



Universidade de Aveiro

2021

**Mariana Andreia  
Lopes de Jesus**

**DESIGN DE SISTEMA DE FIXAÇÃO DE PRÓTESES  
MECÂNICAS PARA AMPUTAÇÕES TRANSUMERAIS**





Universidade de Aveiro  
2021

**Mariana Andreia  
Lopes de Jesus**

## **DESIGN DE SISTEMA DE FIXAÇÃO DE PRÓTESES MECÂNICAS PARA AMPUTAÇÕES TRANSUMERAIS**

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 da Professora Doutora Teresa Cláudia Magalhães Franqueira Baptista, Professora associada do Departamento de Comunicação e Arte da Universidade de Aveiro e coorientação do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Associado com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.



## **o júri**

presidente

**Prof. Doutora Maria de Fátima Teixeira Pombo**  
Professora Associada C/ Agregação do Departamento de Comunicação e Arte,  
Universidade de Aveiro

**Prof. Victor Fernando Santos Neto**  
Professor Auxiliar do Departamento de Mecânica, Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor Renato Jorge Costa Lopes Bispo**  
Professor Adjunto do Instituto Politécnico de Leiria Escola Superior  
de Artes e Design das Caldas da Rainha

**Prof. Doutora Teresa Cláudia Magalhães Franqueira Baptista**  
Professora Associada do Departamento de Comunicação e Arte,  
Universidade de Aveiro



## agradecimentos

Quero agradecer à minha família, aos meus pais, aos meus padrinhos, ao meu primo e aos meus avôs, pela oportunidade dada. Em especial aos meus pais, aos meus padrinhos e ao meu primo por todos os jantares semanais de sábado à noite, que serviram de distração nos momentos mais desgastantes.

Aos meus orientadores, a Professora Doutora Teresa Franqueira e o Professor Doutor António Completo, pela constante disponibilidade e ajuda, pela orientação quando me encontrava sem rumo, pela paciência e pela confiança transmitida.

À Design Factory Aveiro, pela sempre disponibilidade de recursos e tecnologias, fundamentais para o desenvolvimento deste projeto e, em especial ao César Rodrigues, sempre pronto para ajudar e simultaneamente a incentivar a interação com as diferentes tecnologias.

À Joana Ferreria, da empresa Padrão Ortopédico, primeiro pela contextualização a este mundo das próteses, e depois pela disponibilização de todos os materiais necessários, *feedback* e pelo seu tempo.

Desejo ainda agradecer aos meus amigos, que foram os melhores “motivational coaches” que podia ter arranjado. A Patty e à Joana Almeida por terem sido as irmãs que eu nunca tive durante todo o meu percurso. Ao Gui e ao Gongas por serem os melhores companheiros de aulas, festas e afins. A Joana Mota e a Margarida, amigas de todas as horas, nos momentos de maior dificuldade, mas também nos momentos de animação, quero agradecer-lhes especialmente pela paciência nesta última fase.

Quero fazer um agradecimento especial ao Rui, por estar sempre do meu lado e querer sempre o melhor para mim, pela paciência e pela motivação, pelas brincadeiras e pelos abraços apertados que só ele sabe dar.



design factory  
aveiro  
pci · creative  
science park





## palavras-chave

design de produto; arnês; impressão 3D; conforto

## resumo

Esta dissertação incide no desenvolvimento de um arnês de fixação para uma prótese mecânica transumeral e explora tecnologias de manufatura aditiva e de confecção têxtil.

Os sistemas de fixação de próteses mecânicas não têm sofrido alterações consideráveis desde a segunda metade do século XX, o que levou a questionar a sua relação com o utilizador. Foi explorada quer a interação emocional entre o arnês e o utilizador quer a interação física e funcional.

Durante o desenvolvimento projectual foram considerados factores ergonómicos, de comodidade e bem-estar, questões ligadas ao tacto bem como as questões estéticas e visuais.

Parte desta investigação incide numa pesquisa acerca da anatomia e da biomecânica do membro superior e na contextualização teórica acerca de amputações, próteses e das diferentes tipologias de sistemas de fixação.

A fase de desenvolvimento do projeto, culminou com a prototipagem de uma prótese transumeral low cost e do respetivo arnês de suspensão. Durante o processo de desenvolvimento recorreu-se a um scanner 3D para posterior modelação de tronco para testes de fixação, quer do arnês quer da prótese. Na fase de prototipagem utilizaram-se as tecnologias de CNC – para materialização do modelo para encaixe da prótese, e que foi o resultado da digitalização 3D – manufatura aditiva – para protótipar a prótese – e recorreu-se a confecção têxtil para a produção do arnês.

O resultado deste projeto visa melhorar o quotidiano da pessoa amputada, refletido sobre a interdisciplinaridade do design e da forma como este consegue, através de objetos de design, responder não só a questões estéticas e funcionais, mas também emocionais.



**keywords**

product design; harness; 3D printing; confort

**abstract**

This dissertation focuses on the development of a harness for a transumeral body powered prosthesis and explores additive manufacturing and textile manufacturing technologies.

The systems for fixing mechanical prostheses have not undergone considerable changes since the second half of the twentieth century, which has led to question their relationship with the user. Both the emotional interaction between the harness and the user as the physical and functional interaction were explored.

During the project development were considered ergonomic, comfort and well-being factors, issues connected to the touch as well as aesthetic and visual issues were considered.

Part of this investigation focuses on research on the anatomy and biomechanics of the upper limb and on the theoretical contextualization of amputations, prosthesis, and the different types of fixation systems.

The project's development phase culminated with the prototyping of a low cost transumeral prosthesis and its suspension harness. During the development process, a 3D scanner was used for later modeling of the trunk, uses to fix the harness and the prosthesis. In the prototyping phase, CNC technologies were used - to materialize the model for fitting the prosthesis, which was the result of 3D scanning - additive manufacturing - to prototype the prosthesis - and textile manufacturing was used to produce the harness.

The result of this project aims to improve the daily life of the amputee, reflecting about the interdisciplinarity of design and how it manages, through design objects, to answer not only aesthetic and functional questions, but also emotional ones.



## **I. Introdução**

1.1. Problemática	<b>2</b>
1.2. Objetivos e Organização do Documento	<b>3</b>
1.3. Design para a Saúde	<b>4</b>

## **II. Estado da Arte**

2.1. Anatomia do Membro Superior	<b>11</b>
2.2. Biomecânica do Membro Superior	<b>28</b>
2.3. Amputação	<b>32</b>
2.4. Próteses	<b>36</b>
2.5. Tipologias de Próteses	<b>50</b>
2.6. Casos de Estudo	<b>54</b>

## **III. Projeto**

3.1. Enquadramento do Projeto	<b>69</b>
3.2. Processos de Fabrico	<b>70</b>
3.3. Desenvolvimento do Projeto - Prótese	<b>78</b>
3.4. Sistemas de Fixação em Próteses	<b>88</b>
3.5. Desenvolvimento do Projeto - Arnês	<b>99</b>

## **IV. Conclusões**

4.1. Considerações Finais	<b>110</b>
4.2. Trabalhos Futuros	<b>111</b>

## **Referências Bibliográficas**

## **Anexos**



**Capítulo I**  
**- Introdução -**

## 1.1 Problemática

Esta tese insere-se na temática Design de sistema de fixação de próteses mecânicas para amputações transmerais.

O design tem intervindo na área das próteses ao longo da sua atividade, melhorando as experiências das pessoas e permitindo criar um sentimento de aceitação. Seja pela questão estética, seja por proporcionar uma sensação de bem-estar ao utilizador, ajudando-o a sentir-se novamente completo.

Durante a fase de pesquisa bibliográfica, notou-se a existência de diversas soluções de próteses, incluindo aquelas que recorrem às novas tecnologias de manufatura aditiva. Observou-se que muitas destas próteses têm um carácter cosmético/estético, enquanto outras têm um carácter meramente funcional. Foi através da pesquisa bibliográfica que foi possível notar que existe uma grande lacuna no design dos arneses de fixação de próteses mecânicas.

Foi neste sentido que a investigação e o projeto começaram a tomar a direção do desenho da fixação. Sendo o objetivo deste projeto, o desenho de um sistema de fixação de uma prótese mecânica para o membro superior, com o intuito de melhorar o quotidiano do utilizador não só a nível físico, mas principalmente a nível psicológico.

Ao longo deste projeto foram utilizadas várias tecnologias que possibilitaram a sua realização, é assim de salientar, que para além do desenho do arnés explorou-se a maquinaria por comando numérico computadorizado (CNC), manufatura aditiva e tecnologias de confeção têxtil.

Este documento reflete parte desta pesquisa, estando o foco principal na parte projetual. A outra parte da informação recolhida pode ser consultada em detalhe nos anexos para que a leitura e compreensão da tese esteja facilitada.



## 1.2 Objetivos e Organização do Documento

O *Design Research* é paradoxal; é simultaneamente imaginário e empírico. Este não pode ser simplesmente empírico, visto que os utilizadores não conseguem articular totalmente as suas necessidades. Assim, os designers devem ir para além do que podem encontrar, ver mais do que é visível, e aprender mais do que pode ser ouvido (Laurel, 2003).

Foi neste sentido que foi optado pela metodologia de "*Double Diamond*" lançada pelo *Design Council*, em 2004. Tanto o nome "*Double Diamond*" como a forma como é apresentada, figura 1, representam um processo de exploração: utilizando uma abordagem mais ampla (pensamento divergente), seguida de um pensamento mais focado (pensamento convergente). Estes dois estados acontecem duas vezes, primeiro para confirmar e definir o problema, e num segundo momento para o solucionar (Council, 2005).

Esta metodologia encontra-se dividida por quatro quadrantes, sendo eles: descobrir, definir, desenvolver e entregar. O quadrante um e dois, integram o caminho percorrido entre a constatação do problema e a definição do mesmo; e o três e quatro demonstram o trabalho que foi desenvolvido entre a definição e a solução do problema (Council, 2005).

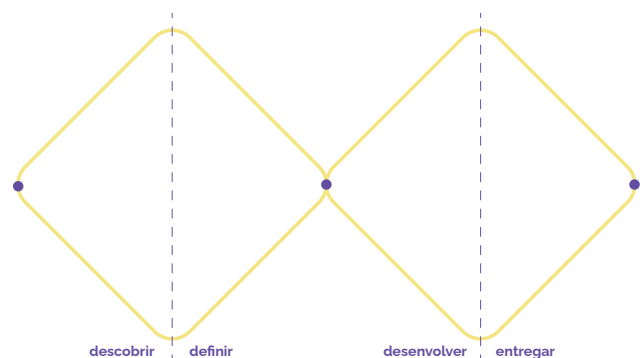
É através da ligação entre designer e utilizador e da imaginação e a criatividade, com um pensamento empírico, que se pode chegar a uma solução pertinente para o problema.

Este documento encontra-se dividido em quatro capítulos. No capítulo I faz-se uma introdução à temática, refletindo também sobre o papel do design na saúde.

No capítulo II, a abordagem é mais técnica e específica sobre o tema para melhor compreensão das opções tomadas. Os tópicos centram-se na análise da anatomia do membro superior e na sua biomecânica, na explicação do significado de amputação e de prótese e na apresentação dos casos de estudo.

No capítulo III encontra-se relatado o processo de design com questões técnicas e projetuais, há uma análise detalhada dos sistemas de fixação em próteses mecânicas transmerais, e dos processos de fabrico utilizados no desenvolvimento de próteses, para melhor compreensão da problemática, e finalmente, uma descrição do processo de desenvolvimento do projeto.

No capítulo IV são apresentadas as conclusões deste projeto, as considerações finais e os desenvolvimentos a fazer no futuro.



**Figura 1** - Representação da metodologia de "*Double Diamond*"  
Adaptação do *Design Council*, 2005

### 1.3 Design para a Saúde

O conceito de Design é bastante complexo e existem várias formas de o definir. Segundo William Morris, o design envolve qualquer processo técnico e criativo relacionado com a conceção, elaboração e especificação de um produto, orientado por um objetivo ou propósito específico (Rodrigues, 2009). Ocupa-se também de entender as pessoas, e de pensar no que poderá ser desenhado e projetado para as ajudar atingir os seus objetivos, através de planeamento, comunicação, produtos ou serviços destinados a afetar sentimentos, conhecimentos, atitudes ou até mesmo o comportamento das pessoas (Noël & Frascara, 2016).

O conceito de saúde elaborado pela Organização Mundial de Saúde (OMS), em 1947, define-a como "um estado de completo bem-estar físico, mental e social e não apenas a ausência de doença ou enfermidade" (World Health Organization, n.d.).

Segundo as Nações Unidas, apesar do progresso feito na saúde global até agora, do facto da mortalidade infantil e materna ter diminuído e da esperança média de vida ter aumentado, os Objetivos de Desenvolvimento Sustentável mostram ser necessário continuar a progredir. Sendo que ao nível da saúde, os Objetivos de Desenvolvimento Sustentável pretendem, até ao ano de 2030, continuar a reduzir a mortalidade infantil e materna; terminar com as epidemias de sida, tuberculose, malária e de doenças tropicais negligenciadas; diminuir a mortalidade por doenças silenciosas e promover a saúde mental e o bem-estar (Unidas, s.d.).

Prevenir e tratar o uso de substâncias como a droga e o álcool; reduzir o número de mortos causados por acidentes de trânsito; informar e educar acerca da sexualidade e reprodução; atingir um plano de saúde universal com proteção de risco financeiro e acesso a serviços de saúde seguros, efetivos e com qualidade; diminuir o número de mortos por intoxicação química e contaminação do ar, a água e da terra; fortalecer a implementação da World Health Organization Framework Convention no controlo do tabaco em todos os países (Unidas, s.d.).

Ajudar na pesquisa e investigação de vacinas e tratamentos, para doenças que afetam sobretudo os países em desenvolvimento; melhorar substancialmente o financiamento da saúde, o recrutamento e formação nos países em desenvolvimento, fortalecer a capacidade de todos os países, em particular os países em desenvolvimento, para alertas precoces e de redução de riscos nacionais para a saúde global (Unidas, s.d.).

A inovação na saúde é definida com objetivos a longo prazo, com vista a melhorar um determinado produto em qualidade, segurança e eficácia, e para tal é necessária a introdução de novos conceitos, ideias, serviços, processos e produtos que contribuam para melhores tratamentos, diagnósticos, prevenções e investigações (Omachonu & Einspruch, 2010).

Em todos os ramos da saúde são necessários estudos, análises, testes e experimentação, tendo sempre o objetivo de atingir algo que possa ser avaliado e validado do ponto de vista científico. A saúde é uma área onde o designer pode aplicar várias ferramentas que adquiriu durante a sua formação, desde o planejamento e desenvolvimento de conceitos até à seleção de materiais e à escolha das tecnologias a utilizar. (A. G. da C. Santos, 2016).

Assim, este capítulo tem como grande referência a análise do white paper "Health and Design", com a visão de Noël e Frascara (2016), que salientam que a contribuição do design para a saúde não está restringida apenas à estética, mas insere-se fundamentalmente no seu conhecimento sobre fatores humanos, como a percepção, a cognição, as emoções e o comportamento. O seu conhecimento sobre materiais e processos de fabrico, visa transformar a realidade existente numa nova realidade, melhor, para o bem-estar de todos.

Noël e Frascara (2016) defendem que o design, pode ser referido como uma prática centrada no utilizador, baseada em evidências e orientada a resultados, onde os utilizadores são todos os envolvidos, desde os pacientes e das suas famílias, aos profissionais de saúde e aos que, com estes se relacionam. Ajuda ainda a visualizar novas possibilidades, permitindo que as pessoas melhorem a saúde e a assistência à saúde.

A colaboração entre o design e a saúde já entrou em ação e tem provado o seu sucesso dia após dia, no entanto, para conseguir atender às demandas atuais é fundamental que esta colaboração atinga uma escala maior, exigindo uma maior disponibilidade de oportunidades e formação de alta qualidade. Os autores defendem que isto só será possível através da criação de cursos e programas interdisciplinares que forneçam à sociedade o leque de profissionais de saúde pública que a sociedade realmente precisa atualmente.

Designers e prestadores de serviços de saúde podem melhorar os cuidados de atendimento colaborando na sua compreensão e definição, e procurando novas abordagens para questões relevantes em áreas de prevenção, diagnóstico, tratamento e reabilitação. Podem ser utilizados diversos métodos para definir problemas e encontrar soluções, neste caso, métodos como colocar o homem no centro do problema, podem ajudar o design a entender problemas, identificar o que já foi feito para os reduzir, avaliar o que foi mal e bem-sucedido e encontrar oportunidades para melhorar resultados.

Observar os profissionais de saúde enquanto desempenham as suas funções, pode ajudar os designers a determinar as suas necessidades, comportamentos e preferências. É imprescindível conversar com todas as pessoas envolvidas em determinada problemática para aprender sobre a sua experiência, percepção e opinião. Por fim, é importante recorrer a protótipos e maquetes, visto que estes são fundamentais para o entendimento do designer acerca da opinião dos utilizadores e para testar os produtos, de forma prévia. Tornando-se num método bastante benéfico para criar produtos inovadores, que melhor respondam às necessidades do utilizador.

O design industrial pode atuar na área da saúde na conceção e no fabrico de próteses ou de mobiliário e equipamento hospitalar melhorando a experiência dos profissionais de saúde, dos pacientes e dos seus familiares. Pode também ajudar a ultrapassar as barreiras do possível, principalmente entre pacientes com deficiências físicas. Criando dispositivos que lhes permitam realizar uma série de atividades que seriam impossíveis sem esse dispositivo, como por exemplo o desenvolvimento de máquinas de exercício físico para pessoas hemiplégicas, ou de talheres especiais para pessoas com osteoartrite (Noël & Frascara, 2016).

No documento "Designing Care. How Design can improve medical products for a therapeutic wellbeing", desenvolvido por Angela Giambattista em 2017, é destacado o design como uma disciplina estratégica e criativa no desenvolvimento de sistemas, serviços e produtos para a saúde e para os cuidados de saúde.

Primeiramente, são destacados pela autora a existência vários motores de inovação e desafios que o design deve enfrentar quando entra na área da saúde. Alguns desses desafios são o envelhecimento da população, os cuidados de saúde tecnologicamente avançados, os cuidados cada vez mais intensivos, os custos de financiamento reduzido e uma população cada vez mais informada.

Em segundo lugar, e tendo em conta estes requisitos é evidenciado a necessidade de uma nova forma de pensar, com novas abordagens na prestação de cuidados de saúde e uma grande mudança na forma como os produtos são projetados e utilizados. Esta ideia é apoiada pelo professor Paul Chamberlain, diretor da Lab4living e presidente do Centro de Pesquisa de Arte e Design da Universidade Sheffields Hallam, que diz:

#### **1 Tradução livre:**

"Nos últimos anos, tem existido um interesse crescente no potencial das abordagens do design para transformar os cuidados de saúde. Onde se pode recorrer a um pensamento criativo e divergente para enfrentar desafios fundamentais para a saúde das nossas sociedades. Esses desafios são por definição "problemas viciosos", ou seja, aqueles em que não existe uma solução única e verdadeira, e onde a força do design reside em responder criativamente a essas complexas interdependências."

**"In recent years there has been growing interest in the potential of design approaches to transform health care where we can draw on a tradition of creative and divergent thinking to address these fundamental and yet practical challenges to our societies' health. These challenges are by definition 'wicked problems', ones where there is no single true answer and where design's strength lies in creatively responding to these complex interdependencies."**<sup>1</sup> (Chamberlain et al., 2015)

Giambattista analisa vários autores como Overbeeke, em 2002, e Fredrickson, em 2003 destacando que, apesar da disciplina do Design para a Saúde ser conhecida por ter uma abordagem focada na funcionalidade, em detrimento de outros fatores cruciais para uma interação positiva entre o ser humano e o produto, são as relações entre o utilizador e o produto que envolvem habilidades cognitivas, perceptivo-motoras e emocionais. São os aspetos sensoriais e perceptivos, assim como as emoções positivas, como a alegria, o contentamento, o amor e o orgulho que melhoram o funcionamento individual e coletivo, o bem-estar psicológico e a saúde física. Parasuraman, em 2007, visou que alguns estudos mostraram como a percepção de formas, cores e, de forma mais geral o ambiente em que o ser humano é inserido afetam não só o seu sistema neurofisiológico, como a sua saúde, o seu bem-estar e o seu estado psicológico.

Tem, então, existido nos últimos anos um interesse crescente no potencial das abordagens do design para a área da saúde, incentivando o pensamento e as práticas criativas para enfrentar desafios. O design pode, então, ser entendido como um elemento propulsor na criação de produtos e serviços inovadores (Giambattista, 2017).

No caso do projeto a desenvolver, é necessário entender as duas abordagens referidas acerca de Design para a Saúde. Em primeiro lugar, e seguindo a visão de Noël e Frascara (2016) é importante definir e compreender o que é uma prótese transumeral e qual o seu impacto na vida do utilizador, quer ao nível físico e funcional como substituto do braço, quer ao nível psicológico ao ter de lidar com a perda de um membro e dos fatores associados a essa perda. É necessário perceber a finalidade da prótese, as funções que desempenha no quotidiano do utilizador e como se pode melhorar este produto tendo em conta as próteses já existentes e as suas principais vantagens e desvantagens.

Em segundo lugar, utilizando a ideologia de Giambattista, após desvendar os desafios inerentes ao desenvolvimento de uma prótese, é fundamental utilizar a criatividade para explorar soluções inovadoras e que satisfaçam o utilizador não só funcionalmente, mas também emocionalmente.

Produtos de assistência ou proteção médica e produtos de reabilitação, que são visivelmente utilizados próximos do corpo humano podem ter um impacto emocional nos seus utilizadores ou observadores. Ao projetar um desses produtos é importante que o designer esteja ciente do potencial estigma que um produto pode provocar (Vaes et al., 2012).

Nos últimos 10 anos, o interesse pelo conceito de estigma cresceu nas ciências sociais e no Design Research. Goffman (1963) introduziu a "visibilidade" como um fator importante na experiência do estigma. Ter um estigma altamente visível faz com que a pessoa seja "desacreditada". Jones et al (1984) reforçou a observação de Goffman (1963), acrescentando que o estigma pode ser visto como uma relação entre "um atributo e um estereótipo" para definir o estigma como uma "marca" que liga uma pessoa a características indesejáveis (Vaes et al., 2012).

Falk (2001) fez a distinção entre dois tipos de estigma. O chamado "estigma existencial" (doença mental, raça/etnia, uma determinada condição física) em que a pessoa não causou, ou teve pouco controlo sobre o estigma; e o chamado "estigma adquirido" (sem-abrigos, prisioneiros) onde a pessoa ganhou estigma devido à sua conduta ou a determinada ação (Vaes et al., 2012).

Alguns produtos associados ao "estigma existencial" incluem cadeiras de rodas, muletas, próteses ou dispositivos de proteção obrigatórios (Vaes et al., 2012). É neste contexto que se insere esta investigação.

Segundo Bispo (2018), o objeto antiestigmatizante provoca transformações significativas, abrangentes e duradouras. Defende, também, que o estigma não pode ser combatido a partir de atos isolados e que, caso o estigma se enraíze na ideologia dominante, este tem uma presença constante, acentuada pela repetição de situações de discriminação, em que a pessoa se sente indesejada e menosprezada.

Para lutar contra o estigma causado pela sociedade e na cabeça do próprio amputado acerca de objetos protéticos, este projeto procura responder aos Princípios de Design contra o Estigma propostos por Renato Bispo, em 2018. Estes princípios são:

**1. desafiar**

O objeto antiestigmatizante procura quebrar um preconceito, que sem a sua interferência tenderia a perpetuar-se.

**2. aumentar o mundo**

O objeto antiestigmatizante aumenta o mundo do estigmatizado, tanto quantitativamente como qualitativamente.

**3. identidade e autorrealização**

O objeto antiestigmatizante aumenta a consciência de si próprio, estimulando a escolha, a autorrealização e o desenvolvimento do potencial individual.

**4. consistência**

O objeto antiestigmatizante provoca transformações significativas, abrangentes e duradouras. O estigma não pode ser combatido apenas a partir de atos isolados.

**5. contacto**

O objeto antiestigmatizante põe as pessoas estigmatizadas em contacto com as outras pessoas, em situações onde existem relações de igualdade ou de colaboração para objetivos comuns.

Adaptação da "tabela 1. Síntese dos princípios do design contra o estigma" (Bispo, 2018)

Este projeto visa, sobretudo, destacar os princípios de: desafiar, identidade e autorrealização e consciência. Desafiar, pondo de parte a estética atual dos arneses utilizados para suspender próteses de membro superior, dando-lhes uma nova aparência. A identidade e autorrealização aumentando o conforto do arnés, e fazendo com que o utilizador se identifique e não sinta retaliação/obrigação ao usá-lo. A consciência tornando-o um ponto de partida para uma transformação tanto estética como nas sensações que transmitem ao utilizador, dando-lhes um novo significado e quebrando o estigma associado a estes objetos.



**Capítulo II**  
**- Estado da Arte -**

## Capítulo II

Com o intuito de contextualizar o tema e de adquirir os conhecimentos necessários para o desenvolvimento deste projeto, foi recolhida e analisada informação acerca da anatomia do membro superior e a sua biomecânica. A definição de amputação e de prótese. Foi realizada uma esquematização de casos de estudo sobre o que é feito atualmente em diferentes áreas.

No primeiro tópico, denominado de Anatomia do Membro Superior, expõe-se um estudo dos planos do corpo humano para contextualizar o leitor para os subtópicos seguintes, onde são analisados os ossos, músculos e movimentos do membro, e posteriormente as amplitudes e forças exercidas pelo braço.

De seguida, explica-se o que é uma amputação e o que sente o doente ao perder um membro. No terceiro tópico, é dada a definição de prótese e são mostrados os motivos que levam um amputado a rejeitar este objeto. Posteriormente há uma contextualização acerca da evolução das próteses do membro superior e uma explicação acerca das diferentes tipologias de próteses.

Por último, é apresentada uma recolha de casos de estudo de diferentes áreas. Inicialmente são mostrados casos de estudo de próteses mecânicas transmerais, seguidos dos referentes a arneses de fixação, arneses de queda livre, mochilas, próteses que utilizam a impressão 3D como recurso e próteses do membro inferior.



## 2.1 Anatomia e Movimentos do Membro Superior

O membro superior ou braço é uma unidade funcional da parte superior do corpo humano. Este não possui quase função locomotora, sendo um órgão de preensão e manipulação. Com a adaptação evolucionária do ser humano para o bipedismo, o braço adquiriu um elevado grau de liberdade de movimentos, conseguindo manter a sua capacidade de atuar como um impulsor locomotor, atualmente esta capacidade pode ser utilizada ao apreender um objeto imóvel e puxar o corpo no sentido da mão (Field, Palastanga, & Soames, 1989).

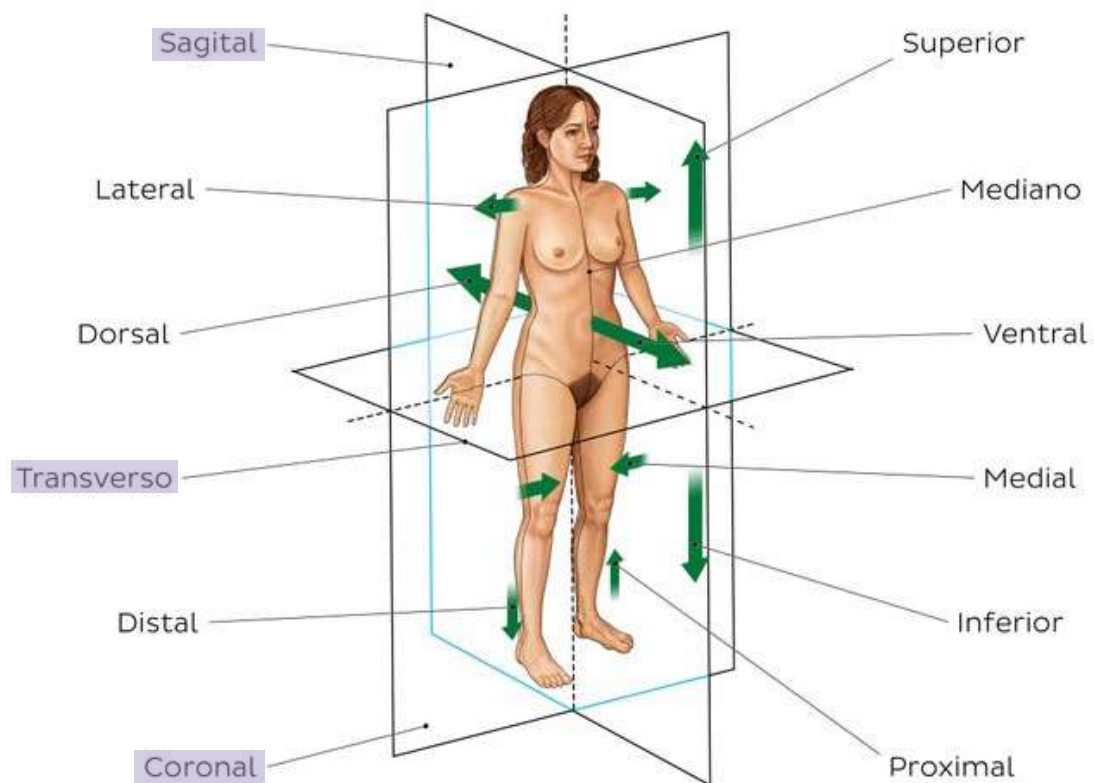
A adoção da marcha bípede e a libertação do membro superior para outras funções que não a locomoção, são duas das razões que possibilitaram o cérebro a desenvolver-se e a aumentar de tamanho chegando ao formato que conhecemos atualmente (Field, Palastanga, & Soames, 1989).

O membro superior divide-se em três partes: braço, antebraço e mão. Estendendo-se desde a articulação do ombro até aos dedos da mão. É também composto por vários nervos, vasos sanguíneos (artérias e veias), e músculos. Fixa-se ao tronco pela cintura peitoral, que é constituída pela escápula e pela clavícula. O único ponto de articulação do braço com o esqueleto axial está na articulação esternoclavicular, sendo esta a única articulação entre o cingulo do membro superior e o esqueleto axial (Field, Palastanga, & Soames, 1989).

Entre o tronco e a mão existem uma série de articulações altamente móveis que funcionam como um sistema de alavancas que possibilitam que a mão seja elevada a qualquer ponto do espaço e a ser mantida nessa posição firme e segura enquanto desempenha uma determinada tarefa. O desenvolvimento da mão enquanto ferramenta de precisão, força e delicadeza constituiu o apogeu do desenvolvimento humano. A importância do polegar e da sua capacidade de fornecer preensão e manipulação eficazes tornam a mão uma das ferramentas mais importantes do reino animal. Na função de preensão, o polegar desempenha um papel, em valor, igual ao dos outros quatro dedos, por este motivo, a sua perda, é tão incapacitante quanto a perda dos restantes dedos (Field, Palastanga, & Soames, 1989).

Os limites do membro superior não são fáceis de definir, ao contrário dos limites do membro inferior. Apesar da dificuldade, o limite superior pode ser considerado como a superfície superior da clavícula, anteriormente, e pelo bordo superior da escápula, posteriormente. O membro superior livre, é dividido em braço, antebraço e mão (Field, Palastanga, & Soames, 1989).

## 2.1.1 Planos Anatômicos



**Figura 2** - Posição anatômica, planos de referência e principais direções.  
<https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/terminologia-anatomica-pt>

A anatomia promove um conjunto de termos universais para referir as estruturas músculo-esqueléticas e articulares, determinantes para a interpretação e referência dos problemas relativos a essas estruturas, e fundamentais para a uniformização da sua descrição e compreensão entre os profissionais de saúde e da bioengenharia. Esta é um campo de estudo principalmente descritivo, não sendo suficiente para explicar a função do sistema músculo-esquelético e dos seus movimentos (Completo & Fonseca, 2019).

Os conhecimentos acerca da anatomia, combinados com os da biomecânica permite determinar e compreender as ações que estão na origem do movimento e das forças desenvolvidas pelo sistema músculo-esquelético (Completo & Fonseca, 2019)

Para que seja possível compreender a localização de determinada parte e/ou região do corpo e dos planos imaginários que o dividem, é fundamental entender que a Anatomia descreve os elementos do corpo humano em relação à posição anatômica (Completo & Fonseca, 2019)

Nesta posição, a pessoa encontra-se de pé, com a face, os pés e as mãos para a frente e com os polegares virados para fora, como se pode verificar na figura 2. É fundamental manter a posição anatômica como referência para a análise das posições relativas do corpo, uma vez que estas podem mudar se o referencial do corpo se alterar. De modo a evitar a ambiguidade de conceitos, todas as descrições são feitas de acordo com a posição anatômica, independentemente da posição atual do corpo (Teixeira, 2013).

Por exemplo, na posição anatômica, o cotovelo encontra-se acima da mão, enquanto que quando o corpo está em posição de supinação ou pronação, ou seja, quando a pessoa se encontra deitada de costas ou de barriga para baixo respetivamente, a mão está ao mesmo nível do cotovelo (Teixeira, 2013).

Segundo Teixeira (2013), e como é visível na figura 2, os planos imaginários de referência são: o plano sagital, o plano frontal ou coronal e o plano horizontal ou transverso. O plano sagital divide o corpo em duas partes, para a esquerda e para a direita. Quando este plano se encontra no centro do corpo divide-o em duas metades simétricas e pode ser chamado de sagital mediano, ou mediano. O plano frontal ou coronal divide o corpo numa parte anterior e numa parte posterior. Por último, o plano horizontal ou transverso é um plano paralelo ao chão que atravessa o corpo e o divide numa parte superior e inferior.

Os termos direita e esquerda mantêm-se como referências na descrição dos constituintes do corpo, enquanto que os termos "em cima" e "em baixo" são substituídos por superior e inferior, respetivamente, e o termo "frente" por anterior e "atrás" por posterior (Teixeira, 2013).

Quando o corpo humano se encontra na posição anatômica, todos os segmentos corporais são considerados na posição de zero graus. A rotação de um segmento corporal, é denominada de acordo com a direção do movimento e é medida como o ângulo entre a posição do segmento corporal e posição anatômica (Hall, 2016).

### Movimentos do Plano Sagital

Tendo como princípio a posição anatômica, os três movimentos primários que ocorrem no plano sagital são o movimento de flexão, de extensão e de hiperextensão. O movimento de flexão inclui rotações no plano sagital direcionadas anteriormente à cabeça, tronco, braço, antebraço, mão e quadril e rotações no plano sagital direcionadas posteriormente à perna.

O movimento de extensão é definido como o movimento de um segmento corporal voltar à sua posição inicial após o movimento de flexão. Enquanto que, o movimento de hiperextensão é o movimento de um segmento corporal ao afastar-se da posição anatômica na direção oposta ao movimento de flexão (Vilas-Boas, 2016).

As imagens seguintes mostram os movimentos da articulação do ombro no plano sagital, o movimento de flexão, figura 3, o movimento de extensão, figura 4, e o movimento de hiperextensão, figura 5.



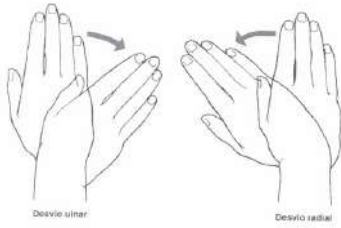
**Figura 3** - Movimento de flexão na articulação do ombro no plano sagital (Hall, 2016).



**Figura 4** - Movimento de extensão na articulação do ombro no plano sagital (Hall, 2016).



**Figura 5** - Movimento de hiperextensão na articulação do ombro no plano sagital (Hall, 2016).

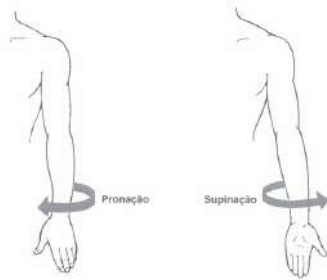


**Figura 6** - Movimentos da mão no plano frontal (Hall, 2016).

**Movimentos de Plano Frontal ou Coronal**

Os principais movimentos do plano frontal são os movimentos de abdução e de adução. A abdução move um segmento corporal para longe da linha mediana do corpo. Já o movimento de adução move o segmento corporal para próximo da linha mediana (Vilas-Boas, 2016).

Outros movimentos do plano frontal incluem o movimento de rotação lateral do tronco, denominado de flexão lateral para a direita ou esquerda, o movimento de elevação ou depressão da cintura escapular que é o movimento da cintura escapular numa direção superior ou inferior, respetivamente. A rotação da mão ao nível do punho, figura 6, na direção do rádio é chamada de desvio radial, enquanto que na direção da ulna é chamado de desvio ulnar (Hall, 2016).

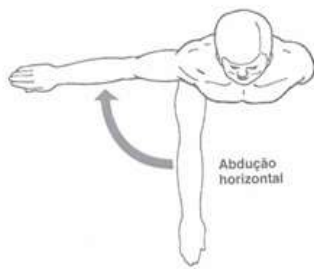


**Figura 7** - Movimentos do antebraço no plano horizontal (Hall, 2016).

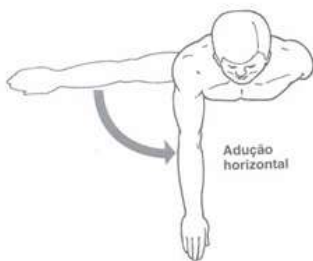
**Movimentos no plano Horizontal ou Transverso**

Os movimentos corporais no plano horizontal são rotacionais em torno de um eixo longitudinal. Os termos rotação para a esquerda e rotação para a direita são utilizados para descrever os movimentos da cabeça, pescoço e tronco no plano transverso. A rotação de um braço na direção da linha mediana do corpo é chamada de rotação medial, enquanto que o oposto, a rotação do membro na direção oposta à linha mediana do corpo é chamada de rotação lateral. Os termos supinação e pronação descrevem os movimentos rotacionais do antebraço, figura 7, denominando os movimentos de rotação lateral e medial, respetivamente (Vilas-Boas, 2016).

Embora os termos abdução e adução sejam utilizados para descrever movimentos do plano frontal, quando o braço é flexionado, o seu movimento no plano transverso ao passar de uma posição anterior para uma posição lateral é chamado de abdução horizontal ou extensão horizontal, figura 8. O movimento do braço no plano transverso ao passar de uma posição lateral para uma posição anterior é chamado de adução horizontal ou flexão horizontal, figura 9 (Hall, 2016).



**Figura 8** - Movimentos de abdução no plano horizontal (Hall, 2016).



**Figura 9** - Movimentos de adução no plano horizontal (Hall, 2016).

## 2.1.2 Estrutura Óssea do Membro Superior

O osso, ou tecido ósseo, é um tecido duro denso que forma a maior parte do esqueleto adulto, é a estrutura que suporta o corpo. Nas zonas do esqueleto humano em que os ossos exercessem movimento, como na caixa torácica e nas articulações, existe cartilagem, um tecido semirrígido que providencia flexibilidade e uma superfície lisa ao osso, possibilitando o contacto de dois ossos durante um determinado movimento evitando o desgaste dos mesmos (BC campus, 2013).

O sistema esquelético, composto por ossos e cartilagem, desempenha funções críticas fundamentais do corpo humano, como: suportar-lo, facilitar o movimento do corpo, proteger os órgãos internos, produzir células sanguíneas e armazenar e distribuir minerais e gordura (BC campus, 2013).

Como referido anteriormente, o membro superior do corpo humano (figura 10) divide-se em três partes. A primeira, o braço, está localizada entre a articulação do ombro e a articulação do cotovelo; o antebraço, entre a articulação do cotovelo e a articulação do punho; a mão é a extremidade do membro e está localizada após a articulação do punho. Dos 206 ossos do corpo humano existem trinta ossos em cada um dos membros superiores. O úmero é o único osso do braço e a ulna e o rádio estão aparelhados no antebraço. A base da mão contém oito ossos, chamados de ossos do carpo, e a palma é formada por cinco ossos, os metacarpianos. Os dedos e o polegar são compostos por um total de catorze ossos, sendo cada um, uma falange da mão (BC campus, 2013).

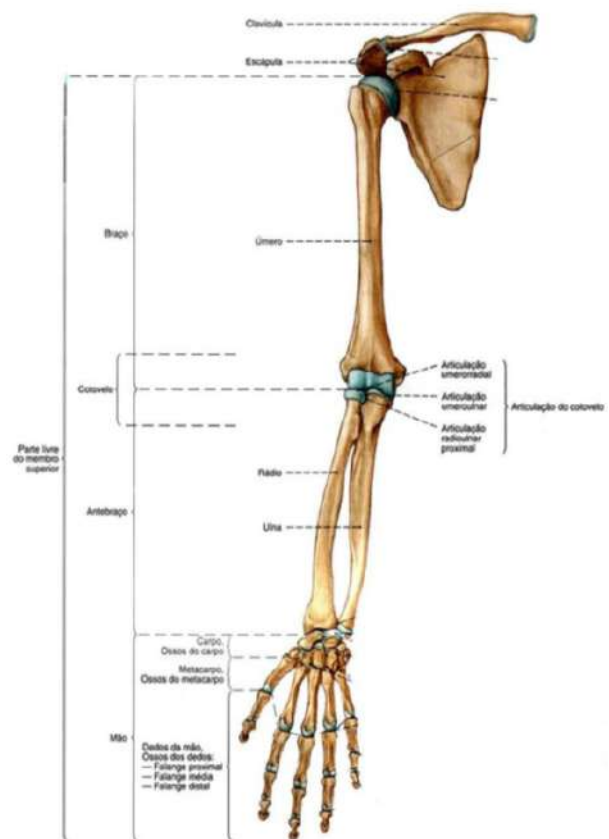
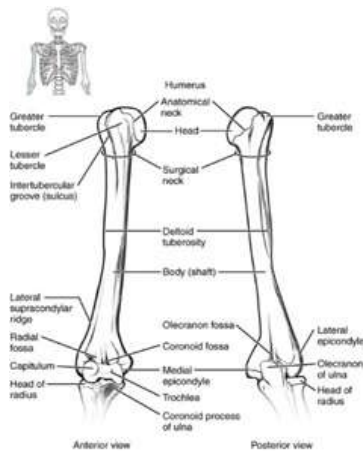
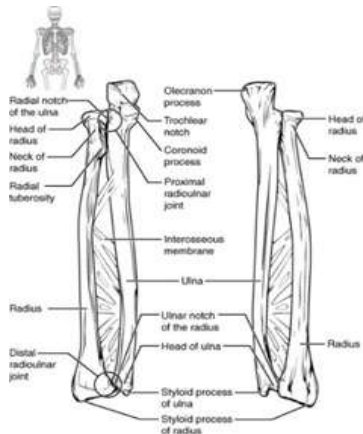


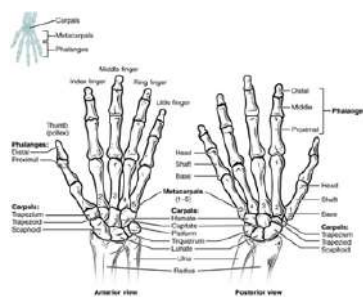
Figura 10 - Ossos do Membro Superior (Anatomia Online, n.d.)



**Figura 11** – Úmero e articulação do cotovelo. O úmero é o único osso do braço e articula-se com os ossos do antebraço no cotovelo (BC campus, 2013)



**Figura 12** – Ulna e rádio. A ulna está localizada no lado medial do antebraço e o rádio do lado lateral. Estes ossos estão unidos por uma membrana interóssea (BC campus, 2013)



**Figura 13** – Ossos do punho e da mão. Os oito ossos do carpo que formam a base da mão. Os ossos metacarpianos constituem a palma da mão. O polegar e os dedos que consistem nas falanges (BC campus, 2013)

O primeiro osso que compõe o membro superior é o úmero. Este é o único osso da parte superior do membro, constituindo o braço. É também o maior osso deste membro.

O úmero, figura 11, é composto por uma diáfise (corpo) e duas extremidades. A sua extremidade proximal tem uma forma larga, arredondada e suave, chamada de cabeça do úmero. A qual se articula com a cavidade glenóide da escápula, formando a articulação glenoumeral, recorrentemente conhecida como articulação do ombro. Já na sua extremidade distal tem duas áreas de articulação, uma com a ulna e outra com o rádio, os ossos que formam o antebraço, e que em conjunto com o úmero compõem a articulação do cotovelo (Field, Palastanga, & Soames, 1989) (BC campus, 2013).

A ulna é o osso medial do antebraço, sendo o osso mais longo dos dois ossos que o formam, figura 12. Está colocada paralelamente ao rádio e é composta por uma diáfise e duas extremidades. A sua diáfise proximal é maior, com a aparência de um gancho, articula-se com a tróclea do úmero para formar parte da articulação do cotovelo. A extremidade distal é arredondada e menor, sendo chamada de cabeça da ulna. A ulna não se articula diretamente com o carpo, articulando-se lateralmente com o rádio em ambas as extremidades (Field, Palastanga, & Soames, 1989) (BC campus, 2013).

O rádio situa-se paralelo à ulna e é o mais curto dos dois ossos do antebraço. Tem uma diáfise e duas extremidades. Na sua extremidade proximal é formada a cabeça do rádio que se articula com o capitulo do úmero. Enquanto que a sua extremidade distal, com uma forma maior que a proximal, se liga aos ossos escafoide e semilunar da fila proximal do carpo. O rádio interliga-se com a ulna em ambas as extremidades (Field, Palastanga, & Soames, 1989).

Na posição anatómica, quando o cotovelo se encontra totalmente estendido com as palmas das mãos viradas para a frente, o braço e o antebraço não formam uma linha reta. Na realidade, o antebraço faz com o braço um ângulo de cinco a quinze graus. Esse desvio é chamado de ângulo de transporte e permite que o antebraço e a mão se movam livremente, possibilitando, por exemplo, o transporte de um objeto sem que este, bata no quadril. Nas mulheres, este ângulo é maior, acomodando a sua pélvis, geralmente, mais larga (BC campus, 2013).

Os ossos do carpo, são uma série de oito pequenos ossos que formam o punho e a base da mão. Estes ossos estão organizados em duas filas, a fila proximal, formada por quatro ossos do carpo, e a fila distal, com os restantes quatro ossos. A fila proximal, partindo do lado lateral para o lado medial, é composta pelo escafoide, o semilunar, o piramidal e o pisiforme. Enquanto que, a fila distal, é constituída pelo trapézio, o trapézioide, o capitato e o hamato, tomando a mesma ordem (BC campus, 2013).

Três dos ossos da fila proximal articulam-se acima com o rádio ou com o disco articular na articulação radiocárpica. Enquanto que, os quatro ossos da fila distal se articulam com a base dos cinco ossos metacarpianos recorrendo às articulações carpometacarpianas (Field, Palastanga, & Soames, 1989).

A palma da mão contém cinco ossos com forma alongada, os metacarpianos (figura 13). Estes ossos estão localizados entre os ossos do carpo na base do punho e os ossos dos dedos e do polegar. A extremidade proximal de cada um é articulada à extremidade distal dos ossos do carpo. Cada uma destas ligações forma uma articulação carpometacarpiana (BC campus, 2013).

Cada metacarpiano corresponde a um dedo e é numerado de um a cinco começando no polegar. São ossos longos com uma base quadrilátera a nível proximal, uma diáfise no centro e uma cabeça arredondada a nível distal. Apenas é possível distinguir os metacarpianos pelas variações de forma nas suas bases (BC campus, 2013).

A base do primeiro metacarpiano tem uma superfície articular em forma de sela que se encaixa numa superfície correspondente do trapézio. Já a forma da base do segundo relaciona-se com a articulação que faz com o trapézio, com o trapézioide e com o capitato. A do terceiro tem uma articulação única com o capitato, enquanto que as do quarto e quinto metacarpianos se articulam com o hamato (BC campus, 2013).

A base do primeiro metacarpiano, ou seja, a base do polegar, encontra-se separada da dos restantes metacarpianos, permitindo que o polegar tenha maior liberdade de movimentos que os outros dedos. Já as bases do segundo ao quinto encontram-se unidas, formando a palma da mão (BC campus, 2013).

As cabeças dos metacarpianos são lisas e arredondadas, com destaque para a do primeiro, que é mais larga que a dos restantes. Estas encaixam nas cavidades correspondentes da falange proximal de cada dedo a que se irá ligar, formando as articulações metacarpofalangeanas. A diáfise dos metacarpianos é ligeiramente recurvada, com uma cavidade palmar longitudinal (BC campus, 2013).

Como referido no início deste tópico, existem 14 falanges em cada mão, duas para o polegar e três para cada um dos outros dedos. Como as falanges são ossos longos, cada uma tem diáfise, uma extremidade proximal grande e uma extremidade distal menor, a cabeça. As falanges do polegar são mais curtas e mais largas do que as dos restantes dedos. A articulação presente entre cada falange tem o nome de articulação interfalangeana, numerada tal como os ossos metacarpianos (Field, Palastanga, & Soames, 1989).

### 2.1.3 Estrutura Muscular do Membro Superior

Existem quatro formas de tecido primário no corpo humano, o tecido epitelial, o tecido conjuntivo, o tecido nervoso e por último, o tecido muscular. Este tópico irá incidir sobre o tecido muscular. Será realizada uma reflexão acerca da estrutura muscular do membro superior humano e dos movimentos que são possibilitados pelos diferentes músculos ou conjuntos de músculos.

A estrutura muscular do membro superior será abordada seguindo dois princípios, o primeiro, divide os músculos em compartimentos de acordo com a sua localização no membro. O segundo, agrupa-os com base na sua função e segundo o movimento que lhe está atribuído.

A estrutura muscular do membro superior (figura 14) é bastante vasta, mais até que a do membro inferior. Esta divide-se em dez compartimentos. O braço é dividido em dois, o primeiro, o compartimento anterior do braço contém quatro músculos: a cabeça longa do biceps braquial e a cabeça curta do biceps braquial, num nível superficial, e o coracobraquial e o braquial inseridos num nível mais profundo, perto do biceps. O compartimento posterior contém apenas o biceps braquial (Forro & Lowe, 2018).

O antebraço é composto por vinte músculos, divididos em quatro compartimentos: o compartimento anterior superficial, o anterior profundo, o posterior superficial e o posterior profundo (Forro & Lowe, 2018).

O antebraço anterior é constituído por quatro músculos no seu compartimento superficial: o flexor radial do carpo, o flexor ulnar do carpo, o palmar longo e o flexor superficial dos dedos. O compartimento anterior profundo contém: o flexor profundo dos dedos, o flexor longo do polegar e o pronador quadrado. Estes músculos são principalmente flexores e pronadores e sua maioria surge de um tendão que todos têm em comum no epicôndilo medial do úmero (Forro & Lowe, 2018).

O antebraço posterior é, também, separado em dois compartimentos, o superficial e o profundo, com sete e cinco músculos, respetivamente. As suas ações principais são a extensão e a supinação. O compartimento posterior superficial é formado pelo ancóneo, pelo braquiorradial, pelo extensor radial longo do carpo, pelo extensor radial curto do carpo, pelo extensor do dedo mindinho, pelo extensor dos dedos e pelo extensor ulnar do carpo.

O compartimento posterior profundo do antebraço é composto pelos músculos: abductor longo do polegar, extensor do indicador, extensor longo do polegar, extensor curto do polegar e pelo supinador. Tal como no compartimento anterior superficial do antebraço a maioria dos músculos do compartimento posterior tem origem num tendão comum a todos estes músculos, neste caso, o tendão epicôndilo lateral (Forro & Lowe, 2018).



Os músculos da mão podem ser divididos em três compartimentos: os músculos tenares, hipotenares e os intermédios. Os músculos tenares localizam-se no polegar, são o abductor curto do polegar, o flexor curto do polegar, os oponentes do polegar e pelo abductor do polegar. Os hipotenares encontram-se no lado ulnar da mão próximos ao dedo mindinho: o abductor do dedo mindinho, o flexor curto do dedo mindinho e os oponentes do dedo mindinho (Forro & Lowe, 2018).

Os músculos intermédios da mão estão divididos em três grupos, o primeiro é composto por quatro músculos ligados aos metacarpos e responsáveis pela abdução dos dedos, os interósseos dorsais. O segundo, os interósseos palmares, são três (alguns livros de anatomia relatam quatro) músculos localizados na superfície anterior dos metacarpos, também responsáveis pela abdução dos dedos. O terceiro grupo, é constituído pelos quatro músculos lumbricais da mão. Estes músculos têm origem no tendão fletor profundo dos dedos e são responsáveis pela flexão dos dedos nas articulações metacarpofalangianas e pela extensão das articulações interfalangeanas (Forro & Lowe, 2018).

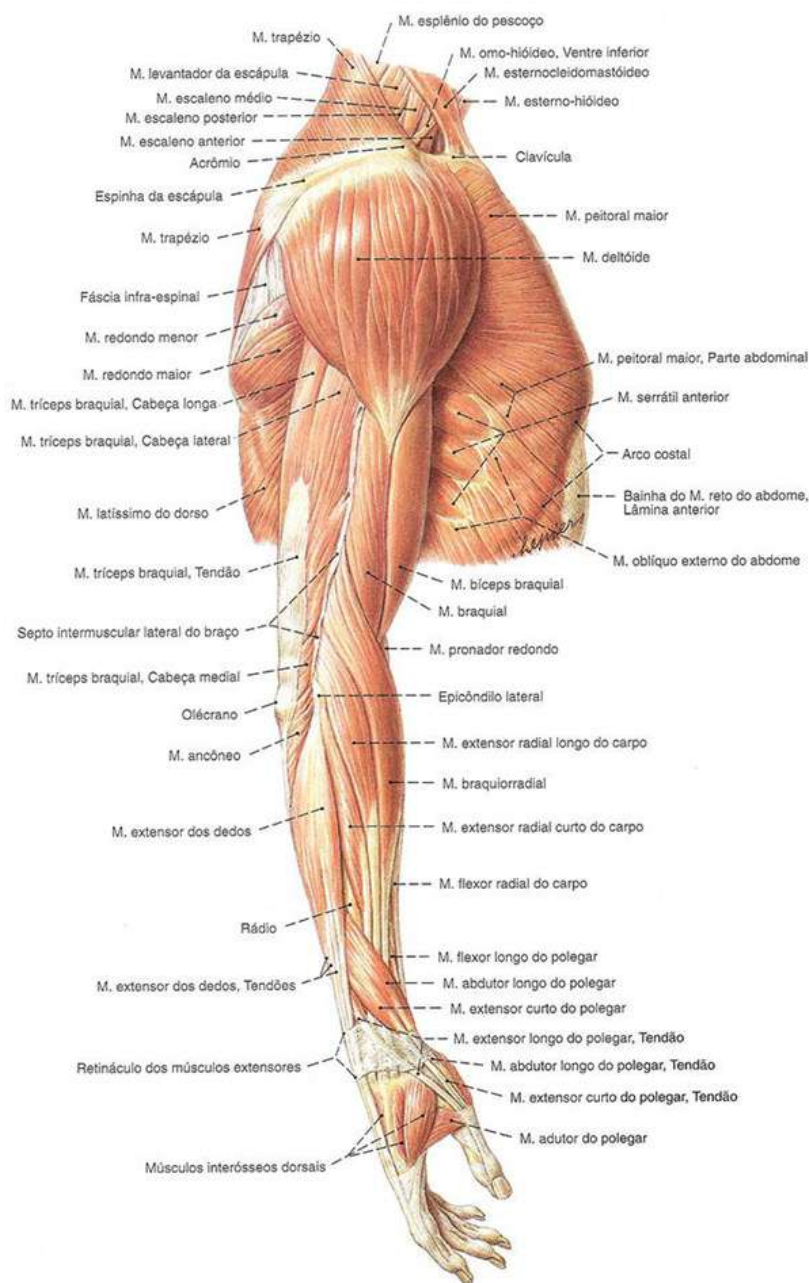
Após o entendimento da estrutura muscular dividida em compartimento, passemos à segunda abordagem, analisando os músculos do membro superior dividindo-os pelos seus movimentos e funções. Estes podem, então, ser divididos em quatro grupos: os músculos que estabilizam e posicionam a cintura peitoral/ escapular, os músculos que movem o braço, os músculos que movem o antebraço e os que movem o pulso, a mão e os dedos.

A cintura peitoral consiste nas extremidades laterais da clavícula e da escápula, juntamente com a extremidade proximal do úmero e os músculos que cobrem estes três ossos e estabilizam a articulação do ombro (glenoumeral). Desta forma, os músculos responsáveis por estabilizarem a cintura peitoral estão localizados no tórax anterior e no tórax posterior. O tórax anterior é composto pelo subclávio, o peitoral menor e o serrátil anterior. Enquanto que os músculos presentes no tórax posterior incluem o trapézio, o romboide maior e o romboide menor. É a contração dos romboides, que permite a movimentação medial da escápula e, como consequência, puxar o ombro e o membro superior na direção posterior (BC campus, 2013).

Os movimentos da cintura peitoral têm início na posição anatómica do corpo humano, na qual, a escápula se situa oblíqua à sétima costela e com a apófise coracoide apontada anteriormente. Os movimentos possíveis de executar pela cintura peitoral são, então, movimentos de retração, protração, elevação, depressão, rotação lateral e rotação medial, e podem ser descritos como:

- Movimento de Retração – movimento da escápula, mantendo a sua posição vertical, o seu bordo medial aproxima-se da coluna vertebral, como ao suportar o ombro. A fossa glenoide volta-se, assim, diretamente para a lateral.
- Movimento de Protração – movimento da escápula para a frente, em torno da parede torácica, como ao arredondar os ombros. Pode haver alguma rotação lateral associada a este movimento. A fossa glenoide volta-se mais para a frente.
- Movimento de Elevação – movimento pelo qual a cintura peitoral é elevada, como ao encolher os ombros.
- Movimento de Depressão – movimento pelo qual a cintura peitoral é puxada para baixo.
- Movimento de Rotação Lateral (para a frente) – movimento complexo, no qual o ângulo inferior da escápula se move lateralmente em torno da parede torácica enquanto a clavícula atua como uma viga, resulta num movimento para cima simultâneo da escápula, fazendo, assim, com que a fossa glenoide seja virada cada vez mais para cima.
- Movimento de Rotação Medial (para trás) – movimento que faz a escápula retornar à sua posição de repouso a partir do movimento de rotação lateral.

(Field, Palastanga, & Soames, 1989)



**Figura 14** – Músculos presentes no Membro Superior Humano  
(Anatomia Online - Músculos do Membro Superior, s.d.)

Na tabela 1, é possível analisar mais detalhadamente o movimento de cada músculo que posiciona a cintura peitoral, tendo em consideração que movimento(s) faz sobre determinado(s) osso, a direção desse movimento, qual o músculo que está a ser incitado a praticar determinada ação, o seu local de origem e o seu local de inserção.

Semelhantes aos músculos que movem a cintura escapular, os músculos que cruzam a articulação do ombro e se posicionam de forma a mover o braço incluem os músculos axiais, mais especificamente o peitoral maior e o latíssimo do dorso, e os músculos escapulares: o deltoide, o subescapular, o supraespinal, o infra espinal, o redondo maior, o redondo menor e o coracobranquial. Todos fundamentais para a movimentação do braço em diversas posições (Betts, et al., 2013). Os movimentos da articulação do ombro são considerados a abdução e adução no plano coronal, a flexão e extensão no plano sagital e a rotação medial e lateral em torno do eixo longo do braço (Field, Palastanga, & Soames, 1989).







posição no tórax	movimento	alvo do movimento	direção do movimento	motor principal	origem	inserção
tórax anterior	estabilizar a clavícula durante o movimento, através de depressão	clavícula	depressão	subclávio	primeira costela	superfície inferior da clavícula
tórax anterior		escápula; costelas	a escápula deprime; as costelas elevam	peitoral menor	superfície anterior das costelas 2-4 ou 3-5	processo coracoide da escápula
tórax anterior		escápula; costelas	a escápula alonga; as costelas elevam	serrátil menor	os músculos deslizam sobre as costelas 1-8 ou 1-9	superfície anterior da borda vertebral da escápula
tórax posterior		escápula; espinha cervical	a escápula roda inferiormente, retrai, eleva e deprime; a coluna estende-se	trapézio	crânio; coluna vertebral	acrômio; coluna vertebral; clavícula
tórax posterior	estabilizar a escápula durante o movimento da cintura peitoral	escápula	a escápula roda inferiormente e retrai	romboide maior	vertebras torácicas (T2- T5)	borda medial da escápula
tórax posterior	estabilizar a escápula durante o movimento da cintura peitoral	escápula	a escápula roda inferiormente e retrai	romboide menor	vertebras cervicais e torácicas (C7- T7)	borda medial da escápula

**Tabela 1** – Músculos que posicionam a Cintura Peitoral. Adaptado de: BC campus, 2013; Fotografias da autora

Na tabela 2, estão detalhados todos os movimentos relativos aos músculos axiais e escapulares, os ossos sobre os quais executam determinado movimento, a direção desse movimento e qual a origem e inserção do músculo que está a ser analisado.

O antebraço, com dois ossos estruturais, a ulna e o rádio, é responsável por ajudar o ombro e o braço na aplicação de força e no posicionamento preciso da mão no espaço (Lourenço, 2020). O antebraço que desempenha quatro ações principais na articulação do cotovelo, os movimentos de: flexão, extensão, pronação e supinação. Os músculos flexores do antebraço são o bíceps braquial, o braquial e o braquiorradial. Já os músculos extensores são constituídos pelo tríceps braquial e pelo ancóneo. Os pronadores são compostos pelo pronador redondo e o pronador quadrado e o supinador, o único músculo que roda o antebraço anteriormente, (quando o antebraço está voltado anteriormente é supinado, em oposição, quando está virado posteriormente é pronado) (Betts, et al., 2013).

A tabela 3 destaca os músculos responsáveis pelos movimentos de flexão, extensão, pronação e supinação do antebraço, mostrando os movimentos a executar por cada músculo, qual a direção desse movimento, onde se origina cada músculo e qual o seu posicionamento no corpo humano.

movimento	alvo do movimento	direção do movimento	motor principal	origem	inserção
<i>músculos axiais</i>					
	úmero	flexão; abdução; rotação medial	peitoral maior	clavícula; esterno; cartilagem das costelas 1-6 ou 1-7;	tubérculo maior do úmero
	úmero; escápula	o úmero estende, abduz e roda medialmente a escápula	latíssimo do dorso	vertebras torácicas (T7-T12); vertebras lombares (9-12); crista ilíaca	sulco intertubercular do úmero
<i>músculos escapulares</i>					
	úmero	abdução; flexão; extensão; rotação medial e lateral	deltoide	trapézio; clavícula; acrômio; espinha da escápula	tuberosidade deltoide do úmero
assistir o peitoral maior ao unir os cotovelos ; estabilizar a articulação do ombro durante os movimentos da cintura peitoral	úmero	rotação medial	subescapular	fossa subescapular da escápula	tubérculo menor do úmero
	úmero	abdução	supraespinhal	fossa supra espinhal da escápula	tubérculo maior do úmero
	úmero	extensão; abdução	infraespinhal	fossa infra espinhal da escápula	tubérculo maior do úmero
assistir o infra espinhal na rotação do cotovelo para fora	úmero	extensão; abdução	redondo maior	superfície posterior da escápula	sulco intertubercular do úmero
assistir o infra espinhal na rotação do cotovelo para fora	úmero	extensão; abdução	redondo menor	borda lateral da superfície dorsal da escápula	tubérculo maior do úmero
	úmero	flexão; abdução	coracobraquial	processo coracoide da escápula	superfície medial da haste do úmero

**Tabela 2** – Músculos que movem o úmero.  
Adaptado de: BC campus, 2013; Fotografias da autora

movimento	alvo do movimento	direção do movimento	motor principal	origem	inserção
<i>músculos anteriores (flexão)</i>					
	antebraço	flexão; supinação	bíceps braquial	processo coracoide; tubérculo acima da cavidade glenoide	tuberosidade radial
	antebraço	flexão	braquial	parte frontal do úmero distal	processo coronoide da ulna
assistir e estabilizar o cotovelo durante o movimento de distensão do bíceps	antebraço	flexão	braquiorradial	cume supracondilar lateral na extremidade distal do úmero	base do processo estiloide do rádio
<i>músculos posteriores (extensão)</i>					
	antebraço	extensão	tríceps braquial	tubérculo infraglenoide da escápula; eixo posterior do úmero; do eixo do úmero posterior distal ao sulco radial	processo olecrano da ulna
	antebraço	extensão; abdução	ancóneo	epicôndilo lateral do úmero	aspéto lateral do processo olecrano da ulna
<i>músculos anteriores (pronação)</i>					
	antebraço	pronação	pronador redondo	epicôndilo medial do úmero; processo coronoide da ulna	rádio lateral
assistir na viragem da palma da mão para baixo	antebraço	pronação	pronador quadrado	porção distal do eixo anterior	superfície distal do rádio anterior
<i>músculos posteriores (supinação)</i>					
	antebraço	supinação	supinador	epicôndilo lateral do úmero; ulna proximal	extremidade proximal do rádio

**Tabela 3** – Músculos que movem o antebraço. Adaptado de: BC campus, 2013; Fotografias da autora

Nas tabelas 4.1, 4.2 e 5, é possível observar a origem dos movimentos do pulso, mão e dedos. Estes movimentos, tem origem em dois grupos de músculos. O antebraço é a origem dos músculos extrínsecos da mão, enquanto que a palma da mão é a origem dos músculos intrínsecos da mão (Betts, et al., 2013). Ao analisar os movimentos do pulso, da mão e dos dedos à uma ligação das duas abordagens, analisando os seguintes movimentos com base na divisão em compartimentos.





O músculo flexor profundo dos dedos flexiona a mão e os dedos nas suas articulações, permitindo movimentos rápidos dos dedos ao digitar num computador ou tocar um instrumento musical. Este músculo em conjunto com os restantes músculos do compartimento superficial anterior do antebraço, já referidos anteriormente são parte integrante na movimentação do pulso, mão e dedos. Assim como os músculos do compartimento profundo anterior - responsável pela flexão dos dedos - do compartimento superficial posterior do antebraço e do compartimento posterior profundo do antebraço (Betts, et al., 2013).

Os músculos intrínsecos da mão têm origem na própria mão, ao contrário dos músculos extrínsecos da mão. Estes músculos possibilitam o ser humano de fazer movimentos precisos com a mão, como por exemplo escrever, e dividem-se em três grupos: os músculos tenares, hipotenares e intermédios, descritos anteriormente (Betts, et al., 2013).








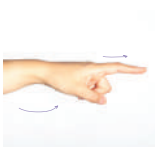
Os músculos tenares formam a iminência tenar, o contorno arredondado na base do polegar. Todos estes músculos atuam no polegar, tendo o polegar um papel fulcral nos movimentos mais precisos da mão. Os hipotenares, formam a iminência hipotenar, a aparência arredonda do dedo mindinho e, como tal, todos atuam no dedo mindinho. E por último, os músculos intermédios que atuam em todos os dedos (Betts, et al., 2013).

Na tabela 4.1 e 4.2 observar-se os músculos extrínsecos da mão, com origem no antebraço e responsáveis pelos movimentos do pulso, mão e dedos. A sua origem, a sua localização, os movimentos que desempenham e a direção dos mesmos.

A tabela 5, mostra a origem, localização dos músculos intrínsecos da mão que movimentam o pulso, a mão e os dedos.











movimento	alvo do movimento	direção do movimento	motor principal	origem	inserção
<i>compartimento anterior superficial do antebraço</i>					
	pulso; mão	flexão; abdução	flexor radial do carpo	epicôndilo medial do úmero	base do segundo e terceiro metacarpiano
	pulso	flexão	palmar longo	epicôndilo medial do úmero	aponeurose palmar; pele e fáscia da palma da mão
	pulso; mão	flexão; abdução	flexor ulnar do carpo	epicôndilo medial do úmero; processo olecrano; superfície posterior da ulna	superfície anterior da borda vertebral da escápula
	pulso; dedos 2-5	flexão	flexor superficial dos dedos	epicôndilo medial do úmero; processo coronoide da ulna; eixo do rádio	falanges médias dos dedos 2-5
<i>compartimento anterior profundo do antebraço</i>					
	polegar	flexão	flexor longo do polegar	superfície anterior do rádio; membrana interóssea	falange distal do polegar
	pulso; dedos	flexão	flexor profundo dos dedos	processo coronoide; superfície anteromedial da ulna; membrana interóssea	falanges distais dos dedos 2-5

**Tabela 4.1** – Músculos que movem o pulso, a mão e os dedos possibilitados pelos músculos extrínsecos da mão. Adaptado de: BC campus, 2013; Fotografias da autora

movimento	alvo do movimento	direção do movimento	motor principal	origem	inserção
<i>compartimento posterior superficial do antebraço</i>					
	pulso	extensão; abdução	extensor radial longo	cume supracondilar lateral do úmero	base do segundo metacarpiano
assistir o extensor radial longo na extensão e abdução do pulso; estabilizar a mão durante a flexão dos dedos	pulso	extensão; abdução	extensor radial do carpo	epicôndilo medial do úmero	base do terceiro metacarpiano
	pulso; dedos	extensão; abdução	extensor dos dedos	epicôndilo medial do úmero	extensor expansão; falanges distais dos dedos
	dedo mindinho	extensão	extensor do dedo mindinho	epicôndilo medial do úmero	extensor expansão; falanges distais do dedo 5
	pulso	extensão; abdução	extensor ulnar do carpo	epicôndilo medial do úmero; borda posterior da ulna	base do quinto metacarpiano
<i>compartimento posterior profundo do antebraço</i>					
	pulso; polegar	abdução e extensão do polegar; abdução do pulso	abdutor longo do polegar	superfície posterior do rádio e da ulna; membrana interóssea	base do primeiro metacarpiano; trapézio
	pulso	extensão	extensor curto do polegar	eixo dorsal do rádio e da ulna; membrana interóssea	base da falange proximal do polegar
	pulso; dedos	extensão	extensor longo do polegar	eixo dorsal do rádio e da ulna; membrana interóssea	base da falange distal do polegar
	pulso; dedo indicador	extensão	extensor do indicador	superfície posterior da ulna distal; membrana interóssea	tendão do extensor dos dedos do dedo indicador

**Tabela 4.2** – Músculos que movem o pulso, a mão e os dedos possibilitados pelos músculos extrínsecos da mão. Adaptado de: BC campus, 2013; Fotografias da autora



movimento	alvo do movimento	direção do movimento	motor principal	origem	inserção
<i>músculos tenares</i>					
	polegar	abdução	abdutor curto do polegar	flexor do retináculo; ossos do carpo	base lateral da falange proximal do polegar
	polegar	oposição	oponentes do polegar	flexor do retináculo; trapézio	primeiro metacarpiano anterior
	polegar	flexão	flexor curto do polegar	flexor do retináculo; trapézio	base lateral da falange proximal do polegar
	polegar	abdução	abdutor do polegar	capitato; base dos metacarpianos 2-4; parte frontal do terceiro metacarpiano	base medial da falange proximal do polegar
<i>músculos hipotenares</i>					
	dedo mindinho	abdução	abdutor do dedo mindinho	pisiforme	lado medial da falange proximal do dedo mindinho
	dedo mindinho	flexão	flexor curto do dedo mindinho	hamato; flexor do retináculo	lado medial da falange medial do dedo mindinho
	dedo mindinho	oposição	oponentes do dedo mindinho	hamato; flexor do retináculo	lado medial do quinto metacarpiano
<i>músculos intermédios</i>					
	dedos	flexão	lumbricais	tendões do flexor profundo dos dedos	dedos 2-5 (bordas laterais das expansões das primeiras falanges)
	dedos	flexão; adução; extensão	interósseo palmar	laterais de cada metacarpiano voltado para o terceiro metacarpiano (excepto o terceiro)	expansão da primeira falange de cada dedo na lateral voltada para o terceiro metacarpiano (excepto o terceiro)
	dedos	flexão; adução; extensão	interósseo dorsal	laterais dos metacarpianos	ambas as laterais do terceiro dedo; expansão da primeira falange nos restantes dedos, na lateral oposta ao terceiro dedo

**Tabela 5** – Músculos que movem o pulso, a mão e os dedos possibilitados pelos músculos extrínsecos da mão. Adaptado de: BC campus, 2013; Fotografias da autora

## 2.2. Biomecânica do Membro Superior

Após a observação e análise dos movimentos exercidos pelos músculos do membro superior é significativo perceber o comportamento dos mesmos. Por este motivo, procedeu-se uma investigação acerca da biomecânica do membro superior com o intuito de uma recolha de informação ao nível das amplitudes possibilitadas pelos músculos para determinados movimentos e das forças por estes geradas.

Para melhor entender o que é referido, é necessário contextualizar o termo biomecânica e ao que a este está associado. Assim, Segundo Hatze, em 1974, a biomecânica pode ser definida como o estudo do movimento dos organismos vivos utilizando a ciência da mecânica. Sendo que, a mecânica é um ramo da física que se ocupa da descrição do movimento e de como as forças criam movimento (Knudson, 2007).

O organismo vivo mais estudado é o corpo humano. Neste contexto, as forças estudadas pela biomecânica incluem tanto forças internas produzidas pelos músculos como forças externas que atuam sobre o corpo humano (Hall, 2016).

Ao atuarem sobre organismos vivos, as forças podem criar movimento. Podem ser um estímulo saudável para crescimento e desenvolvimento, ou, pelo contrário sobrecarregar os tecidos e causar danos. A biomecânica disponibiliza as ferramentas conceptuais e matemáticas necessárias para compreender como os organismos vivos se deslocam (Knudson, 2007).

O movimento humano pode ser avaliado de uma forma quantitativa ou qualitativa. Quantitativa, quando envolve a medição das variáveis biomecânicas que, normalmente requerem o uso de um computador pela alta capacidade de processamento de cálculos. Uma vez que, até o mais pequeno movimento terá milhares de dados para serem recolhidos, escalados e processados numericamente (Knudson, 2007).

Em oposição, uma avaliação qualitativa do movimento, foi definida por Knudson & Morrison, em 2002 como "**Systematic observation and introspective judgment of the quality of human movement for the purpose of providing the most appropriate intervention to improve performance**"<sup>2</sup>. Esta descreve as características do movimento sem fazer uso de números (Knudson, 2007).

Uma análise completa incorpora tanto os elementos quantitativos como os elementos qualitativos e é fundamental para identificar os fatores que identificam o movimento humano e a sua performance (Knudson, 2007).

Todavia, pode-se retirar muitas informações através de análises exclusivamente qualitativas. Como as análises nem sempre podem ter como base modelos matemáticos e físicos, muitos resultados advêm da observação visual, sendo que esta é a abordagem mais utilizada para a realização de uma análise qualitativa da mecânica do movimento humano (Hall, 2016).

### <sup>2</sup> Tradução livre:

"Uma observação sistemática e um julgamento introspetivo acerca da qualidade do movimento humano com o propósito de fornecer a intervenção mais apropriada para melhorar o desempenho".

Para além das ferramentas referidas acima, os biomecânicos utilizam dois ramos da biomecânica no estudo dos organismos vivos. A estática e a dinâmica e, a cinemática e a cinética. A estática e a dinâmica, são dois dos principais ramos da mecânica. A estática estuda o movimento constante, ou seja, a ausência de movimento ou, de movimentos com uma velocidade constante. Enquanto que, a dinâmica se ocupa do estudo dos sistemas nos quais a aceleração está presente (Hall, 2016).

A cinemática e a cinética são outra das subdivisões da biomecânica. Enquanto que, a cinemática se distingue por ser o que é possível de visualizar num corpo em movimento, mais especificamente à aparência do movimento, o estudo do tamanho, sequenciamento e cronologia do movimento, sem referências às forças que o causam ou que dele resultam. A cinética estuda as forças associadas a este movimento. Assim, o estudo da biomecânica humana consegue analisar se a quantidade de força que os músculos produzem é ideal para executar um, determinado, movimento pretendido (Hall, 2016).

A análise dos movimentos do corpo humano é fundamental no desenvolvimento deste projeto. Esta fornece conhecimento imprescindível para o desenvolvimento de um arnés de fixação que garanta à prótese um conjunto de movimentos que se assemelhem aos do membro natural e sobretudo que não comprometa os movimentos do membro residual do utilizador. Deste modo, segue-se a análise das amplitudes e das forças dos movimentos do membro superior.

## 2.2.1 Amplitude de Movimentos do Membro Superior

É utilizada a posição anatômica de repouso como referência ao medir a amplitude de movimentos do membro superior. Sendo considerada a posição anatômica de repouso como  $0^\circ$ , cada um destes movimentos tem uma amplitude limite que pode ser medida através dos planos sagital, frontal e transversal (Marques, n.d.).

Para analisar as tabelas 6, 7 e 8, presentes no anexo 1, relativas às amplitudes do membro superior em diferentes movimentos do braço, antebraço e mão, foram utilizados para além da divisão em género, masculino e feminino, dois percentis, o percentil 5 e o percentil 95. Sendo que um percentil é uma medida estatística, que representa cada uma das cem partes em que a população pode ser dividida de acordo com a distribuição de valores de uma determinada variável (Percentile | Definition of Percentile at Dictionary.Com, n.d.).

Como descrito no tópico Músculos do Membro Superior, cada músculo pode ter um ou vários movimentos associados. Na tabela 6, são descritas as amplitudes de movimentos executados pelo membro superior na articulação glenoumeral. Ao observar esta tabela é possível entender as amplitudes máximas que o membro possibilita em determinado movimento.

O movimento de flexão do braço no plano sagital, por exemplo no percentil 5 do género feminino tem uma amplitude máxima de  $152^\circ$ , é essencial entender de que forma esta amplitude pode condicionar a manipulação de uma prótese num sistema de controlo duplo para fletir o antebraço protético e manipular o dispositivo terminal.

O movimento de extensão do braço na articulação do ombro, que no percentil 5 do género feminino tem uma amplitude de movimento desde o grau 0, ao grau  $33,7$ . Num sistema de controlo triplo, este movimento é utilizado para bloquear a articulação do cotovelo, associado a outros fatores a amplitude deste ângulo é importante para perceber a medida do cabo de controlo deste movimento.

A tabela 7, reflete as amplitudes de movimentos do antebraço, sendo que o movimento de extensão no plano sagital, é o movimento de retorno do antebraço à posição à posição anatômica de referência, após o movimento de flexão no plano sagital. O mesmo acontece com o movimento de pronação e supinação. Sendo que o movimento de pronação corresponde ao regresso do antebraço à sua origem.

No contexto deste projeto tanto os dados representados na tabela 8, que retrata as amplitudes de movimentos da mão, como os apresentados nas tabelas 6 e 7, são cruciais para garantir que os movimentos da prótese se assemelhem aos de um membro natural, não executando nenhum movimento anormal.

## 2.2.2. Forças aplicadas pelo Membro Superior

De forma a analisar as forças aplicadas, pelo membro superior, durante determinadas ações diárias, recorreu-se à utilização de tabelas exemplificativas. Estas refletem de forma quantitativa as forças aplicadas.

Na tabela 9, conforme anexo 2, mostra a força a ser exercida pelo membro superior, em Newton, durante o exercício de rodar uma maçaneta no sentido frontal, usando a mão preferencial. Neste exercício, são descritas as forças aplicadas numa postura livre, e numa postura standard, onde o utilizador coloca um pé 30cm à frente do outro e o cotovelo a 90° de flexão.

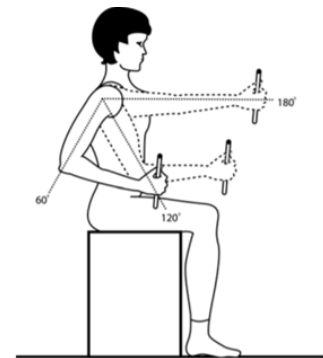
Na tabela 10, presente no anexo 2, são referidas as forças exercidas pelo membro superior durante o movimento de rodar uma maçaneta no sentido oposto ao referido anteriormente, na tabela 9. Tal como na anterior, é utilizada a mão preferencial em duas posições distintas. Uma postura livre, e a postura standard, descrita acima.

Nestas tabelas, é visível que à uma maior necessidade de aplicação de força quando é utilizada uma postura livre, quer a maçaneta esteja colocada à altura do ombro, quer esta seja colocada à altura do cotovelo, e independentemente do género do utilizador. Enquanto que a postura standard, facilita o mesmo movimento.

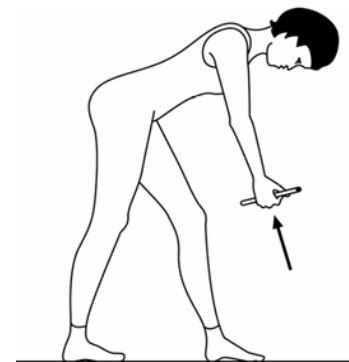
Nas tabelas 11 a 16, no mesmo anexo, estão contextualizados alguns exemplos de medições da força exercida pelo membro superior, em Newton. Representam vários movimentos utilizados diariamente, empurrar, puxar, direcionar para a esquerda e para a direita, elevar e pressionar. Estas medições foram realizadas com o ombro em diferentes ângulos, como visível na imagem 15 (Height et al., n.d.).

A tabela 17, anexo 2, explicita as forças de tração dinâmicas utilizadas sobre uma barra cilíndrica, de baixo para cima, como se pode observar na figura 16. Durante este movimento, a mão encontra-se em diversas alturas e, variam também, o ângulo de tração e a velocidades do movimento. Podendo notar-se que com um ângulo de tração a 35° a força necessária é inferior à do ângulo de 25°. Na generalidade, o aumento da velocidade diminui a força requerida.

A tabela 18 (anexo 2) mostra as forças, em Newton, exercidas pela mão e pelos dedos ao agarrar um objeto, como demonstrado na figura 17. Podendo a força ser realizada com a mão totalmente fechada ou, exercida pelo polegar juntamente com um ou mais dedos.



**Figura 15** – Ângulos utilizados para medição da força exercida durante os movimentos de empurrar, puxar, direcionar para a esquerda e para a direita, elevar e pressionar (Height et al., n.d.).

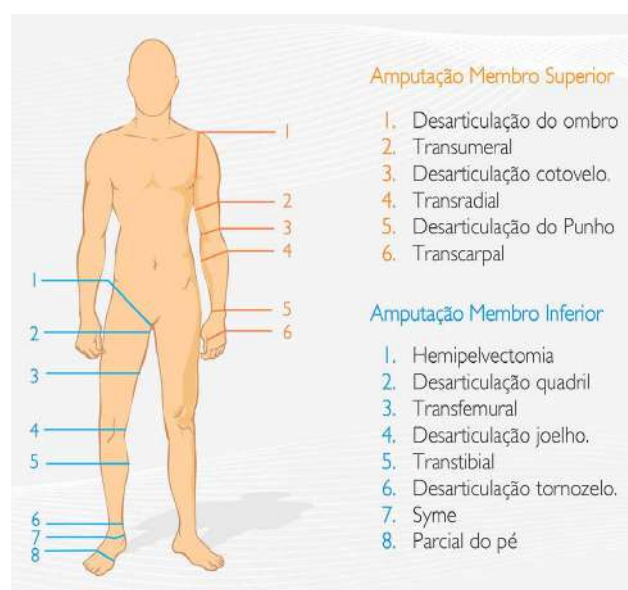


**Figura 16** – Postura exemplificativa do movimento de tração dinâmica utilizado para recolha de dados da tabela 17 (Height et al., n.d.).



**Figura 17** – Imagem exemplificativa das formas de agarrar um objeto presentes na tabela 18 (Height et al., n.d.).

## 2.3. Amputação



**Figura 18** – Níveis de amputação do membro superior e do membro inferior.  
<https://shoppingortopedico.com.br/niveis-de-amputacao/>

Apesar dos diferentes motivos que podem levar à perda de um membro, existem apenas dois tipos de amputação. O primeiro intitula-se de amputação congênita e o segundo, de amputação adquirida. Uma amputação congênita diferencia-se por ser a ausência total ou parcial de um membro ao nascimento ou quando, nesse momento, o membro apresenta algum tipo de deformação, esta pode ocorrer a nível do membro superior, do membro inferior ou de ambos (Smith, 2006).

Segundo Simeon A. Boyadjiev Boyd ocorrem cerca de 7,9 amputações congênitas a cada 10.000 nascidos vivos. (Boyd, 2018) muitas vezes a origem destas deformações ou ausências de membros são desconhecidas, no entanto, podem ter origem genética ou do abuso de substâncias como o álcool, a droga, e/ou de alguns químicos ou de medicação durante a gravidez (Smith, 2006).

Numa gravidez os membros desenvolvem-se entre a quarta e oitava semana e se a mãe estiver exposta a determinadas toxinas durante esse período, os membros podem sofrer deformações. Um exemplo notório do efeito da toma de toxinas prejudiciais durante a gravidez ocorreu entre 1950 e 1960, onde era recorrentemente prescrita Talidomida para diminuição dos enjoos matinais durante

a gestação, como consequência nasceram entre 5 e 7 mil bebês na Alemanha com malformações nas pernas ou braços ou com os membros totalmente ausentes e cerca de 100 mil casos, nas mesmas condições, no resto do mundo (Visão | Descoberta Razão Pela Qual Talidomida Deu Origem a Milhares de Malformações, n.d.).

A segunda tipologia de amputação, é a amputação adquirida. Esta corresponde à remoção cirúrgica intencional de um membro ou uma parte do corpo, como um braço, um dedo, ou uma perna, com o objetivo de remover tecido contaminado ou morto, ou de aliviar dor ao paciente. Sendo um recurso apenas utilizado em casos extremos, quando outras soluções menos intrusivas não são possíveis ou viáveis, e quando a parte do corpo a remover põe em risco a vida do paciente ou afeta significativamente a qualidade de vida do mesmo (Moreira, 2015). Segundo a Associação Nacional de Amputados, a amputação pode ter várias causas, nomeadamente, traumatismos, neoplasia, infecção, patologia vascular periférica ou diabetes (Associação Nacional de Amputados - Sabia Que?, n.d.).

Nos Estados Unidos existem cerca de 2 milhões de pessoas que sofreram a perda de um membro, verificando-se 185 mil novas amputações anualmente, das quais 54% têm como causa doenças vasculares, 45% são devido a diabetes e doença arterial periférica e menos de 2% devido a cancro (Limb Loss Statistics - Amputee Coalition, n.d.).

Este procedimento cirúrgico é um dos mais antigos conhecido pelo homem. As primeiras técnicas de amputação eram muito limitadas, tendo recorrentemente resultados indesejados, como hemorragias e choques sépticos. Devido a estas limitações, as primeiras amputações serviam principalmente para remover tecido morto. A guerra foi desde sempre um impulsionador da evolução das técnicas de amputação, no entanto, foi apenas nos meados do século XIX, com a introdução de técnicas assépticas e da anestesia geral que a taxa de mortalidade diminuiu (Moreira, 2015).

O membro resultante de uma amputação é denominado de membro residual, ou como é mais comumente conhecido, coto. Este é considerado um novo membro, uma vez que é parte integrante do corpo e é também responsável pelo controlo de uma prótese. Segundo Moreira (2015), para que o coto possa ser responsável pelo controlo de uma prótese, tem de se encontrar nas seguintes condições:

1. Ter um nível adequado, uma vez que nem sempre o coto mais longo é o melhor.
2. Não presenciar de deformações nas articulações proximais, dado que estas estas podem dificultar a deambulação e a protetização.
3. Mostrar um bom estado da pele. Um coto com boa sensibilidade, sem úlceras e excertos cutâneos facilita a reabilitação.
4. Ausentar de neuromas terminais. Para certos níveis de amputação a presença de neuromas impede o contacto com a prótese e/ou a sua descarga distal.
5. Conter uma boa circulação arterial e venosa, evitando a existência de isquemia e estase venosa.
6. Mostrar uma boa cicatrização. As suturas devem ser efetuadas em locais apropriados conforme o nível da amputação, de forma a evitar cicatrizes irregulares, hipertróficas ou apresentar aderência, retrações, deiscências e supurações.

A amputação no membro superior divide-se em diferentes níveis dependendo do comprimento do membro residual, como se pode verificar na figura 18.

Destaca-se a amputação transumeral por ser a tipologia de amputação a ser explorada durante este projeto de dissertação, é importante perceber como esta se define e a forma como o membro residual é estabelecido de forma a ficar em perfeita condição para posteriormente receber uma prótese.

O termo amputação transumeral refere a amputação realizada no braço, entre a articulação do cotovelo e a articulação do ombro. Este nível de amputação pode ser classificado como transumeral proximal, medial ou distal, dependendo do tamanho do membro residual (Transumeral - Centro Catarinense de Reabilitação, n.d.).

Durante o procedimento de uma amputação transumeral, o úmero é cortado e arredondado. O tecido muscular necessário para cobrir a cabeça do úmero consiste na cabeça longa do tríceps, ambas as cabeças do bíceps e no coracobraquial, para cobrir o restante úmero é utilizado um retalho do deltoide que é também anexado à axila. Todos os músculos são cuidadosamente restabelecidos, de forma a exercerem a pressão apropriada para permitir o melhor resultado estético (Maduri & Akhondi, 2020).

### 2.3.1.

## O sentimento de perda de um membro

Quando se refere o termo amputação, muitas vezes é apenas referida a perda de funcionalidade corporal, no entanto, existem outros desafios igualmente importantes a enfrentar, como a perda de sensação, e a imagem corporal do indivíduo afetada a um nível bastante profundo. A perda de um membro pode ser devastadora e poderá causar uma interrupção significativa em muitos aspectos da vida de uma pessoa que não se encontra preparada para esta drástica mudança no seu corpo. A perda de um membro pode, por este motivo, causar perturbações físicas, psicológicas e sociais (Misbah et al., 2015).

Uma amputação causa uma severa incapacidade funcional e diminui drasticamente a confiança do paciente no seu corpo, causando diversas implicações psicológicas no paciente. Segundo Dudkiewicz et al., em 2004, a maioria das amputações do membro superior tem origem traumática e geralmente as vítimas são relativamente jovens, sendo que, em 60% dos casos têm idades compreendidas entre os 21 e os 60 anos (Fitzgerald).

Para além da óbvia mudança que a amputação causa no corpo do doente, esta afeta a sua mobilidade e independência e dificulta a execução das suas atividades diárias. A amputação pode também ter um enorme impacto na ocupação profissional do amputado, nos seus relacionamentos e no seu envolvimento na comunidade e em atividades de lazer. Muitas vezes, a amputação acaba por destruir os planos que a pessoa tinha para o futuro e alterar, negativamente, a forma como esta vê o mundo (Fitzgerald).

Quando um ser humano perde uma parte do seu corpo é experienciado um processo de luto bastante difícil de ultrapassar. A recuperação emocional, tal como a recuperação física é bastante dispare de pessoa para pessoa, cada paciente demora o seu tempo e fatores como a sua idade, género e circunstâncias da perda do membro influenciam a forma como cada indivíduo lida com este acontecimento (Limb Loss Statistics - Amputee Coalition, n.d.). No início, sentimentos como choque, raiva, frustração, tristeza e luto/perda são bastante comuns e perfeitamente normais. O paciente tende a sentir-se nervoso e preocupado, com a sua situação financeira, por exemplo. Pode, também, sentir perda de controlo pela sua vida ou sentir a necessidade de se isolar (Fitzgerald).

A depressão é um transtorno de humor caracterizado por uma falta de esperança, tristeza constante, perda de interesse e prazer, por perturbações no sono e diminuição da capacidade funcional. A incapacidade causada pela amputação pode levar a que o paciente se sinta depressivo, tendo este estado um impacto profundo na vida diária do doente. As principais causas de depressão entre amputados são a barreira negativa criada pela sociedade em relação ao doente amputado, sentido por vezes pena pela pessoa amputada, a imagem corporal que deixa de estar dentro do padrão de beleza considerados normais e o sentimento de incapacidade gerado pela perda de função (Misbah et al., 2015).

Desta forma, não é surpreendente que um novo amputado se possa sentir



depressivo e ansioso. Sintomas de depressão são difíceis de afastar. É bastante importante estar atento a esses sinais e tomar algumas medidas para conseguir ultrapassar esse estado depressivo. Para uma recuperação gradual da saúde mental do paciente é bastante importante que este, não se isole e que perceba que não se encontra sozinho no decorrer do processo de recuperação da amputação, cercado-se por amigos e família que o apoiem. É importante perceber que a culpa do sucedido não é do amputado e falar honestamente sobre o sentimento de perda e de luto com os seus ente-queridos (Limb Loss Statistics - Amputee Coalition, n.d.).

É essencial que o amputado faça um esforço para tratar os sintomas de depressão e de ansiedade, caso contrário pode haver um impacto negativo na recuperação e reabilitação da saúde física e mental do paciente (Fitzgerald). Uma forma de combater a depressão do amputado pode passar por se juntar a um grupo de apoio e ter contacto com pessoas que já passaram pela mesma situação (Limb Loss Statistics - Amputee Coalition, n.d.). A sua participação num destes grupos poderá promover a sua auto perseverança e aceitação pessoal e melhorar a sua capacidade de expressar o que sente, devido à oportunidade de partilhar experiências com outros amputados. Muitas vezes, estas conquistas são fundamentais para a sua sobrevivência e podem influenciar o nível de atividade do amputado, estando estes mais dispostos a realizar atividades quanto melhor for o seu estado psicológico (J. M. Jacobsen, 1998).

Amputados que participaram em grupos de apoio e conseguem tirar aspetos positivos da sua participação, tendem a melhorar a sua saúde mental, geralmente, pensam que perder um membro não os fez perder a vida e que é possível continuar a ter uma vida ativa se sua mente tiver disposta a isso. Os grupos de apoio promovem uma fisiologia de "tu consegues!" e geralmente promovem informações sobre diversos serviços e atividades adaptadas que o amputado pode desenvolver no seio da sua comunidade (J. M. Jacobsen, 1998).

Outra forma de melhorar a saúde mental e física da pessoa amputada, é a utilização de estratégias de cuidados pessoais. Manter um sono e uma dieta adequada e praticar exercícios de relaxamento, respiração e meditação são benéficos quando são experienciadas situações de stresse. Caso o stresse aumente em vez de diminuir é importante que o amputado receba tratamento adequado e procure um profissional de saúde, o mais cedo possível, uma vez que problemas de saúde mental, como a depressão e a ansiedade, são tratáveis (Fitzgerald).

Ter metas para atingir, pode ser outra estratégia de melhorar o bem-estar psicológico do amputado, particularmente durante a reabilitação. Estes objetivos devem ser significativos para a vida do amputado, mas simultaneamente realistas e atingíveis. O estabelecimento e concretização de metas é fundamental para o bem-estar do amputado, dando-lhe um senso de propósito e estrutura e, melhorando a sua confiança e autoestima. É imprescindível que os médicos e terapeutas que acompanham o amputado o ajudem a estabelecer estas metas. Ter uma rotina diária com atividades planeadas pode também ser uma boa opção para manter o amputado ocupado e ajudá-lo a reduzir os pensamentos acerca da amputação (Fitzgerald).

A adaptação a uma amputação leva tempo e a pessoa amputada vai experienciar uma enorme variedade de emoções durante esta jornada. A utilização de estratégias como não deixar de cuidar de si próprio, participar em grupos de apoio e manter-se informado sobre o seu processo de recuperação podem ajudar o amputado a enfrentar este desafio e melhorar a sua reabilitação (Fitzgerald).

## 2.4. Próteses

De forma a enquadrar a temática, este tópico inicia-se com uma explicação acerca da definição de prótese, seguida de uma reflexão sobre os motivos que podem levar um amputado a rejeitar uma prótese.

Posteriormente, com base nas linhas temporais presentes nas páginas 53-54 e 55-56, serão contextualizadas as diferentes próteses do membro superior desenvolvidas ao longo dos séculos, tendo como base o seu sistema de fixação e os materiais em que foram produzidas.

Para finalizar e começar a ingressar mais no tema desta investigação, serão abordadas as diferentes tipologias de próteses, com várias imagens exemplificativas das mesmas.

### 2.4.1 Definição de Prótese

A amputação é uma experiência traumática que afeta em vários aspetos a vida do doente, para além do desafio físico que a amputação representa, existe também um desafio emocional e social. O paciente confronta-se com uma perda irreparável, que afeta todas as vertentes da sua vida e que implica uma serie de adaptações (Associação Nacional de Amputados - Sabia Que?, n.d.).

Uma prótese é um dispositivo médico permanente ou transitório usado para substituir total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido e são utilizadas desde os primórdios da civilização humana. (Moreira, 2015).

É fulcral que após uma amputação, o paciente considere se pretende ou não utilizar uma prótese, e caso a resposta seja positiva, qual a tipologia de prótese gostaria de utilizar. Qual seria a prótese adequada para o seu nível de atividade diária, se deve optar por uma prótese mais funcional ou por uma onde seja enfatizada a aparência (Passive Arm Prostheses | Ottobock US, n.d.).

Uma prótese adequada às necessidades do utilizador, apesar de não substituir o membro perdido, pode ajudar no processo de reabilitação físico e mental, cumprido os seus objetivos ao restaurar o máximo de funcionalidade possível do membro perdido, transmitindo simultaneamente um sentimento de naturalidade ao doente (Ovadia & Askari, 2015 e Moreira, 2015).

## 2.4.2 Rejeição de Próteses pelos Amputados

As mãos e os braços são recorrentemente utilizados pelo ser humano na maioria das suas atividades diárias, são imprescindíveis para a realização de tarefas, para a expressão pessoal durante um discurso e, a nível social, no seio familiar e amigável para transmitir amor e afeto. Quando ocorre uma amputação no membro superior, seja esta mais próxima do ombro ou da mão, há sempre uma enorme perda quer psicológica, quer física e funcional, limitando o ser humano até na tarefa mais trivial (Østlie et al., 2012).

Considera-se, então, que os braços artificiais são uma ajuda importante para a reabilitação do amputado, substituindo parte do funcionamento do membro perdido. Após um determinado período é, normalmente, atribuída uma prótese à maioria dos amputados, quando o membro residual se encontra preparado para a receber. No entanto, devido à variedade de atividades realizadas pelo membro superior e pela destreza e capacidade sensorial da mão, é necessário ultrapassar alguns desafios para alcançar uma restauração funcional completa. Muitas vezes o que acontece, é que a prótese não oferece funcionalidade suficiente para compensar os inconvenientes e o desconforto causado, fazendo com que o amputado a rejeite (Østlie et al., 2012).

O termo rejeição, é um termo mais amplo que abandono, uma vez que alguns amputados rejeitam desde o início uma determinada tipologia de prótese, o que é diferente de um abandono posterior ao uso de um dispositivo protético. Alguns fatores de rejeição primária estão relacionados com o nível de amputação do paciente, a sua idade no momento da amputação, o seu género e a discrepância entre as necessidades funcionais do amputado e a função oferecida pela prótese (Alan M. et al., 2017). Enquanto que, fatores como insatisfação com o conforto da prótese, o facto da funcionalidade oferecida pela prótese não corresponder às necessidades do amputado e dificuldade em controlá-la, são alguns dos motivos que podem levar a uma rejeição secundária (Østlie et al., 2012).

As percentagens de rejeição de próteses do membro superior variam entre 30 e 80%, em estudos realizados no hemisfério norte. Geralmente, a rejeição de prótese do membro superior tem uma percentagem menor em amputações transradiais e percentagens maiores em amputações transumerais, em amputações ao nível da desarticulação do ombro e em amputações parciais da mão (Østlie et al., 2012). Uma investigação prosseguida por Biddiss e Chau, em 2007, apoia o argumento de que indivíduos com uma amputação mais proximal tendem a rejeitar mais facilmente uma prótese que indivíduos com uma amputação num nível mais distal.

A rejeição de próteses em pessoas com amputações acima do cotovelo poderá refletir o aumento do peso sentido ao utilizar uma prótese, o aumento da energia gasta necessária para controlar o dispositivo protético e o facto das próteses transumerais e da desarticulação do ombro oferecerem uma capacidade mais limitada ao substituir a função do membro, comparada com próteses para amputações transradiais (Alan M. et al., 2017).

A estética tem a capacidade de providenciar bem-estar e o design de uma prótese poderá afetar a aceitação e a utilização da prótese por parte do paciente amputado (Blom et al., 2018). A possível falta de conforto da prótese e a falta de aceitação da imagem corporal do doente, juntamente com o nível da amputação, se o amputado perdeu a mão dominante ou a mão não dominante, se a amputação foi unilateral ou bilateral e o tempo que decorreu desde a amputação até à reabilitação são também fatores fundamentais para a aceitação ou rejeição de uma prótese (Alan M. et al., 2017).

Outros parâmetros para a rejeição de uma próteses, estão relacionados com uma reabilitação bem ou malsucedida e que podem levar ao sucesso ou insucesso do uso de próteses. O motivo da amputação, a escolha da tipologia de prótese a utilizar, o tempo de domínio da prótese e a dor são alguns parâmetros que, juntamente com os referidos anteriormente, devem ser considerados durante todo o processo, de forma a encontrar a prótese certa para o utilizador (Dudkiewicz et al., 2004).

Apesar de se conhecer alguns parâmetros que levam à rejeição de uma prótese, um estudo conduzido por Dudkiewicz et al., em 2004, investigou se haveria parâmetros que pudessem prever o sucesso do uso de próteses em amputações do membro superior. O resultado foi inconclusivo e não foram encontrados parâmetros que o conseguissem prever.

No entanto acredita-se que se durante a fase pós-cirúrgica, o tempo for dedicado à recuperação física do membro residual, ao controlo da dor, à manutenção de movimentos funcionais e a suporte psicológico. E na fase seguinte, a fase pré-prótese, houver uma maior preocupação em fortalecer os músculos, melhorar a amplitude de movimentos e preparar do coto para o uso de uma prótese, a aceitação será mais fácil (Dudkiewicz et al., 2004).

Geralmente, a escolha correta da prótese e um processo de reabilitação relativamente rápido, levam a uma recuperação célere e com resultados melhores na funcionalidade do coto e na adaptação do amputado aos movimentos necessários para realizar determinada ação com a prótese, por consequência, o amputado irá sentir uma maior satisfação ao realizar as suas atividades diárias (Dudkiewicz et al., 2004).

**“When an amputee is successfully fitted, memories of difficult problems dissolve, periods of anxiety-soaked stress are transformed in the mind and acquire a halo of adventure.”<sup>3</sup> Samuel A. Weiss**

Interpretando a citação de Weiss, é conveniente pensar que quando finalmente é atribuída, com sucesso, uma prótese ao paciente amputado, que o faça sentir bem, confortável e que facilite a realização de tarefas fundamentais para o seu quotidiano, fazendo-o sentir-se independente e até mesmo fazer com que este volte ao trabalho, um sentimento de alegria envolve todos aqueles presentes no processo de reabilitação, o amputado, os seus familiares e, até mesmo, os profissionais de saúde que o acompanharam. O sentimento de tristeza dissolve-se e o amputado poderá agora, sentir-se pronto para agarrar a vida e ultrapassar os desafios por esta colocados.

<sup>3</sup> Tradução livre:

“Quando a um amputado é atribuída uma prótese com sucesso, as memórias de problemas difíceis atenuam, períodos de ansiedade e grande stress são transformados e substituídos por um estado de desafio e aventura”

### 2.4.3 Evolução de próteses do membro superior

Este é um tópico relevante para compreender as linhas temporais nas páginas seguintes, que refletem a utilização de próteses do membro superior com base no seu sistema de fixação e nos materiais utilizados na sua produção ao longo dos últimos séculos.



**Figura 19** – Gancho de Dorrance nº 3. Dispositivo terminal de abertura voluntária, altamente especializado, por vezes utilizado por agricultores, mecânicos, ou outros em diferentes formas de trabalhos manuais.

<http://www.oandplibrary.net/popup.asp?frmltemld=03B00100-ED76-46A8-8866-A04D18D2B3C3&frmlType=image&frmlid=7>

É fundamental compreender que o projeto a desenvolver esta assente numa prótese mecânica – que será posteriormente analisada no tópico Tipologias de Próteses – e no sistema de controlo desta prótese, que é baseado numa ideia com mais de 150 anos. Esta ideia, foi aprimorada por Dorrance em 1909 aquando da construção de um gancho, figura 19, que tornou este sistema o mais utilizado na construção de próteses (Kejlaa, 1993).

Outro fator que foi significativo para o desenvolvimento de próteses do membro superior foi a criação de vários programas de investigação, após a Segunda Grande Guerra Mundial. Nesta altura, começaram a aparecer algumas melhorias significativas na manga de suspensão e nos materiais utilizados na construção de próteses. Durante a década de 50 houve também alguma evolução neste sentido, tendo sido desenvolvidos na Alemanha e no Reino Unido vários sistemas de próteses acionados externamente, com o corpo do utilizador, impulsionados pela tragédia com a substância Talidomida, referida no tópico Amputação (Kejlaa, 1993).

No entanto, a utilização de próteses remete-nos para muito antes dos acontecimentos referidos acima. A prótese mais antiga conhecida atualmente, figura 20, data, possivelmente, de 950 a.C., foi descoberta no Cairo num corpo mumificado de uma nobre mulher Egípcia. Esta prótese é anterior à perna romana de Capula, que foi durante várias centenas de anos conhecida como a primeira prótese (Park, 2015).



**Figura 20** –The Cairo Toe, de cerca de 950 a.C..

<https://www.smithsonianmag.com/smart-news/study-reveals-secrets-ancient-cairo-toe-180963783/>

O dedo egípcio foi produzido em madeira, moldado e tingido, a agregação dos seus componentes foi realizada com recurso a fio de couro. Este pequeno dispositivo melhorou significativamente a mobilidade da mulher egípcia, que poderá ter nascido com uma amputação congénita ou posteriormente ter obtido uma amputação adquirida, uma vez que, se acredita que o dedo grande do pé seja responsável por carregar cerca de 40% do peso do corpo e seja também fundamental para a deslocação no sentido frontal. Esteticamente esta prótese tem uma aparência bastante natural assemelhando-se a um dedo humano (Park, 2015).

A nível do membro superior as primeiras próteses descobertas remetem à época medieval, neste período tinham como função substituir o membro natural de cavaleiros que o perdiam em combate, possibilitando-os de retomar as suas carreiras. Porém, a utilização de membros artificiais tornou-se mais comum quando os pacientes começaram a sobreviver a cirurgias de amputação sem sangramentos mortais e com cotos que permitissem a utilização de próteses. Desta forma, a utilização de membros artificiais apenas tornou-se mais recorrente quando os cirurgiões aprenderam a utilizar técnicas de cauterização. Antes disso, apenas era possível remover membros afetados com gangrena, uma necrose maciça geralmente causada por falta de irrigação sanguínea, e o membro residual resultante dessas cirurgias não tinha uma forma capaz de suportar uma prótese (Putti, 2005).

Nas páginas seguintes estão presentes duas linhas temporais. Na página 42-43, a primeira, refere-se à evolução dos sistemas de fixação de próteses. Nesta são mostradas diversas imagens de próteses, evidenciando a sua evolução ao longo da história e com comentários referentes à forma como era realizada a sua suspensão.

Enquanto que, nas páginas 44-45, a segunda linha temporal, destaca uma análise aos materiais utilizados nas mesmas próteses.

A análise destas linhas temporais tem como referência principal o website do Museu da Ciência de Londres, que contém categorizadas várias das próteses presentes na sua coleção.

# sistemas de fixação/suspensão utilizados em próteses do membro superior ao longo da história



1560 - 1600

Mão e antebraço esquerdos articulados, possivelmente provenientes da Alemanha. Devido à presença de encaixes na prótese ideais para prender um arnês, a imagem sugere que a suspensão era feita através de um arnês que estará em falta.

1850 - 1910

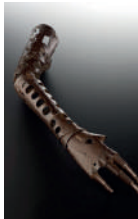
Braço esquerdo artificial, produzido, possivelmente em Inglaterra. A imagem sugere que o coto encaixava no braço da prótese e que a sua suspensão era efectuada por um arnês, que se encontra ausente.



1895 - 1904

Prótese de antebraço e mão articulados, em madeira, que pertenceu à pianista Elizabeth Burton. O sistema de fixação da prótese ao corpo é feito com uma peça em couro que se fixa com quatro fivelas.

1501 - 1550



Prótese articulada de braço direito, produzida na Europa no século dezasseis. A sua fixação era feita com recurso às dobradiças de metal presentes na prótese e tiras de couro, que se encontram ausentes.

1601 - 1700



Mão e antebraço artificial direito em ferro, que tal como no exemplo anterior, a imagem sugere que a suspensão tenha sido feita com recurso a um arnês.

Braço artificial para amputação abaixo do cotovelo. Esta prótese é suspensa ao ombro por uma estrutura em couro, ligada ao antebraço através de uma estrutura metálica, promovendo uma maior amplitude de movimentos.

1903 - 1913



1914 - 1916

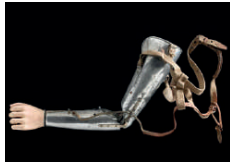


Braço artificial para amputação abaixo do cotovelo. Encaixe do coto no antebraço em couro, com fivelas no braço da prótese, para uma maior estabilidade. Uma estrutura lateral em metal providencia uma total flexão do antebraço.



1927

Braço esquerdo projetado por McKay. O braço é fixado recorrendo a um arnês em têxtil estofado e a articulação do cotovelo opera em torno de um arco metálico que se pode fixar em seis posições diferentes.



1964

Braço artificial direito para criança com amputação congênita na articulação do cotovelo. A fixação desta prótese foi feita através de um arnês, ajustável com velcro, com intuito de acompanhar o crescimento da criança.



2017

O Hero Arm tem uma manga de suspensão desenhada e impressa em 3D baseada no scan 3D do membro residual de cada utilizador e utiliza um inclui um BOA Fit System, que permite um ajuste uniforme da superfície da manga ao coto do paciente.



1937



Braço artificial esquerdo. O sistema de suspensão é feito através de uma manga de couro onde se colocaria o membro residual e de um arnês em têxtil.

1943

Prótese de membro superior direito com manga de couro e arnês em couro. A corda de flexão passa na parte de trás da articulação do cotovelo e fixasse na parte superior do antebraço.



1972



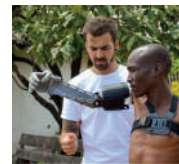
Prótese de membro superior para criança. A fixação desta prótese era garantida por uma manga de suspensão em couro e por um arnês têxtil com velcro como sistema de ajuste.

1997 -2002



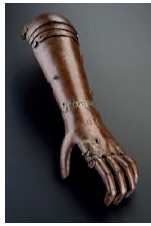
Prótese financiada pelo The Combodia Trust com manga de suspensão polimérica.

2019



O projeto Ayudame3D fixa as suas próteses ao corpo dos utilizadores recorrendo a fivelas têxteis, com um arnês do mesmo material, com uma peça impressa em 3D para fazer o seu aperto.

# materiais utilizados em próteses do membro superior ao longo da história



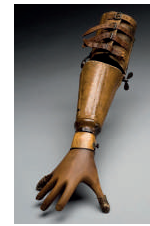
1560 - 1600

Mão e antebraço esquerdos articulados, possivelmente provenientes da Alemanha. Produzida em ferro, esta prótese pertenceu a Gotz von Berlichingen (1480-1562).



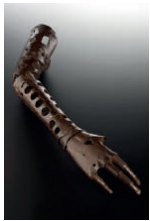
1850 - 1910

Braço esquerdo artificial. Produzida em madeira e couro. Próteses como esta, foram substituídas por versões mais leves, em metal, após a Primeira Guerra Mundial.



1895 - 1904

Prótese de antebraço e mão articulados. Os materiais predominantes são a madeira na mão e no corpo da prótese, o metal nos suportes laterais e o couro na manga de fixação.



1501 - 1550

Prótese articulada de braço direito, produzida em ferro fundido, na Europa durante o século XVI. A articulação do cotovelo é constituída por um globo de metal.



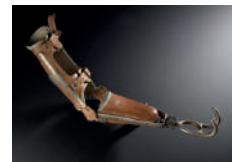
1601 - 1700

Mão e antebraço artificial em ferro, utilizado apenas por cavaleiros que sofreram amputações em guerra.



1903 - 1913

Braço artificial para amputação congênita abaixo do cotovelo. Produzida em madeira, couro e têxtil, com um gancho em metal na palma da mão, útil para, por exemplo, segurar utensílios de cozinha.

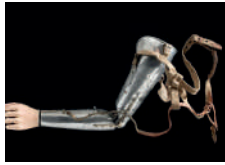


1914 - 1916

Braço artificial para amputação abaixo do cotovelo. Esta prótese para além do couro, tem uma estrutura metálica, que permite a estabilização do cotovelo e a sua suspensão em diversas posições. Tem, também, um gancho em metal, projetado para atividades agrícolas.

1927

Produzido em Londres, pela McKay Artificial Limb Co., tem um corpo produzido em alumínio e o dispositivo terminal é revestido com uma luva de PVC (policloreto de vinilo).



1964

Braço artificial direito para criança com amputação congênita na articulação do cotovelo. O corpo do braço foi produzido em polímero enquanto que o seu arnês, em têxtil e velcro.



2017

O Hero Arm é o primeiro braço biónico impresso em 3D, projetado e fabricado em Bristol, Reino Unido. Está disponível para crianças, a partir dos 8 anos, e adultos com amputação abaixo do cotovelo.



1937



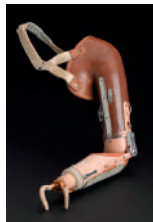
Prótese do membro superior esquerdo, produzida em madeira e alumínio, com uma manga de fixação em couro e uma mão em certalmid.

1943

Prótese transumeral de braço direito. Composta por um antebraço metálico e uma manga em couro, com um cabo de controlo em couro e um dispositivo terminal em certalmid.

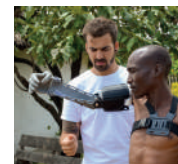


1972



Prótese de membro superior para criança. O interior da manga em couro continha, onde gás CO2 garantia a manipulação do dispositivo terminal. O corpo da prótese foi produzido em polímero.

1997 -2002

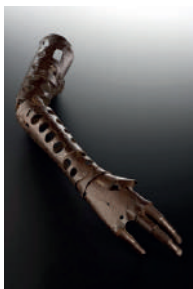


Ayudame3D é um projeto fundado em Espanha que oferece próteses impressas em 3D a pessoas com dificuldades financeiras.

2019



Esta prótese cosmética foi produzida em polímero pelo The Cambodia Trust, uma instituição britânica para ajudar as vítimas de minas terrestres lançadas no Camboja durante a ocupação vietnamita.



**Figura 21** –Linhas temporais - Prótese 1501 - 1550  
(Articulated Artificial Right Arm, Europe, 1501-1550 | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 22** –Linhas temporais - Prótese 1560 - 1600 (Iron Artificial Arm, Europe, 1560-1600 | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 23** –Linhas temporais - Prótese 1560 - 1600 (Artificial Hand and Forearm, 1601-1700 | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 24** –Linhas temporais - Prótese 1560 - 1600 (Artificial Left Arm, England, 1850-1910 | Science Museum Group Collection, n.d.)

A primeira imagem presente nas linhas temporais, figura 21, representa uma prótese utilizada no século XVI e, o seu sistema de fixação era composto por uma peça metálica e tirantes em couro, que possibilitavam a suspensão da prótese ao corpo do utilizador. Apesar de ter sido utilizado o processo de fundição na mão, a articulação do pulso era móvel possibilitando atividades como apertar a mão, ao cumprimentar alguém. A articulação do cotovelo era composta por um globo oco de metal que lhe possibilitava o movimento, contudo não se sabe ao certo como este movimento era executado, uma vez que o seu sistema de controlo não foi encontrado (Articulated Artificial Right Arm, Europe, 1501-1550 | Science Museum Group Collection, n.d.).

A segunda representação, figura 22, data, possivelmente, da segunda metade do século XVI e, pensasse que poderá ter pertencido ao cavaleiro alemão Götz Berlichingen. Este homem terá servido diversos mestres contra os turcos e o sacro imperador romano Carlos V contra os franceses, em 1544. Acredita-se que tenha perdido a sua mão esquerda em combate no cerco de Landshut, em 1504 (Götz von Berlichingen | German Knight | Britannica, 1998). Como forma de voltar a combater utilizou uma mão artificial, uma pratica muito comum entre cavaleiros amputados (Iron Artificial Arm, Europe, 1560-1600 | Science Museum Group Collection, n.d.).

Esta prótese foi projetada e produzida por um ferreiro, totalmente em metal e com todas as suas articulações moveis, de forma a possibilitar o manuseamento de uma espada (Image of Prosthetic Limb Images by Science & Society Picture Library, n.d.). A imagem sugere que eram utilizados tirantes para controlar esta prótese, provavelmente em couro, uma vez que é possível observar os encaixes onde estes se encontrariam fixos.

Apesar da mão de Götz, ser um dos exemplares mais famosos a nível histórico, esta não é o único bom exemplo do que os criadores de próteses conseguiram fabricar nos últimos séculos. Na imagem seguinte, figura 25, está presente uma mão direita artificial em ferro. Acredita-se que provenha do século XVII, no entanto muitos exemplares de próteses históricas foram recentemente categorizados como cópias posteriores das próteses originais. Esta contém articulações moveis tanto no polegar como nos restantes dedos, e tal como no exemplo anterior, sugere que a suspensão tenha sido feita com recurso a um arnês (Artificial Hand and Forearm, 1601-1700 | Science Museum Group Collection, n.d.).

A imagem seguinte, figura 24, representa um braço esquerdo artificial com origem, provavelmente, em Inglaterra entre 1850 e 1910. Este braço artificial foi produzido em madeira e couro e é articulado no cotovelo, pulso, polegar e dedos. O polegar encontrava-se conectado a uma mola que o possibilitava segurar objetos. Esta prótese era suspensa ao utilizador com recurso a um arnês em couro, feito à medida do utilizador. Enquanto a mão foi moldada para se assemelhar a uma mão natural, com marcas realistas tanto na palma da mão como nas unhas. Devido ao seu peso elevado, próteses em madeira como esta foram substituídas por próteses metálicas, mais leves, após a Primeira Guerra Mundial, onde 41 mil soldados Ingleses perderam um ou mais membros (Artificial Left Arm, England, 1850-1910 | Science Museum Group Collection, n.d.).

A quinta imagem, figura 25, mostra uma prótese que substituiu o antebraço direito da pianista Elizabeth Burton, que terá perdido a mão e parte do antebraço direito após uma infeção por espetar uma espinha sob a unha do polegar (Artificial Arm - Learning, n.d.). Este antebraço artificial terá sido produzido entre 1895 e 1904 em Northampton. A manga de suspensão desta prótese comporta-se como um espartilho em couro longo, com quatro apertos em fivela, que se conecta ao corpo da prótese através de um sistema lateral em aço, com uma porca borboleta responsável por bloquear/desbloquear a articulação do cotovelo.

A articulação do pulso desta prótese, tem uma forma oval e a mão foi esculpida em madeira com os dedos bem abertos, sendo o dedo indicador e o dedo anelar mais curtos que o normal e o dedo mindinho e o polegar acolchoados, de forma a permitir à pianista abranger uma oitava ao tocar piano (Artificial Arm, below-Elbow Prosthesis | Science Museum Group Collection, n.d.).

Elizabeth Burton adaptou-se tão bem à sua prótese que continuou a tocar piano, conseguindo mesmo realizar um grande concerto no London Royal Albert Hall, em 1906 (Artificial Arm - Learning, n.d.).

A figura 26, representa uma prótese construída entre 1903 e 1913 para uma rapariga de 16 anos com uma amputação congénita abaixo do cotovelo, no membro superior direito. Esta prótese foi produzida em madeira, couro e têxteis. Tecnicamente, devido à falta de flexão da amputada, foi necessário criar um encaixe em couro para assentar o membro residual. Para completar essa manga foi criado um sistema de bloqueio/desbloqueio da articulação do cotovelo ao longo do antebraço, criando uma maior estabilidade da prótese e proporcionando uma flexão completa. Para suspender a prótese ao corpo da amputada foi utilizada uma sela de ombro em couro (Prosthetic Arm, London, 1903-1913 | Science Museum Group Collection, n.d.).

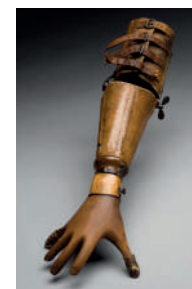
Outra característica desta prótese é o punho oval, com uma face rotativa com um “encaixe em chave”, onde se fixa uma mão em madeira com dedos articulados e um polegar com encaixe em espiga. Na palma da mão existe um pequeno ganho que auxilia no transporte de pequenos objetos, como talheres (Prosthetic Arm, London, 1903-1913 | Science Museum Group Collection, n.d.).

A sétima representação, figura 27, mostra uma prótese fabricada entre 1914 e 1916 para amputações transradiais do membro superior esquerdo, de coto longo. Tal como nos dois exemplos anteriores, esta prótese contém apoios laterais metálicos que permitem o bloqueio da articulação do cotovelo. Enquanto a manga de suspensão se distingue por terminar em forma de “U” junto à articulação do cotovelo. A sua fixação é feita com recurso a um espartilho com duas fivelas de ajuste. O dispositivo terminal é composto por um gancho duplo com um orifício circular incorporado, provavelmente com o intuito de ser utilizado em trabalhos agrícolas (Artificial Left Arm, United Kingdom, 1914-1916 | Science Museum Group Collection, n.d.).

**Construída em 1927, a prótese projetada por McKay, figura 28, foi o ponto de partida para o desenvolvimento desta investigação. Foi ao compará-la visualmente com as suas antecessoras e com as próteses que se seguiram a esta, que foi possível constatar que apesar da evolução ao nível dos materiais e das tecnologias, as formas utilizadas atualmente em próteses mecânicas são muito semelhantes às utilizadas por McKay. Esta observação fez questionar a evolução destes dispositivos e despertar o interesse para prosseguir com a investigação.**

Esta representa um braço e um antebraço esquerdo e foi produzida em alumínio, um metal leve, utilizado para substituir a madeira que deixava as próteses com um peso demasiado elevado. As suas articulações são ajustáveis e a mão removível. A sua suspensão foi realizada sobre o ombro do amputado com recurso a um arnês. Esta prótese foi produzida pela McKay Prosthetic Limb Company, umas das inúmeras empresas de próteses criadas imediatamente após a Primeira Grande Guerra Mundial. Empresas como esta procuravam contratos lucrativos com o governo para fornecer os soldados que perderam um ou mais membros durante o conflito (Artificial Left Arm, London, England, 1927 | Science Museum Group Collection, n.d.).

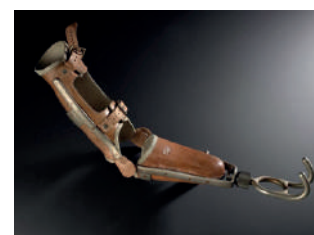
A figura 29, mostra um braço esquerdo artificial datado de 8 de agosto de 1937, fornecida naquela época pelo hospital de Aberdeen, na Escócia. Esta prótese era indicada para amputações acima do cotovelo e foi produzido em madeira e alumínio. A articulação do cotovelo podia ser bloqueada e desbloqueada num determinado número de posições e a mão era removível. A fixação ao corpo do utilizador era feita através de um arnês têxtil, visível na imagem (Artificial Left Arm, Scotland, 1937 | Science Museum Group Collection, n.d.).



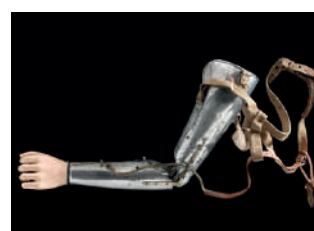
**Figura 25** –Linhas temporais - Prótese 1895 - 1904 (Artificial Arm, below-Elbow Prosthesis | Science Museum Group collection, n.d.)



**Figura 26** –Linhas temporais - Prótese 1903 - 1913 (Prosthetic Arm, London, 1903-1913 | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 27** –Linhas temporais - Prótese 1914 - 1916 (Artificial Left Arm, United Kingdom, 1914-1916 | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 28** –Linhas temporais - Prótese 1927 (Artificial Left Arm, United Kingdom, 1914-1916 | Science Museum Group Collection, n.d.)



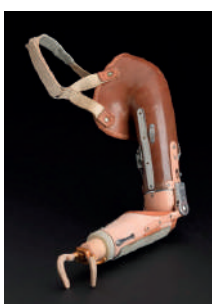
**Figura 29** –Linhas temporais - Prótese 1943 (Artificial Left Arm, Scotland, 1937 | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 30** –Linhas temporais - Prótese 1937 (Artificial Right Arm | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 31** –Linhas temporais - Prótese 1964 (Right Arm for an Infant with Congenital Absence of | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 32** –Linhas temporais - Prótese 1972 (Left Upper Limb Prosthesis for a Child with a Very Short Arm | Science Museum Group Collection, n.d.)

<sup>4</sup> O certalmid é um material leve e resistente, composto por musselina, celulóide e cola. Foi lançado por investigadores em 1921, que o descreveram como um "material plástico laminado" (Guyatt, 2001).

A décima prótese, figura 30, apresentada nas linhas temporais foi produzida por Blatchford, e é datada de 9 de dezembro de 1943. Esta prótese para amputações acima do cotovelo foi projetada para trabalhos pesados, como por exemplo trabalhos agrícolas. A nível de materiais esta prótese é composta por um antebraço e parte do braço em metal, uma manga de fixação em couro (que não é a original), uma mão em certalmid<sup>4</sup> e um arnês em couro e têxtil. A articulação do cotovelo é composta por um mecanismo de rotação interno/externo e de bloqueio/desbloqueio, permitindo o bloqueio desta articulação em várias posições. Nesta prótese um cordão de couro é responsável por auxiliar, juntamente com o corpo do utilizador, os movimentos da prótese (Artificial Right Arm | Science Museum Group Collection, n.d.).

A décima primeira, figura 31, mostra um braço artificial construído em 1964, para uma criança com amputação congénita que nasceu com ausência do antebraço ao nível do cotovelo. A prótese é composta por uma manga de suspensão e por um antebraço em plástico. A articulação do cotovelo funciona manualmente e a sua tensão pode ser ajustada num parafuso lateral com recurso a uma moeda. O dispositivo terminal agora ausente, era conectado a um cabo e manipulado por um arnês e pelo corpo da criança (Right Arm for an Infant with Congenital Absence of | Science Museum Group Collection, n.d.).

A imagem seguinte, figura 32, representa uma prótese de 1972 desenvolvida para uma criança com um braço extremamente reduzido, com uma mão pequena e apenas três dedos (ausência do polegar e do indicador). Desta forma, esta prótese era operada pelos três dedos da criança com recurso a duas válvulas localizadas no interior do dispositivo protético, que moviam o gancho através de CO<sub>2</sub>. Esta prótese foi maioritariamente produzida em couro e polímero, com alguns mecanismos em metal. Destaca-se uma tira de couro cromado na superfície inferior do antebraço que impediam a prótese de escorregar quando se encontrava pousada numa mesa (Left Upper Limb Prosthesis for a Child with a Very Short Arm | Science Museum Group Collection, n.d.).

A décima terceira representação, figura 33, mostra uma prótese projetada e produzida pela associação Cambodia Trust entre 1997 e 2002, com o intuito de providenciar próteses às vítimas de minas terrestres no Camboja. Centenas de minas terrestres foram colocadas no Camboja durante a ocupação vietnamense entre 1979 e 1989, como meio de defesa. Infelizmente, desde 1979, muitos residentes do Camboja morreram ao interagirem com elas – sendo a sua maioria civis, muitos dos quais crianças – e estima-se que cerca de 25 mil pessoas tenham perdido pelo menos um membro por este motivo. Tecnicamente esta prótese é totalmente feita em plástico, apenas com alguns componentes metálicos. É móvel na articulação do cotovelo, enquanto que a articulação do pulso e os dedos se encontram fixos (Artificial Right Arm, Cambodia, 1997-2002 | Science Museum Group Collection, n.d.).

Durante o século XX e XXI surgiram novas tecnologias para operar os dispositivos protéticos, destacando-se as próteses mioelétricas e biónicas. Como exemplo destas tecnologias, destaca-se o Hero Arm, figura 34, esta prótese foi lançada para o mercado em 2017, e destaca-se por ser uma prótese biónica, impressa em 3D e bastante acessível monetariamente. É bastante leve, pesando menos que 1kg. E a sua manga de fixação é ajustável e contém um forro ventilado removível – ambos impressos em 3D e facilmente personalizáveis – proporcionando grande conforto ao utilizador (Hero Arm - User Guide - Open Bionics, n.d.).

A última prótese, figura 35, destaca-se por representar uma prótese associada a um projeto social. O projeto Ayúdame3D que alia as novas tecnologias e o intuito de ajudar amputados sem possibilidades económicas para levar próteses impressas em 3D para pessoas ao redor do mundo e assim dar-lhes oportunidades que sem este projeto não seriam possíveis.

A prótese Vicky, produzida pela empresa Ayúdame3D, é totalmente impressa em 3D, a articulação do cotovelo é articulada manualmente e o dispositivo terminal é operado com recurso aos movimentos do ombro do utilizador. A suspensão desta prótese é feita com recurso a uma manga, também impressa através de tecnologias de manufatura aditiva e com um arnês têxtil (Trésdesis - Ayúdame3D, 2019).

Estes dois últimos projetos para além de estarem retratados nas linhas temporais, estarão também presentes nos casos de estudo pelas suas características e atualidade, que os distinguem de outros projetos semelhantes.

Com a análise das linhas temporais foi possível concluir que houve uma grande evolução dos materiais utilizados no fabrico de próteses, especialmente no início do século XX, tendo, tanto a primeira guerra mundial, como a segunda, impulsionado esse desenvolvimento. Na segunda metade do mesmo século houve a necessidade das próteses se tornarem mais eficientes, crescendo, assim, nas tecnologias utilizadas, surgindo as próteses mioelétricas e posteriormente, as próteses biónicas.

Apesar da evolução ao nível dos materiais utilizados desde 1927, com a prótese criada por McKay, até à atualidade, as próteses mecânicas não tiveram grande evolução a nível de forma e sobretudo, ao nível do seu sistema de fixação, o arnês. Foi esta lacuna que incentivou este projeto a tomar o rumo do desenvolvimento de um novo arnês de fixação para próteses.



**Figura 33** –Linhas temporais - Prótese 1997 - 2002 (Artificial Right Arm, Cambodia, 1997-2002 | Science Museum Group Collection, n.d.)



**Figura 34** –Linhas temporais - Prótese 2017 (Hero Arm - User Guide - Open Bionics, n.d.)



**Figura 35** –Linhas temporais - Prótese 2019 (Trésdesis - Ayúdame3D, 2019)

## 2.5. Tipologias de Próteses

Neste tópico serão analisadas três tipologias de próteses. Neste sentido, as próteses podem ser consideradas cosméticas ou passivas, se optarem por destacar a sua aparência em detrimento da sua funcionalidade. Mecânicas, se utilizarem os movimentos do corpo do utilizador para desencadear uma ação, ou Mioelétricas, quando utilizam os impulsos elétricos dos músculos para acionar a prótese.

### 2.5.1 Próteses Cosméticas



**Figura 36** – prótese cosmética da empresa Ottobock (<https://www.ottobock.africa/en/your-individual-fitting/upper-limb/our-product-portfolio/silicone-cover-arm-prosthesis/>)



**Figura 37** – prótese cosmética desenvolvida por Emelie Strömshed, com recurso a tecnologias de impressão 3D (<http://www.product.lth.se/news/article/article/perfect-fit-using-3d-technologies-to-manufacture-custom-prosthetic-arm-sockets/>)

Geralmente, as mãos e braços artificiais surgem com design e materiais variados e são geralmente criados para se assemelharem ao membro humano. A primeira tipologia é, também, a mais básica. As próteses cosméticas ou passivas são projetadas sem a capacidade de movimentação, limitadas na realização de ações. Estando, assim, restringidas a tarefas como empurrar, puxar ou estabilizar um objeto (Ovadia & Askari, 2015).

As próteses cosméticas (figuras 36 e 37) concentram-se primariamente em alcançar um nível elevado de aparência natural. No caso de amputações unilaterais, ou seja, de apenas um membro, a prótese é criada tendo como geometria base o membro natural, de forma a garantir que a prótese tenha uma aparência o mais semelhante possível com o membro perdido (Klerstad & Svensson 2018).

A sua principal vantagem é o facto de ser uma prótese que não necessita de muitos componentes mecânicos tornando-a razoavelmente mais leve em relação a próteses mecânicas ou mioelétricas (Alan M. et al., 2017).

Enquanto que os problemas encontrados estão concentrados na manga e no sistema de fixação, que causam excesso de calor ao amputado, fazendo com que este transpire e se sinta desconfortável durante a sua utilização. Pacientes com um maior nível de amputação e que necessitam de um sistema de arnês para fixar a prótese queixam-se do peso extra que sentem e do desgaste nas suas roupas (Kejlää, 1993).



## 2.5.2 Próteses Mecânicas

Uma prótese mecânica (figura 38 e 39) utiliza o corpo do utilizador para controlar mecanicamente os movimentos responsáveis por executar uma determinada ação. Durante muitas décadas foram utilizados ligas e cordões de couro para executar os movimentos pretendidos em próteses do membro superior, contudo foi adotado o sistema de cabos metálicos flexíveis utilizados na indústria aeronáutica, que com base no princípio de Bowden (figura 40), possibilitam a transmissão de forças executadas pelo corpo do utilizador para o dispositivo terminal, independentemente do ângulo em que se encontra o cotovelo (PURSLEY, 1955). Assim, nesta tipologia de próteses, o movimento está associado a um conjunto de cabos e tirantes integrados tanto no corpo da prótese como no arnês de suspensão da mesma.

Usualmente, é utilizado um arnês com tirantes colocado sob o terço inferior da escápula conectado a um cabo responsável por operar o dispositivo protético (Alan M. et al., 2017). É ao alterar a posição do ombro que é gerada tensão nos cabos e tirantes e é introduzido movimento nas articulações da prótese (Ovadia & Askari, 2015).

De forma a possibilitar as ações pretendidas pelo utilizador, as próteses mecânicas necessitam de certos componentes na sua composição. São compostas por cabos de Bowden e pequenas polias - que possibilitam a execução de movimento - pelo corpo principal da prótese, um dispositivo terminal e um arnês (Ovadia & Askari, 2015).

O dispositivo terminal pode ser uma mão realista ou um gancho ou pinça, figura 41, para uma funcionalidade mais intuitiva. Quando um paciente é amputado acima do cotovelo, as próteses mecânicas permitem a flexão e extensão da articulação do cotovelo e simultaneamente o uso de um dispositivo terminal projetado para abrir ou fechar com o movimento do membro residual (Ovadia & Askari, 2015).

Muitas vezes, os gancho ou as pinça tornam-se mais práticos na realização das tarefas diárias do utilizador (Klerstad & Svensson, 2018). Apesar da sua aparência pouco natural, os utilizadores preferem a sua utilização em oposição à mão. Esta mostrou-se mais pesada, mais lenta a responder aos movimentos de manipulação, mais difícil de higienizar e necessita de mais energia para operar (Kejlaa, 1993).

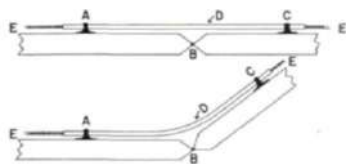
Atendendo aos dispositivos terminais é necessário perceber que estes se dividem em duas tipologias, partindo do princípio que ao manter o dispositivo na sua posição padrão este pode apresentar-se fechado ou aberto e que para a realização de movimento, uma força oposta deve ser gerada nos cabos e tirantes. Atualmente, a maioria das próteses mecânicas só produz força numa direção, ao contrário de um braço natural com dois músculos em pares antagónicos, a trabalhar um contra o outro (Klerstad & Svensson, 2018).



**Figura 38** - Prótese mecânica da empresa Ottobock (<https://www.ottobock.africa/en/your-individual-fitting/upper-limb/our-product-portfolio/body-powered-upper-limb-prostheses/>)



**Figura 39** - Prótese mecânica disponibilizada pela empresa Padrão Ortopédico.



**Figura 40** – O princípio do sistema de cabos de Bowden para transmissão de forças de tensão aplicadas numa extremidade. Apesar do ponto C estar próximo do ponto A, quando ocorre rotação em B, o alojamento D evita folga no cabo E, preservando o caminho efetivo de A a C. Uma força oposta é necessária na extremidade oposta para o cabo retornar à sua posição original (Pursley, 1955)



**Figura 41** – Dispositivos terminais para próteses mecânicas. A – Pinça de FV; B – Gancho de Hosmer 5X de AV; C – Gancho de Hosmer 555 de AV; D – Gancho de Hosmer 7 para trabalho de AV (Alan M. et al., 2017)

Assim, quando o dispositivo terminal se apresenta aberto, a força aplicada pelo utilizador tem o intuito de fechar o mecanismo, tendo, assim, um dispositivo de fecho voluntário (FV). Em oposição, ao apresentar-se fechado, a força aplicada pelo utilizador gera abertura no mecanismo, ou seja, um dispositivo de abertura voluntária (AV). Apesar das vantagens e desvantagens existentes em ambas as tipologias de dispositivos terminais, a maioria dos utilizadores escolhe utilizar dispositivos de abertura voluntária, uma vez que o utilizador não precisa de manter a força para continuar com um objeto seguro. Este fator permite ao utilizador relaxar e não se preocupar em manter a tensão dos cabos enquanto manuseia um objeto no espaço (Sensing et al., 2015).

Em comparação com as próteses mioelétricas, introduzidas no subtópico seguinte, as próteses mecânicas são mais utilizadas sobretudo por serem mais baratas, terem um design mais simples e serem de fácil produção (S. C. Jacobsen & Knutti, 1997).

Outras vantagens das próteses mecânicas são a sua durabilidade, o facto de poderem ser produzidas à prova de água e, o mais importante, a facilidade com que respondem aos inputs do utilizador através de tensões aplicadas nos cabos de controlo da prótese (Alan M. et al., 2017).

Em oposição, as suas principais desvantagens são a necessidade de um arnês e o facto do utilizador precisar de ter a força e amplitude de movimentos essenciais para controlar os cabos de forma a que o dispositivo protético funcione em todas as posições, principalmente na vertical (Alan M. et al., 2017).

O peso da prótese tanto pode ser considerado uma vantagem ao ser comparado com o peso de uma prótese mioelétrica, como uma desvantagem, ao ser comparado com uma prótese cosmética. Outros inconvenientes causados por estas próteses são o calor causado pelo sistema de fixação e a irritação causada pelo arnês na axila do amputado, que se encontra muitas vezes transpirada, o que pode levar a uma falha na manipulação da prótese. Ao nível do vestuário são apontadas como desvantagens o dano causado nas roupas e a dificuldade em esconder o arnês, sobretudo em mulheres quando utilizam, por exemplo vestidos mais decotados. Em homens é muitas vezes necessário a utilização de uma t-shirt por baixo de camisas para que o arnês não seja visível (Kejlää, 1993).

Uma prótese mecânica recorre a um sistema de controlo duplo ou de controlo triplo para a manipulação da prótese, os quais irão ser posteriormente explicados no Capítulo III, onde são referidas as diferentes tipologias de arnês. Geralmente, é mais utilizado o sistema de controlo duplo, que sucintamente, utiliza um movimento corporal, para realizar duas ações, e um segundo movimento corporal para a realização de uma terceira ação. Um exemplo de arnês utilizado num sistema de controlo duplo é o arnês de figura oito, este tem a obrigação de fixar a prótese ao corpo do utilizador e ainda, a responsabilidade de assistir no bloqueio da articulação do cotovelo, na manipulação do dispositivo terminal e na flexão do antebraço (S. C. Jacobsen & Knutti, 1997).

Um dos principais problemas encontrados em próteses mecânicas, que recorrem a um sistema de controlo duplo, está relacionado com o comprimento insuficiente do cabo de controlo. Uma vez que, quando é necessário abrir ou fechar o dispositivo terminal. Tendo como exemplo a ingestão de uma refeição, o dispositivo terminal é elevado até à boca e por vezes, simplesmente não há cabo suficiente que permita a sua abertura para libertar o que tiver a ser segurado (S. C. Jacobsen & Knutti, 1997).

### 2.5.3 Próteses Mioelétricas

As próteses mioelétricas (figura 42 e 43), ao contrário das próteses mecânicas, são controladas por fatores externos ao corpo do paciente, mais especificamente por sinais elétricos produzidos pelos músculos quando contraídos. Pacientes amputados no membro superior, têm, com as próteses mioelétricas, a possibilidade de combinar uma aparência natural associada a uma função e movimento semelhante à de um membro superior anatômico (Ottobock, s.d.).

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. Ao estarem implantados, os sensores vão captar sinais elétricos mais fortes, uma vez que estes sinais não vão ter de passar pelas diferentes camadas de tecido para serem captados (Ortiz-catalan et al., 2014).

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 para os motores elétricos presentes na prótese, que os transforma em movimentos nas suas articulações (Ottobock, s.d.).

Os sinais são posteriormente utilizados como comandos para o dispositivo terminal, uma contração intencional do músculo vai mover a mão artificial num sentido específico do espaço. Os sistemas mioelétricos nos membros superiores vão desde o sistema mais simples de abrir e fechar uma mão artificial, a dispositivos bastante complexos com vários movimentos semelhantes aos de uma mão humana (Klerstad & Svensson, 2018).

As principais desvantagens de um membro mioelétrico estão sobretudo num preço elevado e no seu peso, bastante considerável. No entanto e graças a avanços na eletrónica e no processamento de sinais, estas próteses estão a ficar cada vez mais convenientes e tem crescido em popularidade. Tendo como finalidade um custo mais acessível e uma maior funcionalidade, é possível combinar uma prótese mioelétrica com um sistema de arnês e controlo de cabos e tirantes. Para uma amputação transumeral a articulação do cotovelo pode ser, por exemplo, controlada pelo movimento do ombro e a mão através de sinais elétricos provenientes dos músculos (Klerstad & Svensson, 2018).

As próteses mioelétricas apresentam também desvantagens a nível do calor excessivo sentido pelo utilizador ao utilizar a prótese e pela dificuldade em higienizar a luva, que cobre a prótese e lhe confere uma aparência mais natural. Amputados que antes de utilizar próteses mioelétricas utilizaram uma prótese mecânica tem tendência a queixar-se que a mioelétrica é mais lenta a responder aos estímulos e em consequência, mais lenta a executar uma determinada ação (Kejlaa, 1993).



**Figura 42** – Prótese mioelétrica disponibilizada pela empresa Ottobock.

<https://www.ottobock-export.com/en/prosthetics/upper-limb/solution-overview/above-elbow-system-with-dynamicarm>



**Figura 43** – Prótese mioelétrica disponibilizada pela empresa Ottobock.

<https://www.ottobock-export.com/en/prosthetics/upper-limb/solution-overview/above-elbow-system-with-dynamicarm>

## 2.6. Casos de Estudo

No decorrer desta investigação foi utilizada a metodologia de recolha de casos de estudo, durante este processo foram encontrados exemplos relevantes e que se enquadram no mote deste projeto. Nesta secção serão, então, considerados os casos de estudo mais pertinentes para o desenvolvimento desta investigação.

Com o objetivo de analisar vários dos projetos encontrados, foram destacados os que mostram diferentes tipos de sistemas de fixação utilizados em diferentes contextos e sobretudo os que encontraram soluções pertinentes ao valorizar o conforto do utilizador. Contribuindo para um melhor entendimento acerca de diferentes formas de garantir estabilização da prótese e simultaneamente aumentando o conforto do paciente, com vista a uma melhor adaptação do utilizador à prótese e com o objetivo de diminuir a possibilidade de rejeição da mesma.

Assim, foram analisados projetos de diferentes áreas. Estes foram categorizados em: próteses mecânicas transmerais; arneses utilizados para o controlo de próteses transmerais acima do cotovelo; arneses responsáveis por garantir a segurança e o conforto do utilizador durante uma situação de queda livre; mochilas preparadas para suportar cargas; membros do membro superior que recorrem à tecnologia de manufatura aditiva e próteses do membro inferior que se destacam pela sua tecnologia de produção ou pelos materiais utilizados.

## 2.6.1. Próteses Mecânicas



**Prótese Mecânica**  
Padrão Ortopédico

Empresa sediada no Porto, Portugal

Data: N/A

Esta prótese é fabricada através de um processo de laminado com recurso a fibras de vidro, nylon, e por vezes carbono, e com recurso a resina acrílica para agregar as fibras. É uma prótese e adequada às diferentes atividades do utilizador.

Os componentes mecânicos utilizados são pré-comprados e incorporados posteriormente na prótese. Tem um dispositivo terminal e uma articulação do cotovelo mecânicos em que o movimento é acionado com recurso a um arnés.



**Prótese Mecânica**  
Ottobock

Empresa sediada em Duderstadt, Alemanha

Data: N/A

Prótese de fácil manuseio e com alta estabilidade de fixação, o que confere ao utilizador uma maior independência. Este braço artificial caracteriza-se pela sua aparência robusta e resistente.

Indicada para amputados que visem exercer atividades manuais em condições adversas, como por exemplo em áreas húmidas ou com bastante poeira.

(Body-Powered Upper Limb Prostheses | Ottobock Africa, n.d.)

## 2.6.2. Arneses para Próteses Mecânicas



**Arnês para  
Prótese Mecânica,  
Padrão Ortopédico**

Empresa sediada no  
Porto, Portugal

Data: N/A

O arnês utilizado para suspender este braço artificial é baseado no arnês de figura oito. É fabricado com materiais têxteis e contém uma faixa de silicone para proteger a axila oposta à amputação.

Difere do arnês da Ottobock por ser fabricado manualmente à medida do paciente, havendo, assim, um grau de personalização, de modo a que o arnês se adapte o melhor possível ao paciente e o torne o mais confortável possível.



**Arnês para  
Prótese Mecânica,  
Ottobock**

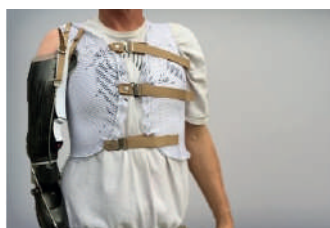
Empresa sediada em  
Duderstadt, Alemanha

Data: N/A

Projetado para assegurar a estabilidade da prótese Ottobock e garantir o devido funcionamento da mesma. Este arnês baseia-se no arnês de controlo tripló. Este providencia controlo preciso e feedback instantâneo ao utilizador.

É pré-fabricado e facilmente ajustável, por um ortopedista, à medida do utilizador. O arnês é produzido em materiais têxteis e revestido por uma proteção em silicone na axila oposta à amputação, para aumentar o conforto, uma vez que o material utilizado pode causar danos à pele do utilizador.

(Body Harnesses | Ottobock TR, n.d.)



**Vest Harness,**  
Martin Bionics

Oklahoma City, OK,  
Estados Unidos

Data: 2016

O Vest Harness, é produzido num material respirável, fazendo com que, apesar de ser como um colete, este seja respirável e a transpiração não seja elevada.

Ao contrário do arnês de figura 8, em que os pontos de carga para suspensão e controlo da prótese, ficam assentes na axila oposta à amputação.

**Nota:** No Vest Harness, as cargas estão dispersas numa área ampla, de 360°, defendendo assim, um maior conforto e uma melhor capacidade de controlo.

(Bionics, 2016)



**Arnês Stumpworx**  
por Jonothan  
Kuniholm

Portland, Oregon,  
EUA

Data: 2015

O arnês Stumpworx LLC é acompanhado de uma manga de suspensão e o autor defende que este arnês se fixa e assenta sem deslocamentos e que as suas extremidades se adaptam facilmente ao membro residual, sem vincar a pele.

**Nota:** O Stumpworx utiliza um material não rígido, aparentemente macio. E é personalizável a nível de padrão e de cor.

(StumpworX LLC Prosthetic Developent - Stumpworx, 2015)

### 2.6.3. Arnês de Suspensão



**Arnês Flex  
Edelrid,  
Elytra**

Empresa sediada em  
Espanha

Data: 2018

Arnês concebido para salvar o utilizador de uma possível queda. Na construção deste arnês priorizou-se o uso de elementos têxteis, obtendo-se um peso reduzido e proporcionando mais conforto ao utilizador.

Este arnês destaca-se pela sua capacidade de absorver impacto, uma vez que foram criados absorvedores de energia e dispositivos retrateis anti queda. A frenagem na queda deve deixar o corpo do utilizador o mais vertical possível, reduzindo o impacto no utilizador e que a carga gerada pela queda seja distribuída de uma maneira que o corpo suporte melhor.

(Elytra, 2018)



**Arnês Cintair,  
por Joshua Woo**

ENova Iorque,  
Estados Unidos

Data: 2016

Este arnês é indicado para utilizadores que por gosto ou necessidade tenham de se colocar em situações de queda livre, idealizado tanto para trabalhadores de construção civil, como para trapezistas. O Cintair preocupa-se com os possíveis traumas causados pelo próprio sistema de suspensão, distinguindo-se assim dos restantes produtos a si semelhantes.

Estes traumas ocorrem quando o corpo humano é mantido em pé sem qualquer tipo de movimento por um determinado período, podendo até levar à morte. Assim, este arnês posiciona o corpo do utilizador numa posição vertical confortável, garantindo que mesmo em caso de desmaio, este continue bem posicionado e de forma a que a respiração não seja afetada.

(Cintair Harness | Yanko Design, 2016)



## 2.6.4. Mochilas



**Mochila Gorilla 40,**  
Gossamear Gear

Austin, TX, Estados Unidos

Data: 2014

Esta mochila tem um estilo clássico e recorre a tecidos mais leves e resistentes, sendo adequada para viagens mais curtas ou para pessoas com uma boa capacidade de compactação e arrumação.

Esta mochila tem uma capacidade para cerca de 40 litros e é maioritariamente feita em nylon. Tem um sistema de fixação que consiste em duas alças de transporte e um cinto de quadril em malha respirável almofadada de forma a reduzir a fricção e aumentar o conforto do utilizador, e um cinto torácico que deixa a mochila numa posição mais confortável para o utilizador.

(Gorilla 40 Ultralight Backpack - Gossamer Gear, n.d.)



**Mochila Illusion,**  
Kelty

Empresa sediada em Broomfield, Colorado, EUA

Data: N/A

Esta mochila caracteriza-se por ser ultraleve e com um sistema de suspensão confortável, tendo, também, um painel na parte traseira da mochila, ajustável, que pode ser movido verticalmente ao longo de estruturas de alumínio, adaptando-se a diferentes tamanhos do tronco. A mochila Illusion inclui um cinto de quadril acolchoado de duas camadas, um cinto torácico e uma alça de transporte textéis.

As alças da mochila são curvas de forma a acompanhar a forma do corpo do utilizador, são facilmente ajustáveis de forma a proporcionar o máximo de conforto possível.

(Kelty Illusion 3500 Pack | REI Co-Op, n.d.)

## 2.6.4. Próteses de Membro Superior - Impressão 3D



**T1 Prosthesis,**  
por Lorenzo  
Spreafico

Universidade de  
Leeds, Reino Unido

Data: 2019

Esta prótese distingue-se pelo seu encaixe para o coto. Esta prótese mioelétrica tem uma tecnologia inovadora, com sensores de pressão nas pontas dos dedos que se conectam a pequenos motores vibratórios, em forma de disco, no coto do utilizador com o intuito de o alertar sobre o nível de força que está a ser aplicado num determinado objeto.

Esta é uma prótese de baixo custo por recorrer ao processo de manufatura aditiva. Spreafico projetou esta prótese num só componente, de forma a que assim que o processo de impressão 3D termina-se, a prótese tivesse completamente assembled.

**Nota:** Na imagem é possível reparar no encaixe para o coto que foi pretendido também no desenvolver deste projeto, de forma a dar mais conforto ao utilizador.

(Spreafico, 2019)



**Hero Arm,**  
Open Bionics

Empresa sediada em  
Bristol, Reino Unido

Data: 2017

A Open Bionics insere-se no mercado como uma empresa que projeta próteses de baixo custo, de uma forma bastante rápida ao utilizador. A prótese fica disponível cerca de dois dias após o scan 3D, realizado para adquirir a geometria do coto do utilizador, uma vez que esta operação é a forma mais segura de garantir uma boa fixação da prótese.

Esta empresa utiliza a Impressão 3D no fabrico das suas próteses, que são altamente personalizáveis. Assim, o seu produto de destaque é o Hero Arm, uma prótese mioelétrica, disponível para amputados a partir dos 8 anos de idade, que através da personalização das suas capas facilmente agrada aos seus utilizadores.

(Hero Arm - User Guide - Open Bionics, n.d.)



### Prótese Vicky, Ayúdame3D

Empresa sediada em  
Madrid, Espanha

Data: 2017

Guillermo Martinez começou a imprimir próteses open source com uma pequena máquina de impressão 3D, em casa, rapidamente lhes fez algumas melhorias, procedendo às alterações necessárias para uma fácil adaptação ao utilizador e otimização do processo de impressão. Criando assim, próteses solidárias, de baixo custo financiadas por doações e que melhoram o quotidiano de amputados em países em desenvolvimento.

A empresa Ayudame3D, funciona como um projeto para engariar fundos para continuar a criar próteses para todas as pessoas necessitadas.

**Nota:** Observe-se a manga de suspensão desta prótese, com uma forma bastante simples e de fácil adaptação a diferentes membros residuais.

(Trésdesis - Ayúdame3D, 2019)



### Printesis, por Roel Deden

Eindhoven, Países  
Baixos

Data: 2014

Esta prótese teve origem num projeto que visava desenvolver uma prótese para uma mulher, com um design diferenciado e que possibilita-se a amputada de retornar o seu hobby preferido, que seria fazer joias. Uma vez que a sua prótese convencional não o permitia devido ao seu tamanho e ao seu peso.

Deden criou, assim, um dispositivo leve e facilmente utilizável como um alicate e com a ergonomia e modularidade da prótese convencional que a amputada utilizava. Projetando um modelo ajustável em comprimento, otimizado para imprimir em 3D, e que facilmente pode ser personalizável de forma a corresponder às necessidades de outros utilizadores.

(Deden, 2014)

## 2.6.5. Próteses de Membro Inferior



**Fit 4 Everyone,**  
por Oz Benderman

Israel

Data: 2014

A prótese Fit 4 Everyone, foi projetada para amputações transtibiais. Esta é sobretudo indicada para crianças amputadas residentes em países em desenvolvimento.

Esta prótese destaca-se por "crescer" com a criança, ajustando-se ao tamanho e à altura da criança ao longo do seu desenvolvimento.

(Benderman, 2014)



**Circleg,**  
por Fabien Engel  
e Simon Oswald

Universidade de  
Zurique, Suíça

Data: 2018

Esta prótese de membro inferior é produzida em plástico reciclado certificado, coletado e processado em fábricas locais do Quênia, criando componentes protéticos de baixo peso e de alta qualidade. A Circleg tem como objetivo ajudar pessoas em países em desenvolvimento que perderam um membro devido a acidentes rodoviários, a cuidados médicos pouco desenvolvidos e conflitos armados.

A prótese Circleg tem um design modular, o que permite personalização da prótese, por consequência uma fácil adaptação ao tamanho corporal do amputado e ao seu nível de atividade. Por conseguinte, permite uma manutenção simplificada, sendo bastante fácil substituir um componente.

(Engel & Oswald, 2018)



**Bamboodia,**  
por Yu-Chi Wang e  
Yu-Man Huang

Tunghai University,  
Taiwan

Data: 2017

A prótese Bamboodia é uma prótese desenvolvida para vítimas de minas terrestres, no Camboja, visto que nos últimos 30 anos foram identificados 60.000 acidentes com minas terrestres, neste país. A prótese Bamboodia utiliza materiais locais, neste caso o bambu, como forma de reduzir o seu custo, e tornar esta prótese acessível para o máximo de pessoas possível.

Esta prótese tem um carácter modular que a torna indicada sobretudo para adolescentes (do 14 aos 18 anos de idade), devido à necessidade de substituir uma prótese comum constantemente, devido ao crescimento.

(Wang & Huang, 2017)



**Marie-T Prosthetic,**  
por Jae-Hyun An

Pratt Institute,  
Nova Iorque

Data: 2018

A prótese Marie-T permite que pessoas amputadas possam praticar ballet. Esta prótese tem uma meia de suspensão impressa em 3D, um corpo principal fabricado em fibra de carbono. O pé é fabricado com recurso a injeção rotacional de molde e o dedo, é em borracha com uma peça metálica no seu interior para conferir a estabilidade que o bailarino necessita.

(An, 2018)

## 2.6.6. Casos de Estudo: Conclusões

Durante este processo, a observação de casos de estudo de diferentes áreas foi valorizada. Ao analisar os diferentes casos de estudo foi utilizada uma visão que abrangeu tanto o ponto de vista do design como o ponto de vista da área da engenharia para reter as principais vantagens e desvantagens de cada objeto.

O arnês para próteses mecânicas da empresa Ottobock, destaca-se por ser pré-fabricado e simultaneamente haver uma capacidade de ajuste do mesmo aos diferentes utilizadores, facilitando o trabalho do especialista em próteses. Em oposição, o arnês da empresa Padrão Ortopédico é feito à medida do utilizador, o que lhe confere um grande grau de personalização. No desenvolvimento deste projeto terá de se refletir sobre uma maior personalização do arnês ou sobre uma maior standardização. O material utilizado nestes dois arneses é bastante semelhante, é um material rígido que não oferece conforto ao utilizador, sendo mesmo necessária uma proteção na zona da axila, em silicone, para não causar danos na pele.

O Stumpworx tem a vantagem de ser construído por um têxtil não rígido, não tendo este sido identificado, parece ser um tecido maleável e, em comparação com o arnês da Ottobock e do Padrão Ortopédico, mais confortável para o utilizador. O Vest Harness realça-se pela sua dispersão das cargas, aliviando o desconforto do utilizador aquando de um uso prolongado da prótese. No arnês a desenvolver pretende-se a utilização de um têxtil macio e uma distribuição das cargas que confira conforto ao utilizador.

Nos casos de estudos referentes aos arneses de queda livre e às mochilas são também utilizados têxteis não rígidos, preferencialmente acolchoados para não causar danos ao utilizador, seja no caso de queda livre com o peso do corpo, ou ao carregar uma mochila para aliviar o seu peso. Salienta-se o arnês Flex Edelrid, por o interior dos seus tirantes ser de cor vermelha, este é um fator bastante benéfico e de interesse para este projeto pois, desta forma o utilizador consegue facilmente ter consciência do desgaste do seu arnês.

A prótese T1 Prosthesis é revelante ao nível do design devido à sua forma interior que foi projetada para seguir a forma do coto do utilizador, garantindo um encaixe perfeito entre este e a prótese. Por outro lado, a prótese Vicky, devido à sua componente social, têm um encaixe para o coto standard de forma a adaptar-se facilmente a qualquer utilizador. O Hero Arm destaca-se pelo seu alto nível de personalização, disponibilizando ao utilizador uma prótese ao seu gosto pessoal.

A análise das próteses de membro inferior foi bastante enriquecedora a nível estético, mostrando formas bastante diferentes para o mesmo propósito, também com materiais bastante dispares, mostrando um grande nível de diversidade.







**Capítulo III**  
**- Projeto -**

## Capítulo III

No capítulo III, será apresentada a evolução desta dissertação. Do ponto de vista do projeto este iniciará-se com uma contextualização de todo o percurso de desenvolvimento, desde o conceito ao produto final. Sendo que, por vezes, será necessária uma análise técnica de alguns assuntos, de forma a providenciar uma melhor compreensão de algumas das opções tomadas. E terminará com a apresentação do produto final, com recurso a protótipos, fotografias, modelações 3D e renders.

De forma a não tornar o capítulo demasiado extenso, alguma informação complementar, importante para contextualização do projeto, estará apresentada nos anexos deste documento.

### 3.1. Enquadramento do Projeto

Como referido no Capítulo I, o tema deste projeto de tese teve como propósito inicial o desenvolvimento de uma prótese transmeral mecânica para um utilizador com uma amputação do membro superior esquerdo. Após a atribuição do tema ao contactar o referido utilizador para confirmar a sua participação no projeto, infelizmente este negou a sua disponibilidade para colaborar, tendo sido necessário repensar uma abordagem alternativa.

Durante a primeira visita à empresa Padrão Ortopédico, a responsável pela produção de próteses para membros superiores, Joana Ferreira, contextualizou os autores acerca dos vários termos e conceitos inerentes ao fabrico de próteses. Houve uma explicação acerca das diferentes próteses e dos respetivos processos de fabrico utilizados na empresa para cada tipologia de prótese.

Este capítulo aborda diferentes processos de fabrico utilizados na produção de próteses e sistemas utilizados para a fixação de próteses mecânicas.

A informação seguinte foi fornecida pela empresa Padrão Ortopédico (P.O.) relativamente à produção de próteses mecânicas e de próteses cosméticas.

O processo de fabrico utilizado para a produção de próteses mecânicas no P.O. utiliza o processo de laminação com recurso a moldes de cera, utilizando fibras de nylon e fibras de vidro recorrendo, por vezes, a fibras de carbono, caso o utilizador pretenda uma prótese mais leve, ainda que a torne menos acessível monetariamente. A resina acrílica é utilizada como produto agregador fazendo a união entre as diferentes fibras. O resultado deste processo é uma prótese com cerca de 1,1 kg, com um valor aproximado entre dois mil e os três mil euros.

Segundo a responsável, Joana Ferreira, o primeiro inconveniente encontrado pelos amputados da empresa está relacionado com o peso da prótese. Apesar de ser bastante inferior ao peso de um membro natural, sendo um dispositivo externo, é considerado demasiado pesado pela maioria dos utilizadores. A segunda desvantagem, relaciona-se com os tirantes e com o arnês utilizados para assegurar a ligação e estabilidade da prótese ao corpo do utilizador, assim como para possibilitar movimentos e ações. O inconveniente está ligado ao sentimento de aprisionamento e desconforto que o paciente sente ao utilizar a prótese, assim como a dificuldade em higienizar estes tirantes, que com o passar do tempo, ficam manchados com as libertações suor na zona da axila.

Para além de próteses mecânicas, o P.O. fabrica também próteses cosméticas. Estas são produzidas em espuma e o seu acabamento é feito através de uma luva cosmética que pode ser em PVC<sup>5</sup>, garantindo uma maior durabilidade da luva mas tendo uma higienização mais difícil, ou em silicone<sup>6</sup> com menor durabilidade, mas mais fácil de higienizar. Para além da escolha entre estas duas matérias primas, o utilizador tem ainda a hipótese de adquirir uma luva personalizada, onde é feita uma cópia do braço natural do utilizador. A luva para a prótese cosmética é pintada à mão, na presença do utilizador, tornando o braço artificial o mais semelhante possível ao braço natural do amputado, atendendo a todos os detalhes. A personalização da luva cosmética acresce o custo em cerca de quinze vezes.

Para além de toda a informação disponibilizada, esta empresa mostrou-se bastante disponível para colaborar no desenvolvimento desta proposta, especialmente ao saber que o utilizador para quem este projeto se destinava inicialmente se mostrou indisponível a participar.

<sup>5</sup> PVC ou Cloreto de polivinilo é um termoplástico que se obtém pela polimerização do cloreto de vinilo (Porto Editora, n.d.-a).

<sup>6</sup> O silicone é uma substância plástica cujas moléculas são formadas por átomos de silício e de oxigénio (Porto Editora, n.d.-b).

### 3.2. Processos de Fabrico

Antes de iniciar o desenvolvimento do projeto e já com alguns *inputs* acerca dos processos de fabrico de próteses adquiridos durante a visita ao P.O., foi imprescindível fazer uma análise mais profunda dos processos utilizados atualmente para o fabrico de próteses.

Começou por se entender que com o passar dos anos houve uma evolução das tecnologias e dos processos de fabrico. Pode-se considerar, assim, os métodos mais antigos e mais comuns como processos convencionais/tradicionais, enquanto que os métodos mais recentes e que ainda estão a ganhar o seu lugar no mercado como processos de fabrico emergentes.

Esta pesquisa iniciou-se com um entendimento sobre como o design e a forma de um objeto podem influenciar a sua produção. Diz-se que o design tem como essência a busca pela forma. Sendo que, o pressuposto "A forma acompanha a função" tem sido lema para o designer desde a Bauhaus. Inicialmente esta afirmação poderá sugerir que a função comanda e a forma acompanha, dando à forma uma posição subordinada.

Segundo Lesko (2008), quando reformulada esta frase pode ser interpretada como "A forma é a resolução da função", em que a função tem dois pressupostos principais: procurar especificar o desempenho e a usabilidade de um produto e analisar os custos e o fabrico do mesmo. O primeiro refere-se à capacidade ergonomia, ou seja, às capacidades e limitações que o utilizador do produto apresenta. Enquanto que, o segundo se refere aos aspetos físicos do produto, incluindo os seus materiais e os respetivos processos de fabrico. Assim, a frase "A forma é a resolução da função" sugere que a forma é dinâmica e interativa, e tal como a função determina todo o processo projetual, o desenho da forma é um fator determinante do processo de design (Design Industrial: Guia de Materiais e Fabricação - Jim Lesko - Google Livros, n.d.).

Um designer industrial, que trabalhe tanto em equipa como individualmente, procura tanto responder às necessidades funcionais como responder à forma e a aparência dos produtos. Se a forma de um produto é de alguma forma resultado do seu processo de fabrico, o designer precisa de entender os diferentes processos de fabrico que tem disponíveis, de modo a ter confiança na escolha do método que irá empregar, se este será o mais apropriado e o mais viável economicamente. Se o designer desconhece a disponibilidade e potencialidade de um determinado processo de fabrico, o seu potencial criativo torna-se limitado (Design Industrial: Guia de Materiais e Fabricação - Jim Lesko - Google Livros, n.d.).

Um produto torna-se real aquando da seleção de um material ou conjunto de materiais seguida da sua modelação através de determinada ferramenta. Quando o designer projeta um produto e lhe dá determinada forma, este está automaticamente a reduzir o leque de processos de fabrico que lhe podem ser empregues (Design Industrial: Guia de Materiais e Fabricação - Jim Lesko - Google Livros, n.d.).

Os membros protéticos não são massivamente produzidos e não são vendidos ao público como os produtos tradicionais. Da mesma forma que as dentaduras e os óculos graduados, os membros artificiais são primeiramente prescritos por um médico. Depois o paciente visita o especialista de próteses que se encarrega de o equipar com uma prótese apropriada às suas necessidades. Alguns dos componentes da prótese, como a manga de fixação, são personalizados, enquanto que muitos dos componentes funcionais, como a articulação do cotovelo e a mão, são previamente fabricados e enviados, para uma posterior montagem dos componentes personalizados com os pré-fabricados (How Products are Made - Artificial Limb, s.d.).

### 3.2.1 Processos Convencionais

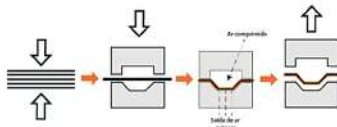
Existe um grande número de processos de fabrico convencionais utilizados para o fabrico de produtos comuns. Contudo, os processos de manufatura pertencem a uma área dinâmica com contínuos desenvolvimentos quer nas abordagens tradicionais quer na introdução de novas abordagens no fabrico de produtos. Nem todos os processos de fabrico conseguem produzir um produto com a mesma facilidade, qualidade e custo. Cada processo de fabrico é geralmente caracterizado por determinadas vantagens e pelas suas limitações em comparação com os outros processos (Narendra B. Dahotre & Sandip P. Harimkar, 2008).

Um dos fatores mais importantes na construção de um membro artificial é a atenção ao detalhe, uma vez que o objetivo é que esse membro seja o mais semelhante possível ao membro natural, confortável e funcional. Antes de iniciar o trabalho de fabricação do membro, o especialista avalia o amputado e, faz um molde manual do membro residual ou uma leitura digital do mesmo. De seguida, mede o comprimento dos diferentes segmentos corporais e determina a localização dos ossos e tendões do coto. Utilizando o molde ou o *scan 3D* tirado anteriormente, com as medidas adquiridas, é produzido um modelo de gesso do membro residual. É utilizado o gesso pois seca rapidamente e produz um modelo detalhado do coto (How Products are Made - Artificial Limb, s.d.).

Para a fabricação da interface diagnóstica, é utilizada uma folha de termoplástico transparente que é aquecida num forno e formada a vácuo em torno do modelo em gesso. Neste processo, a folha aquecida e colocada sobre o modelo numa câmara de vácuo, sendo, se necessário, aquecida novamente para correção de detalhes. O ar entre a folha e o modelo é sugado para o exterior da câmara, fazendo com que a folha ganhe a forma do modelo. Esta interface é utilizada para verificar e realizar ajustes ao coto do utilizador (How Products are Made - Artificial Limb, s.d.).

Antes da manga de fixação ser finalizada, o especialista em próteses tem de trabalhar em conjuntamente com o amputado para garantir que a manga de teste se encaixa perfeitamente no coto e lhe transmita conforto. Após todos os ajustes necessários, a manga de suspensão final é produzida. Esta pode variar tanto no método de produção, como nos materiais (How Products are Made - Artificial Limb, s.d.).

Existem várias formas de fabricar os componentes de uma prótese, o corpo da prótese pode ser fabricado através de métodos de formação de plásticos comuns, como a termoformação e a injeção de moldes, ou através de laminação de compósitos. Os componentes metálicos podem ser obtidos, sobretudo, por processos de fundição.



**Figura 44** – Processo de termoformação de polímeros (Transformação: Diferentes Processos Podem Ser Aplicados Na Termoformagem | Page 3, n.d.).

**Termoformação de Polímeros**

Na termoformação de polímeros utiliza-se o calor e a pressão para dar forma a uma película polimérica termoplástica. Neste processo (figura 44) recorre-se a um molde, calor, vácuo e/ou pressão, para dar forma à placa aquecida até esta entrar em contacto com as paredes do molde e adquira a geometria do molde. Uma vez que não é necessária uma temperatura elevada para a realização deste processo, os moldes são geralmente em madeira ou alumínio e de baixo custo (Design Industrial: Guia de Materiais e Fabricação - Jim Lesko - Google Livros, n.d.). Polímeros como PP, PS, PET e ABS são os materiais mais utilizados neste processo. Este processo é relativamente económico, utiliza máquinas de fácil configuração e permite o fabrico de uma vasta variedade de produtos (Sousa, 2013).

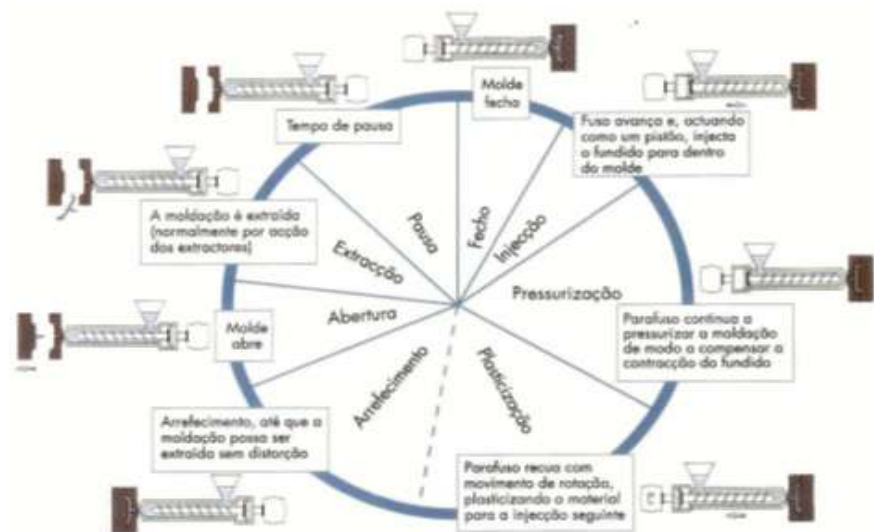
**Injeção de Polímeros**

A injeção de polímeros é um processo de fabrico versátil para a produção de peças plásticas. Este processo tem como base a injeção de material polimérico aquecido, a uma temperatura superior à temperatura de transição vítrea, sob pressão, no interior de um molde que gera a geometria final da peça (Sousa, 2013).

Na modelação por injeção um material sólido (na forma de grãos ou pó) é carregado na máquina de injeção onde é sucessivamente aquecido até fundir e forçado a entrar sob pressão dentro de um molde fechado.

Este é um processo cíclico que contempla diversas fazes, como é possível de observar na figura 45. É um processo de fabrico que requer de um elevado investimento inicial, pois os moldes são, geralmente, de elevado custo. O ciclo de modelação deve ser o mais otimizado possível para amortizar o valor investido no menor período de tempo possível (Sousa, 2013).

Na modelação por injeção um material sólido (na forma de grãos ou pó) é carregado na máquina de injeção onde é, sucessivamente, aquecido até fundir e forçado a entrar sob pressão dentro de um molde fechado (Jorge & Pinto, 2012). O ciclo de modelação por injeção inicia-se com o molde, já instalado na máquina de injeção, a fechar-se. De seguida, o fuso avança sem rodar levando o material fundido ao molde. O fuso recua para plasticizar o material para o ciclo seguinte, enquanto o material continua no molde o tempo necessário para arrefecer e estabilizar. A terceira fase corresponde ao arrefecimento, a peça contrai e reproduz o acabamento superficial do molde. Posteriormente a peça plástica é extraída do interior do molde, deve-se ter alguns cuidados durante a extração uma vez que um mau manuseamento e embalagem da peça pode comprometer o produto final (Sousa, 2013).



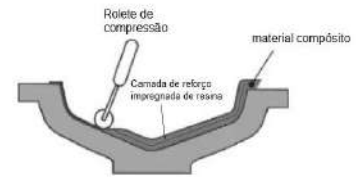
**Figura 45** – Ciclo de moldação por injeção (Sousa, 2013).

### Laminação Manual de Fibras

Por vezes, em vez de um corpo principal em polímero, pode ser utilizada a laminação manual de fibras para fabricar o corpo da prótese. Este é um processo de conformação de fibras (figura 46) que tem como fundamento a colocação de camadas de fibras sobre um molde, seguidas da aplicação de resina. É necessário esforço manual para tentar dispersar a resina de um modo uniforme sobre as fibras. Deve-se aguardar que a polimerização da resina.

Dependendo da espessura do laminado pode ser necessário repetir esta operação várias vezes. No entanto não é possível repetir o processo mais de duas ou três vezes seguidas, uma vez que ocorre a libertação de calor aquando da catalisação e polimerização da resina, que dependendo do produto que está a ser fabricado e da quantidade de camadas, pode-se facilmente atingir os 80° (Nasseh, 2008).

Na empresa Padrão Ortopédico são utilizadas fibras de nylon, vidro e por vezes de carbono, polimerizadas com recurso a resina acrílica para fabricar tanto as mangas de suspensão das próteses como o respetivo antebraço. Obtendo como resultado uma agregação de componentes laminados e componentes pré-fabricados.

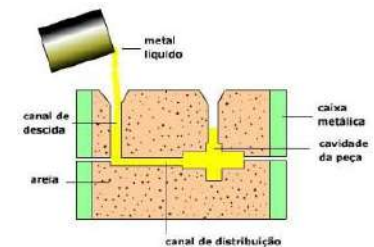


**Figura 46** – Processo de laminação manual. (O Processo de Fabricação Por Laminação Manual (Hand Lay-Up), n.d.).

### Fundição de Metais

Muitos dos pequenos componentes metálicos presentes numa prótese tendem a ser fabricados através de processos de fundição, figura 47. O objetivo do processo de fundição é dar a geometria pretendida ao metal, vertendo-o no estado líquido para dentro de um molde para após a sua solidificação se obter a peça moldada. Quando a qualidade superficial ou as propriedades intrínsecas das peças fundidas não são suficientes para corresponder às propriedades do projeto, é necessário proceder a operações de acabamento ou de tratamento térmico posterior (Teixeira, 2013).

Existem vários tipos de processos de fundição, com recurso a moldes a metálicos ou permanentes, de areia, por cera perdida, ou a materiais especiais como grafite ou materiais cerâmicos. O processo mais adequado para a produção de uma peça fundida depende das suas dimensões, da sua complexidade geométrica e do metal a ser usado (Teixeira, 2013).



**Figura 47** – Processo de fundição manual. (Fundição de Metais: Entenda Melhor o Processo, n.d.).

### 3.2.2 Processos Emergentes

A manufatura aditiva (MA), também conhecida como impressão 3D, é um conjunto de tecnologias e processos que tem como intenção a criação de produtos através da adição de material, normalmente camada a camada, ao invés da sua subtração, como acontece nos processos tradicionais de maquinagem (Cotteleer et al., 2013).

O desenvolvimento das tecnologias de manufatura aditiva remete para o ano de 1983, quando Charles Hull criou a estereolitografia. Em 1986 Hull cofundou a empresa 3D Systems, Inc., a primeira empresa a comercializar a tecnologia de impressão 3D com recurso a estereolitografia (SLA). Esta tecnologia evoluiu até hoje com diversas técnicas de fabrico mas com o mesmo princípio criado em 1983 (Cotteleer et al., 2013). Esta tecnologia começou por ser aplicada apenas na prototipagem rápida, mas nos últimos anos começou a ser utilizada na produção de produtos finais, essencialmente devido à redução dos seus recursos e por consequência tornando-se um processo mais sustentável economicamente (S. P. B. Santos, 2015).

A tecnologia de sinterização seletiva por laser (SLS) surgiu no final da década de 90 e tal como no SLA as suas aplicações cresceram de protótipos rápidos para produtos finais com o avançar dos anos, com a redução dos custos associados a esta tecnologia. As tecnologias e processos de manufatura aditiva cresceram consideravelmente sendo a sua utilização estendida e, no início dos anos 2000, foram incluídos na produção de peças para aeronaves não tripuladas, automóveis e na impressão de tecidos e órgãos para o ser humano (Cotteleer et al., 2013). A sua principal vantagem é a fácil personalização de qualquer produto a ser impresso, possibilitando alterações na peça de forma rápida para que melhor se adequem ao pretendido (Klerstad & Svensson, 2018).

O processo tradicional de manufatura aditiva inicia-se com a criação de um objeto tridimensional (3D) a partir de dados fornecidos por um ficheiro proveniente de um *software computer-aided design (CAD)*. O modelo *CAD* é normalmente guardado como um ficheiro standard tessellation language (.*stl*), que contém todas as informações dimensionais da peça a ser manufaturada e representa o modelo 3D recorrendo a um sistema de triângulos, que pode ser mais ou menos complexo dependendo da definição que se pretende que o produto final tenha (Cotteleer et al., 2013). É importante que o ficheiro se encontre em formato *.stl* para a possibilitar a leitura do ficheiro pela máquina de impressão 3D. Deste modo, é utilizado um *software* que faz a ligação entre um computador e a máquina de impressão 3D onde são definidas as características do objeto a imprimir, alguns exemplos dessas características são a espessura da parede, que podem variar de 0,01mm a 0,07mm; a densidade da parede; e a qualidade do acabamento.

Durante o processo de impressão existe pouca intervenção por parte do operador da máquina, uma vez que este é um processo bastante autónomo, sendo apenas necessário verificar, ocasionalmente, se a máquina se encontra a imprimir corretamente. No final do processo é apenas necessária a remoção da peça da base de impressão e limpeza do material excedente que tenha sido utilizado



como material de apoio. Caso necessário pode ainda proceder-se a acabamentos, como lixagem e pintura do modelo, que irá melhorar a sua aparência visual e a durabilidade da peça (More, 2013).

Em alternativa aos *softwares* de CAD tradicionais estão a emergir sistemas de *scan 3D*. Estes sistemas permitem que o utilizador consiga passar um objeto do mundo real para um ficheiro digital, que representa o objeto recolhido. É possível manipulá-lo e alterá-lo em 3D, ou apenas recorrer à manufatura aditiva para criar um objeto totalmente igual ao que o *scan 3D* captou. Estão também a surgir tecnologias que permitem com que utilizadores sem conhecimentos em CAD consigam criar e modificar os seus modelos digitais facilmente e, novos formatos, como o formato de ficheiro *additive manufacturing (AMF)*, desenvolvido para lidar com as limitações do formato *.stl* e permitir arquivos mais flexíveis (Cotteleer et al., 2013).

A maior vantagem da impressão 3D é permitir a engenheiros e designers testar ideias e conceitos para produtos de forma rápida e económica antes de se comprometerem a utilizar ferramentas e tecnologias mais dispendiosas. Os artistas utilizam a impressão 3D para criar objetos que através dos processos de fabrico tradicionais poderiam demorar mais tempo a ser fabricados, tornando-os muito mais dispendiosos e serem de difícil execução. No campo da medicina, cirurgiões imprimem partes do corpo humano antes de realizarem cirurgias complexas. Assim encontram-se na tecnologia de manufatura aditiva as seguintes vantagens técnicas (Wimpenny, Pandey, & Kumar, 2017):

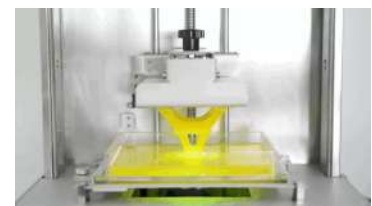
- 1. Complexidade do desenho:** a manufatura aditiva permite a criação de projetos complexos, com dimensões precisas, que são muitas vezes difíceis ou mesmo impossíveis de criar utilizando processos tradicionais.
- 2. Velocidade de implementação no mercado:** a tecnologia de impressão 3D permite fabricar produtos com poucas ou até mesmo nenhuma ferramenta adicional, economizando tempo durante o projeto e no desenvolvimento do produto, permitindo também a fabricação por encomenda.
- 3. Redução do desperdício:** ao contrário de processos de maquinagem tradicionais por subtração, na manufatura aditiva (MA) o material utilizado é apenas o material estritamente necessário para produzir o produto final, reduzindo significativamente os resíduos e desperdícios do processo de produção, tornando a MA um processo mais eficiente.

Tal como nos processos de fabrico tradicionais é fundamental que o designer tenha conhecimento acerca dos diferentes tipos de máquinas de impressão 3D e dos materiais que são possíveis de utilizar em cada uma. É importante entender que apesar de muitos passos do processo de manufatura aditiva serem semelhantes em diferentes máquinas de impressão 3D, estas diferem no método de aplicação de camadas e na ligação entre as mesmas (Wimpenny, Pandey, & Kumar, 2017).

### **Estereolitografia (SLA)**

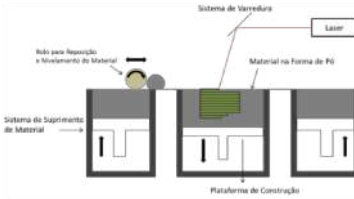
O processo de fabrico por *SLA* é uma técnica de impressão 3D onde uma resina líquida sensível aos raios ultravioleta (UV) é utilizada como material para a criação de objetos 3D. Este processo iniciou a revolução da prototipagem rápida, pois, como referido acima, foi o primeiro processo de impressão 3D a surgir (Klerstad & Svensson, 2018).

Um feixe laser UV percorre a superfície da resina seguindo os contornos da geometria da peça, dada à máquina de impressão 3D pelo ficheiro *.stl* desenvolvido no *software CAD*. A resina fotopolimerizável é solidificada por ação de raios ultravioleta. Após a execução da primeira camada, o elevador desce e o processo repete-se para as camadas seguintes. Existe um sistema de varrimento que remove o excesso de material entre cada camada. Para finalizar este processo, a peça é retirada da tina, lavada e a sua polimerização é concluída através de uma pós-cura com raios UV que permitem o aumento da resistência mecânica da peça. Como neste processo a peça é construída num ambiente líquido, é por vezes necessário recorrer a estruturas de suporte, utilizadas para apoiar a peça e manter a sua integridade estrutural durante a sua fabricação. As estruturas de suporte estão apoiadas na plataforma elevatória e são removidas após o fabrico completo da peça (Relvas, Mota, Simões, & Ramos, 2017).



**Figura 48** – Processo de estereolitografia (Entenda Como Funcionam Os Diferentes Tipos de Impressoras 3D | Listas | TechTudo, n.d.).

### Sinterização Seletiva por Laser (SLS)



**Figura 49** – Processo de sinterização seletiva por laser (SLS) (Giordano et al., 2016).

Neste processo é aplicada uma camada fina de pó no plano de construção e com a energia do laser o pó é derretido e solidifica na forma desenhada pelo laser, este processo é chamado de sinterização. Tal como no processo de *FDM*, o plano de construção vai-se movendo para baixo e uma nova camada de pó é aplicada para criar o objeto camada a camada. Quando a nova camada de pó é atingida pelo laser, este derrete e é fundido à camada anterior. Como o pó funciona como material de suporte não há necessidade de acrescentar material para garantir a estrutura do produto final, e por consequente, não há necessidade de remover material de suporte no final da impressão, o que resulta numa superfície exterior mais limpa (Klerstad & Svensson, 2018).

Este processo permite a obtenção de protótipos em diversos materiais, como em em cera, policarbonato, nylon, cerâmica ou em materiais de matriz metálica.

### Modelo por Fusão e Deposição (FDM)



**Figura 50** – Processo de modelo por fusão e deposição (FDM) (GUIA: A Tecnologia de Impressão 3D | by Brasília Fab Lab | Brasília Fab Lab | Medium, n.d.).

A processo de *FDM* (*Fused Deposition Modeling*) foi desenvolvido por Scott Crump em 1988 (Relvas, Mota, Simões, & Ramos, 2017). Esta é a técnica de impressão 3D mais utilizada atualmente. Utiliza como materiais, sobretudo, os termoplásticos (como ABS, poliéster e elastómeros), que são aquecidos e extrudados através de uma microfieira. O material tem forma de fio, com diâmetros entre 1,75mm e 3mm, e é alimentado por uma bobine até à cabeça de extrusão, durante este processo o material é aquecido e derrete o material. A cabeça extrusora deposita o material no plano de construção em camadas muito finas que vão solidificar sobre a camada anterior. O plano de construção move-se continuamente para baixo, e simultaneamente o objeto resultante vai emergindo camada após camada. Para possibilitar a criação de objetos com um maior nível de complexidade pode ser utilizado uma segunda cabeça extrusora para criar estruturas de suporte, que serão eliminadas quando o processo de impressão for concluído. Como os termoplásticos apresentam boas características químicas e térmicas, esta técnica é utilizada em diversas indústrias (Klerstad & Svensson, 2018).

Este sistema é muito mais rápido e menos dispendioso que a estereolitografia, mas não tem a mesma fiabilidade de reprodução de detalhes finos e tem menos precisão (Relvas, Mota, Simões, & Ramos, 2017). O que faz com que muitas vezes sejam necessárias operações de acabamento após impressão da peça.

### 3.2.2.1

## Aplicações da Fabricação Aditiva – Oportunidade da Medicina

A indústria médica tem sido líder na aplicação da manufatura aditiva. Em 2012, as aplicações médicas representaram 16,4% da receita total do mercado de impressão 3D (Snyder et al., 2014). A adesão da indústria médica à utilização desta tecnologia de fabricação deve-se à sua capacidade responder às necessidades das tecnologias na medicina (S. P. B. Santos, 2015). A manufatura aditiva pode melhorar muito o sucesso dos produtos desenvolvidos para a medicina, a customização em massa facilita os ajustes impingidos nos dispositivos médicos, uma vez que o corpo humano está em constante mudança e à uma grande necessidade desses dispositivos acompanharem essas mudanças (Krovi et al., 1999).

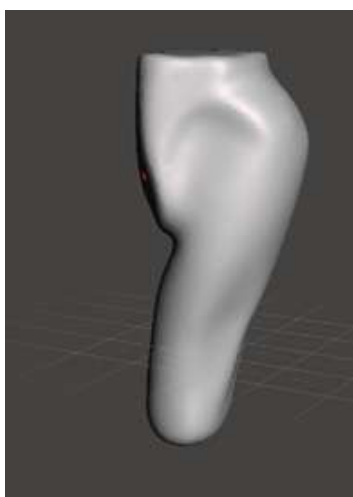
Muitos dispositivos médicos, como aparelhos auditivos, coroas dentárias e implantes cirúrgicos são relativamente pequenos e assim, adequados a impressoras 3D comuns. Estes produtos têm normalmente um preço elevado em relação ao seu tamanho, combinado com um valor monetário relativamente alto. Com a facilidade de personalização disponível pela manufatura aditiva, é possível que o utilizador tenha um objeto destinado apenas a si, atendendo às suas necessidades específicas e assim, justificando o valor acrescido do produto (Snyder et al., 2014).

Outra aplicação da impressão 3D na indústria médica está na área da medicina de reabilitação em próteses e ortóteses não implantáveis adaptados a pacientes com mobilidade ou funcionalidade reduzida, bem como utensílios usados em terapia ocupacional (S. P. B. Santos, 2015). Os dispositivos protéticos estão a tornar-se cada vez mais presentes tanto na área da medicina, como na área da engenharia e, atualmente, quase todas as partes do corpo podem ser substituídas por uma prótese. A biomecatrónica é a ciência que utiliza dispositivos mecânicos conjuntamente com os sistemas muscular, ósseo e nervoso do ser humano para assistir e aumentar o controlo motoro perdido devido a um trauma, doença ou deficiência.

A criação de uma prótese é, normalmente um grande desafio e cada peça deve ser personalizada para o seu utilizador, de forma a atender às suas necessidades pessoais. Deve-se ter em consideração o material que irá constituir a estrutura principal da prótese, atendendo que a esta deverá ser de baixo peso, mas simultaneamente capaz de aguentar as atividades diárias do amputado. A prótese deve ainda ter uma aparência agradável e ser impermeável (Mota, 2017). A manufatura aditiva traz esse equilíbrio, sendo de fácil customização, melhorando o conforto do utilizador, permitindo acompanhar o crescimento e simultaneamente melhorando o nível estético destes produtos (S. P. B. Santos, 2015).

Considera-se, então, que a manufatura aditiva é uma boa alternativa aos processos tradicionais de fabrico de membros artificiais pois, com a personalização disponível pela impressão 3D é possível atender às necessidades de cada utilizador, e com material adequado, corresponder aos constrangimentos impostos por estes produtos.

### 3.3. Desenvolvimento do Projeto - Prótese



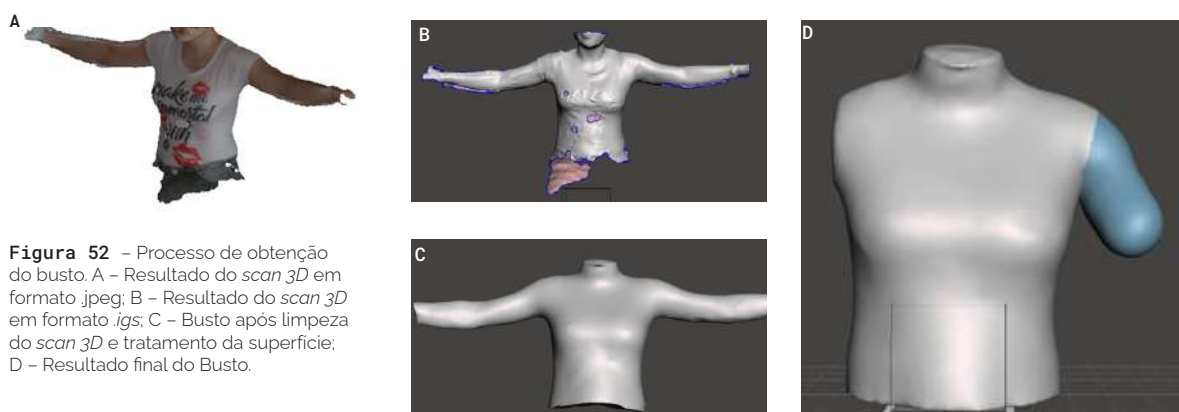
**Figura 51** – Modelo 3D de coto fornecido pela empresa Padrão Ortopédico.

O desenvolvimento deste projeto iniciou-se após a visita ao P.O. e à conversa com a responsável pelos membros superiores, Joana Ferreira, que disponibilizou vários *sites* fornecedores utilizados pela empresa e de um modelo 3D, figura 51, um membro residual resultante de uma amputação transmeral de um dos seus utentes.

Seguiu-se uma longa investigação e recolha de informação acerca de próteses mecânicas e sistemas de suspensão de próteses. Ao cruzar toda a informação foi optado pelo desenvolvimento de um arnês de suspensão para uma prótese transmeral mecânica.

Durante a primeira visita a esta empresa foram evidenciadas várias desvantagens apresentadas pelo sistema de fixação da prótese, entre as quais a falta de conforto transmitida ao utilizador. Ao analisar os *sites* disponibilizados, notou-se a falta de opções de escolha de sistema de fixação e a sua aparência semelhante entre as diversas marcas e modelos.

Após a decisão a avançar com o desenho de um sistema de fixação foi necessário não só o modelo de um coto em 3D, como também o modelo de um tronco. Devido à pandemia e pela impossibilidade de contactar com um paciente amputado, optou-se pela realização de um *scan 3D* do tronco da autora, que servisse de modelo durante o processo de desenvolvimento do projeto com recurso ao *scan Sense 2*, da *3D Systems*, foram realizadas várias tentativas de *scan* até ter uma que satisfizesse os requisitos dos autores, figura 52 - A.



**Figura 52** – Processo de obtenção do busto. A – Resultado do *scan 3D* em formato jpeg; B – Resultado do *scan 3D* em formato .igs; C – Busto após limpeza do *scan 3D* e tratamento da superfície; D – Resultado final do Busto.

Obteve-se um ficheiro no formato *.igs*, constituído por uma malha de triângulos (figura 43 - B). Este ficheiro foi posteriormente trabalhado no software *Meshmixer*. Este processo iniciou-se com o fecho da superfície do scan obtido (figura 43 - C). Inicialmente utilizaram-se as opções *select* e *delete* para limpar a malha e de seguida, foi empregue a ferramenta *sculpt* para tratar a superfície. Selecionada a opção *joint* a malha voltou a ser fechada, sendo novamente realizada a operação de *sculpt* para dar um acabamento mais suave à superfície gerada. No final deste processo, foi obtido um ficheiro em malha de triângulos correspondente ao tronco e ao membro residual (figura 43 - D).

Depois de adquirir um ficheiro *.igs* com a malha de triângulos tratada, foi no mesmo software, o *Meshmixer*, que foram iniciados alguns ensaios de arnês, figura 53. Estes ensaios foram determinantes para entender algumas das ferramentas possíveis de utilizar no *Meshmixer*. Sendo a primeira vez que houve um contacto com este software, com estes testes houve uma consciencialização do potencial e das lacunas deste o mesmo. A maior vantagem encontrada foi a facilidade de criar objetos em que a sua superfície, tem como base um objeto orgânico, neste caso no busto.

Em oposição, a sua maior desvantagem é a dificuldade em utilizar escalas métricas para garantir o formato pretendido quando se passa de um software digital para um protótipo físico. Desta forma, estes testes serviram também para perceber que, de forma a garantir o funcionamento do arnês era fundamental ter várias maquetes físicas para certificar o correto funcionamento da prótese.

Para a prototipagem do tronco e do coto, recorreu-se à utilização de uma máquina CNC (Comando Numérico Computorizado). Foi escolhido este processo por ser um processo de prototipagem rápida, devido à sua capacidade de realizar protótipos de grande escala e pela sua disponibilidade na *Design Factory Aveiro* (DFA), instituição fundamental para a realização de toda a parte projetual desta investigação pela fácil acessibilidade a diversos meios de prototipagem.

Para a fabricação do busto, dividiu-se o modelo 3D em três partes no *Meshmixer*, uma vez que máquina de CNC utilizada consegue apenas maquinar peças com aproximadamente 150mm de altura. O processo de maquinagem foi realizado pelo César Rodrigues, funcionário especializado da DFA. Depois do modelo estar maquinado, procederam-se algumas operações de acabamento (figura 54), colagem, lixagem, aplicação de estuque e novamente lixagem, de modo a dar uma superfície mais lisa e perfeita ao modelo adquirido

Para criar a prótese foram utilizados tanto o software *Meshmixer*, como o software *Solidworks*. O braço teve como inspiração o braço utilizado pela prótese *Vicky* da empresa *Ayúdame 3D* e a prótese *T1 Prosthesis*, presentes nas figuras 55 e 56, respetivamente. Com base na prótese *Vicky* foi criado um encaixe para o coto semelhante ao da *T1 Prosthesis*.

O *Meshmixer* foi utilizado para criar um encaixe para o coto personalizado para o utilizador. Este foi gerado utilizando a ferramenta *select* e a opção *offset*, as quais se repetiram para criar a geometria exterior do braço. Houve um posterior tratamento da superfície criada e atenuou-se da aresta de encaixe no membro residual, tornando este componente mais confortável ao utilizador, evitando arestas vivas. De seguida, este ficheiro foi importado para o software *Solidworks* em formato de sólido e foi criado um encaixe, que faz a ligação entre o braço e o antebraço da prótese. Após o ficheiro *CAD* finalizado, houve uma conversão do mesmo para um ficheiro *.stl* e procedeu-se à impressão 3D deste componente da prótese (figura 57).

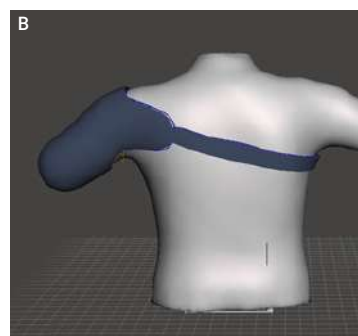
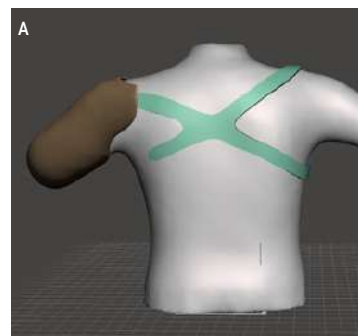


Figura 53 - (A/B) Modelos 3D de arnês teste realizados no software *Meshmixer*

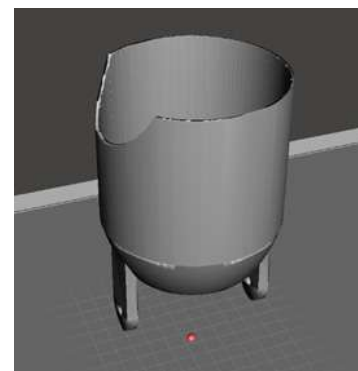
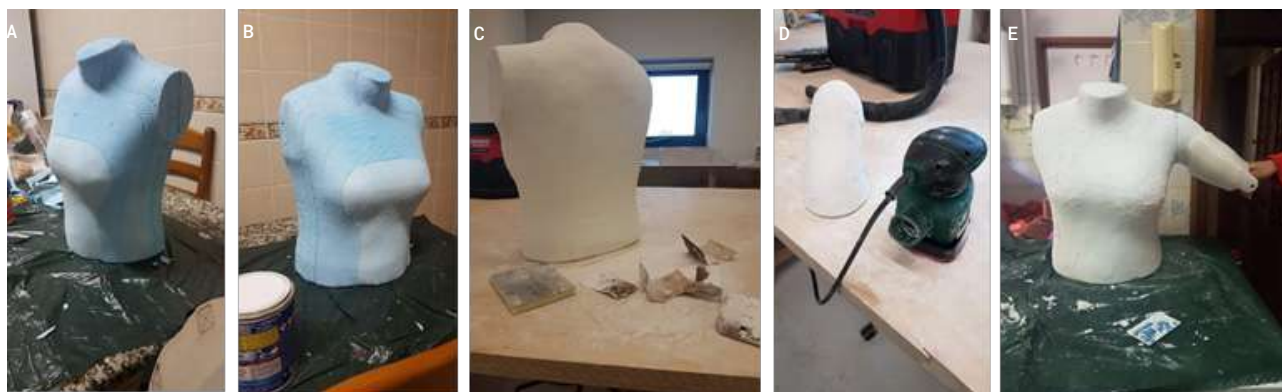


Figura 55 - Modelo 3D do braço da prótese *Vicky* desenvolvido pela empresa *Ayúdame 3D*.



Figura 56 - Prótese *T1 Prosthesis*  
<https://www.dezeen.com/2020/01/03/lorenzo-spreafico-t1-prosthetic/>



**Figura 54** – Processo de acabamento do Busto. A e B – Colagem das placas de roofmate correspondentes às três partes maquinadas na máquina de CNC; C, D e E – Colocação de estuque e lixagem.



**Figura 57** – Primeiro protótipo da interface entre o utilizador e a prótese; braço da prótese.

Durante este processo houve uma segunda visita à empresa P.O. onde foram disponibilizados dois modelos de próteses mecânicas (figura 58), uma de adulto e outra de criança, um arnês (figura 59), uma articulação do cotovelo (figura 60) e vários componentes de ligação entre o arnês e a prótese (figura 61) presente nos arneses desenvolvidos por esta empresa.

Com a primeira impressão do braço e com a observação da prótese disponibilizada pelo P.O. sentiu-se que havia necessidade de um maior apoio entre este objeto e o membro residual do utilizador, procedendo-se, mais tarde, a uma nova impressão para corrigir este problema.

Uma vez que a prótese não era o foco deste projeto, e a sua presença é, fundamentalmente, para complementar e mostrar o funcionamento do arnês, assim, recorreu-se a um modelo *open source* de uma mão (figura 62). A mão utilizada tem como nome *Kwawu 2.0*, e foi projetada por Jacquin Buchanan, em 2018.

Após a impressão (figura 63) procedeu-se à sua montagem, a figura 64 mostra a forma de montagem assegurando a articulação de cada dedo. Salienta-se que a maior vantagem deste modelo foi a sua articulação, devido aos seus dedos articulados. E a principal desvantagem encontrada está presente na sua escala, estando esta ligeiramente maior que o pretendido. Após a montagem da mão notou-se que o movimento não era executado adequadamente, foi então necessário colocar pequenos ganchos metálicos e alguns elásticos para lhe conferir a funcionalidade pretendida (figura 65).

Após ter o modelo do braço e da mão, foi necessário proceder à modelação 3D de um antebraço que os conectasse. Para isso utilizou-se a ferramenta *convert entities* para adquirir a forma da base da mão, de seguida a 200mm de altura foi criado um plano, onde se criou uma circunferência com 68mm, a forma da base do braço. De seguida procedeu-se à operação *loft* para adquirir a forma pretendida. Posteriormente, com recurso às ferramentas *extrude* e *cut extrude* foi realizado o encaixe do antebraço com a articulação do cotovelo, facultada pela empresa P.O.

Tendo um modelo em *.stl* do antebraço procedeu-se à sua impressão com recurso à manufatura aditiva (figura 66).



**Figura 58** – Próteses Mecânicas fornecidas pela empresa P.O. Em cima - Prótese de criança. Em baixo - Prótese de adulto.



**Figura 59** – Arnês de prótese transmeral fornecido pela empresa P.O..



**Figura 60** – Cotovelo mecânico fornecido pela empresa P.O..



**Figura 61** – Componentes de ligação utilizados entre o arnês e a prótese fornecidos pela empresa P.O.



**Figura 62** – Mão *Kwawu 2.0*, projetada por Jacquin Buchanan (Buchanan, 2018)

Ao analisar todas as peças físicas já obtidas, houve uma necessidade de corrigir o braço e garantir que esta peça abraçasse o coto do utilizador. Assim, procedeu-se a uma nova modelação e impressão 3D deste componente, desta vez com um maior suporte com o corpo do utilizador.

Durante a impressão 3D destes componentes ocorreram alguns erros de impressão, o que dificultou e atrasou o processo de manufatura da prótese, observe-se a figura 67 como um exemplo desses erros.

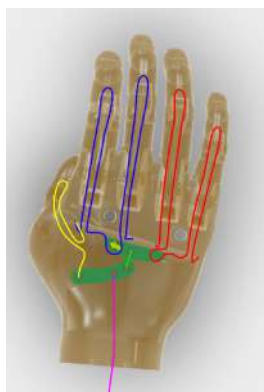
De forma a obter a prótese, procedeu-se a operações de acabamento, pintura colagem e montagem dos diferentes componentes (figura 68). Primeiro, colaram-se as diferentes peças dos mesmos componentes, uma vez que a máquina de impressão 3D não tem capacidade de os imprimir como uma peça única. De seguida, fez-se um furo na base do braço, onde com recurso à rosca presente no cotovelo mecânico, se encaixou a articulação do cotovelo no braço da prótese.



**Figura 63** – Componentes da mão após impressão 3D.

Procedeu-se à montagem do cabo de controlo da articulação do cotovelo, para a qual foi necessário furar o braço para colocar dois pequenos apliques que com recurso a dois parafusos cada, que seguram por uma proteção, responsável por não permitir que o cabo seja danificado e garanta que não são criadas curvas acentuadas. Passou-se o cabo de controlo, o qual se fixou no cotovelo e no componente de ligação entre a prótese e o arnês, também impresso em 3D. Quando terminado obteve-se o que se pode observar na figura 69, a segunda versão do braço já com a articulação do cotovelo e o cabo de controlo do mesmo.

Fez-se um furo no antebraço para passar o cabo de controlo do dispositivo terminal (figura 70), que tem origem na mão. Passou-se o cabo pelo interior da mão, e depois pelo antebraço, onde sai pela sua lateral, passando em direção à articulação do cotovelo. Foi necessário anexar um componente no braço para passar a proteção do cabo de controlo do dispositivo terminal, para tal como no cabo de controlo do cotovelo, este não seja danificado e não sejam criadas curvas acentuadas. Após a sua passagem por esse alojamento o cabo encaixa num componente, também impresso em 3D que faz a ligação entre o arnês e a prótese.



**Figura 64** – Montagem do sistema de controlo da mão *Kwawu 2.0* (Buchanan, 2018)

Ao agregar todos os componentes para formar a prótese, foi notado que o encaixe entre o antebraço e o cotovelo não tinha a resistência necessária (figura 71). Nas figuras 72 e 73 pode-se observar o protótipo da prótese finalizado. Procedeu-se então às correções dos defeitos encontrados durante a prototipagem. No antebraço aumentou-se a largura dos encaixes e sua espessura. Estas alterações podem ser notadas no anexo 3, referente aos desenhos técnicos da prótese. Nos renders correspondentes às figuras de 74 a 77 observa-se diferentes possibilidades de personalização da prótese, podendo esta ser personalizada a nível cromático conforme o gosto do utilizador.

No seguimento desta investigação, houve necessidade de retomar a recolha de informação. Foi fulcral uma pesquisa exaustiva acerca dos diferentes sistemas de fixação existentes, como anteriormente, sobre as diferentes tipologias de próteses. Importante para elaborar o design do sistema de fixação, sem condicionar o funcionamento da prótese, igual ao utilizado para conectar o cabo de controlo da articulação do cotovelo.

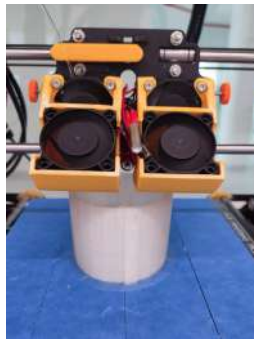


**Figura 65** – Mão com ganchos metálicos e elásticos a assegurar a sua funcionalidade.





**Figura 67** – Um dos erros ocorridos durante o processo de impressão 3D; neste caso houve um desnivelamento durante a impressão.



**Figura 66** – Processo de impressão 3D do antebraço da prótese. Este foi dividido em 3 partes, devido à altura de impressão da máquina ser inferior à altura total da peça.



**Figura 68** – Pintura, colagem e montagem dos componentes da prótese.



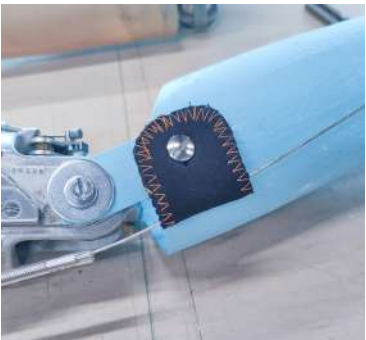
**Figura 69** – Pintura, colagem e montagem do braço da prótese.



**Figura 70** – Processo de montagem do antebraço e mão; furação do antebraço e passagem do cabo de controle.



**Figura 71** – Quebra do antebraço ao fazer a montagem da prótese.



**Figura 71** – Ligação entre o antebraço e a articulação do cotovelo; alojamento do cabo de controle do dispositivo terminal e flexão do cotovelo.



**Figura 72** – Prótese finalizada.



**Figura 73** – Prótese finalizada.

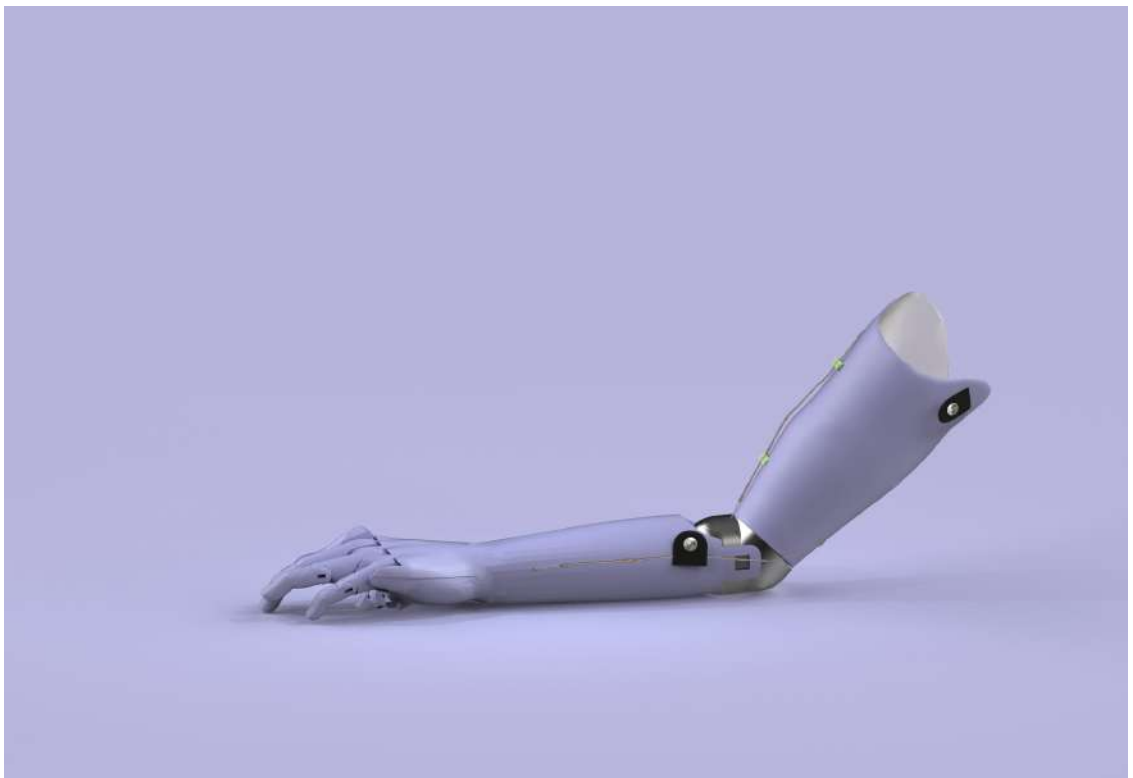
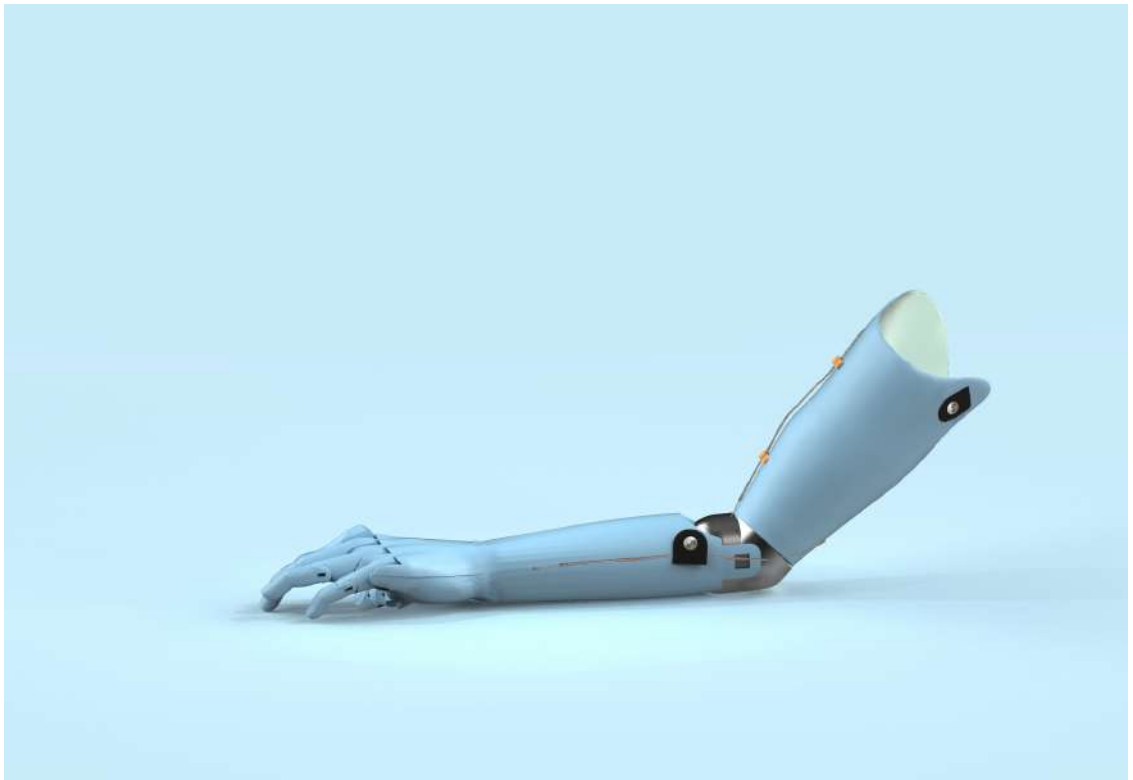
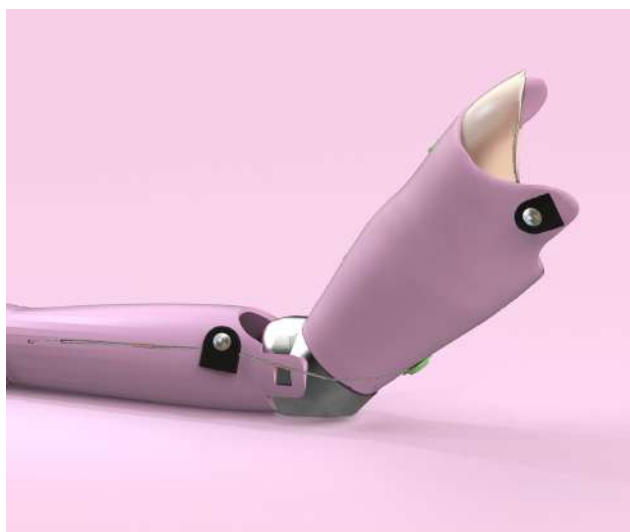




Figura 74 – Exemplos de personalização da prótese



Figura 75 – Prótese em situação de utilização



**Figura 77** – Detalhes dos apliques têxteis da prótese



**Figura 76** – Detalhes dos apliques de controlo do cotovelo

### 3.4. Sistemas de Fixação em Próteses



**Figura 77** – Interface Diagnóstica  
(Alley et al., 2011).

Um dos elementos mais importantes de uma prótese é um bom sistema de fixação/suspensão da prótese ao corpo do utilizador. O sistema de suspensão encarrega-se de conectar o dispositivo protético com o utilizador, recorrendo a uma interface, designada de manga. O conforto desta ligação, juntamente, com a integridade da superfície do membro residual, são dois fatores com impacto direto na aceitação da prótese por parte do utilizador (Alan M. et al., 2017).

De seguida, será explicitada informação acerca dos diferentes sistemas de fixação, e posteriormente uma análise aprofundada sobre os arneses utilizados em próteses transmerais.

Quando um paciente amputado procura uma nova prótese que se adequa às suas necessidades, é utilizada uma interface diagnóstica (figura 77), já referida anteriormente, geralmente feita de um material transparente de forma a avaliar a pressão exercida pela manga e garantir contacto total entre esta e o membro residual, sendo mais fácil realizar ajustes caso seja necessário.

Juntam-se à interface os restantes componentes do dispositivo protético, cujo objetivo é a confirmação do conforto por parte do utilizador e verificação da funcionalidade do dispositivo. Após confirmação e aprovação da interface diagnóstica, esta é produzida nos seus materiais finais, que podem variar de acordo com o bem-estar do utilizador, podendo ser de laminados rígidos, de materiais flexíveis ou, até mesmo, em gel. Com a vontade de melhorar cada vez mais o quotidiano dos utilizadores, designers e engenheiros continuam a desenvolver novos materiais, novos designs de interfaces e de sistemas de suspensão de próteses (Alan M. et al., 2017). Neste momento existem diversas estratégias para este propósito, as mangas de suspensão, mangas de sucção e os sistemas de suspensão com recurso a arnés são as mais recorrentemente utilizadas (Ovadia & Askari, 2015).

As mangas de suspensão foram desenhadas para combinar com a forma do membro residual. Este sistema de fixação mantém a prótese no devido local. Tendo como finalidade de assegurar a melhor fixação possível, é viável considerar um alargamento no final do osso, fator que deve ser avaliado durante a cirurgia de amputação (Ovadia & Askari, 2015).

O segundo método de fixação, são as mangas de sucção. Estas têm uma válvula unidirecional de forma a gerar vácuo entre a prótese e o membro residual, criando um selo entre os dois e permitindo a fixação da prótese ao corpo. Este sistema de fixação tem como requisito uma pele com superfície lisa e ausente de cicatrizes profundas (Ovadia & Askari, 2015).

O último método é baseado num sistema de arnés, uma opção muito versátil e utilizada entre amputados e permite, ao utilizador, o uso de uma prótese mesmo quando o estado do membro residual não permite a utilização de nenhum dos exemplos anteriores (Ovadia & Askari, 2015).

No sistema de arnês é sempre necessária uma manga em tecido ou silicone, onde o coto assente e aí permaneça sem se danificar pelo uso prolongado da prótese. A suspensão é assegurada pelo arnês, que fixa a prótese ao corpo, cercado o tronco do utilizador. Este sistema pode ainda, ser utilizado por si só ou em conjunto com uma manga de suspensão ou de sucção para garantir uma melhor fixação (Ovadia & Askari, 2015).

### 3.4.1. Tipologias de Arnês de Fixação em Próteses Mecânicas

O estudo deste tópico tem como base a avaliação do artigo *Harness Patterns for Upper-Extremity Protheses*, desenvolvido por Robert J. Pursley em 1955. O autor compara os desenvolvimentos funcionais da época em próteses de membro superior e analisa detalhadamente os requisitos de cada arnês utilizado para suportar as diferentes tipologias de próteses e as suas necessidades para uma manipulação bem-sucedida.

Com o aumento do desenvolvimento de próteses funcionais, sobretudo após as duas grandes guerras mundiais, foi necessária uma análise profunda dos sistemas de fixação de próteses, e sobretudo, dos requisitos a ter em conta nas diferentes tipologias de fixação utilizadas em próteses mecânicas e da sua eficiência.

Antes de fabricar um arnês é importante entender o seu propósito, os requisitos específicos de cada prótese e os movimentos corporais disponibilizados por cada tipo de arnês. Por outro lado, ao projetá-lo, é determinante examinar a localização exata de cada elemento do arnês e da prótese para garantir o funcionamento do arnês, exigindo o mínimo esforço possível ao utilizador.

Tendo como base estes aspetos, é fundamental avaliar os requisitos básicos do desenvolvimento de um arnês: o primeiro propõe que qualquer arnês deve sustentar a prótese apelando pela segurança do utilizador; o segundo está assente no conforto do utilizador durante a utilização do arnês. Geralmente, a fixação é facilmente obtida. O mais difícil é fixar a prótese adequadamente e simultaneamente garantir conforto ao utilizador. Caso seja necessário escolher entre uma melhor fixação e um maior conforto, o conforto deve ser sempre o requisito a ter em conta. Sabendo que, caso o arnês não seja confortável ou, pelo menos, tolerável, o paciente não se sentirá predisposto a utilizá-lo. O terceiro requisito, e também o mais importante, enfatiza que se deve garantir que durante a utilização de uma prótese mecânica o arnês assegure uma correta execução dos movimentos funcionais, substituindo, da melhor forma possível, funcionalidade do membro natural. Este requisito exige uma análise dos movimentos corporais que o arnês pode utilizar como recurso sem comprometer o membro e sem criar movimentos que não sejam anatomicamente naturais. Quanto maior é o nível de amputação, serão mais os requisitos de controlo da prótese, mas menor será a fonte de controlo.

O problema torna-se mais complexo com a necessidade de manter um equilíbrio adequado entre os três requisitos, ou seja, uma fixação adequada associada a um conforto e função aceitáveis, já que, segundo Pursley uma necessidade é satisfeita em consequência das outras.

No anexo 4 estão presentes a análise das tipologias de arnês utilizados em próteses para amputações abaixo do cotovelo e no anexo 5, os arneses utilizados para amputações da desarticulação do ombro, para uma melhor contextualização do tema. De seguida serão analisados os arneses para amputações acima do cotovelo, a amputação a ser estudada para o desenvolvimento deste projeto.

### 3.4.1.1. Tipologias de Arnês de Fixação em Próteses Mecânicas

Em casos de amputação transumeral existem dois requisitos funcionais: deve-se prever a forma de preensão da prótese e os diferentes graus de flexão do antebraço. Pursley afirma que através da experiência foi possível determinar que quando é feita uma previsão da estabilização do antebraço em diferentes níveis de flexão, a preensão é mais satisfatória. Deve ainda ter-se em consideração um terceiro requisito, travar a articulação do cotovelo. Desta forma, os movimentos corporais disponíveis para o controlo destas três funções numa prótese acima do cotovelo são a flexão do braço, a extensão do braço e a abdução escapular.

Segundo Pursley, existem três tipologias de arnês satisfatórias para próteses mecânicas acima do cotovelo, duas com base no chamado "controlo duplo" e a terceira assente no conceito de "controlo triplo". Os dois sistemas que recorrem ao chamado controlo duplo são o arnês de figura oito e o arnês de cinta torácica. Num sistema de controlo duplo é utilizada a flexão do braço para fletir o antebraço protético e manipular o dispositivo terminal; recorre-se à extensão do braço para bloquear o cotovelo. Já no arnês de controlo triplo utilizam-se três movimentos corporais distintos para executar três ações com a prótese: a flexão do braço amputado para fletir o antebraço; a extensão do braço, também do lado amputado, para bloquear o cotovelo; o encolher do ombro, do lado oposto à amputação, para manipular o dispositivo terminal.

#### ***Arnês de Figura Oito***

O arnês de figura oito, figura 78, para amputações acima do cotovelo preenche todos os requisitos funcionais necessários de um arnês para uma prótese transumeral. Tem um design semelhante ao arnês de figura oito utilizado em próteses abaixo do cotovelo (pode ler mais informações sobre este no anexo 4), mas foi modificado e otimizado para cumprir os requisitos funcionais adicionais. Embora no caso do arnês de figura oito para próteses abaixo do cotovelo seja mecanicamente essencial manter uma distância constante entre os cabos de reação proximal e distal, no caso de próteses acima do cotovelo um só cabo pode assegurar as duas funções, substituindo o ponto de reação distal por uma alavanca de elevação na carcaça da prótese na zona do antebraço, o chamado controlo duplo.

Esta alteração associa a flexão do antebraço e a manipulação do dispositivo terminal, ou seja, a flexão do braço é utilizada como fonte de controlo para a flexão do antebraço e para manipulação do dispositivo terminal. Pode ser aumentada em abdução escapular quando o cotovelo atinge grandes ângulos, como por exemplo quando o dispositivo terminal se aproxima da boca do utilizador ao ingerir uma refeição. Com um treino apropriado e prática o amputado ganhará agilidade em dominar estes três movimentos, conseguindo utilizar, facilmente, tanto a prótese nas suas atividades diárias.



A correia utilizada para controlar a prótese passa a ter uma zona elástica, substituindo a correia não elástica utilizada no arnês de figura oito para amputações abaixo do cotovelo. A parte elástica desta correia estende-se desde o nível da clavícula até à manga de suspensão da prótese, com aproximadamente quinze centímetros, facilitando o bloqueio da articulação do cotovelo. O cabo de controlo responsável pelo bloqueio do cotovelo fixa-se na zona não elástica da parte frontal da correia referida acima. Este cabo passa por uma fivela de ajuste. A extensão do braço produz movimento relativo entre a correia elástica e a correia não elástica, de forma a induzir bloqueio no cotovelo.

Uma das condicionantes deste arnês está relacionada com a colocação da correia de suspensão elástica que influencia a eficácia do movimento de controlo de bloqueio da articulação do cotovelo. Caso exista uma folga excessiva no cabo de controlo do cotovelo, este deve ser revertido pelo movimento de controlo antes de se ativar o bloqueio do cotovelo e, conseqüentemente, a excursão total será maior que o necessário. Ao mesmo tempo, deverá haver folga suficiente no cabo para permitir redefinir o bloqueio do cotovelo, recorrendo a um relaxamento da tensão no cabo de controlo.

A suspensão deste arnês pode ser aumentada ao acrescentar uma correia de conexão, conhecida como "correia de suporte lateral", acima da cruz formada pelo arnês nas costas do paciente. Esta estende-se lateralmente através do ombro até uma fivela na lateral do encaixe do braço. Um ajuste adequado desta correia faz com que esta consiga controlar o alinhamento do plano de abdução-adição e simultaneamente contribuir para a estabilidade da manga de suspensão.

As duas correias indicadas na figura 78 como opcionais, ao serem colocadas no arnês, melhoram a fixação da prótese, aumentam a excursão disponível e ajudam a correia de controlo a manter-se fixa no ombro quando o braço se encontra elevado. A correia elástica transversal não só proporciona uma excursão maior na abdução escapular e na flexão do braço, mas também, ajuda a impedir que a correia de controlo passe por cima do ombro durante uma flexão extrema do braço. Como, por exemplo, quando o amputado utiliza os membros superiores para desempenhar uma determinada ação acima da sua cabeça. O arnês de figura oito deve ser o mais simples possível. Deve-se primeiro tentar utilizá-lo sem as duas correias opcionais. Só depois de este se mostrar insatisfatório é que se deve acrescentar as correias adicionais. De modo a evitar que o utilizador se sinta demasiado preso ou "amarrado" ao utilizar o arnês.

Outro requisito deste arnês é que a cruz formada pelo arnês nas costas do utilizador deve estar posicionada abaixo da sétima vértebra cervical, evitando desconforto quando o arnês sobe. Se a cruz tiver mais do que aproximadamente 25mm direcionada para o lado não amputado, o laço que o arnês forma em torno da axila diminui inevitavelmente de tamanho, aumentando, conseqüentemente, o desconforto na axila.

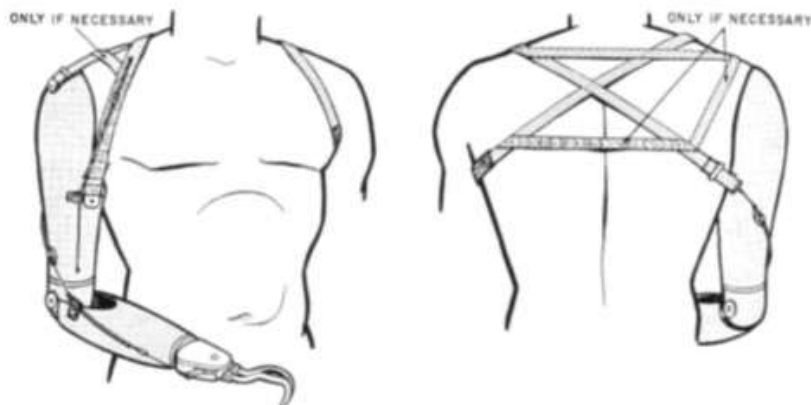


Figura 78 – Arnês de figura oito para amputações acima do cotovelo (PURSLEY, 1955).

### **Arnês de Cinta Torácica**

Tal como em amputações abaixo do cotovelo, nas acima do cotovelo o arnês de cinta torácica é indicado para amputados que pratiquem atividades pesadas. Ao incluir uma sela de ombro, que reduz as tensões aplicadas pela prótese sobre o ombro, é possível proporcionar, ao utilizador, maior conforto, podendo acomodar cargas maiores.

Existem dois tipos de selas de ombro, a primeira (figura 79 - A), em couro, é igual à já referida anteriormente. Este tipo de sela é utilizada em próteses abaixo do cotovelo. A segunda (figura 79 - B), utiliza correias para fortalecer a suspensão no encaixe do braço e proporcionar o movimento relativo necessário para bloquear a articulação do cotovelo e para possibilitar a execução do controlo duplo. Os padrões de movimentos corporais utilizados para manipular a prótese são idênticos aos utilizados no arnês de figura oito para amputações transumerais, a flexão do braço controla a flexão e o dispositivo terminal (controlo duplo) e a extensão do braço coordena o bloqueio da articulação do cotovelo.

A maior vantagem desta tipologia de arnês é a sua capacidade de elevar cargas axiais superiores com tensões unitárias reduzidas sobre o ombro. Tem como principal desvantagem a tendência de girar sobre o tórax, uma vez que lhe falta uma âncora positiva. Assim como no arnês de cinta torácica utilizado em próteses abaixo do cotovelo, a primeira escolha deve ser o arnês de figura oito, para servir satisfatoriamente o amputado a nível de controlo. É apenas utilizado o arnês de cinta torácica quando, a alternativa anterior se mostra inadequada às atividades diárias do utilizador ou quando esta não proporcione o conforto desejado.



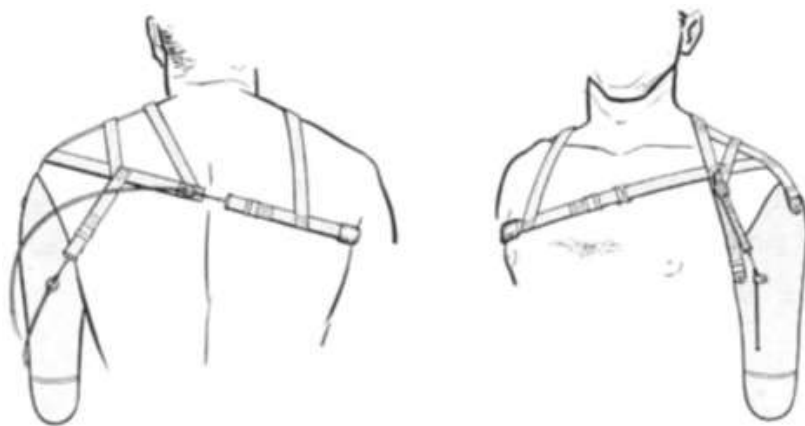
**Figura 79** – A - Arnês de cinta torácica para amputações acima do cotovelo, com recurso a sela de couro. B – Arnês de cinta torácica para amputações acima do cotovelo, com recurso a correias (PURSLEY, 1955).

### Arnês de Controlo Triplo

Em alternativa aos exemplos anteriores que mostravam duas tipologias de arnês que executam os seus movimentos tendo por base o controlo duplo, existe o arnês de controlo triplo. Neste arnês, figura 80, tal como o nome sugere, é possível executar três movimentos diferentes para realizar as três funções básicas de uma prótese mecânica transmeral.

Ao executar o movimento de flexão do braço do lado amputado é produzida flexão do antebraço, o movimento de extensão do braço amputado fornece bloqueio da articulação do cotovelo e um movimento de flexão extrema do ombro oposto ao membro amputado permite a manipulação do dispositivo terminal. Embora este sistema seja bastante simples requer que o amputado faça distinção entre flexão do braço no membro amputado e flexão do ombro no membro natural, para gerar controlo de dois movimentos individuais.

Este arnês tem como principal vantagem a operação do dispositivo terminal sem necessidade de bloquear a articulação do cotovelo. A complexidade do seu fabrico destaca-se como a sua principal desvantagem. O seu uso foi desencorajado e apenas recomendado para amputados que requerem versatilidade no uso da sua prótese.



**Figura 80** – arnês de controlo triplo para amputações acima do cotovelo (PURSLEY, 1955).

### 3.4.2. Especificações Técnicas do Fabrico de um Arnês

Ao iniciar o processo de desenvolvimento do arnês de fixação para próteses mecânicas acima do cotovelo e após uma análise profunda do artigo de Pursley, de 1955, acerca das diferentes tipologias de arnês, houve uma necessidade de analisar determinadas especificações técnicas e algumas técnicas de fabricação de arneses existentes e do respetivo sistema de controlo da prótese, que, de alguma forma, mostrem como assegurar um correto funcionamento da prótese.

Esta investigação iniciou-se com o caso específico do programa de Reabilitação Física do Comité Internacional da Cruz Vermelha (CICV). Este defende que a tecnologia utilizada em determinada organização, deve ser apropriada aos contextos específicos em que esta organização opera, ou seja, se a organização atua em países afetados pela guerra, ou em países em desenvolvimento, a tecnologia deve ser adaptada a essas circunstâncias de forma a atender às necessidades das pessoas com deficiências físicas presentes nos países em questão (International Committee of the Red Cross, 2006). O CICV é uma organização humanitária, independente e neutra, que se esforça para proporcionar proteção e às vítimas de guerra e de outras situações de violência.



**Figura 81** – Material necessário para a construção do arnês da Organização Humanitária CICV.  
(International Committee of the Red Cross, 2006).

No contexto deste projeto, o CICV visa melhorar a condição física de pessoas amputadas, mais especificamente, de amputados residentes em países em desenvolvimento ou com amputações causadas pela guerra. Esta disponibiliza online um guia de fabrico de uma prótese transumeral e do respetivo arnês. Abaixo, está descrito o método de fabricação do arnês disponibilizado pelo CICV, como forma de análise do seu processo de fabricação, na figura 81 é possível observar o material necessário para o fabrico deste arnês (International Committee of the Red Cross, 2006).

É, geralmente, utilizado um arnês de figura oito produzido manualmente com recurso a uma correia de nylon, ou um pré-concebido fabricado pela empresa Ottobock. O arnês produzido manualmente é de simples fabricação e, conjuntamente com um sistema de cabos permite uma fácil manipulação do dispositivo terminal. Para a criação do sistema de manipulação do dispositivo terminal, é utilizado um cabo de travões de bicicleta, que é inserido numa peça polimérica numa das extremidades do arnês, como pode observar na figura 82. Na outra extremidade do cabo, é feito um laço, seguro por um pequeno tubo de metal achatado em torno do cabo, que é posteriormente colocado na superfície da prótese (International Committee of the Red Cross, 2006).



**Figura 82** – Montagem do sistema de controlo da prótese.  
(International Committee of the Red Cross, 2006).

De seguida, com a correia de nylon, é criado um laço na axila oposta à amputação (figura 83). A conexão da correia de nylon deve ser feita no centro das costas do amputado, onde o laço criado pela circundação da axila encontra a coluna vertebral do amputado, com um desvio de aproximadamente 20mm para o lado não amputado, com o objetivo de aliviar as tensões causadas pela prótese (International Committee of the Red Cross, 2006).

Nesta fase é necessário agrafar ou coser o laço criado para que esta marcação não se perca, figura 83. Ao cortar a extremidade do cinto de nylon é benéfico deixá-la um pouco maior que o suposto, para que possa ser reajustada. É verificado, com o amputado, se o sistema de controlo do dispositivo terminal está a funcionar corretamente em diferentes posições do braço. Para manipular o dispositivo terminal, o paciente move o ombro do lado oposto à amputação ou a prótese no sentido frontal (International Committee of the Red Cross, 2006).

Após ser ajustado, de forma a que o amputado se sinta confortável, é necessário costurar a conexão do cinto de nylon (figura 84), assim como, a fixação da peça polimérica. Para que as fibras de nylon não se desfiem, é necessário derreter ligeiramente as extremidades da correia de nylon, com um ferro de soldar. O cabo de controlo que manipula o dispositivo terminal, e também o bloqueio e desbloqueio da articulação do cotovelo, liga-se à prótese na superfície posterior da seção umeral, enquanto que a outra extremidade é fixa no antebraço da prótese através de um rebite tubular. A tira elástica permite que o amputado abra e feche o dispositivo terminal durante a execução de uma tarefa. A figura 85 mostra como o arnês se parece ao concluir este processo (International Committee of the Red Cross, 2006).

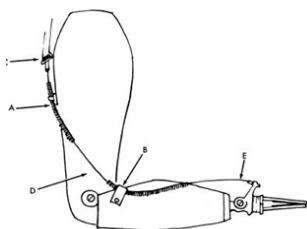
O estudo acerca da construção de um sistema de fixação e de um sistema de controlo de uma prótese mecânica continuou com a análise do capítulo 6B do livro Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles, de Bowker, em 1992.

### Sistema de Controlo da Flexão do Cotovelo/Dispositivo Terminal

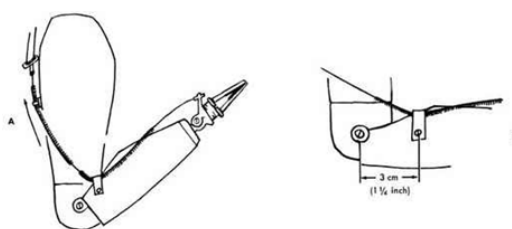
Geralmente, e como referido anteriormente, numa prótese transumeral o cabo de controlo do dispositivo terminal é, também, responsável pela flexão da articulação do cotovelo, fixa-se em dois locais diferentes na superfície exterior da prótese. Este origina-se no tirante de controlo do arnês (figura 86, ponto C), passa pela superfície posterior umeral da prótese, onde o cabo de controlo é exposto anteriormente ao eixo mecânico do cotovelo (figura 86, ponto D), o cabo de controlo continua através da porção distal do alojamento do cabo presente na superfície umeral da prótese e termina com a sua conexão no dispositivo terminal (figura 86, ponto E). Como o cabo está alojado em dois componentes individuais e passa na parte frontal do eixo da articulação do cotovelo, a tensão aplicada no cabo faz com que o cotovelo protético se flexione. Assim, a flexão é limitada ao espaçamento entre os dois alojamentos do cabo.

Segundo Bowker, a facilidade com que o amputado pode operar a flexão do cotovelo e o dispositivo terminal depende, em grande parte, da localização do acessório de flexão. É necessária mais força e menos extensão do cabo quando o acessório de flexão está mais próximo do cotovelo. Em oposição, uma colocação mais distal do acessório requer menos força, mas maior extensão do cabo. Geralmente, quanto maior for o membro residual, mais longe o acessório de flexão estará do eixo do cotovelo. Maiores níveis de amputação transumeral requerem um posicionamento mais proximal do acessório para minimizar a extensão necessária.

Embora o acessório de flexão deva ser posicionado cerca de 3,1cm abaixo do eixo da articulação do cotovelo (figura 87) e tenha normalmente um comportamento satisfatório nesta posição, para alguns amputados a sua localização deve ser determinada individualmente.



**Figura 86** – Alojamento de um sistema de controlo de cabos num dispositivo de flexão do cotovelo/dispositivo terminal (Bowker, 1992).



**Figura 87** – A – Cotovelo artificial flexionado com recurso a um alojamento de cabos dividido. B – Localização do alojamento de flexão do cotovelo (Bowker, 1992).



**Figura 83** – Laço criado na axila oposta à amputação; marcação do centro do arnês. (International Committee of the Red Cross, 2006).



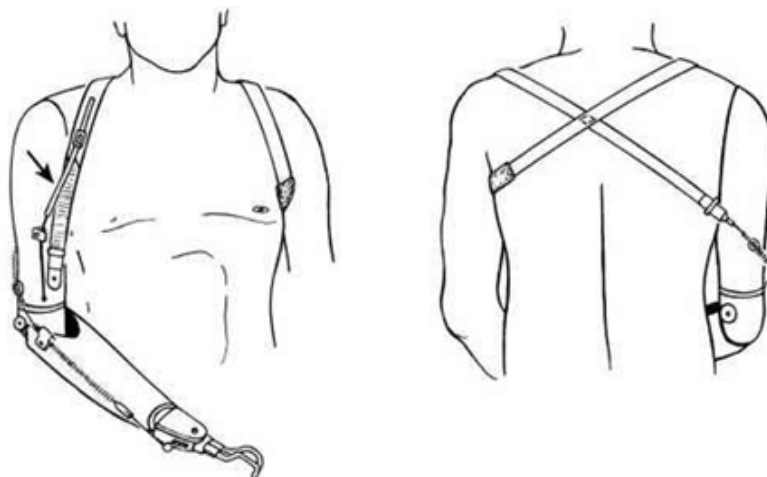
**Figura 84** – Conformação do arnês com recurso a máquina de costura. (International Committee of the Red Cross, 2006).



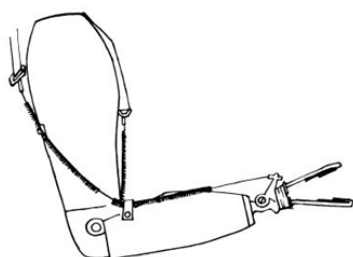
**Figura 85** – Resultado final do arnês da Organização Humanitária CICV. (International Committee of the Red Cross, 2006).

### **Cabo de Controlo da Articulação do Cotovelo**

A extremidade proximal do cabo de controlo da articulação do cotovelo tem origem no tirante de suspensão anterior (figura 88). Este passa pela superfície anteromedial da seção umeral da prótese, enquanto que a extremidade distal do cabo engata no mecanismo de bloqueio do cotovelo. Este mecanismo funciona como um princípio alternado de: puxar e soltar para bloquear e puxar e soltar para desbloquear. Para iniciar um ciclo de bloqueio/desbloqueio na articulação do cotovelo é necessária uma extensão de 13 mm e uma força de aproximadamente de 0,9kg.



**Figura 88** – Cabo de controlo do cotovelo (Bowker, 1992).



**Figura 89** – Reaplicação da tensão no cabo de controlo da articulação do cotovelo/dispositivo terminal para operar o dispositivo terminal (Bowker, 1992).

Sucintamente, na maioria das próteses transmerais é utilizada a seguinte sequência para operar os dois sistemas de cabos: (1) a tensão aplicada à flexão do cotovelo, ou ao cabo de controlo do dispositivo terminal faz com que o cotovelo se flexione; (2) quando atinge o ângulo de flexão desejado, é aplicada rapidamente uma libertação da tensão no cabo de controlo do cotovelo; (3) por último e com o cotovelo bloqueado, há uma reaplicação da tensão no cabo de controlo do dispositivo terminal/flexão do cotovelo que permite a manipulação do dispositivo terminal, figura 89.

### **Especificações Técnicas de um Arnês Transmeral Standard**

Tendo o arnês de figura oito como exemplo, para uma manipulação completa do dispositivo terminal numa prótese transradial é necessário 50mm de cabo de controlo para uma excursão completa. No caso de uma prótese transmeral, é necessário mais do dobro para efetuar uma excursão completa. Consequentemente, é necessária mais atenção ao detalhe ao instalar o arnês de uma prótese transmeral, uma vez que a precisão ao colocar os componentes do arnês e do sistema de controlo, no respetivo lugar, é fundamental para um conforto e função satisfatório.

Bowker (1992), descreve o arnês de figura oito para amputações transmerais, como sistema de fibras de poliéster e de correias elásticas interconectadas, assembladas na forma de um oito (figura 90). Os elementos de um arnês de figura oito são a alça da axila, o tirante de suporte anterior, o tirante de suporte lateral, o tirante de fixação do sistema de controlo da flexão do cotovelo/dispositivo terminal e o tirante de controlo do sistema de bloqueio da articulação do cotovelo. A alça da axila atua como uma ancora fixa, da qual os outros componentes se originam. Alguns dos tirantes que se originam na alça de axila tem o papel de suspender a prótese, enquanto que os restantes fornecem ao amputado o controlo dos componentes protéticos.

O tirante de suporte anterior, por vezes referida como um tirante elástico, origina-se na alça da axila (figura 91 - A). Esta passa sobre o ombro do lado amputado e desce pela superfície anteromedial da seção umeral da prótese.

O tirante de suporte anterior termina com a sua fixação no encaixe protético ligeiramente proximal à articulação mecânica do cotovelo. Numa visão frontal do arnês, é importante notar que, o tirante de suporte anterior é constituído por uma tira elástica nos seus dois terços distais.

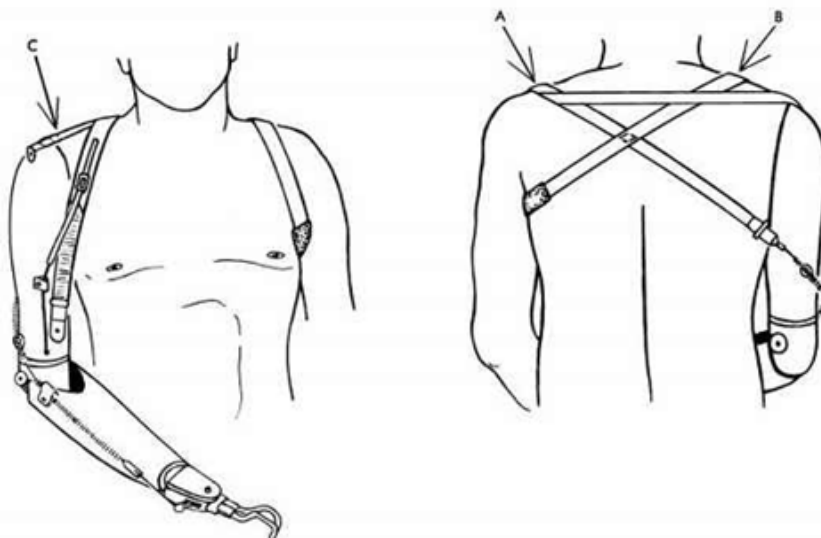
A função principal deste tirante é de suspender a prótese contra a carga axial, no entanto, devido à sua seção elástica, a capacidade de suporte é bastante limitada. Desta forma, a sua segunda função é de ajudar a prevenir a rotação do encaixe protético no membro residual durante o uso da prótese.

Uma vez que é um elemento chave de todo o arnês, a alça de axila deve envolver e ajustar-se ao ombro do lado não amputado do utilizador, da forma mais segura possível e sem comprometer o conforto do utilizador num grau excessivo. Para manter a alça de axila confortável, as interseções posteriores dos tirantes do arnês devem ser colocados ligeiramente em direção ao lado não amputado do corpo do paciente (figura 90).

O tirante de suporte lateral é o principal elemento de suspensão do arnês. Tem origem na porção posterior superior da alça de axila e é direcionada horizontalmente, sendo costurada à tira de suporte anterior quando a interseta (figura 91 – A e B). A extremidade lateral do tirante passa anteriormente ao acrómio e é fixa próxima ao acabamento proximal do encaixe protético (figura 91– C). Para além da sua função de suspensão, o tirante de suporte lateral ajuda a evitar a rotação externa do encaixe no membro residual quando a tensão é aplicada ao cabo de controlo de flexão do cotovelo/ manipulação do dispositivo terminal.



**Figura 90** – A interseção posterior das correias do arnês deve ser posicionada na direção do lado não amputado (Bowker, 1992).

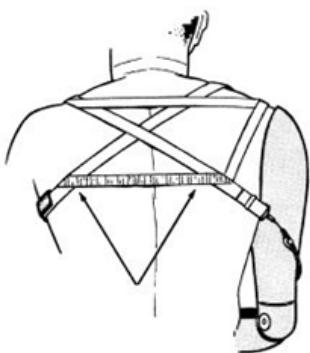


**Figura 91** – Localização do tirante de suporte lateral num arnês de figura oito (Bowker, 1992).

O tirante de fixação do sistema de controlo da prótese, origina-se na interseção posterior da alça de axila e segue no sentido oblíquo para baixo nas costas do amputado. Este termina com a sua fixação direta ao cabo de controlo de flexão do cotovelo/dispositivo terminal (figura 92). Quando este tirante se encontra firmemente fixo na sua extremidade proximal na alça de axila, é fácil visualizar como a flexão do ombro do lado amputado cria tensão no cabo de excursão necessária para a flexão da articulação do cotovelo e a manipulação do dispositivo terminal da prótese.



**Figura 92** – Localização do tirante de fixação do sistema de controlo num arnês de figura oito (Bowker, 1992).



**Figura 93** – Tirante cruzado utilizado como adjunto num arnês de figura oito (Bowker, 1992).

É fundamental garantir a localização correta e exata do tirante de fixação do sistema de controlo. Se este se encontrar muito alto nas costas do amputado, a flexão do ombro não produzirá excursão do cabo de controlo suficiente para a total operação do cotovelo mecânico e do dispositivo terminal. Pelo contrário, se este se encontrar muito baixo, é requerido que o amputado realize uma flexão do ombro desnecessariamente forte para uma operação completa dos componentes referidos. Com o tirante de fixação do sistema de controlo da prótese, num nível médio, a meio da escapula, entre a coluna e o ângulo inferior, o amputado deverá ser capaz de atingir a operação total dos componentes através da aplicação de uma quantidade de força moderada.

Como é possível observar na figura 93, por vezes é utilizado um tirante cruzado como um complemento ao arnês de figura oito. Este origina-se na alça de axila, próximo da prega auxiliar posterior, o tirante cruzado passa horizontalmente pelas costas do amputado e termina na extremidade distal da tira de fixação do sistema de controlo. As indicações para o uso deste tirante estão relacionadas principalmente com o conforto do utilizador e com a facilidade da operação protética.

Quando à um grau médio ou alto de amputação, numa amputação transumeral, é importante que o arnês seja adaptado ao utilizador. Uma vez que para um ajuste confortável, é requerida uma alça de axila relativamente pequena, e esta alça pode tender a causar desconforto na axila do lado não amputado. Este desconforto deve-se, principalmente, à compressão vertical dos tendões dos músculos peitoral, redondo maior e grande dorsal, pela alça da axila durante o uso da prótese. O tirante cruzado ajuda a atenuar a magnitude da força direcionada verticalmente criada pela alça de axila.

Pode ainda adicionar-se um tirante cruzado quando a interseção posterior do arnês fica muito alta nas costas do amputado. Com a interseção posterior do arnês sobre ou acima do processo espinhoso da vertebra C7, o amputado fica desconfortável e a eficiência dos componentes do arnês fica diminuída. O tirante cruzado ajuda a manter a interseção posterior do arnês abaixo da vertebra C7.

Conforme observado anteriormente neste capítulo, um sistema de controlo protético padrão necessita de cerca de 11,3 cm de cabo de excursão para uma total operação da flexão do cotovelo/dispositivo terminal. Se o amputado é ou não capaz de gerar a excursão necessária no cabo depende do caminho que o tirante de fixação do sistema de controlo tem quando cruza as costas do amputado. Normalmente, a direção deste tirante deve ser entre a coluna e o ângulo inferior da escapula. A excursão do cabo, normalmente produzida pela flexão glenoumeral no lado amputado, diminui à medida que o caminho do tirante de fixação do sistema de controlo se aproxima da articulação do ombro. A adição do tirante cruzado na parte posterior do arnês ajuda a manter a direção do tirante de fixação do sistema de controlo, posicionado mais abaixo nas costas.

O tirante de controlo do bloqueio do cotovelo origina-se na parte superior não elástica do tirante de suporte anterior e, é fixada na sua extremidade distal ao cabo de controlo do bloqueio do cotovelo.

Apesar do arnês de figura oito ser adequado e aceitável para a grande maioria dos amputados, no caso de amputados com uma atividade física constantemente extenuante, este arnês poderá tornar-se desconfortável. Existe a possibilidade de durante a execução de trabalhos pesados, os tirantes, relativamente estreitos, de um arnês de figura oito, tenderem a sujeitar os tecidos moles, sobre os quais passam, a pressões unitárias excessivas, uma vez que a pele, os tendões e as estruturas neurovasculares da axila do lado não amputado, são especialmente vulneráveis.

Assim, uma forma de reduzir o desconforto causado pelo arnês de figura oito, é a utilização de um arnês de cinta torácica, descrito anteriormente no tópico Tipologias de Arnês para Amputações Transumerais. Este arnês distribui as tensões causadas pela prótese para o ombro do lado amputado, deixando de estarem localizadas exclusivamente no lado não amputado. Como os tirantes se encontram colocados com as mesmas direções que os tirantes do arnês de figura oito, os movimentos de controlo do corpo para a manipulação protética permanecem inalterados (Bowker, 1992).



### 3.5. Desenvolvimento do Projeto - Arnês

Ao iniciar o desenvolvimento projetual do arnês houve uma observação dos arneses já existentes, tanto pela análise das Linhas Temporais, como dos Casos de Estudo, presentes no capítulo II. Os tópicos Tipologias de Arnês para Próteses Mecânicas e Especificações Técnicas para a Construção de um Arnês, presentes no Capítulo III, foram imprescindíveis para perceber como fabricar um arnês e quais as características que este deve ter para garantir a segurança e o conforto do utilizador. O modelo de arnês mais comum, é o já referido anteriormente, arnês de figura oito. Empresas como o P.O e a Ottobock, utilizam arneses semelhantes a este nos seus utentes. O arnês de figura oito servirá como base para este projeto, sendo o arnês a ser desenvolvido um redesign do mesmo.

Desta forma, é importante relembrar que o arnês de figura oito utiliza o chamado, controlo duplo, em que o movimento de flexão do membro amputado, induz a flexão do antebraço da prótese e a manipulação do dispositivo terminal. Por sua vez, a extensão do braço amputado, produz bloqueio/desbloqueio do cotovelo protésico. Caso o amputado não consiga realizar algum destes movimentos, este terá de ser substituído por outro, que assegure a funcionalidade da prótese.

Para projetar o arnês, houve a necessidade de criar algumas características que condicionassem o desenho do mesmo. O conforto foi a primeira característica escolhida, uma vez que como referido anteriormente, em caso de ser necessário escolher entre uma maior funcionalidade e um maior conforto, deve-se abdicar de uma maior funcionalidade. Por esta ordem de pensamentos, a funcionalidade foi a segunda característica a ter em conta, seguindo-se a higienização e a durabilidade do arnês. Valorizou-se, também, o design/estética do arnês e o uso de materiais que acentuem o conforto.

Como se pode observar na figura 94, foram elaborados vários desenhos que dentro das características descritas acima, valorizem o conforto do utilizador e assegurem o correto funcionamento da prótese. Houve necessidade de criar maquetes com base nesses esboços, as figuras de 95 a 98, mostram os primeiros arneses criados, fundamentais para, com base no arnês e na prótese disponibilizados pela empresa Padrão Ortopédico, perceber o que poderia ter potencial e o que de todo não funcionaria.

Destacou-se o arnês da figura 98, que cumpria a maioria dos requisitos formais pretendidos, o conforto, a fácil higienização e a durabilidade. Com esta maquete chegou-se à conclusão que o arnês teria 30mm de largura, mais 5mm que o utilizado pelo P.O., de forma a ter mais contacto com o corpo do utilizador e simultaneamente garantir mais conforto.

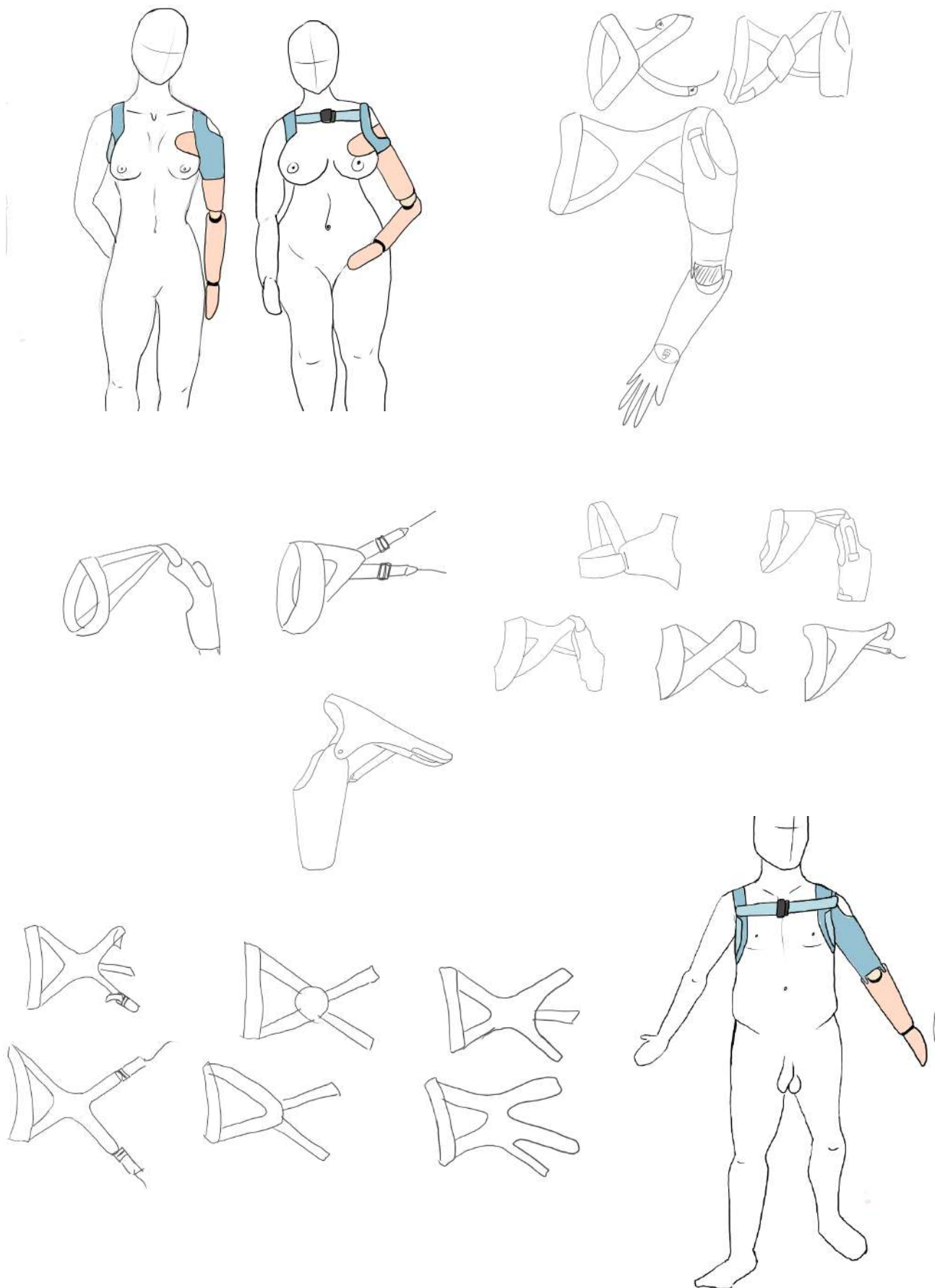


Figura 94 - Estudos de forma para o arnês

Como alternativa aos tirantes de nylon utilizados na confecção dos arneses *standard*, optou-se por utilizar neoprene<sup>7</sup>. O neoprene é um material macio e confortável que permite uma grande liberdade de movimentos, devido à sua elasticidade. É resistente à alta pressão, o que o torna indicado para o controlo de uma prótese. É facilmente lavável, o que facilita a higienização do arnês e é um excelente protetor térmico, mantendo a temperatura do corpo estável, não aquecendo demasiado no verão, nem arrefecendo no inverno (What Is Neoprene Used For – Neoprene Material and Properties, n.d.).

Confecionou-se uma segunda maquete com os princípios formais da maquete da figura 98. Para a sua realização foi utilizado tecido neoprene (figura 99) para ver como este respondia à forma e tecnologia de manufatura a utilizar. Foi criada uma planificação em papel, em que a forma era composta por um laço de axila, e dois tirantes, o superior, correspondente ao tirante de suporte anterior do arnês de figura oito, que se conecta ao cabo de controlo da articulação do cotovelo; o inferior, tirante de fixação do sistema de controlo da prótese, que se liga ao cabo de controlo da flexão do antebraço e de manipulação do dispositivo terminal. Posteriormente acrescentou-se um terceiro tirante, o de suporte lateral.

Segundo Dreyfuss (1955), projetar com base em medidas médias anatómicas não seria difícil, no entanto, a preocupação do designer industrial é com as massas, sendo necessário considerar as variações anatómicas extremas (Dreyfuss, 1955).

Inicialmente pensou-se que o arnês iria variar em tamanhos *standard*, de S a 4XL, utilizado velcro para fazer o ajuste da prótese e garantir que o arnês fique o mais justo e adequado possível ao amputado. Desta forma, este conseguirá exercer os movimentos necessários para executar qualquer ação pretendida.

Nas tabelas 19 e 20, presentes no anexo 6, podem-se observar os tamanhos *standard*, de XS a 3XL para mulheres e de S a 4XL para homens. Para a construção do arnês é utilizada a medida da parte superior costas do utilizador, sendo esta aproximadamente metade da medida do peito mostrada nas tabelas. Na tabela 19, os tamanhos relativos ao género feminino e na tabela 20, os tamanhos referentes ao género masculino, tendo também em conta a medida do pescoço. Com o intuito de fornecer mais conforto ao utilizar é importante garantir que o arnês não se posicione demasiado perto do pescoço, deixando uma margem de alguns centímetros para evitar danos na pele.

Para fazer o ajuste do arnês são necessárias três fitas de velcro, três segmentos de 50mm de macho e três segmentos de 150mm de fêmea (figura 100), estes devem-se sobrepor entre 2 e 3mm.

A forma do arnês, foi passada para o tecido com recurso a giz. Foi deixada uma margem de cerca de 15mm e fez-se uma primeira costura com linha de alinhavo, de forma a facilitar a costura final quando esta se realizasse na máquina de costura. Utilizou-se a máquina de costura *Brother NV2600*, presente na DFA, para simular o que poderia ser o arnês final. Houve uma primeira costura para agregar três camadas de neoprene. Foram utilizadas três camadas de tecido, com 1mm cada, para perceber se esta seria uma boa espessura para o arnês.

Posteriormente, foi utilizado um ponto caseado (figura 101), para fazer um acabamento estético no arnês, com uma linha colorida, neste caso turquesa, de forma a ter destaque sobre o tecido preto. Este acabamento confere ao arnês um cariz mais personalizado e acaba por retirar de alguma forma a rigidez e o aspeto demasiado técnico que estes objetos têm atualmente.

Ao ter o arnês caseado (figura 102), chegou-se à conclusão que duas camadas de tecido seriam suficientes, uma vez que este acabamento conferia ao arnês a estrutura desejada.

Inicialmente idealizou-se a criação de um arnês sem costuras, no entanto não se conseguiu chegar a uma solução satisfatória. Era pretendido que o arnês assentasse no busto sem folgas, mas como se pode observar na figura 102 - B, quando o arnês foi construído sem costuras existiram folgas no laço que circunda a axila do membro não amputado.



**Figura 95** – Primeira maquete de arnês; Neste arnês a ideia seria criar como que um colete de forma a dar mais suporte entre o arnês e o utilizador favorecendo o conforto.



**Figura 96** – Segunda maquete de arnês; Este é inspirado no arnês de cinta torácica que distribui melhor as tensões causadas pelo uso prolongado da prótese.



**Figura 97** – Terceira maquete de arnês; inspirado no arnês de figura oito.



**Figura 98** – Quarta maquete de arnês; inspirado no arnês de figura oito.

<sup>7</sup> O neoprene foi o primeiro elastómero sintético comercializado do mundo. É composto por uma camada de borracha expandida sob alta temperatura, revestido por tecido dos dois lados ou apenas de um (What Is Neoprene Used For – Neoprene Material and Properties, n.d.).



**Figura 99** – Tecido neoprene; exemplos das várias cores disponíveis.

Para chegar à forma final, foi necessário um reajuste das planificações do arnês e simultaneamente recorrer a maquetes de teste até a forma pretendida ser adquirida. A figura 103, mostra o processo de evolução do arnês. Na figura 104 observa-se a planificação final do arnês, onde com recurso a uma costura na parte inferior do laço da axila e a uma nova forma deste laço, foi possível que o arnês assentasse perfeitamente no utilizador.

Neste novo arnês, para além do laço de axila diferente, foi também alterada a posição do tirante de suporte lateral, que faz a estabilização da prótese. Como este é composto por duas camadas de tecido, o novo tirante tem origem no interior do centro do arnês, no lado do laço de axila e prolonga-se pelo exterior do arnês até se conectar com a prótese. Esta forma de sustentar o terceiro tirante confere uma melhor distribuição das tensões causadas pelo uso prolongado da prótese.



**Figura 100** – Tiras de velcro utilizadas na confeção do arnês.

Pretende-se que, caso o arnês seja comercializado, seja utilizada linha elástica para agregar e fazer o ponto caseado em redor do arnês, de modo a aproveitar a elasticidade do neoprene, uma vez que cosido com linha de *polyester*, a linha não acompanha a elasticidade do tecido e este perde esta característica, que faz com que não seja necessário acrescentar um outro tecido, que confira uma parte elástica ao tirante de suporte anterior. No entanto, não possível encontrar linha elástica de cor laranja, numa loja física. Sendo, o protótipo foi concebido com linha de *polyester* e, simultaneamente, foi concebida uma amostra com linha elástica transparente exemplo do comportamento do tecido com esta (figura 105).

A linha laranja utilizada mostrou não ser a mais indicada, uma vez que era muito fina os pontos não obtiveram a tensão necessária e começaram a soltar-se. Na amostra da figura 106, utilizou-se uma linha de maior espessura o que demonstra o acabamento que se pretende para o arnês.



**Figura 101** – Teste de pontos caseados para utilização no arnês.

Utilizou-se a cor laranja, pois foi a cor utilizada nos apliques da prótese, alcançando, assim, coerência estética entre o arnês e a prótese. O utilizador tem liberdade de escolha tanto na cor do arnês como na cor da linha utilizada.

Na figura 107 é possível observar a forma de agregação dos diferentes componentes que compõem o arnês. São necessárias duas camadas com a forma total do arnês, a superior com os orifícios onde encaixará o velcro. O terceiro tirante é composto por duas tiras de neoprene, uma também com o orifício para o velcro.

O arnês fica completo quando são conferidas duas coseduras na máquina de costura, uma primeira com linha elástica transparente, onde para além de unir todos os componentes à o ajuste do laço de ombro há medida do utilizador. Uma segunda passagem na máquina de costura para formar o ponto caseado com uma cor à escolha do utilizador.



**Figura 102** – Processo de evolução do arnês; A - vista posterior do arnês; B - Vista frontal do arnês.



**Figura 103** – Planificações e maquetes utilizadas para chegar à forma final do arnês.



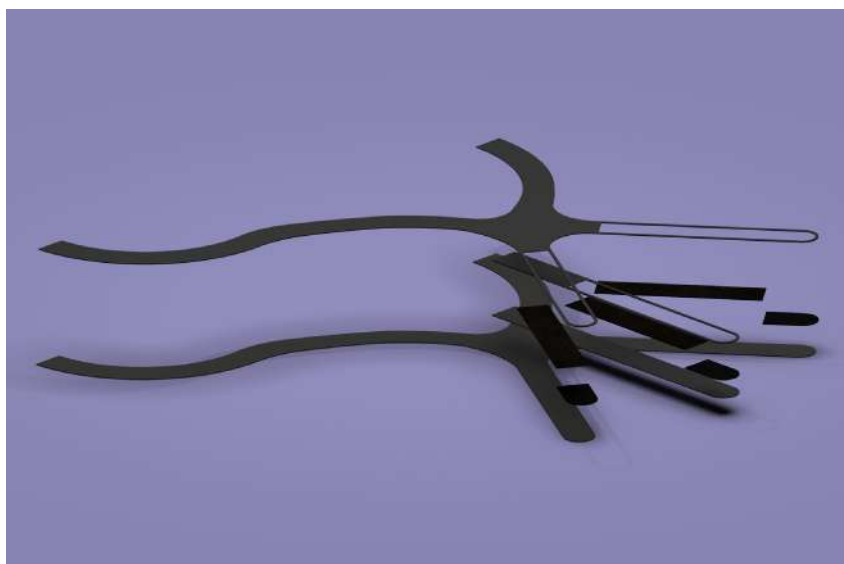
**Figura 104** – Render da planificação final do arnês.



**Figura 105** – Amostra de neoprene caseado com linha elástica.



**Figura 106** – Amostra de neoprene caseado com linha com maior espessura.



**Figura 107** – Montagem dos diferentes componentes do arnês.



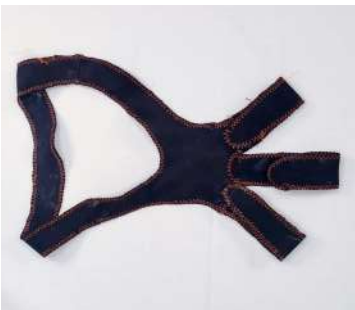
**Figura 108** – Montagem do arnês na prótese.



**Figura 109** – Vista posterior do arnês.



**Figura 110** – Vista frontal do arnês.



**Figura 111** – Arnês planificado.

Após a prototipagem tanto da prótese como do arnês, prosseguiu-se com a sua montagem. Sendo apenas necessário passar os tirantes pelos respetivos componentes (figura 108), de forma a possibilitar o ajuste do arnês no corpo do utilizador. As figuras de 109 a 111, mostram o resultado final de protótipagem do arnês.

A impossibilidade de testar o arnês com um amputado mostrou-se a maior desvantagem deste processo. A testagem teria sido fundamental para assegurar a devida funcionalidade do arnês. No entanto, a responsável pelas próteses do membro superior da empresa Padrão Ortopédico mostrou-se disponível para analisar o arnês e a sua funcionalidade.

Durante a visita ao P.O. foi assegurada a funcionalidade do arnês, através de alguns teste de experimentação do arnês em conjunto com a prótese, garantido que este se encontra funcional. Foram sugeridas algumas alterações para a sua optimização, estas alterações podem ser vistas nos renders das figuras 112, 113 e 144. Dois dos tirantes foram alterados, ligando-os diretamente à prótese sem necessidade dos componentes têxteis, anteriormente usados para fazer ligação entre os apliques dos cabos de controlo e os de ajuste do arnês.

Outra sugestão foi a colocação de uma quarta adaptação com recurso a velcro, desta vez no laço da axila, tornando o arnês universal e sem necessidade de seguir os tamanho *standard* anteriormente referidos. A figura 115 mostra as camadas têxteis que formam o arnês com as alterações efectuadas após a visita ao P.O..

No anexo 7, são visíveis os desenhos técnicos referentes ao arnês e aos componentes que fazem a sua ligação com a prótese e são utilizados para fixar os cabos de controlo da prótese e fazer o ajuste do arnês.

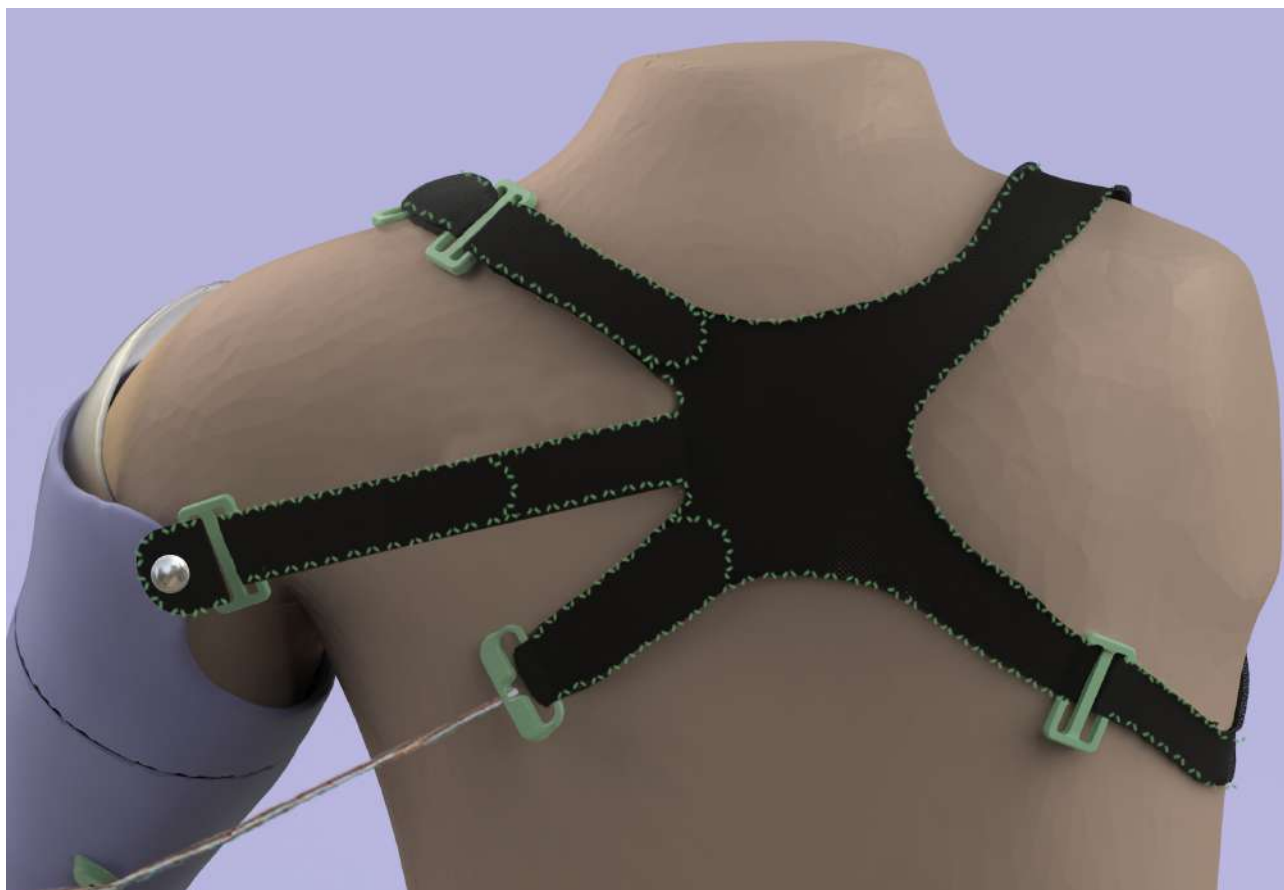


Figura 112 – Render com vista posterior do arnês final.

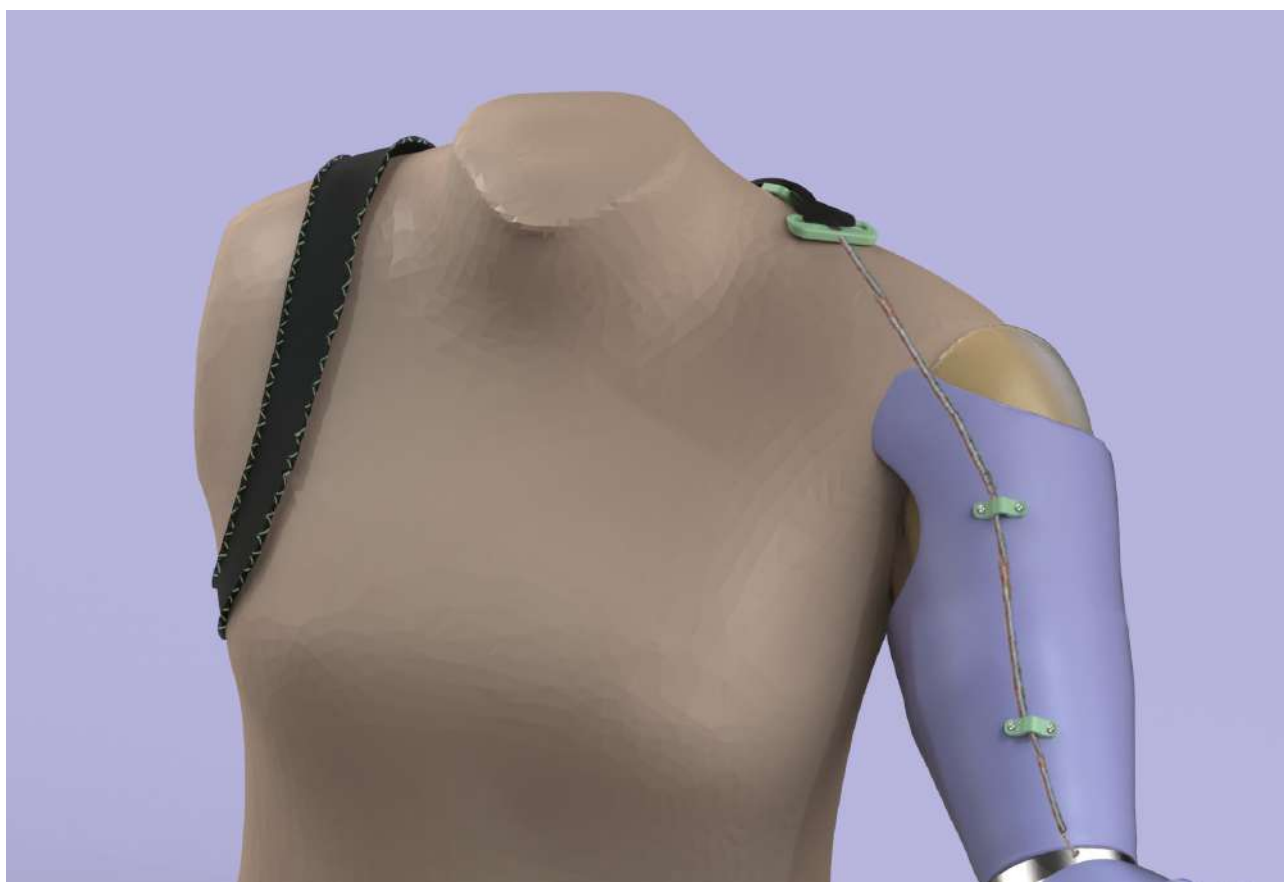
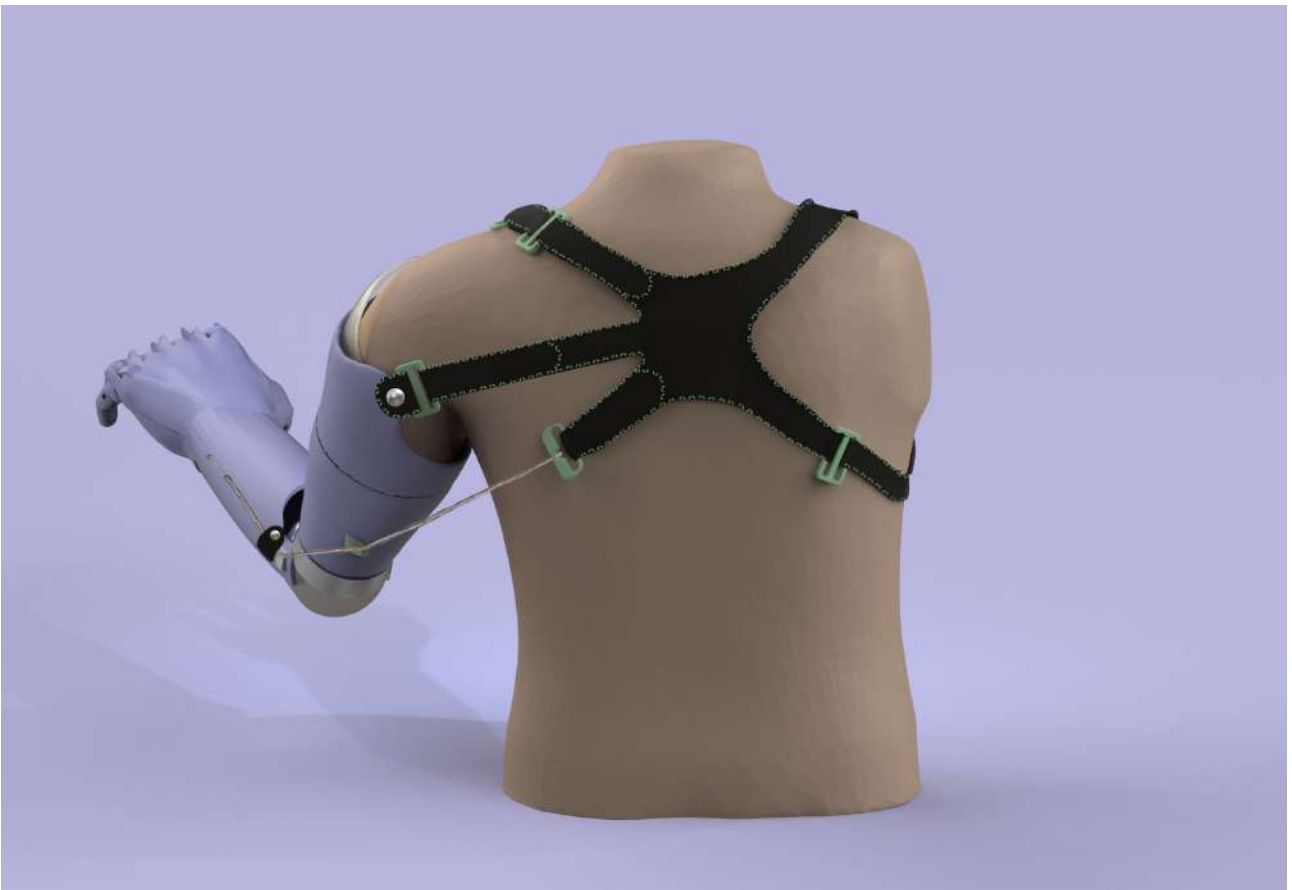


Figura 113 – Render com vista frontal do arnês final.





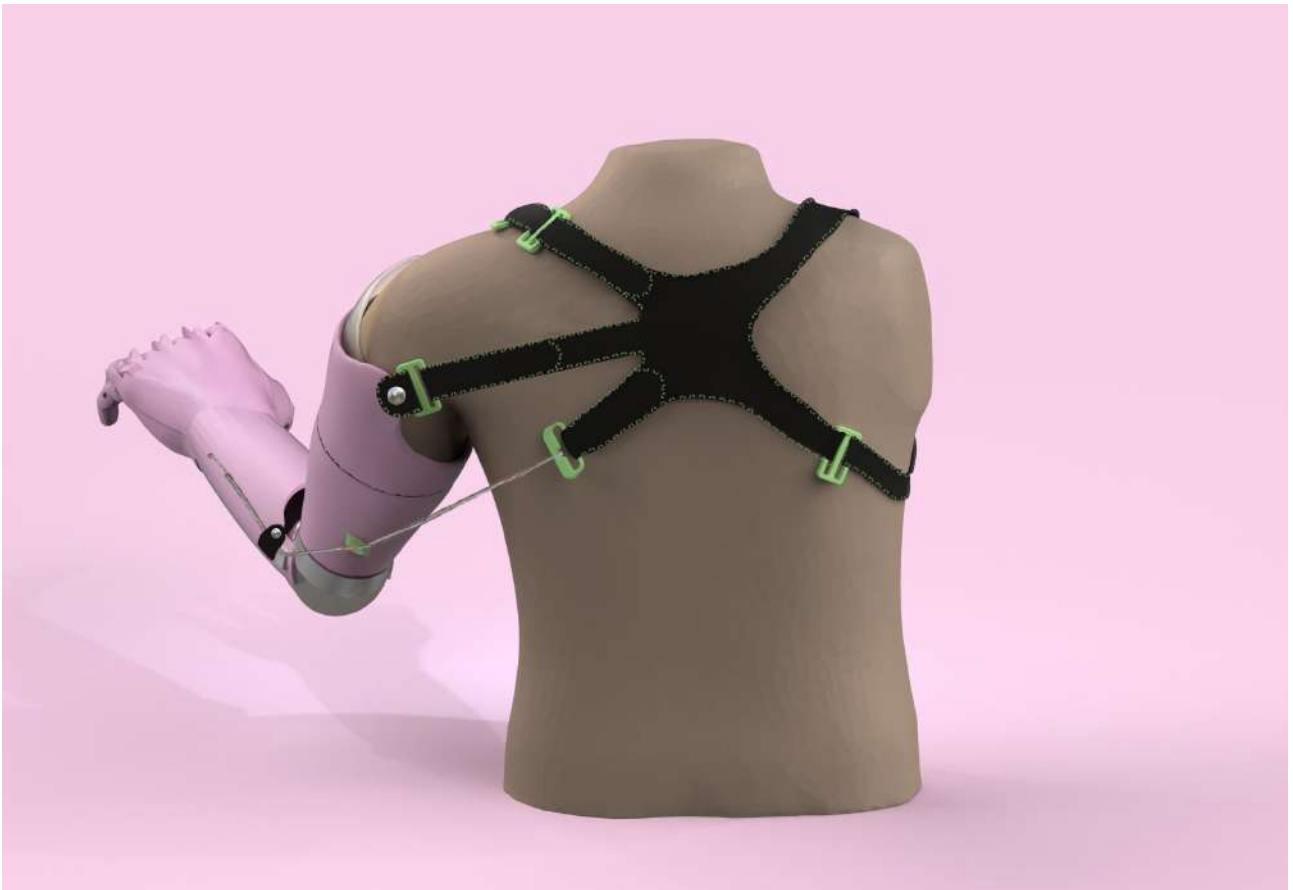
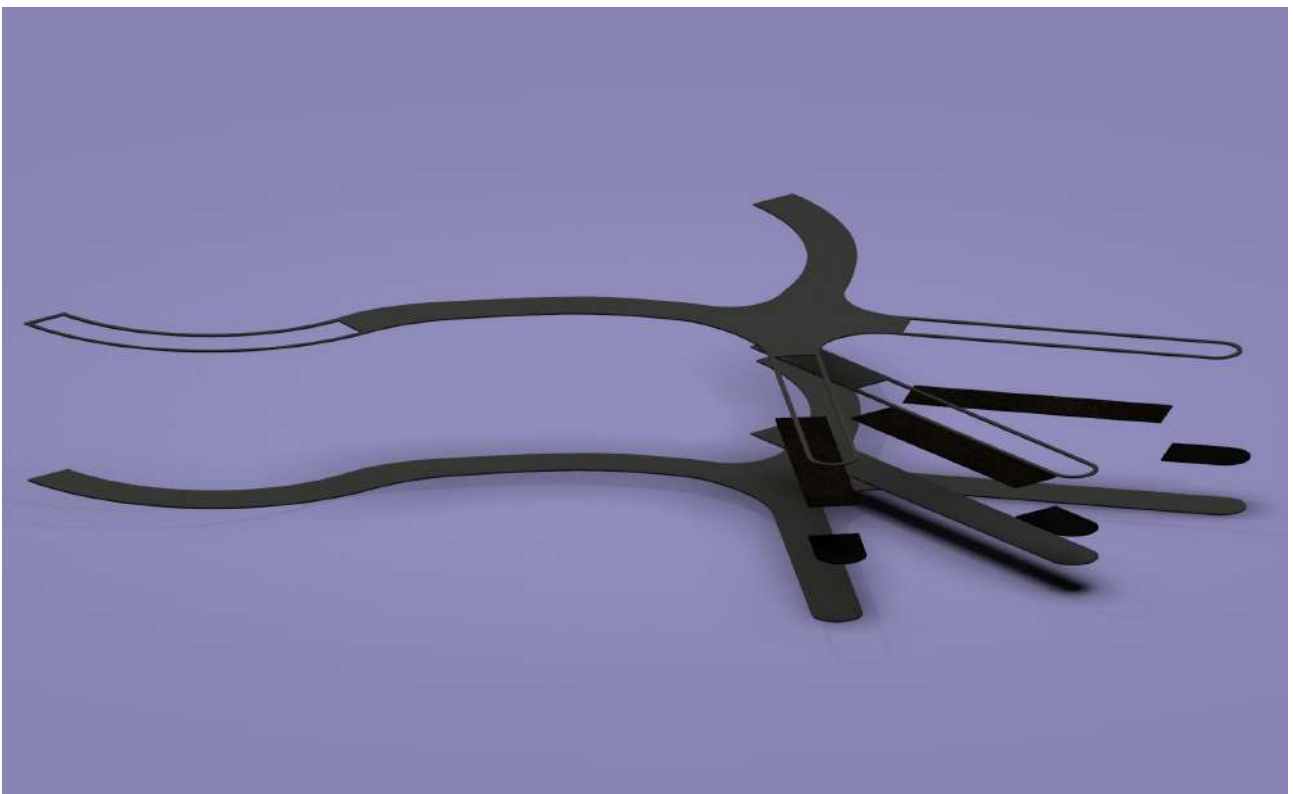
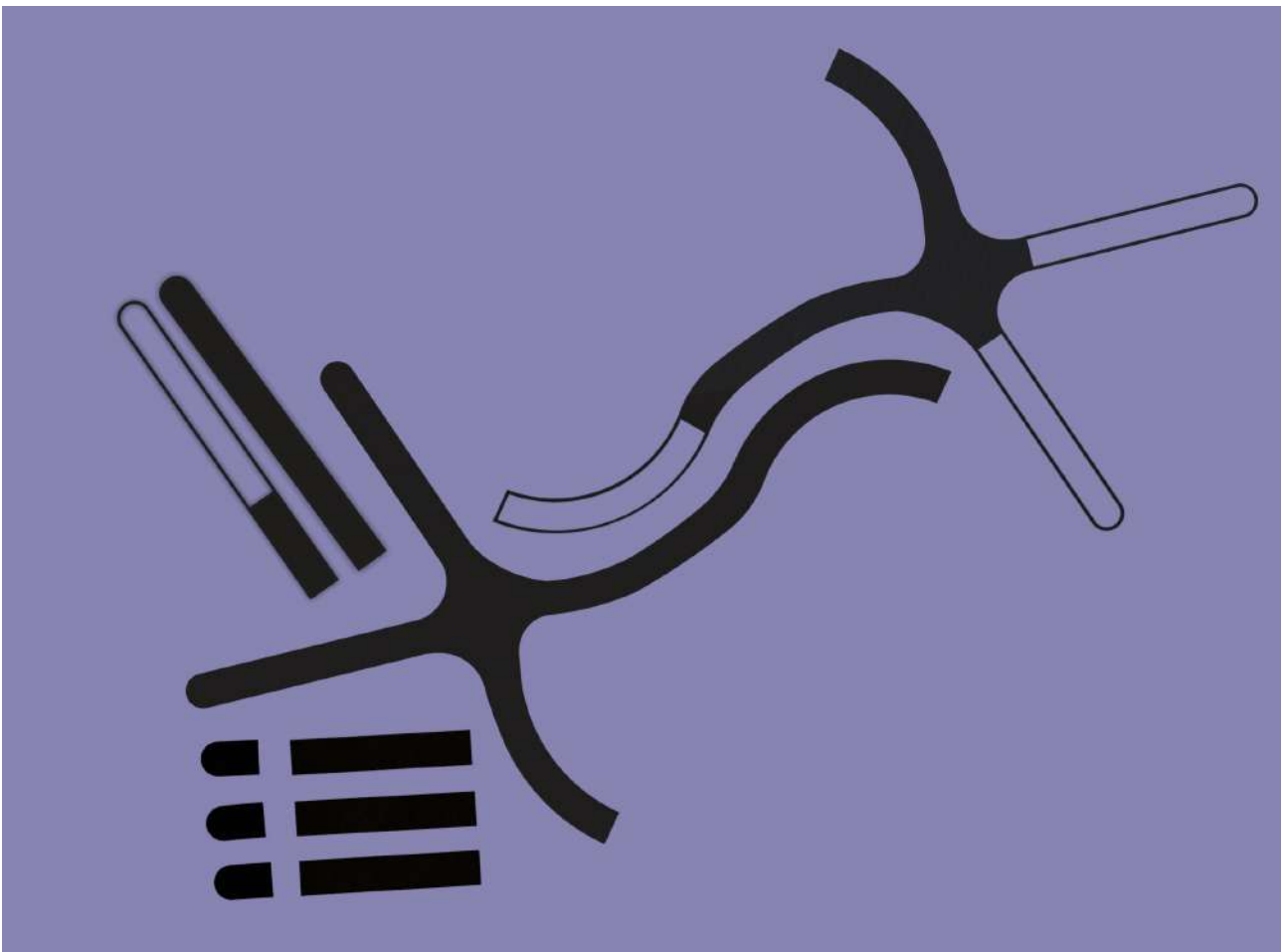


Figura 114 – Possibilidades de personalização dos apliques da prótese.



**Figura 115** – Em cima - As diferentes camadas de tecido que compõem o arnés; Em baixo - a sua forma correta de agregação.





**Capítulo IV**  
**- Conclusão -**

## 4.1. Considerações Finais

A ligação entre o Design e a Saúde e a sua predisposição para melhorar a vida das pessoas foi o que desencadeou o desenvolvimento desta investigação. A oportunidade criada pela área da Saúde de fazer algo que melhor a qualidade de vida de um determinado utilizador, forneceu ao Design as condições para intervir. A sua interdisciplinaridade e pela sua capacidade de arranjar soluções para problemas detetados tornam o Design uma área inerente a todas as outras.

O desenvolvimento de um sistema de fixação de prótese mecânica para amputações transumerais, surge da ausência de diversidade deste tipo de produtos no mercado. Sendo os produtos existentes funcionais, mas bastante semelhantes aos utilizados desde a segunda metade do século XX. Outro aspeto associado a estes produtos são a falta de conforto transmitido ao utilizador, o que causa muitas vezes o abandono da prótese.

A realidade pandémica vivida atualmente, tornou-se um grave problema no desenvolvimento desta investigação. Pretendia-se recorrer a uma metodologia de design centrado no utilizador, o que não foi possível, em primeiro lugar pela indisponibilidade da amputada a quem este projeto inicialmente se destinava e em segundo lugar pelo SARS-CoV2 que impossibilitou o contacto com outro amputado.

Durante a fase de prototipagem foram encontradas algumas dificuldades, a primeira foi a necessidade de apreender muita informação de diversos softwares e tecnologias, alguns pela primeira vez. O caso do software Meshmixer, um recurso importante para: o tratamento do busto após o scan 3; obtenção da forma do membro residual utilizado para criar o braço da prótese; e para modelar o arnês em volta do busto, possibilitando a criação de maquetes virtuais e físicas após a sua maquinação.

A impossibilidade de projetar com base no utilizador, dificultou o processo de desenvolvimento do projeto em geral. Houve a necessidade de criar o busto com a intenção deste servir de modelo ao arnês, no entanto este não certifica a funcionalidade do mesmo.

A segunda dificuldade encontrada relaciona-se com o processo de impressão 3D dos componentes da prótese, pois muitas vezes as máquinas levantaram problemas durante a impressão, encravando, criando bolhas de filamento, desníveis ou entupimentos. Durante a montagem da prótese foram também evidenciadas algumas complicações como a falta de resistência na ligação entre o antebraço e o cotovelo, posteriormente resolvida nas maquetes virtuais e desenhos técnicos.

Apesar de não ter existido a oportunidade de a autora trabalhar diretamente com um amputado, considera-se que o desenvolvimento deste projeto a deixou mais próxima da realidade destas pessoas. O capítulo II, referente ao Estado da Arte, tornou-se fundamental para a compreensão desta realidade, destacando o tópico *Sentimento de Perda de um Membro e Rejeição de uma Prótese pelo Doente Amputado*, que a sensibilizaram e apesar de todas as dificuldades encontradas a motivaram a continuar.

## 4.2. Desenvolvimentos Futuros

Como evidenciado ao longo deste documento, em termos de perspetivas futuras pretende-se que este projeto possa avançar no sentido do utilizador. Criando com o arnês desenvolvido a oportunidade de experimentação em vários amputados, com o objetivo de receber o seu feedback e melhorar o arnês com base nas informações adquiridas. Apesar de se ter conseguido comprovar a sua funcionalidade, pretende-se trabalhar em conjunto com amputados para continuar a trabalhar no seu desenho e simultaneamente aumentar o seu nível de conforto, já bastante evidenciado pela utilização de neoprene na sua constituição.

Ao nível dos acabamentos, tenciona-se testar várias linhas elásticas e diferentes tipologias de pontos, com auxílio de uma costureira, de forma a tirar conclusões e melhorar a estética do arnês.

Tendo em vista a implementação deste projeto, pretende-se continuar a trabalhar com a empresa Padrão Ortopédico no sentido de fazer chegar este arnês ao mercado e ao máximo de amputados possível, devido à grande lacuna que existe nestes produtos atualmente.

A autora gostava também de continuar a trabalhar sobre a prótese, trabalhando na identificação das suas falhas e nas suas correções. Com o intuito de criar uma gama de próteses *low cost*, não só para amputações transumerais, mas para todos os níveis de amputação do membro superior, que possam apoiar amputados desfavorecidos. A sua ambição seria criar ou juntar-se a um projeto social em que juntando o arnês e a prótese, conseguisse chegar a amputados do mundo inteiro, especialmente em países em desenvolvimento em que os cuidados de saúde são poucos e as pessoas não têm condições financeiras para adquirirem este tipo de produtos.

## Referências Bibliográficas

- 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. In The Promise of Assistive Technology to Enhance Activity and Work Participation. National Academies Press. <https://doi.org/10.17226/24740>
- An, J.-H. (2018). Marie-T: Prosthesis for Ballerinas - Core77. <https://www.core77.com/projects/80311/Marie-T-Prosthesis-for-Ballerinas>
- Anatomia Online. (n.d.). Anatomia Online - Ossos do Membro Superior. Retrieved November 18, 2020, from <https://www.anatomiaonline.com/ossos-do-membro-superior/>
- Articulated artificial right arm, Europe, 1501-1550 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 14, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co126847/articulated-artificial-right-arm-europe-1501-1550-artificial-arm>
- Artificial arm, below-elbow prosthesis | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co476713/artificial-arm-below-elbow-prosthesis-artificial-arm>
- Artificial arm - Learning. (n.d.). Retrieved September 16, 2020, from <https://learning.sciencemuseumgroup.org.uk/resources/artificial-arm/>
- Artificial hand and forearm, 1601-1700 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 15, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co126769/artificial-hand-and-forearm-1601-1700-artificial-hand>
- Artificial left arm, England, 1850-1910 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 15, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co8612116/artificial-left-arm-england-1850-1910-artificial-arm>
- Artificial left arm, London, England, 1927 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co127018/artificial-left-arm-london-england-1927-artificial-arm>
- Artificial left arm, Scotland, 1937 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co126879/artificial-left-arm-scotland-1937-artificial-arm>
- Artificial left arm, United Kingdom, 1914-1916 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co476653/artificial-left-arm-united-kingdom-1914-1916-artificial-arm>
- Artificial right arm, Cambodia, 1997-2002 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co8024253/artificial-right-arm-cambodia-1997-2002-artificial-arm>



- Artificial right arm | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co476701/artificial-right-arm-artificial-arm>
- Associação Nacional de Amputados - Sabia que? (n.d.). Retrieved November 18, 2020, from <http://www.anamp.pt/sabia-que.html>
- BC campus. (2013). Anatomy and Physiology. OpenStax.
- Benderman, O. (2014). Fit 4 everyone - About Us. <http://fit4everyone.com/index.html>
- Bionics, M. (2016). Vest Harness. <https://www.martinbionics.com/vest-harness/>
- Bispo, R. (2018). Renato Jorge Costa Lopes Bispo Design contra o estigma.
- Blom, J., Glasgow, T., French, T., & Glasgow, T. (2018). The Aesthetics of Prosthetic Greaves : Co-Design for Expressing Personal Identity. 5, 1–18.
- Body-powered upper limb prostheses | Ottobock Africa. (n.d.). Retrieved February 2, 2021, from <https://www.ottobock.africa/en/your-individual-fitting/upper-limb/our-product-portfolio/body-powered-upper-limb-prostheses/>
- Body harnesses | Ottobock TR. (n.d.). Retrieved February 3, 2021, from <https://www.ottobock.com.tr/en/prosthetics/products-from-a-to-z/body-harnesses-21a35-1-21a36-1/>
- Bowker, J. H. (1992). Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. <http://www.oandplibrary.org/alp/chap06-02.asp>
- Chamberlain, P., Wolstenholme, D., Dexter, M., & Seals, E. (2015). The State of the Art of Design in Health An expert-led review of the extent of the art of design theory and practice in health and social care. January 2015. [designinhealthnetwork.org](http://designinhealthnetwork.org)
- Cintair Harness | Yanko Design. (2016). <https://www.yankodesign.com/2016/07/27/this-harness-should-have-a-halo/>
- Completo, A., & Fonseca, F. (2019). Fundamentos de Biomecânica.
- Cotteleer, M., Mahto, M., & Holdowsky, J. (2013). The 3D opportunity primer. A Deloitte Series on Additive Manufacturing, 2–14. <http://dupress.com/collection/3d-opportunity>
- Council, D. (2005). What is the framework for innovation? Design Council's evolved Double Diamond | Design Council. <https://www.designcouncil.org.uk/news-opinion/what-framework-innovation-design-councils-evolved-double-diamond>
- Deden, R. (2014). PRINTHESIS. <https://www.printhesis.com/>
- Design industrial: guia de materiais e fabricação - Jim Lesko - Google Livros. (n.d.). Retrieved December 29, 2019, from <https://books.google.pt/books?id=UF6tDwAAQBAJ&pg=PA260&lpg=PA260&dq=conformação+por+vácuo&source=bl&ots=1PYQKFEJtE&sig=ACfU3U3UimR-oQRtp5lcin1a9NQVBhnCGQ&hl=pt-PT&sa=X&ved=2ahUKewjA7e-potvmAhUHrxoKHQtFDQUQ6AEwD3oECAkQAQ#v=onepage&q&f=false>
- Dreyfuss, H. (1955). Designing for people. New York., <http://hdl.handle.net/2027/mdp.39015031567053>
- Dudkiewicz, I., Gabrielov, R., Seiv-Ner, I., Zelig, G., & Heim, M. (2004). Evaluation of prosthetic usage in upper limb amputees. Disability and Rehabilitation, 26(1), 60–63. <https://doi.org/10.1080/09638280410001645094>
- Elytra. (2018). Flex Lite, Edelrid. <https://www.edelrid.de/en/work-safety/full-body-harnesses/flex-lite.html>

- Engel, F., & Oswald, S. (2018). Project Circleg. <https://projectcircleg.com/>
- Entenda como funcionam os diferentes tipos de impressoras 3D | Listas | TechTudo. (n.d.). Retrieved February 3, 2021, from <https://www.techtudo.com.br/listas/noticia/2016/02/entenda-como-funcionam-os-diferentes-tipos-de-impressoras-3d.html>
- Fitzgerald, S. (, September). Practical coping strategies to help amputees and their families | Limbs 4 life. Limbs 4 Life. <https://www.limbs4life.org.au/news-events/news/practical-coping-strategies-to-help-amputees-and-their-families>
- Forro, S. D., & Lowe, J. B. (2018). Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Arm Structure and Function. In StatPearls. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29939618>
- Fundição de metais: entenda melhor o processo. (n.d.). Retrieved February 3, 2021, from <https://engenharia360.com/fundicao-de-metais-entenda-melhor-o-processo/>
- Giambattista, A. (2017). Designing Care. How Design can improve medical products for a therapeutic wellbeing. Design Journal, 20(sup1), S2158–S2167. <https://doi.org/10.1080/14606925.2017.1352732>
- Giordano, C. M., De Senzi Zancul, E., & Picanço Rodrigues, V. (2016). Análise dos custos da produção por manufatura aditiva em comparação a métodos convencionais. Revista Produção Online, 16(2), 499. <https://doi.org/10.14488/1676-1901.v16i2.1963>
- Gomes, P. (2020). Desenvolvimento Conceptual de um Exeosqueleto para o Membro Superior.
- Gorilla 40 Ultralight Backpack - Gossamer Gear. (n.d.). Gossamer Gear. Retrieved September 23, 2020, from <https://www.gossamergear.com/collections/backpacks/products/gorilla-ultralight-backpack-all-bundle>
- Gotz von Berlichingen | German knight | Britannica. (1998, July 20). Britannica. <https://www.britannica.com/biography/Gotz-von-Berlichingen-German-knight#info-article-history>
- GUIA: A tecnologia de impressão 3D | by Brasilia Fab Lab | Brasilia Fab Lab | Medium. (n.d.). Retrieved February 3, 2021, from <https://medium.com/bsfablab/guia-a-tecnologia-de-impressao-3d-2d8b6b8cb5e5>
- Guyatt, M. (2001). Better legs: Artificial limbs for British veterans of the First World War. Journal of Design History, 14(4), 307–325. <https://doi.org/10.1093/jdh/14.4.307>
- Hall, S. (2016). Biomecânica Básica (E. Guanabara (Ed.); Sétima Edição).
- Height, H., Height, S., & Height, E. (n.d.). Human Strength Data Tables Push : Human Strength Data Tables Pull.
- Hero Arm - User Guide - Open Bionics. (n.d.). Open Bionics. Retrieved September 16, 2020, from <https://openbionics.com/hero-arm-user-guide/>
- Image of prosthetic limb images by Science & Society Picture Library. (n.d.). Science and Society. Retrieved September 15, 2020, from <https://www.scienceandsociety.co.uk/results.asp?image=10316050&itemw=4&itemf=0001&itemstep=1&itemx=1>
- International Committee of the Red Cross. (2006). Trans-Humeral Prosthesis Physical Rehabilitation Programme. <https://www.icrc.org/eng/assets/files/other/eng-trans-humeral.pdf>
- Iron artificial arm, Europe, 1560-1600 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 14, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co126844/iron-artificial-arm-europe-1560-1600-artificial-arm>

- Jacobsen, J. M. (1998). Nursing's role with amputee support groups. *Journal of Vascular Nursing*, 16(2 PART II), 31–34. [https://doi.org/10.1016/s1062-0303\(98\)90054-1](https://doi.org/10.1016/s1062-0303(98)90054-1)
- Jacobsen, S. C., & Knutti, D. F. (1997). Body-powered prosthetic arm. 19. <https://patents.google.com/patent/US5888235A/en?q=prosthesis+body-powered&oq=prosthesis+body-powered&page=5>
- Jorge, R., & Pinto, F. (2012). Injeção e Caracterização do Comportamento Mecânico de Polímeros Termoplásticos. Instituto Politécnico de Coimbra.
- Kejlaa, G. H. (1993). Consumer concerns and the functional value of prostheses to upper limb amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 17(3), 157–163. <https://doi.org/10.3109/03093649309164376>
- Kelty Illusion 3500 Pack | REI Co-op. (n.d.). Retrieved September 23, 2020, from <https://www.rei.com/product/721179/kelty-illusion-3500-pack>
- Klerstad, M., & Svensson, M. (2018). Creating a Body Powered Prosthetic Arm with 3D Printing Technology. Lund University.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics* - Duane Knudson - Google Livros. Springer. [https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=gFz0K94Q3UYC&oi=fnd&pg=PR11&dq=what+is+biomechanics&ots=11jpCjiCog&sig=fuPflq3AZqA17Fy4ggLYNMJlccQ&redir\\_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=gFz0K94Q3UYC&oi=fnd&pg=PR11&dq=what+is+biomechanics&ots=11jpCjiCog&sig=fuPflq3AZqA17Fy4ggLYNMJlccQ&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
- Krovi, V., Kumar, V., Ananthasuresh, G. K., & Veziën, J. M. (1999). Design and virtual prototyping of rehabilitation aids. *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME*, 121(3), 456–458. <https://doi.org/10.1115/1.2829483>
- Laurel, B. (2003). *Design Research: Methods and Perspectives*. [https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=o1oGEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA9&dq=Design+Research:+Methods+and+Perspectives&ots=JnLYelghCF&sig=bvlihCrkiPF2FrA6yqoh3jejnSY&redir\\_esc=y#v=onepage&q=Design+Research%3A+Methods+and+Perspectives&f=false](https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=o1oGEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA9&dq=Design+Research:+Methods+and+Perspectives&ots=JnLYelghCF&sig=bvlihCrkiPF2FrA6yqoh3jejnSY&redir_esc=y#v=onepage&q=Design+Research%3A+Methods+and+Perspectives&f=false)
- Left upper limb prosthesis for a child with a very short arm | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co476757/left-upper-limb-prosthesis-for-a-child-with-a-very-prosthetic-arm>
- Limb Loss Statistics - Amputee Coalition. (n.d.). Amputee Coalition. Retrieved October 31, 2020, from <https://www.amputee-coalition.org/limb-loss-resource-center/resources-filtered/resources-by-topic/limb-loss-statistics/limb-loss-statistics/>
- Maduri, P., & Akhondi, H. (2020). Upper Limb Amputation. In StatPearls. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31082006>
- Marques, M. F. (n.d.). Simulação de Movimentos Para o Membro Superior Humano Baseado nas Forças Aplicadas Pelos Músculos.
- Menswear Size Charts | Southcape & Next Fit Guide | EziBuy. (n.d.). Retrieved February 9, 2021, from <https://www.ezibuy.com/shop/nz/mens-size-guide>
- Misbah, G., Shehla, G., Furqan Ahmed, S., Sanna, P., & Shafaq, B. (2015). Depression: Prevalence Among Amputees. February.
- More, P. (2013). 3D Printing Making the Digital Real. *International Journal of Engineering Sciences & Research Technology*, 2(7), 1–4. [www.ijesrt.com](http://www.ijesrt.com)
- Moreira, R. M. (2015). Desenvolvimento de uma prótese infantil adaptável. Universidade de Aveiro.
- Mota, A. (2017). Materials of Prosthetic Limbs.
- Narendra B. Dahotre, & Sandip P. Harimkar. (2008). Manufacturing Processes: An Overview. Laser Fabrication and Machining of Materials, 69–96. [https://doi.org/10.1007/978-0-387-72344-0\\_3](https://doi.org/10.1007/978-0-387-72344-0_3)

- Nasseh, J. (2008). Técnica e Prática de Laminação em Composites (Cecilia Veiga (Ed.)). Livros na Fonte. [www.barracudatec.com.br](http://www.barracudatec.com.br)
- Noël, G., & Frascara, J. (2016a). Health and Design - Fostering a culture of collaboration through education. August. <https://static1.squarespace.com/static/53dbed74e4b038a3eba30e8c/t/57bb79969de4bb70bc49f7b4/1471904151553/WhitePaperAg19.pdf>
- Noël, G., & Frascara, J. (2016b). Health and Design through education. August.
- O processo de fabricação por laminação manual (hand lay-up). (n.d.). Retrieved February 3, 2021, from <https://www.gas-eng.com.br/post-unico/2018/06/04/o-processo-de-fabrica-c3-a7-c3-a3o-por-lamina-c3-a7-c3-a3o-manual-hand-lay-up>
- Omachonu, V. K., & Einspruch, N. G. (2010). Innovation in healthcare delivery systems: A conceptual framework. *Innovation Journal*, 15(1), 1–20.
- Ortiz-catalan, M., Håkansson, B., & Brånemark, R. (2014). An osseointegrated human-machine gateway for long term sensory feedback and control of artificial limbs. 6(257).
- Østlie, K., Lesjø, I. M., Franklin, R. J., Garfelt, B., Skjeldal, O. H., & Magnus, P. (2012). Prosthesis rejection in acquired major upper-limb amputees: A population-based survey. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 7(4), 294–303. <https://doi.org/10.3109/17483107.2011.635405>
- 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>
- Park, W. (2015). The geniuses who invented prosthetic limbs - BBC Future. <https://www.bbc.com/future/article/20151030-the-geniuses-who-invented-prosthetic-limbs>
- Passive arm prostheses | Ottobock US. (n.d.). Retrieved November 18, 2020, from <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/passive-arm-prostheses/>
- Percentile | Definition of Percentile at Dictionary.com. (n.d.). Retrieved October 9, 2020, from <https://www.dictionary.com/browse/percentile>
- Porto Editora. (n.d.-a). Dicionário Infopédia da Língua Portuguesa. Cloreto de Polivinilo. Retrieved January 15, 2021, from [https://www.infopedia.pt/\\$cloreto-de-polivinilo](https://www.infopedia.pt/$cloreto-de-polivinilo)
- Porto Editora. (n.d.-b). Dicionário Infopédia da Língua Portuguesa. Definição de Silicone. Retrieved January 15, 2021, from <https://www.infopedia.pt/dicionarios/lingua-portuguesa/silicone>
- Prosthetic arm, London, 1903-1913 | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co476717/prosthetic-arm-london-1903-1913-artificial-arm>
- Pursley, R. J. (1955). Harness patterns for upper-extremity prostheses. *Artificial Limbs*, 2(3), 26–60.
- Putti, V. (2005). Historical Prostheses.
- Relvas, C. (2017). Design & Engenharia.
- Right arm for an infant with congenital absence of | Science Museum Group Collection. (n.d.). Science Museum Group Collection. Retrieved September 16, 2020, from <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co476733/right-arm-for-an-infant-with-congenital-absence-of-prosthetic-arm>
- Santos, A. G. da C. (2016). Design Centrado no Utilizador no Desenvolvimento de Próteses.

- Santos, S. P. B. (2015). Desenvolvimento de novos produtos para Medicina de Reabilitação com Recurso à Fabricação Aditiva : Engenharia Biomédica. 96.
- Sensing, J. W., Lipsey, J., Thomas, A., & Turner, K. (2015). Prosthetic Terminal Device. 52(1), 63–76.
- Smith, D. G. (2006). Congenital Limb Deficiencies and Acquired Amputations in Childhood - Amputee Coalition. <https://www.amputee-coalition.org/resources/amputations-in-childhood/>
- Snyder, G. H., Cotteleer, M., & Kotek, B. (2014). 3D opportunity in medical technology: Additive manufacturing comes to life. A Deloitte Series on Additive Manufacturing.
- Sousa, L. P. M. e. (2013). Fabrico e Desenvolvimento de Produtos Especificos Termoformados.
- Spreafico, L. (2019). Lorenzo Spreafico's 3D-printed prosthetic gives tactile feedback at low cost. <https://www.dezeen.com/2020/01/03/lorenzo-spreafico-t1-prosthetic/>
- StumpworX LLC Prosthetic Developent - Stumpworx. (2015). <https://www.stumpworx.com/>
- Teixeira, R. (2013). Estudo Numérico do Efeito dos Principais Parâmetros de Fundição na Formação de Rechupes em Peças Fundidas Engenharia Industrial.
- The Essential Size Guide: Getting the Best Fit | EziBuy. (n.d.). Retrieved February 9, 2021, from <https://www.ezibuy.com/shop/nz/size-guide>
- Transformação: Diferentes processos podem ser aplicados na termoformagem Page 3. (n.d.). Retrieved February 3, 2021, from <https://www.plastico.com.br/transformacao-diferentes-processos-podem-ser-aplicados-na-termoformagem/3/>
- Transumeral - Centro Catarinense de Reabilitação. (n.d.). Retrieved November 18, 2020, from <http://www.catarin.org/amputacao/transumeral/>
- Trésdesis - Ayúdame3D. (2019). <https://ayudame3d.org/en/nuestras-tresdesis/>
- Vaes, K., Stappers, P. J., Standaert, A., & Desager, K. (2012). Contending stigma in product design using insights from social psychology as a stepping stone for design strategies. 8th International Conference on Design and Emotion: Out of Control - Proceedings, October 2014. <https://doi.org/10.13140/2.1.3738.8800>
- Vilas-Boas, J. P. (2016). Biomecânica do Desporto. Manual de Curso de Treinadores de Desporto, 1–122. [http://www.idesporto.pt/ficheiros/file/Manuais/Graull/Graull\\_07\\_Biomecanica.pdf](http://www.idesporto.pt/ficheiros/file/Manuais/Graull/Graull_07_Biomecanica.pdf)
- Visão | Descoberta razão pela qual Talidomida deu origem a milhares de malformações. (n.d.). Retrieved November 18, 2020, from <https://visao.sapo.pt/atualidade/sociedade/2018-08-07-descoberta-razao-pela-qual-talidomida-deu-origem-a-milhares-de-malformacoes/>
- Wang, Y.-C., & Huang, Y.-M. (2017). Bamboodia: a brilliant prosthetic concept tailored for Cambodia. <https://designwanted.com/design/bamboodia-prosthetic-cover-concept/>
- What Is Neoprene Used For – Neoprene Material and Properties. (n.d.). Retrieved February 1, 2021, from <https://monmouthrubber.com/neoprene-explained/>
- World Health Organization. (n.d.). WHO - Frequently asked questions. Retrieved October 26, 2020, from <https://www.who.int/about/who-we-are/frequently-asked-questions>



## **Anexos**

## Anexo 1. Amplitudes dos Movimentos do Membro Superior







representação do movimento	movimento	amplitude do movimento			
		homens		mulheres	
		percentil 5	percentil 95	percentil 5	percentil 95
	adução	90°	90°	90°	90°
	abdução	173,2°	188,7°	172,6°	192,9°
	rotação lateral	46,3°	96,7°	53,8°	85,8°
	rotação no plano medial	90,5°	126,6°	95,5°	130,9°
	flexão no plano sagital	162,4°	210,9°	152,0°	217,0°
	extensão no plano sagital	39,6°	83,3°	33,7°	87,9°

Tabela 6 – Amplitudes de movimentos do braço (Gomes, 2020)




representação do movimento	movimento	amplitude do movimento			
		homens		mulheres	
		percentil 5	percentil 95	percentil 5	percentil 95
	flexão no plano sagital	140,5°	159,0°	144,9°	165,9°
	extensão no plano sagital	-	-	-	-
	supinação	83,4°	125,8°	90,4°	139,5°
	pronação	-	-	-	-

Tabela 7 – Amplitudes de movimentos do antebraço (Gomes, 2020)





representação do movimento	movimento	amplitude do movimento			
		homens		mulheres	
		percentil 5	percentil 95	percentil 5	percentil 95
	rotação no plano frontal ulnar	18,6°	47,9°	21,5°	43,0°
	rotação no plano frontal radial	16,9°	36,7°	16,1°	36,1°
	rotação no plano sagital ulnar	61,5°	94,8°	68,3°	98,1°
	rotação no plano sagital radial	40,1°	78,0°	42,3°	74,7°

Tabela 8 – Amplitudes de movimentos do mão (Gomes, 2020)

## Anexo 2. Forças aplicadas pelo Membro Superior

altura da maçaneta	postura	género	força (N)	
			média (N)	desvio médio (N)
altura do ombro	livre	masculino	302	53
		feminino	200	71
		ambos	249	80
	standard	masculino	133	27
		feminino	107	13
		ambos	120	27
altura do cotovelo	livre	masculino	351	93
		feminino	222	93
		ambos	285	111
	standard	masculino	147	27
		feminino	107	18
		ambos	125	27

**Tabela 9** – Força (N) do Membro Superior ao Rodar uma Maçaneta no Sentido Frontal (Height et al., n.d.). As forças são medidas em duas posições diferenciadas, uma posição livre e uma posição standard, onde o utilizador coloca um pé 30cm à frente do outro e o cotovelo a 90° de flexão.

altura da maçaneta	postura	género	força (N)	
			média (N)	desvio médio (N)
altura do ombro	livre	masculino	298	67
		feminino	200	58
		ambos	249	76
	standard	masculino	147	27
		feminino	120	27
		ambos	133	27
altura do cotovelo	livre	masculino	400	58
		feminino	236	107
		ambos	329	111
	standard	masculino	169	31
		feminino	129	27
		ambos	147	36

**Tabela 10** – Força (N) do Membro Superior ao Rodar uma Maçaneta no Sentido Posterior (Height et al., n.d). As forças são medidas em duas posições diferenciadas, uma posição livre e uma posição standard, onde o utilizador coloca um pé 30cm à frente do outro e o cotovelo a 90° de flexão.

ângulo do ombro	força (N)			
	percentil 5	percentil 50	percentil 95	desvio médio
60°	151	409	667	129
120°	160	n/d	765	191
180°	222	614	934	218

**Tabela 11** – Forças exercidas (N) pelo membro superior ao realizar o movimento de empurrar (Height et al, n.d.).

ângulo do ombro	força (N)			
	percentil 5	percentil 50	percentil 95	desvio médio
60°	476	1246	1463	436
120°	832	2055	3047	614
180°	1028	2393	3381	730

**Tabela 12** – Forças exercidas (N) pelo membro superior ao realizar o movimento de puxar (Height et al, n.d.).

ângulo do ombro	força (N)			
	percentil 5	percentil 50	percentil 95	desvio médio
60°	89	231	387	85
120°	98	236	445	116
180°	89	222	463	116

**Tabela 13** – Forças exercidas (N) pelo membro superior ao realizar o movimento de direcionar para a esquerda (Height et al, n.d.).

ângulo do ombro	força (N)			
	percentil 5	percentil 50	percentil 95	desvio médio
60°	76	187	365	89
120°	67	138	276	76
180°	62	156	276	107

**Tabela 14** – Forças exercidas (N) pelo membro superior ao realizar o movimento de direcionar para a direita (Height et al., n.d.).

ângulo do ombro	força (N)			
	percentil 5	percentil 50	percentil 95	desvio médio
60°	89	218	365	80
120°	107	267	552	107
180°	62	191	391	98

**Tabela 15** – Forças exercidas (N) pelo membro superior ao realizar o movimento de elevar (Height et al., n.d.).

ângulo do ombro	força (N)			
	percentil 5	percentil 50	percentil 95	desvio médio
60°	89	227	396	93
120°	116	258	436	102
180°	76	182	365	80

**Tabela 16** – Forças exercidas (N) pelo membro superior ao realizar o movimento de pressionar (Height et al., n.d.).

forma de agarrar o objeto	género	mão utilizada	força (N)			
			média (N)	desvio médio (N)		
mão totalmente fechada	masculino	dominante	609	n/d		
		não dominante	574			
	feminino	dominante	360			
		não dominante	334			
polegar + dedo indicador	masculino	não especificado	85			
	feminino		67			
polegar + dedo mindinho	masculino		27			
	feminino		18			
polegar + dedo médio	masculino		67			
	feminino		44			
polegar + dedo anelar	masculino		44			
	feminino		31			
polegar + dedo indicador + dedo médio	masculino		dominante		102	4,89
	feminino		dominante		71	3,56
ponta do polegar + dedo indicador	masculino		dominante		76	4,09
	feminino		dominante		49	2,58

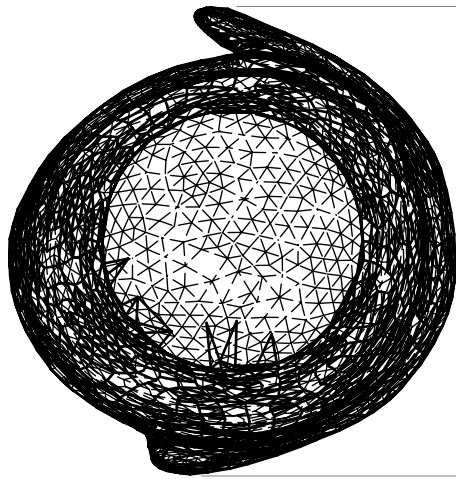
**Tabela 17** – Forças de tração dinâmica utilizadas sobre uma barra cilíndrica, de baixo para cima (Height et al., n.d.).

forma de agarrar o objeto	altura do ombro (%)	ângulo de tração	força (N)		
			média (N)	desvio médio (N)	Amplitude
0,7 m/s	40	25	716	187	369 - 1303
		35	614	187	307 - 1068
	70	25	614	205	356 - 1157
		35	449	142	280 - 832
1 m/s	40	25	476	187	214 - 996
		35	472	187	218 - 894
	70	25	418	111	165 - 649
		35	289	116	142 - 583
11 m/s	40	25	356	147	156 - 698
		35	329	151	107 - 801
	70	25	338	129	209 - 801
		35	258	111	125 - 596

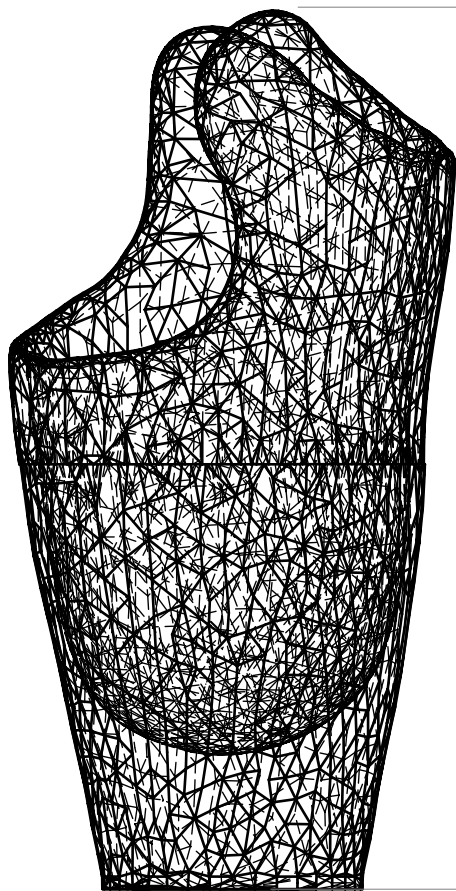
**Tabela 18** – Força exercida pela mão, ou pelos dedos, ao agarrar um objeto (Height et al., nd.).

**Anexo 3.**  
**Desenhos Técnicos de**  
**Referência para Produção**  
**dos Componentes da Prótese**

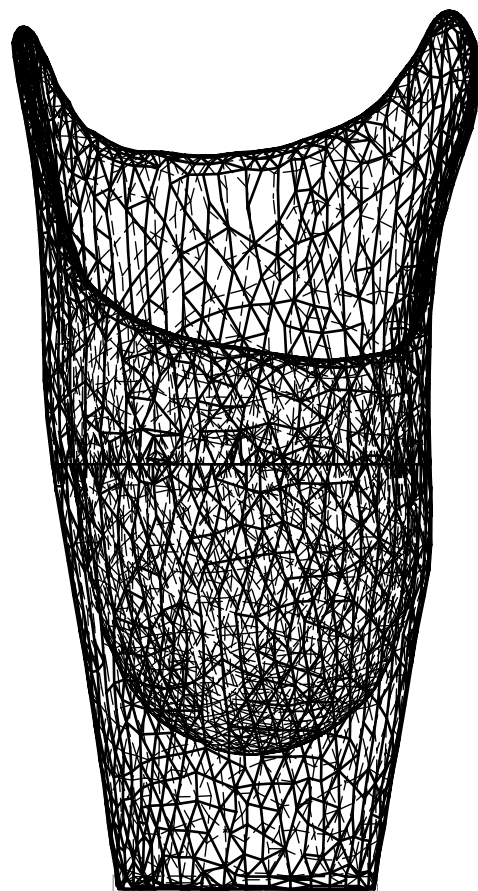




123,00



230,00



68,00

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:  
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS  
SURFACE FINISH:  
TOLERANCES:  
LINEAR:  
ANGULAR:

FINISH:

DEBURR AND  
BREAK SHARP  
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				WEIGHT:	

TITLE:		
DWG NO.	braço	A4
SCALE:1:2	SHEET 1 OF 1	

4

3

2

1

F

F

E

E

D

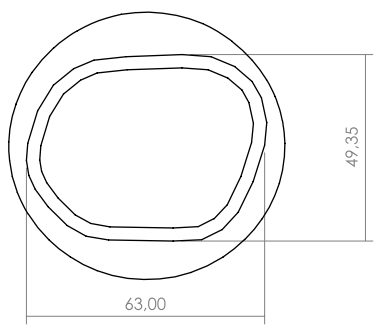
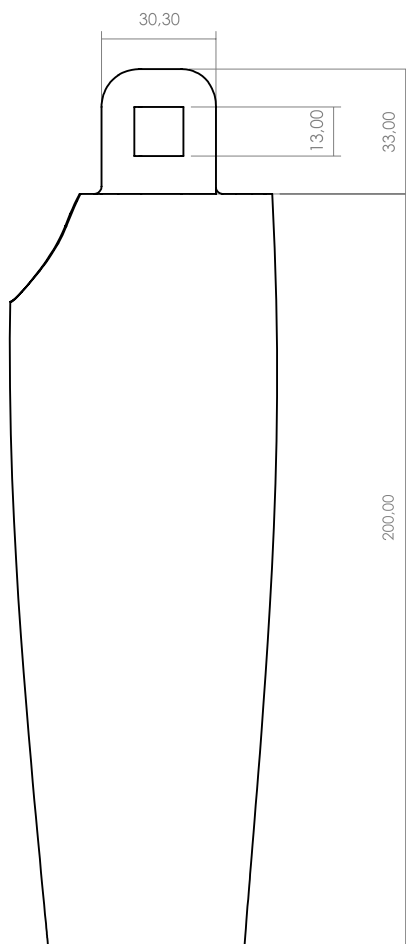
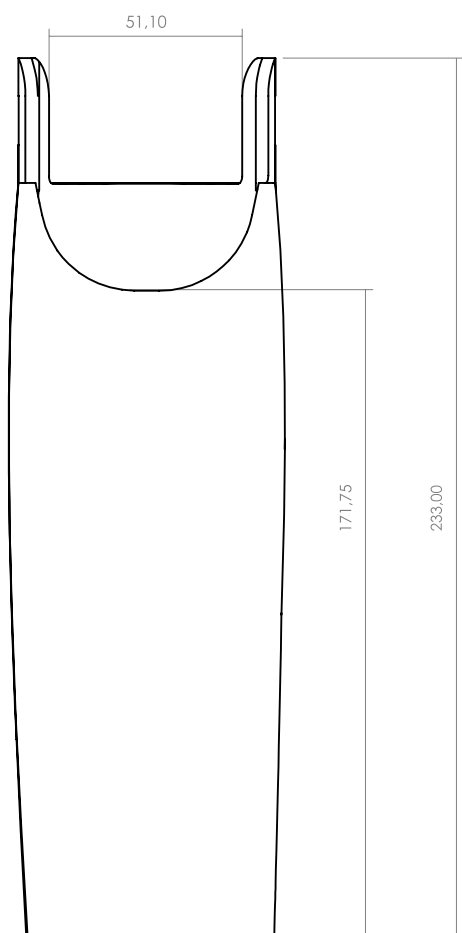
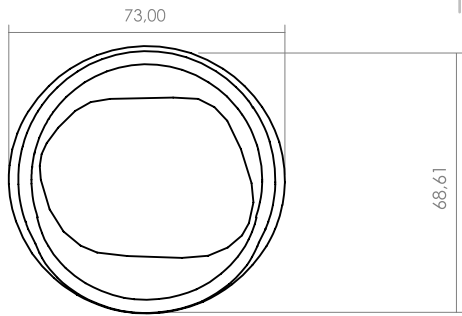
D

C

C

B

B



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:  
 DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS  
 SURFACE FINISH:  
 TOLERANCES:  
 LINEAR:  
 ANGULAR:

FINISH:

DEBURR AND  
 BREAK SHARP  
 EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					

TITLE:

DWG NO. **Antebraço**

SCALE: 1:2

SHEET 1 OF 1

MATERIAL:

WEIGHT:

A4

4

3

2

1

A

A

4

3

2

1

F

F

E

E

D

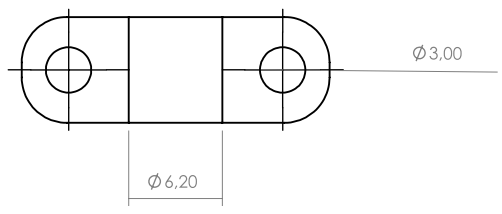
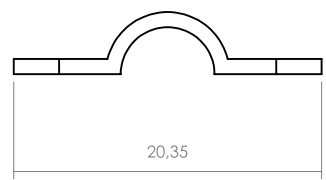
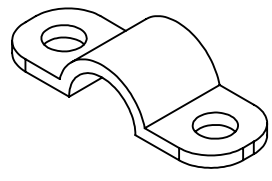
D

C

C

B

B



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:  
 DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS  
 SURFACE FINISH:  
 TOLERANCES:  
 LINEAR:  
 ANGULAR:

FINISH:

DEBURR AND  
 BREAK SHARP  
 EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					

TITLE:

DWG NO. componente de fixação da proteção do cabo de controlo do cotovelo

A4

SCALE:2:1

SHEET 1 OF 1

4

3

2

1

A

A

4

3

2

1

F

F

E

E

D

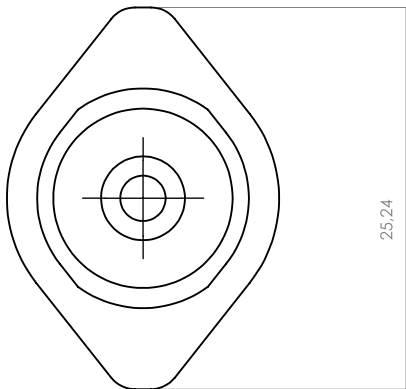
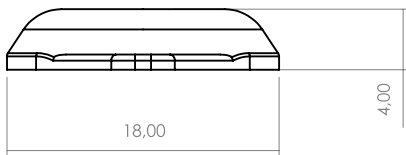
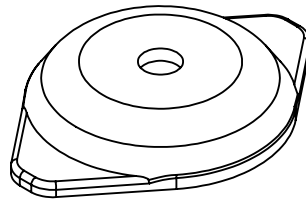
D

C

C

B

B



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:  
 DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS  
 SURFACE FINISH:  
 TOLERANCES:  
 LINEAR:  
 ANGULAR:

FINISH:

DEBURR AND  
 BREAK SHARP  
 EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					

TITLE:

DWG NO. componente de fixação da proteção do cabo de controlo do dispositivo terminal

A4

SCALE:2:1

SHEET 1 OF 1

4

3

2

1

A

A



## Anexo 4.

# Tipologias de Arnês para Amputações Transradiais

Este anexo reflete sobre a análise de Pursley, 1955, acerca das tipologias de arnês utilizadas para próteses abaixo do cotovelo.

O autor afirma que em casos de amputação abaixo do cotovelo, a única função que requer de substituição é a preensão, visto que o amputado manteve o seu cotovelo natural. É então, relativamente fácil conseguir um arnês adequado às suas necessidades, desde que se certifique que o arnês garanta os três movimentos essenciais para manipulação da prótese: a flexão do braço no lado amputado, a depressão do ombro do lado amputado e abdução escapular. Estes três movimentos, podem ser utilizados isoladamente ou combinados dependendo da vontade do utilizador e de onde pretende que o dispositivo terminal opere.

Utilizando qualquer um dos três movimentos referidos acima, e conjugando-o com o sistema de transmissão de Bowden, referido no capítulo II, no subtópico *Próteses Mecânicas*, destacam-se dois tipos de arnês para um coto de comprimento médio numa amputação transradial.

### ***Arnês de Figura Oito***

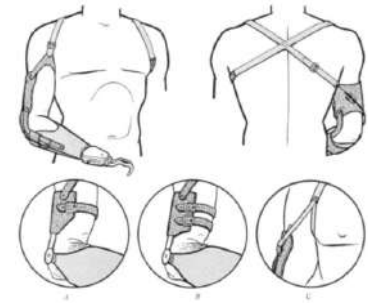
O primeiro é conhecido por arnês de figura oito, caracteriza-se pela sua recorrente utilização em amputações unilaterais abaixo do cotovelo, uma vez que é um arnês relativamente fácil de ser bem-sucedido. A axila do membro sem amputação funciona como uma âncora que possibilita a ocorrência de movimento relativo. A figura 116 mostra a fixação do arnês ao corpo do utilizador, como se pode observar esta é composta por uma liga que passa por cima do ombro, no intervalo do peitoral do lado amputado, e fixa-se a uma outra liga, formando um "Y" invertido que circunda o tríceps e por sua vez suporta as dobradiças que permitem o movimento do cotovelo.

A vista posterior da imagem evidência o sistema de transmissão de forças referido anteriormente e mostra que devem ser evitadas curvas acentuadas e curvas de raios reduzido. Deve-se, também, ter em conta o sistema de transmissão e o sistema de suspensão da prótese, que devem ser bem estruturados e ajustados para darem ao utilizador o conforto necessário e, possibilitarem um suporte de carga adequado sem interferir na estabilidade da prótese, ou seja, sem causar deslocamento do membro artificial.

O arnês deve ser acolchoado na sua superfície inferior, onde assenta a axila. O cabo de controlo da prótese é ajustado de forma a não entrar em contacto com as costas do paciente. Deve ser garantido que quando o utilizador executa o movimento de excursão máxima, a cruz que o arnês forma no seu lado posterior assenta nas vertebrae cervicais do paciente. Este não se deve desviar mais do que aproximadamente dois centímetros do centro da coluna vertebral em direção ao lado não amputado.

Devido à simplicidade do arnês de figura oito, normalmente pequenos desvios não são considerados sérios ou prejudiciais à utilização do mesmo. Por vezes pode mesmo haver exceções na colocação da cruz, caso se justifique e para melhorar o conforto do utilizador.

O arnês de figura oito é facilmente bem-sucedido entre pacientes com amputações abaixo do cotovelo com atividades consideradas normais, uma vez que é de construção fácil e tem baixo risco de erro, sendo funcional e confortável na maioria dos casos.



**Figura 116** – Arnês de figura oito para amputações abaixo do cotovelo (Pursley, 1955).

### **Arnês de Cinta Torácica**

A segunda tipologia de arnês, conhecida como arnês de cinta torácica, foi desenvolvida para casos em que o utilizador executa atividades consideradas pesadas no seu quotidiano, tendo capacidade para suportar aproximadamente vinte e dois quilos e meio (22,5kg). É ideal para amputados que trabalham no meio agrícola, por exemplo.

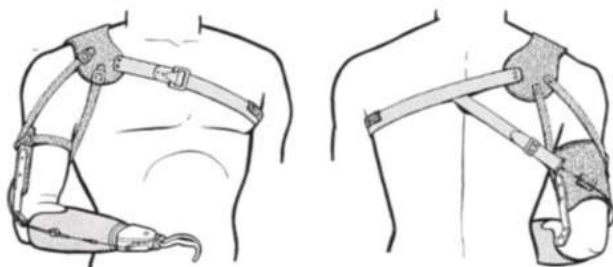
Na figura 117 observa-se os três elementos que compõem este arnês: a cinta torácica que une o arnês ao corpo do utilizador; a sela de ombro, que serve de âncora de movimento e sustenta a prótese e a alça de controlo que possibilita a manipulação do dispositivo terminal.

A sela de ombro suspende a prótese através de ligas de couro com origem na parte posterior da sela, que passam por D-rings na manga em couro, que ajudam a fixar a prótese ao braço do utilizador, e que se fixam na parte frontal da sela de ombro. A adição da sela de ombro melhorou consideravelmente a capacidade de carga e o conforto do utilizador em comparação com o arnês de figura oito.

A maior desvantagem deste arnês está relacionada com a falta de uma âncora de movimento efetiva. A sela de ombro serve o propósito para esta ação, no entanto nem o movimento de abdução escapular nem o movimento de flexão do lado não amputado, podem ser utilizados como fonte de excursão de reserva.

Uma vantagem deste arnês é a distribuição do peso da prótese, neste ponto o arnês de cinta torácica é relativamente melhor que a do arnês de figura oito, devido ao posicionamento dos diferentes componentes do arnês. Tendo quatro pontos de apoio na sela de ombro e dois na manga do braço.

A alça de controlo da prótese conecta-se à cinta torácica e utiliza a flexão do braço e a abdução escapular do lado amputado para manipular o dispositivo terminal. Outra vantagem deste sistema de fixação é o atenuar do desconforto causado no ombro do braço amputado e na axila oposta à amputação, visto que as cargas se encontram distribuídas uniformemente.



**Figura 117** – Arnês de cinta torácica para amputações abaixo do cotovelo (Pursley, 1955).

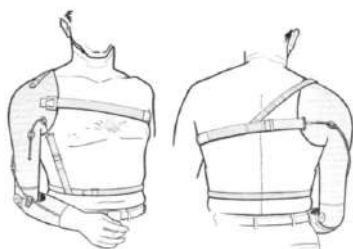
## Anexo 5. Tipologias de Arnês para Amputações da Desarticulação do Ombro

Este anexo reflete sobre a análise de Pursley (1955) acerca das tipologias de arnês utilizadas para próteses da desarticulação do ombro.

Adequar a funcionalidade necessária em arneses para próteses de desarticulação do ombro é bastante complicado, devido à falta de uma fonte de controlo que é geralmente assumida pela movimentação do úmero. Com a ausência de membro residual não é possível providenciar movimentos voluntários satisfatórios.

Houve necessidade de arranjar uma alternativa para a extensão do braço, movimento responsável por operar o bloqueio/desbloqueio da articulação do cotovelo numa prótese transumeral.

A solução encontrada utiliza a mão natural do paciente para bloquear/desbloquear a articulação do cotovelo, ou, em alternativa, outra parte do corpo do utilizador que geralmente não está diretamente ligada ao movimento do braço, como por exemplo determinados movimentos executados pela cabeça ou pelos ombros. Permitindo que não seja necessário interromper atividades em que as duas mãos trabalham em simultâneo.



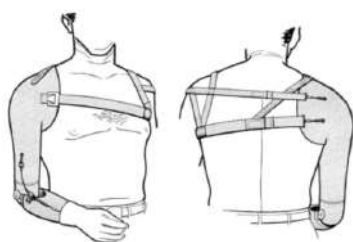
**Figura 118** – Arnês de desarticulação do ombro com recurso a abdução escapular para executar duplo controlo; bloqueio do cotovelo operado pela elevação do ombro do lado amputado (Pursley, 1955).

Quando Pursley descreve quatro alternativas satisfatórias de arneses que podem ser utilizados por homens e duas para mulheres. Para o género masculino, existem três arneses com sistemas de controlo duplo, e um quarto arnês de controlo triplo. Para o género feminino existem duas alternativas de arnês e ambas utilizam o chamado controlo duplo.

### **Arneses utilizados em Próteses de Desarticulação do Ombro para Homens**

*O arnês de controlo duplo com elevação do ombro para bloqueio do cotovelo* (figura 118) é, dos quatro exemplos referidos acima, um dos mais utilizados. Recorre a abdução escapular para a flexão do antebraço e a manipulação do dispositivo terminal; e à elevação do ombro do lado amputado para fazer o bloqueio/desbloqueio da articulação do cotovelo. A maior vantagem deste arnês é o facto de o arnês necessitar de menos tirantes, em relação aos restantes, para garantir os três controlos fundamentais.

*O arnês de controlo duplo com flexão do ombro oposto para bloqueio do cotovelo* utiliza o controlo duplo da mesma forma que o exemplo anterior, mas o bloqueio do cotovelo é feito com rotação dianteira do ombro do lado oposto à amputação (figura 119). Embora o sistema utilizado neste arnês elimine a necessidade de um tirante na cintura do utilizador, torna-se complexo ao redor dos ombros. O cabo de retorno do movimento de extensão está ligado ao cabo de controlo do cotovelo, próximo ao ponto de estabilização posterior na manga de ombro. A principal desvantagem deste arnês relaciona-se com a possibilidade de um bloqueio/desbloqueio inadequado durante a flexão do antebraço ou durante a manipulação do dispositivo terminal.



**Figura 119** – Arnês de desarticulação do ombro com recurso a abdução escapular para executar duplo controlo; bloqueio do cotovelo operado pela flexão do ombro do lado oposto à amputação (Pursley, 1955).



O *arnês de controlo duplo com extensão do ombro para bloqueio do cotovelo* (figura 120) utiliza como nos casos acima a abdução da escapula para o controlo duplo, enquanto que o bloqueio/desbloqueio do cotovelo é feito com a extensão do ombro do lado amputado. A manipulação da prótese inicia-se com o antebraço distendido. É feita abdução da escapula para produzir flexão no antebraço, mantendo a tensão necessária nos cabos até o antebraço estar na posição desejada. De seguida, o amputado estende o ombro do lado amputado para bloquear o cotovelo. Simultaneamente, e caso pretenda, o amputado poderá usar a abdução da escapula para controlar o dispositivo terminal da prótese.

Este arnês é geralmente mais bem-sucedido em amputados que tenham mantido o pescoço umeral. Amputados sem o pescoço umeral mostram dificuldade em coordenar os dois movimentos corporais referidos acima. As vantagens deste arnês estão na eliminação da correia na cintura do utilizador e do laço formado pelos dois arneses referidos anteriormente em torno do ombro não amputado.

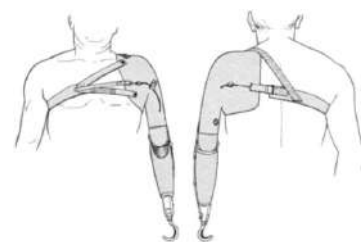
No *arnês de controlo triplo* (figura 121), tal como no arnês de triplo controlo para próteses transmerais, as três funções essenciais são estimuladas por três fontes diferentes. O conjunto padrão de movimentos com maior taxa de sucesso utilizam abdução escapular para fletir o antebraço protético, o encolher do ombro oposto à amputação para operar o dispositivo terminal e elevação do ombro do lado amputado para controlar o bloqueio do cotovelo. Apesar deste arnês requerer de maior arreamento que os exemplos anteriores, oferece vantagens que os restantes não oferecem, como por exemplo a separação da manipulação do dispositivo terminal do movimento de flexão do antebraço.

#### Arneses utilizados em Próteses de Desarticulação do Ombro para Mulheres

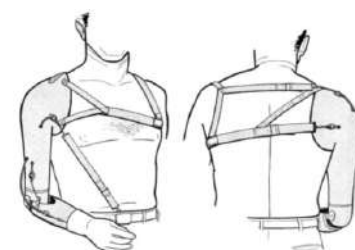
Uma vez que os quatro arneses anteriores utilizam uma sela sobre o tronco, nenhum deles é uma solução viável para mulheres. Assim, ambas as soluções disponíveis para o género feminino foram desenvolvidas sobre um sutiã e o método encontrado para ser possível substituir definitivamente a sela foi utilizar um material robusto para o produzir. O movimento de abdução escapular, tal como nos exemplos de controlo duplo para o género masculino, providencia flexão do antebraço e manipulação do dispositivo terminal, enquanto que o movimento de elevação do ombro possibilita bloqueio do cotovelo.

Como se pode observar na figura 122, a manga de suspensão da prótese foi projetada para na parte frontal, abaixo do seio do lado amputado, fornecer um ponto de ancoragem (B) ao qual a correia que passa pelo diafragma está ligada. Uma correia de suspensão elástica é fixa ao topo da manga de suspensão em A, a qual passa diagonalmente pelas costas e é fixa à correia do diafragma em C, direcionada ao lado não amputado da coluna vertebral. De modo a facilitar a higienização, o arnês tem uma fivela de ajuste (D) e um clipe de desconexão (E).

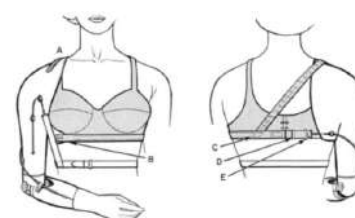
Um problema encontrado no design do arnês visível na figura 122, relaciona-se com a falta de uma estabilidade adequada quando a utilizadora deste arnês tem seios relativamente pequenos. Consequentemente ao executar o movimento de controlo duplo o sutiã gira sobre o peito. Quando esse problema prevalece deve-se proceder à alteração mostrada na figura 123, onde o sutiã tem a única função de fornecer suspensão da prótese e o laço formado pelo arnês em torno do ombro não amputado é responsável por executar o controlo duplo (PURSLEY, 1955)



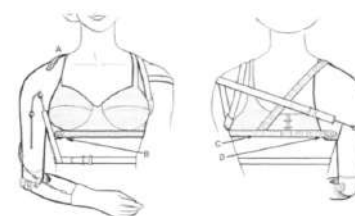
**Figura 120** – Arnês de desarticulação do ombro com recurso a abdução escapular para executar duplo controlo; bloqueio do cotovelo operado pela extensão do ombro do lado amputado. A cinta torácica tem uma terminação biforcada para se fixar à manga de suspensão da prótese (Pursley, 1955).



**Figura 121** – Arnês de desarticulação do ombro com recurso a controlo triplo. Abdução escapular para flexão do antebraço; o ombro do lado não amputado opera o dispositivo terminal e a elevação do ombro amputado opera o bloqueio do cotovelo (Pursley, 1955).



**Figura 122** – Arnês para mulheres com amputação na desarticulação do ombro. Confecionado a partir de um sutiã mas separável da manga de suspensão para higienização. Utiliza abdução escapular para controlo duplo e elevação do ombro do lado amputado para bloquear o cotovelo (Pursley, 1955).



**Figura 123** – Alternativa ao arnês da figura 67. O laço de axila providencia o duplo controlo, enquanto que o bloqueio do cotovelo é feito pela elevação do ombro amputado (Pursley, 1955).

## Anexo 6. Tamanhos standard para desenvolvimento do arnês

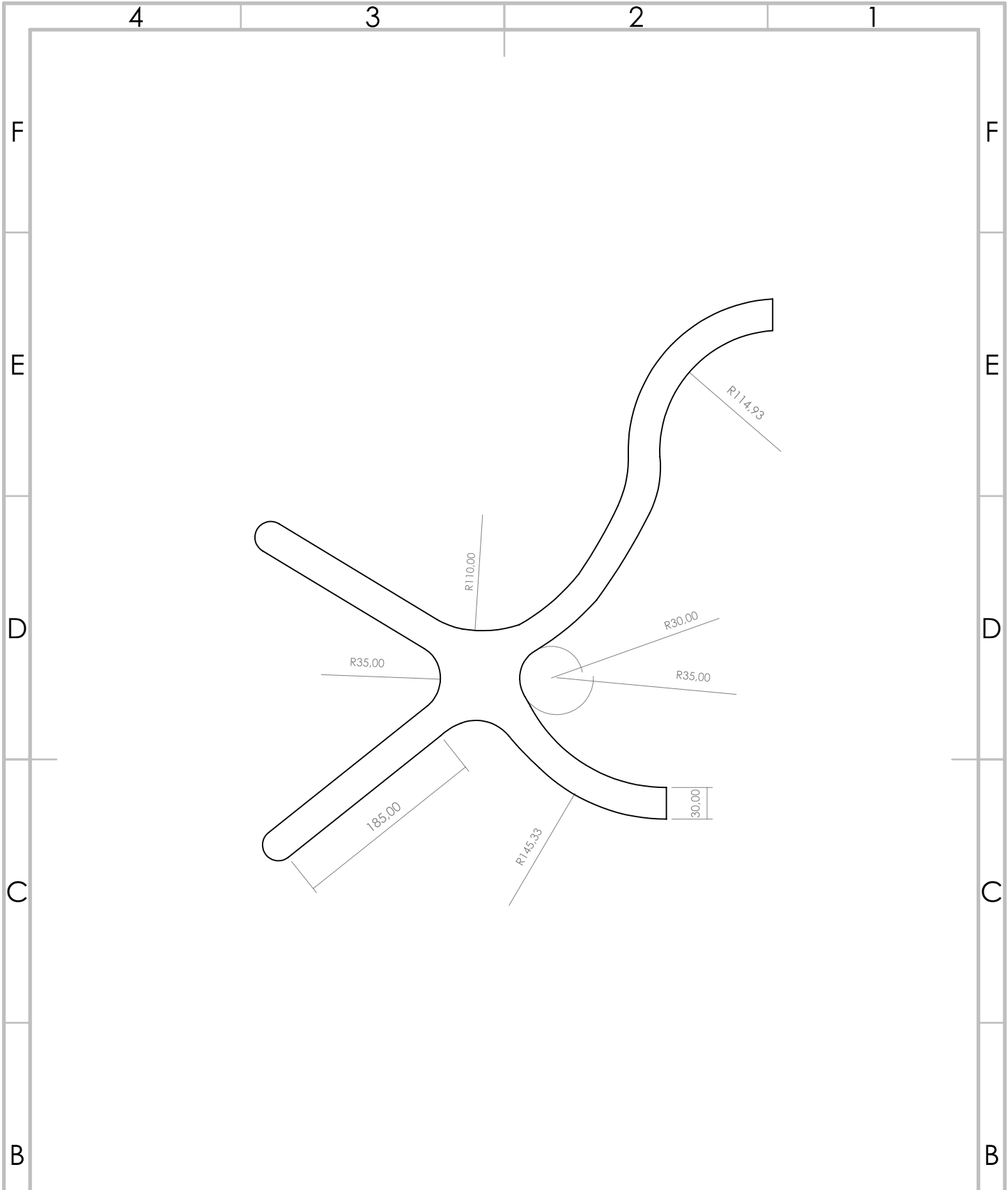
tamanho	pescoço	peito
XS	n/d	80 - 84
S	n/d	85 - 89
M	n/d	90 - 94
L	n/d	95 - 99
XL	n/d	100 - 105
2XL	n/d	106 - 111
3XL	n/d	112 - 117

**Tabela 19** – Tamanhos standard referentes ao género feminino  
(The Essential Size Guide: Getting the Best Fit | EziBuy, n.d.).

tamanho	pescoço	peito
S	36	91 - 95
M	37	96 - 100
L	38	101 - 106
XL	39	107 - 112
2XL	40	113 - 118
3XL	41	119 - 124
4XL	42	125 - 130

**Tabela 19** – Tamanhos standard referentes ao género masculino  
(Menswear Size Charts | Southcape & Next Fit Guide | EziBuy, n.d.).

**Anexo 7.**  
**Desenhos Técnicos de**  
**Referência para Produção**  
**do Arnês**



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:  
 DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS  
 SURFACE FINISH:  
 TOLERANCES:  
 LINEAR:  
 ANGULAR:

FINISH:

DEBURR AND  
 BREAK SHARP  
 EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					

TITLE:

MATERIAL:

DWG NO. **arnes - parte 1**

A4

WEIGHT:

SCALE:1:10

SHEET 1 OF 1





4

3

2

1

F

F

E

E

D

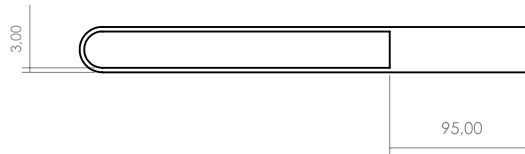
D

C

C

B

B



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:  
 DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS  
 SURFACE FINISH:  
 TOLERANCES:  
 LINEAR:  
 ANGULAR:

FINISH:

DEBURR AND  
 BREAK SHARP  
 EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					

TITLE:

MATERIAL:

WEIGHT:

DWG NO. tirante de soporte lateral - parte 2

SCALE: 1:5

SHEET 1 OF 1

A4

4

3

2

1

A

A





4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

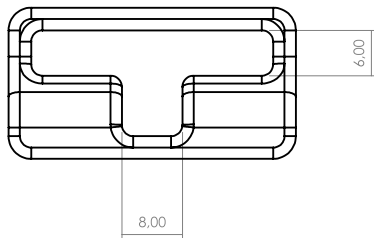
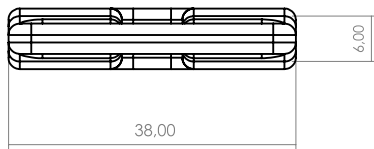
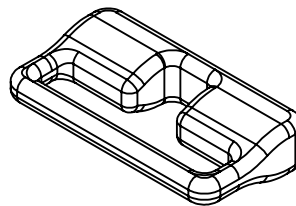
C

B

B

A

A



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:  
 DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS  
 SURFACE FINISH:  
 TOLERANCES:  
 LINEAR:  
 ANGULAR:

FINISH:

DEBURR AND  
 BREAK SHARP  
 EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					

TITLE:

MATERIAL:

DWG NO.

aplique de alojamento dos cabos de  
 controlo da prótese

A4

WEIGHT:

SCALE:1:1

SHEET 1 OF 1

4

3

2

1