mais adiante, serão feitas algumas considerações estéticas e emocionais de cada tipo de prótese, destacando-se como a colaboração entre campos multidisciplinares molda o futuro das próteses e redefine os limites do possível para melhorar a vida daqueles que enfrentam desafios extraordinários.

2.4.1 TIPOLOGIAS DE PRÓTESES

As próteses do membro superior estão divididas em três tipologias: passivas, mecânicas e biônicas. Estas diferem nas suas funções, assistindo diferentes necessidades do utilizador.

As próteses **passivas** ou cosméticas têm como principal objetivo recriar da melhor forma possível o formato da mão. Geralmente, este tipo de prótese não contém qualquer tipo de movimento associado, à exceção das próteses articuladas, sendo, assim, possível recorrer-se a materiais e a design alternativos. A ausência de movimentos restringe o número de ações possíveis a serem realizadas pelo utilizador, como por exemplo, empurrar, puxar ou estabilizar um objeto. As próteses passivas dividem-se em duas categorias: mão próstética e ferramenta próstética. (Klerstad & Svensson 2018)

A mão próstética imita fielmente a forma da mão, e esta poderá ser estática ou ajustável. Este tipo de prótese é, geralmente, feito de silicone ou PVC.

A ferramenta próstética serve para auxiliar o utilizador a desempenhar atividades que a mão próstética não é capaz de exercer, como escalada, andar de bicicleta ou remo. Semelhante à mão próstética, este tipo de prótese passiva pode ser estática ou ajustável, dependendo da necessidade do utilizador.

A vantagem principal deste tipo de próteses é que não necessita de muitos componentes mecânicos, sendo estas mais leves e de custo menor. (Alan et al., 2017)



Fig. 24. Prótese passiva de Evan Kuester (referencia: <http://evankuester.com/jd-1>)

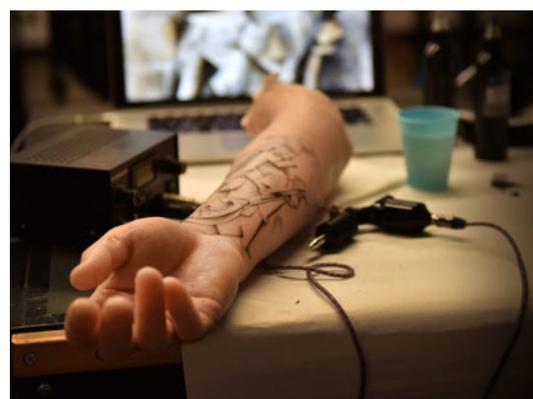


Fig. 25. Prótese passiva em silicone (referencia: <https://dribbble.com/shots/2735583-Picasso-Tattoo-Prosthetic-Arm>)

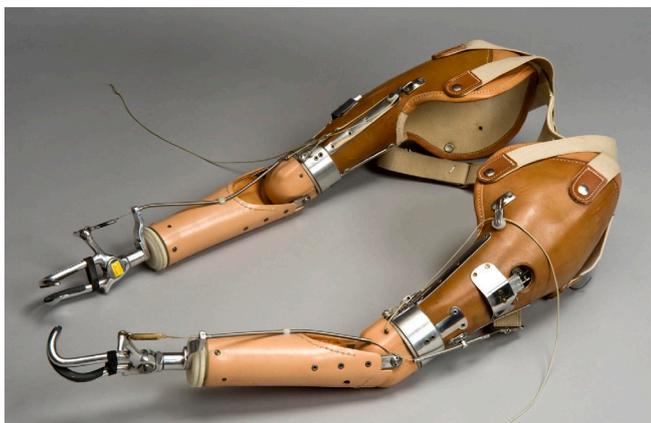


Fig. 26. Prótese mecânica com o sistema de Bowden
(<https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co476751/artificial-arm-roehampton-england-1964-artificial-arm>)

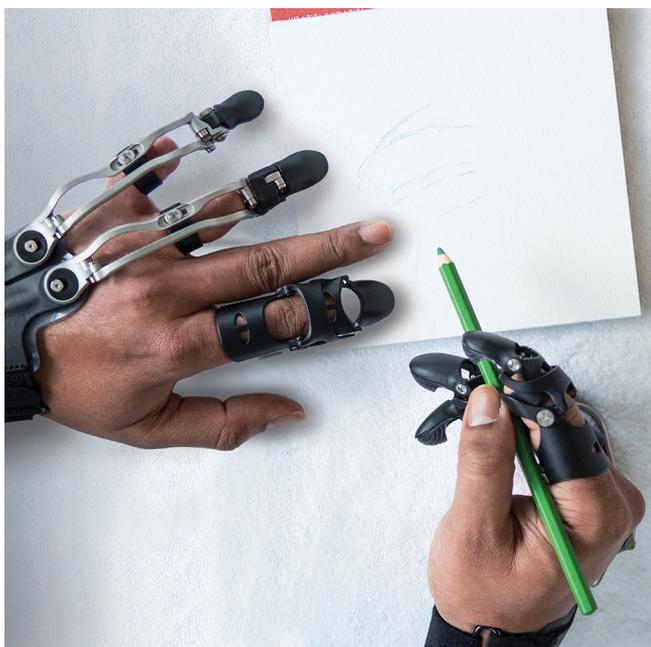


Fig. 27. Prótese mecânica digital
(<https://www.thelondonprosthetics.com/our-clinic/insights-and-case-studies/naked-prosthetics-body-driven-devices-innovative-t/>)

Uma prótese **mecânica** contém um sistema que permite ao utilizador controlar mecanicamente os movimentos da prótese com o corpo. Em próteses transradiais, o movimento de agarrar é executado pela flexão e extensão do cotovelo. Este mecanismo, também conhecido como Sistema de Bowden, funciona com um cabo que está conectado a dois membros, que, em tensão, resulta no movimento da prótese. Por exemplo, através do movimento do ombro ou do cotovelo, este sistema possibilita a abertura ou fechamento da mão, de um gancho ou de uma estrutura similar a uma mão. Essencialmente, quando o braço está esticado, como no caso de um amputado transradial, ou quando ocorre a flexão do cotovelo, como em amputados com articulação de cotovelo, a mão fecha-se devido à tensão no cabo, que aciona o mecanismo de fechamento da mão. Ao estender o braço, a mão abre-se. O mesmo princípio é aplicado a amputados transmerais: ao movimentar o ombro, é gerada uma tração no cabo, resultando no fechamento da mão, do gancho ou de outro dispositivo semelhante. Esta tipologia de prótese pode ser aplicada em qualquer tipo de amputações do membro superior, podendo o rigor do mecanismo necessário variar. (Ovadia & Askari, 2015)

Indivíduos com amputações digitais (parte do dedo amputado) têm acesso a próteses mecânicas mais simples, podendo recuperar parcialmente a capacidade de agarrar. Estas próteses são conseguidas com baixo custo e peso.

Por outro lado, os indivíduos com amputações transmerais necessitam de uma prótese bastante mais complexa, uma vez que é necessário recriar diversas articulações. Por conseguinte, os movimentos pretendidos nesse tipo de prótese concentram-se na flexão e extensão do cotovelo e dos dedos (realizando o movimento de pinça). Estes dois movimentos são fundamentais para a realização de tarefas no dia a dia. No entanto, dado o grau de complexidade das próteses transmerais mecânicas, torna-se necessário recorrer a um número elevado de sistemas, resultando num aumento nos custos e o peso da prótese. (Ovadia & Askari, 2015)



Fig. 28. Prótese transradial biônica
(<https://www.sme.org/technologies/articles/2021/september/unlimited-tomorrow-delivers-personalized-prosthetic-arms/>)



Fig. 29. Prótese biônica com forma mais futurista
(<https://www.sme.org/technologies/articles/2021/september/unlimited-tomorrow-delivers-personalized-prosthetic-arms/>)

As próteses **biônicas** são dispositivos de última geração que funcionam através de sensores conectados ao músculo do paciente. Estes sensores captam os pulsos elétricos dos músculos restantes no membro e traduzem-nos para os movimentos da prótese. Esta tecnologia permite uma maior mobilidade, principalmente para amputados do membro superior.

Para a captação de movimento utilizam-se sensores eletromiográficos (EMG), que registam as potenciais alterações do membro residual. Estes podem estar localizados na manga de fixação, na pele ou implantado no próprio músculo do utilizador. Quando implantados, os sensores irão captar sinais elétricos mais fortes, uma vez que estes sinais não terão de passar pelas diferentes camadas de tecido para serem captados. (Dohnalek et al, 2013)

Quando o utilizador contrai voluntariamente um músculo específico no seu membro residual, os sensores eletromiográficos transmitem essa informação a um controlador, que converte esses dados em comandos específicos atribuídos aos motores elétricos presentes na prótese, transformando-os, nas suas articulações, em movimentos.

Em amputados transmerais, as próteses biônicas estão, geralmente, interligadas com as próteses mecânicas devido ao elevado número de articulações que é preciso recriar. Desta forma, o movimento do punho e da mão funciona a partir dos sensores, e a articulação do cotovelo dá-se no sistema de Bowden presente nas próteses mecânicas. Esta solução é fruto da necessidade de se desenvolver um motor forte e pesado que realizasse a flexão do cotovelo, resultando numa prótese mais leve para o indivíduo.

As principais desvantagens de um membro mioelétrico são, sobretudo, o preço elevado e o seu peso, que é bastante considerável. No entanto, e graças a avanços na eletrónica e no processamento de sinais, estas próteses estão a tornar-se cada vez mais convenientes, tendo-se vindo a sentir um acréscimo em popularidade.

As próteses biônicas existentes no mercado têm vindo a evoluir exponencialmente, existindo uma maior gama de produtos disponível cada vez mais acessíveis ao público, e com tecnologias avançadas. No entanto, existem diversos projetos em desenvolvimento, quer para amputações como para a robótica, que elevam a experiência de uma prótese, como é o caso do uso de músculos sintéticos, que permitem uma execução bastante semelhante ao do membro superior, ou a exercer funções que a mão é incapaz de exercer. Uma outra tecnologia revolucionária é a aplicação de sensores nos dedos, a qual atribui a sensação de toque aos amputados. Estes avanços na investigação sugerem a possibilidade de que, eventualmente, as próteses possam vir a ultrapassar todas as limitações dos membros naturais.

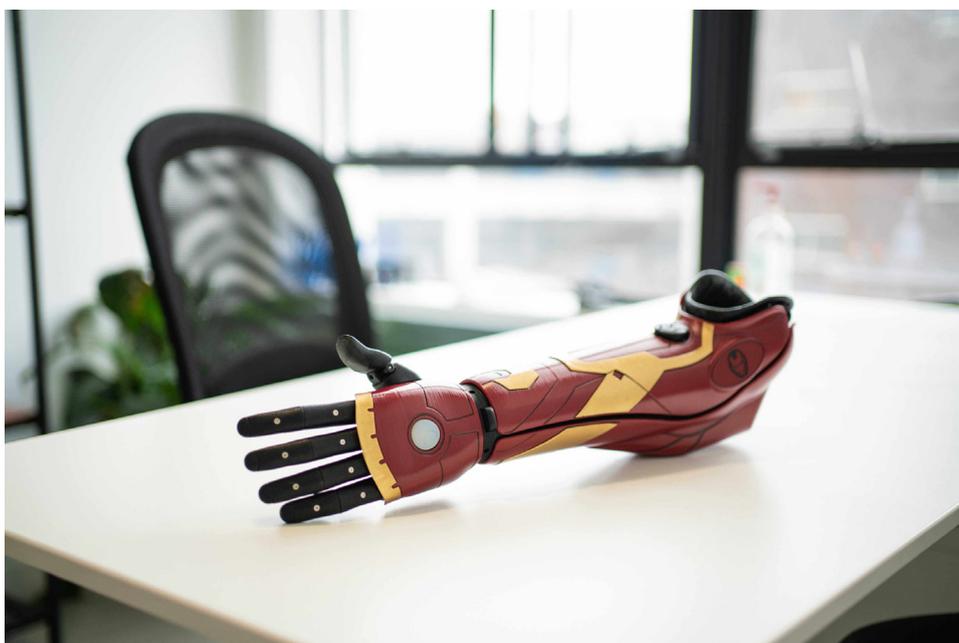


Fig. 30. Prótese biônica acessível ao mercado
(<https://openbionics.com/hero-arm-user-guide/>)

2.4.2 CUSTOMIZAÇÃO NAS PRÓTESES

Na medicina, a construção de uma prótese tem tendência a ser generalizada e a tornar-se num processo impessoal, sendo o único objetivo do produto reestabelecer membros perdidos e recuperar algumas funções motoras. Isso leva a que as próteses careçam de um design único e atrativo, intensificando ainda mais a sensação de perda de um membro. Esta falta de relação entre o design e a medicina, nas próteses, tem como consequência a rejeição de uma prótese por parte de um amputado (Blom e French, 2018), pois a estética é considerada um fator essencial para a reintegração do amputado na sociedade (Summit, 2011). Os amputados também procuram dispositivos visualmente apelativos, para suprir as suas necessidades emocionais e estabelecer uma ligação entre a aparência do produto e a sua imagem corporal. Ao contrário do trabalho desenvolvido sobre próteses, até ao momento, o qual se concentrou maioritariamente no aprimoramento técnico dos dispositivos, o campo de pesquisa em estética de próteses é recente, uma vez que se registou, até então, pouco interesse nessa área específica do design protético. (Sansoni, Speer, Wodehouse, Buis, 2016)



Fig. 31. Prótese passiva de Evan Kuester (<https://www.linkedin.com/pulse/cooper-hewitt-smithsonian-design-museum-access-ability-frank-edwards/?trackingId=Zdus0ORoS0GY6OYC2pAVrA%3D%3D>)



Fig. 32. Prótese passiva de um membro inferior personalizada ao utilizador (<http://www.summitid.com/#/3d-printed-prosthetic-leg/>)

Em algumas empresas de próteses, especialmente de próteses de membros inferiores, a aparência do produto já tem um maior impacto, trazendo ao utilizador peças únicas que se relacionam com detalhes pessoais. Estes produtos são conseguidos com recurso a tecnologias de scan e impressão 3D, as quais permitem recriar simetria nos produtos, relativamente ao membro existente, introduzir uma peça única ao produto, e que os próprios utilizadores possam, deste modo, transformar o seu corpo em peças expressivas de arte e escultura (Summit, 2011). O objetivo é o de desviar o foco do mecanismo e do hardware, direcionando-o mais para a pessoa, o seu estilo e a sua individualidade, transformando, assim, a forma como os utilizadores se vêem a si próprios, o seu corpo, e alterando, também, a dinâmica de interação da sociedade com essas pessoas.

Em próteses de membros superiores, a customização está menos presente, à exceção de algumas empresas, que usufruem algumas das tecnologias acima mencionadas para produzir próteses customizáveis e a um valor acessível.

A tipologia de prótese mais procurada no mercado são as próteses biônicas, devido à sua capacidade de oferecer uma ampla variedade de funções que auxiliam nas atividades do dia a dia. Porém, por estas incluírem diversos sistemas e mecanismos internos, a sua forma é generalizada, excluindo-se (em alguns casos) a customização. Assim, os amputados deparam-se com duas opções de escolha: função ou estética. Essa decisão é influenciada pelos custos associados às próteses biônicas. Em alguns casos, devido à sua restrição financeira, essas pessoas poderão não conseguir adquirir mais do que uma prótese, levando-as a fazer uma escolha, especialmente, durante o período de reabilitação (obviamente escolhem função). Em alguns outros casos, os indivíduos amputados que optam por usar uma prótese biônica acabam por ser eles mesmo a customizá-la, aplicando pinturas diretamente na superfície, o que poderá resultar num acabamento menos convencional.



Fig. 33. Exemplo de um amputado a utilizar uma prótese transumeral personalizada pelo próprio.

(https://www.youtube.com/watch?v=_c3Uc6LOa7k&list=PLeBzLUqmSejffC8RbHVha-aq8dpfmQvQb&index=87&ab_channel=TejanoSpaceCowboy)

O dispositivo protético deve ser percebido como uma forma de proporcionar, tanto aos utilizadores como a observadores externos, uma perspetiva diferente sobre a deficiência. Isso impulsiona a perceção do dispositivo como um elemento bem projetado, esteticamente agradável, ao invés de uma peça médica visualmente menos atrativa. (Sansoni et al, 2016)



Fig. 34. Prótese passiva personalizada com ênfase na cosmética

(<https://thealternativelimbproject.com/limbs/synchronised/>)



Fig. 35. Prótese passiva personalizada com ênfase na cosmética

(<https://thealternativelimbproject.com/limbs/materialise/>)

2.5 CASOS DE ESTUDO

Ao longo deste projeto, foram analisados diferentes produtos existentes no mercado que mais se relacionavam com as características de um braço humano, de forma a responder a três questões essenciais: quê? Para quê? Porquê? Também foram estudados diferentes objetos que, apesar de não serem associados a próteses, contêm fatores que solucionam a metodologia procurada.

A análise destes produtos foi sistemática, procurando entender as suas funções e o que cada um pretendia resolver e em que circunstância.

Os casos de estudo encontrados estão categorizados como: Próteses passivas, próteses do membro superior – impressão 3d, próteses do membro inferior, braços robóticos antropomórficos.

OPEN BIONICS

HERO ARM

2018

BRISTOL, LONDRES

O projeto Hero Arm foi desenvolvido para criar uma prótese de mão biônica inovadora e acessível, destinada a melhorar a qualidade de vida das pessoas com amputações de membro superior. O Hero Arm visa proporcionar funcionalidade avançada, conforto e personalização, permitindo que os utilizadores realizem uma variedade de tarefas diárias de forma mais eficaz e independente. Este modelo tem a capacidade de as coberturas da prótese poderem ser alteradas conforme o gosto do utilizador, abordando tanto temas minimalistas, assim como super-heróis, ou até personagens de videojogos, procurando integrar o máximo de pessoas possível.

A inspiração por trás do projeto Hero Arm foi a necessidade de oferecer uma solução de prótese mais acessível e avançada para pessoas com deficiências. A Open Bionics foi motivada a criar uma prótese que não apenas restaurasse a funcionalidade da mão, mas também oferecesse estilo e personalização, capacitando os usuários a expressarem-se e viverem uma vida plena. Esta é desenvolvida através de métodos de impressão 3D e os graus de articulação são os mínimos para executar tarefas.



Fig. 36. Hero arm

(https://openbionics.com/hero-arm/?_gl=1*1qx1ny9*_gcl_au*NjM3Nzc5MzYzLjE2OTM4NDA5OTI.&_ga=2.30550847.1263223292.1693840992-1457214433.1693840992)



Fig. 37. Materialise
(<https://thealternativelimbproject.com/limbs/materialise/>)

THE ALTERNATIVE LIMB PROJECT

MATERIALISE

2017

LONDRES

O projeto Materialise foi criado com a finalidade de desenvolver uma prótese de braço altamente personalizada e artística para Kelly Knox, uma modelo que não possui o seu braço esquerdo devido a uma malformação congénita, a qual não limitou a sua carreira, como a melhorou, procurando sempre uma prótese que possa ser vista como um acessório que possa exprimir a sua personalidade.

A prótese é única, pois combina elementos altamente realistas representando o corpo físico de Kelly com seções superiores intercambiáveis que refletem diferentes aspectos de sua personalidade, tanto emocionais quanto espirituais. Este projeto visa criar uma conexão visual entre o físico e o metafísico, oferecendo a Kelly uma prótese verdadeiramente única e significativa.

A inspiração por trás do projeto Materialise foi a necessidade de criar uma prótese que, não apenas restaurasse a funcionalidade do braço, mas também fosse uma expressão de identidade e personalidade para Kelly Knox. Este projeto colaborativo foi liderado por Sophie de Oliveira Barata, Dani Clode e Jason Taylor e foi criado especificamente para ela.

ENK'D (EVAN KUESTER)

JD-1

DEL MAR, CALIFORNIA

O projeto JD-1 foi originalmente projetado para o guitarrista John Denner. É uma prótese de mão impressa em 3D que se destaca como uma das mais avançadas já criadas usando a tecnologia SLS (Selective Laser Sintering). A característica única deste projeto é que a prótese é produzida diretamente a partir da impressora como um objeto totalmente montado, eliminando a necessidade de montagem e reduzindo significativamente o tempo de produção. O JD-1 pode ser rapidamente preparado para aceitar controladores eletrônicos internos ou mecanismos, dependendo das preferências do utilizador.

A inspiração por trás do projeto JD-1 foi atender à necessidade de criar uma prótese de mão altamente avançada, rápida de produzir e altamente funcional para o guitarrista John Denner.



Fig. 38. JD-1
(<http://evankuester.com/#/jd-1/>)



Fig. 39. Ivania 2.0
(<http://evankuester.com/#/ivania-20/>)

ENK'D (EVAN KUESTER)

IVANIA 2.0

DEL MAR, CALIFORNIA

O projeto "Ivania 2.0" é uma prótese impressa em 3D projetada com a intenção de explorar as possibilidades disponíveis no mundo das próteses. O autor procura oferecer oportunidades de design únicas, permitindo que cada prótese seja personalizada de acordo com parâmetros definidos pelo utilizador. Isso resulta numa ampla variação de estilos, tamanhos e necessidades para cada prótese. Este projeto combina as áreas de moda, joias e próteses, introduzindo a ideia de uma prótese como ornamento, e não apenas como um dispositivo funcional.

SUMMITID INDUSTRIAL DESIGN

TRANSFEMORAL MONOCOQUE POLYAXIAL STUDY

2008

O projeto “TRANSFEMORAL MONOCOQUE POLYAXIAL STUDY” aborda a crescente necessidade global de membros protéticos, reconhecendo a limitação de profissionais médicos treinados para atender a essa procura. O projeto propõe uma solução digital que pode ser escalada exponencialmente e não depende de recursos humanos limitados. Scott Summit demonstrou que uma perna protética complexa pode ser criada por algoritmo e impressa em 3D, totalmente personalizada para cada utilizador. A geometria da prótese é baseada num scan 3D contralateral, garantindo a recriação da simetria corporal. As articulações complexas do joelho e tornozelo são impressas integralmente, sem adição de custos significativos.

A inspiração por trás do projeto é a necessidade de fornecer soluções acessíveis e escaláveis para a criação de próteses personalizadas. A tecnologia de impressão 3D permitiu que a SummitID explorasse a ideia de uma prótese altamente personalizada, baseada em algoritmos e scan 3D, eliminando a necessidade de mão de obra especializada e reduzindo custos.



Fig. 40. TRANSFEMORAL MONOCOQUE POLYAXIAL STUDY
(<http://www.summitid.com/#/3d-printed-prosthetic-leg/>)

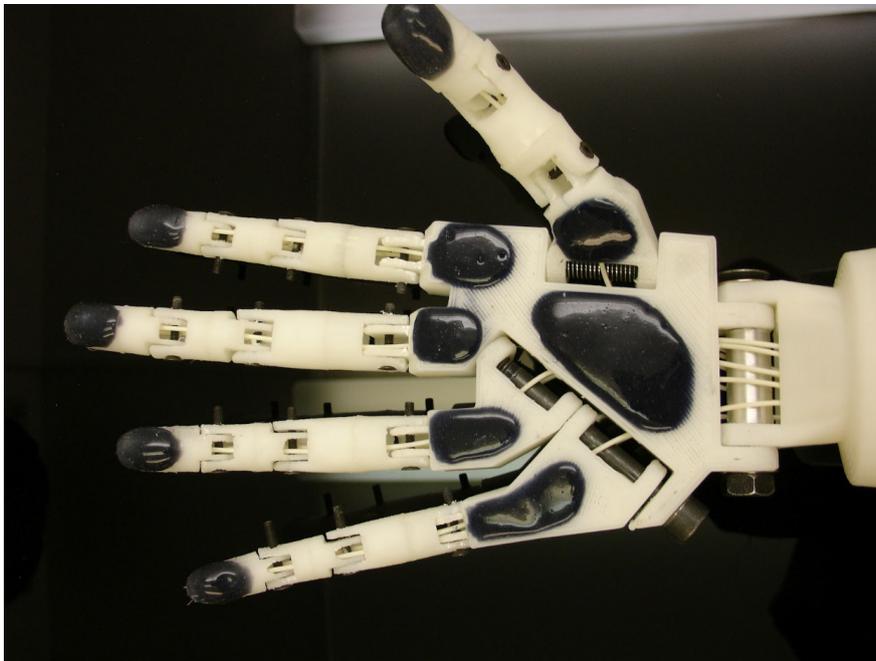
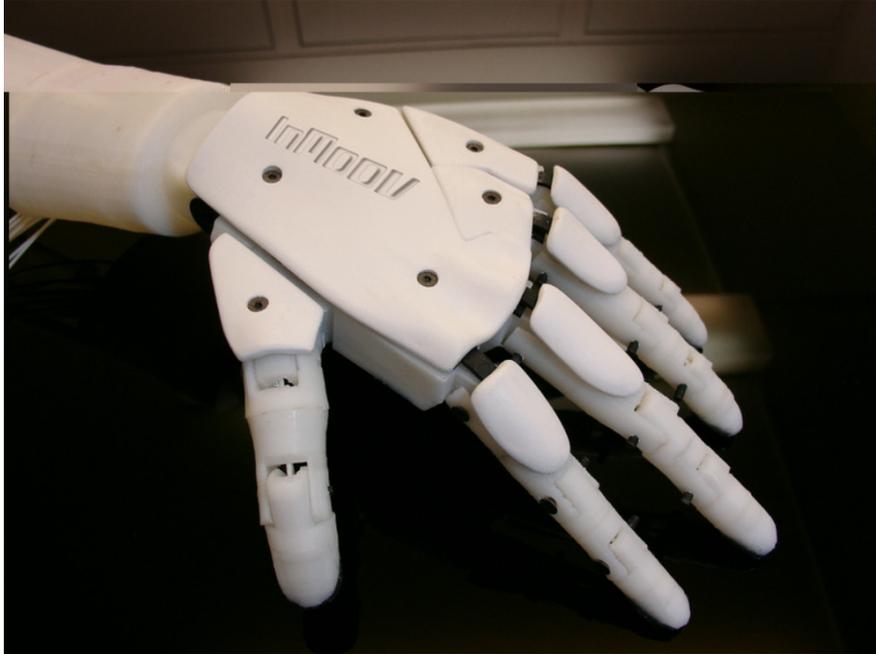


Fig. 41. Braço robótico da inmoov
(<https://inmoov.fr/171/>)

INMOOV

BRAÇO ROBÓTICO INMOOV

2012 ATÉ ATUALIDADE

O Braço Robótico InMoov faz parte do projeto InMoov de robôs humanoides de código aberto. O objetivo do braço robótico é criar um membro superior robótico altamente personalizável e acessível. O projeto permite que qualquer pessoa com acesso a uma impressora 3D e componentes eletrônicos básicos construa um braço robótico funcional. A inspiração por trás do projeto é a necessidade de fornecer soluções acessíveis e escaláveis para a criação de braços robóticos personalizados.

A finalidade do Braço Robótico InMoov é democratizar a robótica, tornando-a acessível a entusiastas, estudantes e investigadores. O projeto visa demonstrar como a impressão 3D e a eletrônica de código aberto podem ser combinadas para criar membros robóticos personalizáveis e de baixo custo. Este braço robótico pode ser acessado em: <https://inmoov.fr/>.

WILL COGLEY

BIOMIMETRIC MECHATRONIC HAND

2017 ATÉ ATUALIDADE

O projeto “Biomimetic Mechatronic Hand”, liderado por Will Cogley, concentrou-se no desenvolvimento de uma mão biônica projetada para imitar as funções biológicas de uma mão humana. Este projeto incluiu a criação de uma mão biônica altamente articulada, com 27 graus de liberdade, permitindo uma ampla gama de movimentos e gestos complexos. Além disso, uma luva de controle foi projetada para permitir que o utilizador controle a mão biônica de forma intuitiva.

A inspiração por trás do projeto foi replicar a destreza natural das mãos humanas numa mão biônica. A alta articulação da mão biônica permite que os utilizadores realizem uma variedade de tarefas e gestos, aproximando-se da funcionalidade de uma mão humana real.

Will Cogley desenvolveu habilidades valiosas, incluindo pesquisa, modelação 3D (CAD), impressão 3D, programação eletrônica com Arduino, desenvolvimento de software com Unity e Blender, bem como habilidades de gestão de projetos. Apesar de na figura 42 ser um render 3D, Will Cogley tem vindo a melhorar este produto, utilizando métodos de impressão 3D para a produzir e testar.

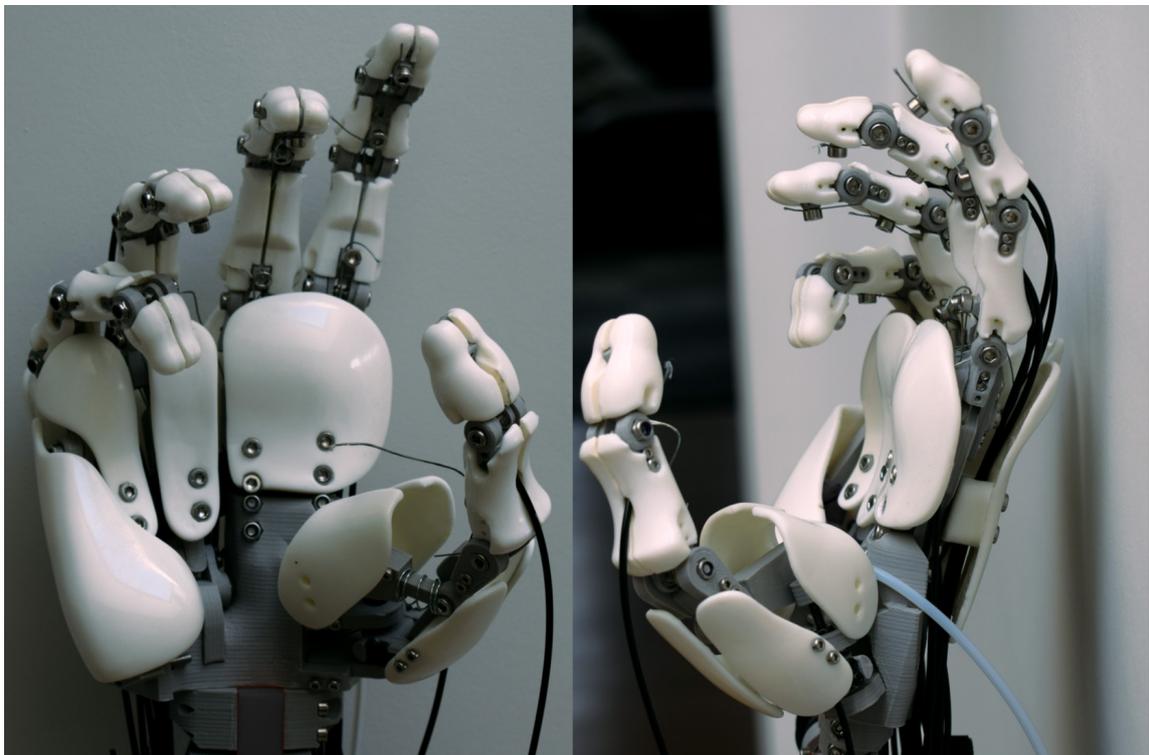


Fig. 42. Biomimetic mechatronic hand
(<https://willcogley.portfoliobox.net/portfolio>)

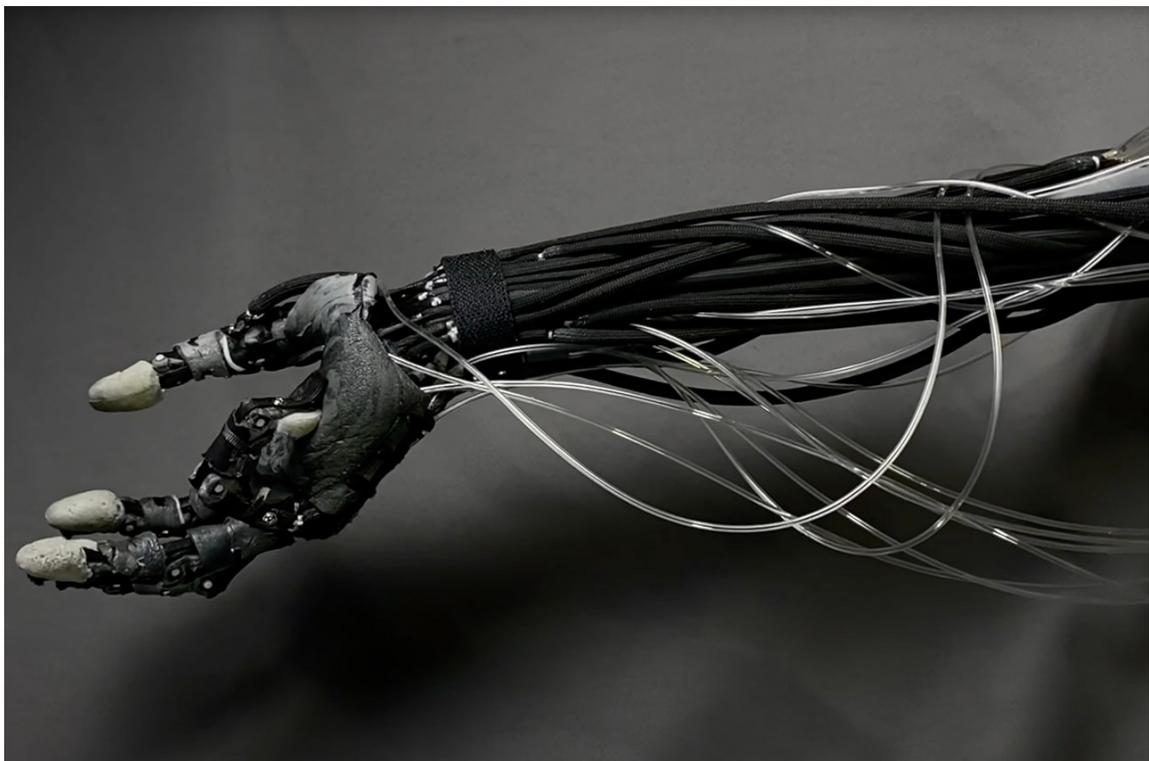


Fig. 43. The clone hand

<https://www.techeblog.com/clone-robotics-synthetic-hand-v18-human/>

CLONE ROBOTICS

THE CLONE HAND

2014 ATÉ ATUALIDADE

A missão da Clone Robotics é construir androides altamente biomiméticos, densos em energia e inteligentes. Eles têm a intenção de treinar os seus androides para servir os clientes em diversas funções, como chef, empregada doméstica, enfermeira, professora, terapeuta, segurança e muito mais. O objetivo final é automatizar tarefas comuns da vida diária, tornando-as não apenas mais baratas e rápidas, mas também mais seguras e fáceis.

A inspiração para o projeto “The Clone Hand” veio da necessidade de um componente chave na construção de androides inteligentes - um “gripper” universal que possa segurar qualquer coisa, semelhante a uma mão humana. Após 8 anos de pesquisa e desenvolvimento, a Clone Robotics desenvolveu a primeira mão de nível humano, com 27 graus de liberdade e capacidade de agarrar qualquer objeto. Este é um passo importante para a criação de androides densos em energia e biomiméticos com inteligência geral.

A Clone Robotics emprega uma equipa criativa de 12 cientistas e engenheiros com conhecimentos em áreas como física, biomecânica, ciência dos materiais, eletrônica e “machine learning”.



Fig. 44. Render da prótese desenvolvida

3 PROJETO

Ao longo deste capítulo, será discutida uma proposta de prótese transradial, destacando a sua evolução, perante os desafios específicos. A criação dessa prótese foi fundamentada na análise direta de um membro superior, com o objetivo de aprimorar e simplificar certos elementos, como a sua forma e articulação, assim como replicar uma estrutura que se comporte como uma pele sintética maleável e elástica, sempre com o foco nas sensações visuais e tato.

3.1 ENQUADRAMENTO DO PROJETO

O objetivo deste projeto é conceber e desenvolver uma prótese transradial passiva para impressão em 3D, que apresente características versáteis e customizáveis que permitam que a prótese se adapte às necessidades específicas de cada utilizador. A produção em máquinas de impressão 3D viabilizará a criação de peças feitas sob medida com precisão.

Este projeto nasceu da tomada de consciência sobre a importância das próteses transradiais produzidas através de impressão 3D, tema altamente atual, considerando-se, para tal, os avanços das tecnologias de impressão 3D, e a crescente procura por soluções personalizadas e de elevada qualidade, que conferem um caráter de inovação contínua. A aplicação da impressão 3D na área da saúde e medicina apresenta perspectivas promissoras para o desenvolvimento de próteses de membros superiores mais acessíveis e eficazes. (Agarwal et al, 2020)

Assim, a principal motivação que levou à escolha deste tema prende-se com a vontade de contribuir para a melhoria geral da qualidade de vida, bem-estar emocional e participação plena na sociedade, fazendo-se uso, para tal, da aprendizagem obtida no percurso académico.

Ao longo desse processo prático, exploraram-se os desafios técnicos, como por exemplo, a falta de movimentos realistas em próteses passivas, envolvendo pouca relação biomecânica, a ausência de sensibilidade ao tato de próteses em PVC e, por último, a dificuldade de aplicação de peças customizáveis. Assim, tendo por objeto a resolução de problemas detetados, e sempre na prossecução do interesse de melhorar o bem-estar e autoestima dos amputados, procurou-se dividir uma prótese passiva em três componentes: estrutura interna, estrutura elástica e capas personalizáveis. A evolução de cada componente está repartida por capítulos.

Para tal, empregaram-se diversas ferramentas para o desenvolvimento do produto em diferentes fases. O software Fusion 360, provido pela universidade, foi utilizado para dotar o processo de criação de componentes de precisão, especialmente nas partes da estrutura interna. Por outro lado, o Blender, uma aplicação gratuita e amplamente reconhecida na área da modelação e refinamento de formas digitais, desempenhou um papel significativo, inclusive na renderização do produto final.

A aplicação NTopology foi extensivamente aproveitada, sendo um programa especialmente concebido para a geração em tempo real de formas complexas, simplificando a criação de estruturas lattice através do método Voronoi. O software Meshmixer também foi extremamente útil na otimização de superfícies mais complexas, antes da importação para o Blender. Para a preparação dos modelos para impressão, foram utilizados o CURA e o Lychee Slicer, softwares de fatiamento, que convertem os ficheiros em G-code, formato de ficheiros prontos para interpretação e impressão pela máquina.

Todos os fundamentos acima mencionados permitiram enfrentar os desafios encontrados durante a pesquisa de forma decidida, contribuindo assim para o avanço do conhecimento já estabelecido.

3.2 MÉTODOS DE FABRICO

No decorrer deste projeto, foi-se dedicando o tempo necessário à concepção do produto, foco desta dissertação, incorporando, de forma intrínseca, o material com o qual seria realizado, assim como o método específico de fabricação a ser adotado. Nesse cenário, tornou-se crucial considerar as diretrizes de design consoante tanto o método de fabrico eleito como o material selecionado.

É de extrema importância garantir que as especificações de design se alinhem com as particularidades tanto do método de fabrico quanto do material utilizado. Diversas técnicas de fabrico, como a Fused Deposition Modeling (FDM), exemplificam essa necessidade, ao impor requisitos específicos na geometria das peças a serem produzidas. Fatores como ângulos de sobreposição, orientação das camadas e suportes podem influenciar significativamente a qualidade e precisão da impressão. Da mesma forma, as características do material, incluindo as suas propriedades físicas e térmicas, exigem uma abordagem minuciosa na fase de design, de forma a assegurar a eficiência e durabilidade do produto final (Groover, 2010).

Assim, a harmonização entre os elementos de design, os métodos de fabrico e o material constitui um alicerce fundamental na concepção e criação de produtos bem-sucedidos e funcionais. Um conhecimento aprofundado das características intrínsecas do processo de fabrico e do comportamento do material viabiliza a otimização das peças em termos de resistência, estabilidade e eficácia, assegurando, desta forma, a integridade do produto ao longo da sua vida útil.

Neste capítulo, será realizada uma análise detalhada dos diversos métodos de fabrico utilizados na criação e concretização do protótipo, no contexto deste projeto. Compreender profundamente essas abordagens de fabrico e sua correlação com as características do protótipo constituem uma etapa crítica para alcançar resultados otimizados e as funcionalidades pretendidas.

Os processos de fabrico consistem numa série de etapas sistemáticas e tecnologicamente avançadas, que visam converter matérias-primas em produtos acabados. Esses processos têm um papel fundamental em diversas indústrias, como a automobilística, aeroespacial, eletrônica e farmacêutica, entre outras, e contribuem para a produção eficiente e em larga escala de uma ampla gama de bens de consumo e produtos industriais (Kalpakjian, Schmid, 2022).

O avanço tecnológico, ao longo dos anos, tem impulsionado o desenvolvimento de novas técnicas e abordagens no fabrico, com o objetivo de otimizar a produtividade, a qualidade e sustentabilidade dos produtos. O processo de fabrico engloba várias etapas, desde o design e planeamento, até à distribuição do produto final, requerendo a colaboração de engenheiros, técnicos e profissionais especializados.

Os processos de fabrico podem ser classificados em várias categorias, tais como: processos de maquinação, fundição, conformação, montagem, soldadura, entre outros. Cada uma dessas categorias apresenta características próprias e adequadas aos diferentes tipos de materiais e produtos. (Groover, 2010)

Tradicionalmente, um dos principais objetivos dos processos de fabrico é o de alcançar a repetibilidade e a padronização das produções, assegurando que os produtos finais cumpram os padrões de qualidade e segurança estabelecidos pelas normas regulatórias e pelos consumidores. A automatização e a robotização apresentam uma tendência crescente no campo do fabrico, possibilitando a produção em larga escala, com maior precisão e menor intervenção humana.

A questão da sustentabilidade tem adquirido uma importância crescente na indústria de fabrico. A procura por materiais e técnicas ecologicamente conscientes, aliada à implementação de processos energéticos eficientes, reflete o compromisso das empresas em reduzir o impacto ambiental das suas atividades.

Neste contexto, esta investigação procura oferecer uma visão mais abrangente sobre os processos de fabrico, destacando as suas principais características, aplicações e desafios. A análise desses processos possibilitará uma compreensão mais profunda de como a tecnologia e a inovação estão a moldar a indústria de fabrico, assim como as possíveis direções futuras para o sector.

No decorrer deste projeto, foram investigados diversos processos de fabrico para a prototipagem do produto, assim como as potenciais tecnologias que permitirão aprimorar a produção de determinadas peças, atribuindo-lhes uma maior qualidade e funcionalidade. Entre as mesmas, destacam-se a impressão 3D em SLS (Selective Laser Sintering) e a tecnologia Polyjet. Contudo, devido aos custos envolvidos, não foi possível validar estas tecnologias.

3.2.1 FUSED DEPOSITION MODELING (FDM)

A Fused Deposition Modeling (FDM) é uma das técnicas mais populares de fabrico aditivo, também conhecido como impressão 3D. O processo FDM foi patenteado pela Stratasys Inc. na década de 1980, e tem sido amplamente utilizado em várias indústrias, incluindo na prototipagem, design, engenharia, medicina, e até mesmo na produção em pequena escala. (Kerr, 2022)

A seguir, apresenta-se algumas características desta tecnologia, incluindo o seu funcionamento, vantagens e limitações.

Funcionamento do FDM

A tecnologia FDM é um método de impressão 3D, que se baseia na extrusão de materiais termoplásticos em estado semissólido através de um bico aquecido. Esse material é depositado, camada por camada, fundindo-se com as camadas inferiores, à medida que é colocado sobre a plataforma de construção. As camadas são depositadas de acordo com um modelo digital previamente criado através de software de modelação 3D (Kerr, 2022).

Durante o processo de impressão, o bico do extrusor move-se ao longo dos eixos X, Y e Z, seguindo as coordenadas definidas no modelo digital. À medida que cada camada é depositada, o material arrefece e solidifica rapidamente, resultando numa peça sólida com geometria complexa (Kerr, 2022).

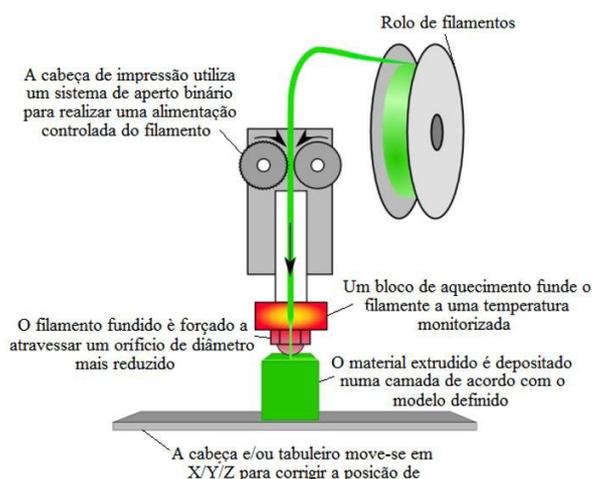


Fig. 45. Demonstração da extrusão do filamento para a plataforma de construção (https://www.researchgate.net/figure/Figura-28-Principio-de-funcionamento-de-uma-impressora-3D-FDM-A-ambiguidade-das-patentes_fig6_321011096)



Fig. 46. Demonstração da qualidade e detalhe da impressão

(Image by fabrikasimf on Freepik)

Vantagens do FDM

A primeira vantagem significativa do FDM é a sua versatilidade de materiais. Essa técnica permite a utilização de uma ampla variedade de materiais termoplásticos, como os ABS, PLA, PETG, nylon, entre outros. Cada material apresenta propriedades únicas capazes de atender a diferentes requisitos de resistência, rigidez e flexibilidade, tornando o FDM adequado para uma variedade de aplicações (Kerr, 2022).

Outra vantagem notável é o custo eficiente do processo FDM, em comparação com outras tecnologias de fabricação aditiva. As impressoras FDM são relativamente acessíveis, o que as torna uma opção viável para pequenas empresas, laboratórios de investigação e até mesmo entusiastas da impressão 3D.

Além disso, a velocidade e rapidez do FDM são características atrativas. O processo de aplicação de camadas termoplásticas é, geralmente, rápido, o que viabiliza a produção de protótipos e de peças funcionais em curtos períodos de tempo, agilizando, assim, o desenvolvimento de projetos.

A facilidade de utilização é outra vantagem do FDM. As impressoras FDM são fáceis de operar, e o software de modelação 3D correspondente é acessível e intuitivo. Isso simplifica consideravelmente a criação de modelos digitais relativamente simples, mesmo para pessoas com pouca experiência em design e impressão 3D.

Desvantagens do FDM

Uma das principais limitações do FDM é a sua resolução limitada. O tamanho do bico de extrusão restringe a capacidade de alcançar alta precisão e detalhes minuciosos nas peças impressas. Esse aspecto pode tornar-se um desafio, ou até mesmo um problema para aplicações que exigem uma elevada precisão dimensional ou detalhes minuciosos (Kerr, 2022).

Outro ponto a ser considerado é a superfície áspera resultante das peças impressas por meio do FDM. Devido ao processo de deposição em camadas, as peças podem apresentar uma textura visível, o que pode não ser adequado para algumas aplicações estéticas ou que exijam uma superfície suave.

O FDM pode também estar suscetível a deformações térmicas durante a impressão. A fusão do material pode resultar em ligeiras distorções na geometria das peças, afetando a precisão do resultado final.

Além disso, em algumas situações, podem ser necessários suportes para geometrias complexas, o que pode aumentar o tempo de impressão e requerer processos de pós-processamento adicionais para a remoção dos suportes, acrescentando maior complexidade e custo ao processo (Kerr, 2022).

A Fused Deposition Modeling é uma tecnologia de fabrico aditivo amplamente utilizada e acessível, apresentando diversas vantagens e desvantagens. A sua versatilidade de materiais e custo eficiente tornam-na atrativa para inúmeras aplicações, no entanto, é imperativo que se considere as suas limitações, como a resolução e a superfície áspera, ao decidir-se se esta técnica é a mais adequada para um projeto específico (Kerr, 2022).

Para uma investigação mais detalhada sobre esta tecnologia, analisar-se-á, de seguida, algumas impressoras 3D existentes no mercado, baseadas na tecnologia FDM, destacando-se algumas das suas características mais proeminentes.



Fig. 47. Diferentes erros de impressão em FDM
(<https://www.nytimes.com/wirecutter/reviews/best-home-3d-printer/>)

CREALITY CR-200B

A impressora Creality CR-200B destaca-se como um equipamento de impressão 3D notável, proporcionando funcionalidades distintas e vantajosas. Com uma ampla área de impressão de cerca de 200 x 200 x 200 mm, essa máquina possibilita a criação de objetos de diferentes dimensões e com detalhes meticulosos.

A sua estrutura robusta é construída a partir de perfis de alumínio, conferindo estabilidade fundamental ao processo de impressão. Uma das vantagens reside no facto de esta ser fechada, o que assegura uma temperatura interna constante durante o processo de impressão, minimizando falhas e imperfeições. A tecnologia de nivelamento automático integrada na CR-200B contribui para um ajuste preciso da plataforma de impressão, garantindo, desta forma, resultados uniformes e consistentes em cada impressão realizada.

A impressora utiliza filamentos de 1,75 mm, oferecendo uma vasta gama de opções de materiais para a produção. A extrusora de dupla engrenagem é projetada para fornecer uma alimentação contínua do filamento, otimizando a qualidade das impressões e minimizando possíveis complicações, como por exemplo, obstruções.

Um ecrã tátil colorido de 4,3 polegadas, estrategicamente localizado na parte frontal da máquina, proporciona uma interface de fácil utilização para controlar e personalizar as configurações de impressão. A presença de conectividade Wi-Fi embutida possibilita o gerir remotamente a impressora e a transferência de ficheiros de impressão de forma prática.

A Creality CR-200B é uma escolha notável tanto para entusiastas quanto para principiantes no mundo da impressão 3D, proporcionando um equilíbrio harmonioso entre qualidade e acessibilidade. A inclusão de recursos, como o nivelamento automático, extrusora de dupla engrenagem e conectividade Wi-Fi tornam esta impressora uma escolha versátil e prática.



Fig. 48. CR-200B
(<https://www.creality.com/br/products/cr-200b-3d-printer>)

CREALITY ENDER 3 V2

A impressora Creality Ender 3 V2 apresenta-se como uma ferramenta notável na área de impressão 3D. Equipada com um volume de impressão de tamanho considerável, a Ender 3 V2 oferece uma área de trabalho de aproximadamente 220 x 220 x 250 mm. Este espaço amplo possibilita a produção de objetos de variadas dimensões com detalhes precisos.

A robustez e estabilidade são asseguradas por meio da aplicação de perfis de alumínio V-slot, o que ajuda a minimizar as vibrações indesejadas durante a impressão. Adicionalmente, a placa de cama de vidro "aquecida" não só aumenta a aderência durante a impressão, mas também simplifica a remoção dos objetos impressos após o arrefecimento, proporcionando maior facilidade na conclusão dos projetos.

Com um sistema de nivelamento manual, a Ender 3 V2 permite ajustes precisos da plataforma de impressão, resultando em impressões mais uniformes e consistentes. O visor LCD de 4,3 polegadas colocado na parte frontal da impressora constitui uma interface intuitiva para navegar e configurar as opções de impressão.

A impressora utiliza filamentos de 1,75 mm, oferecendo versatilidade na escolha dos materiais a serem utilizados. Além disso, a tecnologia de extrusão Bowden, presente nesta máquina, contribui para uma alimentação mais estável do filamento, promovendo uma impressão mais precisa e detalhada.

A Creality Ender 3 V2 é caracterizada por uma relação qualidade-preço atrativa, sendo uma opção viável para entusiastas e iniciantes na impressão 3D que procuram um equipamento confiável e acessível que dê vida às suas criações.



Fig. 49. Ender 3 V2
(<https://www.makerhero.com/produto/impressora-3d-ender-3-v2/>)

3.2.2 STEREO LITHOGRAPHY (SLA)

A stereolithography (esterolitografia, SLA) é um método avançado de fabricação aditiva que desempenha um papel fundamental na prototipagem rápida e na produção de peças complexas com alta precisão e detalhe. Este processo utiliza um sistema de laser UV controlado por um computador, para polimerizar camadas finas de resina líquida fotossensível, que são solidificadas sucessivamente para formar a peça final desejada (Schmidleithner & Kalaskar, 2018).

Funcionamento do SLA

O funcionamento da estereolitografia utiliza o princípio da fotopolimerização. Inicialmente, um modelo 3D digital é fatiado em camadas ultrasensíveis através de software especializado. Em seguida, a resina líquida fotossensível é espalhada numa plataforma de construção. Um feixe de laser UV é, então, direcionado para a superfície da resina, solidificando-a de acordo com o padrão da primeira camada. A plataforma é, de seguida, baixada gradualmente, permitindo que uma nova camada de resina seja aplicada sobre a anterior. Esse processo é repetido, camada por camada, até à formação completa do objeto. (Schmidleithner & Kalaskar, 2018)

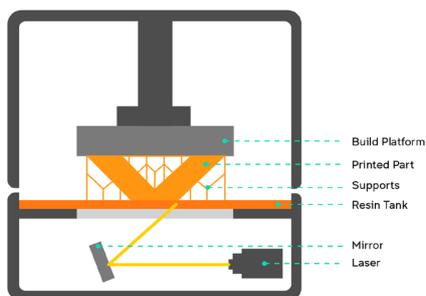


Fig. 50. Processo de Fotopolimerização
(<https://www.making.unsw.edu.au/learn/3d-printing-with-sla-resin-printers/>)

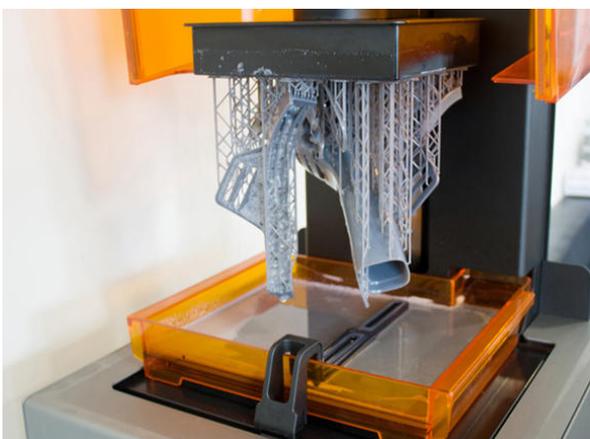


Fig. 51. Finalização de impressão em Resina
(<https://www.dekmake.com/pt/servi%C3%A7os-de-impres%C3%A3o-3d-sla/>)

Vantagens do SLA

As vantagens da estereolitografia são diversas. A sua notável precisão e resolução fazem dela uma tecnologia ideal para a criação de modelos intrincados e detalhados, especialmente valiosos em áreas como a odontologia, medicina e engenharia. Adicionalmente, a capacidade de produzir peças com geometrias complexas e intrincadas é uma característica única desse método. A estereolitografia é particularmente valiosa para prototipagem rápida, permitindo que os designers avaliem e testem conceitos antes de entrarem na fase de produção em larga escala. Para além disso, a crescente diversificação dos materiais disponíveis para a estereolitografia expande as suas possibilidades de aplicação, abrangendo resinas que simulam as propriedades de borracha, plástico rígido, cerâmica e até mesmo metal. (Schmidleithner & Kalaskar, 2018)

Desvantagens do SLA

Contudo, algumas desvantagens também devem ser consideradas. A estereolitografia tende a ser relativamente mais lenta em comparação com outras tecnologias de impressão 3D, principalmente na produção de peças de maior tamanho. Além disso, a resina utilizada pode ser sensível à luz UV, o que pode afetar a durabilidade e resistência das peças, ao longo do tempo. Os custos associados aos materiais e ao equipamento podem tornar-se um fator limitativo em algumas aplicações. (Schmidleithner & Kalaskar, 2018)

ANYCUBIC PHOTON MONO X

Um exemplo de equipamentos baseados nesta tecnologia é a impressora Anycubic Photon Mono X, que consiste num dispositivo avançado que se destaca pelas suas características inovadoras. Com uma impressionante resolução de impressão de 4K (3840 x 2400), esta máquina fornece a capacidade de produzir objetos com detalhes minuciosos e alta precisão.

Equipada com uma fonte de luz monomérica UV de matriz LED, a Photon Mono X proporciona uma exposição uniforme em toda a plataforma de impressão, resultando em impressões consistentes e de alta qualidade. A sua área de impressão de 192 x 120 x 245 mm permite a criação de objetos de diversos tamanhos, mantendo a integridade dos detalhes.

A tecnologia de impressão LCD permite tempos de exposição mais curtos, acelerando o processo de impressão e aumentando a eficiência. Além disso, a Photon Mono X oferece uma velocidade de impressão notável, contribuindo para uma produção mais rápida de modelos tridimensionais.

O ecrã tátil de 3,5 polegadas proporciona uma interface intuitiva para controlar as configurações e o processo de impressão. A conectividade USB e a capacidade de imprimir a partir de uma unidade flash USB constituem opções flexíveis para o carregamento de ficheiros de impressão.

Com a sua combinação de resolução ultra-alta, fonte de luz avançada e velocidade de impressão eficiente, a Anycubic Photon Mono X é uma escolha notável para entusiastas e profissionais que procuram resultados de impressão 3D de alta qualidade. As suas características inovadoras e a sua capacidade de produzir detalhes finos tornam-na numa opção valiosa para uma variedade de aplicações criativas e funcionais.



Fig. 52. Photon Mono X
(<https://www.powerplanetonline.com/pt/impressora-3d-anycubic-photon-mono-x-resina>)

3.2.3 VAZAMENTO EM MOLDE

O método de fabrico por vazamento em molde, também conhecido como fundição em molde, é um processo industrial amplamente utilizado na produção de peças metálicas e não-metálicas. Este processo baseia-se na criação de peças a partir do vazamento de material em estado líquido num molde previamente concebido, permitindo a obtenção de formas complexas e precisas. O método de vazamento em molde envolve várias etapas, desde o design do molde até à solidificação do material, e à extração da peça finalizada (Harding & Campbell, 2011).

Funcionamento do vazamento em molde

No início do processo, um molde é fabricado com base no design da peça pretendida. Este molde pode ser feito a partir de diversos materiais, como metal, cerâmica ou sílica. O molde é projetado para acomodar a forma e características da peça final (Wang et al, 2011). Desde a introdução das tecnologias de fabrico aditivo, alguns moldes começaram a ser elaborados nessa tipologia de método de fabrico, dependendo do material utilizado. O material a ser fundido, que pode ser metal, plástico, vidro, entre outros, é aquecido até atingir o estado líquido e, em seguida, despejado no molde. À medida que o material se solidifica dentro do molde, a peça toma forma. Após o arrefecimento e solidificação completa, o molde é aberto e a peça é removida.

Vantagens do vazamento em molde

Precisão e Complexidade Geométrica: O método de vazamento em molde permite a produção de peças com detalhes intrincados e geometrias complexas, que podem ser difíceis de alcançar com outros processos.

Eficiência de Custo: Este método é eficiente em termos de custo, especialmente para produções em larga escala, devido à capacidade de produzir várias peças idênticas num único molde.

Variedade de Materiais: Diferentes tipos de materiais podem ser utilizados no processo de vazamento em molde, incluindo metais ferrosos e não-ferrosos, ligas metálicas e polímeros termoplásticos.

Desvantagens do vazamento em molde

Custo Inicial do Molde: O processo envolve a fabricação prévia do molde, o que pode ser dispendioso, especialmente para designs complexos.

Tempo de Ciclo: O tempo necessário para aquecer o material, despejá-lo no molde, permitir a solidificação e arrefecimento da peça pode ser relativamente longo.

Limitações de Tamanho: O tamanho da peça está limitado pelo tamanho do molde e pela capacidade da instalação de fundição.

Possíveis Defeitos: O processo de solidificação pode resultar em defeitos na peça final, tais como, a porosidade ou inclusões de ar, etc.

Em conclusão, o método de fabrico por vazamento em molde é uma técnica versátil e eficiente utilizada na produção de uma variedade de peças. A sua capacidade de criar formas complexas, a sua eficiência de custo e versatilidade de materiais são vantagens significativas. No entanto, o custo inicial do molde e a possível ocorrência de defeitos na peça final são considerações a ter em conta ao escolher-se este método de fabrico.

3.3 ESTRUTURA INTERNA

O início do processo concentrou-se na elaboração do componente inicial do produto, a estrutura interna. Essa estrutura tem a função de reproduzir de maneira funcional todos os movimentos realizados pela mão, adaptando os encaixes anatómicos por meio de soluções já existentes no mercado.

Essa base inicial serviria como ponto de partida, no qual todos os demais elementos se apoiariam para se obter bons resultados nesta investigação.

Cada tópico centra-se na atenção e na abordagem aplicada na execução do produto. Visto que este produto é uma reprodução direta do membro superior, todos os sistemas foram meticulosamente executados com o objetivo de alcançar resultados fiéis que espelhassem as funções do membro superior original.

Assim, os aspetos escolhidos para serem aplicados foram:

- O esqueleto seria a parte que exigiria maior aplicação de engenharia, sendo o ponto central deste projeto;
- A forma deve assemelhar-se a um esqueleto, de modo a que, no contacto com a prótese, exista uma sensação semelhante ao toque dos ossos num corpo humano. As dimensões deverão ser corretas;
- O movimento deve ser realista, incorporando todas as restrições e hiperextensões existentes no corpo humano. Cada um dos diversos componentes deve operar como um sistema que represente, de maneira realista e natural, a articulação de um esqueleto.

Assim, realizar-se-á uma análise da biomecânica envolvida numa prótese passiva transradial, abrangendo o estudo das interações mecânicas entre a prótese e o corpo humano. Isso envolve a análise detalhada das articulações, músculos, ossos e outros componentes envolvidos na operação da prótese.

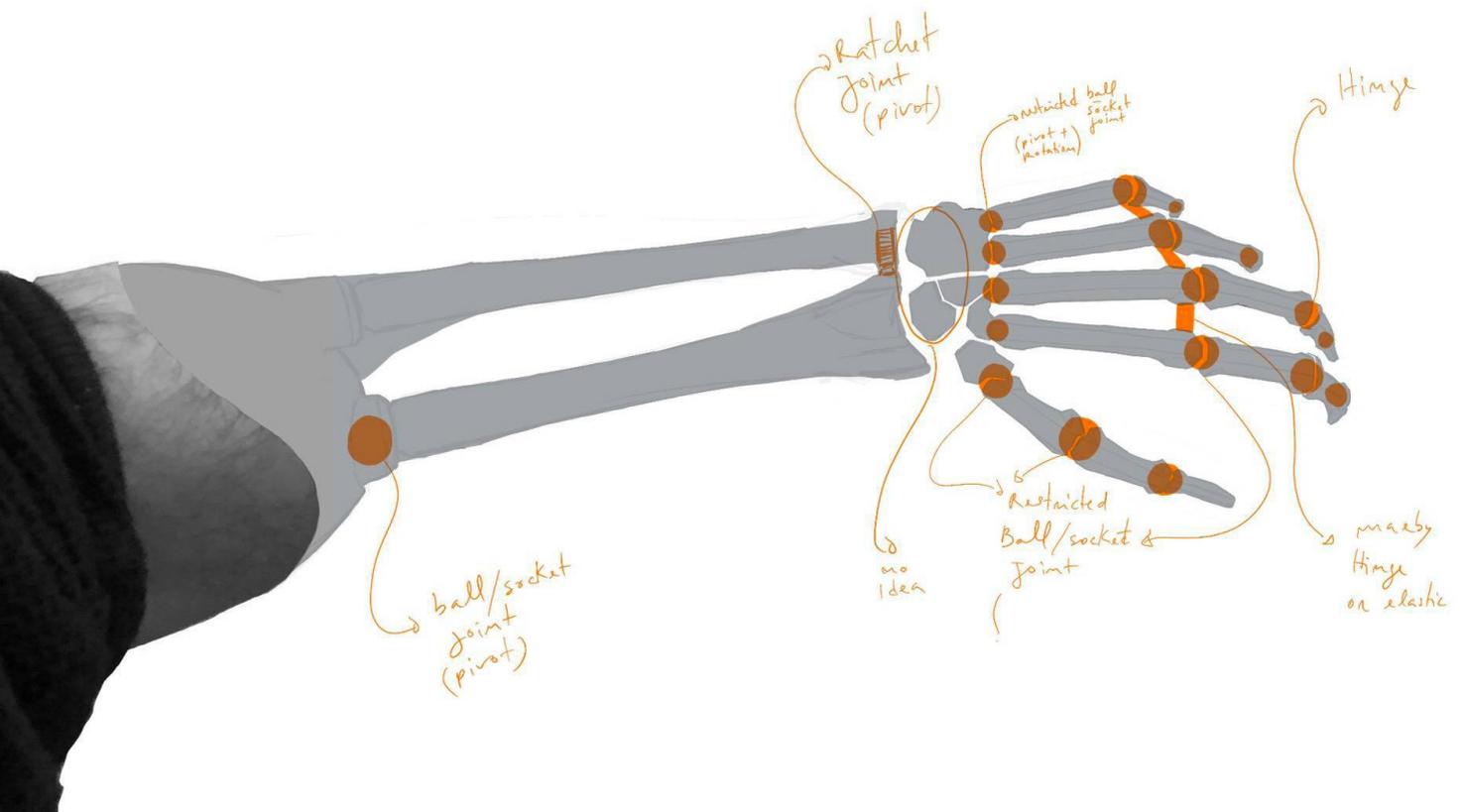


Fig. 53. 1.º desenho conceptual e planeamento da proposta

MOVIMENTOS

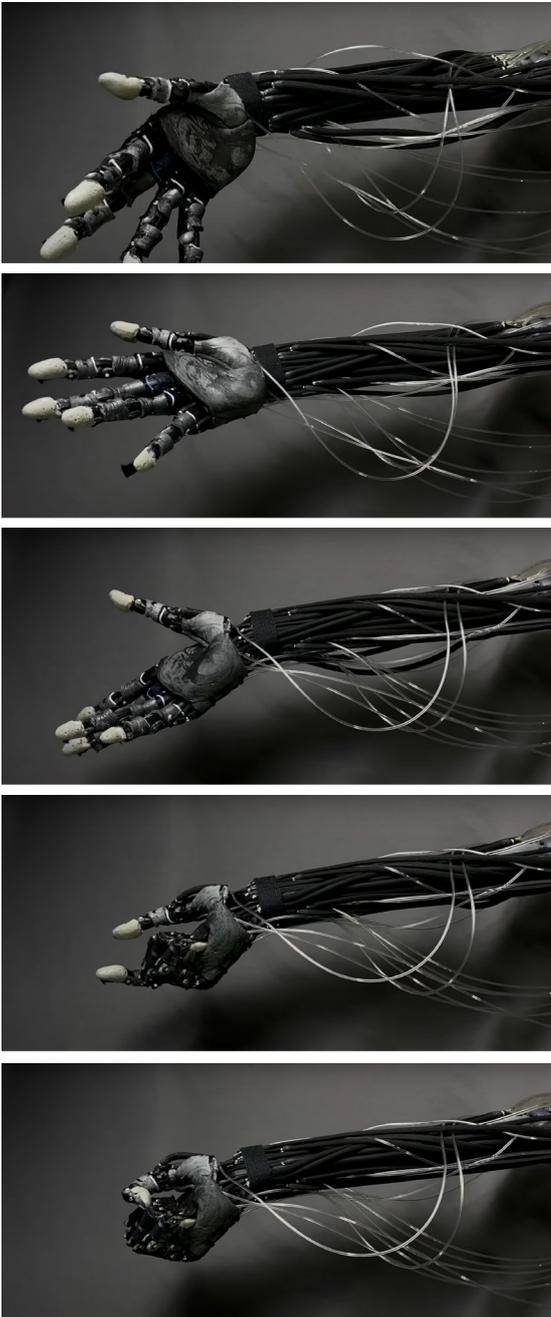


Fig. 54. braço robótico com uma representação realista dos movimentos humanos da mão.

(https://www.youtube.com/watch?v=A4Gp8oQey5M&t=1s&ab_channel=Clone)

A biomecânica numa prótese transradial passiva é essencial para se atingir padrões de movimentos naturais e eficientes. A biomecânica desempenha um papel fundamental no desenvolvimento de próteses que imitam de perto o comportamento do corpo humano. Ao se entender-se a biomecânica do braço e os seus diferentes tipos de movimentos, poder-se-ão criar próteses que permitam que os utilizadores realizem uma variedade de tarefas com facilidade e conforto.

Para representar com precisão os diferentes tipos de movimentos, a prótese deve ser projetada tendo em conta a interação complexa entre os músculos, tendões e ossos do braço. Isso envolve entender-se a amplitude de movimento e as forças envolvidas em movimentos como a flexão e extensão do cotovelo, supinação e pronação do antebraço e a flexão e extensão do punho.

Por exemplo, no caso da flexão e extensão do punho, a implementação da biomecânica ajuda a assegurar que a prótese corresponda à amplitude de movimento natural do pulso humano. Isso permite que os utilizadores realizem algumas tarefas, tais como segurar objetos e digitar com maior facilidade e precisão.

Para além da funcionalidade obtida pela biomecânica aplicada numa prótese, há um outro aspeto de extrema importância, que está relacionado com a aceitação e utilização pelos utilizadores. O componente visual e de identificação é fundamental para que a prótese seja reconhecida como uma extensão do corpo, e não como um mero objeto desconhecido ou incómodo. Nos casos em que a prótese imita o comportamento natural do braço, os utilizadores têm uma maior facilidade em reconhecer e visualizar a prótese como parte do seu próprio corpo, o que dará origem a um aumento de conforto, aceitação e uso da prótese.

ARTICULAÇÕES



Fig. 55. A ideia de desenvolver o braço de uma retroescavadora partiu da inspiração direta do movimento de um braço humano a realizar o mesmo movimento. (escavar)

<https://totalmachinery.ca/product/6-or-9-full-excavator-attachment/>

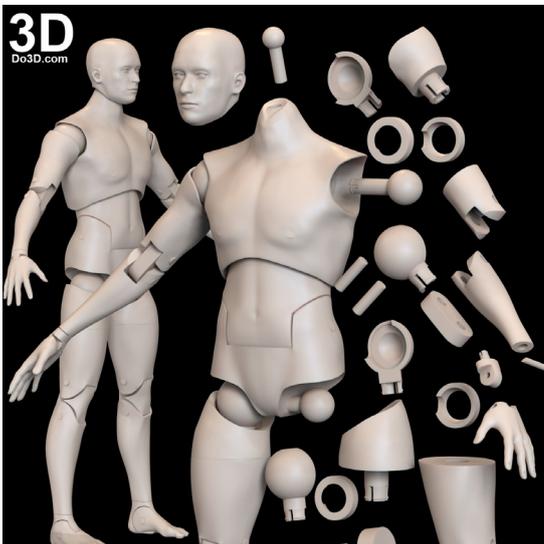


Fig. 56. Nas figuras de ação é onde é melhor apresentada como um corpo humano funcionaria com as tecnologias de hoje em dia.

<https://www.do3d.com/forum/do3d-updates/3d-printable-model-update-articulated-6th-scale-male-action-figure-by-do3d-file-format-stl>

A adaptação das articulações humanas em articulações mecânicas tem sido um elemento essencial na criação de diversas figuras de ação e máquinas. A amplitude natural de movimento das articulações humanas tem sido estudada e analisada, de forma a que se consiga criar articulações que possam replicar e imitar os padrões de movimento de um corpo humano.

Por exemplo, no campo da robótica, a implementação de articulações semelhantes às humanas permitiu que os robôs executem tarefas complexas com maior precisão e eficiência. Essas articulações são projetadas para imitar de perto os padrões naturais de movimento do corpo humano, permitindo que os robôs realizem ações como agarrar e manipular objetos com maior facilidade e precisão (Smagt et al, 2009)

Além disso, a implementação de articulações mecânicas em figuras, como figuras de ação e brinquedos, permitiu maior flexibilidade e capacidade de pose. O uso de articulações do tipo esfera e soquete, por exemplo, permite que as figuras movam os seus membros em diversas direções, dando-lhes maior amplitude de movimento e a capacidade de assumir diferentes poses.

Em conclusão, a adaptação das articulações humanas em articulações mecânicas teve um impacto significativo em vários campos, como na robótica e no design de figuras. A capacidade de replicar a amplitude natural de movimento do corpo humano permitiu uma maior flexibilidade, precisão e funcionalidade em máquinas e figuras de ação.

ENCAIXES

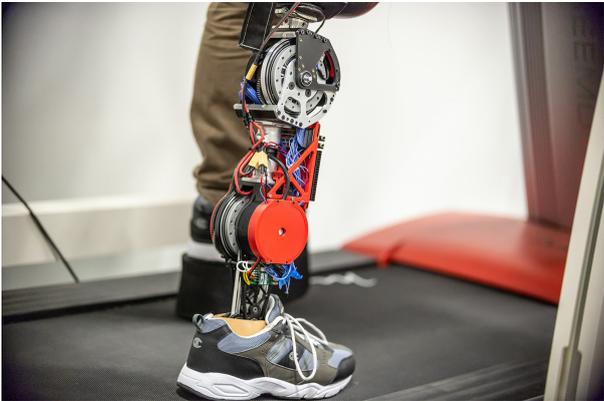


Fig. 57. Perna prótica robótica autossuficiente

(<https://eandt.theiet.org/content/articles/2020/07/space-tech-used-to-build-improved-prosthetic-leg/>)



Fig. 58. Exoesqueleto phoenix que ajuda na movimentação e execução de cargos que requerem uma constante força, diminuindo danos físicos.

(<https://www.westonrobot.com/medical-exoskeleton-phoenix>)

A integração dos movimentos e características do corpo humano em máquinas tem constituído um domínio de pesquisa e de avanço tecnológico. A compreensão dos princípios biomecânicos e o esforço para reproduzir com precisão os movimentos humanos em sistemas mecânicos têm impulsionado avanços significativos em diversas esferas, como por exemplo, em próteses, exoesqueletos e robótica (Smagt et al, 2009).

Adaptação de Máquinas em Próteses: Uma das aplicações mais importantes reside na adaptação de máquinas em próteses, visando recuperar a funcionalidade perdida de membros amputados. Por exemplo, as próteses de membros inferiores têm como objetivo replicar o movimento natural da caminhada. Através de sensores e atuadores, essas próteses são capazes de reproduzir o movimento de flexão e extensão do joelho e do tornozelo, permitindo aos utilizadores realizar uma marcha que mais se aproxima ao movimento humano natural (Smagt et al, 2009).

Exoesqueletos para Assistência e Reabilitação: Outra aplicação promissora é a utilização de exoesqueletos, que são dispositivos externos acoplados ao corpo humano, que visam auxiliar ou restaurar movimentos. Os exoesqueletos poderão ser usados em reabilitação, fornecendo suporte e resistência controlada durante o movimento, e ajudando pacientes a recuperar a força muscular e mobilidade. Além disso, os exoesqueletos também têm sido desenvolvidos para auxiliar trabalhadores em atividades físicas intensas, reduzindo a fadiga muscular e prevenindo lesões (Gill, 2019).

Robótica e Automação: Na área da robótica, a adaptação do corpo humano e dos seus movimentos tem permitido a criação de sistemas autónomos capazes de realizar tarefas complexas. Por exemplo, alguns robôs industriais são projetados para imitar os movimentos dos braços humanos, permitindo realizar tarefas de montagem e manipulação com alta precisão. A utilização de articulações mecânicas, como juntas rotativas e articulações esféricas, permite aos robôs replicar a flexibilidade e a amplitude de movimento do corpo humano em diversas aplicações industriais (Smagt et al, 2009).

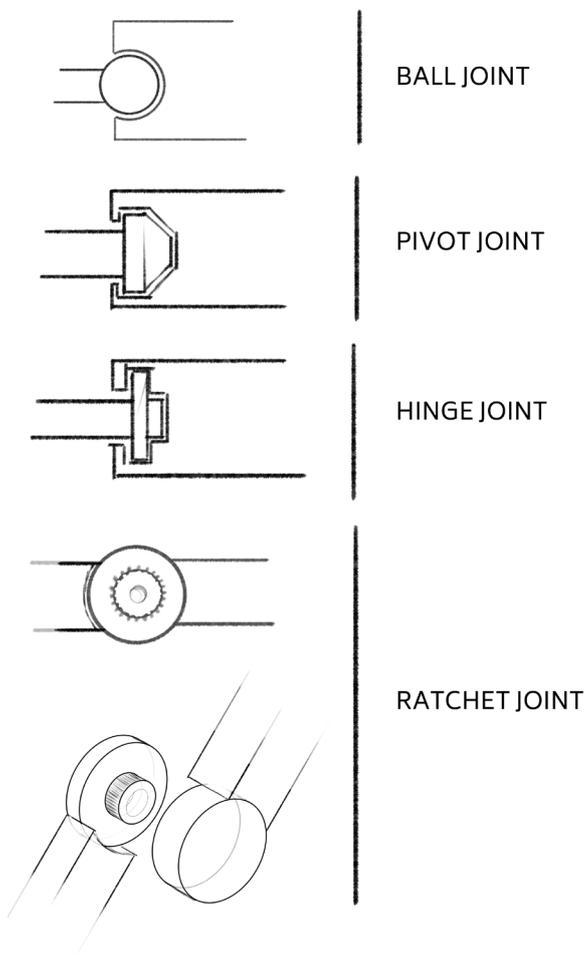


Fig. 59. Diferentes tipos de articulações adaptadas do corpo humano

Simplificação e Adaptação de Articulações: Para permitir a tradução efetiva dos movimentos humanos em máquinas, é necessário que se simplifique e se adapte as articulações humanas ao contexto mecânico. Isso envolve o desenvolvimento de articulações mecânicas que possam replicar os graus de liberdade das articulações humanas, como do ombro, cotovelo, punho e quadril. Além disso, será necessário considerar se os limites de movimento e as restrições mecânicas das máquinas, de forma a assegurar, dessa forma, que os movimentos sejam realizados de forma segura e eficiente.

A adaptação do corpo humano e dos seus movimentos em máquinas é um campo de pesquisa em constante evolução, impulsionado pela procura por soluções tecnológicas que possam melhorar a qualidade de vida das pessoas, tanto na área da saúde quanto na automação industrial. A compreensão dos princípios biomecânicos, aliada aos avanços em materiais, sensores e atuadores, tem possibilitado a criação de máquinas cada vez mais sofisticadas e capazes de replicar de forma precisa os movimentos humanos (Gill, 2019).

Existem diferentes tipos de encaixes utilizados na indústria de figuras de ação e robótica. Um exemplo comum é o encaixe de bola e soquete, que permite a articulação de membros em várias direções e ângulos, proporcionando grande flexibilidade e poseabilidade. Outro tipo de encaixe existente é o encaixe de pino, que permite a articulação de membros em movimentos mais restritos, mas com maior estabilidade. Há também o encaixe de deslizamento, que permite o deslocamento de uma peça em relação a outra, como em portas de correr.

Esses diferentes tipos de encaixes são escolhidos conforme a finalidade e a funcionalidade de cada figura ou robô, proporcionando maior precisão e eficiência na realização de tarefas específicas. A escolha do tipo de encaixe deve ter em consideração alguns fatores, como o tamanho e o peso das peças, a força que será exercida sobre elas e o tipo de movimento que se deseja obter. A seleção de um encaixe



Fig. 60. S. H. Figuarts Body Kun
(<https://www.shfiguarts.com/products/detail/5755/Bandai---Figurine-SHFiguarts---Body-Kun-male-DX-Set-Grey-Color-Version.html>)

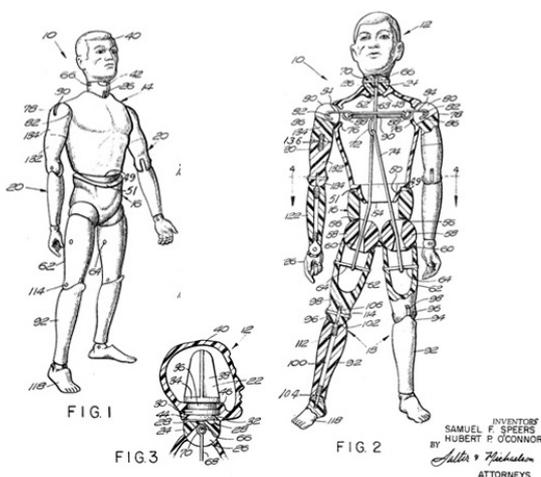


Fig. 61. Desenho da Patente da 1ª figura de ação articulada em 1964
(<https://www.smithsonianmag.com/arts-culture/now-you-know-the-history-of-gi-joe-and-knowing-is-half-the-battle-11506463/>)

adequado pode garantir uma maior estabilidade e segurança na montagem da figura ou robô, para além de contribuir para a durabilidade e longevidade do produto final.

Durante o desenvolvimento da estrutura interna, foram analisadas diferentes aplicações dos tipos de encaixes, com o objetivo de avaliar tanto a sua eficácia relativamente à amplitude de movimentos proporcionada, quanto à sua resistência mecânica. Dentre as diversas análises realizadas, a que mais se destacou foi a análise de algumas figuras de ação, nas quais houve um notável avanço impulsionado pela competitividade na sua indústria.

As figuras de ação são objetos colecionáveis que representam personagens fictícias ou reais, vindo a tornar-se populares entre os seus entusiastas. Para além do seu apelo estético, essas figuras apresentam um elemento fundamental que as torna mais atrativas: a capacidade de movimento articular. Ao longo do tempo, a evolução das articulações utilizadas nas figuras de ação desempenhou um papel fundamental na melhoria da maneabilidade e realismo desses objetos colecionáveis (Alexandratos, 2017).

As figuras de ação surgiram no final do século XIX, e consistiam em figuras ou brinquedos articulados em miniatura, frequentemente feitos de metal ou madeira. Um exemplo pioneiro foi o “G.I. Joe”, lançado pela Hasbro, em 1964, que apresentava um corpo articulado de 12 polegadas (30 cm) e foi considerado uma revolução no conceito de figura de ação. Essa figura, inspirada em soldados militares, abriu caminho para uma nova era de figuras colecionáveis.

Evolução das Articulações: Com o avanço da tecnologia e a procura por figuras de ação mais realistas, houve a necessidade de se desenvolver diferentes tipos de articulações. No início, as figuras eram limitadas a articulações simples, como as dos braços e pernas, que permitiam movimentos básicos de dobrar e estender. No entanto, com o tempo, foram desenvolvidas articulações mais complexas, proporcionando um maior conjunto de movimentos e poses dinâmicas.



Fig. 62. TOA Heavy Industries Synthetic Human Clear. Esta figura de ação é apresentada num corpo translúcido onde é possível ver em detalhe a enorme exigência de encaixes que uma figura de ação requer para recriar a articulação humana, numa escala baixa

(<https://1000toys.jp/detail.aspx?goto=product183#gallery-8>)



Fig. 63. The Rochard doll

(<https://www.nytimes.com/2018/02/21/arts/design/rochard-antique-doll-barry-art-museum-theriaults.html>)

Além disso, a seleção de materiais para as articulações tem especial relevância, de forma a garantir a durabilidade e a estabilidade da figura de ação. Algumas figuras de ação poderão incluir juntas de metal para aumentar a resistência e a estabilidade, especialmente em áreas de maior tensão mecânica (Alexandratos, 2017).

Dar-se-ão alguns exemplos de figuras de ação e das suas alterações, sendo, para tal, fundamental fazer-se uma contextualização histórica. Assim, ao longo das décadas, diversas linhas de figuras de ação foram lançadas, cada uma apresentando inovações nas suas articulações. Um exemplo notável é a série “Marvel Legends”, da Hasbro, que introduziu articulações do tipo “ball joint”, permitindo uma amplitude de movimento mais ampla e natural. Essas figuras podem ser posicionadas em poses acrobáticas e reproduzir cenas de ação dos quadrinhos de banda desenhada e filmes da Marvel.

Outro exemplo de figura de ação com articulações avançadas são as “BJD dolls” (Ball-Jointed Dolls). Essas bonecas, originárias do Japão, apresentam múltiplas articulações de esferas, permitindo uma ampla gama de movimentos e poses extremamente realistas. A possibilidade de trocar peças e acessórios também proporciona uma personalização única (Starr, 2017).

Note-se que a evolução das articulações nas figuras de ação é um reflexo do desejo sentido por colecionadores, que procuram objetos cada vez mais realistas e versáteis. As inovações tecnológicas e os avanços na fabricação de materiais têm impulsionado a criação de figuras de ação que podem assumir poses complexas e transmitir emoções autênticas.

FORMA

O esqueleto humano, em particular os ossos do braço, apresenta um aspeto visual único que é resultado de sua função biomecânica. Os ossos longos do braço, como o úmero, o rádio e a ulna, possuem uma forma cilíndrica alongada, com uma extremidade mais larga e arredondada para a articulação com outras estruturas ósseas, e uma extremidade mais estreita para a fixação dos músculos. A forma desses ossos é resultado da evolução humana e do desenvolvimento de habilidades motoras complexas, como a capacidade de arremessar objetos com precisão. As dimensões e a curvatura dos ossos também variam de acordo com alguns fatores, como a idade, o género, a etnia e o historial médico, fazendo com que cada esqueleto humano seja único.

A adaptação da forma dos ossos do antebraço e da mão é um processo crucial na criação de próteses que imitam o comportamento do membro superior humano. De forma a obter-se uma ligação direta e precisa entre os ossos e a prótese, é necessário simplificar a forma dos ossos. Ao mesmo tempo, é importante manter uma forma semelhante à dos ossos originais, para que a aparência da prótese seja mais natural. O objetivo é que haja um reconhecimento e que a sensação de toque se assemelhe ao contacto com os ossos de um corpo humano. Esse processo de simplificação dos ossos é conhecido como biodesign, que visa replicar a estrutura biológica de forma simplificada, sem perder, no entanto, a funcionalidade.

Para além disso, a forma dos ossos do braço humano também é importante para a função e mobilidade do braço. Os ossos do antebraço, o rádio e a ulna, formam a articulação do cotovelo com o úmero e conectam-se à mão através dos ossos do carpo. A forma desses ossos permite a realização de uma elevada variedade de movimentos e funções.

Ao projetar próteses para membros superiores, é importante ter-se em conta a forma e a estrutura desses ossos, a fim de se garantir que a prótese é capaz de imitar os movimentos naturais do braço humano. A utilização de técnicas de biodesign e de impressão 3D poderá possibilitar a criação de próteses que se assemelham aos ossos humanos, em termos de forma e estrutura, além de oferecer uma conexão direta entre os ossos da prótese e a extremidade do braço do utilizador. Isso permite uma maior eficácia e conforto na utilização da prótese, além de proporcionar uma aparência mais realista e natural.

MATERIAIS

No processo de concepção e desenvolvimento de uma prótese transradial, é essencial selecionar os materiais apropriados, visando assegurar a durabilidade e a resistência mecânica da prótese. Além disso, o peso do material é um fator a ter em consideração, pois a prótese deve ser leve para minimizar o desconforto do utilizador.

Dentre os materiais utilizados em próteses, o plástico é uma opção comumente escolhida devido às suas propriedades, como, por exemplo, a baixa densidade, facilidade de moldagem e resistência à corrosão. No entanto, é importante destacar que nem todos os plásticos possuem as mesmas características mecânicas e, portanto, torna-se necessário escolher cuidadosamente o tipo de plástico a ser utilizado.

Neste projeto, foi escolhido o PLA (ácido polilático) para o desenvolvimento do protótipo da estrutura interna da prótese. O PLA é um polímero biodegradável, resistente e relativamente leve. Este é frequentemente utilizado na impressão 3D, possibilitando a criação de próteses personalizadas e de alta precisão. Algumas das razões pelas quais o PLA é frequentemente utilizado em prototipagem são a sua facilidade de impressão em 3D e seu baixo custo de produção. As suas propriedades físicas, como é exemplo disso a alta resistência e a baixa deformação, também fazem com que seja uma opção atraente para aplicações de engenharia (Özsoy et al, 2021).

É também importante destacar que há outros materiais que também são utilizados em próteses, como os metais (por exemplo, aço inoxidável e titânio) e cerâmicas. Cada material possui características próprias que devem ser consideradas, de forma a realizar-se a melhor escolha que esteja de acordo com as necessidades do paciente. O metal foi considerado como o possível material a ser utilizado no projeto, no entanto, devido aos seus elevados custos de produção, o produto tornar-se-ia menos acessível aos consumidores.

Os materiais mais comumente utilizados na produção de figuras de ação incluem plásticos, como o PVC (policloreto de vinilo), ABS (Acrilonitrila-butadieno-estireno) e o poliestireno. Esses materiais possuem propriedades mecânicas que os tornam adequados para a fabricação de peças e acessórios para figuras de ação. O PVC, por exemplo, é conhecido pela sua durabilidade e baixo custo de produção, enquanto que o ABS oferece maior resistência ao impacto e rigidez.

Na análise de alguns estudos relacionados com desenvolvimento de figuras de ação (https://www.youtube.com/watch?v=sg5EJ8kUTvU&ab_channel=UncleJessy), verificou-se a combinação de diversos materiais, para que as peças, em certas zonas, fossem duras, e noutras elásticas. Este estudo concluiu, de maneira concisa, que nas articulações onde um material elástico é aplicado, ocorre uma redução na degradação, resultando num aumento do tempo de vida da figura.

3.3.1 ANTEBRAÇO

O antebraço foi escolhido como o primeiro segmento anatómico a ser analisado, uma vez que é a secção proximal do membro superior. Além disso, o projeto de articulações análogas para o antebraço é necessário para completar as articulações no nível do pulso.

Os métodos utilizados para estudar as articulações do antebraço foram semelhantes aos utilizados nos capítulos que detalham o desenvolvimento da mão modelo.

Inicialmente, a transformação dos movimentos humanos em encaixes funcionais constituiu um desafio, dada a complexidade do corpo humano. No entanto, graças a um estudo mais intensivo, conseguiu-se desenvolver um sistema de articulação que permitisse a rotação do antebraço. O sistema de articulação empregado foi o encaixe em esfera e soquete, que proporciona uma grande capacidade de movimentação, flexibilidade e estabilidade em várias direções e ângulos.

Nesse contexto, passar-se-á a apresentar um resumo dos testes realizados, os quais desempenharam um papel crucial na obtenção de conhecimento e na validação de diversas hipóteses.

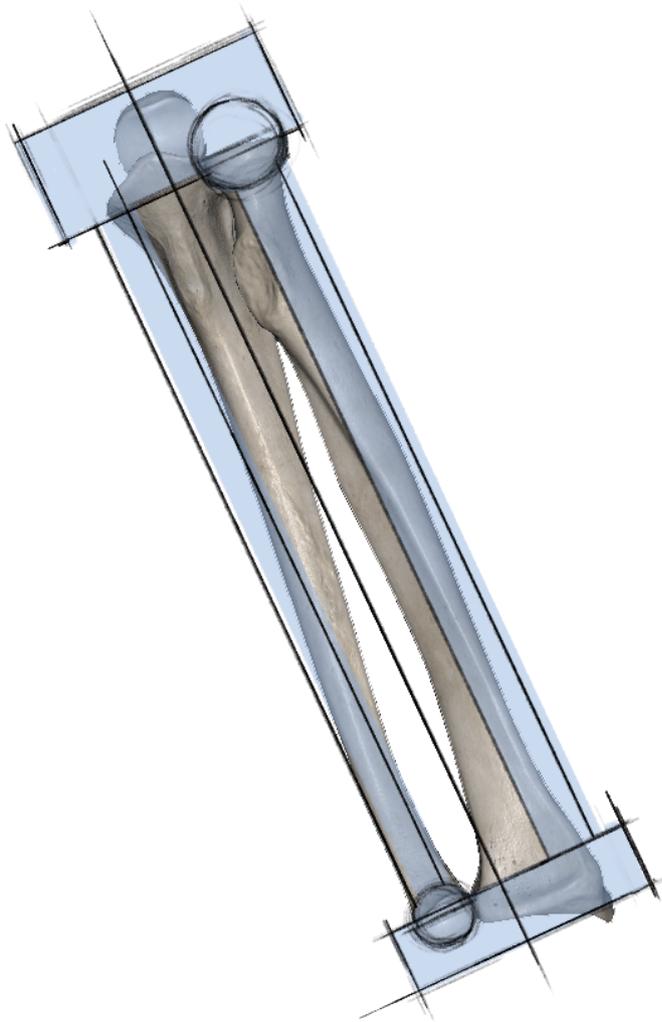


Fig. 64. Desenho de estudo e simplificação da forma e aplicação de encaixes esféricos em cada peça.

1.º TESTE DIGITAL - 14/04/2022

No desenvolvimento do antebraço, foi realizada, inicialmente, uma modelação bastante simples do mesmo, de forma a perceber qual o seu grau de articulação e compreender qual o método de fixação mais adequado para esta parte. Foi feita de uma análise de diferentes soluções de encaixes, presentes no capítulo acima, que resolvem esta articulação. No entanto, optou-se pelo encaixe em esfera, que, na teoria, recriava o mesmo grau de movimento de pronação e supinação, sem que houvesse a necessidade de se adicionar várias peças. Estes encaixes estariam posicionados na extremidade de cada "osso", assim como o respetivo encaixe fêmea na outra peça, como está descrito na figura abaixo.

No próprio programa de modelação, foi feita uma simulação do grau de articulação, no entanto, sem sucesso, devido a um erro. Analisou-se uma recriação de um esqueleto em plástico, e compreendeu-se que, durante o processo de modelação 3D, o rádio e a ulna foram, inicialmente, representados como linhas retas, o que não permitiu a rotação correta do antebraço. Após a observação do esqueleto humano, notou-se que esses ossos estão ligeiramente arqueados e desviados do eixo, sendo que, ao adicionar-se essa curvatura na modelação CAD, a supinação e pronação foi alcançada de forma correta.

Além disso, os ângulos de rotação do antebraço também foram considerados durante o desenvolvimento do sistema de articulação, a fim de proporcionar uma maior precisão e eficiência na sua articulação.

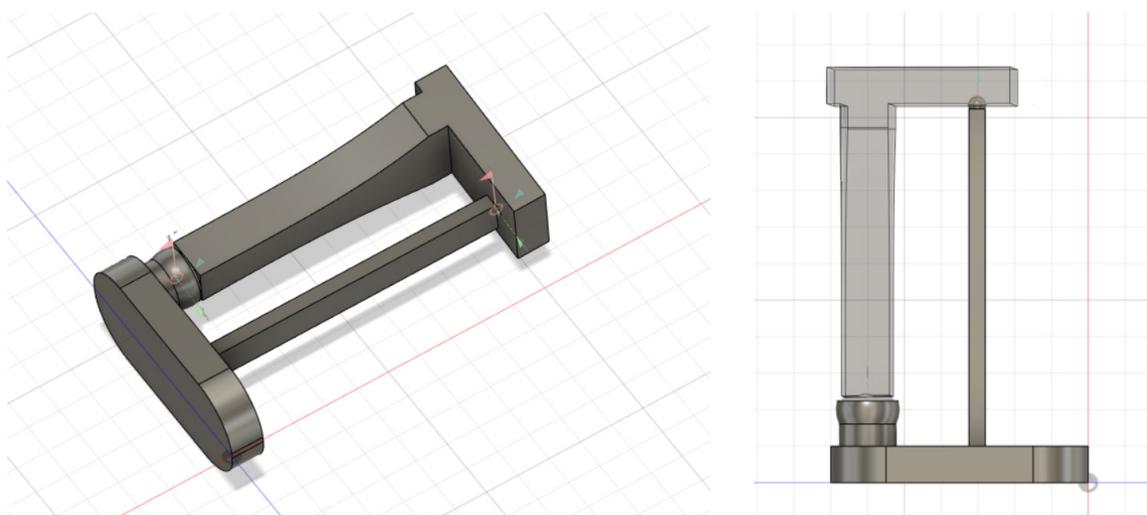


Fig. 65. Desenho de estudo e simplificação da forma e aplicação de encaixes esféricos em cada peça.

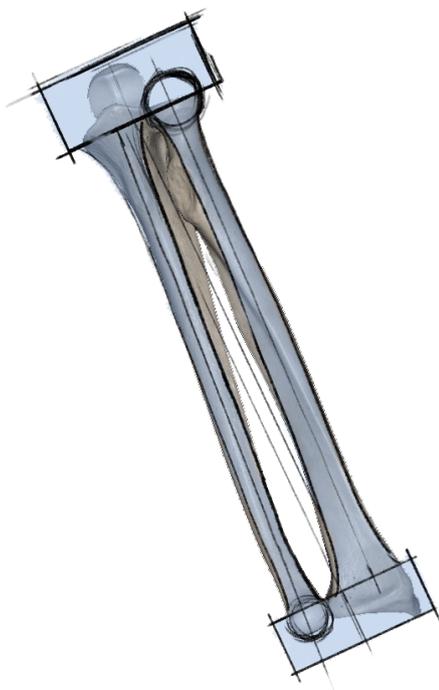


Fig. 66. retificação da forma para permitir os graus de articulação necessários

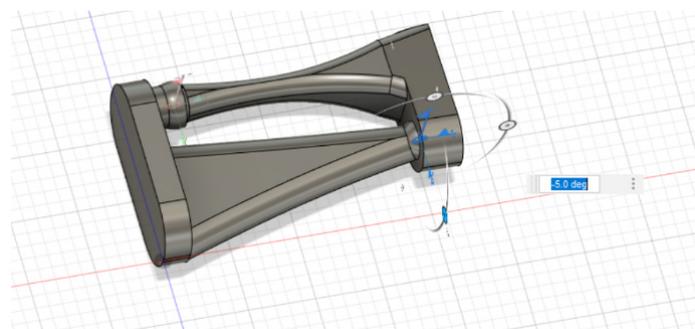


Fig. 67. teste digital no momento 2 a exemplificar a rotação do antebraço no modelo 3D com desvio previamente descrito

"A rotação do antebraço humano ocorre pela rotação do osso rádio em torno do osso ulna." (Smith et al., 1996).

2.º TESTE DIGITAL - 19/04/2022

Após a realização do primeiro teste em CAD, foi repetido todo o processo de modelação, tendo-se desenvolvido um modelo novo, com formas mais semelhantes aos ossos do rádio e ulna. Adicionou-se também um rasgo ao longo do encaixe fêmea da esfera, para que fosse possível introduzir um parafuso e regular a pressão dos encaixes.

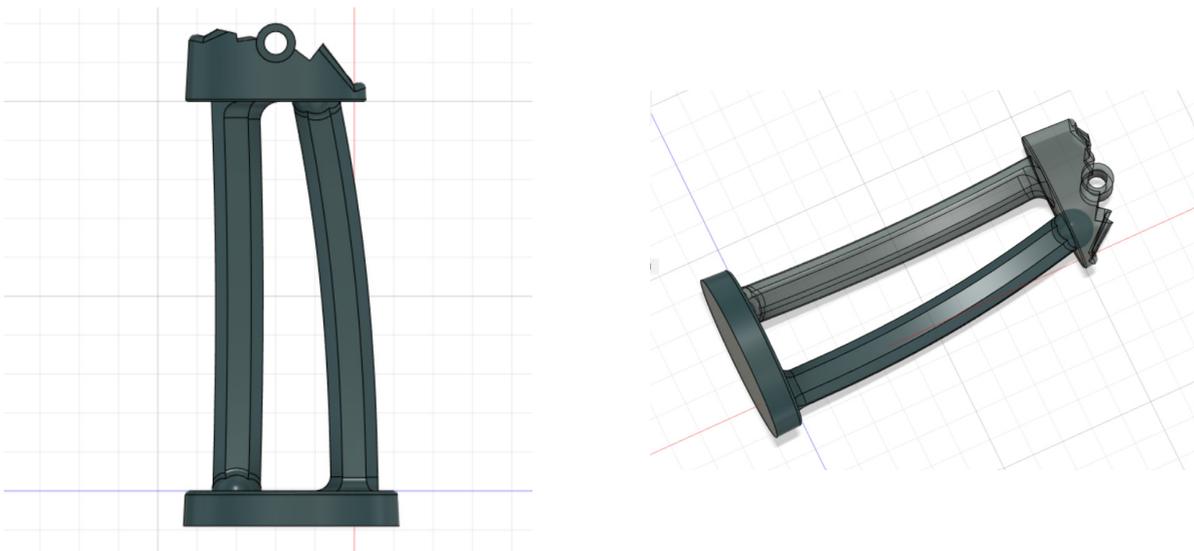


Fig. 68. 2.º modelo 3D com a aplicação das alterações.

1.º ENSAIO FÍSICO - 27/04/2022

Foi realizado um protótipo em impressão 3D, com o material PLA, tendo os resultados obtidos sido razoavelmente satisfatórios, mantendo-se, no entanto, a necessidade de se efetuar alguns acertos, a serem corrigidos em testes futuros. Este teste permitiu validar este método de encaixe. No entanto, existem certos parâmetros que necessitavam de ser acertados, como por exemplo, a ligação do encaixe em esfera, que não abrangia o suficiente as esferas, e algumas melhorias a nível estético.

Não foi possível validar os rasgos nas esferas devido ao erro mencionado anteriormente.

A impressão 3d foi feita na horizontal, de forma a aumentar a resistência da peça, e de modo a evitar fraturas na montagem e uso.



Fig. 69. 1.º ensaio físico



Fig. 70. detalhe dos encaixes em esfera



Fig. 71. articulação do antebraço ao executar a pronação

3.º TESTE DIGITAL 09/05/2022

Após a análise do teste anterior, retificou-se a modelação do antebraço, redesenhando-se a forma dos mesmo para que peça fosse mais robusta e resistente, mantendo a sua curvatura inicial. O encaixe fêmea das esferas foi “puxado” mais para o interior, para garantir que as esferas ficavam bem fixadas no encaixe. Também foi adicionado um chanfro no mesmo local, para as paredes do encaixe não deformarem a esfera.

Foram também adicionadas ligeiras aberturas em cada furo dos parafusos, para permitir que a cabeça do parafuso e a sua respetiva porca ficassem o menos visível possível.

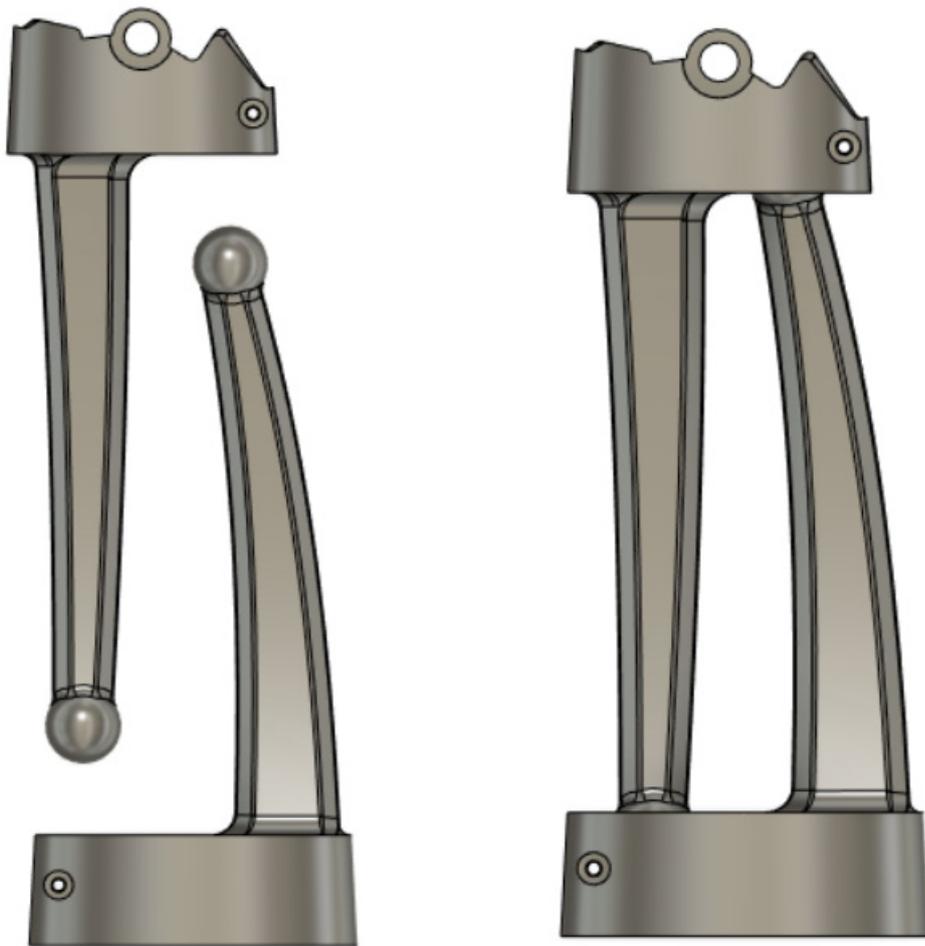


Fig. 72. peças desmontadas e montadas

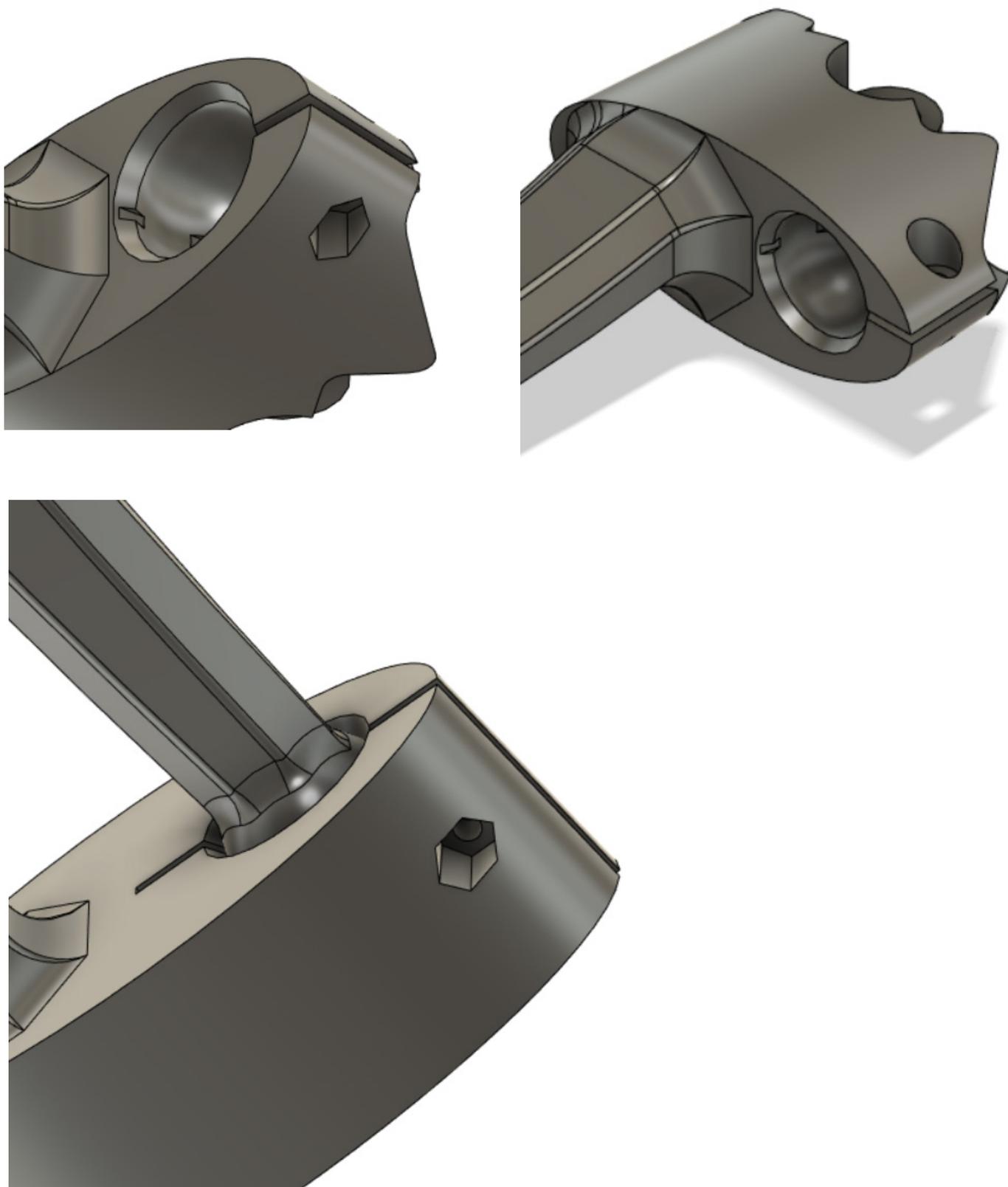


Fig. 73. 3.º modelo 3D mostrando os detalhes dos encaixes

2.º ENSAIO FÍSICO 30/06/2022

O segundo ensaio físico foi desenvolvido na mesma impressora 3D, no entanto, devido a alterações realizadas nas definições da impressora para otimizar o tempo de produção de outros projetos, o resultado do teste foi bastante fraco, tendo resultado em bastantes deformações e erros, não tendo sido possível analisar certas soluções desenvolvidas no CAD.

Neste ensaio, incluiu-se todas as peças da estrutura interna na mesma fase de teste, na qual todas sofreram deformações devido ao problema mencionado em cima. Não obstante, este ensaio será mencionado nos próximos capítulos.

Relativamente às peças do antebraço, não foi possível testar os apertos com o parafuso. No entanto, o encaixe macho e fêmea das esferas tiveram resultados positivos, validando, assim, essa alteração.



Fig. 74. resultado da impressão



Fig. 75. peça desmontada



Fig. 76. demonstração da pronação

4.º TESTE DIGITAL 09/08/2022

Entre o ensaio físico 2 e o 3, a única alteração que foi feita na modelação destas peças foi a inclusão de uma forma hexagonal em ângulo, na abertura do furo do aperto, para que a porca do parafuso ficasse fixada nessa abertura, à medida que o parafuso era apertado.

3.º ENSAIO FÍSICO 15/10/2022

Mais adiante, imprimiu-se apenas o rádio, (uma vez que os encaixes já tinham sido validados anteriormente), cujo resultado demonstrou uma melhor qualidade, validando, desta forma, a utilização dos parafusos para contrair o encaixe em esfera, impedindo que ambas as peças se soltassem durante a sua utilização.



Fig. 77. demonstração da aplicação do aperto



Fig. 78. peças montadas



Fig. 79. pronação das mesmas

3.3.2 PULSO

No desenvolvimento da prótese, os componentes do pulso prostético limitam-se, geralmente, aos movimentos de pronação/supinação. No entanto, o pulso humano possui articulações que permitem realizar movimentos de desvio radial e ulnar e flexão/extensão, enquanto que o movimento de todo o antebraço possibilita a pronação e supinação no pulso. Evan Kuester, Engenheiro Principal de Aplicações Avançadas e membro do Grupo de Inovação de Aplicações (AIG) na 3D Systems, proporciona os três graus de liberdade rotacional no pulso. Esse componente destina-se exclusivamente a amputados unilaterais, pois requer um posicionado pela mão contralateral.

As evidências indicam que a ausência de movimento na seção do pulso de uma prótese é fundamental para evidenciar a natureza artificial dos membros. Como resultado, foi avaliada a possibilidade de se aplicar articulações que pudessem replicar o movimento da articulação do pulso humano da maneira mais precisa possível.

Para atingir esses objetivos, é essencial considerar-se a influência de sistemas de eixos utilizados em modelos CAD já existentes, com vista a obter o mesmo nível de articulação. A utilização de eixos rotativos opostos é uma alternativa comumente utilizada, devido à sua capacidade de conferir uma elevada movimentação e estabilidade.

No entanto, existem limitações de ângulo tanto para os movimentos de flexão e extensão, como para os de adução e abdução, as quais devem ser consideradas durante o desen-

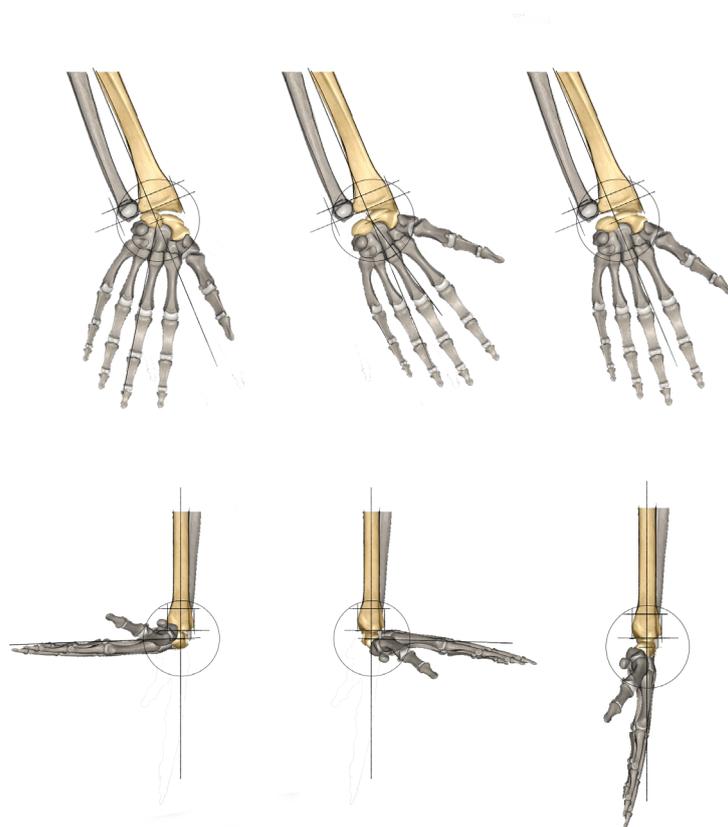


Fig. 80. desenhos de estudo da articulação do pulso

volvimento do protótipo. Além disso, o sistema rotativo deve ser meticulosamente projetado para possibilitar uma vasta variedade de movimentos, sem que se comprometa a estabilidade e resistência mecânica.

Durante a concepção da articulação do pulso, considerou-se, inicialmente, a utilização do encaixe em esfera para manter uma coerência nas articulações. No entanto, a necessidade de se obter uma articulação estável e firme levou à escolha de um sistema diferente. Este sistema deveria representar fielmente os movimentos do pulso, sem comprometer a sua estabilidade. Após uma análise de diferentes sistemas, foi selecionado um produto, desenvolvido e disponibilizado gratuitamente pela NOP21 (alias) no website <https://cults3d.com/en/3d-model/game/articulated-hand>. Este sistema utiliza uma articulação em eixo, que permite uma boa mobilidade e resistência.



Fig. 81. imagem da mão realizada por: NOP21

1.º TESTE DIGITAL 19/04/2022

Após a análise do exemplo acima mencionado, procedeu-se a uma adaptação da sua forma, para que fosse melhor introduzida no modelo. Foi elaborado um desenho 3D simples, para análise e correção durante a fase de prototipagem.

Durante a execução desta peça, foram simultaneamente desenvolvidas as peças do antebraço e da palma, as quais estão diretamente relacionadas com o pulso. A própria forma da palma influenciou a forma do batente do pulso que, por sua vez, limitaria a articulação do mesmo.

Houve, no entanto, algumas limitações nos graus de movimento, que necessitavam de ajustes, para garantir a resistência na peça do antebraço. Deste modo, o desvio ulnar passou para 40º e o desvio radial para 15º. A flexão e a extensão ficaram a 90º ambas.

Esta peça faz a ligação com o antebraço e com a palma através de um parafuso em cada eixo. O objetivo foi o de permitir que a pressão das peças pudessem ser adaptadas conforme a necessidade de resistência imposta pelo utilizador.

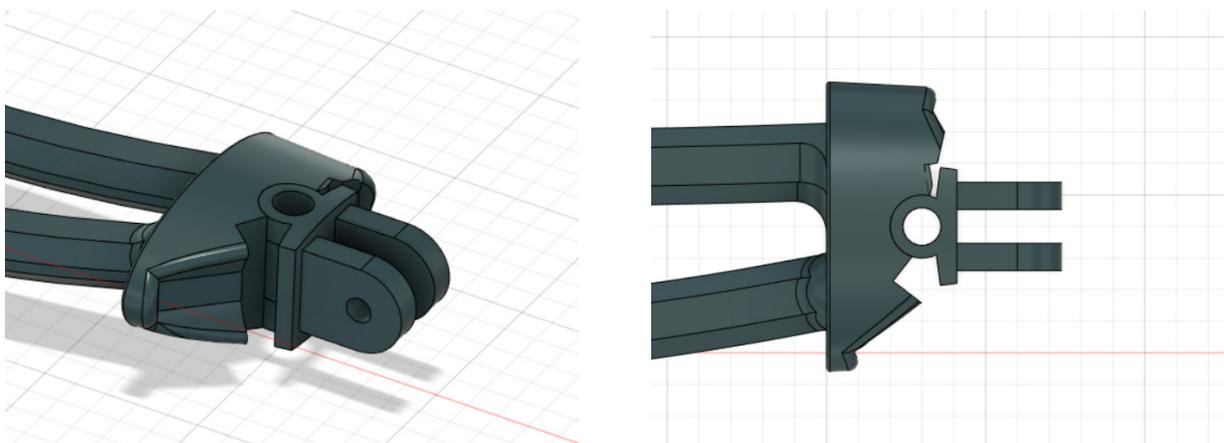


Fig. 82. 1.º desenho digital do pulso

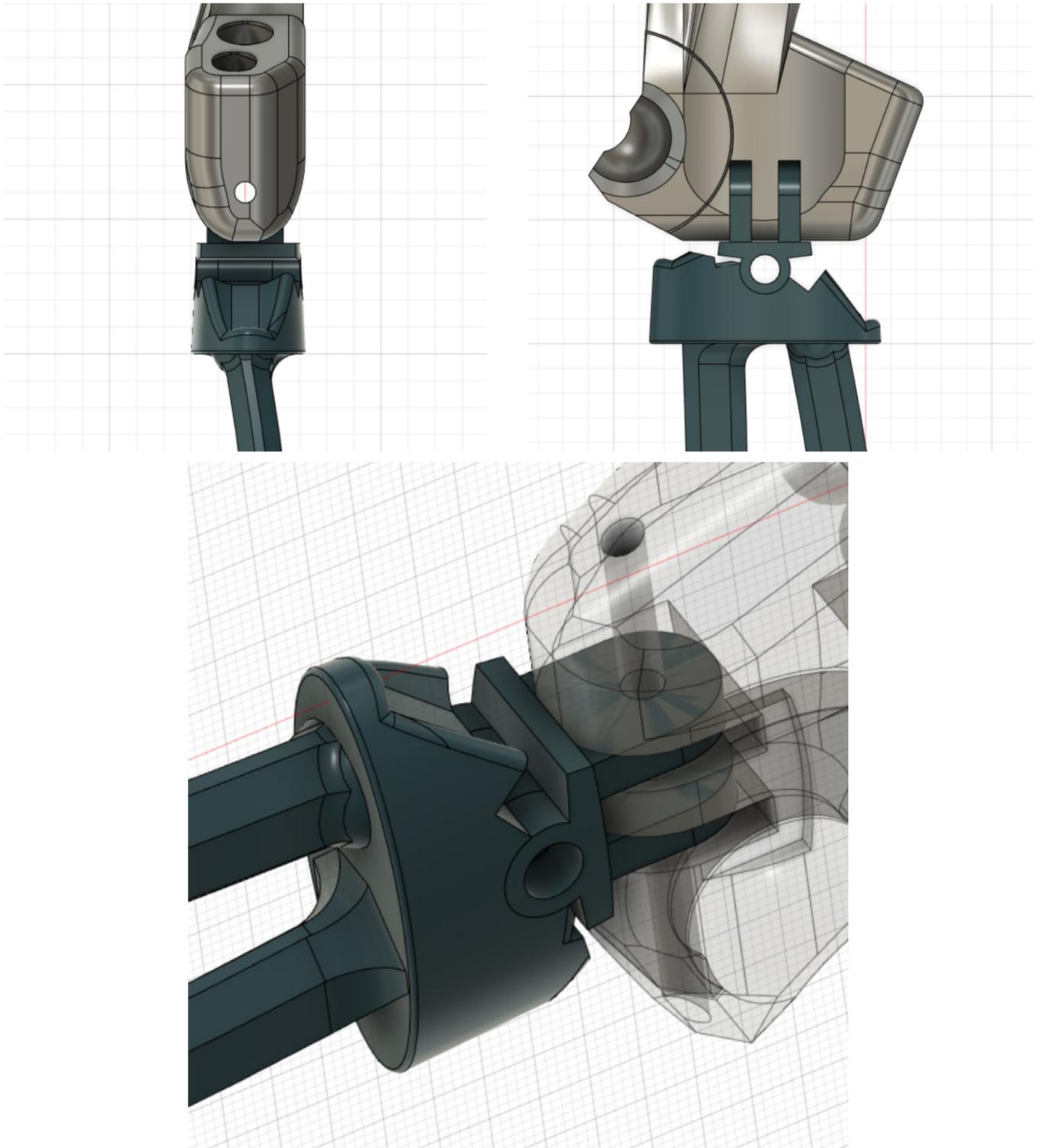


Fig. 83. detalhes do encaixe do pulso nas respectivas peças

1.º ENSAIO FÍSICO – 27/04/2022

Neste teste, a peça foi impressa em 3D, tendo sido possível analisar a sua articulação de forma mais concisa. Os resultados deste teste validaram a progressão do desenvolvimento deste sistema, embora tenha sido necessário realizar-se ajustes a certos aspetos, como tolerâncias e a aplicação do próprio sistema de encaixe.

Apesar destas falhas, optou-se por retirar material e fazer ajustes manualmente com a ferramenta rotortool/multitool, a fim de se proceder à montagem e análise das peças.

Após o encaixe com os respetivos parafusos, a articulação foi viabilizada, resultando numa reprodução bastante aproximada da articulação do pulso humano, o que validou esse encaixe. Na junção entre o rádio e o pulso, o parafuso possibilitou a adaptação da resistência entre as duas peças, eliminando o possível problema de fragilidade na articulação. No entanto, para aplicar o mesmo princípio na ligação entre o pulso e a palma, seria necessário redesenhar-se a mesma, para conferir a mesma utilidade no outro eixo.

Os batentes funcionaram de acordo com o projeto em CAD, embora tenha sido necessário aumentar as tolerâncias entre as peças.

Conforme mencionado anteriormente, esta articulação seria a que teria maior fragilidade na sua mobilidade, algo que seria confirmado no ensaio físico. Para se conseguir corrigir este problema facilmente, adicionou-se um parafuso no eixo do encaixe que representa a adução e abdução do pulso. Ou seja, quanto maior a tensão, maior a resistência de movimentação. A partir dessa análise, surgiu a ideia de aprimorar-se o sistema de encaixes para permitir a regulação da movimentação, consoante a necessidade.



Fig. 84. 1.º teste de impressão 3D do pulso



Fig. 85. demonstração dos graus de movimento no desvio ulnar e radial do pulso



Fig. 86. demonstração dos graus de movimento da flexão e extensão

2.º TESTE DIGITAL

Tendo em consideração o tamanho e a densidade da própria peça, foram realizados alguns ajustes nas tolerâncias para garantir que a articulação possa ocorrer, sem comprometer a sua resistência.

O segundo ponto a ser trabalhado foi solucionar a aplicação do parafuso na união entre a peça do pulso e a peça da palma*. No primeiro teste físico, o parafuso encontrava-se demasiado exposto. No entanto, ao fazer-se aberturas para acomodar a cabeça do parafuso e a porca de forma discreta, de maneira a ficarem minimamente encobertas, constatou-se que essas aberturas afetavam negativamente o encaixe esférico do metacarpo 1*.

Uma das conclusões retiradas desse teste físico foi que a palma necessitaria de ser dividida em duas partes, com uma capa e um compartimento interno, uma solução que surgiu após a análise da mesma. Uma vez tomada a decisão de se dividir a palma, chegou-se à conclusão de que o método mais viável para incluir a porca do parafuso, de forma a que garantisse que esta ficava oculta, seria o de aplicá-la no interior da palma, a qual ficava acessível pela capa. A abertura para o parafuso foi projetada na forma hexagonal para fixar a porca na peça, de forma a garantir que a porca não se movesse internamente no momento em que o parafuso fosse apertado. Teoricamente, essa solução permitiria regular o encaixe à medida que o parafuso era apertado.

Não foram feitas alterações ao método de fixação entre o pulso e o rádio.

A primeira correção necessária é a adição de um parafuso na rotação do flexor e extensor. Inicialmente, a mesma seria feita de forma simples, introduzindo-se o parafuso por uma das extremidades do orifício e a porca pela outra. No entanto, após uma análise, identificou-se que o orifício estava posicionado muito próximo do encaixe do metacarpo 1 (conforme será discutido no próximo capítulo), impossibilitando que se efetuasse dessa forma. Uma vez que a peça que representa a palma da mão teria um compartimento (como será explicado no próximo capítulo), aproveitou-se essa abertura para se desenvolver um local específico para fixar a porca do parafuso no próprio modelo, como ilustrado na figura 89.

Também foram realizadas alterações tanto nas tolerâncias dos batentes como nos próprios encaixes.

* Peça que será abordada em maior detalhe no próximo capítulo.

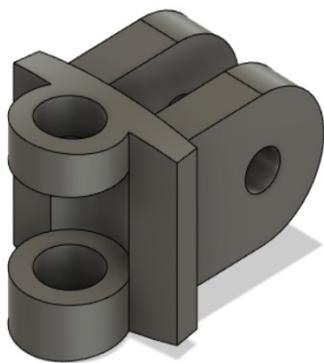


Fig. 87. 2.º teste digital

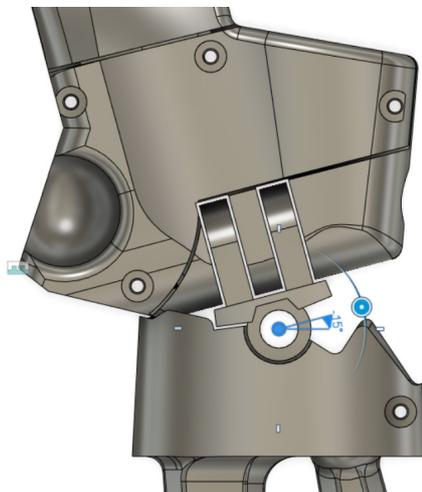


Fig. 88. Teste dos graus de movimento no desvio ulnar e radial do pulso no próprio modelo 3D

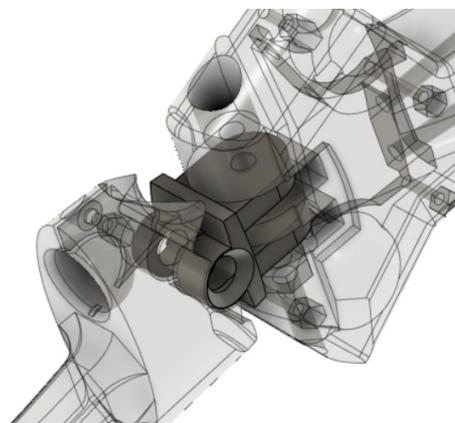
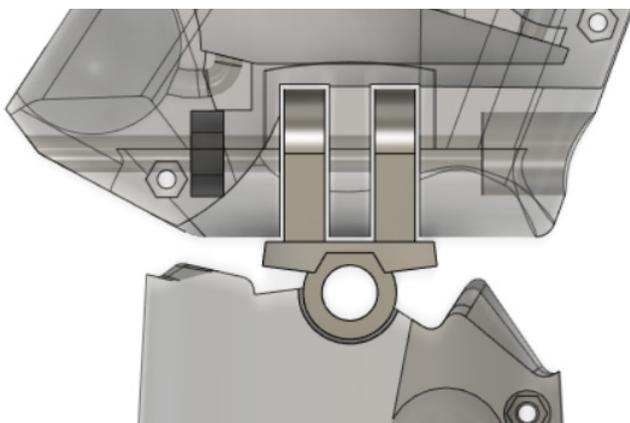
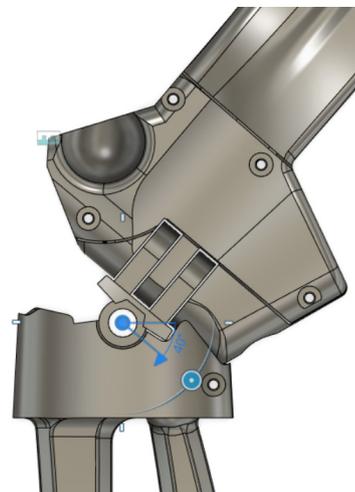


Fig. 89. Demonstração da aplicação do novo método de fixação do pulso à palma

2.º ENSAIO FÍSICO

Como mencionado anteriormente, este teste teve erros de impressão que impediram a validação de certas experiências. Em particular, uma dessas estava relacionada com o método de fixação entre o pulso e a palma. Os batentes ainda apresentavam ligeiros erros de tolerâncias e, erradamente, o batente da palma não foi incorporado na modelação, resultando na sua ausência durante o teste de impressão. No entanto, era necessário realizar-se um último ajuste nas tolerâncias desse teste.



Fig. 90. 2.º ensaio físico



Fig. 91. Desvio ulnar e radial do pulso



Fig. 92. Flexão e extensão

3.º TESTE DIGITAL

Uma vez que o segundo teste de impressão permitiu validar apenas algumas partes da peça e dos seus encaixes, apenas foram alteradas as tolerâncias. No entanto, houve a adição de um chanfro e encaixe para a porca, no encaixe entre pulso e o rádio.

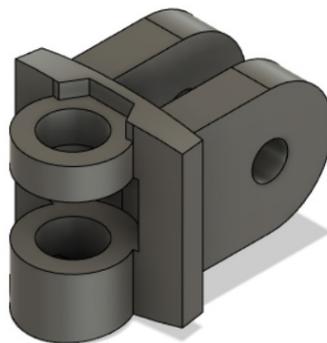
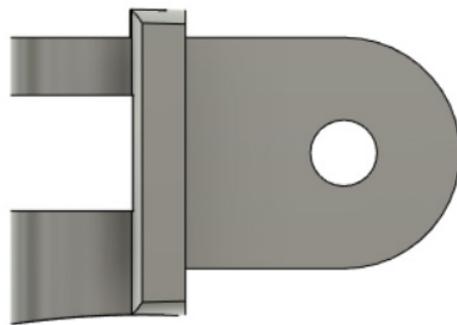


Fig. 93. Vistas do 3.º teste digital

3.º ENSAIO FÍSICO

A primeira impressão da peça do pulso sofreu uma fratura durante a montagem e aperto do parafuso no encaixe entre o pulso e o raio, devido à orientação da peça durante a impressão. No entanto, a peça foi reimpressa no teste 9, permitindo a análise das articulações das peças. Os resultados foram bastante positivos, demonstrando uma articulação significativa, assim como uma boa resistência.

Através dos resultados obtidos na impressão 3D, foi possível validar a solução explorada no software CAD, juntamente com as correções que tinham sido previamente analisadas. Os parafusos demonstraram ser facilmente ajustáveis e funcionais, promovendo um nível razoável de fricção entre as peças, e aumentando a resistência da própria articulação.

Um ponto que se conseguiu observar foi a deterioração do material ao longo do tempo, manifestando-se, inicialmente, através de algumas deformações. Uma solução mais viável seria o uso de um material com propriedades elásticas mais robustas, ou a introdução de anilhas de borracha entre as peças, de forma a prevenir este problema.



Fig. 94. Fratura na peça do pulso



Fig. 95. Peça final do pulso



Fig. 96. flexão e extensão da peça final



Fig. 97. desvio ulnar e radial do pulso

3.3.3 MÃO

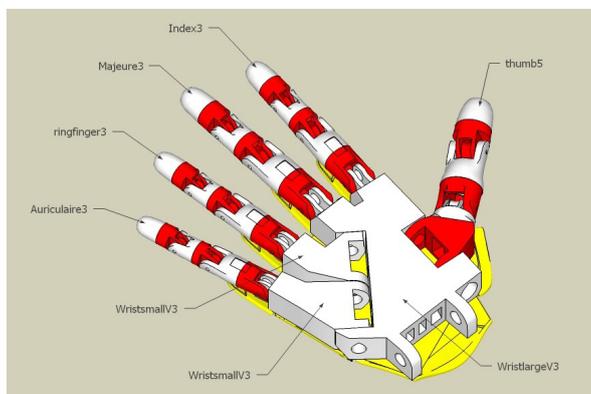


Fig. 98. Desenho de forma da mão inmoov (<https://inmoov.fr/build-yours/hand-and-forarm-assembly-3d-views/>)

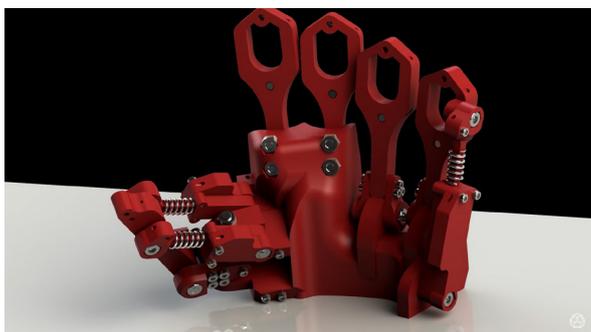


Fig. 99. Render da mão desenvolvida por will Cogley

(https://www.youtube.com/watch?v=DqGq5mnd_n4&list=PL6AIl-knQFCGJakVBP1_3EXqlyASoqN8k&index=9&ab_channel=WillCogley)

Dentro da estrutura interna, a elaboração da seção que representa o “Desenvolvimento da parte representada” foi subdividida em duas categorias, a fim de proporcionar uma compreensão mais clara, apesar de ambas trabalharem lado a lado. A primeira fase envolveu o desenvolvimento dos carpos e metacarpos, seguida pelas falanges. Nos próximos capítulos, será abordado com detalhe o processo criativo, assim como as soluções encontradas para retratar o mais fiel possível a anatomia da mão humana.

Os carpos e metacarpos são os ossos que formam a palma da mão. Estes têm funções e graus de movimento diferentes, pelo que houve a necessidade de se desenvolverem abordagens alternativas para cada peça.

Como referido no capítulo 3.3.2 (ossos do carpo), o pulso, ou carpo, é composto por 8 ossos organizados em duas fileiras, os quais são responsáveis pelos movimentos do pulso, assim como os metacarpos

Antes de se iniciar o desenho, foram estudados alguns projetos semelhantes, como a mão robótica do robô humanoide InMoov, a mão desenvolvida por Evan Kuster e o estudo da mão robótica de Wilk Cogley. Cogley observou que o grau de movimento dos metacarpos 2 e 3 eram muito baixos, o que tornava desnecessário que estes fossem articulados. Desta forma, na fase de desenho da peça, decidiu-se incorporar esses dois metacarpos numa só peça.

Após uma revisão, determinou-se que, para simplificar ainda mais a peça, alguns ossos deveriam ser assimilados numa só peça. Essa integração incluía o pulso, que representa a primeira fileira do carpo; e uma parte da palma, englobando a segunda fileira dos carpos, juntamente com o segundo e terceiro metacarpos, pelo facto de estes terem um grau reduzido de

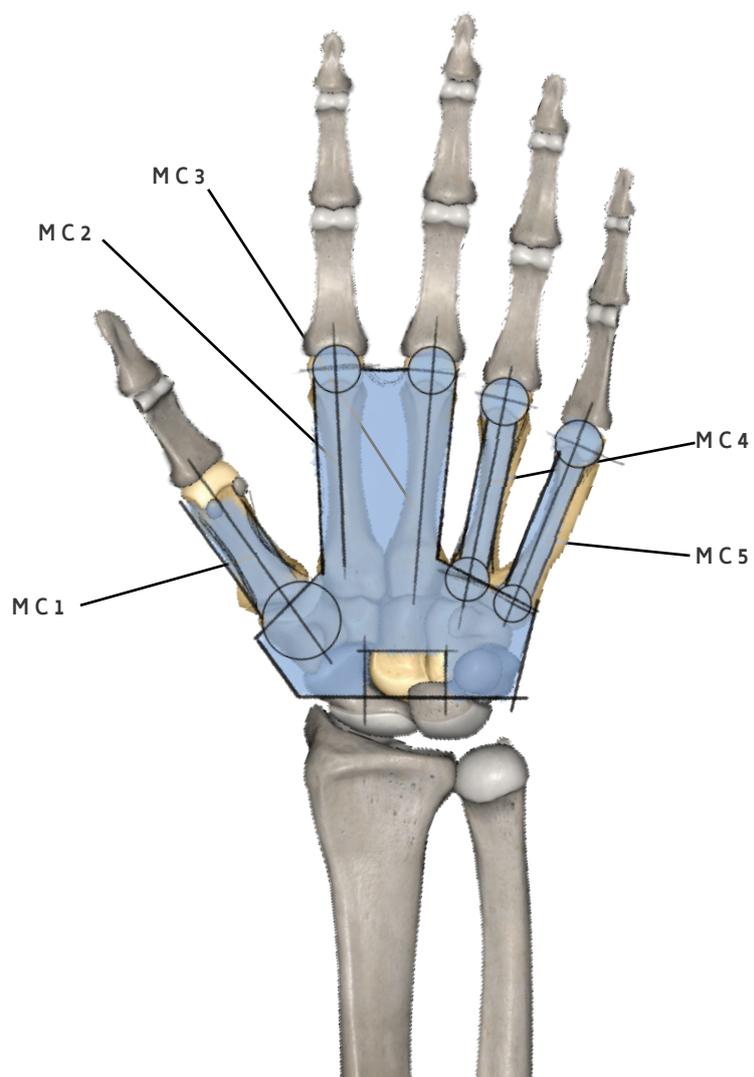


Fig. 100. Simplificação de forma da palma e metacarpos. MC(n) equivale a metacarpo e a respectiva numeração.

movimento. Por outro lado, os demais metacarpos seriam trabalhados individualmente, uma vez que cada um deles representa diferentes amplitudes de movimentos, cruciais para representar os diversos movimentos da mão.

Por conseguinte, passar-se-á a apresentar os testes realizados na fase de desenvolvimento dos carpos e metacarpos.

1.º TESTE DIGITAL CAD

Durante o desenvolvimento da palma, a primeira abordagem consistiu em desenhar-se uma peça que se assemelhasse à forma dos ossos, a partir de uma imagem dos mesmos, com medidas proporcionais, e recriando-se, desta forma, uma representação simplificada dos mesmos.

Considerando que o método de encaixe em esfera foi empregue durante o desenvolvimento do antebraço, essa abordagem foi novamente selecionada para representar a articulação dos metacarpos 1, 4 e 5. Dentro do encaixe em esfera, pretendeu-se explorar três diferentes métodos de fixação distribuídos entre cada metacarpo, com vista a compreender qual seria o mais funcional.

Inicialmente, decidiu-se testar três tipos de encaixes localizados em diferentes metacarpos da prótese. O primeiro foi aplicado no metacarpo 4, caracterizando-se por um encaixe simples, em que a peça era pressionada na palma. O segundo, localizado no metacarpo 5, apresentava semelhanças ao primeiro, no entanto, distinguia-se significativamente. Na fêmea do encaixe, foi incorporado um rasgo que permitia ajustar a pressão do aperto da esfera. Por fim, no metacarpo 1, a fêmea do encaixe foi dividida em duas partes, possibilitando a fixação da esfera no local e a regulação da pressão exercida.

No caso específico do metacarpo 1, observou-se que a abertura do encaixe fêmea foi ampliada para permitir uma maior amplitude de movimento. Essa modificação foi necessária para viabilizar a articulação da peça de forma eficiente.

Essas estratégias de encaixe foram submetidas a testes experimentais para avaliar a sua eficácia e desempenho. Essa fase de experimentação permitiu a identificação de pontos fortes e limitações de cada tipo de encaixe, fornecendo informações valiosas para aprimorar o projeto geral da prótese.

O metacarpo 1 contém um grau de movimento maior, tendo uma amplitude de 53º na flexão/extensão e 42º de adução e abdução. Isto levou a que a esfera fosse maior (verificar medidas) e com uma abertura no plano anterior, aumentando o seu grau de movimento. Foi feita também a experiência de executar um corte frontal no encaixe em esfera, para testar se a pressão do mesmo podia ser adaptada (solução semelhante ao pulso e antebraço).

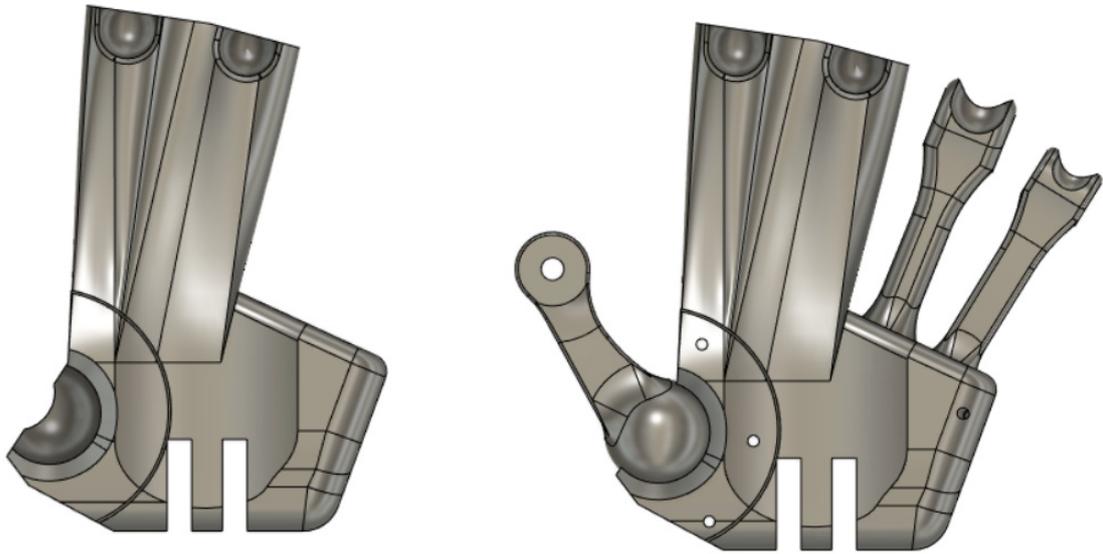


Fig. 101. Palma com e sem os metacarpos.

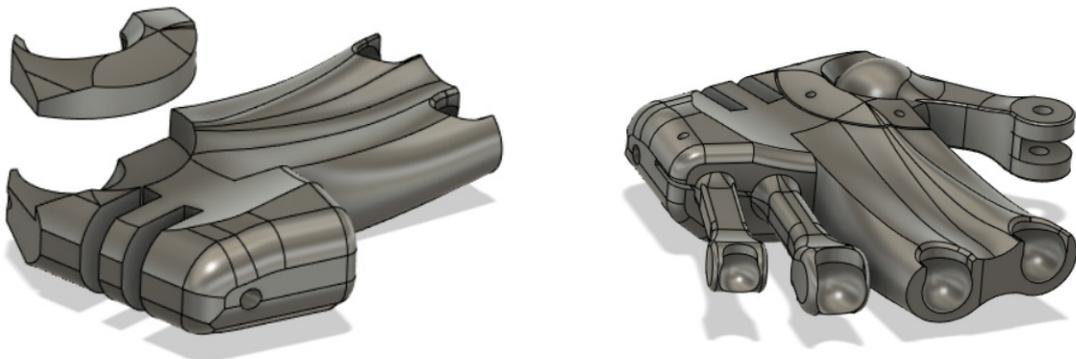


Fig. 102. Foco nos 3 diferentes tipo de encaixes explorados nesta fase de desenvolvimento.

1.º ENSAIO FÍSICO - 27/04/2022

Após a modelação em CAD, procedeu-se ao seu primeiro ensaio físico em PLA, através de impressão 3D. Contudo, o mesmo apresentou erros de tolerâncias nos seus encaixes, fazendo com que, na fixação do metacarpo 4 e 5, tenha sido necessário utilizar-se uma multitool para realizar cortes nas peças, e para lixar os encaixes, de forma a se proceder à fixação das peças e à testagem das mesmas. Comparativamente, entre os dois testes, o segundo revelou ser o mais prático, no entanto, não foi possível regular a pressão da peça com um parafuso, uma vez que a espessura da palma e a densidade do material eram demasiadas para haver alguma deformação elástica sem danificar a peça.

O encaixe do metacarpo 1 apresentou ter maior sucesso na sua articulação, requerendo apenas pequenos ajustes para otimizar a sua funcionalidade. Foram adicionados batentes para delimitar os movimentos do polegar e melhorar a posição da esfera em relação ao encaixe.

Entretanto, surgiu um problema persistente nos encaixes esféricos, onde as peças tendiam a desprender-se ao mínimo impacto. Essa situação exigiu uma revisão aprofundada e a correção dessas imperfeições, além da procura por um possível método de encaixe mais eficiente e seguro.

A análise do encaixe do metacarpo 1 proporcionou valiosas informações para o aprimoramento do projeto, enfatizando a importância de se considerar a resistência mecânica e a estabilidade dos encaixes esféricos utilizados. Além disso, a identificação dessas limitações levou à exploração de alternativas de fixação que proporcionassem uma maior robustez e evitassem desconexões indesejadas.

Essa fase de avaliação e de ajustes é fundamental no processo de desenvolvimento de protótipos, permitindo a identificação e correção de falhas para alcançar uma articulação mais precisa e confiável, alinhada com as necessidades e funcionalidades desejadas.

Apesar destes contratemplos, o resultado foi bastante satisfatório, permitindo retirar informações relevantes e melhorar o desenho das peças no CAD. A qualidade da impressão não foi a melhor, devido à natureza do teste, no qual todas as peças teriam que ser reconstruídas para testes futuros mais precisos. No entanto, os dados obtidos demonstraram ser suficientes para se realizar uma análise detalhada dos possíveis erros, pois caso este modelo estivesse mais elaborado, poderia exigir um retrocesso considerável. No entanto, pôde-se observar uma clara deformação dos encaixes em esfera, os quais cediam, à mínima pressão, ficando côncavos. Para colmatar esta questão, tornar-se-ia necessário imprimir essas áreas com a máxima qualidade e densidade.



Fig. 103. Demonstração do 1º ensaio físico da palma e dos MC1, 4 e 5

2.º TESTE CAD

O segundo modelo CAD foi feito a partir do zero, incorporando-se atualizações em determinados processos de modelação, assim como a alteração da forma e das medidas, fim de retratar a palma da mão de maneira mais precisa e realista.

Ao analisar-se o ensaio físico do método de encaixe do metacarpo 1 realizado previamente, observou-se que o encaixe esférico, quando pressionado pela tampa, é bastante mais estável e durável do que os encaixes do metacarpo 4 e 5. Esta análise levou a que se prolongasse a tampa executada no metacarpo 1, de modo a envolver todas as peças. Esta solução já foi referida no capítulo anterior como uma maneira de facilitar o encaixe do pulso à palma.

Outro fator que se tentou resolver foi a fragilidade de fixação das peças, que levava a que estas se soltassem facilmente do esqueleto, mesmo ao mínimo impacto. A solução para esta questão foi inspirada nas bonecas BJD, que, em modelos mais recentes, substituem molas metálicas por elásticos de costura. A adoção desta solução permitirá que haja uma ligação entre diversas peças, semelhante aos tendões do corpo humano, reforçando, assim, a fixação dos encaixes. Assim, foram inseridos furos com 3 mm de espessura nas peças dos metacarpos para fazer a passagem dos elásticos. Nos encaixes esféricos dessas peças, foi criado um furo em forma cônica para permitir mobilidade das peças. No metacarpo 1, a sua forma foi alargada para aumentar o grau de movimento da peça.

Este tópico será examinado de maneira mais detalhada no capítulo subsequente (falanges).

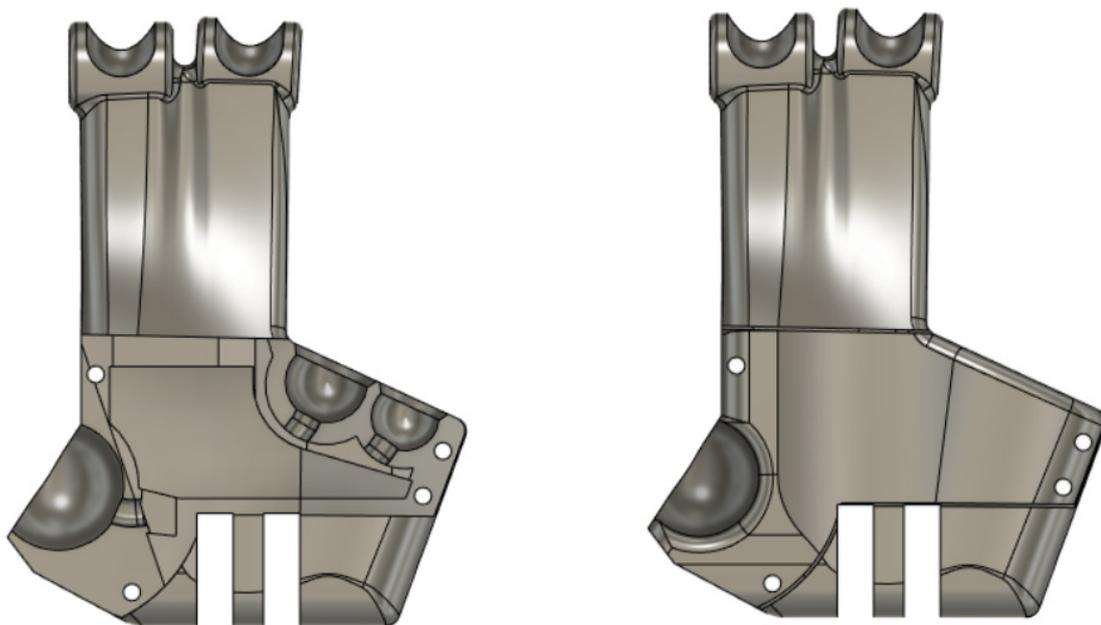


Fig. 104. Palma com e sem a Capa

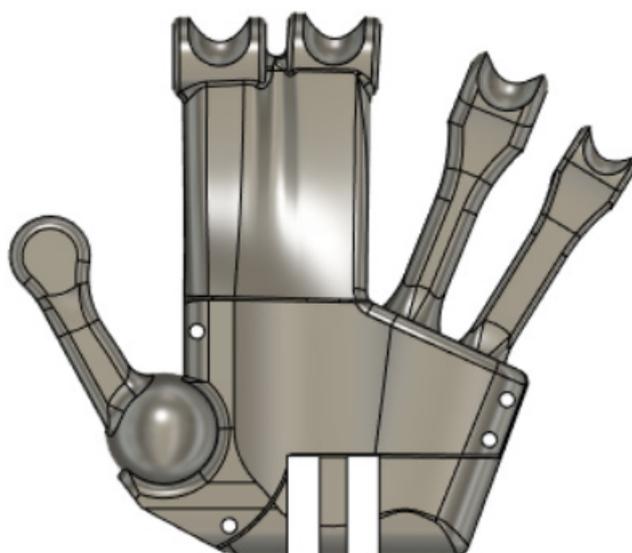


Fig. 105. Palma com os MC1,4 e 5

2.º ENSAIO FÍSICO - 01/07/2022

O segundo teste de impressão realizado nesta etapa do projeto, como mencionado anteriormente, não obteve um sucesso pleno. No entanto, permitiu identificar os elementos que funcionaram e onde foram necessárias alterações.

A primeira falha ocorreu devido a um erro de modelação 3D, que levou à ausência de tolerância nas paredes internas da capa da palma. Como resultado, os furos que se destinavam a receber os parafusos para aperto apresentaram defeitos, o que exigiu uma manutenção adicional.

Durante o desenvolvimento do metacarpo, especificamente no texto em questão, identificou-se uma fase com alto risco de falha, relacionada ao furo cónico existente na esfera do metacarpo 1. Se esse furo estivesse excessivamente aberto, poderia influenciar na articulação da peça e comprometer a sua fixação adequada no encaixe.

Os parafusos utilizados desempenharam uma função satisfatória na regulação e fixação dos metacarpos, exceto no metacarpo 4, onde a tensão foi distribuída de forma desigual entre as peças, resultando numa folga no encaixe fêmea e possibilitando que a peça se soltasse com facilidade.

Nesse sentido, as falhas identificadas nos testes de impressão possibilitaram um aprimoramento da modelação e do processo de desenvolvimento das peças, visando melhorar a precisão e a eficiência na montagem e articulação dos metacarpos.

Passar-se-á a apresentar os resultados dos testes realizados.



Fig. 106. 2º teste de impressão da palma e metacarpos

3.º TESTE CAD

Após os resultados do teste de impressão 3D, começou-se por trabalhar nas tolerâncias do interior da peça e por verificar se todos os batentes eram funcionais. De seguida, alterou-se a localização de um dos furos para garantir que tanto o metacarpo 4 como o metacarpo 5 poderiam ser tensionados corretamente sobre o encaixe. Desenvolveram-se, também, entradas hexagonais na parte de trás da palma, para que as porcas dos parafusos pudessem ser travadas à medida que o parafuso era apertado. Por último, estendeu-se a fêmea do encaixe em esfera do médium para garantir que a peça não saltava durante o uso.

No metacarpo um foi, também, adicionado um batente para delimitar os graus de movimentos do mesmo, de forma a evitar hiperextensões. Também se alterou a forma cônica do metacarpo 1 para garantir que a articulação do mesmo não era limitada pelo fio elástico.

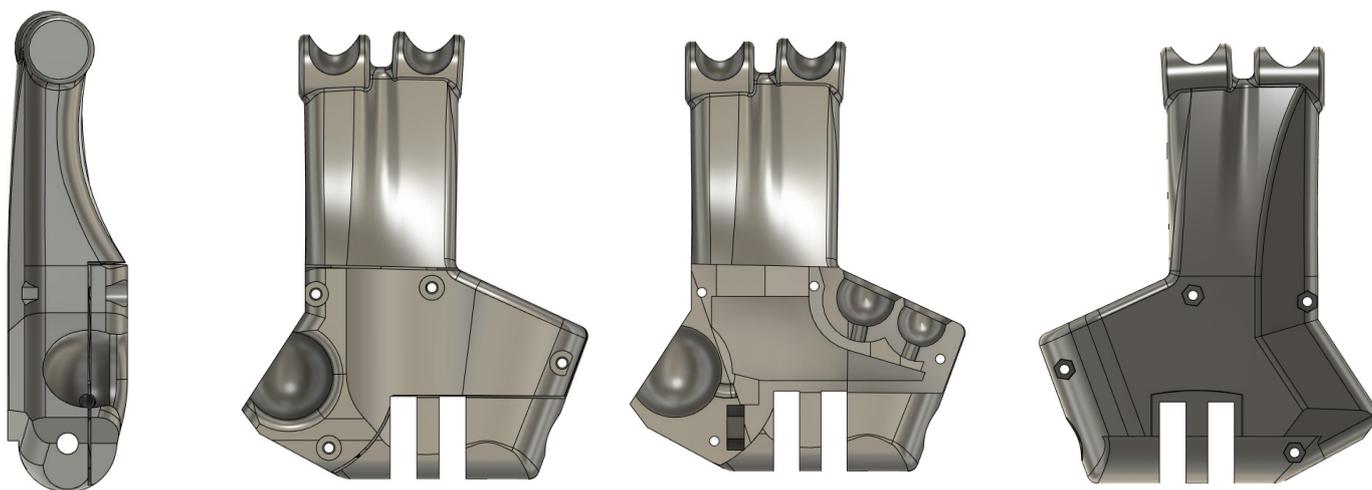


Fig. 107. Diversas vistas da palma

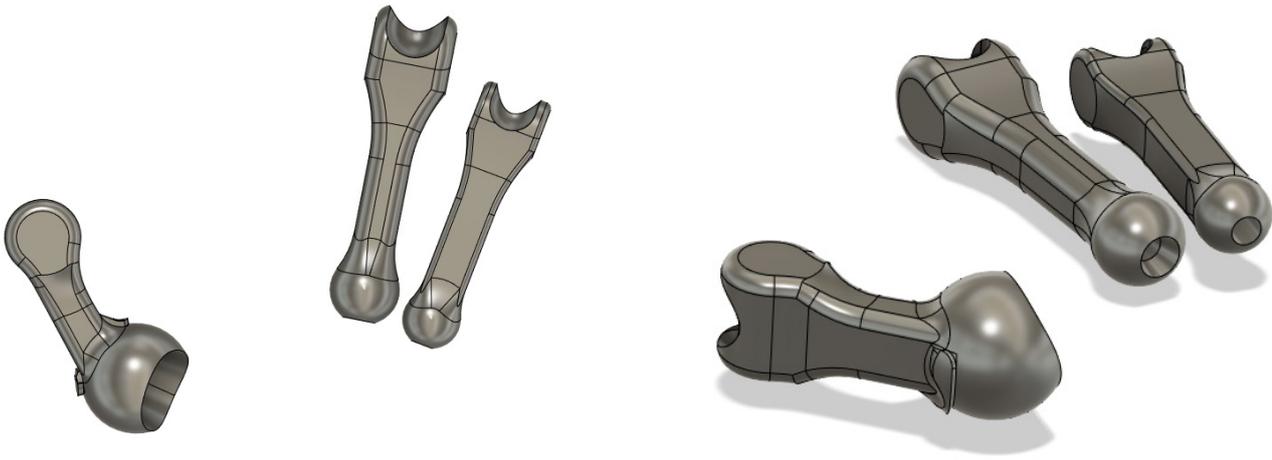


Fig. 108. Redesenho dos encaixes dos metacarpos e adição do batente no MC1

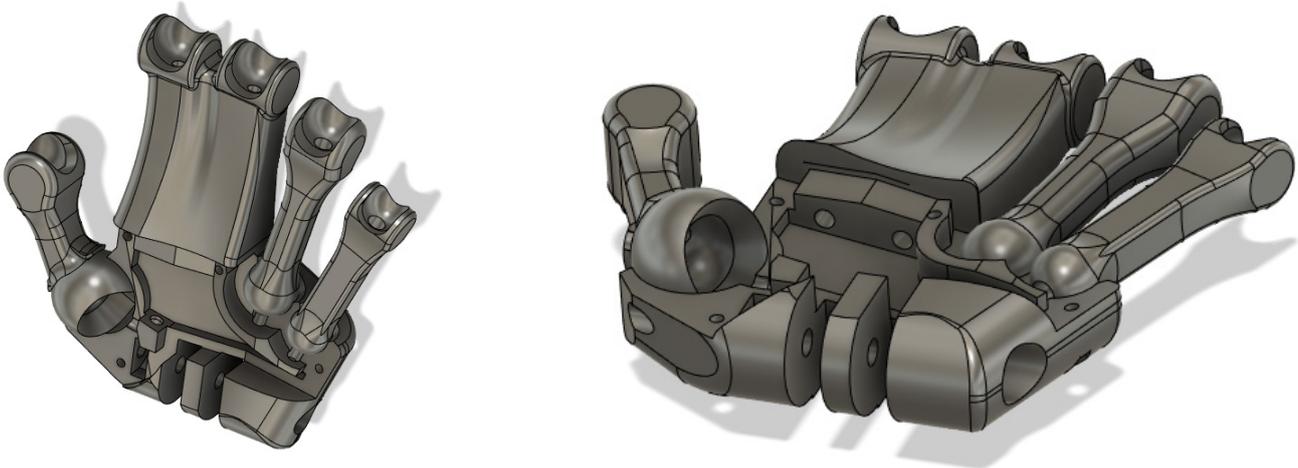


Fig. 109. Diferentes vistas do interior da palma

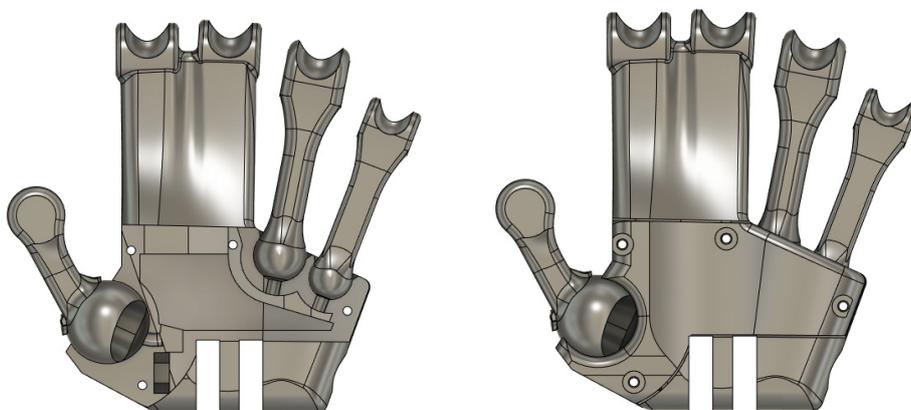


Fig. 110. Palma com e sem capa

3.º ENSAIO FÍSICO

Assim que as correções foram implementadas no modelo CAD, realizou-se de imediato uma impressão de um novo modelo, com melhor qualidade de impressão, possibilitando uma análise mais fácil da peça. Dentre todas as alterações, verificou-se que: o encaixe do metacarpo 1 estava correto, validando assim esta parte do desenvolvimento. No entanto, as aberturas hexagonais realizadas na parte de trás da palma não fixaram as porcas dos parafusos devido à deformação do material durante o aperto do parafuso. Desta forma não foi possível testar na sua totalidade a pressão máxima que a tampa exerce sobre o encaixe esférico dos metacarpos.

Outro ponto que se notou foi, enquanto a palma estava montada, a mesma sofreu uma queda que levou à fratura de ambas as peças: a palma e a capa. Esta fratura estava localizada no encaixe esférico do metacarpo 1. Este imprevisto levou à análise do mesmo, que aparentemente era um local frágil da peça devido à reduzida espessura do encaixe e orientação da sua impressão.



Fig. 111. 3.º ensaio físico demonstrando a palma com e sem capa

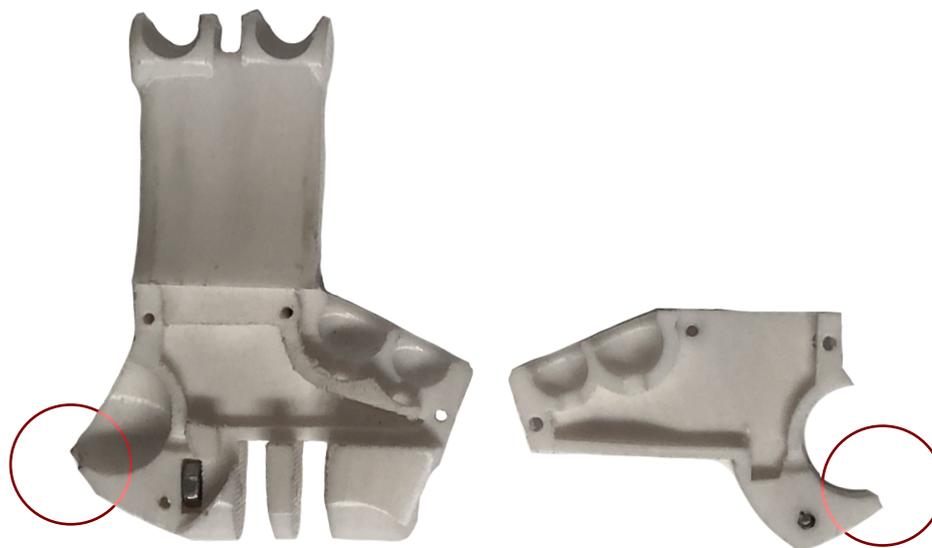


Fig. 112. Apresentação do ponto frágil desta peça

4.º TESTE CAD

Considerando as iterações anteriores, começou-se por aumentar a espessura do encaixe em esfera fêmea, com o objetivo de eliminar o ponto de stress desse encaixe e aumentar a resistência da estrutura. Por último, procedeu-se à edição das aberturas hexagonais, adicionando-se um ângulo de conicidade (taper angle), que, em teoria, permite que as porcas se fixem no próprio furo à medida que o parafuso é apertado.

No metacarpo 1, alterou-se o furo cónico para permitir um maior grau de movimento e, ao mesmo tempo, diminuiu-se o tamanho do batente.

Os metacarpos 4 e 5 não foram alterados devido à sua validação em testes anteriores.

4.º ENSAIO FÍSICO

O último teste de impressão provou ser bastante funcional. O problema do encaixe dos parafusos ficou resolvido, confirmando-se que a análise e as edições realizadas anteriormente foram bem planeadas. O ponto de stress previamente identificado no texto desapareceu, tornando esta peça mais resistente a quedas, e melhorando a funcionalidade do método 1.

No caso do metacarpo 1, após a montagem de todas as peças e a aplicação de um fio elástico, notou-se que os batentes previamente adicionados se tornam desnecessários, uma vez que restringem o acesso à articulação do mesmo, e, como a passagem do elástico funciona como batente, as alterações anteriores acabam por ser prescindíveis.

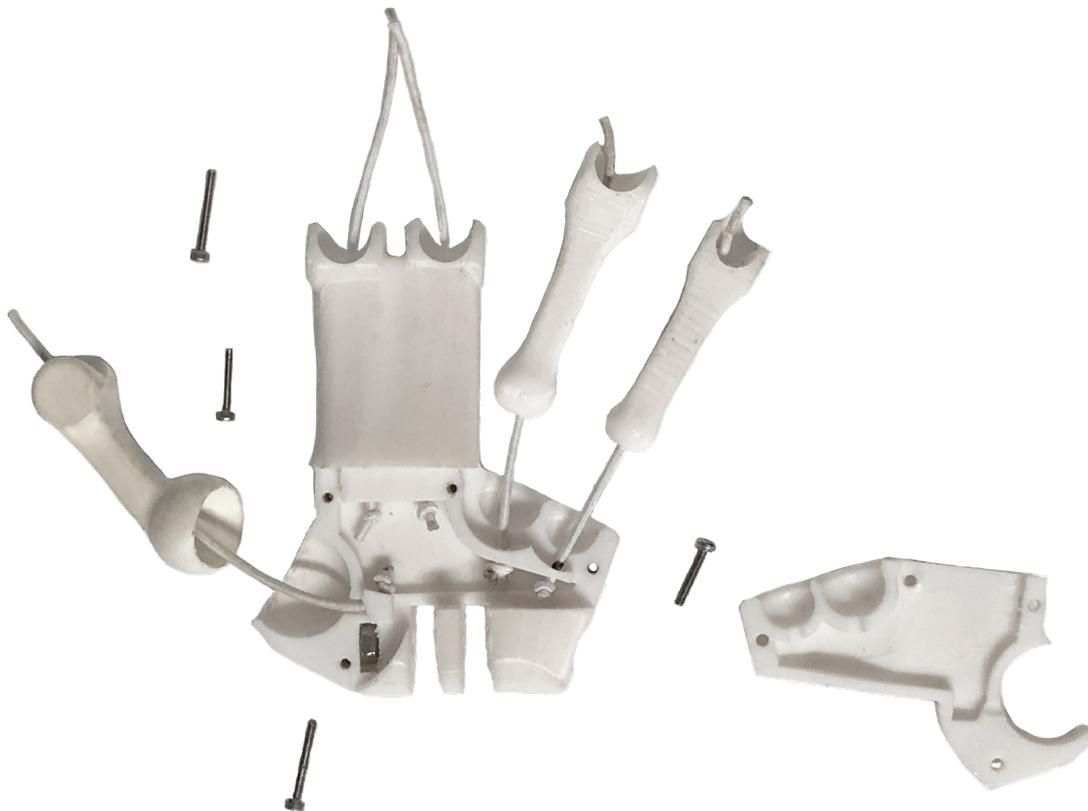


Fig. 113. 4.º ensaio físico com todas as peças desmontadas



Fig. 114. Palma montada

3.3.4 FALANGES

As falanges são ossos longos que compõem os dedos das mãos e dos pés dos seres humanos. Nas mãos, cada dedo possui três falanges, com a exceção do polegar, que possui apenas duas. Esses ossos desempenham um papel fundamental na estrutura e na função das mãos, permitindo uma extensa variedade de movimentos e funções essenciais para a manipulação de objetos e realização de diversas tarefas.

As funções principais das falanges estão relacionadas com a flexão e extensão dos dedos, assim como com a capacidade de agarrar e segurar objetos. Esses movimentos são essenciais para atividades diárias, como escrever, digitar, segurar objetos, entre outras, e permitem que se realizem tarefas precisas e delicadas.

Em projetos de mãos robóticas e próteses, a representação das falanges visa replicar os movimentos naturais dos dedos humanos. Para atingir esse objetivo, diferentes soluções de articulação têm sido aplicadas. Uma das abordagens mais comuns é o uso de juntas flexíveis, que permitem que as falanges se dobrem e estendam, replicando os movimentos naturais do dedo humano.

Algumas próteses e mãos robóticas utilizam atuadores e sistemas de controle sofisticados que proporcionem um alto grau de movimento e precisão nas articulações das falanges. Essas tecnologias permitem que as próteses se adaptem a diversas tarefas e às necessidades específicas dos utilizadores, viabilizando uma maior funcionalidade e usabilidade.

Além disso, a linguagem de design minimalista tem sido aplicada na recriação das falanges em mãos robóticas e próteses. O foco é manter a simplicidade e a eficiência do design, evitando componentes desnecessários e garantindo um ajuste confortável e ergonômico. Isso permite que as próteses sejam mais leves, compactas e funcionais, facilitando o seu uso, no dia a dia, e melhorando a experiência do utilizador.

Resumindo, as falanges desempenham um papel crucial na função das mãos humanas, permitindo uma extensa variedade de movimentos e habilidades. Nos projetos sobre mãos robóticas e próteses, a tradução das falanges é realizada por meio de soluções de articulação que visam replicar os movimentos naturais dos dedos humanos.

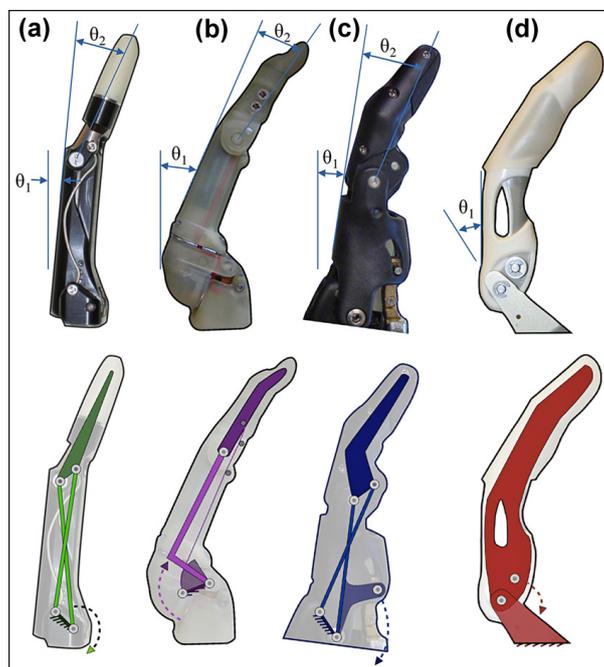


Fig. 115. Diferentes níveis de articulação (<https://www.rehab.research.va.gov/jour/2013/505/page599.html>)

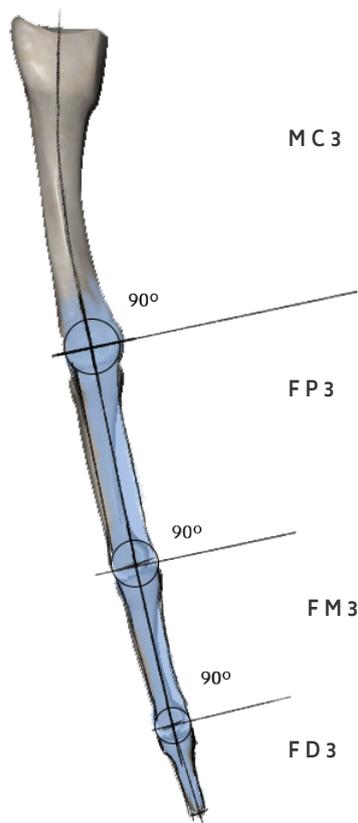


Fig. 116. segmentação das falanges
 MC - metacarpo
 FP - falange proximal
 FM - falange medial
 FD - falange distal

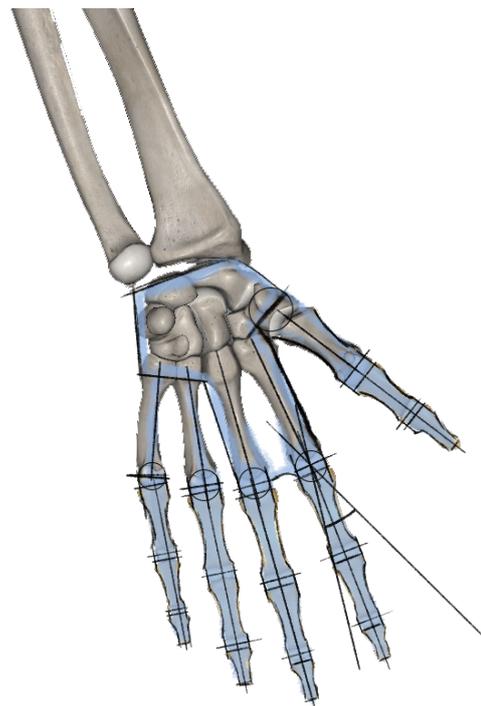


Fig. 117. simplificação de forma

1.º TESTE CAD

De forma a continuar a articulação previamente estudada no desenvolvimento da palma, decidiu-se aplicar a articulação em esfera na junção entre os metacarpos e falanges distais, à exceção do metacarpo 1 e da falange proximal 1, que fazem a adução e abdução na ligação entre o metacarpo 1 e a palma. Tal como aconteceu no teste das articulações dos metacarpos à palma, quis-se testar dois métodos de encaixe para compreender qual era o mais funcional para estas articulações em esfera. Ambos permitem que as peças sejam pressionadas no local, no entanto, nos encaixes do metacarpo 4 e 5, as peças contêm uma parede fina, que, em pressão, seriam suficientes para a fixar a esfera. No segundo método, o encaixe não inclui qualquer parede, contendo apenas a parte fêmea do encaixe na parte sólida da peça da palma. Estes dois métodos servem para comparar a resistência e elasticidade do material a ser utilizado para a prototipagem, a fim de compreender-se qual o mais funcional. Também foi feita uma abertura no encaixe fêmea, para permitir que as falanges possam realizar a flexão e extensão a 90º.

Nas uniões entre as falanges proximais e mediais, e entre as falanges mediais e distais, foi realizada uma simples articulação num eixo, para testar os movimentos da mão, assim como as proporções.



Fig. 118. Primeira forma do MC 1, FP1 e FD1



Fig. 119. 1.^a simplificação de forma das restantes falanges.

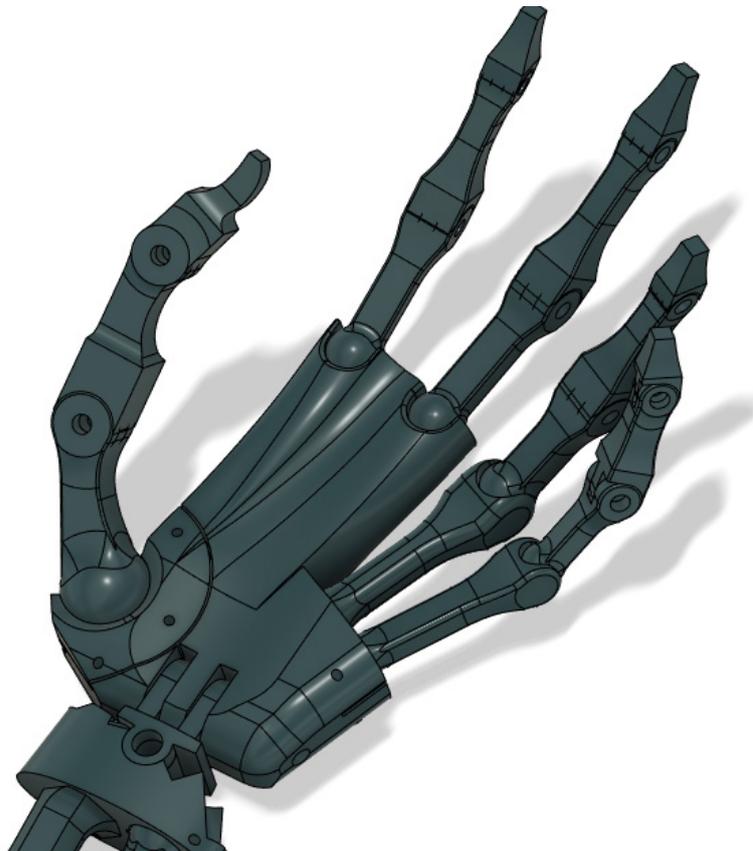


Fig. 120. todas as falanges aplicadas no modelo

1º ENSAIO FÍSICO

Os resultados da impressão foram relativamente positivos, tendo sido possível compreender-se quais destes métodos eram os mais funcionais. Relativamente aos encaixes em esfera, na união nos metacarpos, o segundo método de fixação (metacarpo 2 e metacarpo 3) foram os que tiveram piores resultados, pois o material não ofereceu elasticidade suficiente para o encaixe da esfera, devido à densidade da peça da palma. Já nos encaixes do metacarpo 4 e metacarpo 5, observou-se melhores resultados, havendo apenas uma ligeira fratura no encaixe do metacarpo 4, uma vez que as paredes eram demasiado finas. Desta forma, o encaixe do metacarpo 5 é o mais funcional, havendo um meio termo no que toca à espessura. Na esfera das falanges ocorre a hiperextensão dos dedos, que leva à necessidade de batentes para limitar a articulação das peças.

Um problema recorrente neste método de articulação em esfera é que este encaixe não permite a fixação correta no processo de posicionamento das peças, levando a que estas se soltem com facilidade, invalidando, assim, este método de encaixe.

Os encaixes entre as falanges foram montados com recurso a um arame e a cola quente, que, rapidamente, solucionou a sua articulação. O grau de movimento destes provou ser o correto, representando, funcionalmente, os movimentos dos dedos. No entanto, estes elementos não seguem a mesma linha de design do restante braço, requerendo, desta forma, futuras adaptações.



Fig. 121. Todas as falanges aplicadas no modelo



Fig. 122. Articulação do MC1, FP1 e FD1

2.º TESTE CAD 23/05/2022

Dentro dos resultados obtidos anteriormente, procurou-se repensar os métodos de encaixe, e qual a função que estes deveriam representar.

Foram estudados diferentes métodos de articulações para as falanges. Da mesma forma, foram analisados alguns projetos, de forma a compreender qual seria o mais prático para este estudo. Normalmente, as próteses passivas contêm uma função limitada, mas que facilita a execução de algumas tarefas do dia-a-dia. Uma questão que se propôs foi a resistência na articulação da própria prótese, uma vez que existem diversos projetos, nos quais são desenvolvidas funcionalidades que permitem que as mãos agarrem elementos e os mantenham estáveis. Por outro lado, existem outros projetos em que a função da mão é limitada a um suporte de peso.

Foram, então, realizados dois estudos, nos quais a articulação se diferenciava pelas suas funções específicas. O primeiro, inspirado na mão de um boneco bds, onde foi utilizado um arame em cobre para a articulação dos dedos, conferindo-lhe uma resistência durante a execução de tarefas. Este arame estaria fixado por um parafuso em ambas as extremidades do mesmo.

O primeiro estudo consiste em duas peças ocas com aberturas perpendiculares ao tubo interior, para introduzir os parafusos. A união entre as peças é composta por um macho e uma fêmea, que flutuam entre si. Estes são cilíndricos, de forma a apenas realizar a articulação a 90º. O macho contém uma abertura a 90º para o arame passar livremente.



Fig. 123. base de inspiração do primeiro teste de articulação de MFCREATIONS3D (<https://mfcreations3d.blogspot.com/2020/03/hand-skeleton-components-from-sculpteo.html>)

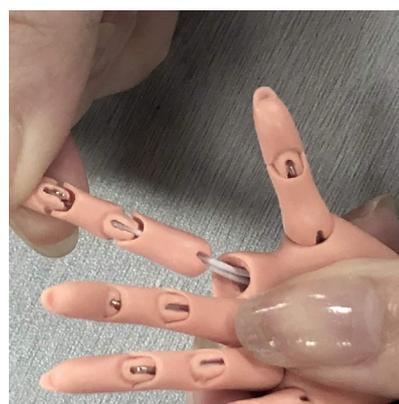


Fig. 124. base de inspiração do segundo teste de articulação (<https://www.amazon.co.uk/Baosity-Accessories-Flexible-Joint-Female/dp/B07GSC7DV4>)

O segundo teste foi inspirado em bonecas bjd, onde foi utilizado um fio elástico que passava pelo interior das peças, e que, quando tensionado, apresentava alguma resistência durante a pose e solucionava o problema dos encaixes em esfera.

O segundo teste consiste, novamente, num encaixe em esfera, mas desta vez com um furo que passa entre ambas as peças horizontalmente, permitindo a passagem do fio elástico. O encaixe macho contém, mais uma vez, uma abertura a 90° para não restringir a sua articulação.

Considerando estes testes, foram criados dois modelos 3D com formas muito simples, a fim de determinar qual deles se adequa de maneira mais eficaz a este projeto.



Fig. 125. primeiro teste da articulação das falanges

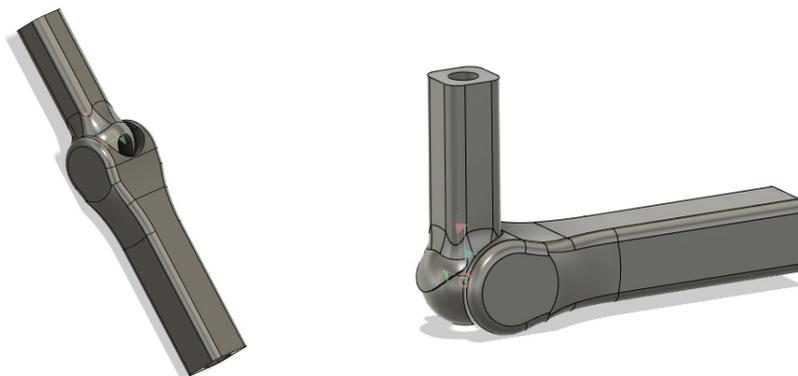


Fig. 126. segundo teste da articulação das falanges

2.º ENSAIO FÍSICO 27/05/2022

Assim, foram impressos esses testes para realizar a análise.

O primeiro método de encaixe BDS provou ser bastante resistente, no entanto, observou-se um desgaste no arame, devido aos parafusos, que poderia vir a romper após um uso prolongado, diminuindo o tempo de vida de toda a peça.

O segundo teste acabou por ser um meio termo entre o primeiro ensaio físico e o teste anteriormente abordado, exibindo alguma resistência na articulação e na mobilidade. Além disso, observou-se que este se mostrou funcional quando aplicado a várias peças, simultaneamente.

Optou-se, portanto, por desenvolver a articulação das falanges seguindo o segundo método de encaixe, embora fosse necessário efetuar algumas alterações para permitir que estas se articulassem em apenas um grau de movimento.

Além disso, foi feito um teste com um batente na ligação entre os metacarpos e as falanges, com o objetivo de assegurar que o grau de movimento pudesse assemelhar-se o mais próximo possível à articulação do osso.

Neste teste, também foi criado um orifício com uma extensão de 90º, com o objetivo de permitir que o fio elástico não limitasse o movimento da peça.

Antes da impressão, simulou-se o movimento na modelação 3D, usando função de junção (Joint) entre componentes. Isso resultou na obtenção de um resultado de impressão o mais preciso possível, validando, desta forma, essa alteração. Um problema que não tinha sido previsto era a densidade da peça, que foi diminuída para 20% para permitir uma impressão 3D mais rápida. Isto levou à deformação da peça no momento em que foi aplicada no encaixe. Como resultado, esta, assim como todas as peças das falanges, precisava de ser impressa com uma densidade de 80% para garantir a máxima resistência da peça e diminuir ao máximo a deformação.

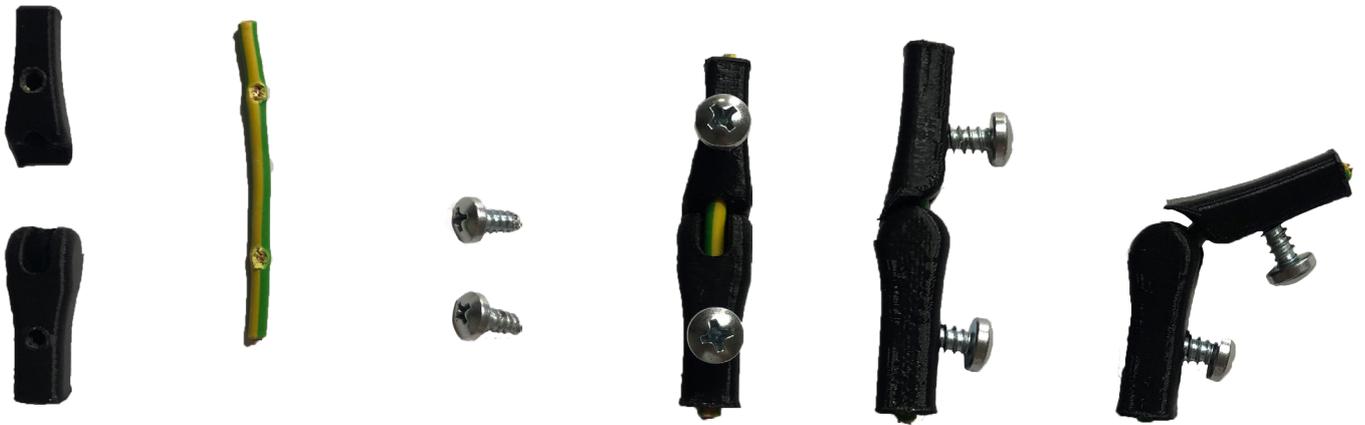


Fig. 127. grau de movimento do primeiro teste de articulação de falanges



Fig. 128. segundo teste de articulação de falanges e respetivo grau de movimento



Fig. 129. Junção de ambos testes, aplicando o método bjd sobre uma maior área

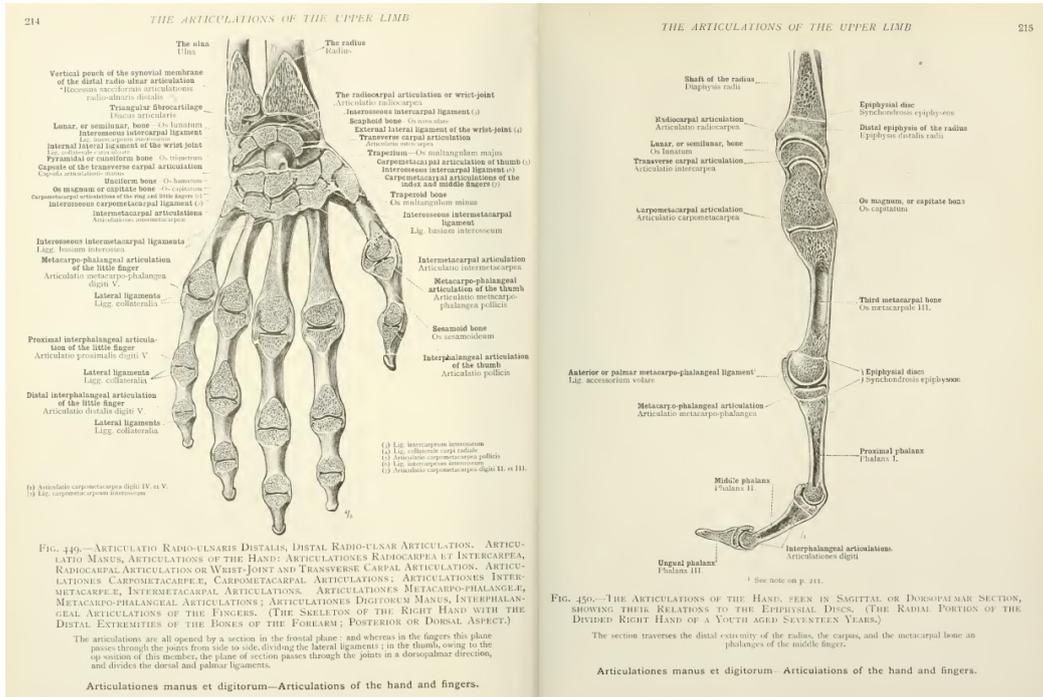


Fig. 130. Base de inspiração para desenvolver uma guia que pudesse incorporar o encaixe em esfera.
(Toldt et al, 2019)

3.º TESTE CAD

Uma vantagem presente no primeiro teste CAD, e em falta nesta nova solução, é a existência de uma guia que limita a mobilidade do dedo apenas num eixo de articulação.

Após a análise da estrutura óssea dos dedos humanos, usou-se a articulação interfalângica e metacarpofalângica como inspiração para desenvolver uma guia que permitisse que o encaixe em esfera articulasse apenas num eixo. Criou-se um veio interno de alto relevo no encaixe fêmea da esfera, que, quando alinhado com o seu encaixe em "negativo", limita a articulação a um eixo, mantendo o encaixe em esfera para fixar as duas peças. A mesma contém uma abertura a 90º, que permite que o fio elástico se movimente livremente.

Esta solução elimina a necessidade de se adicionar peças extras para alcançar o mesmo grau de movimentos.



Fig. 131. Foi possível analisar no cad que esta guia alinhava ambas as peças , passando a ser uma articulação com 1 grau de movimento. Também foram adicionados batentes à guia para evitar hiperextensões.

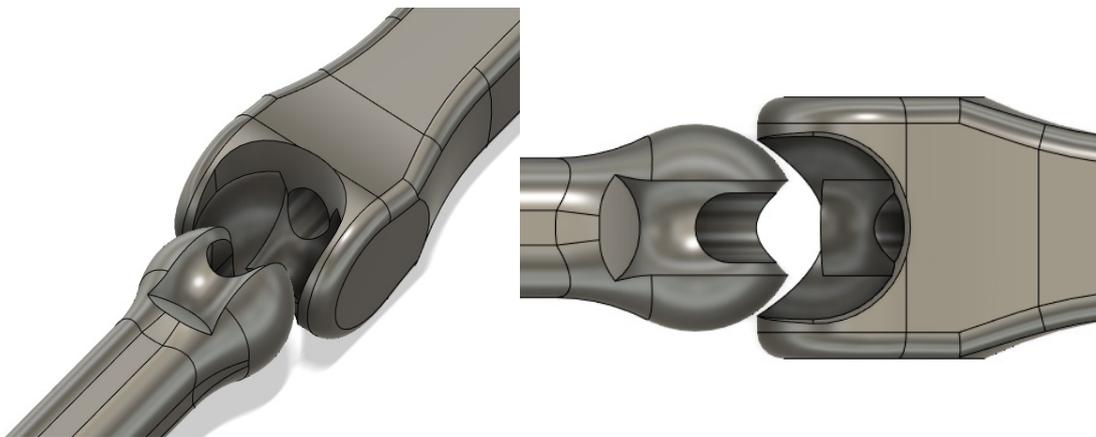


Fig. 132. Nestas duas figuras é possível ver a guia interna, assim como ambas peças desmontadas

Este sistema é semelhante ao encaixe utilizado nos metacarpos. A adição de um fio elástico aumenta a tensão entre as peças, aumentando a rigidez da peça, que já era necessária para fixar os encaixes dos metacarpos às falanges. Não há necessidade de adicionar peças extras para alcançar o mesmo objetivo.

No entanto, dependendo do material e das tolerâncias, o encaixe utilizado pode deformar. Isto pode provocar menos resistência de movimentação do que o observado no estudo 1, no entanto, maior do que no teste 2.

3.º ENSAIO FÍSICO

Foi, então, feita a impressão da primeira falange proximal e distal, juntamente com o metacarpo 1. Neste ensaio, houve uma falha na impressão da falange distal, que impediu o seu teste e análise. No entanto, as outras peças obtiveram resultados positivos, validando, assim, este método de articulação, sendo apenas necessário editar certos parâmetros para garantir maior resistência, e aplicar essas alterações nas outras falanges.



Fig. 133. Resultado do ensaio físico. Nesta figura é possível observar a sequência de montagem das peças.



Fig. 134. teste de articulação das diversas peças, apresentando detalhe do encaixe desenvolvido

4.º TESTE CAD

De acordo com as conclusões do ensaio anterior, foram feitas alterações nas restantes articulações interfalângicas. Reconsiderou-se, também, a questão da extremidade das falanges distais, a qual, no modelo anterior, enfrentou uma dificuldade de prototipagem, devido ao seu tamanho, e à necessidade de rigor em relação à sua forma. Uma vez que é onde se localiza uma das extremidades do fio elástico, fez-se uma abertura na parte distal da peça, para introduzir o nó do mesmo, permitindo, desta forma, que o fio se mantenha oculto.

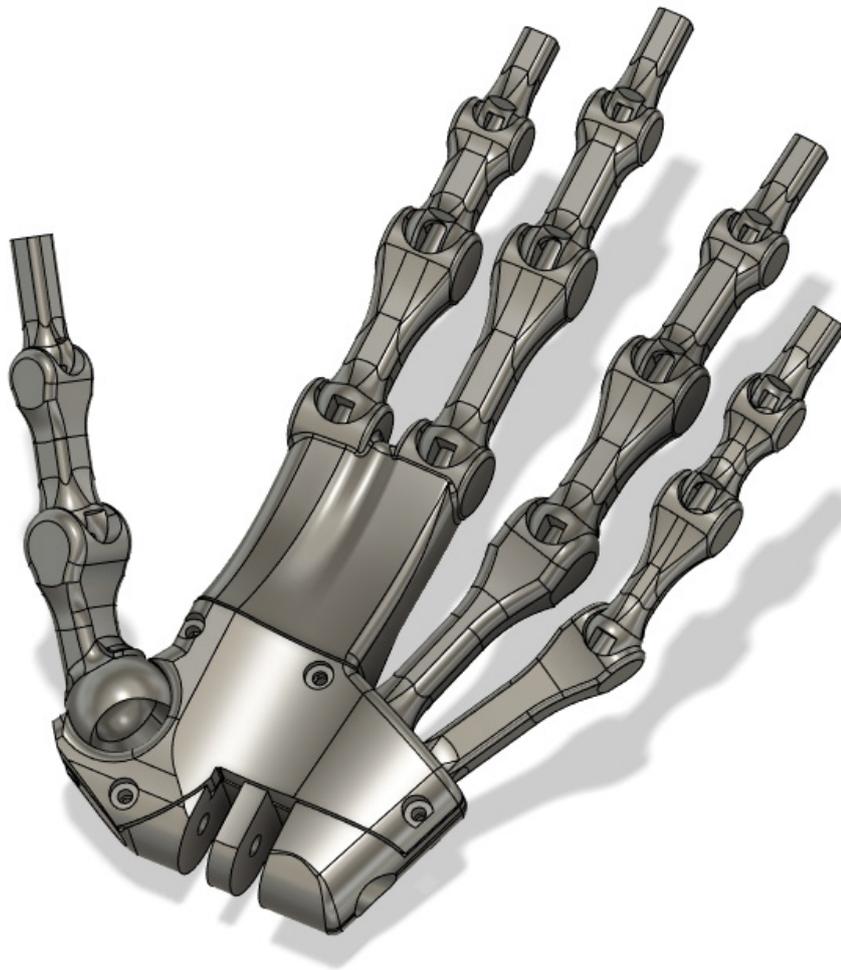


Fig. 135. Modelo Cad com as falanges finalizadas

4.º ENSAIO FÍSICO

A impressão de todas as peças das falanges foi feita em duas partes, devido à calibração da impressora 3D, e aos desníveis na impressão de certas peças. Após a limpeza das mesmas, passou-se à montagem, que incluía toda a estrutura interna, para analisar a articulação da estrutura interna no seu conjunto. Os graus de movimento dos dedos acabaram por ser proporcionais aos dos do ser humano, havendo, porém, limitações que não eram visíveis a olho nu, devido à simplificação das formas.

A única alteração que não foi testada foi a produção de todas as peças num material com maiores propriedades elásticas, o que aumentaria a resistência de todas as peças e o tempo de vida das mesmas. O uso prolongado do braço montado levou a uma maior maleabilidade dos encaixes, diminuindo a sua resistência de articulação.



Fig. 136. Foco no encaixe da falange distal onde o nó do fio elástico ficará oculto



Fig. 137. Apresentação do resultado das Falanges



Fig. 138. Conjugação entre a palma, metacarpos e falanges aplicando o método BJD e apresentação da sua articulação



Fig. 139. Resultado do 1.º ensaio físico relativamente à sua articulação



Fig. 140. Comparação entre o 1.º ensaio físico e o último



Fig. 141. Demonstração e montagem de todos os últimos ensaios de cada etapa



Fig. 142. Articulação da Estrutura Interna



Fig. 143. Demonstração da Articulação da Estrutura Interna fechando a mão

3.4 ESTRUTURA ELÁSTICA

Uma parte importante deste projeto é a elaboração de um componente elástico entre a estrutura interna e a estrutura externa, que recrie a maleabilidade dos músculos da mão, com vista a atribuir, sempre que a prótese entrar em contacto com outra pessoa, uma sensação de toque o mais natural possível, e que constitua mais um elemento de aceitação da prótese.

Ao longo deste capítulo, tentou-se obter uma peça cuja estrutura pudesse ser o mais flexível e durável possível, mas que não fosse completamente percebida como uma mão real, excluindo-se, desta maneira, o uso de silicões.

No mercado, já existem próteses que incorporam essa alternativa, embora, geralmente, elas sejam bastante simplificadas, havendo, nesses casos, apenas uma luva a cobrir a palma da mão.

Optou-se por evitar a recriação de um braço visualmente realista, para que este pudesse ser distinguido e assumido como uma prótese, valorizando a mesma principalmente pelo seu design e pelos revestimentos que a acompanham.

Esta parte do projeto foi dividida em diversos métodos de prototipagem e de escolha de materiais, não seguindo uma ordem cronológica específica. Esta abordagem tem o propósito de manter o documento organizado e torná-lo mais compreensível.

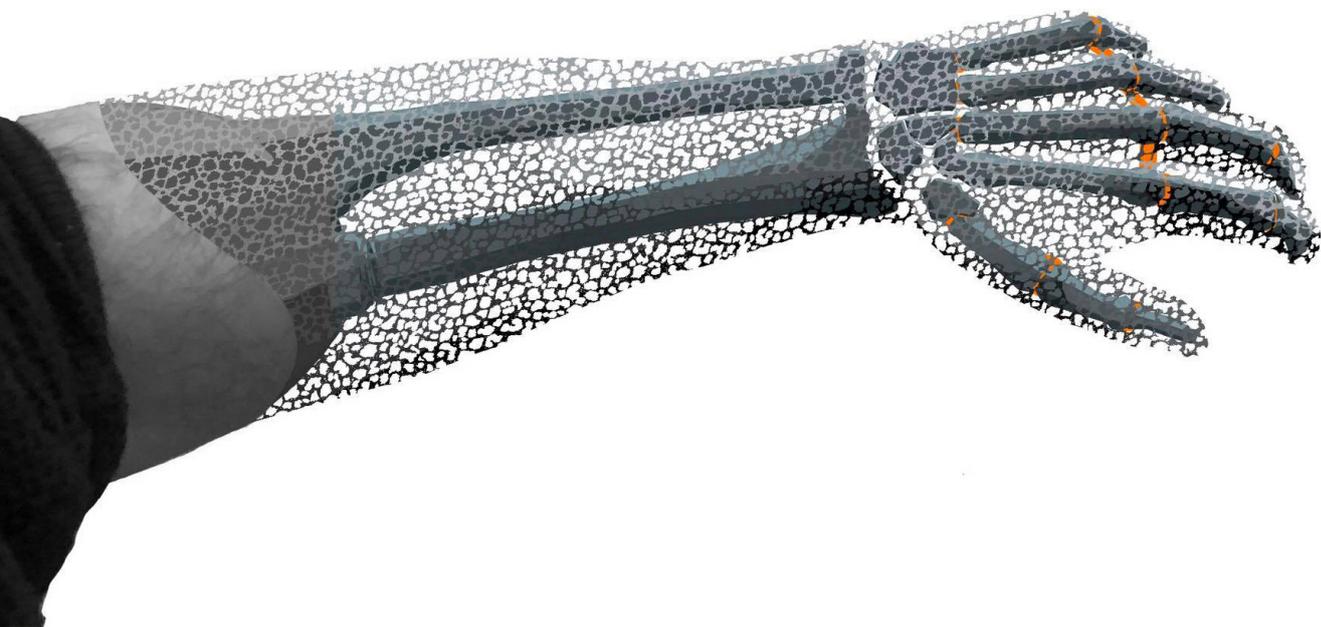
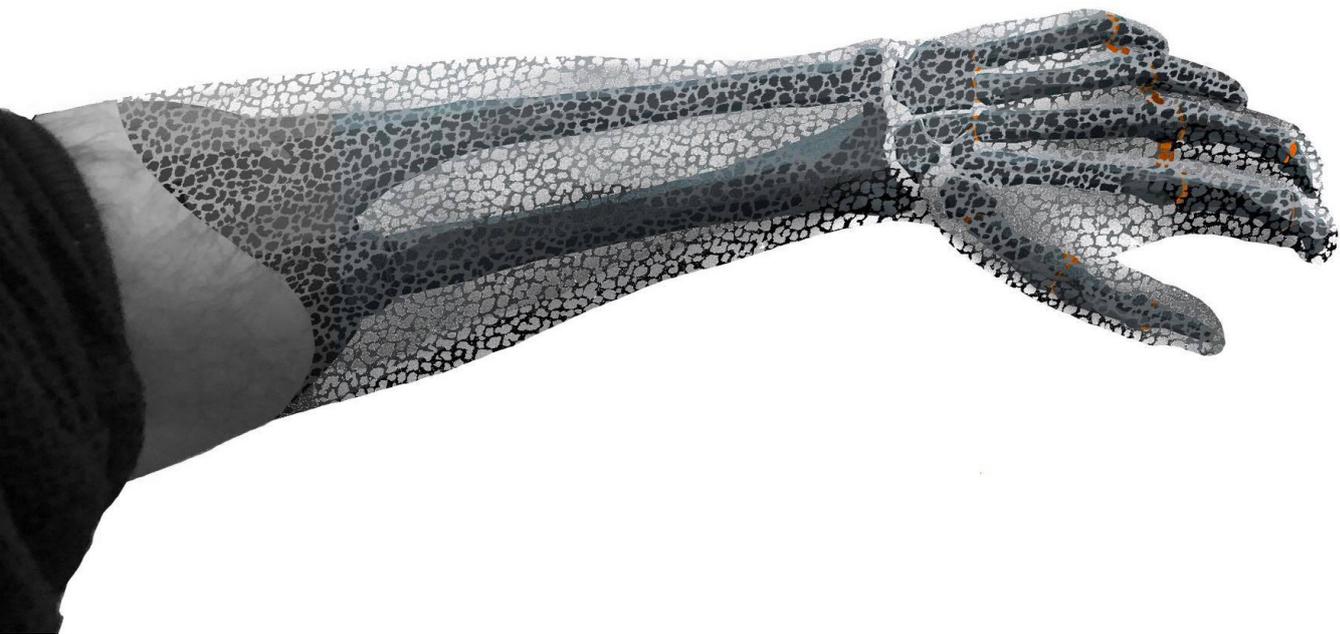


Fig. 144. 1.º desenho conceptual e planeamento da proposta focando na estrutura elástica

3.4.1 DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTRUTURA ELÁSTICA EM POLIURETANO FLEXÍVEL

No âmbito da análise de materiais para criar uma estrutura elástica que reproduzisse a forma e a maleabilidade de um braço humano, optou-se por estudar e testar o poliuretano flexível como uma possível solução, devido à sua versatilidade em diversas aplicações e a sua notável flexibilidade.

Neste capítulo, serão analisadas as características do material, incluindo as diferentes densidades do poliuretano flexível. Além disso, será abordado o processo de desenvolvimento de um molde para a execução de uma série de testes, que contribuirão para validar esta parte do projeto.

MATERIAL UTILIZADO

Antes de explorar as vantagens do poliuretano flexível, pensou-se na utilização de silicone, ou até mesmo silicone clínico, que trariam um realismo quer de sensibilidade de toque, como visual. No entanto, mesmo havendo um material que cumpria os requisitos interessados, não foi utilizado por dar um resultado demasiado semelhante a um braço real, que iria contra os objetivos deste projeto.

O poliuretano é um material versátil e amplamente utilizado em diversas indústrias, devido às suas propriedades únicas e adaptáveis (Garside & Lovett, 2006). Trata-se de um polímero obtido a partir da reação química entre um polioli e um diisocianato, resultando numa grande variedade de estruturas e características. Esse material foi sintetizado, pela primeira vez, em 1937, por Otto Bayer, e desde então, tem sido alvo de pesquisas contínuas que visam aprimorar as suas propriedades e aplicações.

Uma das principais características do poliuretano é a sua elevada resistência mecânica, tornando-o ideal para a fabricação de diversos produtos, desde espumas flexíveis utilizadas em estofos e colchões, até elastômeros e revestimentos de alta resistência. A possibilidade de ajustar a rigidez, a densidade e a elasticidade do material torna-o atrativo para diferentes finalidades, podendo variar desde materiais de isolamento térmico até componentes estruturais, em engenharia (Park et al, 2021).

A aplicação mais comum do poliuretano é a produção de espumas, que podem ser classificadas em dois tipos principais: espumas rígidas e espumas flexíveis. As espumas rígidas são amplamente empregadas em isolamentos térmicos e acústicos, pois possuem uma baixa condutividade térmica e uma elevada capacidade de absorção sonora. Já as espumas flexíveis são amplamente utilizadas na indústria de móveis, colchões e estofos, devido à sua elevada resiliência e conforto (Park et al, 2021).

Além disso, o poliuretano tem mostrado grande versatilidade em aplicações biomédicas. Têm sido desenvolvidos materiais biocompatíveis baseados em poliuretano para próteses, dispositivos médicos e sistemas de libertação controlada de medicamentos. A sua capacidade de moldagem em diferentes formatos e texturas permite que seja adequado para interfaces com o corpo humano, minimizando o risco de rejeição ou irritação (Bennett, 2020).

Outra área promissora de pesquisa envolve o desenvolvimento de poliuretanos sustentáveis e de baixo impacto ambiental. A procura por materiais mais amigos do ambiente tem levado à utilização de fontes renováveis de matéria prima e ao desenvolvimento de técnicas de reciclagem para o poliuretano, contribuindo para a redução de resíduos e para a preservação dos recursos naturais (Howard, 2002).

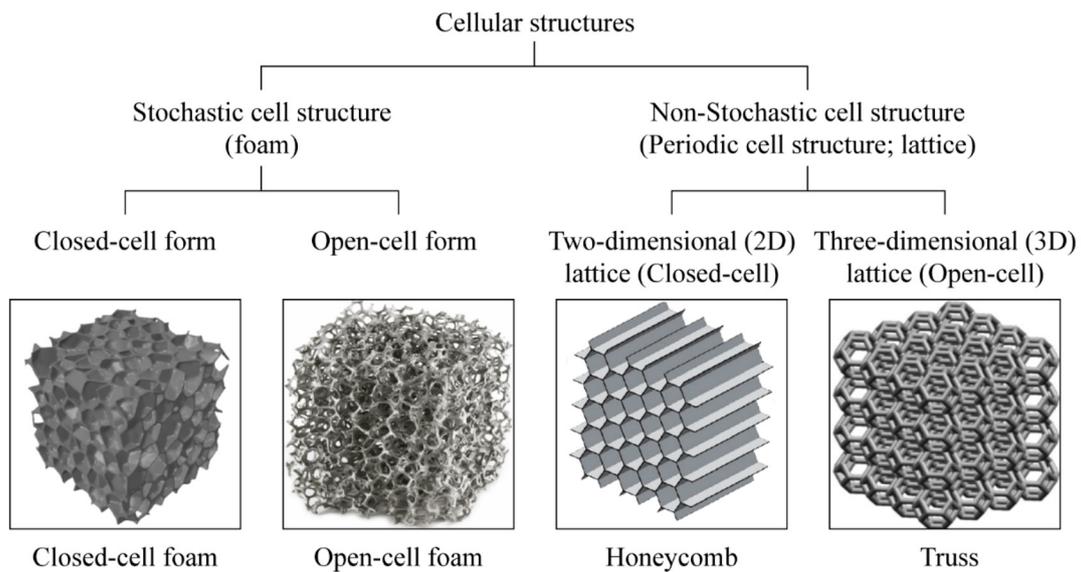


Fig. 145. representação de uma estrutura de células abertas e fechada
(Park, Min & Roh, 2021)

A sua estrutura molecular é composta por unidades repetitivas, que conferem características únicas ao material. As células, ou estrutura celular do poliuretano flexível, desempenham um papel fundamental nas suas propriedades mecânicas, térmicas e de absorção de energia (Park et al, 2021).

As células do poliuretano flexível são formadas durante o processo de polimerização. Esta reação resulta na formação de ligações uretânicas, que compõem as ligações cruzadas na estrutura do polímero. A presença dessas ligações cruzadas é essencial para a estabilidade e resistência do poliuretano flexível (Park et al, 2021).

A estrutura celular do poliuretano flexível é composta por regiões densas e regiões abertas ou porosas. Essas regiões porosas são formadas devido à introdução de agentes expansores ou espumantes durante a polimerização. Esses agentes criam bolhas de gás dentro da matriz polimérica, resultando numa estrutura tridimensional de células interconectadas. Essa estrutura celular confere ao poliuretano flexível uma característica de leveza e boa absorção de impacto (Park et al, 2021).

A densidade do poliuretano flexível varia de acordo com a proporção dos ingredientes, as condições de fabricação e os agentes de expansão utilizados. Poderão ser obtidas células de diferentes tamanhos e distribuições por meio do controlo cuidadoso desses parâmetros. Quanto maior a proporção de agente de expansão, maior será o número de células formadas e, conseqüentemente, menor será a densidade do material (Park et al, 2021).



Fig. 146. Chemitool
(<https://chemitool.com/pt-pt/products/chemicals/espuma-poliuretano/espuma-de-poliuretano-flex-chemifoam/>)

A estrutura celular do poliuretano flexível influencia diretamente as suas propriedades. A presença de células de ar dispersas na matriz contribui para a leveza do material, tornando-o ideal para aplicações que requerem baixo peso, como isolamento térmico e acústico, em indústrias de automóvel e de construção civil. Além disso, a estrutura celular proporciona flexibilidade e amortecimento, tornando-se valioso em produtos como estofos e calçados (Park et al, 2021).

No entanto, é importante destacar que a variação de densidades também pode afetar a resistência mecânica do poliuretano flexível. Em geral, materiais com estruturas celulares menos densas podem ser mais frágeis e menos resistentes a cargas mecânicas. Como tal, a escolha da densidade adequada deve ser feita com base nas exigências específicas da aplicação pretendida (Park et al, 2021).

A morfologia das células, como o tamanho e a distribuição das bolhas de gás, pode ser controlada durante o processo de fabrico, de forma a ajustar as propriedades do poliuretano flexível consoante as necessidades da aplicação. As células maiores e mais abertas tendem a dar origem a materiais mais macios e flexíveis, enquanto que as células menores e mais densas podem conferir maior resistência e rigidez ao material (Park et al, 2021).

As células também desempenham um papel importante na absorção de energia. Quando o poliuretano flexível é submetido a forças externas, como impacto ou compressão, as células colapsam e deformam, absorvendo e dissipando a energia do impacto. Isso contribui para a capacidade do material em absorver choques e proteger contra danos (Park et al, 2021).

Em síntese, o poliuretano é um material de grande relevância para diversas áreas da indústria e da ciência, apresentando características que o tornam atrativo para diferentes aplicações. A sua versatilidade, combinada com o contínuo desenvolvimento científico, oferece um vasto potencial para futuras inovações e avanços tecnológicos.

No âmbito deste projeto, foram testados dois tipos de poliuretano flexível. O primeiro, da empresa CHEMITOOL, era ejetado diretamente do compartimento, criando, automaticamente, a espuma de poliuretano flexível. No entanto, este não continha os componentes adequados para permitir uma maior deformação elástica do poliuretano, resultando numa deformação plástica bastante rápida.

Em seguida, recaiu-se sobre a empresa espanhola chamada Feroca, que produz uma ampla variedade de produtos para moldes. Foi utilizado o material Easyflex 60, que é um poliuretano flexível de duas partes, projetado e formulado para a produção de espumas moldadas a frio, flexíveis, com uma densidade moldada que varia entre 55 e 65g/l.

Este material demonstra ser ideal para a concepção de elementos destinados à técnica de Stop-Motion*, adereços cénicos, cenografia, assim como para a criação de bonecas de látex e sistemas animatrónicos, entre outros propósitos. Ademais, a sua aplicação é bastante útil na indústria de mobiliário e automóvel, abrangendo áreas como assentos, encostos, cabeças, selins de bicicleta, entre outros, em que a procura por níveis ótimos de conforto, elasticidade e rigidez se afigura essencial.



Fig. 147. Parte A e parte B de Easy Flex 60
(<https://feroca.com/pt/espumas-de-poliuretano/618-easyflex-60-espuma-flexivel-de-poliuretano-.html>)

* Stop-Motion - Stop Motion é uma técnica da animação onde os elementos (que podem ser objetos, bonecos de plasticina ou recortes) são movimentados e fotografados, fotograma a fotograma, 24 fotogramas por segundo

FORMA

Durante a fase conceptual e de afinação da ideia deste projeto, deparou-se com a ideia de desenvolver uma peça que representasse fielmente o braço humano, tanto em relação à forma como ao movimento. Para tal, um dos requisitos necessários era que a estrutura elástica pudesse ser facilmente articulada, e que, após montagem da estrutura interna e elástica, ambas se complementassem uma à outra, e que recriasse a maleabilidade de um membro superior real.

Esta peça foi projetada para funcionar como uma luva a ser introduzida na estrutura interna, sendo que, na teoria, devido à maleabilidade do material, a união entre as duas seria facilmente feita.

Dado que durante o desenvolvimento da estrutura interna se procedeu a correções de proporções, as dimensões da estrutura elástica dependeram diretamente desse esqueleto.

Inicialmente, como ponto de partida para o desenvolvimento desta parte, foi realizado um scan digital de um braço humano, através da técnica de fotogrametria*, utilizando-se a aplicação Polycam para simplificar o processo e obter resultados mais eficientes. No entanto, todos os resultados destes testes apresentam uma forma bastante deformada que, posteriormente, exigiu uma extensa correção num programa de escultura 3D. A qualidade do modelo 3D foi consideravelmente baixa devido às dificuldades encontradas ao capturar os detalhes dos dedos da mão e de algumas outras partes.

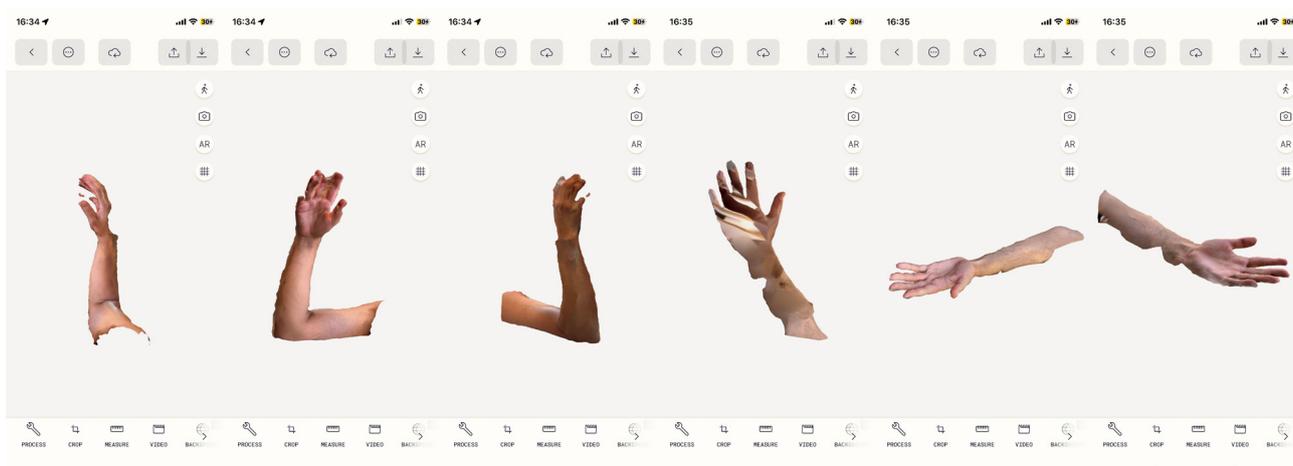


Fig. 148. Scan digital de um braço através da aplicação Polycam.

*Fotogrametria - processo de determinação de dimensões de objetos afastados e de execução de levantamentos topográficos por meio de fotografias.

Posteriormente, recorreu-se a um scan digital de alta qualidade, obtido gratuitamente em: <https://www.artec3d.com/3d-models/arm>, no formato STL (Standard Template Library).



Fig. 149. Scan digital de um braço obtido gratuitamente

A qualidade deste ficheiro era notavelmente alta, no entanto, a sua forma era demasiado realista, o que não era desejado no desenvolvimento desta parte do projeto. Desta forma, foi necessário realizar-se uma limpeza de detalhes e fazer ajustes nas proporções em relação à estrutura interna.

Durante esse trabalho, um problema recorrente com que se deparou esteve relacionado com o programa utilizado (Blender), o qual apresentava um desempenho lento e encerrava com frequência.

Isto resultou na necessidade de diminuir-se a malha deste ficheiro para reduzir o tamanho do arquivo STL. Entre todos os programas de modelação que foram testados, o

Meshmixer destacou-se como o mais eficaz para a diminuição da malha do ficheiro do braço. A diminuição foi cuidadosamente realizada, garantindo, desta forma, que a mão ainda mantivesse algum detalhe de forma.

Após a simplificação do ficheiro, retomou-se ao Blender, onde se reduziu os detalhes do modelo 3D, adaptando o esqueleto da estrutura interna até ter uma forma proporcional.

Este processo foi reaplicado no desenvolvimento da estrutura elástica em TPU e Resina flexível. Embora não seja detalhado novamente neste documento, o mesmo será referenciado.

Após os métodos de fabrico para este material, (vazamento em molde), prosseguiu-se para a construção de um molde que contém duas partes distintas: uma entrada que corresponde ao interior da luva (esqueleto) e um molde externo que armazena o poliuretano flexível líquido, adotando a forma negativa do braço.

Inicialmente, começou-se por duplicar o braço e, utilizando o Blender, mais especificamente, no modo de escultura (sculpt mode), começou-se por ajustar o modelo 3D de modo a ficar à face do esqueleto. Além disso, criaram-se bolsas internas, principalmente na articulação do metacarpo 1, do pulso e no antebraço (entre os osso), para que a estrutura elástica não interferisse com a articulação das restantes peças, e para gerar um comportamento mais realista entre ambas (estrutura interna e estrutura elástica).

Após a conclusão da fase de desenvolvimento do componente interno, passou-se à criação do molde. Em conversa com uma colega, Ana Luísa Barbosa, estudante de Mestrado no instituto Politécnico de Leiria, na ESAD, cuja área de especialização é escultura, discutiu-se sobre o melhor método a adotar para o desenvolvimento do molde, que permita que o processo de desmoldagem seja realizado facilmente e de forma funcional. A solução que surgiu foi dividir o molde por um plano que passasse pelo meio de cada dedo, e separasse o negativo do molde em duas partes. Estas, mais tarde, iriam conter uma guia que fizesse a união das duas para facilitar a montagem e desmontagem do molde. A parte interna do molde iria conter um segmento que se estendia para o exterior do molde (alinhado também pela respetiva guia), para facilitar a extração da peça em poliuretano flexível, após a sua criação.

Estes modelos foram concebidos para serem fabricados com a tecnologia de impressão 3D, utilizando o PLA como material principal. Devido à capacidade limitada da impressora utilizada, foi necessário segmentar o molde em duas partes, como demonstrado nas figuras presentes abaixo.

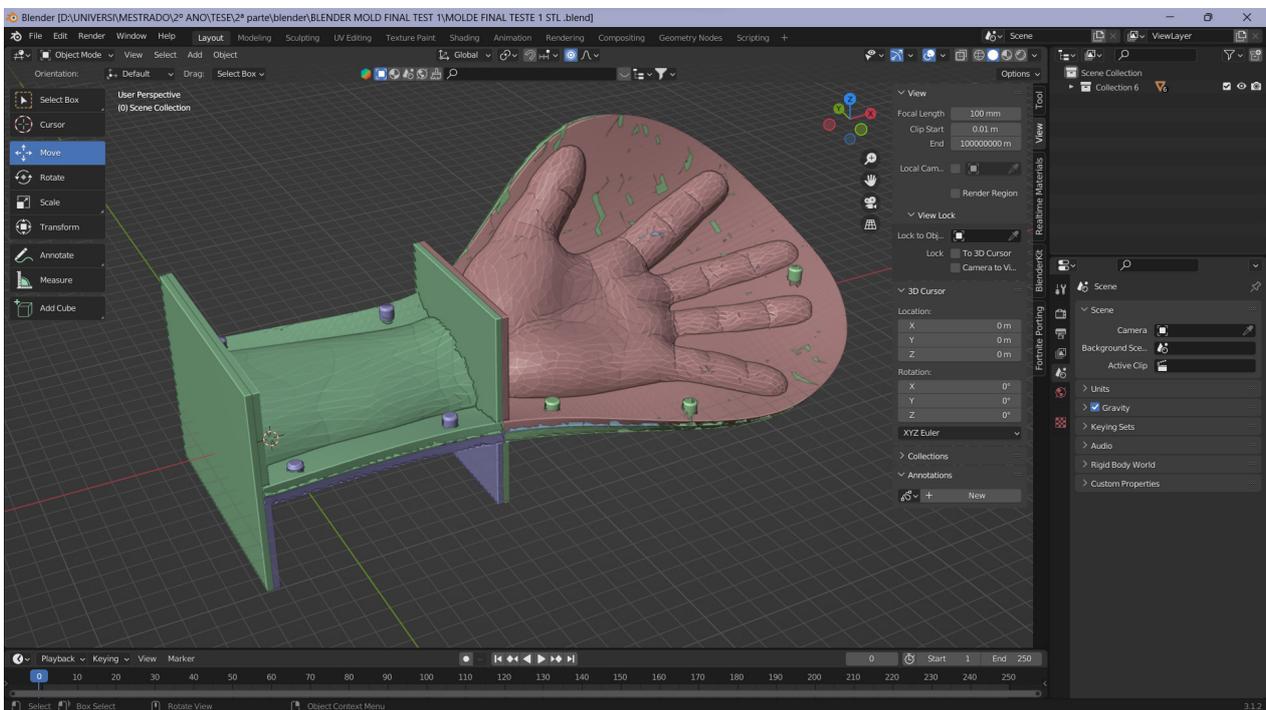


Fig. 150. Demonstração do molde no programa Blender com todas as peças montadas

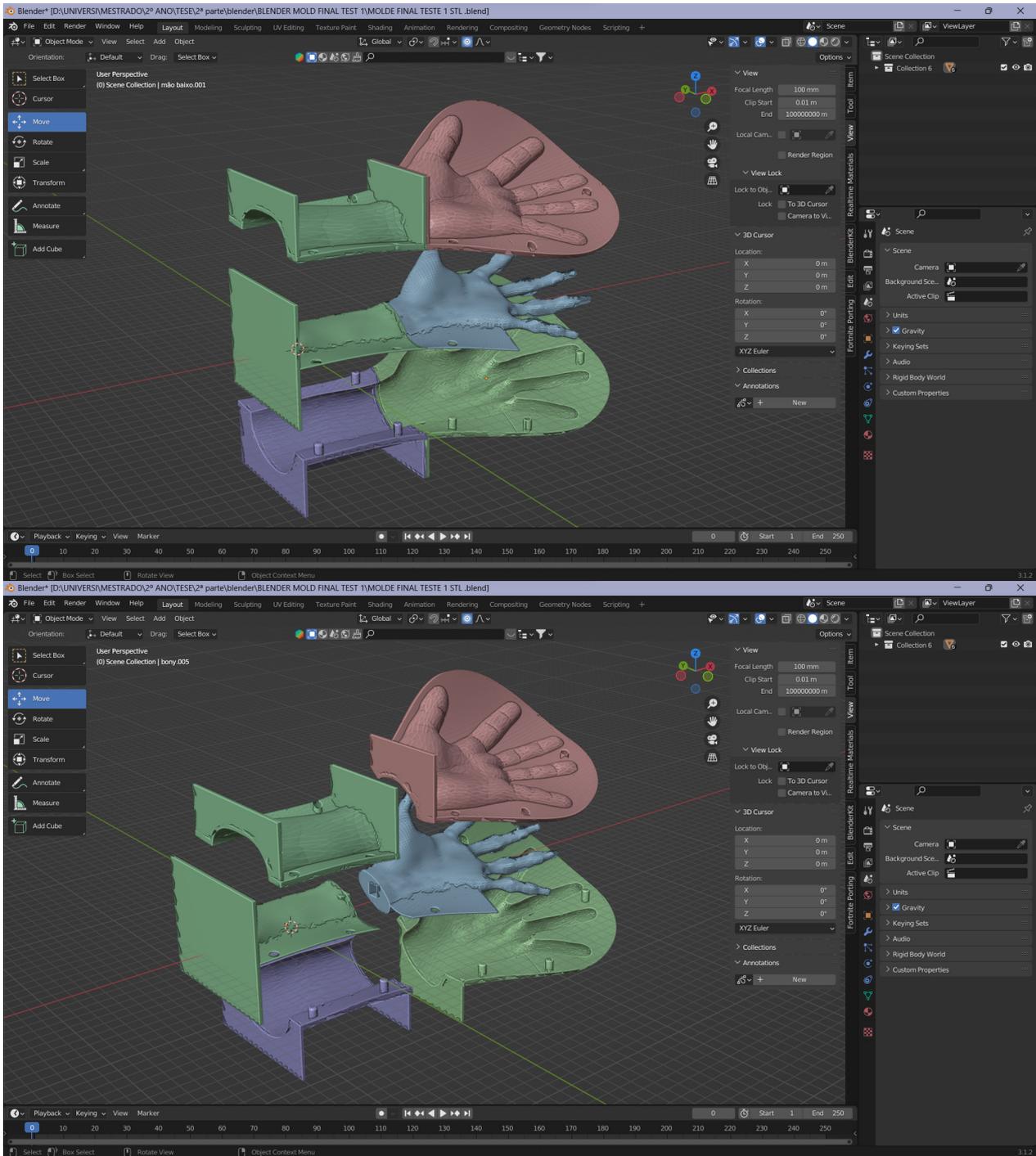


Fig. 151. Demonstração do molde no programa Blender em vista explodida

TESTES EFETUADOS

Antes de dar início aos testes dos moldes, realizou-se uma série de testes com rácios variados das duas partes de poliuretano flexível. Isso foi feito com o objetivo de determinar a densidade ideal desejada para a criação do modelo final.

1.º TESTE DO MATERIAL

No teste n.º 1, realizado a 25 de novembro de 2022, foi utilizado poliuretano flexível com uma densidade de 60 kg/m^3 . A proporção da mistura foi composta por 10 ml da parte A e 6 ml da parte B, que resultou numa expansão de 120 %.

Cerca de 10 minutos depois, verificou-se que o poliuretano tinha atingido um estado praticamente seco, com uma adesão reduzida. Ao desmoldar em superfícies lisas, verificou-se que isso ocorreu com facilidade, com pouca resistência e causando danos mínimos na espuma. A elasticidade natural do material foi preservada. Observou-se que a parte inferior, que estava menos exposta durante o processo, teve um crescimento menos pronunciado e permaneceu num estado ligeiramente líquido.

Os resultados obtidos no teste número 1 são promissores e apontam para conclusões favoráveis. No estágio seguinte, serão realizados testes de resistência à rutura e inflamabilidade. Quanto à estrutura celular, observou-se uma quantidade considerável de células com abertura reduzida, possivelmente devido à baixa expansão de 125%. O peso final do material ficou em 16 g, mantendo-se semelhante ao seu estado original líquido.

Este teste inicial fornece indícios promissores quanto à utilização do poliuretano flexível com densidade de 60 kg/m^3 . No entanto, é crucial prosseguir com a exploração de outros parâmetros e propriedades, visando uma avaliação mais abrangente das suas características e potencialidades.



Fig. 152. 1.º teste de densidade do material

2.º TESTE DO MATERIAL

No segundo teste, realizado a 25 de novembro de 2022, utilizou-se poliuretano flexível com densidade de 60 kg/m^3 . A proporção da mistura consistiu em 10 ml da parte A e 8 ml da parte B, resultando numa relação de 100/80 entre as partes. A expansão observada foi de 150 %, representando um aumento em relação ao teste anterior.

Neste ensaio, observou-se uma mudança significativa nas propriedades do material, devido à alteração na relação entre as partes. O material exibiu maior rigidez, e a cor também foi afetada, principalmente, devido à inclusão da parte B, que possui uma tonalidade mais acastanhada. Além disso, o processo de solidificação também apresentou um leve prolongamento, com o material mantendo alguma viscosidade por cerca de 20 minutos após a sua formação.

Quanto à desmoldagem, observou-se que o material se tornou mais frágil e aderente, o que dificultou o processo. Este teste evidenciou um desempenho inferior em comparação ao teste anterior. No entanto, a aplicação desse material na palma da mão demonstrou ser interessante, devido à sua capacidade de criar uma textura mais anatômica, com rugosidades semelhantes à pele.

A elasticidade do material apresentou ser baixa, tornando-o inadequado para a fabricação do modelo desejado. Notou-se que, apesar da expansão maior, a elasticidade foi comprometida, e o material exibiu um comportamento semelhante ao de uma espuma de memória, com um retorno elástico gradual. Suspeita-se que a resistência plástica do material tenha sido afetada negativamente devido à sua densidade mais elevada.

O peso final do material foi de 18 g, mantendo uma relação proporcional com o seu estado original líquido. Este teste ressaltou a importância de ajustar-se minuciosamente as proporções dos componentes do poliuretano flexível, para atender às propriedades desejadas para aplicações específicas. Ainda são necessárias investigações adicionais para otimizar a formulação e as condições de fabrico, com vista a obter-se resultados mais satisfatórios.

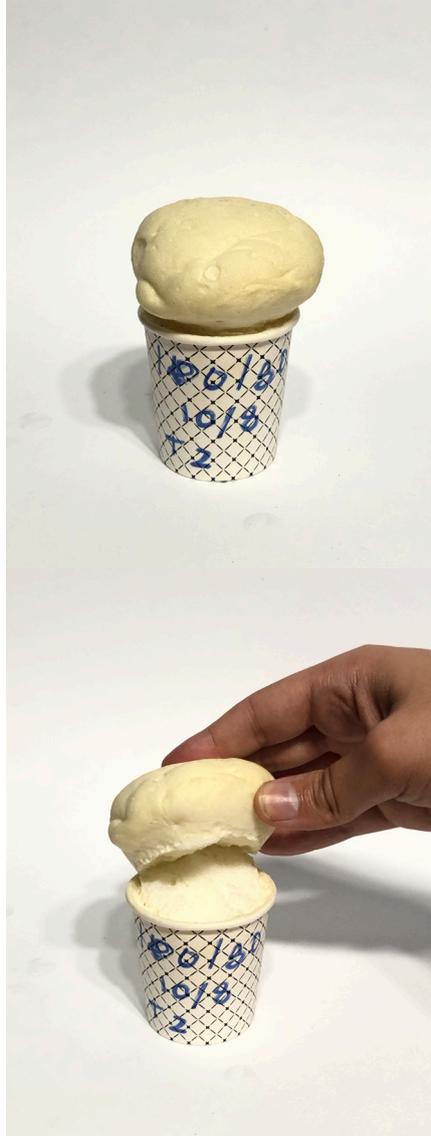


Fig. 153. 2.º teste de densidade do material

3.º TESTE DO MATERIAL

No terceiro teste, realizado a 25 de novembro de 2022, empregou-se poliuretano flexível com densidade de 60 kg/m³. A proporção da mistura consistiu em 8 ml da parte A e 4 ml da parte B, resultando numa relação de 100/50 entre as partes. A expansão observada foi de 120 %, representando um aumento em comparação com o teste anterior.

Quatorze minutos após a aplicação do líquido, notou-se uma expansão de 115%. Nesse momento, a amostra revelou uma boa elasticidade, sendo significativamente mais flexível do que no teste 2, embora ainda mais rígida do que a observada no teste 1. A cor do material permaneceu praticamente inalterada.

No que diz respeito ao processo de desmoldagem, as características assemelharam-se às do teste 1, com maior rigidez e menor expansão. Observou-se que a expansão celular foi relativamente reduzida, levando a uma maior concentração das células. No entanto, apesar dessa concentração, verificou-se uma boa recuperação das células, o que indica uma coesão satisfatória.

Ao analisar a estrutura celular, notou-se uma abertura mais pronunciada das células em comparação aos testes anteriores. Alguns pontos da amostra assemelharam-se significativamente ao resultado obtido no primeiro teste. Além disso, observou-se que, à semelhança do verificado no teste inicial, a parte inferior do molde ainda mantinha alguma viscosidade após o período de polimerização.

Apesar das discrepâncias observadas nas propriedades, este teste foi considerado satisfatório. Foi possível deduzir que, à medida que a proporção da parte B é diminuída, a densidade do material aumenta, resultando numa elasticidade reduzida. No entanto, a boa capacidade de memória do material merece ser destacada.

A peça final obtida pesou 12 gramas, corroborando a tendência de proporcionalidade em relação ao estado líquido original. Este teste proporcionou valiosas percepções sobre como as proporções das partes A e B afetam as propriedades finais do poliuretano flexível. Esses resultados reforçam a importância de ajustar-se com precisão as proporções para alcançar as características desejadas em aplicações específicas.



Fig. 154. 3.º teste de densidade do material

APLICAÇÃO DOS RESULTADOS NO MOLDE

Após a conclusão dos testes com o material, avançou-se para o processo de injeção em molde, criando o molde previamente projetado em impressão 3D. Devido ao tempo de impressão e à necessidade de realizar-se um único modelo de teste para avaliar a adequação deste material para o desenvolvimento do produto, optou-se por produzir, inicialmente, a parte do molde que incorporava a mão. Caso os resultados fossem satisfatórios, proceder-se-ia à impressão do restante molde.

Aplicou-se vaselina na parte que iria estar em contacto com o poliuretano flexível, para facilitar o processo de desmoldagem. Em seguida, preparou-se a mistura de ambas as partes, seguindo a proporção de 100/60, e despejou-se o líquido no interior do molde. Após a reação química e expansão do poliuretano, aguardou-se cerca de quinze minutos, para garantir que o material ficasse completamente sólido.



Fig. 155. Imagem do molde montado e desmontado



Fig. 156. Junção de ambas as partes no molde



Fig. 157. Vazamento do liquido no molde

O primeiro teste de vazamento em molde provou ser um fracasso, uma vez que o líquido não preencheu completamente os dedos do molde. Realizou-se, de imediato, um novo teste, seguindo os mesmos procedimentos anteriores, no entanto, aumentando a quantidade de líquido, e garantindo que o mesmo era distribuído uniformemente durante o processo. Uma vez que a mistura de ambas partes leva menos de um minuto até a reação química ocorrer, foi essencial garantir uma distribuição adequada do tempo para obter-se uma mistura homogênea, e verter-se o líquido no molde antes da reação, assegurando que alcançasse todas as partes.



Fig. 158. resultado do primeiro teste com o poliuretano flexível

No entanto, no segundo teste de moldagem, o preenchimento não foi completo em todas as áreas, e o polegar ficou incompleto. O processo de desmoldagem foi mais complexo, exigindo a remoção de resíduos do líquido que vazaram. A remoção da parte interna do molde também provou ser um problema, uma vez que o poliuretano flexível não continha elasticidade suficiente para se retirar o molde sem provocar rutura no material. Desta forma, teve de se fazer incisões ao longo dos dedos, na parte posterior da mão, de forma a conseguir-se remover essa parte. Para testar este ensaio, voltou-se a colar as áreas onde foram feitas as incisões, com supercola, para garantir que era possível testar-se a mão na totalidade.



Fig. 159. resultado do segundo teste com o poliuretano flexível

Em seguida procedeu-se à aplicação do modelo na estrutura interna, e à realização do teste de articulação. O resultado desta combinação teve aspetos positivos e negativos, por diferentes razões. A forma ficou bastante boa, e assemelhou-se de forma notável a uma mão humana, sendo que a cor do material podia ser personalizada adicionando um pigmento à mistura em estado líquido. A relação entre as articulações e o poliuretano permitiu recriar os movimentos da mão de forma funcional e realista. Por fim, executou-se um teste simples para compreender o impacto que estas duas estruturas juntas podem ter relativamente à sua articulação e contacto físico entre uma pessoa. Este teste de prótese foi, geralmente, bem recebido, com reações de surpresa durante a interação, como quando alguém apertava a mão do modelo, e a pessoa reagia como se estivessem em contacto com uma mão verdadeira. Os comentários destas interação partiam do realismo de articulação perceptível e, o contacto físico, trazia a sensação de ser uma mão humana devido à maleabilidade do material e associar a estrutura interna a um esqueleto.

No entanto, um dos desafios identificados foi a dificuldade de desmoldar a peça, que, muitas vezes, exigia a “destruição” da peça para que pudesse ser aplicada num produto. Além disso, a resistência do material, ao longo do tempo, diminuiu, levando, eventualmente, à rutura do mesmo em determinadas áreas (principalmente ao redor dos dedos), o que resultou numa redução na sua vida útil.

Como tal, com base nestas considerações, chegou-se à conclusão de que, embora tenha abordado algumas das questões relevantes, este material não é adequado para este tipo de aplicação.



Fig. 160. Aplicação da estrutura elástica com a estrutura externa



Fig. 161. Teste de articulação de ambas as estruturas

3.4.2 DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTRUTURA ELÁSTICA EM VORONOI

O conceito geométrico conhecido como Diagrama de Voronoi, também chamado de Tesselção de Voronoi, desempenha um papel fundamental em diversas áreas, incluindo a matemática, ciências da computação, design e engenharia. Recebendo o seu nome em homenagem ao matemático russo Georgy Voronoy, que o desenvolveu, no início do século XX, o Diagrama de Voronoi é uma representação visual da divisão de um espaço em regiões, onde cada região é composta pelos pontos mais próximos de um conjunto de pontos base, conhecidos como geradores ou sementes (Pokojski & Pokojska, 2018).

A construção do diagrama de Voronoi envolve a criação de linhas que dividem o espaço em polígonos, e esses polígonos são delimitados pelas fronteiras formadas pelos pontos médios entre os geradores vizinhos. Essa abordagem resulta numa série de regiões adjacentes, cada uma associada a um gerador específico (Pokojski & Pokojska, 2018).

O Diagrama de Voronoi encontra diversas aplicações práticas em diferentes campos. Na computação gráfica, é amplamente utilizado na criação de terrenos e paisagens digitais, na produção de efeitos visuais para filmes e jogos e na simulação de fenômenos naturais complexos (Rokicki & Gawell, 2016). Na engenharia, o diagrama de Voronoi é usado para analisar distribuições de tensões em materiais sólidos e otimizar o fluxo de fluidos, em projetos de engenharia fluidodinâmica. Além disso, na ciência da computação, o Diagrama de Voronoi é uma ferramenta essencial em algoritmos de geometria computacional.

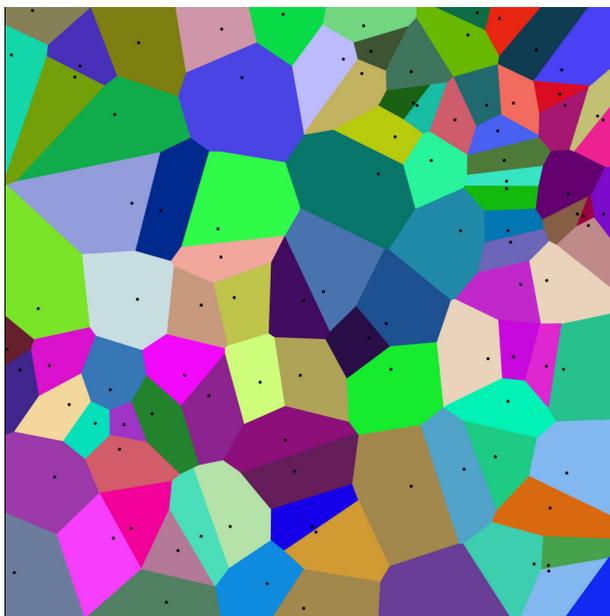


Fig. 162. Diagrama de voronoi
 (https://pt.wikipedia.org/wiki/Diagrama_de_Voronoy#/media/Ficheiro:Coloured_Voronoi_2D.svg)

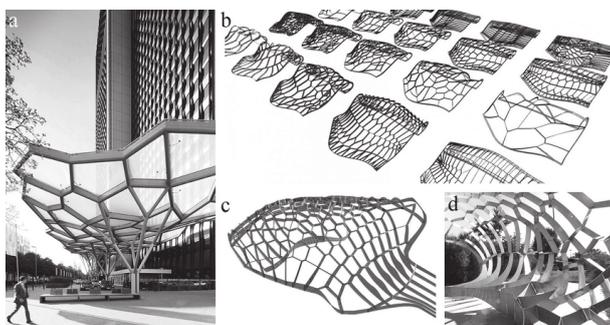


Fig. 163. Aplicação do voronoi em biodesign
 (Rokicki & Gawell, 2016)

Uma associação fascinante do Diagrama de Voronoi é a sua aplicação no contexto biológico, especificamente, no campo do biodesign. No estudo de sistemas biológicos, o diagrama de Voronoi é frequentemente utilizado para modelar a organização espacial de células em tecidos vivos. As células de um organismo ocupam, muitas vezes, espaços específicos e delimitados, resultando na formação de uma intrincada rede de regiões de influência celular. O diagrama de Voronoi oferece uma abordagem eficaz para visualizar e analisar esses padrões de organização celular (Bock et al, 2010).

No âmbito do biodesign, o diagrama de Voronoi também é aplicado na concepção de estruturas, produtos e soluções inspiradas na natureza. A geometria das células e dos padrões de divisão celular encontrados no diagrama de Voronoi pode servir como base para a geração de formas complexas e eficientes. Por exemplo, designers e engenheiros podem utilizar princípios do Voronoi para otimizar a distribuição de materiais, aumentar a resistência estrutural e aprimorar a funcionalidade de produtos inspirados na biologia (Bock et al, 2010).

Resumindo, o diagrama de Voronoi é uma ferramenta geométrica poderosa com aplicações abrangentes em diversas disciplinas. A sua capacidade de modelar padrões de proximidade e de organização espacial, tanto em sistemas artificiais como em sistemas biológicos, destaca a sua relevância no avanço do conhecimento e na criação de soluções inovadoras nos campos do design, engenharia e biologia.

Para além da sua aplicação no biodesign, o diagrama de Voronoi tem encontrado ampla utilização na criação de estruturas lattice e na produção de produtos com materiais flexíveis.

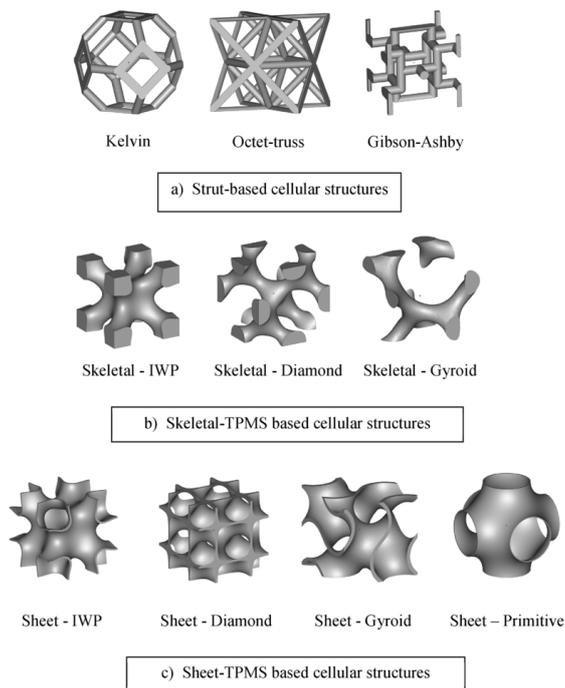


Fig. 164. Diferentes formas de estruturas em lattice

(Al-Ketan et al, 2018)



Fig. 165. ADIDAS 4DFWD

(<https://techbreak.ig.com.br/adidas-lanca-tenis-com-partes-impresas-em-3d/>)

As estruturas lattice, também conhecidas como reticulados, são padrões geométricos tridimensionais compostos por células interconectadas. O diagrama de Voronoi desempenha um papel fundamental na criação dessas estruturas, pois os limites das células de Voronoi podem ser utilizados como referência para gerar padrões lattice complexos. Essas estruturas são altamente valorizadas pela sua eficiência no uso de materiais, pela sua capacidade de distribuição de cargas e pela sua leveza. No campo da engenharia, as estruturas lattice encontram aplicações diversas, incluindo a fabricação aditiva, o design de implantes médicos, componentes aeroespaciais e muito mais (Al-Ketan et al, 2018).

Em produtos fabricados com materiais flexíveis, a utilização do diagrama de Voronoi pode proporcionar benefícios significativos. Ao incorporar padrões de células de Voronoi em materiais flexíveis, é possível melhorar a flexibilidade e a adaptabilidade do produto, permitindo que ele se dobre, se estique e se ajuste de acordo com as necessidades. Isso é particularmente valioso em produtos que exigem um ajuste anatômico preciso, como calçados desportivos, dispositivos ortopédicos médicos e vestuário desportivo. A aplicação do diagrama de Voronoi em materiais flexíveis pode resultar em produtos mais confortáveis, ergonômicos e eficazes.

Neste projeto, procurou-se integrar as estruturas lattice baseadas em Voronoi no modelo anatômico da mão, com o objetivo de responder à necessidade de criar uma estrutura elástica que representasse eficazmente a maleabilidade natural da anatomia da mão, sem restringir excessivamente a sua capacidade de articulação. Por meio da aplicação deste método, pretendeu-se alcançar a capacidade de visualizar várias variações de design, oferecendo uma abordagem mais versátil e adaptável, no contexto específico do projeto.

Optou-se por conduzir testes das estruturas lattice baseadas em Voronoi, utilizando dois métodos de fabrico distintos: FDM (Modelagem por Deposição Fundida) e SLA (Estereolitografia). Para esses processos, foram empregados materiais igualmente diversificados, como o TPU (Polímero Termoplástico) utilizado na impressão FDM, enquanto a impressão SLA foi realizada com resina flexível.

As diferenças entre os dois métodos são marcantes. A FDM implica a deposição de camadas sucessivas de material termoplástico fundido para construir o objeto tridimensional, enquanto que a SLA emprega a cura de resina líquida por meio de luz ultravioleta para solidificar as camadas.

No contexto da fabricação de estruturas lattice baseadas em Voronoi, a FDM tende a resultar em peças com uma aparência mais texturizada, devido ao processo de deposição de filamentos. Por outro lado, a SLA oferece um acabamento mais suave e detalhado, o que é especialmente vantajoso para estruturas complexas, como aquelas baseadas em Voronoi.

No que diz respeito às vantagens e desvantagens, a FDM é mais acessível e proporciona maior flexibilidade em relação aos materiais, porém, pode resultar numa menor precisão e detalhe. Já a SLA, embora seja mais precisa e proporcione melhores acabamentos, tende a ser mais dispendiosa tanto em termos de equipamento quanto de materiais.

Para uma melhor organização deste documento, esta seção foi dividida em duas partes: uma abordando a aplicação em TPU e outra a aplicação em resina.

Nos dois materiais analisados, o processo de geração das estruturas lattice com a aplicação NTopology desempenhou um papel fundamental. A utilização dessa aplicação possibilitou a eficiente implementação da geometria complexa das estruturas lattice, empregando os princípios do Voronoi na sua concepção.

A aplicação NTopology apresenta uma abordagem avançada na criação de estruturas lattice, fazendo uso de algoritmos baseados em matemática avançada e otimização topológica. Mais especificamente, a utilização do Voronoi, nesse contexto, possibilita a criação de estruturas com células irregulares e interconexões intrincadas, resultando numa geometria altamente adaptável e personalizada.

Ao empregar o Voronoi na geração das estruturas em lattice, é possível explorar as vantagens da distribuição uniforme de células em toda a estrutura, otimizando a relação entre resistência e peso. Além disso, a aplicação NTopology oferece controle sobre parâmetros cruciais, como o tamanho e a forma das células, permitindo ajustes finos que podem afetar significativamente as propriedades mecânicas e funcionais das estruturas resultantes.

APLICAÇÃO EM TPU

Durante o processo de análise de materiais, com o propósito de conceber uma estrutura elástica que representasse a morfologia e maleabilidade de um membro humano, a decisão recaiu sobre a investigação e experimentação do Poliuretano Termoplástico (TPU) como uma alternativa viável. Esta decisão foi fundamentada na versatilidade do TPU, e na sua notável flexibilidade, que o tornam adequado para diversas aplicações.

Neste capítulo, será realizada uma análise detalhada das características intrínsecas do TPU. Além disso, explorar-se-á em profundidade a criação de um modelo tridimensional (3D), desenvolvido com o propósito específico de realização de uma série de testes. Estes testes têm uma importância fundamental na validação desta fase do projeto.

Adicionalmente, realizar-se-á a avaliação prática das estruturas em TPU, por meio da utilização da tecnologia de Fabricação por Deposição de Material Fundido (FDM), que permite a construção gradual de objetos. Abordar-se-ão as vantagens e desvantagens desse método, no contexto do TPU, bem como o seu impacto nas propriedades finais da estrutura elástica em análise.



Fig. 166. TPU aplicações

(<https://formlabs.com/uk/blog/complete-guide-tpu-3d-printing/>)



Fig. 167. filamento utilizado

(<https://cubicsky.sa/en/sunlu-tpu-black-3d-printing-filament-175mm-05kg/p190814287>)

MATERIAL UTILIZADO

O Poliuretano Termoplástico (TPU) é um polímero de engenharia altamente versátil que combina propriedades elásticas e termoplásticas, tornando-o adequado para uma diversidade de aplicações. O TPU é produzido através da reação química de polióis e diisocianatos, resultando numa estrutura polimérica que exhibe características únicas (Desai et al, 2023).

Uma das características distintivas do TPU é a sua variação de densidade, que pode ser ajustada durante o processo de produção. Essa capacidade de ajuste permite a criação de TPU com densidades diferentes, para atender a requisitos específicos. As variações de densidade no TPU podem influenciar diretamente as suas propriedades mecânicas, como a resistência, elasticidade e a durabilidade (Desai et al, 2023).

O TPU encontra aplicação em diversas indústrias. Na área de produtos de consumo, o TPU é comumente utilizado em calçados desportivos, devido à sua flexibilidade e conforto. Na indústria automóvel, desempenha um papel importante em componentes, como o revestimento do volante e mangueiras, graças à sua resistência ao desgaste e às condições climáticas. Além disso, na área de dispositivos médicos, como cateteres e tubos flexíveis, o TPU é escolhido devido à sua biocompatibilidade e resistência química (Desai et al, 2023).

A capacidade de ajustar a densidade do TPU torna-o versátil para atender a diversas necessidades, como a produção de solas de calçados mais resistentes ou componentes automóveis mais leves. Em aplicações que requerem flexibilidade e durabilidade, é preferível utilizar densidades mais baixas, enquanto densidades mais elevadas podem ser benéficas em situações que exigem maior rigidez e resistência.

Para a análise das propriedades do Poliuretano Termoplástico (TPU), visando a criação de uma estrutura elásti-

ca, foi escolhido o TPU com densidade 95A, também referido como filamento TPU A95, como material de estudo. Este TPU possui uma dureza Shore de 95A, o que demonstra a sua capacidade de resistir à deformação sob compressão. Essa característica torna-o especialmente adequado para aplicações que requerem uma combinação de flexibilidade e rigidez (Desai et al, 2023).

O TPU de densidade 95A apresenta um equilíbrio notável entre elasticidade e rigidez, sendo especialmente indicado para situações em que uma resposta elástica sob carga é essencial. Essa característica é de extrema importância na criação de estruturas que procurem emular a maleabilidade de um membro humano, necessitando de retornar à sua forma original após as deformações.

Além disso, o TPU de densidade 95A demonstra resistência à abrasão, tornando-o uma opção adequada para aplicações que envolvem contato frequente com superfícies e desgaste. A sua durabilidade combinada com a sua maleabilidade torna-o uma escolha atrativa para cenários que requerem materiais robustos (Desai et al, 2023).

É importante destacar que o filamento TPU A95 é especialmente indicado para a impressão na máquina de impressão 3D utilizada nestes testes (entry level), graças às suas propriedades e características específicas. É relevante observar que, em impressoras equipadas com extrusoras do tipo Bowden, o uso de filamentos excessivamente flexíveis pode causar problemas, como o entupimento da extrusora e a obstrução do fluxo de filamento durante a impressão. Devido a este motivo, não se explorou diferentes TPU com menores densidades.

FORMA

Conforme mencionado anteriormente, optou-se por reutilizar o modelo de mão previamente explorado, com ajustes e adaptações semelhantes, para iniciar o desenvolvimento deste teste com o material TPU. No entanto, ocorreram algumas modificações no desenho final.

Nesta fase do projeto, uma vez que a estrutura já não é baseada em células de poliuretano, procurou-se criar uma estrutura lattice interna no modelo, visando conferir elasticidade e flexibilidade à articulação do protótipo. Inicialmente, a abordagem envolveu a utilização do software Ntopology, permitindo uma estruturação e manipulação mais precisa dessas formas, e possibilitando um maior controle no desenvolvimento do design.

Foi projetada uma estrutura em Voronoi para abranger todo o componente da mão, com o objetivo teórico de desenvolver-se uma estrutura elástica que pudesse melhorar a maleabilidade da articulação da mão.

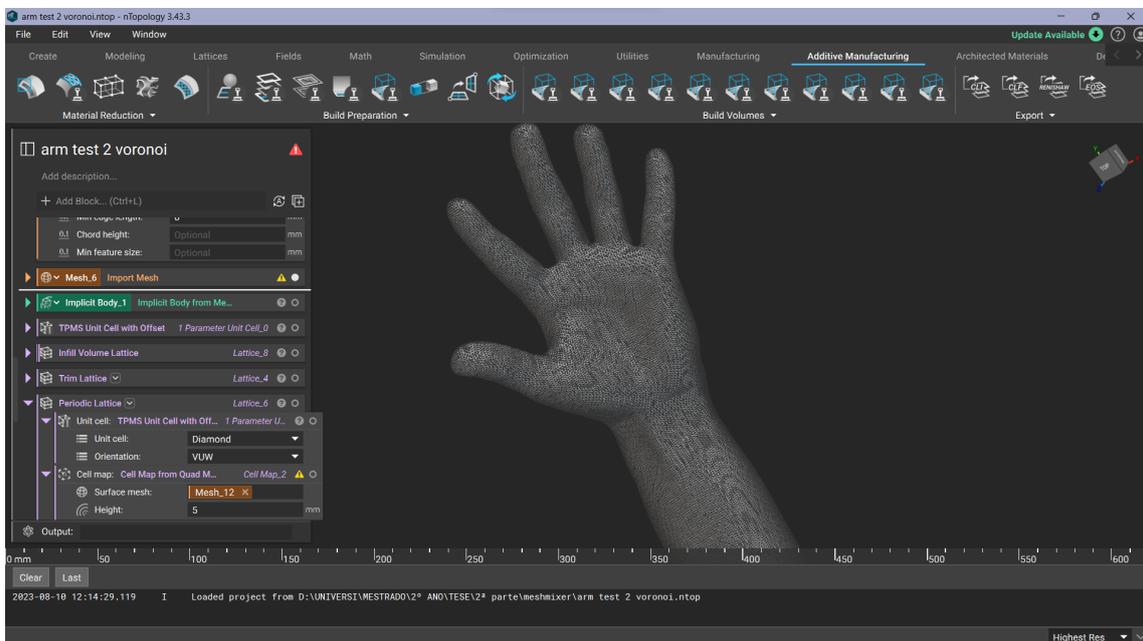


Fig. 168. Introdução da malha no programa

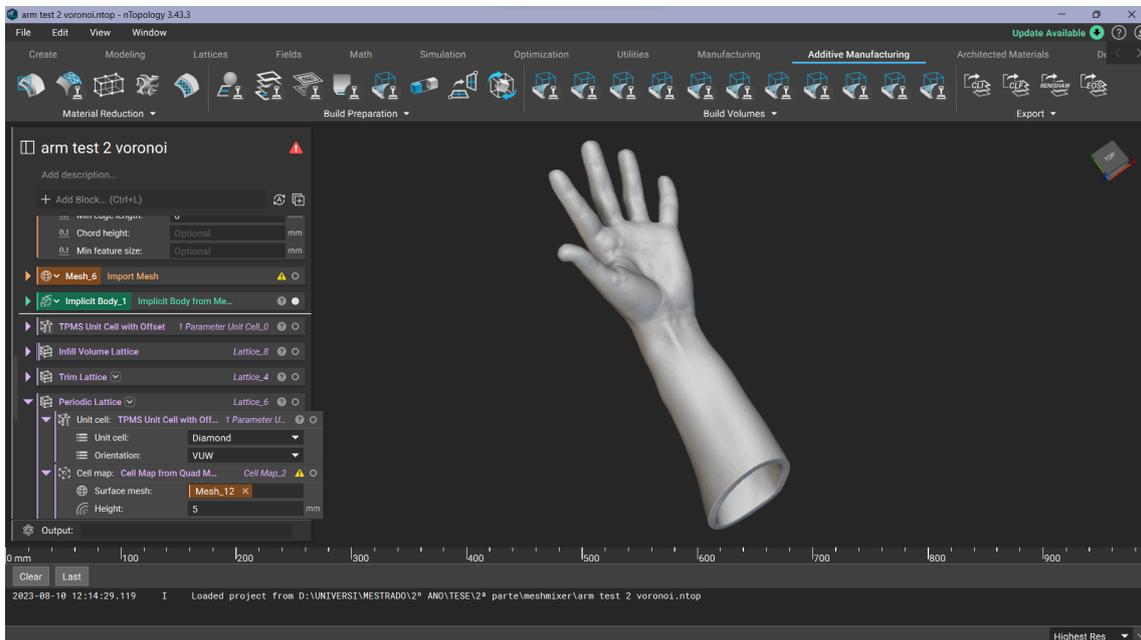


Fig. 169. Transformação da malha num volume

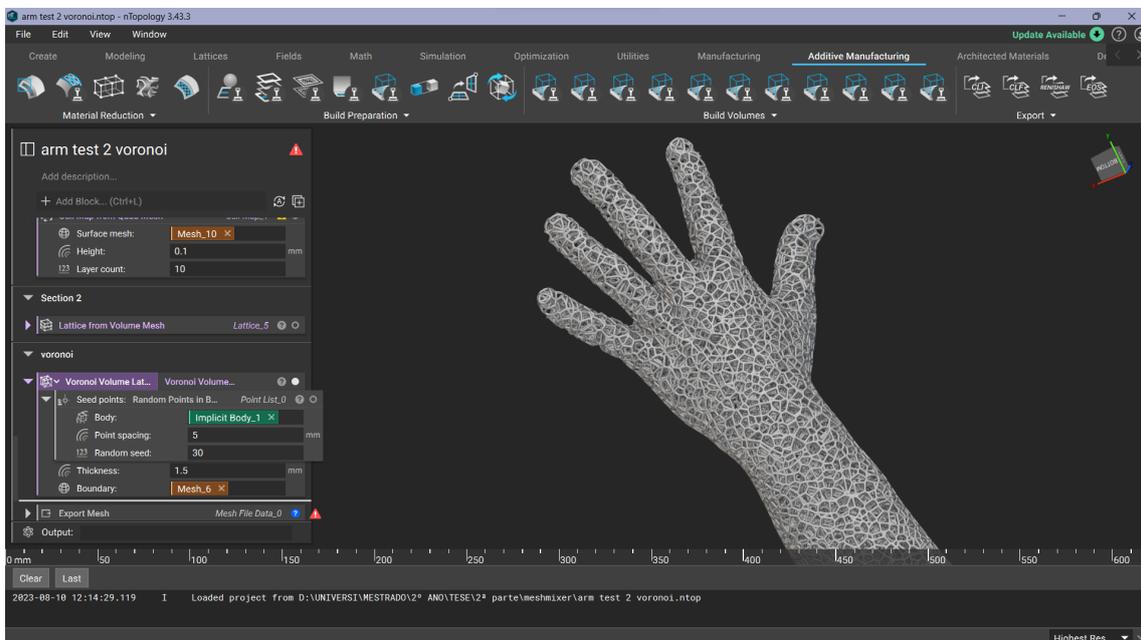


Fig. 170. Aplicação de uma estrutura em lattice em voronoi

TESTES EFETUADOS

Após o desenvolvimento da forma, procedeu-se à realização de uma série de testes, para avaliar se este material era adequado para esta fase do projeto. Inicialmente, foi impresso um cubo contendo apenas a base e o topo, para melhor compreender como é que a estrutura lattice influenciaria a elasticidade do material. Essa estrutura assumia a forma de um gyroid*, e foi gerada pelo programa de fatiamento Cura, para permitir uma prototipagem rápida.

Este teste provou ser bastante positivo, apresentando uma elevada capacidade de absorção de força, embora tenha revelado fragilidade quando sob tensão. No entanto, em termos visuais, a qualidade não foi ótima, uma vez que a impressão em TPU teve tendência a deixar imperfeições e artefactos visuais. As áreas que exibiram maior elasticidade foram as laterais, devido à orientação da forma gyroid. A espessura dessa estrutura era de 0,4 mm.

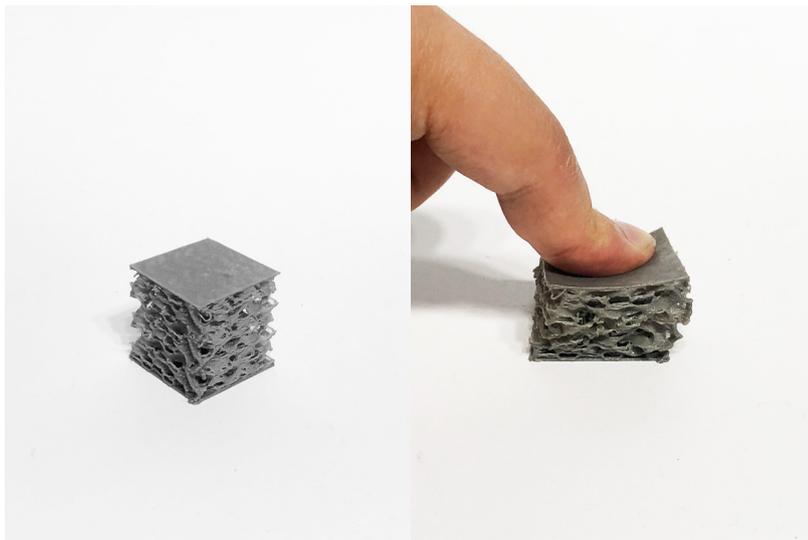


Fig. 171. Cubo em tpu e sobre pressão

Com resultados promissores em termos de funcionalidade, prosseguiu-se com a aplicação da estrutura previamente desenvolvida em Voronoi e sua impressão.

A mesma encontrou desafios, na fase inicial, devido à espessura dos veios da estrutura. No entanto, com o tempo, a impressão tornou-se mais fluida.

*Gyroid - Tipo de estrutura celular TPMS (figura 163, pág 183)

Vinte e quatro horas após o começo da impressão, observou-se um progresso muito limitado na mesma, sendo evidente que a estrutura impressa estava praticamente desprovida de elasticidade, o que levou ao cancelamento da impressão. Tendo em conta as possíveis imperfeições na impressão de TPU, os resultados visuais deste teste pareceram satisfatórios, mas tanto a espessura dos veios quanto a própria estrutura estavam excessivamente densos, o que resultou numa peça com elevada resistência, principalmente nas laterais do componente.



Fig. 172. 1.ª peça voronoi e resultados da sua flexibilidade

Olhando para o primeiro teste desenvolvido com este material, decidiu-se avançar com um novo teste, usando o mesmo método de estrutura lattice utilizado no desenvolvimento do cubo, para compreender se era viável imprimir com esse método.

Realizou-se, então, uma nova impressão do modelo completo, sem qualquer alteração ou suporte externo, com o objetivo de avaliar a viabilidade deste material e determinar se essa estrutura era adequada para criar este componente de forma funcional.

Após a impressão final, observou-se que as peças maiores tendem a deformar-se mais, que foi, exatamente, o que aconteceu neste caso. Concluiu-se que o teste poderia ser facilmente comprimido, mas não esticado, resultando na ausência de articulação, especialmente nos dedos.



Fig. 173. foto da mão impressa em tpu com interior em gyroid e defeitos de impressão

O material selecionado, embora possua alguma flexibilidade, não é, provavelmente, o mais adequado para o desenvolvimento desta parte do projeto. No entanto, a impressão deste modelo em TPU com densidades mais baixas não seria viável, devido às limitações da máquina disponível.

Para a concepção de uma estrutura elástica com este material, seria talvez necessário segmentar o modelo em múltiplas partes específicas, e fixá-lo na própria estrutura interna.

APLICAÇÃO EM RESINA FLEXÍVEL

No decorrer da análise de materiais, com o intuito de desenvolver uma estrutura elástica que simulasse a morfologia e maleabilidade de um membro humano, optou-se por explorar e analisar a Resina Flexível como uma alternativa viável. A escolha baseou-se na notável flexibilidade deste material, assim como na sua adequação para a aplicação desejada.

Este capítulo dedica-se à análise detalhada das características intrínsecas da Resina Flexível. Além disso, serão abordados os procedimentos para a criação de um modelo tridimensional (3D) específico, concebido para a realização de uma série de ensaios essenciais para a validação desta fase do projeto.

Será também realizada a avaliação prática das estruturas em Resina Flexível, por meio da tecnologia de Estereolitografia (SLA), que permite a construção de objetos, camada a camada. Serão exploradas as vantagens e desvantagens deste método em relação à Resina Flexível, bem como a sua influência nas propriedades finais da estrutura elástica em análise.



Fig. 174. Aplicações da resina Flexível
(<https://imprimakers.com/pt/impressao-3d-em-resina-flexivel/>)



Fig. 175. Aplicações da resina
(<https://formlabs.com/materials/flexible-elastic/>)

MATERIAL UTILIZADO

A resina flexível é um material com destaque na indústria de manufatura aditiva, conhecida pela sua notável versatilidade e pela diversidade de aplicações. Este composto polimérico, frequentemente utilizado em processos de impressão 3D, destaca-se pela combinação única de elasticidade e durabilidade, tornando-o ideal para produtos que requerem uma resposta elástica quando há a existência de pressão (Technologies, 2020).

O método de fabrico mais frequentemente utilizado com a resina flexível é o Estereolitografia (SLA), um processo avançado de impressão 3D. Neste processo, camadas finas da resina são solidificadas através da exposição à luz ultravioleta, resultando na construção precisa e detalhada do objeto desejado. A resina flexível é especialmente adequada para este método, pois pode ser moldada em formas complexas, mantendo a sua flexibilidade (Technologies, 2020).

As características únicas da resina flexível incluem a resistência à deformação sob compressão, o que a torna ideal para aplicações que requeiram, simultaneamente, flexibilidade e firmeza. Além disso, essa resina apresenta resistência à abrasão, tornando-a adequada para produtos sujeitos a desgaste e contato repetido. A elasticidade controlada desta resina possibilita a criação de produtos anatomicamente precisos e com propriedades de retorno elástico (Technologies, 2020).

Entre as vantagens da utilização da resina flexível destacam-se a capacidade de produzir peças altamente detalhadas, com texturas e superfícies suaves, bem como a sua compatibilidade com uma elevada variedade de designs. No entanto, é importante mencionar algumas desvantagens, como é exemplo a tendência à fragilização ao longo do tempo, sob exposição prolongada à luz UV, e a necessidade de processamento pós-impressão para a remoção de excesso de resina não polimerizada (Technologies, 2020).

A resina flexível, como a Liqcreate Premium Flex, é um fotopolímero translúcido com uma tonalidade turquesa, que se destaca pela sua excepcional flexibilidade e baixa dureza superficial, avaliada em 63 Shore A. Esse material foi especificamente projetado para um processamento eficiente em impressoras 3D que utilizam as tecnologias MSLA e DLP, resultando em velocidades de impressão consideravelmente mais rápidas (Liqcreate, 2021).

As peças impressas em 3D com essa resina exibem uma notável flexibilidade, tornando-a uma escolha ideal para a produção de protótipos com um toque suave e elástico. A sua elevada capacidade de alongamento e a sua baixa dureza Shore A, tornam-na uma opção versátil para uma variedade de aplicações que exigem um equilíbrio entre resistência e maleabilidade (Liqcreate, 2021).

No que se refere às propriedades mecânicas, a resina flexível exibe uma resistência à tração de aproximadamente 1.7 MPa, com uma taxa de alongamento na ruptura variando entre 50% e 80%. A sua capacidade de resistência ao rasgamento é de 4.3 kN/m, e a medida da sua dureza Shore A é de 63. Além disso, essa resina apresenta uma absorção de água de 1.6%, evidenciando a sua durabilidade em condições húmidas (Liqcreate, 2021).

A resina flexível também exibe resiliência ao impacto, com uma taxa de recuperação de 33%, conforme avaliado no teste de resiliência de rebote*. Além disso, a sua temperatura de degradação é superior a 250°C, o que a torna estável em condições de elevada temperatura (Liqcreate, 2021).

As propriedades líquidas da resina são igualmente notáveis, apresentando uma viscosidade de 700 cps a 25°C, e uma densidade de 1.18 g/cm³. A resina pode ser curada com exposição a uma energia de 6.65 mJ/cm² e possui uma profundidade de penetração métrica de 0.32 mm (12.60 mils no sistema imperial) (Liqcreate, 2021).

Resumindo, a resina flexível, representada pela Liqcreate Premium Flex, destaca-se pela sua excepcional flexibilidade, aliada a uma dureza superficial moderada. Com características mecânicas e propriedades líquidas controladas, essa resina encontra aplicação na produção de protótipos elásticos e táteis, atendendo às exigências de diversas áreas de design e engenharia. Este material desempenhou um papel fundamental no desenvolvimento da estrutura elástica, permitindo explorar a sua maleabilidade e elasticidade de maneira inovadora e eficiente (Liqcreate, 2021).

*teste de resiliência de rebote - Um teste executado em diferentes materiais para determinar a elasticidade do mesmo. "A resiliência rebote é avaliada medindo a energia da massa de impacto imediatamente antes ou depois do impacto."



Fig. 176. Liqcreate premium flex
(<https://www.liqcreate.com/product/premium-flex/>)



Fig. 177. resultados deste material
(<https://www.liqcreate.com/product/premium-flex/#technical>)

FORMA

No âmbito deste estudo, optou-se por utilizar o modelo de mão previamente desenvolvido, fazendo-se ajustes e refinamentos específicos para iniciar a avaliação deste teste, empregando a resina flexível. No entanto, foram introduzidas alterações significativas no design final.

Repetiu-se o mesmo processo já mencionado anteriormente no desenvolvimento da forma com o material TPU. Porém, neste projeto, houve uma maior atenção ao custo associado ao método de fabrico. Portanto, procurou-se desenvolver uma estrutura lattice dentro do modelo, para conferir elasticidade e flexibilidade à articulação do protótipo. Inicialmente, a abordagem baseou-se na utilização da aplicação Ntopology, possibilitando uma estruturação e manipulação mais refinadas dessas formas, e proporcionando um controle mais abrangente no desenvolvimento do design.

Especificamente, foi criada uma estrutura em Voronoi abrangente para envolver o componente da mão, com o objetivo teórico de conceber uma estrutura elástica capaz de aumentar a maleabilidade da articulação da mão, melhorando, assim, a funcionalidade do protótipo em questão. Esta peça foi projetada para funcionar como uma espécie de luva que permitiria a inserção e fixação por pressão do esqueleto previamente desenvolvido na estrutura elástica.

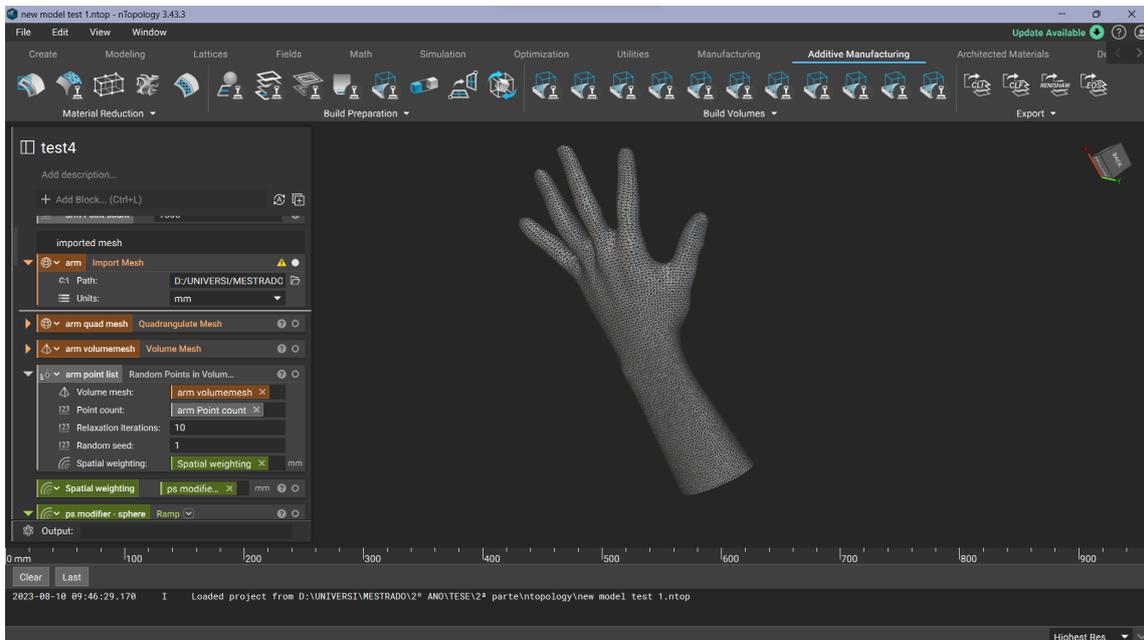


Fig. 178. Introdução da malha no programa

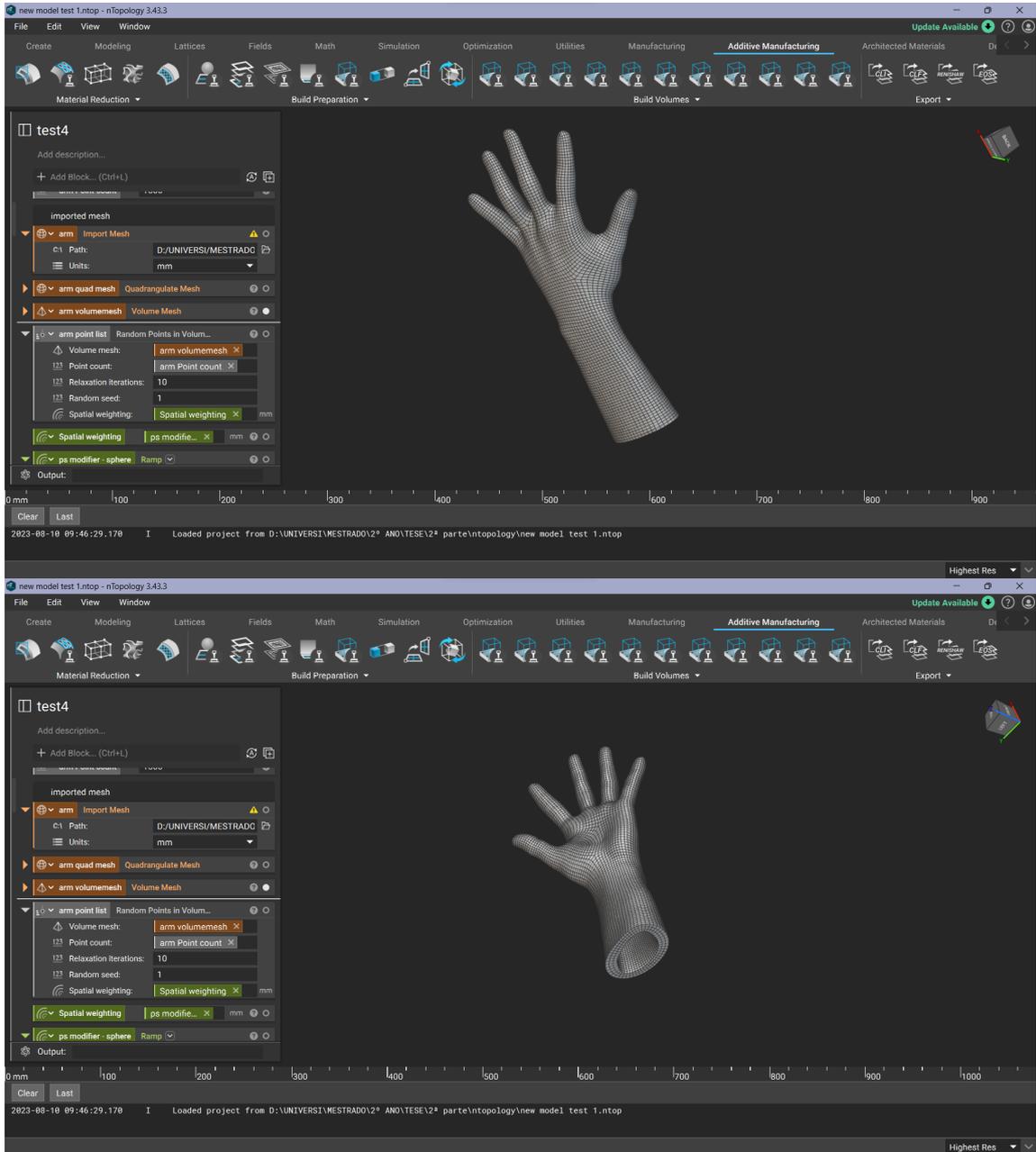


Fig. 179. Transformação de Tris para Quads

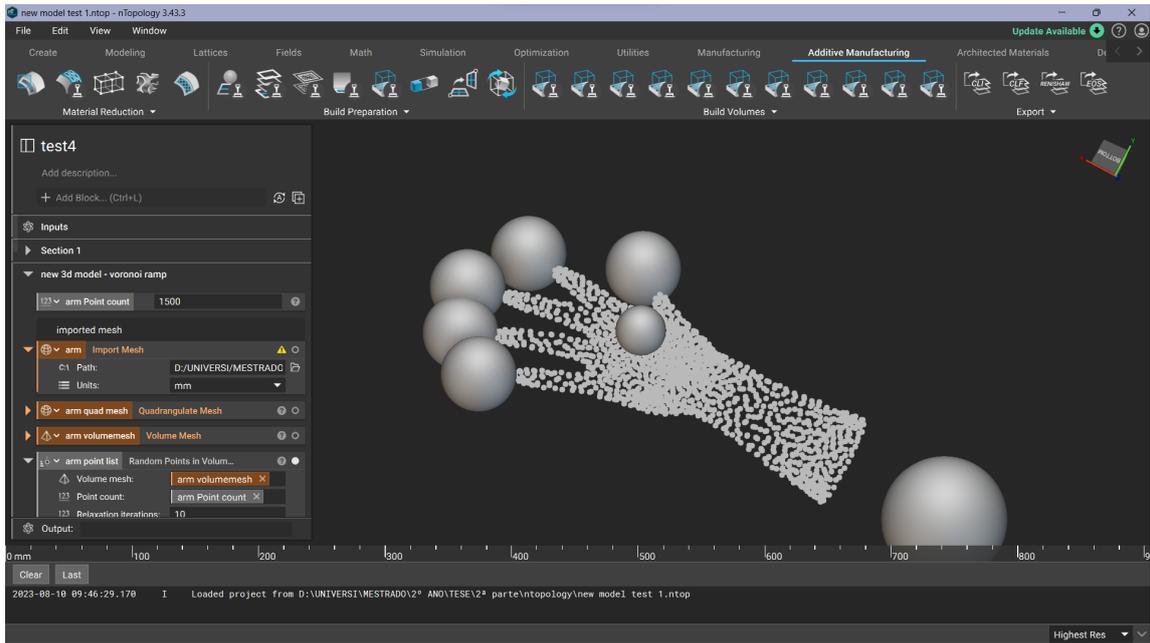


Fig. 180. Utilização de esferas pra especificar a concentração de células
Point count: 1500

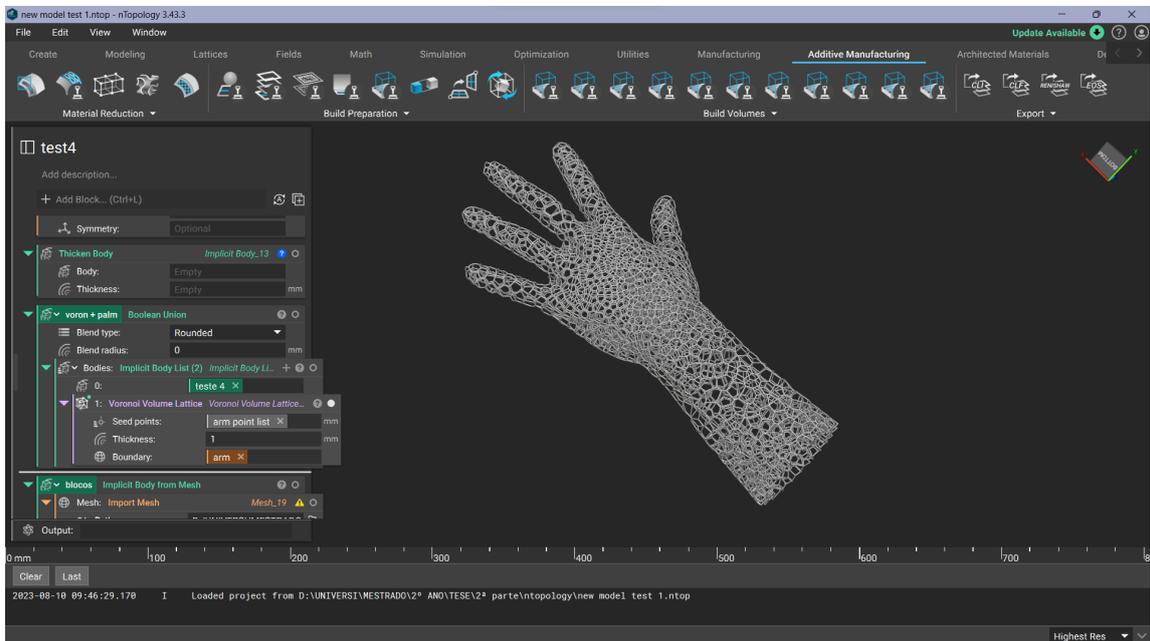


Fig. 181. Estrutura Voronoi final

Dado que a maior parte desse sistema elástico ficaria escondido nos componentes das capas, foram incluídos encaixes que, com a ajuda de ímãs, facilitariam a montagem prática das referidas capas. É importante ressaltar que apenas a região da palma da mão e as extremidades dos dedos teriam uma camada mais fina para reforçar a resistência nessa área, já que essas partes teriam um maior contato com diversos elementos.

Para desenvolver essa parte, realizou-se um desenho, manualmente, na ferramenta Mesh-mixer, delimitando a área da palma da mão e, posteriormente, fez-se uma extração, ao qual foi verificada no Blender.



Fig. 182. Visualização da forma da palma no Blender

Depois de alcançar-se uma forma satisfatória, iniciou-se o processo de testagem com rasgos para melhorar a mobilidade dos dedos, bem como para criar uma separação que fosse realista.

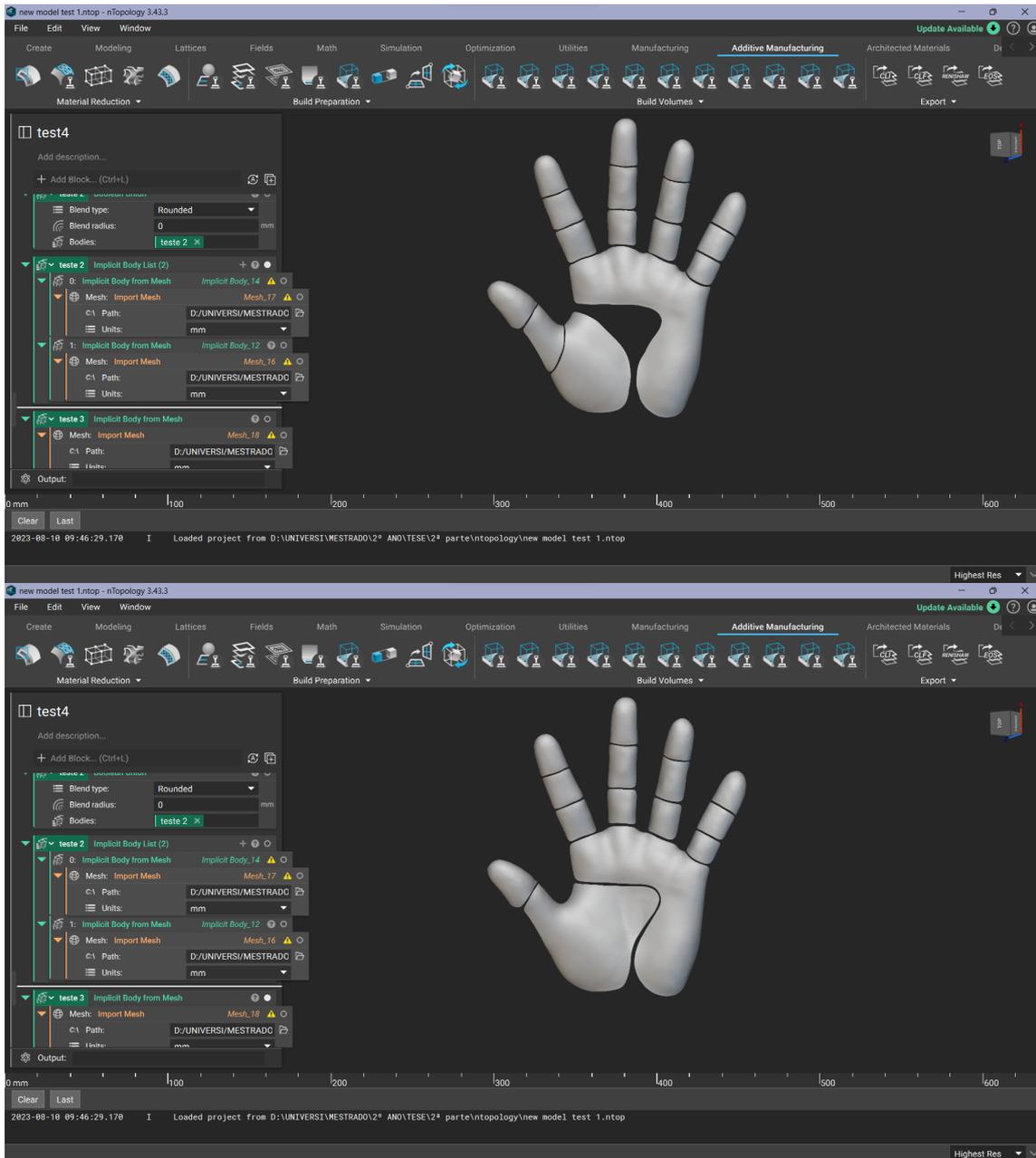


Fig. 183. Alternativas do desenho da palma



Fig. 184. Forma final da palma

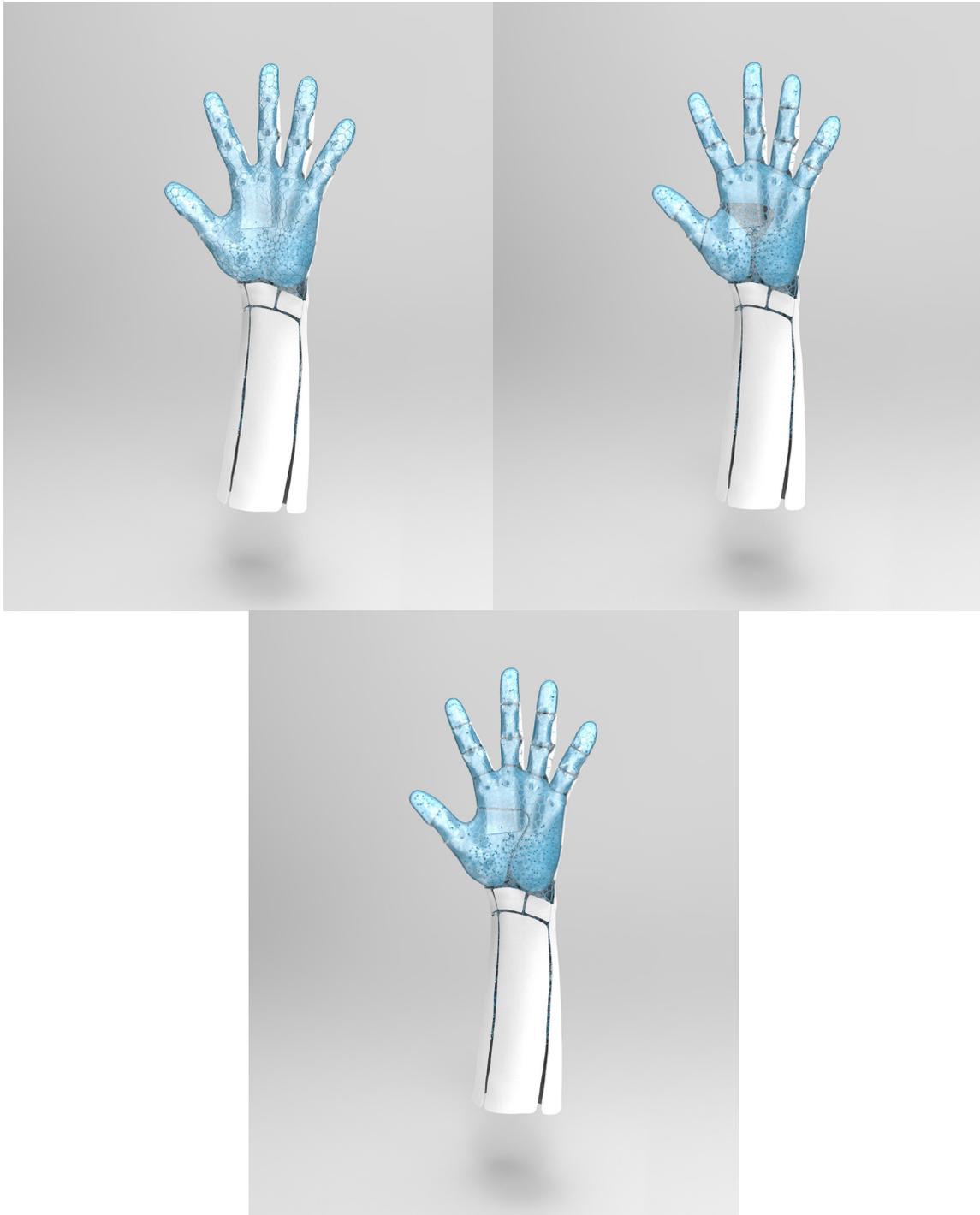


Fig. 185. Imagens conceituais para visualizar o produto na sua forma final.

Uma vez obtida uma forma final, compilaram-se os dois ficheiros num só ficheiro, no software Ntopology, e, em seguida, extraiu-se o ficheiro STL final para a impressão.

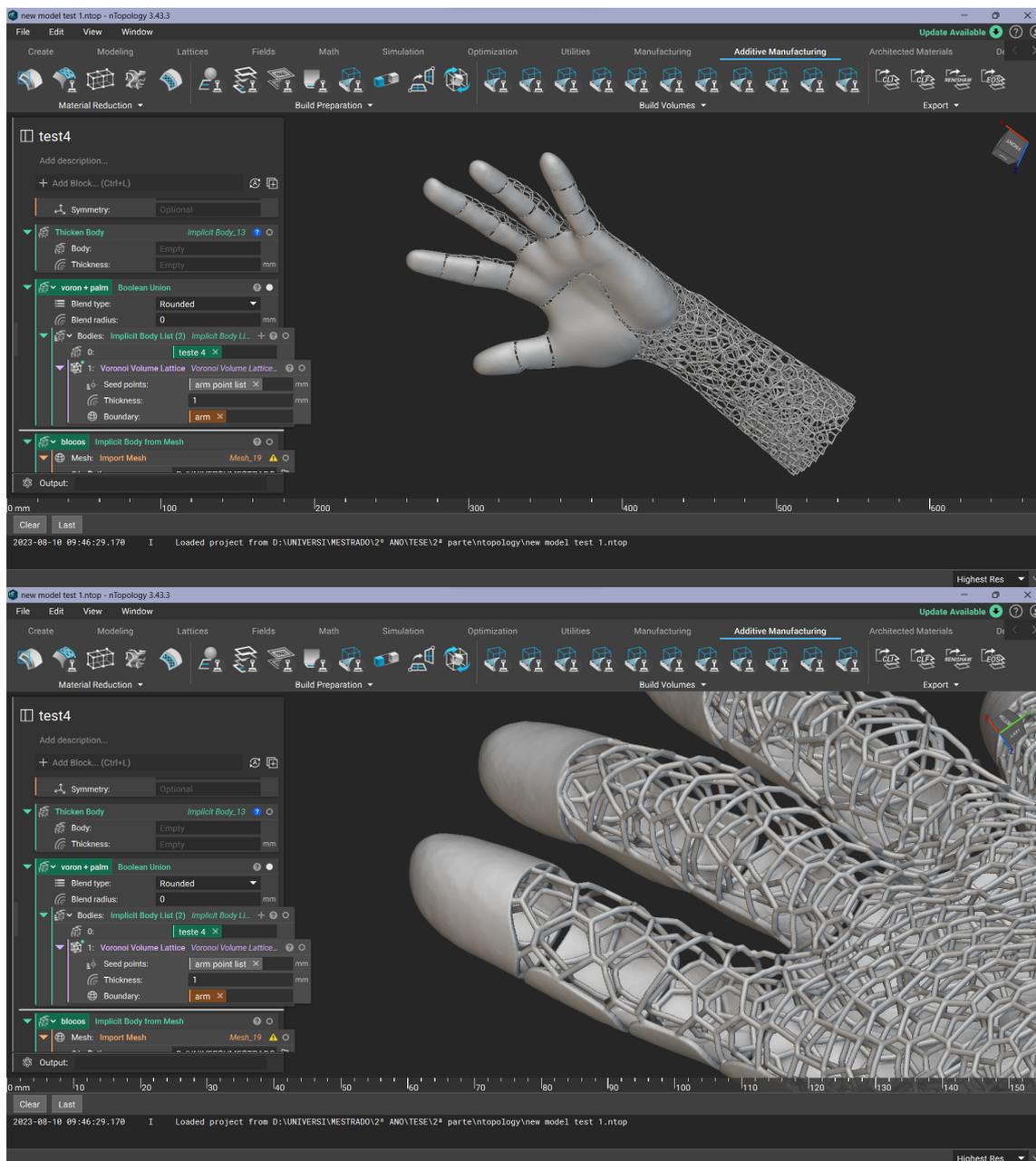


Fig. 186. Junção da estrutura voronoi com a palma.

TESTES EFETUADOS

Após a conclusão do modelo, iniciaram-se os preparativos para a sua impressão. Esta peça foi desenhada para ser impressa na empresa Print4Fun, e, em conversas com o técnico responsável, tentou-se avaliar as capacidades tanto da máquina tanto do próprio material disponível, a fim de determinar a viabilidade de uma impressão de qualidade. Concluiu-se, então, que seria prudente realizar-se um teste inicial em escala reduzida, para compreender as capacidades e limitações do material.

Em seguida, transferiu-se o ficheiro para o software Meshmixer, onde foram realizados dois cortes na horizontal para capturar tanto a palma da mão, como o encaixe, a fim de avaliar o nível de detalhe necessário.

Após fazer-se essa alteração, prosseguiu-se com a impressão na impressora Anycubic Photon Mono X, sem a necessidade de utilizar-se suportes. Após a conclusão da impressão, a peça ficou em repouso durante alguns dias, uma vez que a empresa não dispunha de equipamento para finalizar a impressão. Após o material estar totalmente pronto, conseguiu-se confirmar que a maleabilidade era, exatamente, a pretendida.



Fig. 187. Resultado do primeiro ensaio físico com este material

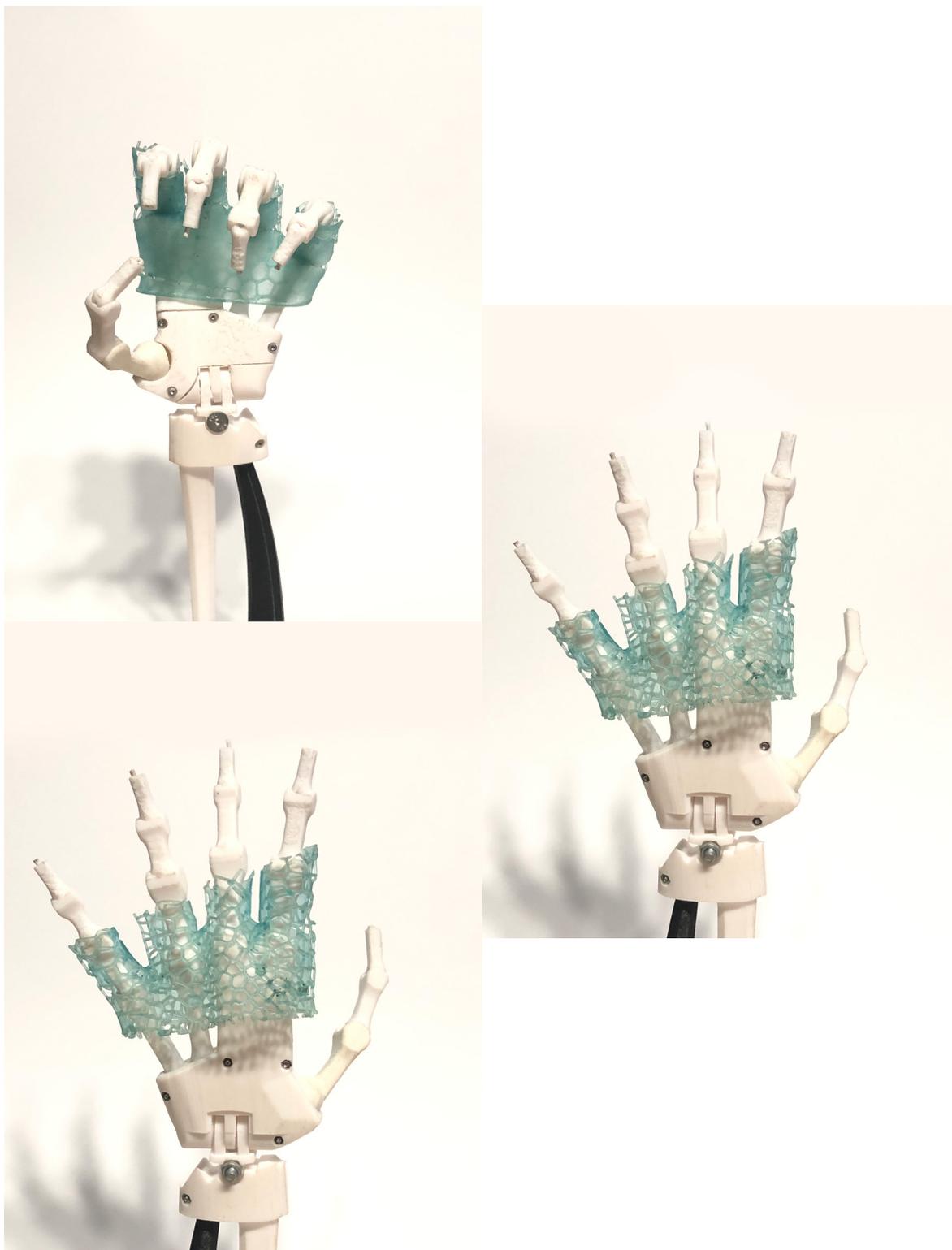


Fig. 188. Aplicação da estrutura elástica em resina com a estrutura interna

Após os resultados, procedeu-se à impressão da peça toda, que teve de ser segmentada em duas partes devido ao tamanho da impressão.

Os resultados dessa impressão foram fracos, pois o material não conseguiu manter a sua forma durante a impressão devido ao peso da peça em estado líquido e a elasticidade do mesmo, criando uma peça cheia de imperfeições.

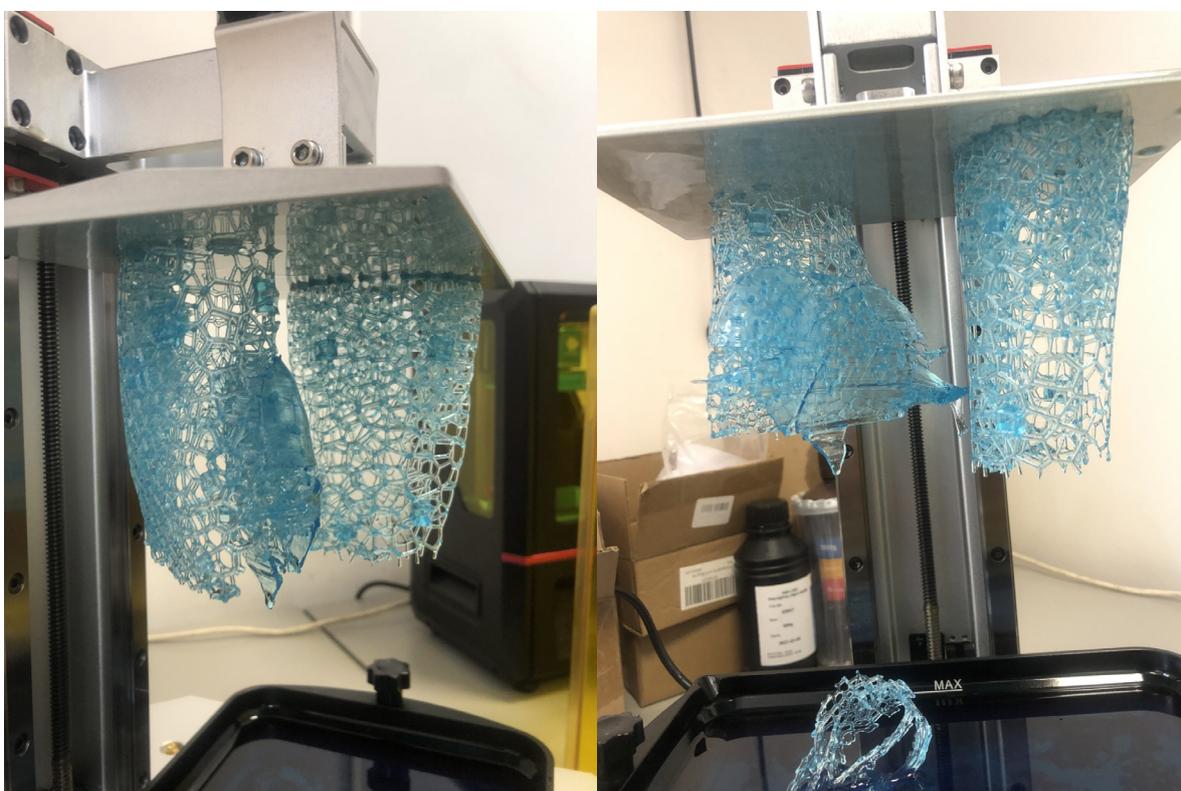


Fig. 189. Demonstração da falha de impressão neste material, havendo várias roturas e a metade que compõe a mão ficou inacabada

Tentando resolver este problema, aumentou-se o número de células das do voronoi e a espessura dos veios das peças, para que toda a estrutura oferecesse maior resistência durante a impressão e resultasse numa peça completa sem erros.

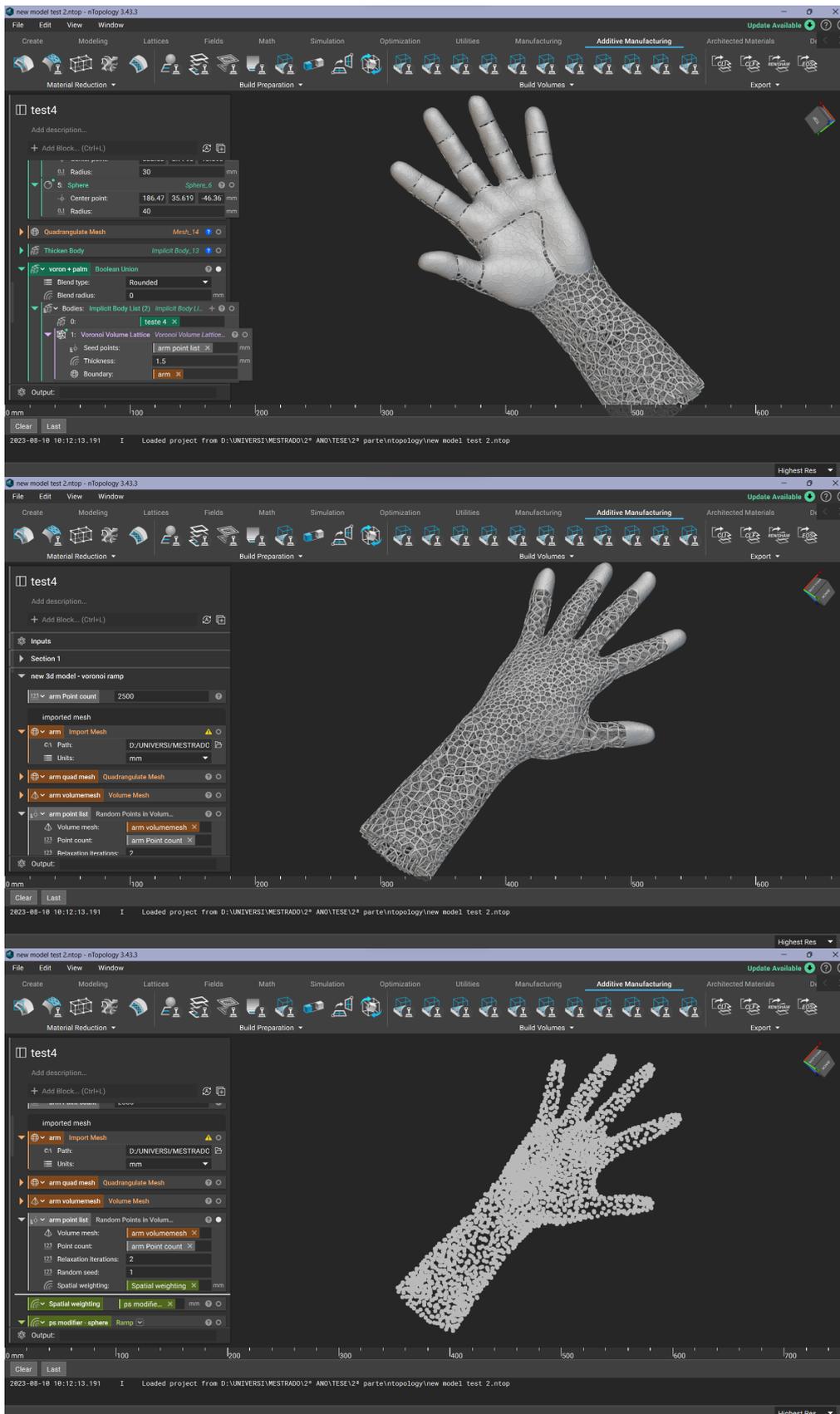


Fig. 190. Aumento da espessura das ramificações e do número de células para 2500

Apesar de nesta solução ser possível imprimir a peça até ao fim, a parte da palma saíu na mesma com bastantes erros, tendo furos e ruturas. Uma vez que as alterações que foram feitas para resolver o problema de impressão resultariam numa diminuição de maleabilidade e flexibilidade, identificou-se que este material, apesar de ter potencial, não permite a impressão desta peça.



Fig. 191. Terceiro teste de impressão

3.5 ESTRUTURA EXTERNA

Esta parte do projeto concentrou-se na criação meticulosa das capas, que interagem diretamente com a estrutura interna. O objetivo principal era o de alcançar uma harmonia entre a sensação tátil de rigidez e frieza, em contraste com a característica intrínseca de elasticidade e maleabilidade oferecida pela estrutura elástica subjacente. A interação entre esses elementos visa proporcionar uma experiência tátil que seja funcional e, ao mesmo tempo, esteticamente interessante.

As capas desempenham um papel visualmente proeminente na configuração da prótese, e foram meticulosamente concebidas para estabelecer uma harmonia sólida entre aspecto e funcionalidade. Apesar de serem a parte mais visível da prótese, o seu design vai além da superficialidade. Além da sua aparência, as capas foram estrategicamente concebidas para criar uma sensação tátil que evoque proximidade e confiança no utilizador.

A procura por personalização e adaptabilidade permeou cada aspeto do desenvolvimento das capas. Foram minuciosamente concebidas para possibilitar a substituição e adaptação, oferecendo aos utilizadores a liberdade de escolherem entre uma variedade de opções. Essa flexibilidade abrange não apenas a escolha de cores e padrões, mas também a possibilidade de selecionar diversos materiais, cada um com as suas próprias características funcionais e estéticas.

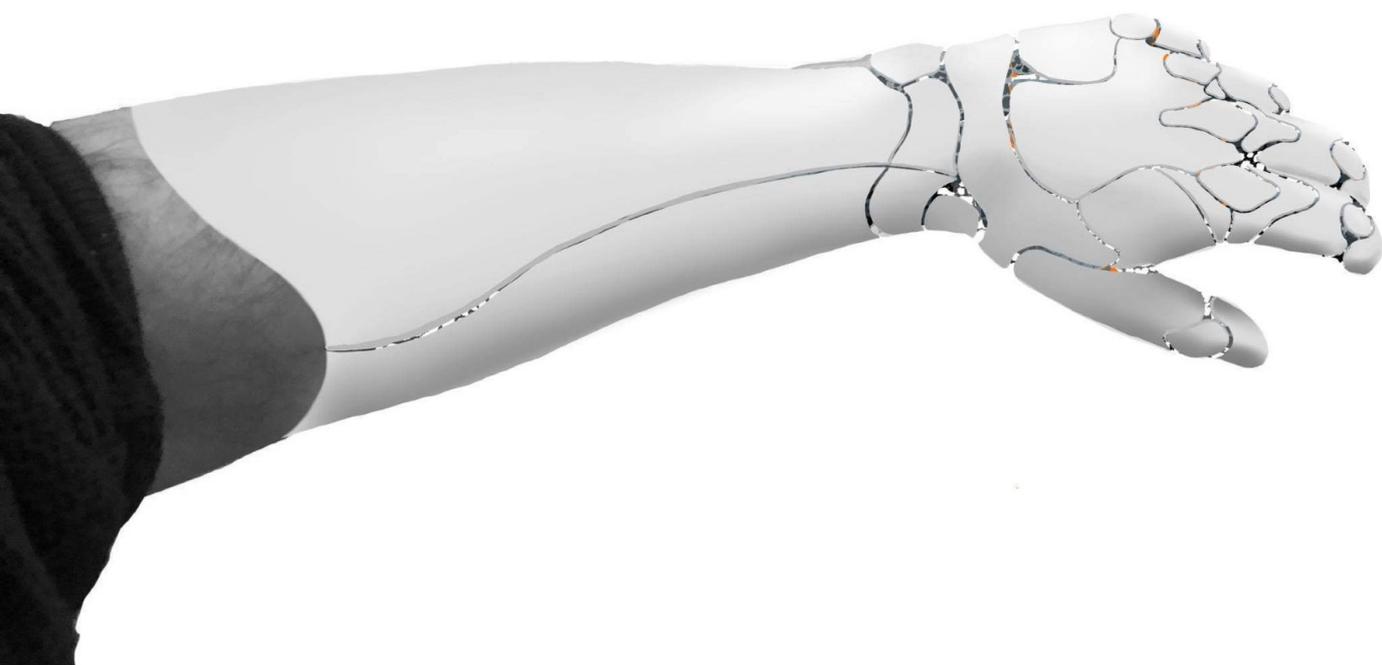


Fig. 192. 1.º desenho conceptual e planeamento da proposta focando nas placas de revestimento

3.5.1 PLACAS DE REVESTIMENTO

No decorrer deste projeto, houve um interesse em desenvolver-se várias placas de revestimento que representassem a camada exterior (pele) da prótese, desempenhando um papel de destaque na estética da prótese. O desafio central residia na necessidade de subdividir essas capas em segmentos estratégicos, de modo a evitar uma complexidade excessiva durante a montagem, sem, no entanto, comprometer a amplitude de movimento da prótese. Essa abordagem exigia um equilíbrio prático entre o número de componentes e a capacidade de mobilidade do dispositivo.

A estratégia adotada envolveu a cuidadosa concepção de um conjunto limitado de peças, meticulosamente projetado para otimizar a cobertura da área exposta. Ao mesmo tempo, esse design comprometeu-se em preservar a liberdade de movimento, característica da estrutura interna da prótese. Como resultado dessa abordagem, desenvolveu-se um conjunto de capas para interagir harmoniosamente com a estrutura elástica subjacente. Esse sistema oferece uma resposta dinâmica e adaptativa, alinhada com o grau de movimento da prótese, lembrando de forma funcional as placas tectônicas na geologia.

DESENVOLVIMENTO DO COMPONENTE

O processo de desenvolvimento deste componente partiu do desenho conceptual das placas de revestimento, inspirado tanto em braços robóticos que compartilham a mesma teoria conceptual, quanto em próteses articuladas que chegaram a conclusões semelhantes.

Desde o desenvolvimento do primeiro desenho, houve apenas simplificações na forma, bem como no número de peças necessárias para o desenvolvimento deste projeto.

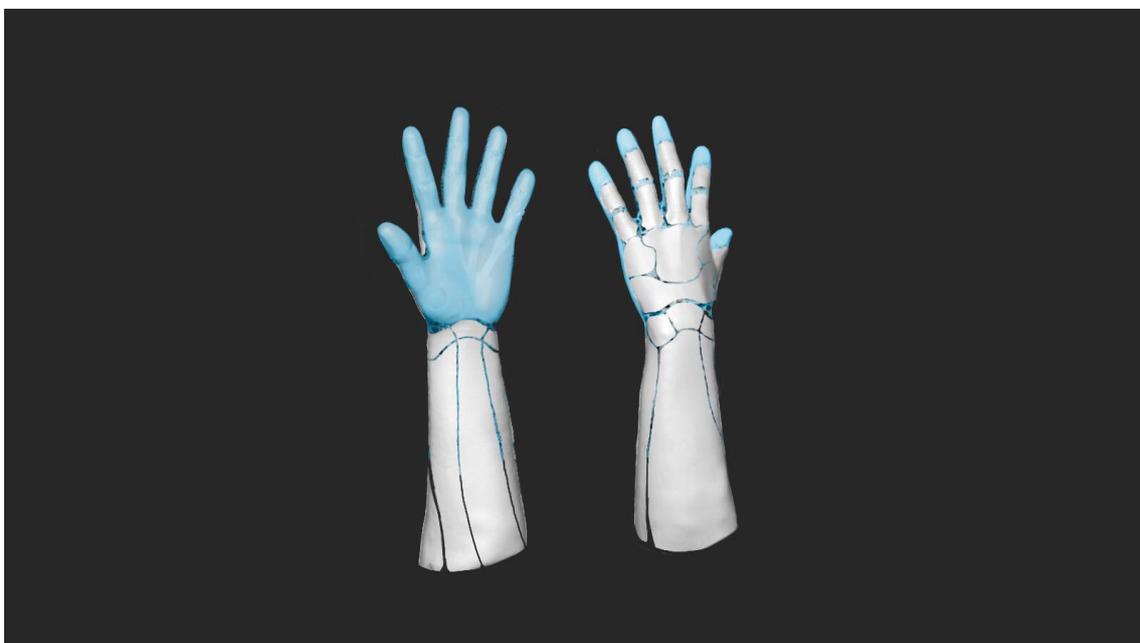


Fig. 193. Desenho conceptual das capas tendo atenção à articulação da estrutura interna e elástica

Após finalizar o desenho, iniciou-se o processo de criação no software Meshmixer de uma forma em bruto, recortando-a, peça por peça, e procurando recriar as formas representadas no desenho, tendo também em consideração as eventuais restrições impostas durante a articulação da prótese.



Fig. 194. Transformação do desenho 2D para uma forma rudimentar em 3D

Esta forma inicial apresenta ser bastante robusta e pouco delicada, sendo necessário realizar-se uma limpeza em toda a sua forma. Diminuiu-se os espaçamentos entre capas, que, mesmo podendo limitar a articulação da prótese, durante a fase de prototipagem, estas poderiam ser alteradas, retirando material, assim como acrescentando com massa.

Refez-se então os cortes de novo, tomando essa parte em atenção.

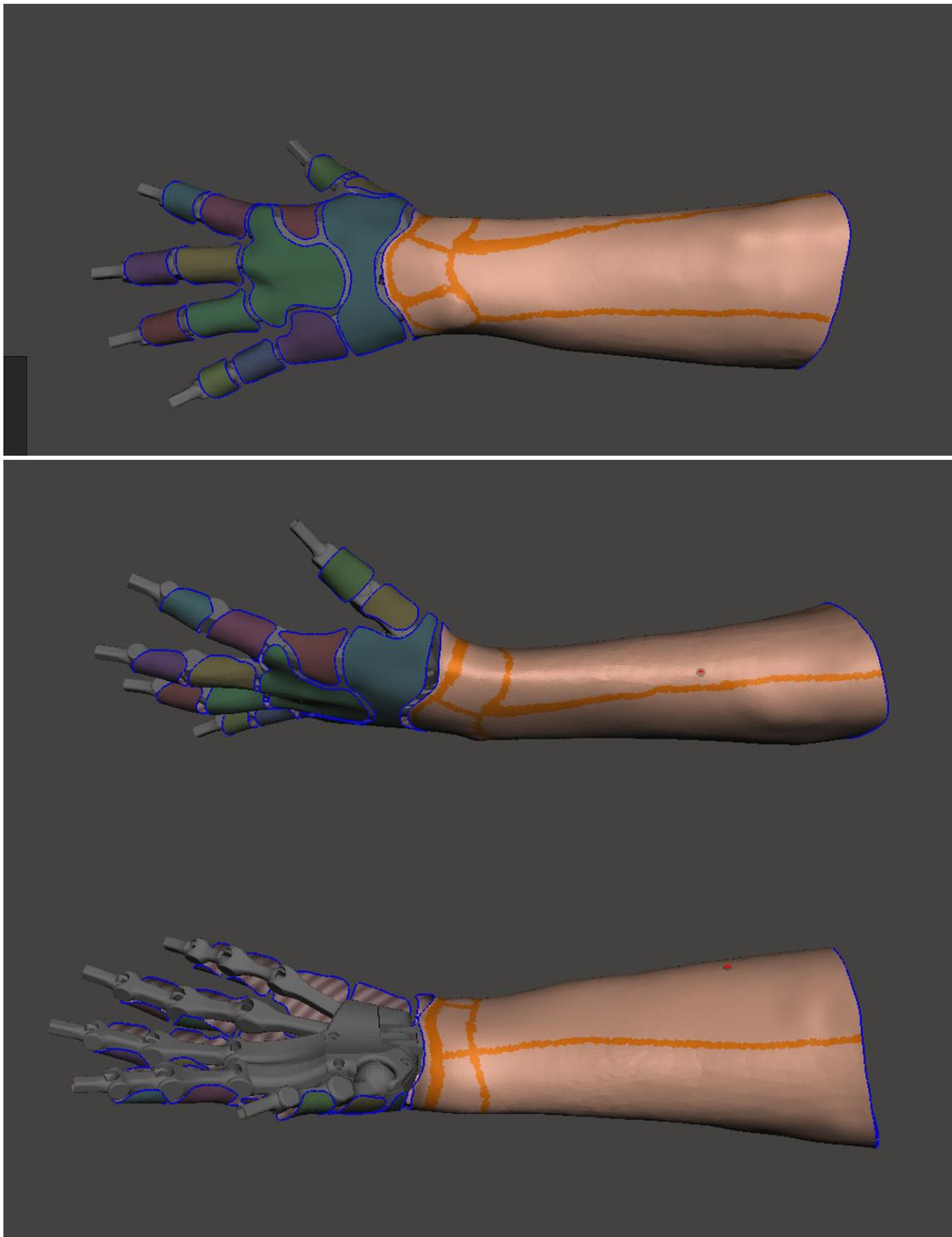


Fig. 195. Reconstrução e tratamento da forma previamente desenvolvida

Após os cortes, atribuiu-se uma espessura de 1.5mm a todas as superfícies, para que as capas pudessem ser leves na prótese.

Para unir a estrutura elástica e as placas de revestimento utilizou-se um método de fixação em que utiliza ímanes, juntamente com encaixes macho e fêmea, presente em certos comandos de videogames, como exemplificado na figura 195. Foram então criados dois modelos no fusion 360, aos quais cada um incorpora um diferente tamanho de ímã (2 mm x 1 mm e 5 mm x 2.5 mm).

No Blender, foram introduzidos os encaixes para fixar as capas à estrutura elástica já desenvolvida, utilizando apenas o encaixe macho nestes componentes. A distribuição dos mesmos variou de acordo com a força dos ímanes, assegurando-se, ao mesmo tempo, a otimização do posicionamento para evitar restrições nos movimentos e permitir que as capas deslizassem durante os movimentos.

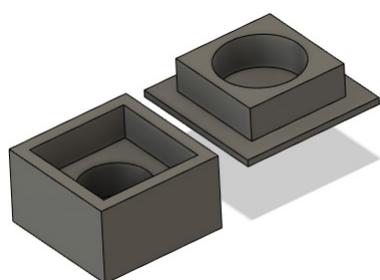


Fig. 196. Encaixe 2 mm x 1mm

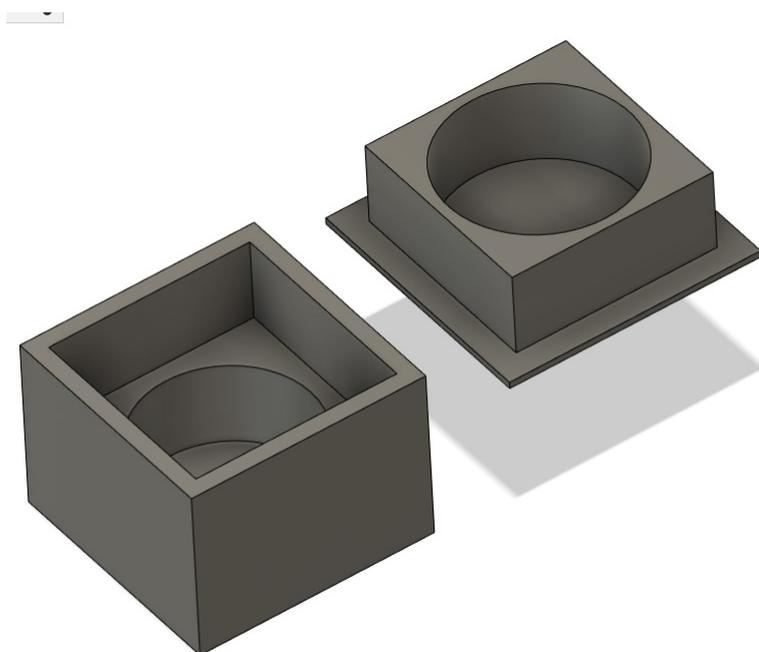


Fig. 197. Encaixe 5 mm x 2.5 mm



Fig. 198. Resultado da impressão

Após concluir o modelo final, procedeu-se à impressão usando o método de fabrico FDM, utilizando o mesmo material que foi empregue na fase final do esqueleto.

O resultado da impressão dessas peças foi satisfatório. A sua espessura proporcionou alguma maleabilidade, além de apresentar translucidez. As tolerâncias dos encaixes estavam bem ajustadas.

3.5.2 CUSTOMIZAÇÃO

A customização desempenha um papel fundamental na identidade deste projeto, representando seu ponto central. O objetivo principal deste elemento é evitar limitações quanto às fórmulas e combinações que o utilizador possa criar.

Em termos de empreendedorismo, considerando que a prótese é um elemento bastante personalizado, a ideia seria desenvolver um processo paramétrico que permitisse ajustar todos os parâmetros do braço, e que todos os elementos pudessem variar consoante o gosto do utilizador. A partir deste método, seriam oferecidos diferentes pacotes de componentes, com o braço completo em branco como elemento comum a todos eles. Assim, os utilizadores teriam a oportunidade de fazer escolhas com base no preço e no nível de customização pretendido. Essas escolhas incluiriam uma variedade de opções, desde a exploração de diferentes materiais, texturas ou gravações nos componentes, permitindo uma expressão pessoal, até mesmo a inclusão de ilustrações ou esculturas de colaborações que os utilizadores poderiam incorporar. Todos esses elementos seriam de alta qualidade, contribuindo para a criação de um produto que se destacaria de forma positiva na sociedade.

Uma vez que não foi possível obter resultados finais em etapas anteriores deste projeto, não foi possível criar estas peças como customizáveis, resultando numa parte que é demonstrada como apenas conceptual.



Fig. 199. Render da prótese com as cores Azul escuro e laranja



Fig. 200. Render da prótese com as cores "Summer Song" e terracotta



Fig. 201. Render da prótese com as cores Lavanda digital e branco



Fig. 202. Render da prótese com as cores azul claro e vermelho



Fig. 203. Render da prótese com as cores bege e terracota



Fig. 204. Render da prótese assumindo que as placas de revestimento têm um material translúcido

4 CONCLUSÃO

Neste estudo, explorou-se minuciosamente os desafios e as oportunidades envolvidas na criação de uma prótese transradial personalizável, funcional e esteticamente atraente, projetada para atender às necessidades específicas dos pacientes que enfrentam amputações do membro superior.

Ao longo desta fase de desenvolvimento do projeto, deu-se especial ênfase à concepção de uma peça que não apenas emulasse a volumetria de um braço humano, mas também incorporasse a sua maleabilidade essencial. O objetivo central era ir além da simples funcionalidade, procurando-se criar uma peça que se elevasse a uma expressão estética, estabelecendo, assim, um elo de ligação direto entre o utilizador e a prótese projetada. Foram também evidenciadas diversas considerações críticas que influenciaram diretamente a validação e o aprimoramento contínuo da prótese de membro superior. Entre os desafios enfrentados, destaca-se a validação parcial do esqueleto concebido, cuja necessidade de alterações em projetos futuros se tornou evidente após a utilização prolongada do mesmo. Essas futuras alterações serão imprescindíveis para atender os requisitos de maleabilidade e resistência, com vista ao aperfeiçoamento da funcionalidade e durabilidade do dispositivo.

A não validação dos materiais empregados na construção da estrutura elástica revelou falhas intrínsecas, tanto na composição dos materiais quanto nos métodos de fabrico utilizados. Este cenário requer uma transição para ferramentas mais avançadas, como por exemplo, métodos de impressão 3D mais sofisticados, associados, no entanto, a custos mais elevados. Tal direcionamento é fundamental para garantir a qualidade e a confiabilidade do produto final, mitigando as falhas identificadas nas fases iniciais do projeto.

Surgiu, no entanto, uma preocupação relacionada com a impossibilidade de validar-se as placas de revestimento e os encaixes desenvolvidos, devido à interrupção da fase anterior do projeto. Esta lacuna representa uma limitação significativa na avaliação integral e abrangente da prótese, dificultando a conclusão efetiva do desenvolvimento. Para dar continuidade a este trabalho, será necessário adotar-se uma abordagem mais abrangente que englobe a validação desses componentes essenciais, de forma a assegurar a plena funcionalidade da prótese.

Concluindo, ao longo deste projeto, foram identificados desafios significativos que requerem uma revisão criteriosa das abordagens e métodos a utilizar, assim como a adoção de tecnologias mais avançadas e a contínua progressão do ciclo de desenvolvimento. Essas reflexões proporcionam conhecimentos valiosos para futuras iterações, destacando-se a importância da inovação constante e da adaptação às complexidades inerentes ao desenvolvimento de dispositivos biomédicos.

BIBLIOGRAFIA

Agarwal, S., Saha, S., Balla, V. K., Pal, A., Barui, A., & Bodhak, S. (2020). Current developments in 3D Bioprinting for tissue and organ Regeneration–A review. *Frontiers in Mechanical Engineering*, 6. <https://doi.org/10.3389/fmech.2020.589171>

Alan M., J., Carol Mason, Spicer Jennifer Lalitha, F., *The Use of Selected Assistive Products and Technologies in Eliminating Committee, Reducing the Effects of Impairments Committee, Board on Health Care Services, Health Medicine Division, & National Academies of Sciences Engineering and Medicine.* (2017). *The Promise of Assistive Technology to Enhance Activity and Work Participation.* National Academies Press. <https://doi.org/10.17226/24740>

Alexandratos, J. (2017). *Articulating the action figure: Essays on the toys and their messages.* McFarland.

Al-Ketan, O., Rowshan, R., & Abu Al-Rub, R. K. (2018). *Topology-mechanical property relationship of 3D printed strut, skeletal, and sheet based periodic metallic cellular materials.* *Additive Manufacturing*, 19, 167-183. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2017.12.006>

Amputation. *The Journal of Hand Surgery*, 44(6), 525.e1-525.e8. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2018.11.019>

Anatomia: Uma viagem pelo corpo humano.: Posição anatômica - Blogger. Disponível em: <https://anatomiablog.blogspot.com/2011/06/posicao-anatomica.html>. Acesso em: 10 de abril de 2023.

Anatomia Humana I - Passei Direto. Disponível em: <https://www.passeidireto.com/arquivo/81592607/anatomia-sistemica>. Acesso em: 10 de abril de 2023.

Bennett, W. (2020, February 29). *Medical devices, implantables and polyurethane.* Today's Medical Developments. Retrieved December 20, 2022, from <https://www.todaymedicaldevelopments.com/news/medical-device-implants-polyurethane-got-urethane/>

Blom, J., & French, T. (2018). *The Aesthetics of Prosthetic Greaves: Co-Design for Expressing Personal Identity.* *Making Futures*, 5.

Bock, M., Tyagi, A. K., Kreft, J., & Alt, W. (2010). *Generalized Voronoi tessellation as a model of two-dimensional cell tissue dynamics.* *Bulletin of Mathematical Biology*, 72(7), 1696-1731. <https://doi.org/10.1007/s11538-009-9498-3>

Carvalho JA. *Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação.* 2 ed. Barueri, SP: Manole Ltda; 2003.

Carroll, A. M., & Fyfe, N. (2004). *A Comparison of the Effect of the Aesthetics of Digital Cosmetic Prostheses on Body Image and Well-Being.* *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 16(2), 66-68. <https://doi.org/10.1097/00008526-200404000-00007>

Cordella, F., & Ciancio, A. L. (2016). *Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users.* *Frontiers*, 10. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00209>

Desai, S. M., Sonawane, R. Y., & More, A. P. (2023). *Thermoplastic polyurethane for three-dimensional printing applications: A review.* *Polymers for Advanced Technologies*, 34(7), 2061-2082. <https://doi.org/10.1002/pat.6041>

Dillingham, T. R., Pezzin, L. E., & Mackenzie, E. J. (2002). *Limb amputation and limb deficiency: Epidemiology and recent trends in the United States*. Southern Medical Journal, 95(8), 875-883. doi:10.1097/00007611-200208000-00018

Dohnalek, P., Gajdos, P., and Peterek, T. (2013). "Human activity recognition on raw sensors data via sparse approximation," in Proceedings of the 36th International Conference on Telecommunications and Signal Processing (Rome), 700–703.

Faustino, Romão e Lança, 2021, *Conceitos fundamentais e terminologia anatómica aplicada ao sistema locomotor*, Évora, P. 30

Fitzgibbons P, Medvedev G. *Functional and Clinical Outcomes of Upper Extremity Amputation*. J Am Acad Orthop Surg. 2015 Dec;23(12):751-60

Fitzpatrick, M. C. (1999). *The psychologic assessment and psychosocial recovery of the patient with an amputation*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 361, 98-107. <https://doi.org/10.1097/00003086-199904000-00014>

Gabarra, Letícia Macedo, & Crepaldi, Maria Aparecida. (2009). *Aspectos psicológicos da cirurgia de amputação*. Aletheia, (30), 59-72. Acedido a 6 de setembro de 2022, de http://pepsic.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-03942009000200006&lng=pt&tlng=pt.

Garside, P., e Lovett, D. 2006. *Polyurethane foam: investigating the physical and chemical consequences of degradation*. In P. Garside, & C. Rogerson The Future of the 20th Century, collecting, interpreting and conserving modern materials, AHRC Research Centre for Textile Conservation and Textile Studies. London: Archetype, 77-83.

Gill, V. K. (2019). *Methodology of exoskeleton with actuation methods and discussion of nerves sensing for exoskeleton*. Indian Journal of Science and Technology, 12(38), 1-8. <https://doi.org/10.17485/ijst/2019/v12i38/145571>

Groover, M. P. (2010). *Fundamentals of modern manufacturing: Materials, processes, and systems* (4th ed.). John Wiley & Sons.

Howard, G. T. (2002). *Biodegradation of polyurethane: A review*. International Biodeterioration & Biodegradation, 49(4), 245-252. [https://doi.org/10.1016/s0964-8305\(02\)00051-3](https://doi.org/10.1016/s0964-8305(02)00051-3)

Kalpakjian, S., & Schmid, S. R. (2022). *Manufacturing engineering and technology in SI units* (4th ed.). Pearson.

Kerr, T. (2022). *FDM 3D printing*. *Synthesis Lectures on Digital Circuits & Systems*, 35-44. https://doi.org/10.1007/978-3-031-19350-7_4

Klerstad, M., & Svensson, M. (2018). *Creating a Body Powered Prosthetic Arm with 3D Printing Technology*. Lund University

Liqcreate. (2021, May 29). Premium flex. The best 3D printing resins for SLA, DLP, LCD & MSLA | Liqcreate. <https://www.liqcreate.com/product/premium-flex/>

Livro de Atas do II Congresso de Enfermagem Médico-cirúrgica da ESSV. Impressão Especializada no Cuidado à Pessoa em Situação Crítica. Viseu: ESSV. Acedido a 9/08/2023, em http://www.essv.ipv.pt/images/pdf/livros/Livro_resumos_medico_cirurgica_2015.pdf

Mi, J., Harding, R. A., & Campbell, J. (2002). *The tilt casting process*. *International Journal of Cast Metals Research*, 14(6), 325-334. <https://doi.org/10.1080/13640461.2002.11819450>

Moore, K. L., & Dalley, A. F. (1992). *Clinically oriented anatomy* (3rd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

Nolé, A., & Fisioterapeuta e Técnico Especialista em Próteses Biônicas Ortopédicas. (2021, November 5). *Tipos de Amputações: Causas E Níveis de Amputação*. Próteses Biônicas e Órteses | Bionicenter. <https://bionicenter.com.br/tipos-de-amputacoes-causas-e-niveis-de-amputacao/>

Oertel, G. (1994). *Polyurethane handbook: Chemistry, raw materials, processing, application, properties* (2nd ed.). Hanser Gardner Publications.

Ovadia, S. A., & Askari, M. (2015). Upper extremity amputations and prosthetics. *Seminars in Plastic Surgery*, 29(1), 55-61. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1544171>

Özsoy, K., Erçetin, A., & Çevik, Z. A. (2021). *Comparison of mechanical properties of PLA and ABS based structures produced by fused deposition modelling additive manufacturing*. *European Journal of Science and Technology*, (27), 802-809. <https://doi.org/10.31590/ejosat.983317>

Park, K., Min, K., & Roh, Y. (2021). *Design optimization of lattice structures under compression: Study of unit cell types and cell arrangements*. *Materials*, 15(1), 97. <https://doi.org/10.3390/ma15010097>

Pierrie, S. N., Gaston, R. G., & Loeffler, B. J. (2019). *Targeted muscle Reinnervation for prosthesis optimization and neuroma management in the setting of Transradial*

Piros, A., & Trautmann, L. (2023). *Creating interior support structures with lightweight Voronoi scaffold*. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 17(1), 93-101. <https://doi.org/10.1007/s12008-022-01182-8>

Portugal, S. E. (2021, August 17). *Reabilitação após amputação de membro - Fundamentos - Manual MSD Versão Saúde para a Família*. Manual MSD Versão Saúde para a Família. <https://www.msdmanuals.com/pt-pt/casa/fundamentos/reabilita%C3%A7%C3%A3o/reabilita%C3%A7%C3%A3o-ap%C3%B3s-amputa%C3%A7%C3%A3o-de-membro>

Pokojski, W., & Pokojska, P. (2018). *Voronoi diagrams – inventor, method, applications*. *Polish Cartographical Review*, 50(3), 141-150. <https://doi.org/10.2478/pcr-2018-0009>

Rokicki, W., & Gawell, E. (2016). *Voronoi diagrams – rod structure research models in architectural and structural optimization*. *Mazowsze Studia Regionalne*, 2016(19), 155-164. <https://doi.org/10.21858/msr.19.10>

Sansoni, S., Speer, L., Wodehouse, A., & Buis, A. (2016). *Aesthetic of prosthetic devices: From medical equipment to a work of design*. *Emotional Engineering Volume 4*, 73-92. https://doi.org/10.1007/978-3-319-29433-9_5

- Schmidleithner, C., & Kalaskar, D. M. (2018). *Stereolithography*. 3D Printing. <https://doi.org/10.5772/intechopen.78147>
- Seeley, Rod R., C., Stephens, Trent D., J., & Tate, Philip. (2005). *Anatomia E Fisiologia* (6th ed.). Lusociência.
- Smagt, P. V., Grebenstein, M., Urbanek, H., Fligge, N., Strohmayer, M., Stillfried, G., Parrish, J., & Gustus, A. (2009). *Robotics of human movements*. *Journal of Physiology - Paris*, 103(3-5), 119-132. <https://doi.org/10.1016/j.jphysparis.2009.07.009>
- Starr, L. B. (2017). *The doll book*. Read Books.
- Stokosa, J. J. (2021, January 11). *Considerações gerais sobre a prótese de membros - Assuntos especiais - Manual MSD Versão Saúde para a Família*. Manual MSD Versão Saúde para a Família. <https://www.msmanuals.com/pt-pt/casa/assuntos-especiais/pr%C3%B3tese-de-membros/considera%C3%A7%C3%B5es-gerais-sobre-a-pr%C3%B3tese-de-membros>
- Summit, S. (2011, November). *Belos membros artificiais*. TED: Ideas Worth Spreading. https://www.ted.com/talks/scott_summit_beautiful_artificial_limbs?language=pt-br
- Technologies, Sy. (2020, October 5). *Know your materials: Flexible resin*. Retrieved March 12, 2023, from <https://sybridge.com/know-your-materials-flexible-resin/>
- Testador de Elasticidade de Resiliência de Rebote de Borracha. (n.d.). Amade-Tech. <https://www.amade-tech.com/pt/product/rubber-rebound-resilience-elasticity-tester/>
- Terminologia anatômica*. (2019, April 5). Retrieved from <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/terminologia-anatomica-pt>. Acesso em: 5 de Setembro de 2022.
- Toldt C, Dalla Rosa A e Paul E. *An atlas of human anatomy for students and physicians*. New York, NY: Rebman Company, 1919.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2003). *Principles of anatomy and physiology* (10th ed.). York NY: John Wiley.
- Transradial. (2017, November 14). Retrieved from <https://www.catarin.org/amputacao/transradial/>
- TROMBLY, C. A., & Radomski, M. V. (2013). *Terapia ocupacional para disfunções físicas* (6th ed.). São Paulo : Santos.
- Wald, J., & Alvarp, R. (2004). *Psychological factors in work-related amputation: Considerations for rehabilitation counselors*. *Journal of Rehabilitation*;70(4):6-15.
- Wang, H., Djambazov, G., Pericleous, K. A., Harding, R. A., & Wickins, M. (2011). *Modelling the dynamics of the tilt-casting process and the effect of the mould design on the casting quality*. *Computers & Fluids*, 42(1), 92-101. <https://doi.org/10.1016/j.compfluid.2010.11.010>
- Zuidema, G. D., & Schlossberg, L. (2002). *Atlas de anatomia funcional humana*. Lisboa: Instituto Piaget.

ÍNDICE DE FIGURAS

1. Representação dos planos Anatómicos. (pág. 8)
2. Representação da estrutura esquelética do membro superior. (pág. 10)
3. Descrição detalhada do Úmero. (pág. 12)
4. Descrição detalhada do Raio e Ulna. (pág. 12)
5. Estrutura esquelética da mão. (pág. 13)
6. Representação da estrutura Muscular do membro superior. (pág. 14)
7. Vista anteromedial profunda dos músculos do ombro e do braço. (pág. 17)
8. Músculos do braço e ombro na vista lateral. (pág. 17)
9. Vista anterior do antebraço direito em diferentes profundidades (pág. 17)
10. Superfície palmar da mão direita em diferentes profundidades (pág. 17)
11. Estrutura de uma articulação sinovial (pág. 18)
12. Articulação plana (pág. 19)
13. Articulação em cela (pág. 19)
14. Articulação em roldana (pág. 19)
15. Articulação cilíndrica (pág. 19)
16. Articulação esférica (pág. 20)
17. Articulação de contorno elíptico (pág. 20)
18. Flexão e Extensão (pág. 20)
19. Adução e Abdução (pág. 21)
20. Circundação (pág. 21)
21. Rotação medial e latera do braço (pág. 22)
22. Pronação e supinação (pág. 22)
23. Diferentes graus de amputação (pág. 29)
24. Prótese passiva de Evan Kuester (pág. 35)
25. Prótese passiva em silicone (pág. 35)
26. Prótese mecânica com o sistema de Bowden (pág. 36)
27. Prótese mecânica digital (pág. 36)
28. Prótese transradial biónica (pág. 37)
29. Prótese biónica com forma mais futurista (pág. 37)
30. Prótese biónica acessível ao mercado (pág. 38)
31. Prótese passiva de Evan Kuester (pág. 40)
32. Prótese passiva de um membro inferior personalizada ao utilizador (pág. 40)
33. Exemplo de um amputado a utilizar uma prótese transumeral personalizada pelo próprio. (pág. 41)
34. Prótese passiva personalizada com ênfase na cósmética (pág. 41)
35. Prótese passiva personalizada com ênfase na cosmética (pág. 41)
36. Hero arm (pág. 45)
37. Materialise (pág. 46)

38. JD-1 (pág. 49)
39. Ivania 2.0 (pág.50)
40. TRANSFEMORAL MONOCOQUE POLYAXIAL STUDY (pág. 53)
41. Braço robótico da inmoov (pág. 54)
42. Biomimetric mechatronic hand (pág. 57)
43. The clone hand (pág. 58)
44. Render da prótese desenvolvida (pág. 60)
45. Demonstração da extrusão do filamento para a plataforma de construção (pág. 66)
46. Demonstração da qualidade e detalhe da impressão (pág. 67)
47. Diferentes erros de impressão em FDM (pág. 69)
48. CR-200B (pág. 71)
49. Ender 3 V2 (pág. 73)
50. Processo de Fotopolimerização (pág. 74)
51. Finalização de impressão em Resina (pág. 75)
52. Photon Mono X (pág. 77)
53. 1.º desenho conceptual e planeamento da proposta (pág. 81)
54. braço robótico com uma representação realista dos movimentos humanos da mão. (pág. 82)
55. A ideia de desenvolver o braço de uma retroescavadora partiu da inspiração direta do movimento de um braço humano a realizar o mesmo movimento. (escavar) (pág. 83)
56. Nas figuras de ação é onde é melhor apresentada como um corpo humano funcionaria com as tecnologias de hoje em dia. (pág. 83)
57. Perna prótica robótica autossuficiente (pág. 84)
58. Exoesqueleto pheonix que ajuda na movimentação e execução de cargos que requerem uma constante força, diminuindo danos físicos. (pág. 84)
59. Diferentes tipos de articulações adaptadas do corpo humano (pág. 85)
60. S. H. Figuarts Body Kun (pág. 86)
61. Desenho da Patente da 1ª figura de ação articulada em 1964 (pág. 86)
62. TOA Heavy Industries Synthetic Human Clear. Esta figura de ação é apresentada num corpo translucido onde é possível ver em detalhe a enorme exigência de encaixes que uma figura de ação requer para recriar a articulação humana, numa e escala baixa. (pág. 87)
63. The Rochard doll. (pág. 87)
64. Desenho de estudo e simplificação da forma e aplicação de encaixes esféricos em cada peça. (pág. 91)
65. Desenho de estudo e simplificação da forma e aplicação de encaixes esféricos em cada peça. (pág. 92)
66. retificação da forma para permitir os graus de articulação necessários (pág. 93)
67. teste digital no momento 2 a exemplificar a rotação do antebraço no modelo 3D com desvio previamente descrito (pág. 93)
68. 2.º modelo 3D com a aplicação das alterações (pág. 94)
69. 1.º ensaio físico (pág. 95)

70. detalhe dos encaixes em esfera (pág. 96)
71. articulação do antebraço ao executar a pronação (pág. 97)
72. peças desmontadas e montadas (pág. 98)
73. 3.º modelo 3D mostrando os detalhes dos encaixes (pág. 99)
74. resultado da impressão (pág. 100)
75. peça desmontada (pág. 101)
76. demonstração da pronação (pág. 101)
77. demonstração da aplicação do aperto (pág. 102)
78. peças montadas (pág. 103)
79. pronação das mesmas (pág. 103)
80. desenhos de estudo da articulação do pulso (pág. 104)
81. imagem da mão realizada por: NOP21 (pág. 105)
82. 1.º desenho digital do pulso (pág. 106)
83. detalhes do encaixe do pulso nas respectivas peças (pág. 107)
84. 1.º teste de impressão 3D do pulso (pág. 108)
85. demonstração dos graus de movimento no desvio ulnar e radial do pulso (pág. 109)
86. demonstração dos graus de movimento da flexão e extensão (pág. 109)
87. 2.º teste digital (pág. 111)
88. Teste dos graus de movimento no desvio ulnar e radial do pulso no próprio modelo 3D (pág. 111)
89. Demonstração da aplicação do novo método de fixação do pulso à palma (pág. 111)
90. 2.º ensaio físico (pág. 112)
91. Desvio ulnar e radial do pulso (pág. 113)
92. Flexão e extensão (pág. 113)
93. Vistas do 3º teste digital (pág. 114)
94. Fratura na peça do pulso (pág. 115)
95. Peça final do pulso (pág. 115)
96. flexão e extensão da peça final (pág. 116)
97. desvio ulnar e radial do pulso (pág. 116)
98. Desenho de forma da mão inmoov (pág. 118)
99. Render da mão desenvolvida por will Cogley (pág. 118)
100. Simplificação de forma da palma e metacarpos. (pág. 119)
101. Palma com e sem os metacarpos. (pág. 121)
102. Foco nos 3 diferentes tipo de encaixes explorados nesta fase de desenvolvimento. (pág. 121)
103. Demonstração do 1º ensaio físico da palma e dos MC1, 4 e 5 (pág. 123)
104. Palma com e sem a Capa (pág. 125)
105. Palma com os MC1,4 e 5 (pág. 125)
106. 2.º teste de impressão da palma e metacarpos (pág. 127)
107. Diversas vistas da palma (pág. 128)
108. Redesenho dos encaixes dos metacarpos e adição do batente no MC1 (pág. 129)

109. Diferentes vistas do interior da palma (pág. 129)
110. Palma com e sem capa (pág. 129)
111. 3.º ensaio físico demonstrando a palma com e sem capa (pág. 131)
112. Apresentação do ponto frágil desta peça (pág. 131)
113. 4.º ensaio físico com todas as peças desmontadas (pág. 133)
114. Palma montada (pág. 133)
115. Diferentes níveis de articulação (pág. 134)
116. segmentação das falanges (pág. 135)
117. simplificação de forma (pág. 135)
118. Primeira forma do MC 1, FP1 e FD1 (pág. 136)
119. 1.ª simplificação de forma das restantes falanges. (pág. 137)
120. todas as falanges aplicadas no modelo (pág. 137)
121. Todas as falanges aplicadas no modelo (pág. 139)
122. Articulação do MC1, FP1 e FD1 (pág. 139)
123. base de inspiração do primeiro teste de articulação de MFCREATIONS3D (pág. 140)
124. base de inspiração do segundo teste de articulação (pág. 140)
125. primeiro teste da articulação das falanges (pág. 141)
126. segundo teste da articulação das falanges (pág. 141)
127. grau de movimento do primeiro teste de articulação de falanges (pág. 143)
128. segundo teste de articulação de falanges e respetivo grau de movimento (pág. 143)
129. Junção de ambos testes, aplicando o método bjd sobre uma maior área (pág. 144)
130. Base de inspiração para desenvolver uma guia que pudesse incorporar o encaixe em esfera. (pág. 145)
131. Foi possível analisar no cad que esta guia alinhava ambas as peças , passando a ser uma articulação com 1 grau de movimento. Também foram adicionados batentes à guia para evitar hiperextensões. (pág. 146)
132. Nestas duas figuras é possível ver a guia interna, assim como ambas peças desmontadas (pág. 146)
133. Resultado do ensaio físico. Nesta figura é possível observar a sequência de montagem das peças. (pág. 147)
134. teste de articulação das diversas peças, apresentando detalhe do encaixe desenvolvido (pág. 147)
135. Modelo Cad com as falanges finalizadas (pág. 148)
136. Foco no encaixe da falange distal onde o nó do fio elástico ficará oculto (pág. 149)
137. Apresentação do resultado das Falanges (pág. 149)
138. Conjugação entre a palma, metacarpos e falanges aplicando o método BJD e apresentação da sua articulação (pág. 150)
139. Resultado do 1.º ensaio físico relativamente à sua articulação (pág. 151)
140. Comparação entre o 1.º ensaio físico e o último (pág. 152)
141. Demonstração e montagem de todos os últimos ensaios de cada etapa (pág. 153)
142. Articulação da Estrutura Interna (pág. 154)

143. Demonstração da Articulação da Estrutura Interna fechando a mão (pág. 155)
144. 1.º desenho conceptual e planeamento da proposta focando na estrutura elástica (pág. 157)
145. representação de uma estrutura de células abertas e fechada (pág. 160)
146. Quemitoool (pág. 161)
147. Parte A e parte B de Easy Flex 60 (pág. 162)
148. Scan digital de um braço através da aplicação Polycam. (pág. 163)
149. Scan digital de um braço obtido gratuitamente (pág. 164)
150. Demonstração do molde no programa Blender com todas as peças montadas (pág. 166)
151. Demonstração do molde no programa Blender em vista explodida (pág. 167)
152. 1.º teste de densidade do material (pág. 169)
153. 2.º teste de densidade do material (pág. 171)
154. 3.º teste de densidade do material (pág. 173)
155. Imagem do molde montado e desmontado (pág. 174)
156. Junção de ambas as partes no molde (pág. 175)
157. Vazamento do liquido no molde (pág. 176)
158. resultado do primeiro teste com o poliuretano flexível (pág. 177)
159. resultado do segundo teste com o poliuretano flexível (pág. 178)
160. Aplicação da estrutura elástica com a estrutura externa (pág. 179)
161. Teste de articulação de ambas estruturas (pág. 180)
162. Diagrama de voronoi (pág. 182)
163. Aplicação do voronoi em biodesign (pág. 182)
164. Diferentes formas de estruturas em lattice (pág. 183)
165. ADIDAS 4DFWD (pág. 183)
166. TPU aplicações (pág. 186)
167. Filamento utilizado (pág. 186)
168. Introdução da malha no programa (pág. 188)
169. Transformação da malha num volume (pág. 189)
170. Aplicação de uma estrutura em lattice em voronoi (pág. 189)
171. Cubo em tpu e sobre pressão (pág. 190)
172. 1.ª peça voronoi e resultados da sua flexibilidade (pág. 191)
173. foto da mão impressa em tpu com interior em gyroid e defeitos de impressão (pág. 192)
174. Aplicações da resina Flexível (pág. 194)
175. Aplicações da resina (pág. 194)
176. Liqcreate premium flex (pág. 196)
177. resultados deste material (pág. 196)
178. Introdução da malha no programa (pág. 197)
179. Transformação de Tris para Quads (pág. 198)
180. Utilização de esferas pra especificar a concentração de células Point count: 1500 (pág. 199)
181. Estrutura Voronoi final (pág. 199)

182. Visualização da forma da palma no Blender (pág. 200)
183. Alternativas do desenho da palma (pág. 201)
184. Forma final da palma (pág. 202)
185. Imagens conceituais para visualizar o produto na sua forma final. (pág. 203)
186. Junção da estrutura voronoi com a palma. (pág. 204)
187. Resultado do primeiro ensaio físico com este material (pág. 205)
188. Aplicação da estrutura elástica em resina com a estrutura interna (pág. 206)
189. Demonstração da falha de impressão neste material, havendo várias roturas e a metade que compõe a mão ficou inacabada (pág. 207)
190. Aumento da espessura das ramificações e do número de células para 2500 (pág. 208)
191. Terceiro teste de impressão (pág. 209)
192. 1.º desenho conceptual e planeamento da proposta focando nas placas de revestimento (pág. 211)
193. Desenho conceptual das capas tendo atenção à articulação da estrutura interna e elástica (pág. 213)
194. Transformação do desenho 2D para uma forma rudimentar em 3D (pág. 214)
195. Reconstrução e tratamento da forma previamente desenvolvida (pág. 215)
196. Encaixe 2 mm x 1mm (pág. 216)
197. Encaixe 5 mm x 2.5 mm (pág. 216)
198. Resultado da impressão (pág. 217)
199. Render da prótese com as cores Azul escuro e laranja (pág. 219)
200. Render da prótese com as cores "Summer Song" e terracotta (pág. 220)
201. Render da prótese com as cores Lavanda digital e branco (pág. 221)
202. Render da prótese com as cores azul claro e vermelho (pág. 222)
203. Render da prótese com as cores beje e terracota (pág. 223)
204. Render da prótese assumindo que as placas de revestimento têm um material translúcido (pág. 224)