



Desenvolvimento e controlo eletromiográfico de uma prótese de mão usando tecnologia de impressão 3D

Jéssica Carina Pinto Fonseca - 35505

Orientador:

Prof. Doutor João Paulo Coelho

Bragança

2020-2021



Desenvolvimento e controlo eletromiográfico de uma prótese de mão usando tecnologia de impressão 3D

Jéssica Carina Pinto Fonseca - 35505

Orientador:

Prof. Doutor João Paulo Coelho

Bragança

2020-2021

Resumo

Numa sociedade (ainda) padronizada, onde as diferenças muitas vezes se tornam sinónimos de marginalização e discriminação existem ações e questões que necessitam de uma abordagem cuidada. A motivação desta investigação foi essencialmente proporcionar uma solução para crianças que possuem uma redução/ausência de membros superiores. O conhecimento das características motoras, neuronais e músculo-esqueléticas da mão é o passo que permite progredir com a investigação. Sendo um dos membros mais expostos e utilizados pelo corpo humano, apresenta uma extrema mobilidade, onde a sua ausência não só causa limitação física como também consequências no fórum psicológico (motivadas pela deformação estética, pela limitação funcional e também pelas dificuldades na sua integração social). É essencial visar o papel das impressoras 3D no âmbito da reabilitação, mais especificamente na conceção de próteses personalizadas, rápidas e de baixo custo. Do ponto de vista prático desta investigação, a prótese foi desenhada no software Solidworks 2019 e impressa numa impressora 3D, obtendo assim a prótese. Para possibilitar o movimento e os requisitos funcionais da prótese, são utilizados atuadores. Este material foi selecionado tendo em atenção características como, menor tamanho e por terem acoplado um redutor, com funcionalidades de redução da velocidade e aumento do binário. A aquisição dos sinais elétricos gerados pelos músculos, proporcionou-se pela utilização de três elétrodos, posicionados na superfície da pele do voluntário. Estes são designados de sinais mioelétricos. Após a interpretação do sinal é possível simular o movimento de abertura e fecho das articulações do dedo, através de atuadores.

Ao desenvolver um dispositivo protético impresso em 3D, metodicamente desenvolvido e com controlo mioelétrico, o impacto clínico e social sofre uma alteração melhorada.

As crianças com deficiências motoras, nos membros superiores, podem assim usufruir de uma projeção, impressão e encaixe de mãos protéticas à distância e economicamente sustentáveis.

Palavras-chave: Sinais mioelétricos; Prótese; Impressora 3D; Eléttodos

Abstract

In a (still) standardized society, the "differences" are often synonymous of marginalization and discrimination and in consequence there are actions and issues that require a careful approach. The trigger of this investigation was essentially to provide a solution for children who have a reduction / absence of higher limbs. To progress with this investigation is essentially the knowledge of the motor, neural and musculoskeletal hand's characteristics. The human's hand is one of the most exposed members of an individual. It is described by its mobility and functionality. When absent, it can cause psychological damage (Examples of motives of this adversity are the aesthetic deformation, elimination functional and even a hard time in society inclusion). The 3D printing offers an improvement of personalized, fast, and low-cost solutions. From the practical point of view: the prosthesis was designed in SolidWorks 2019 software and printed on a 3D printer. They were used electrical actuators to enable the movement and the functional requirements of the prosthesis. This material was selected considering certain characteristics, such as smaller size and for having a gearbox attached, with features as speed reduction and torque increases. To require the electrical signals generated by the muscles, it was utilized three electrodes on the volunteer's skin. Those are electromyographic signals. After capturing the signal, it is possible to simulate the opening and closing movement of finger joints, through the actuators.

When developing a methodically prosthetic 3D printed device with myoelectric control, the clinical and social impact undergoes an improved alteration. Children with motor disabilities in the upper limbs can thus enjoy of a projection, impression, fitting and economically sustainable hand's prosthesis.

Keywords: Myoelectric Signals; Prosthesis; 3D printing; Eletrodes

Agradecimentos

Gostaria de expressar o meu contentamento e agradecimento a todos os que tornaram possível o sucesso deste estudo. Em primeiro lugar, ao meu orientador Professor Doutor João Paulo Coelho pela dedicação, pelo apoio ao longo do trabalho.

Gostaria de agradecer a minha família em especial aos meus pais, eles que são o meu porto seguro, por sempre me encorajarem a ultrapassar barreiras, e por nunca desistirem de mim, pela educação e pelo amor partilhado.

E por último, aos meus amigos Inês Sena, João Carlos, Rui Cunha que sempre permaneceram fiéis e incansáveis em todas as horas. Em especial a minha amiga Cristina Pinto, que sempre demonstrou que não são apenas os laços de sangue que formam uma família, obrigada pelo incentivo, motivação, e apoio incondicional.

Conteúdo

Resumo	v
Abstract	vii
Agradecimentos	ix
1 Introdução	1
1.1 Objetivos	2
1.2 Estrutura da dissertação	3
2 Fundamentos teóricos	5
2.1 Anatomia da mão	6
2.1.1 Sistema esquelético	6
2.1.2 Sistema muscular	8
2.1.3 Sistema neuronal	9
2.1.4 Articulações	11
2.2 Biomecânica da mão	12
2.3 Amputação	15
2.3.1 Níveis de Amputação	16
2.4 Classificação das próteses	17
2.4.1 Próteses Mioelétricas	19
2.5 Sinais mioelétricos	19
2.5.1 Controlo Mioelétrico	20

2.6	Comentários finais	22
3	Descrição e modelação da prótese	25
3.1	Eléctrodos e AD8232	25
3.2	Arduíno	27
3.3	Ponte H e atuadores	27
3.4	Circuito eléctrico	29
3.5	Protótipo Final	29
3.6	Código de controlo	31
3.7	Comentários Finais	31
4	Resultados	33
4.1	Protótipo final	33
4.2	Aquisição de sinais mioeléctricos	34
5	Conclusões e trabalhos futuros	43
A	Documentação Gráfica	A1

Lista de Tabelas

2.1	Características funcionais dos músculos.	8
2.2	Próteses Estáticas e Próteses Funcionais.	18
2.3	Eléttodos invasivos e de superfície.	21
3.1	Descrição dos pinos da Ponte H.	28
3.2	Especificações dos atuadores.	28
4.1	Dados antropométricos dos voluntários.	35

Lista de Figuras

2.1	Sistema esquelético da mão [3].	7
2.2	Estrutura do neurônio [7].	10
2.3	Fenda sináptica [8].	10
2.4	Articulações da mão [11].	11
2.5	Mão em posição de repouso [12].	12
2.6	Sistema esquelético em forma de arco [13].	12
2.7	Movimentos da mão [11].	14
2.8	Níveis de amputação [16].	16
2.9	Classificação das próteses.	17
2.10	Posicionamento dos elétrodos.	22
3.1	AD8232 e elétrodos.	26
3.2	Posicionamento dos elétrodos a) elétrodos no ventre do músculo b) elétrodo de referência.	26
3.3	Arduíno UNO [24].	27
3.4	Atuadores e engrenagens utilizadas, em a) e b) respectivamente.	28
3.5	Circuito elétrico.	29
3.6	Processo de montagem.	30
3.7	Simulação do protótipo.	30
4.1	Montagem final.	34
4.2	Protótipo a) movimento de extensão b) movimento de flexão.	34

4.3	Movimentos analisados, a) mão em repouso, b) movimento de extensão do dedo, c) movimento de flexão do dedo.	36
4.4	Algoritmo utilizado para a extração dos sinais mioelétricos.	37
4.5	Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário A, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.	37
4.6	Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário B, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.	38
4.7	Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário C, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.	38
4.8	Algoritmo do moving average.	39
4.9	Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário A, com filtro, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.	39
4.10	Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário B, com filtro, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.	40
4.11	Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário C, com filtro, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.	40
A.1	Falange Distal	A2
A.2	Falange Media inferior	A3
A.3	Falange Media superior	A4
A.4	Falange Proximal inferior	A5
A.5	Falange Proximal superior	A6

Acrônimos

Ag-AgCl - Prata-Cloreto de prata

MCF - Metacarpofalângicas

IF - Interfalangicas

CMC - Carpometacarpais

EMG - Eletromiografia

CAD - Computer Aided Design

IPB - Instituto Politécnico de Bragança

Capítulo 1

Introdução

Apesar de que cada ser humano ser único, ao apresentarem características não tidas como habituais e ao desalinharem um padrão, são alvos fáceis de olhares e palavras discriminatórias que prejudicam a saúde psicológica da pessoa atingida.

Nesta investigação abordam-se as crianças que, por malformação congénita, por amputação ou por incapacidades motoras, apresentam um membro superior ausente.

Uma das formas de responder a esta questão é a aceitação, tal como referido anteriormente os indivíduos são seres únicos. Outra forma de resposta é a implantação de uma prótese que viabilize o funcionamento motor.

Torna-se assim importante distinguir as próteses puramente cosméticas e as próteses funcionais. Enquanto que as primeiras são apresentadas e aplicadas com efeito apenas visual e de preenchimento da ausência de um membro, as segundas são deveras mais importantes. Estas permitem efetuar as tarefas básicas diárias e até mesmo tarefas mais complexas.

Dois dos problemas que inviabilizam a utilização das próteses é o acesso e a disponibilidade. As próteses não são propriamente baratas e os apoios financeiros muitas vezes não acompanham os valores necessários. A introdução da impressão 3D pretende reformular essa situação, ao obter próteses de baixo custo. Além disso, permitem um desenvolvimento personalizado e rápido de próteses. O crescimento constante e o tamanho do membro, a

vertente económica e o desenvolvimento psicossocial exigem avanços que acompanhem as necessidades dos pacientes e permitam melhorar a sua qualidade de vida.

Este trabalho prende-se essencialmente por isso, produzir próteses de baixo custo, através da impressão 3D, para crianças com deficiência no membro superior. A ideia surgiu exatamente com base em suprir as necessidades motoras e psicológicas das crianças referidas, tornando as próteses acessíveis a todas. Uma pesquisa primordial baseia-se no estudo da biomecânica da mão. O sistema neuronal e o sistema músculo-esquelético exigem um aprofundamento do conhecimento, para uma boa progressão da investigação. Para construir uma prótese impressa numa impressora 3D é necessário conhecer quais os materiais mecânicos e elétricos mais e menos vantajosos e quais as suas características essenciais confirmadas. Com essa parte concluída, projeta-se o desenho tridimensional da prótese em SolidWorks para posteriormente ser enviada para a impressora 3D. Com a prótese e os materiais escolhidos o trabalho está apto a efetuar a montagem do produto final. Para finalizar esta investigação procede-se à elaboração do algoritmo, captação dos sinais mioelétricos e finalmente aos ensaios. Este último é o culminar que determina o sucesso do trabalho e quais os pontos (ainda) a melhorar.

1.1 Objetivos

O principal objetivo desta dissertação consiste em desenvolver uma prótese para crianças. Assim para obter o esqueleto da prótese, é utilizado o SolidWorks (para projetar o desenho em 3D) e a impressora 3D (para obter a prótese em tamanho real).

A impressão 3D juntamente com a captação e o controlo eletromiográfico originam a prótese. Os requisitos exigidos para a viabilidade desta prótese são, para além da aparência, a sua funcionalidade e o fator económico.

O planeamento do projeto dividiu o objetivo central da dissertação em fases, revelando uma forma mais simples e eficaz da concretização dos mesmos. Estas fases consistem em:

- Estudo e compreensão anatomia e biomecânica da mão.

- Estudo sobre próteses mioelétricas e aquisição do sinal mioelétrico.
- Modelação da prótese com o software SolidWorks.
- Conceção do protótipo por impressão 3D.
- Estudo dos materiais utilizados.
- Montagem do protótipo, e do circuito elétrico.
- Aquisição dos sinais mioelétricos.

1.2 Estrutura da dissertação

A presente dissertação é composta por cinco capítulos. Para um melhor enquadramento do objeto de estudo é permitido dividir entre componente teórica, exposta no Capítulo 1, Capítulo 2 e o Capítulo 3, e componente prática, referente ao Capítulo 4.

O presente capítulo denota todas as parcelas introdutivas e que levaram ao início desta pesquisa. O caráter e inclusão social das crianças com membros reduzidos, assim como a sua afetação na vida psicológica e motora impulsionou a procura de métodos e soluções acessíveis. São ainda referenciados os passos que possibilitam os objetivos do trabalho.

O Capítulo 2 sublinha os princípios fundamentais teóricos associados à anatomia e à biomecânica da mão. A sua composição músculo-esquelética, o controlo neuronal, estrutura articular e o estudo dos movimentos são sistemas e características que exigem um conhecimento aprofundado. É através destes que se saberá quais os melhores materiais assim como o controlo que a mão terá. Este capítulo descreve ainda os níveis de amputação existentes, assim como classifica as próteses de membro superior. Tendo em conta a progressão deste trabalho, especifica-se nas próteses mioelétricas. Por fim centra-se nos sinais e sua respetiva captação e controlo mioelétrico.

O Capítulo 3 rege-se pela seleção das ferramentas a utilizar no projeto. São tidos vários pontos limitantes na escolha do material, tal como o tamanho, a velocidade e o binário. Os atuadores são componentes que apresentam as características fundamentais.

São também descritos no Capítulo 3 o circuito elétrico e o protótipo desenhado em SolidWork é desenhado o esqueleto protético e posteriormente, enviado para ser impresso na impressora 3D, com intuito de obter um protótipo mais barato, personalizado e com rápido fabrico.

Após uma longa pesquisa, o trabalho prático é realizado e os resultados são apresentados no Capítulo 4. São evidenciados todos os passos até o produto final. Referencia-se a montagem final, e a aquisição dos sinais mioelétricos dos voluntários. Este último estará então disponível para os ensaios e comprovar, se de facto, é propícia a sua utilização.

Por último, o Capítulo 5 é exatamente o capítulo que apresenta as considerações finais retiradas de toda a investigação, quais os pontos a melhorar e inclui algumas perspectivas de trabalho futuro.

Capítulo 2

Fundamentos teóricos

É através do conhecimento anatômico e fisiológico do sistema esquelético, muscular e nervoso dos membros superiores do corpo humano que se torna possível o dimensionamento dos elementos constituintes de uma prótese. É fundamental a introdução das referidas noções na obtenção de uma melhor compreensão e modelação da prótese mioelétrica. A biomecânica apresenta os conceitos relativos à familiarização das características e da realização de movimentos o mais próximo do real.

As próteses são componentes utilizados, para substituir a perda de um membro amputado. Não só com o intuito funcional e motor, mas também para motivar à reabilitação e o aumento da autoestima. A escolha de uma prótese deve ser baseada nas capacidades funcionais e necessidades do paciente, para que assim seja possível superar as dificuldades impostas pela amputação. Tem assim como objetivo oferecer ao paciente a máxima independência funcional.

Para uma melhor compreensão do tema, no presente capítulo são apresentados vários conceitos relacionados com a mão humana. A Seção 2.1 descreve a anatomia da mão, a sua composição músculo-esquelética, o controlo neuronal e a estrutura articular. Na Seção 2.2 são apresentados fundamentos relacionados com a biomecânica da mão. Desde a forma como atua, até múltiplos movimentos que efetuam. É de extrema importância averiguar esses conceitos para uma ótima representação e desenvolvimento da prótese mioelétrica.

Antes de falar sobre as próteses é importante começar pelo conceito de amputação e respetivos níveis de amputação, como é descrito na Seção 2.3. Na Seção 2.4 descreve a classificação das próteses. Por fim na Seção 2.5 relaciona os sinais e o controlo mioelétrico.

2.1 Anatomia da mão

A arquitetura da mão é um exemplo de elegância mecânica, na natureza. Localiza-se na zona mais distal dos membros superiores, precedidos do antebraço e este do braço. De acordo com os estudos de Elkoura (2003) [1]. que afirma que há quatro graus de liberdade em cada dedo: três para extensão e flexão e um para abdução e adução. O polegar humano é o mais complexo de todos com cinco graus de liberdade. A mão possui um sistema esquelético constituído por 27 ossos e um sistema muscular dos mais complexos, conferindo assim uma enorme versatilidade [2].

2.1.1 Sistema esquelético

O sistema esquelético do membro superior pode ser resumido ao úmero (pertencente ao braço), a ulna e ao rádio (pertencentes ao antebraço) e finalmente ao carpo ossos do punho, metacarpos e falanges (pertencente a mão).

O carpo, refere-se a uma zona relativamente curta constituída pelos ossos proximais da mão e pela sua articulação com o antebraço. Na Figura 2.1 pode-se ver o carpo constituído por oito ossos organizados em duas linhas com quatro ossos cada uma. Na linha proximal encontram-se o escafoide, o semilunar, o piramidal e o pisiforme. Na linha distal encontram-se o hamato, capitato, o trapezoide e o trapézio [2].

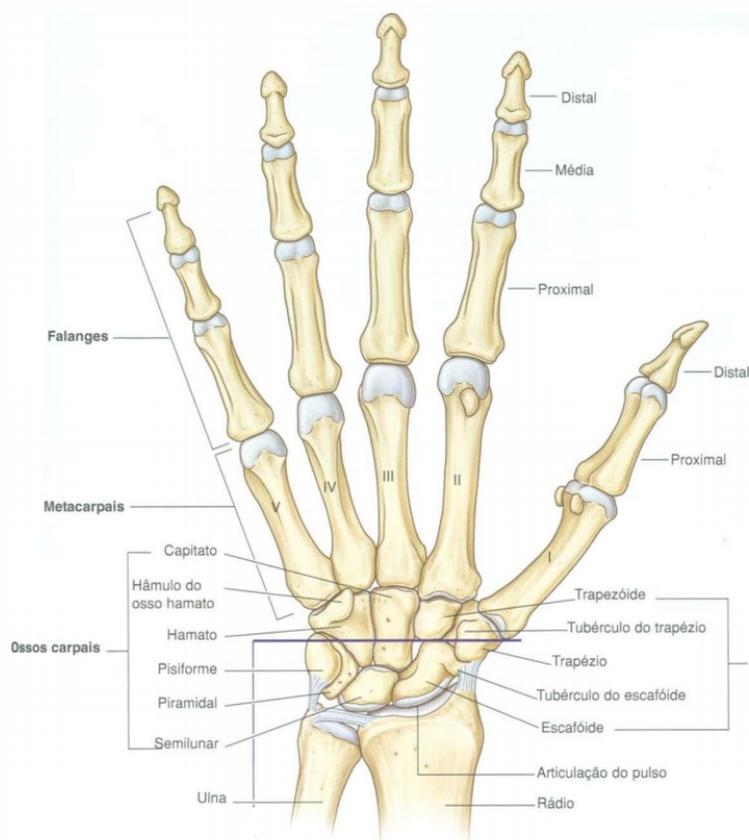


Figura 2.1: Sistema esquelético da mão [3].

Os ossos carpais possuem numerosas superfícies articulares. Todos eles se articulam entre si, sendo que os ossos carpais da linha distal articulam-se com os metacarpos dos dedos. Com a exceção do metacarpo do polegar. As grandes superfícies proximais do escafóide e do semilunar articulam-se com o rádio, para formar a articulação do punho. Cada um dos cinco ossos metacarpos está relacionado com um dedo, o metacarpo I esta relacionado com o polegar, os metacarpos II a V estão relacionados com os dedos indicador, médio, anular e mindinho, respetivamente.

Cada osso do metacarpo tem uma base proximal, um corpo e uma cabeça distal. Todas as bases dos metacarpos articulam-se com os ossos carpos, adicionalmente as bases dos ossos metacarpos articulam-se entre si. Todas as cabeças dos ossos metacarpos articulam-se com as falanges proximais dos dedos. Quando os dedos são fletidos, as cabeças formam

os “nós” dos dedos na face dorsal da mão. A mão é constituída por catorze falanges. O polegar tem duas falanges, uma proximal e uma distal e os restantes dedos têm três, uma proximal, uma média e uma distal [2] [4] [5].

2.1.2 Sistema muscular

A maioria dos movimentos do corpo resultam da contração muscular. O músculo tem quatro características funcionais fundamentais: a contratilidade, a irritabilidade, a extensibilidade e a elasticidade, mencionados na Tabela 2.1, respetivamente.

Contratilidade	Capacidade de contração de um músculo, produzindo uma determinada força
Irritabilidade	Interação do músculo em resposta a um estímulo
Extensibilidade	Conceito atribuído a um músculo estirado em até ao seu comprimento normal em repouso e, em certo grau, para lá desse comprimento
Elasticidade	Permite que após serem estirados, os músculos retornam ao comprimento original em repouso

Tabela 2.1: Características funcionais dos músculos.

Os músculos podem ser classificados como intrínsecos e extrínsecos:

- Os músculos intrínsecos introduzidos na mão, geram movimentos delicados dos dedos. Divididos em três grupos de músculos: grupo tenar (atua no polegar), grupo hipotenar (atua no V dedo) e o grupo intermediário (este age em todas as falanges, exceto no polegar), permitem a flexão/extensão e abdução/adução de cada falange, dando origem a movimentos precisos dos dedos.
- Os músculos extrínsecos existentes, maioritariamente, no antebraço podem dividir-se em grupos anterior e posterior. A maioria dos músculos anteriores são responsáveis pela flexão do punho e dos dedos da mão, enquanto os músculos posteriores, que efetuam a extensão, são maiores e proporcionam força. Estes dividem-se em flexores

e em extensores. A maioria dos flexores tem origem na extremidade distal e medial do úmero, em oposição aos extensores que têm origem na extremidade distal e lateral do úmero. Ambos têm inserção nos ossos do carpo, metacarpo ou falanges.

Cada dedo é enervado por ambos os grupos de músculos, necessitando de uma boa coordenação entre estes para movimentarem a mão adequadamente [2] [4] [6].

2.1.3 Sistema neuronal

O controlo motor dos músculos inicia-se no sistema nervoso central, que pode ser observado através de três estágios, a receção de uma informação, o processamento e a transmissão.

O cérebro é o centro do sistema, recebe constantemente informações do corpo que devem ser processadas e transmitidas. Após a receção de informação em forma de estímulos, o cérebro envia um sinal elétrico pelos neurónios motores, que comunica com os músculos através de funções neuromusculares, gerando força e movimento. Atuando assim, como forma de resposta.

Os neurónios são as células responsáveis pela receção e transmissão dos estímulos do meio, possibilitando ao organismo a execução de respostas adequadas, na interação com o meio ambiente e na manutenção da homeostase corporal. A Figura 2.2 apresenta a estrutura anatómica de um neurónio. Verifica-se que a célula neuronal é composta por três partes: o corpo celular, os dendritos e o axónio. Cada constituinte tem uma função específica.

A Figura 2.2 exhibe, ainda, a origem do impulso nervoso nos dendritos e o envio dos estímulos para o corpo celular. Os dendritos são prolongamentos geralmente muito ramificados, que permitem a receção de informação e o envio de estímulos para o corpo celular. O corpo celular é a porção que contém o citoplasma, núcleo e organelos. Os impulsos nervosos são conduzidos do corpo celular para o axónio. Na extremidade do axónio, as ramificações terminais recebem um impulso nervoso e libertam os denominados neurotransmissores. Estes últimos são substâncias químicas responsáveis pela transmissão de

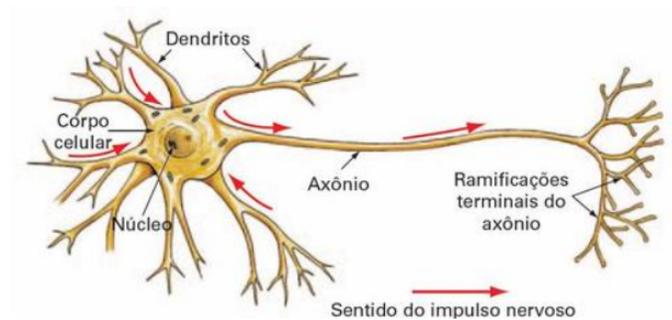


Figura 2.2: Estrutura do neurônio [7].

informação de uma célula neuronal até à célula alvo, durante a sinapse. Por sua vez, a sinapse é um processo eletroquímico, e não físico, de ligação entre uma das ramificações do axônio e o dendrito. Como ilustrado na Figura 2.3, é na fenda sináptica que ocorre a transferência de informação dos neurônios motores até aos complexos alvo de efetuar a resposta. Um exemplo desse desencadeamento de ação é o movimento muscular.

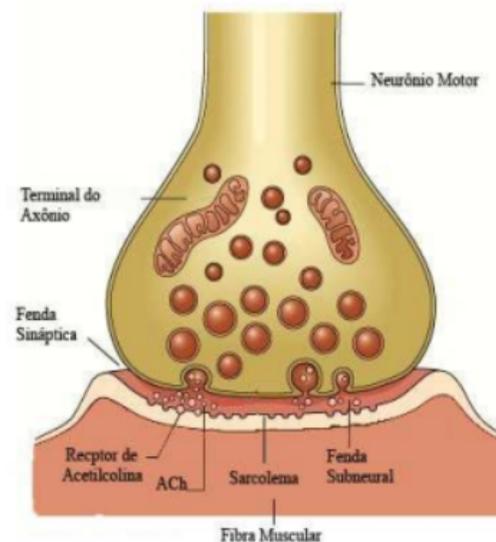


Figura 2.3: Fenda sináptica [8].

Os neurónios motores transmitem os comandos enviados pelo cérebro para as fibras musculares, propiciando a ativação do músculo. Assim a força muscular resulta em movimento [9] [5] [10].

2.1.4 Articulações

A mão apresenta um elevado número de ossos, e por sua vez, um elevado número de articulações. As articulações são as zonas de contacto e de interação entre dois ou mais ossos. São constituídas por estruturas de tecidos moles, como os ligamentos e a cartilagem que recobrem superfícies dos ossos nas zonas de interação, protegendo-os e auxiliando os movimentos. Os ligamentos têm a função de ligar os ossos e garantir estabilidade às articulações. Já os tendões permitem a ligação entre músculos e ossos, de forma a transmitir, a força muscular. A Figura 2.4 mostra as articulações relativas à mão.

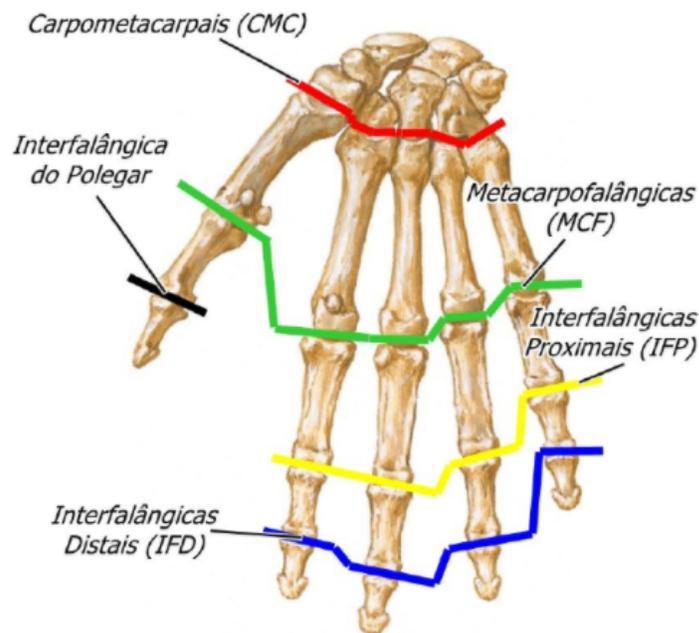


Figura 2.4: Articulações da mão [11].

A movimentação da articulação do pulso necessita da contribuição dos oito ossos do carpo, localiza-se, tal como o próprio nome indica, no pulso e articula a mão com o antebraço. A articulação do punho permite que ocorra, principalmente, abdução, flexão e extensão da mão [2] [5] [9].

2.2 Biomecânica da mão

A biomecânica é o estudo dos movimentos efetuados pelo corpo. O estudo da biomecânica da mão é de extrema importância, devido à sua complexidade. É essencial o reconhecimento das suas funcionalidades e formas de atuação na obtenção de uma replicação protética da mão. No desenvolvimento de uma prótese é importante salientar algumas características da mão, como por exemplo a posição funcional, também conhecida como posição de repouso. É a posição base com os movimentos funcionais mais importantes. A Figura 2.5 ilustra o formato do estado de repouso da mão.



Figura 2.5: Mão em posição de repouso [12].

A disposição da arquitetura óssea apresenta forma de arcos, como mostra a Figura 2.6. Os ossos do carpo, que são firmemente acoplados, formam o arco transversal proximal. Os ossos metacarpais formam o arco transversal distal, devido a sua grande mobilidade. Os metacarpos e falanges formam em conjunto o arco longitudinal. Os movimentos dos arcos transversal distal e longitudinal permitem que a palma da mão se acomode em torno de objetos para agarrá-los.

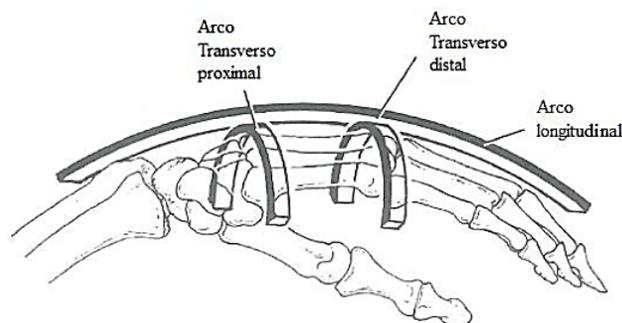


Figura 2.6: Sistema esquelético em forma de arco [13].

Como referido anteriormente, a mão humana destaca-se pela elevada capacidade de execução de tarefas do quotidiano. Não se trata apenas do facto de cada elemento que a compõe conseguir realizar múltiplos movimentos, mas também pela coordenação entre os mesmos. Este notório desempenho é possível devido a duas funcionalidades da mão, a preensão e a apreensão.

- A preensão trata-se da capacidade de manipular um objeto, ou seja, da destreza da mão para se adaptar de acordo com a necessidade. As características mecânicas e estruturais permitem a coordenação dos movimentos variados.
- A apreensão obtém informações do objeto ou meio com que se está a interagir e também da própria mão. Como por exemplo, a posição em que o membro se encontra. A inexistência de apreensão dificultava a certeza de que se estaria a segurar um objeto sem confirmação visual. Ou que o objeto se encontra seguro e não a escorregar. A pele da mão é a principal responsável pela capacidade de apreensão, mas além desta função aferente, ela tem também uma função eferente ao providenciar atrito entre a mão e o objeto.

Os movimentos da mão podem ser definidos como ativos ou passivos, sendo os ativos os movimentos alcançados pelos músculos associados à articulação e os passivos por auxílio externo. Neste sentido, a amplitude do movimento é diferenciada como ativa ou passiva, e quantificada como deslocação angular. Os valores das amplitudes dos movimentos em torno das articulações são medidos através da posição anatômica e podem variar significativamente entre indivíduos.

Como mostra a Figura 2.7, os movimentos podem ser classificados como fletores quando o ângulo realizado por um segmento em relação ao segmento proximal diminui, ou extensores quando ocorre o inverso. Quando a extensão ultrapassa o movimento normal então passa a ser classificada como hiperextensão, é caso disto a hiperextensão dos dedos relativamente à articulação metacarpofalângica. Os movimentos também podem ser classificados como adutores ou abdutores. Um bom exemplo destes é o observado na mão com o

juntar e afastar os dedos, mas também se aplica a mesma terminologia com os membros superiores e inferiores.

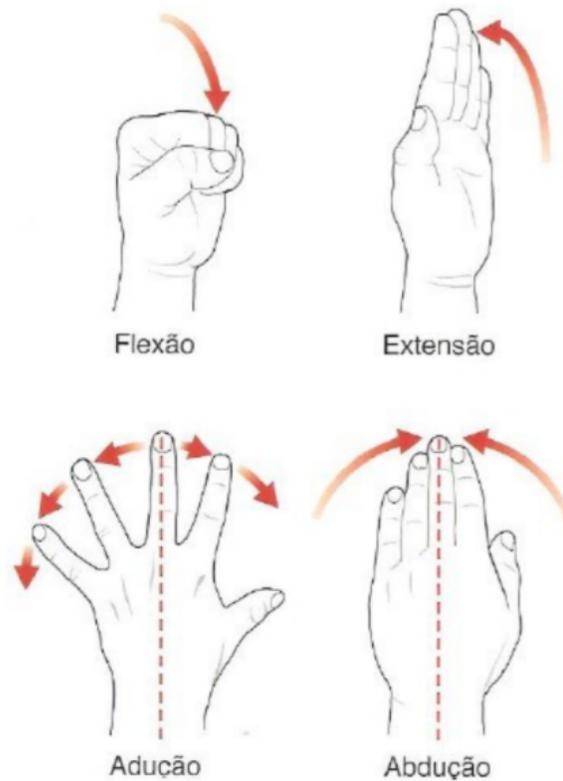


Figura 2.7: Movimentos da mão [11].

As articulações interfalângicas podem ser classificadas como distais ou proximais caso estejam, respectivamente, mais perto da extremidade do dedo ou mais perto do centro da mão. As articulações metacarpofalângicas, permitem movimentos de flexão/extensão e de abdução/adução. Já as articulações interfalângicas executam apenas flexão/extensão. A metacarpofalângica faz a articulação entre os ossos do metacarpo e as falanges proximais, enquanto que a articulações interfalângicas trata da articulação entre as falanges adjacentes, dividindo-se em interfalangeal proximal e distal.

A flexão da metacarpofalângica e da interfalângica faz com que os dedos se aproximem da palma, enquanto que a sua extensão descreve o movimento de afastamento dos dedos da palma da mão. O movimento de afastamento perpendicular do polegar da palma é a abdução, sendo assim, a adução é o movimento oposto. O polegar realiza movimentos mais

complexos do que os outros dígitos e por esta razão este é caracterizado isoladamente. Esta diferenciação deve-se essencialmente à sua estrutura que apresenta mais graus de liberdade e à sua posição que possibilita a execução de um dos movimentos mais importantes da mão, a oposição do polegar aos outros dedos. A flexão do polegar é o movimento efetuado na direção da base do dedo ao longo do plano da palma da mão. Envolve múltiplas articulações: a carpometacarpais, a MCF e a IF. A extensão do polegar trata-se do movimento oposto, que afasta o polegar do dedo II. A abdução e adução do polegar são movimentos semelhantes aos dos outros dedos, pois ocorre igualmente no plano da palma da mão, mas em vez de realizar sobre a articulação MCF ocorre sobre a CMC. Por a adução/abdução decorrer no plano da palma da mão é, por vezes, referida como radial, mas quando o movimento se dá perpendicularmente à palma da mão é referida como palmar. É devido à combinação destes diferentes movimentos e à localização do polegar que este apresenta tanta funcionalidade. Os restantes movimentos da mão são realizados sobre a articulação do pulso, a articulação do punho permite que ocorra, principalmente, a abdução, adução, flexão e extensão da mão [14] [15].

2.3 Amputação

A amputação é um dos fenómenos que gera a necessidade do estudo e desenvolvimento das próteses. O processo de amputação evoluiu muito e faz parte da história da humanidade há milhares de anos. O conhecimento mais rudimentar e menos vasto, não impossibilitava a prática da amputação. A necessidade levava a um procedimento arcaico e brutal, que consistia no corte da extremidade de forma rápida e sem anestesia. Para estancar o sangramento, o coto era esmagado ou queimado. O processo de amputação dessa época era tao severo que poucos eram capazes de sobreviver a ele, e os que sobreviviam não conseguiam um coto funcional. Com os avanços na área da saúde, a descoberta de anestésias e métodos adequados de amputação aumentaram a expectativa de vida dos amputados.

O termo “amputação” consiste na extração cirúrgica, total ou parcial de um membro.

As causas mais frequentes são lesões, doenças, infecções, tumores e/ou anomalias genéticas. O contexto de amputação afeta, não só o estado físico do utilizador e a ausência da funcionalidade do membro amputado, como também afeta, diretamente, o estado psicológico do paciente e o seu processo de recuperação [14].

2.3.1 Níveis de Amputação

Para a construção de uma prótese que atenda às necessidades específicas de cada um dos pacientes amputados, é necessário, em primeiro lugar, conhecer o nível de amputação. Os níveis de amputação são definidos pela medicina de acordo com o local do membro amputado.

Segundo Xavier (2016) a amputação pode ser classificada como demonstra a Figura 2.8.

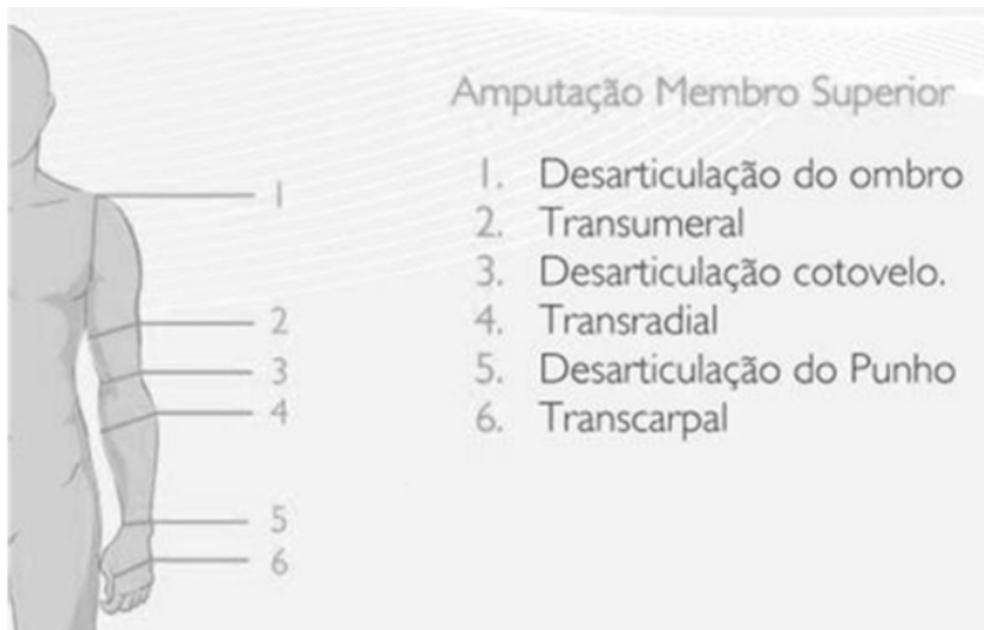


Figura 2.8: Níveis de amputação [16].

É importante ressaltar que é procurado aproveitar o máximo do comprimento do membro, de modo a aproveitar os ossos para fixar a prótese e as articulações para auxiliar nos movimentos. O coto é membro residual da amputação, agora considerado como

um novo membro, responsável pelo controlo da prótese. Para que isso seja possível, é necessário que o coto responda a determinados requisitos: permanecer estável, apresentar a pele em bom estado, boa sensibilidade, sem úlceras e enxerto cutâneo, ter uma boa circulação arterial e venosa, boa cicatrização e ausência de edema [17].

De acordo com Xavier (2016), o nível de amputação indica-nos se o paciente pode ou não usar uma prótese mioelétrica, visto que há necessidade da captação de sinais mioelétrico no controlo de movimentos [16].

2.4 Classificação das próteses

As próteses têm como objetivo substituir, mesmo que parcialmente as funções do membro amputado, tanto para fins estéticos como funcionais. Possibilitam uma aparência diferente e restauram a função natural. Na Figura 2.9 demonstra a classificação das próteses de acordo com a sua fonte de energia e a sua capacidade funcional.

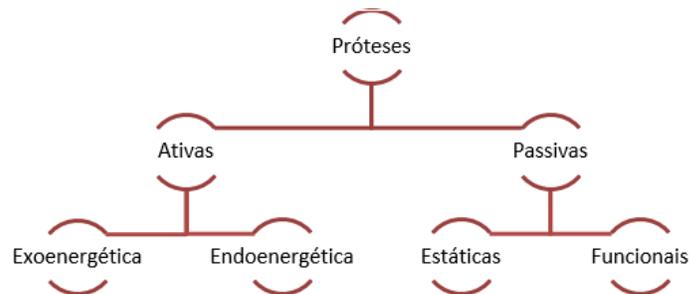


Figura 2.9: Classificação das próteses.

As próteses podem ser divididas em duas principais categorias, as passivas e as ativas. As próteses passivas são componentes estáticos que não possuem nenhum atuador, e desse modo, não realizam movimentos. Podemos dividir esse grupo em duas subcategorias, como mostra a Tabela 2.2.

Prótese Estáticas	Prótese Funcionais
<ul style="list-style-type: none"> - Substituir esteticamente a parte do corpo em falta - Não possui uma finalidade funcional - Aparência natural - Aumento da autoestima e melhoria da reabilitação - Baixo peso - Confortável 	<ul style="list-style-type: none"> - Facilita a realização de tarefas específicas - Ferramenta na ponta mais distal (gancho ou martelo) - É alterada consoante as tarefas a desempenhar - Ajuda na prática de desporto, condução, comer (...)

Tabela 2.2: Próteses Estáticas e Próteses Funcionais.

As próteses ativas, diferentemente das anteriores, são caracterizadas pela mobilidade, controlada de alguma forma pelo paciente. Podemos subdividir esse grupo pelo tipo de fonte de energia utilizada para a movimentação deste dispositivo. Podem ter origem numa fonte externa (exoenergéticas) e fonte interna (endoenergéticas).

- As próteses endoenergéticas têm os movimentos das juntas efetuados por intermédio de cabos e sistemas de arnês, que por sua vez são controlados por esforços e movimentos dos ombros ou do próprio coto do paciente. Este é um fator desvantajoso tal como a estética e o gasto de energia do paciente. Estas próteses também podem ser denominadas de próteses mecânicas.
- Nas próteses exoenergéticas, ao contrário das anterior não retiram a energia ao paciente para efetuar o movimento e tendem a ter uma aparência mais natural. A atuação deste tipo de próteses recorre, geralmente, a motores elétricos alimentados por uma bateria. O controlo conseguido através da atividade eletromiográfica é fornecido por um grupo muscular escolhido. Para executar os diferentes movimentos, estas próteses utilizam mecanismos e atuadores convencionais, que podem ser resumidos a sistemas de engrenagens, roldanas e cabos, entre outros. Atuados normalmente por pequenos motores DC, controlados por microprocessadores e sensores e alimentados por baterias. Apesar destes benefícios, estas próteses são geralmente mais dispendiosas, pesadas e ruidosas [17] [18] [19].

2.4.1 Próteses Mioelétricas

A prótese mioelétrica difere das outras, por oferecer a combinação entre aparência natural e bastantes opções funcionais. São projetadas para simular a anatomia humana e os seus movimentos através de componentes eletrônicos. As próteses mioelétricas são baseadas na medição da atividade mioelétrica dos músculos, que permanecem no coto após a amputação. Estas próteses fazem uso de motores de pequeno porte para simular o movimento das articulações do membro amputado. Além de propriedades mecânicas, a atividade dos músculos esqueléticos é também associada a sinais elétricos. Como referido anteriormente, os sinais elétricos gerados pelos músculos durante a sua atividade são apresentados como sinais mioelétrico.

Ao contrário dos dispositivos que funcionam pela energia do próprio corpo, este necessita de uma bateria para comandar os motores e os componentes eletrônicos. Ou seja, é acionada por motores elétricos com uma fonte de alimentação externa, é controlada por impulsos elétricos gerados pelos músculos. Podem ser captados por elétrodos de superfície, posicionados sobre a pele, em pontos específicos para que possa ser feita uma captação correta do sinal [20] [21].

2.5 Sinais mioelétricos

O sinal mioelétrico é o conjunto de sinais elétricos gerados na contração dos músculos e controlados pelo sistema nervoso. O sistema nervoso controla a contração e o relaxamento de toda a atividade muscular, dependendo assim das propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos do paciente. O sinal mioelétrico é adquirido por um eletromiógrafo ligado a um computador. É um sinal analógico, contínuo no tempo, captado no corpo humano e convertido num sinal digital, discreto, para poder ser registado pelo computador. Os sinais são obtidos através da utilização de elétrodos.

Sinais mioelétricos adquirem ruído enquanto passam através dos diferentes tecidos do corpo humano, por causa disso é crucial entender as características e fatores desses ruídos elétricos, categoriza-os da seguinte maneira [22]:

- Ruído inerente por equipamentos eletrônicos: todos os equipamentos eletrônicos geram ruído, portanto não pode ser eliminado, apenas reduzido;
- Ruído ambiente: a causa desse tipo de ruído é a radiação eletromagnética. As superfícies do corpo humano são constantemente inundadas por radiação eletromagnética e é praticamente impossível evitar a exposição estando na superfície da terra;
- Movimento: a informação pode ser distorcida causando irregularidades nos dados recolhidos pelos sensores. Há duas grandes fontes que causam este tipo de ruído: a interface eletro-pele e os fios conectores. Esse tipo de ruído pode ser minimizado através do preparo adequado da pele antes de fixar o sensor e da disposição dos fios;
- Instabilidade do sinal: a amplitude de EMG é de natureza aleatória. O sinal EMG é diretamente afetado pela taxa de disparo das unidades motoras [22].

2.5.1 Controlo Mioelétrico

Os potenciais elétricos gerados pelos músculos superficiais que se contraem, podem ser captados na superfície da pele por eletrodos de superfície e utilizados no processamento do controle dos atuadores da prótese mioelétrica. Como verificado anteriormente, o sinal mioelétrico é a junção de vários potenciais de ação gerados pelas fibras musculares, quando estas são excitadas pelos neurónios motores. Por outras palavras, é a manifestação de uma ativação neuromuscular, associada a uma contração muscular [20] [21].

- **Deteção do sinal**

Para adquirir os sinais mioelétricos, é utilizado um conjunto de eletrodos invasivos ou de superfície. A escolha vai depender do tipo de músculo a ser estudado, na Tabela 2.3 descreve cada um destes eletrodos.

Eléttodos invasivos ou intramusculares	Eléttodo superfície
Podem ser de agulha ou fio quando se trata de músculos profundos ou pequenos, pois esses possuem uma pequena área de detecção.	É constituído por um material condutor normalmente prata sólida ou ouro, prata sintetizada e cloreto de prata, carbono.
Uma das vantagens é a baixa possibilidade de <i>crosstalk</i> (interferências geradas por outros músculos)	São utilizados com o auxílio de um gel de iões de cloro, para diminuir a impedância de contato entre o eléttodo e a pele
As maiores desvantagens são o desconforto e a dor	Possui diversas formas, é mantido no lugar por meio de um método de fixação de fita adesiva apropriada

Tabela 2.3: Eléttodos invasivos e de superfície.

O sinal mioelétrico pode ser adquirido, não necessariamente por um simples eléttodo, mas de uma combinação dos sinais vindos de vários eléttodos. Podendo assim, ser classificado como monopolar, bipolar ou multipolar. As configurações bipolar e multipolar são as mais utilizadas em estudos que envolvem contração voluntária dos músculos esqueléticos. Em ambas as configurações é necessário o uso de um eléttodo de referência que deve ser colocado numa área não afetada pelo músculo que esta a ser monitorizado. Tem como vantagem o uso da amplificação diferencial, pois o sinal detetado em dois locais distintos é subtraído e a sua diferença é amplificada, obtendo assim como resultado a rejeição de qualquer sinal comum aos dois eléttodos [20] [18].

- **Posicionamento dos eléttodos**

O mau posicionamento dos eléttodos na área de detecção, implica a obtenção de erros no sinal, de forma a que esses não representam com fidelidade a realidade e assim provoca avaliações erradas. Para isso não acontecer é preciso ter em atenção o posicionamento dos eléttodos e alguns preparos em relação a pele. Os pelos devem ser removidos, a pele deve ser esfoliada para retirar as células mortas e secreções oleosas, depois limpa com álcool.

O posicionamento dos eléttodos é de extrema importância na obtenção de uma boa captação dos sinais mioelétrico, portanto deve evitar-se dispor os eléttodos no ponto de inserção do músculo, pois quando contrair pode haver deslocamento do eléttodo. Os eléttodos de captação devem estar situados no ventre do músculo e perpendiculares às fibras musculares. A Figura 2.10 mostra o posicionamento ideal para o eléttodo de superfície.



Figura 2.10: Posicionamento dos eletrodos.

Outro problema com os eletrodos de superfície é a *crosstalk*, isto é, proximidade de um músculo pode interferir no sinal de outro músculo. Kukien (2017) exemplifica o fenômeno afirmando que se o músculo extensor contrai causando a detecção de seu sinal EMG em um eletrodo fixado no músculo flexor, o sinal do extensor é gravado sobre o sinal do flexor causando o *crosstalk*. Por isso, é evidente que a sua interferência pode causar diversos problemas durante a operação de uma prótese com sensores EMG. Pode ser minimizado, ao selecionar um tamanho mais adequado dos eletrodos e a separação ideal entre eles [20] [21].

2.6 Comentários finais

A mão é um órgão de extrema importância na realização de tarefas exercidas diariamente. Em consequência de determinados fatores, a perda das funcionalidades manuais acarreta múltiplos problemas ao seu utilizador. O que exige a procura e o desenvolvimento de um dispositivo capaz de a replicar o mais fielmente possível. Neste caso, a prótese mio-elétrica. A complexidade da mão requer um estudo aprofundado da sua anatomia, do seu sistema músculo-esquelético, do seu controlo neuronal, da sua biomecânica, entre outros conceitos. O conhecimento dos movimentos efetuados pela mão e pelos dedos são bastante relevantes para criar uma prótese com capacidade de resposta exigida.

Torna-se fundamental a elaboração de próteses que permitam satisfazer estas necessidades, em substituir apenas esteticamente o membro, com o intuito de não demonstrar que a pessoa possui algum nível de amputação, ou permitir a realização de tarefas do dia

a dia até tarefas mais complexas. As próteses mioelétricas, entre as outras, é a que se destaca mais pela captação de sinais elétricos vindos dos músculos do amputado. Esses são gerados através da contração muscular de corrente da intenção de realizar algum movimento. São processados em microcontroladores que replicam o movimento desejado na prótese através de atuadores.

Capítulo 3

Descrição e modelação da prótese

A aquisição dos sinais mioelétricos captados pelos elétrodos permite que um microcontrolador, identifique se o sinal se refere à abertura ou fecho do dedo, exigindo ao atuador a realização desse movimento. Neste capítulo são apresentados os componentes utilizados e a sua forma de atuação no desenvolvimento do trabalho, assim como a simulação do protótipo final. A Seção 3.1 descreve o dispositivo que permite a captação do sinal, AD8232. A Seção 3.2 mostra o Arduino utilizado, que possibilitou a leitura do sinal analógico. A Seção 3.3 remete para a Ponte H e os atuadores escolhidos. A Seção 3.4 demonstra o circuito elétrico. A Seção 3.5 ilustra uma simulação do modelo do protótipo tridimensional. Por ultimo, descreve o código utilizado para a execução dos movimentos do protótipo.

3.1 Elétrodos e AD8232

O desenvolvimento desta dissertação esta relacionado, numa primeira instância, com aquisição de sinais mioelétricos. A Figura 3.1, ilustra o dispositivo AD8232 que possibilitou a recolha do sinal assim como os elétrodos utilizados na aquisição do sinal.

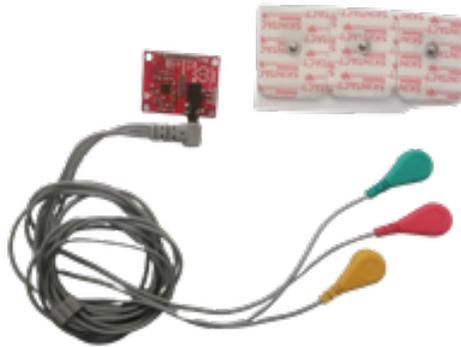


Figura 3.1: AD8232 e elétrodos.

O AD8232 dispõe de filtros e amplificadores operacionais que tratam o sinal e retornam a um sinal analógico. Requer que três elétrodos sejam aplicados sob a pele, dois elétrodos são utilizados para captar o sinal do músculo e o terceiro é utilizado como referência [23].

Neste caso, a aquisição do sinal mioelétrico é realizado com recurso a elétrodos de superfície. A Figura 3.2 apresenta os elétrodos utilizados nos testes de aquisição do sinal, assim como o seu posicionamento no voluntário.

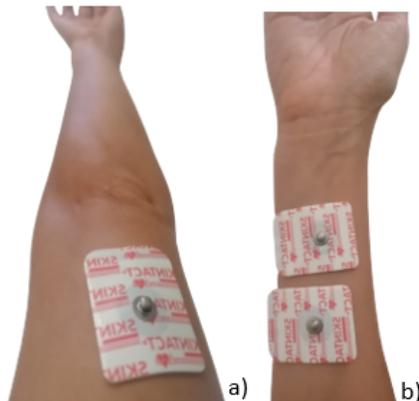


Figura 3.2: Posicionamento dos elétrodos a) elétrodos no ventre do músculo b) elétrodo de referência.

Estes elétrodos têm uma camada AgCl possibilita assim que a potencia gerada no músculo passe mais livremente através da ligação entre o eletrólito e o elétrodo. O que mostra ser uma vantagem, já que resulta numa diminuição de ruído durante a captura do sinal, o eletrólito reduz a resistência da pele.

3.2 Arduino

Consta também nesta dissertação o tratamento do sinal utilizando o Arduino UNO. Trata-se de uma plataforma eletrônica de código aberto, fundada no conceito de hardware e software fáceis de usar. A Figura 3.3 ilustra o dispositivo.



Figura 3.3: Arduino UNO [24].

Possui 14 pinos de entrada / saída digital, 6 entradas analógicas, um cristal de quartzo de 16 MHz, uma conexão USB, uma entrada de alimentação, e um botão reset. O Arduino tem uma resolução de 10 bits, numa escala que vai de 0 até 1023. No que diz respeito a leituras digitais apenas existem 2 valores, o 0 ou 1. O Arduino realiza a leitura do sinal analógico, e envia para uma porta, que transmitirá a um computador. Possui uma linguagem de programação própria em C++. [24]

3.3 Ponte H e atuadores

A ponte H, L298N controla até 2 atuadores, permitindo o controlo não só do sentido de rotação dos atuadores, como também a velocidade dos mesmos. Algumas especificações desta ponte H, são tensão entre 5V a 35V, tensão logica de 5V, suportando no máximo uma corrente 2A por cada motor, potencia máxima de 25W, corrente logica de 0 a 36mA, dimensão de 43 x 43 x 27mm, e peso de 30g. Funciona com diversos microcontroladores incluindo o Arduino. A Tabela 3.1 mostra o funcionamento de cada pino da Ponte H.

Pinos	Funcionamento
Motor A e B	Referente aos conectores para a ligação dos motores A e B, respetivamente
Input1, Input2	Pinos responsáveis pelo sentido do motor A
Enable A, Enable B	Sinal do motor A e B, respetivamente
Input3, Input4	Pinos responsáveis pelo sentido do motor B
GND	Terra (GND)
5V	Fonte de alimentação

Tabela 3.1: Descrição dos pinos da Ponte H.

A Figura 3.4 mostra os atuadores e as engrenagens utilizadas. Para a escolha do atuador foi tido em conta alguns fatores como um baixo preço, tamanho reduzido e o maior binário.

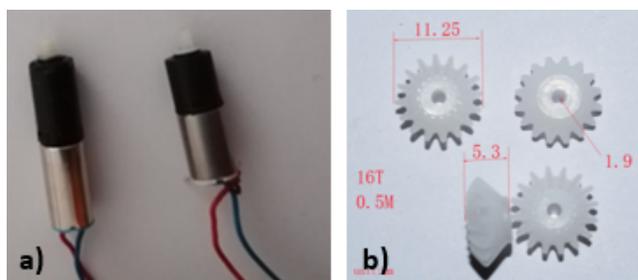


Figura 3.4: Atuadores e engrenagens utilizadas, em a) e b) respetivamente.

Foi escolhido dois atuadores de diferentes tamanhos, o maior possui maior binário que é mais vantajoso, esta diferença de tamanho também se deve ao diferente tamanho das falanges tentando sempre aproximar a prótese o máximo ao real. A Tabela 3.2 mostra as especificações dos dois atuadores.

	Atuador A	Atuador B
Alimentação	3.7v	3v
Velocidade	100rpm	1200rpm
Binário	200g cm	55g cm
Tamanho	Comprimento 23,2mm Diâmetro de 6mm	Comprimento de 16,7mm Diâmetro de 6mm

Tabela 3.2: Especificações dos atuadores.

3.4 Circuito elétrico

A Figura 3.5 ilustra todos os dispositivos e respectivas ligações necessárias para a realização do controle da prótese, mostra o AD8323, ligado ao Arduíno UNO e este ligado ao computador. Os dois motores estão ligados a uma Ponte H, L298N. Este circuito elétrico foi elaborado no EasyEDA.

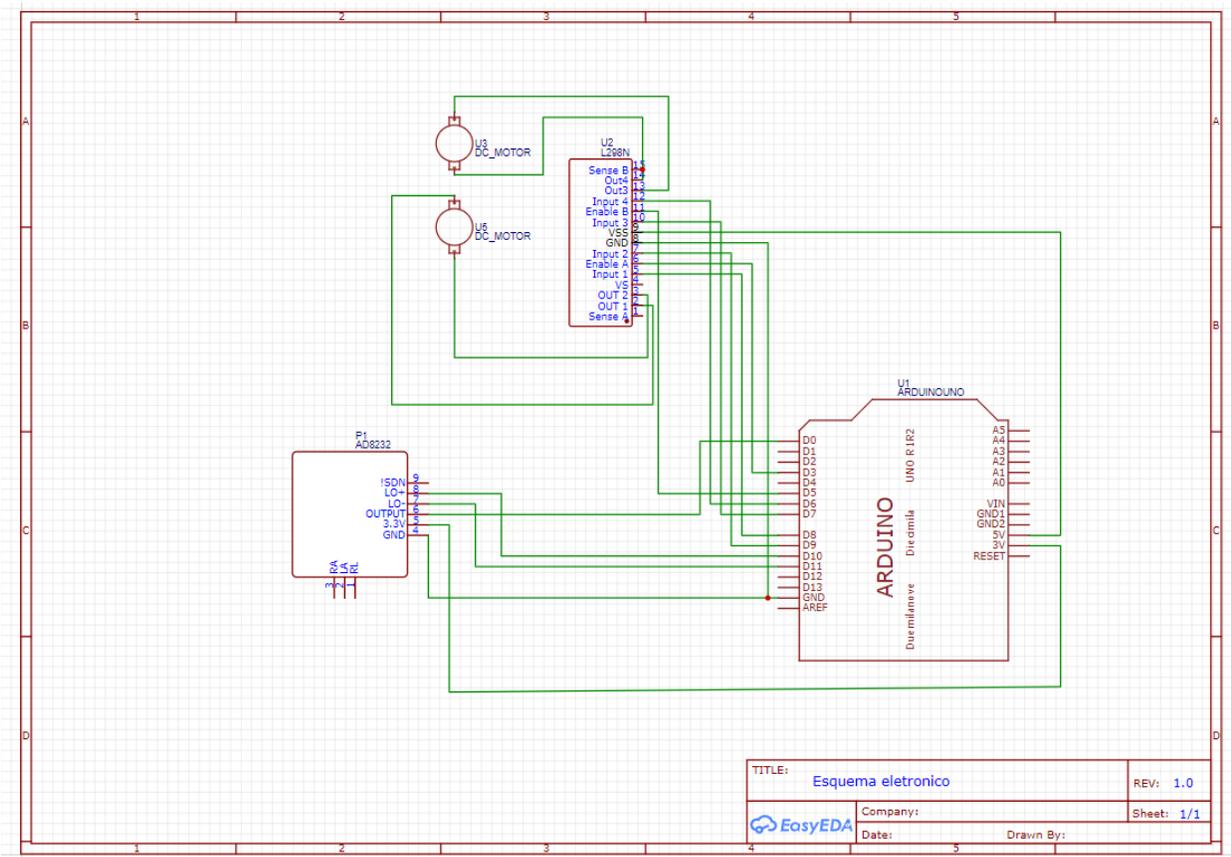


Figura 3.5: Circuito elétrico.

3.5 Protótipo Final

A estrutura da prótese foi desenvolvida na versão de SolidWorks 2019 para estudantes fornecida pelo IPB. Foi impressa utilizando uma impressora 3D. Toda a documentação gráfica, incluindo todos os desenhos das peças que foram impressas, podem ser encontradas

no Apêndice A.

Na Figura 3.6, ilustra o processo de montagem do protótipo onde podemos ver todos os componentes como atuadores e engrenagens, assim como as peças impressas. Cada um destes dois atuadores terá um conjunto de duas engrenagens para assim realizar o movimento de abertura e fecho.

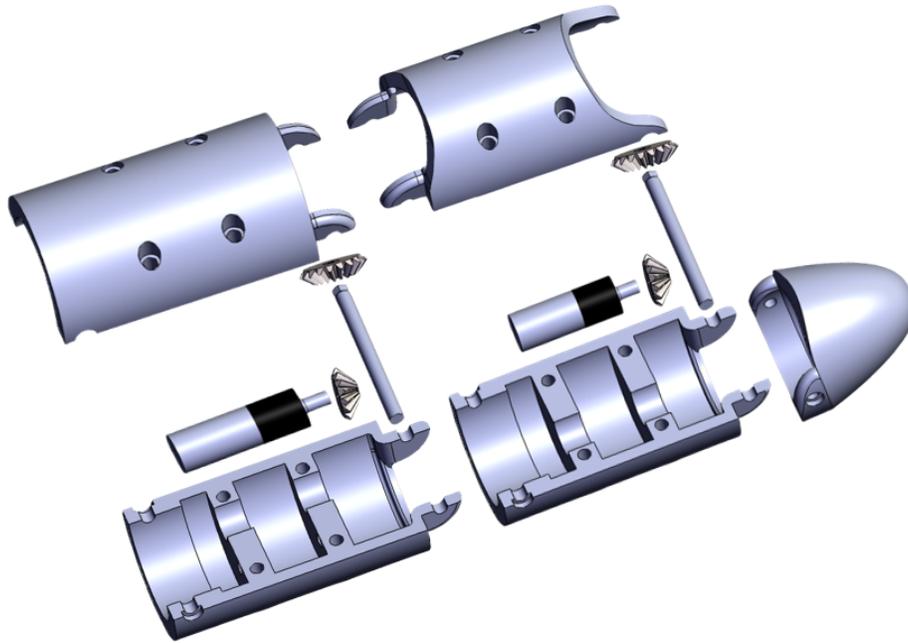


Figura 3.6: Processo de montagem.

Na Figura 3.7 demonstra a simulação do protótipo tridimensional, assim como a localização de todos os componentes como atuadores e engrenagens, este protótipo foi realizado unicamente com o objetivo de demonstrar o movimento de cada articulação do dedo.

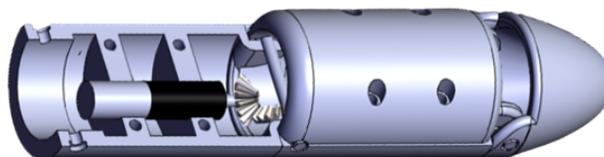


Figura 3.7: Simulação do protótipo.

3.6 Código de controlo

Após a montagem do circuito, iniciou-se a programação do controlador no software Arduíno que utiliza a plataforma C++.

Esta programação é normalmente dividida em três partes:

- Uma primeira parte em que são definidas as variáveis utilizadas;
- A segunda parte encontra-se sobre o domínio de “void setup” onde devem ser definidas algumas configurações iniciais do programa, tais como, a definição dos pinos (input e output). É executada apenas uma única vez;
- A terceira trata-se do código que, uma vez aplicadas as duas primeiras partes, fica a decorrer até que se desligue o sistema, por este motivo, esta é denominada de “void loop”, neste caso foi utilizado dois ciclos if...else idênticos um para cada motor, para descrever a condição do movimento. É necessário medir os valores de repouso dos voluntários para que seja adicionado esse valor no código para que os atuadores se movimentem corretamente.

3.7 Cometários Finais

O objetivo final da presente investigação era garantir que o dedo se movimenta-se, de maneira natural, ao realizar o movimento de fecho e abertura.

Aliado a versatilidade e ao baixo custo, as peças da estrutura da prótese foram fabricadas utilizando uma impressora 3D. Na escolha dos motores foi levado em consideração o tamanho e o peso. Nesse seguimento foram utilizados dois tipos de motores, que diferenciam pelo troque, e tamanho para se adaptar melhor a estrutura da prótese e esta ter uma estética mais natural.

Capítulo 4

Resultados

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos no desenvolvimento do modelo biomecânico proposto nesta dissertação. Para uma melhor compreensão e análise, foi dividido em duas partes. A primeira referente ao protótipo final da prótese. A segunda consiste nos resultados na aquisição de sinais mioelétricos obtidos.

4.1 Protótipo final

Com a impressão 3D dos componentes finalizada, seguiu-se a montagem do dedo protético. Algumas peças foram lixadas com o intuito de remover imperfeições, devido a impressão, dando atenção as juntas e uniões de encaixe das peças. As partes do dedo foram conectadas por meio de eixos de aço e os atuadores foram acoplados nas respectivas peças, junto com as engrenagens. Com a montagem física do protótipo finalizada iniciou-se a montagem elétrica.

O controle da prótese ocorre com o envio de sinais biológicos, por parte do indivíduo voluntário. Os eletrodos captam assim os sinais mioelétricos das contrações musculares, que são assimilados pelo sensor AD8232, depois esses dados são interpretados pelo Arduino que através do algoritmo desenvolvido ativa o movimento dos atuadores, de acordo com a movimento representado pelo usuário.

A Figura 4.1 apresenta a prótese finalizada com a respectiva montagem elétrica.

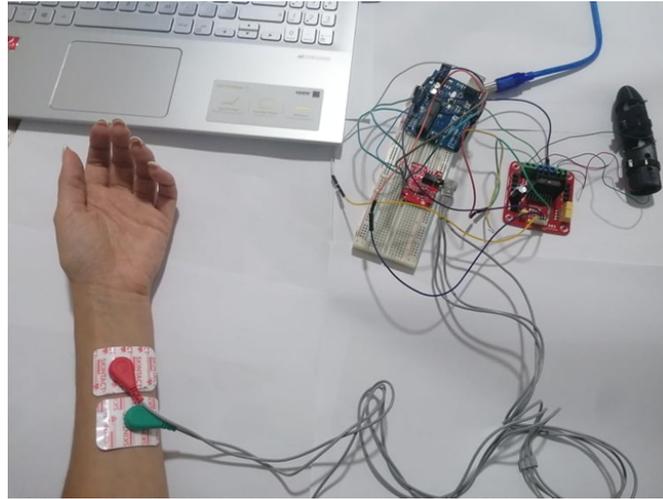


Figura 4.1: Montagem final.

A Figura 4.2 mostra o protótipo final, com um tamanho de 10.3 cm, e peso de 0.025g. Foram realizados ensaios para verificar o comportamento e funcionamento do produto. Os dois movimentos estudados, a flexão e a extensão, são de fácil reprodução e projeção. A Figura 4.2 ilustra os movimentos analisados.

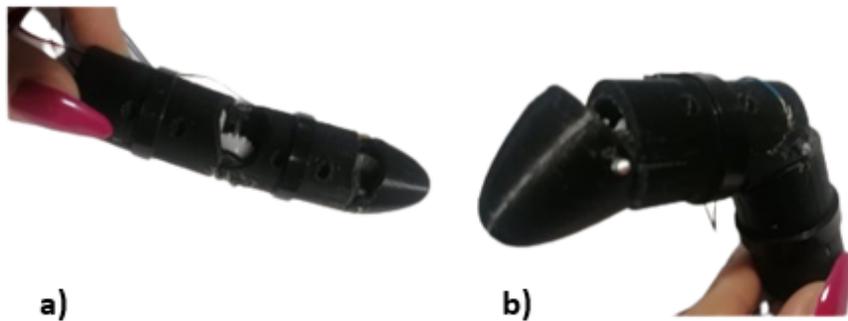


Figura 4.2: Protótipo a) movimento de extensão b) movimento de flexão.

4.2 Aquisição de sinais mioelétricos

Com o circuito finalizado, inicia-se a fase de aquisição do sinal mioelétrico do voluntário. Tem como base de estudo dois tipos de movimento, a extensão e a flexão. Participaram

neste estudo três voluntários saudáveis e sem qualquer tipo de amputação, de forma a viabilizar o funcionamento da prótese. Na Tabela 4.1 estão representados os dados antropométricos, dos respectivos voluntários.

Voluntário	Sexo	Idade	Altura	Peso
A	Feminino	25	1.56m	49kg
B	Masculino	48	1.71m	80kg
C	Masculino	33	1.72m	82kg

Tabela 4.1: Dados antropométricos dos voluntários.

Para o sucesso da experiência, os voluntários devem permanecer sentados, com o respectivo braço relaxado e pousado verticalmente. A palma da mão é mantida voltada para cima, com o intuito de posteriormente realizar os movimentos. É preciso ter em atenção que o elétrodo de referência no cotovelo não seja pressionado e assim gerar interferência no sinal. O braço esquerdo é o referente, do qual foram extraídos os dados.

Tendo em atenção o que foi referido nos capítulos anteriores, e com o intuito de evitar possíveis distorções durante a captação do sinal foi necessário realizar alguns passos para preparar o voluntário. Primeiramente, deve-se limpar a área da superfície da pele na qual se pretende colocar os eléttodos, retirar os pelos e limpar com álcool. Posteriormente, é essencial colocar um elétrodo no centro do músculo, outro alinhado na direção do comprimento do músculo e o terceiro elétrodo de referência deve ser aplicado sob uma região óssea.

Por fim conectar os eléttodos aos cabos e este ao dispositivo AD8323. Para começar a aquisição de dados os voluntários durante alguns segundos realizaram movimentos de abrir e fechar o dedo, como mostrar a Figura 4.3.

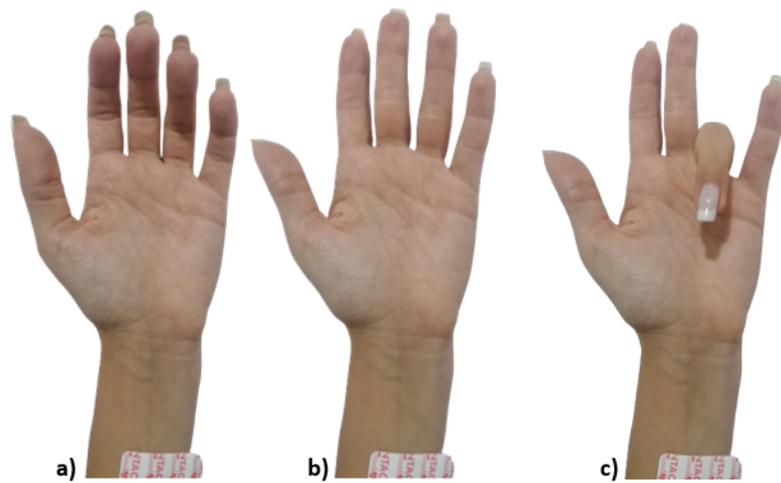


Figura 4.3: Movimentos analisados, a) mão em repouso, b) movimento de extensão do dedo, c) movimento de flexão do dedo.

Assim para a captação do sinal em todos os voluntários, seguiu-se um protocolo com alguns pontos sequenciais, com o intuito de obter um sinal adequado e evitar discrepâncias entre os sinais. A sequência utilizada em todos os testes corresponde ao seguinte conjunto de instruções:

- Manter o braço parado e pousado verticalmente, em relação à mão em repouso.
- Realizar uma flexão máxima do dedo.
- Realizar uma extensão máxima do dedo.
- Manter novamente o braço em posição de repouso.
- Repetir novamente a flexão e a extensão seguida de repouso.

A segmentação de um sinal baseia-se no fracionamento do mesmo, possibilitando assim a extração das informações necessárias. É possível reconhecer regiões distintas do sinal, como a região de repouso e de extensão e flexão. Assim como definir a duração do sinal a quantidade de contrações, duração e intervalos. A Figura 4.4 mostra o algoritmo utilizado para realizar a extração dos sinais em Matlab.

```

1
2     a=arduino();
3
4     sinal=[];
5     for i=0:0.001:1
6         leitura= readVoltage(a, 'A1');
7         sinal=[sinal,leitura];
8     end
9
10    t=0:0.001:1;
11    plot(t,sinal)
12    N=10;
13
14    sinalalisado=movigaverage(sinal,N);
15    subplot(2,1,1);
16    plot(t,sinal,'r');
17    subplot(2,1,2);
18    plot(t,sinalalisado,'b');
19

```

Figura 4.4: Algoritmo utilizado para a extração dos sinais mioelétricos.

Na Figura 4.5, 4.6, 4.7 são apresentados os sinais mioelétricos relativamente ao voluntário A, B, C, respetivamente.

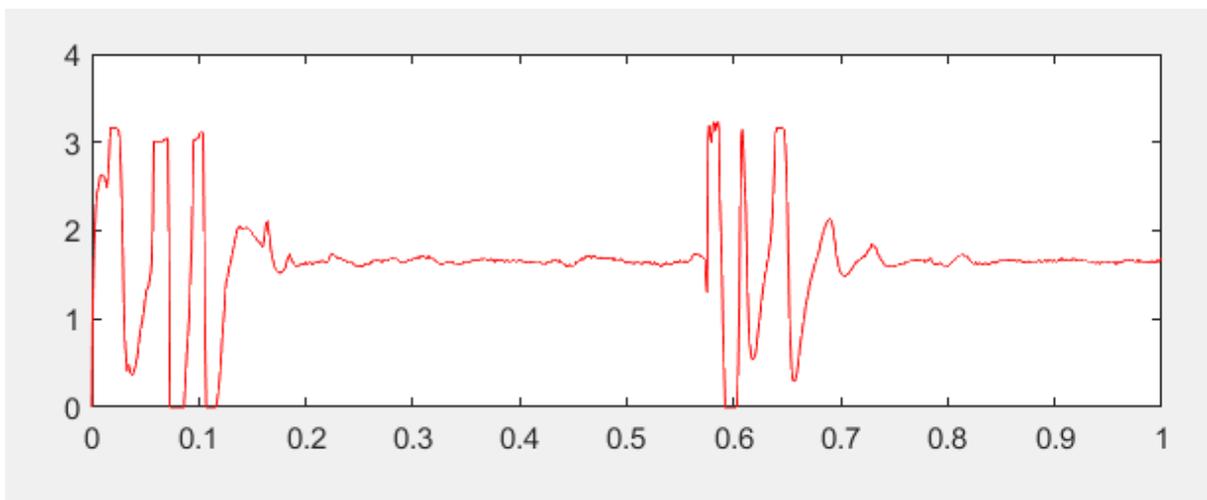


Figura 4.5: Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário A, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.

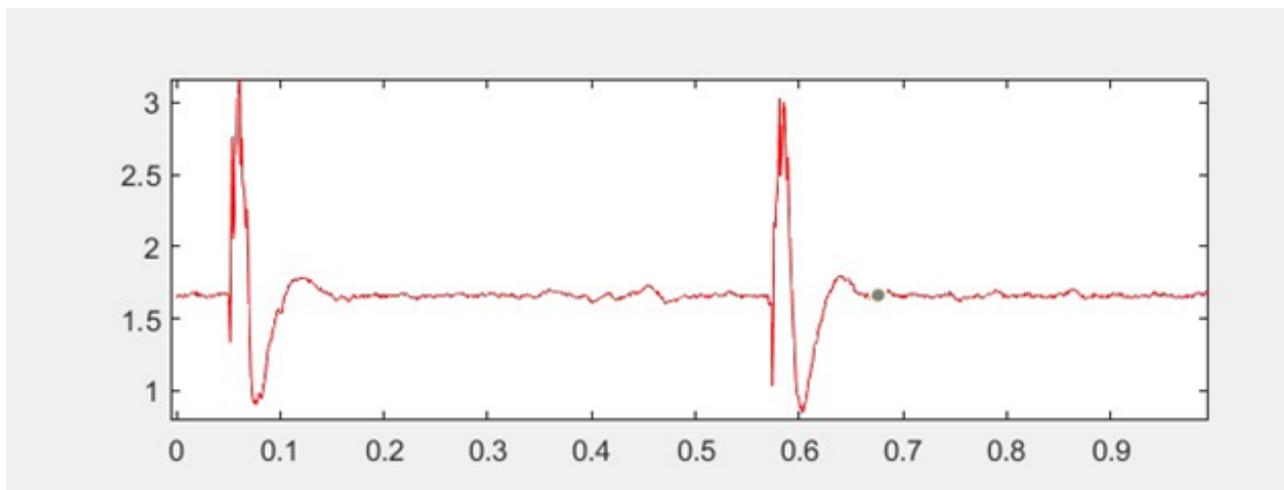


Figura 4.6: Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário B, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.

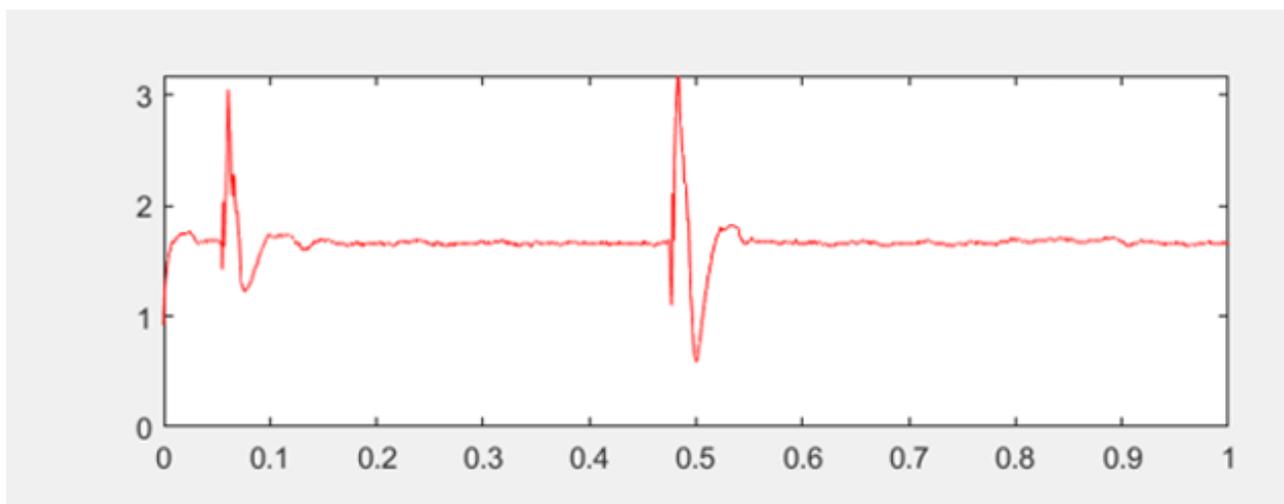


Figura 4.7: Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário C, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.

Visando melhorar a qualidade do sinal e deixá-lo adequado para uma análise precisa, o sinal foi filtrado. O processo de filtragem foi realizado com o auxílio um algoritmo desenvolvido no software Matlab, como mostra a Figura 4.8. O filtro utilizado designado de 'moving average', permite retirar parte do ruído e alisar o sinal, através da média.

```

function[M]=movigaverage(sinal,N)
M=zeros(size(sinal));
N2=round(N/2);
L=length(sinal);
for n=1:L
    M(n)=mean(sinal(max(1,n-N2):min(L,n+N2)));
end
end

```

Figura 4.8: Algoritmo do moving average.

Na Figura 4.9, 4.10, 4.11 é apresentado o sinal mioelétrico relativamente ao voluntário A, B, e C, respetivamente, onde sofreu tratamento.

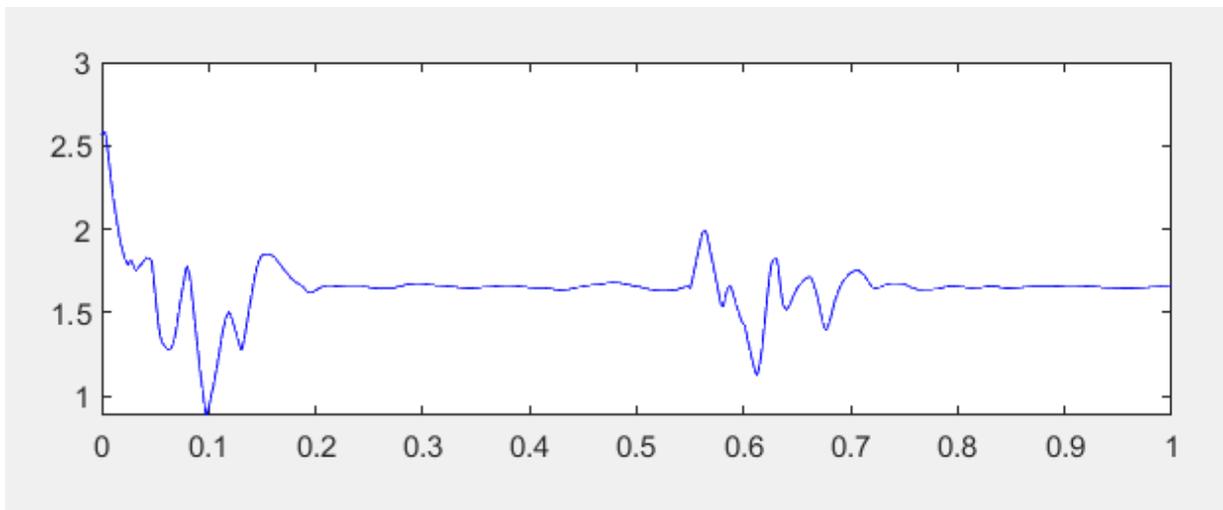


Figura 4.9: Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário A, com filtro, o eixo das abscissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.

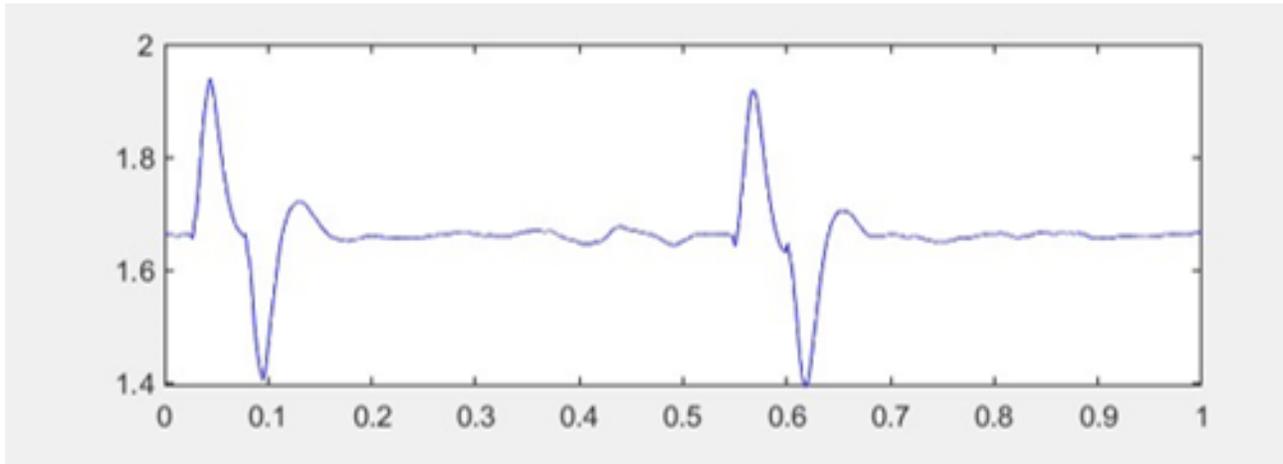


Figura 4.10: Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário B, com filtro, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.

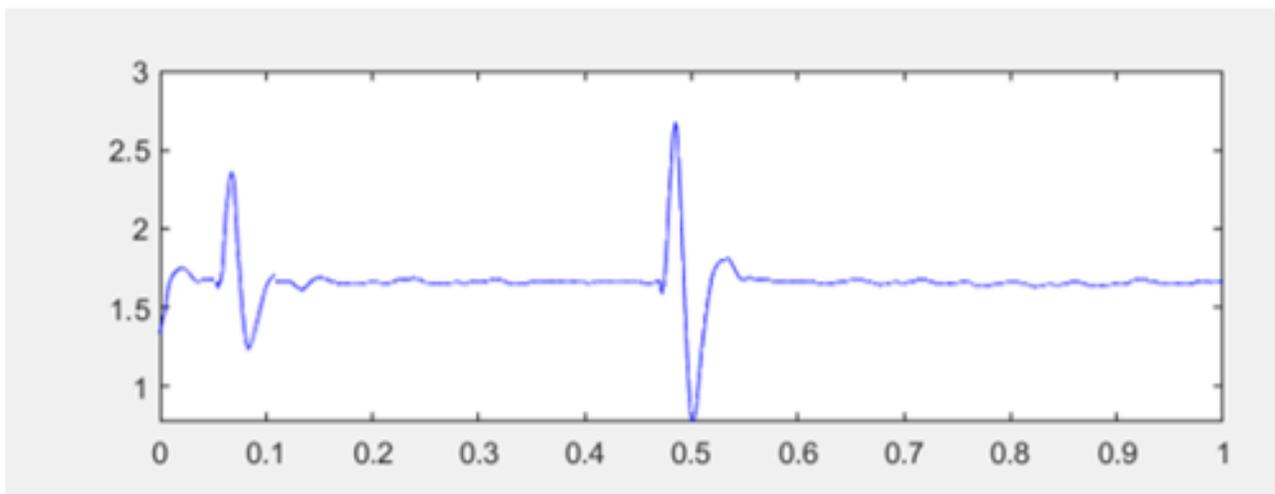


Figura 4.11: Sinais mioelétricos relativamente ao voluntário C, com filtro, o eixo das abcissas corresponde ao tempo e o eixo das ordenadas à amplitude.

Após a análise visual dos sinais, foi feita a observação clara e precisa dos movimentos do dedo e do repouso, durante o intervalo de aquisição. Nos três sinais podemos observar duas variações, o que comprova que foram realizadas flexões e extensões podendo assim segmentar o sinal.

O voluntário B e C, são os que possuem um melhor sinal, sendo um pouco idênticos embora o sinal C demostre menos ruído.

Pela análise do gráfico, o voluntário A possui um sinal mioelétrico com muito ruído, ao realizar movimento, isso depende muito do tipo de contração, da força exercida, do tamanho do músculo ou de outras diferenças técnicas ou metodológicas, como se pode ver o voluntário A era o mais jovem e com os músculos pouco evidenciados.

Capítulo 5

Conclusões e trabalhos futuros

A presente dissertação teve como objetivo o desenvolvimento e controlo mioelétrico de uma prótese. Para a sua elaboração, foi essencial a introdução de alguns conceitos teóricos, de maneira a obter uma melhor compreensão e assim modelação da prótese bem como a capacidade de movimentação ser a mais próxima do real.

Uma vez adquiridos os conceitos teóricos fulcrais ao tema, foi então projetado no software de modelação 3D *Solidworks* um modelo em CAD e posteriormente impresso, para a confeção das partes plásticas da prótese.

O segundo passo consistiu na montagem final do protótipo, com a parte mecânica e eletrónica. Sendo assim possível verificar o funcionamento do projeto que atendeu os objetivos propostos nesta dissertação. Os movimentos funcionaram respondendo as contrações realizadas pelos voluntários.

Posteriormente realizou-se o registo dos sinais mioelétricos, que foram depois analisados e trabalhados recorrendo ao software *Matlab*. Pode-se concluir que o protótipo possui flexão em cada uma das duas articulações, nomeadamente, na articulação interfalangeal proximal e na articulação interfalangeal distal.

Foram utilizadas, maioritariamente, partes plásticas, para assim diminuir o peso da prótese, e reduzir o custo, que era um dos objetivos. Os atuadores utilizados no funcionamento da prótese possuem um baixo custo associado bem como reduzidas dimensões numa tentativa de obter um protótipo final o mais próximo de real possível.

Alguns problemas detetados durante a realização deste projeto foram na aquisição do sinal que se mostrou suscetível a alguns ruídos. A qualidade da impressão 3D é um dos aspetos de melhoria para trabalhos futuros.

Assim espera-se como trabalho futuro a impressão total da prótese da mão, e por fim realizar testes clínicos em pacientes com amputação para avaliar a aplicação real deste estudo.

Bibliografia

- [1] Elkoura, G. ; Singh, K., “Handrix: Animating the Human Hand.”, 2003.
- [2] Sobotta, J., Putz, R., Pabst, R., Bedoui, S., *Sobotta Atlas of Human Anatomy*. 2001, vol. 1.
- [3] Richard L. Drake, A. Wayne Vogl e Adam W. M. Mitchell, *Gray’s Anatomia clinica para estudantes*. Elsevier, 2005.
- [4] Santos S. L., “Impressão 3D perspectivas de adoção na indústria portuguesa.”, 2017.
- [5] Graaff, V., *Human Anatomy*. Mc Graw – Hill, 2001.
- [6] Seeley Rod R., Trent D. Stephens PT., *Anatomia e fisiologia*. 2006.
- [7] https://www.researchgate.net/figure/FIGURA-4-Ilustracao-da-morfologia-geral-do-neuronio-e-de-seus-componentes-apresentando-o_fig2322966599; *acesadoem* : 1Abril2020.
- [8] <http://docplayer.com.br/39702601-Universidade-de-sao-paulo-escola-de-engenharia-de-sao-carlos-departamento-de-engenharia-eletrica.html>; *acesado em*:1 Abril 2020.
- [9] Freivalds, A., *Biomechanics of the Upper Limbs, Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries*. CRC Press, 2004.
- [10] Hof, AL., *Muscle mechanics and neuromuscular control*. Journal of Biomechanics, 2003.
- [11] <https://www.studocu.com/pt-br/document/universidade-do-estado-do-para/anatomia-humana-i/resumos/anatomia-da-articulacao-da-mao/5054406/view>; *acesado em*:12 de Maio 2020.

- [12] Hall, S. J., *Biomechanica Básica*. 2003.
- [13] Iracema S. Vergotti Ferrigno., *Terapia da Mão: Fundamentos para a Prática Clínica*. Santos, 2007.
- [14] Cunha, F., “São Carlos hand, a multifunction upper limb prosthesis: a study of the mechanisms, actuators and sensors.”, 2002.
- [15] Tittel, K., *Anatomia descritiva e funcional do corpo humano*. Santos, 2006, vol. 14^oed.
- [16] Xavier, R. T., *Implementação de uma Prótese Ativa para Membro Superior de Baixo Custo*. Plast Surg, 2016.
- [17] Cordella F, Ciancio AL, Sacchetti R, Davalli A, Cutti AG, Guglielmelli E, “ Literature review on needs of upper limb prosthesis users. Front Neurosci. ”, 2016.
- [18] Moore J., Zouridakis G., “ Biomedical Technology and Devices. ”, 2004.
- [19] Bowers R., “ Technology and the Human Hand: The State of the Art in Artificial Hands. ”, 2016.
- [20] Frant, E., Milea, L., But, V., “ Methods of Acquisition and Signal Processing for Myoelectric Control of Artificial Arms ”, 2012.
- [21] Zecca, M., Micera, S., Carrozza, M. C.,Dario, P., “ Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal. ”, 2002.
- [22] Raez M.B.I.; Hussain, M.S.; Mohd-Yasin, F., “echniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications.”, 2006.
- [23] <https://datasheetspdf.com/datasheet/AD8323.html> ; acessado em: 22 de Setembro 2020.
- [24] Arduino UNO; acessado em: 13 de Maio 2020.

Apêndice A

Documentação Gráfica

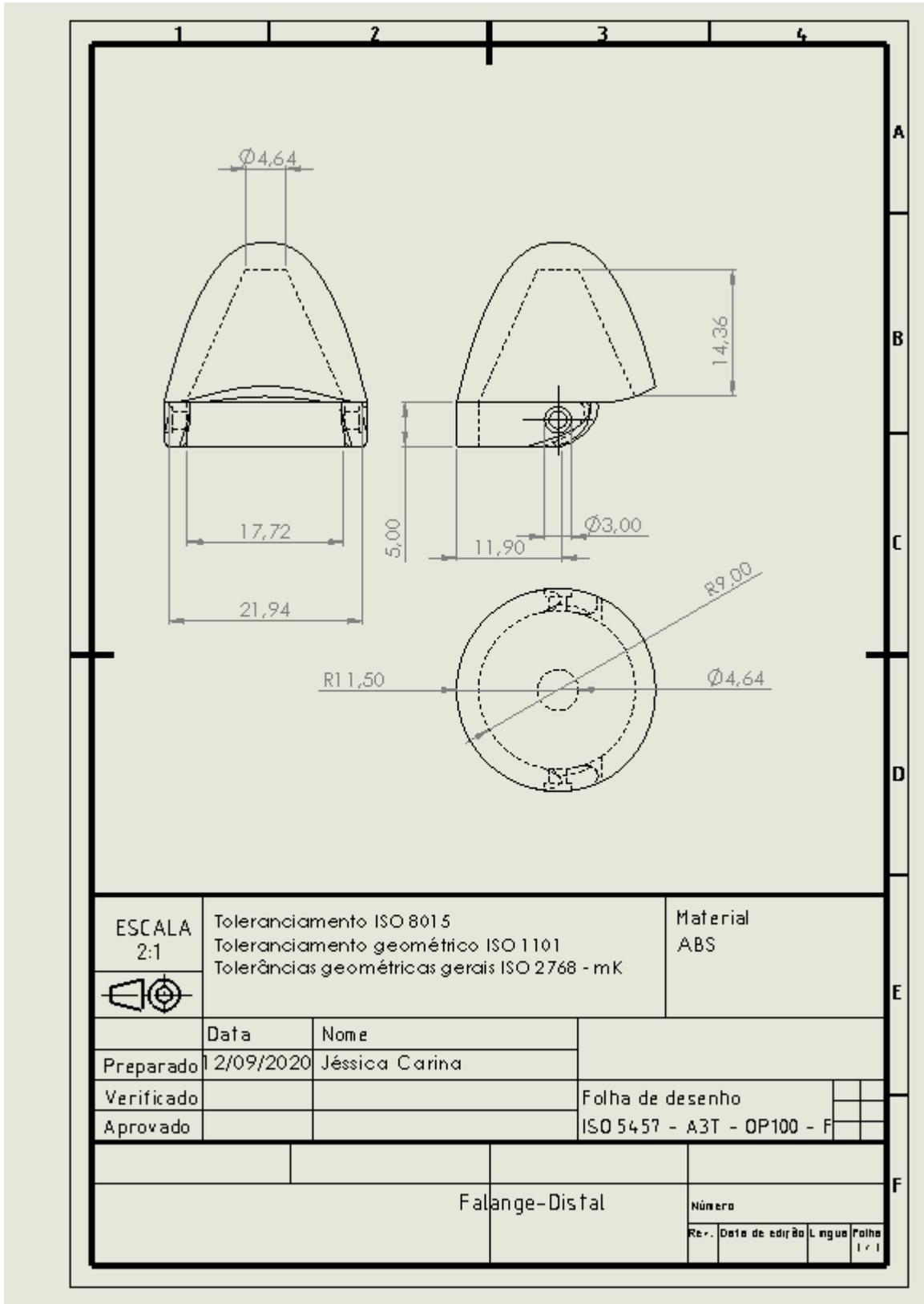


Figura A.1: Falange Distal

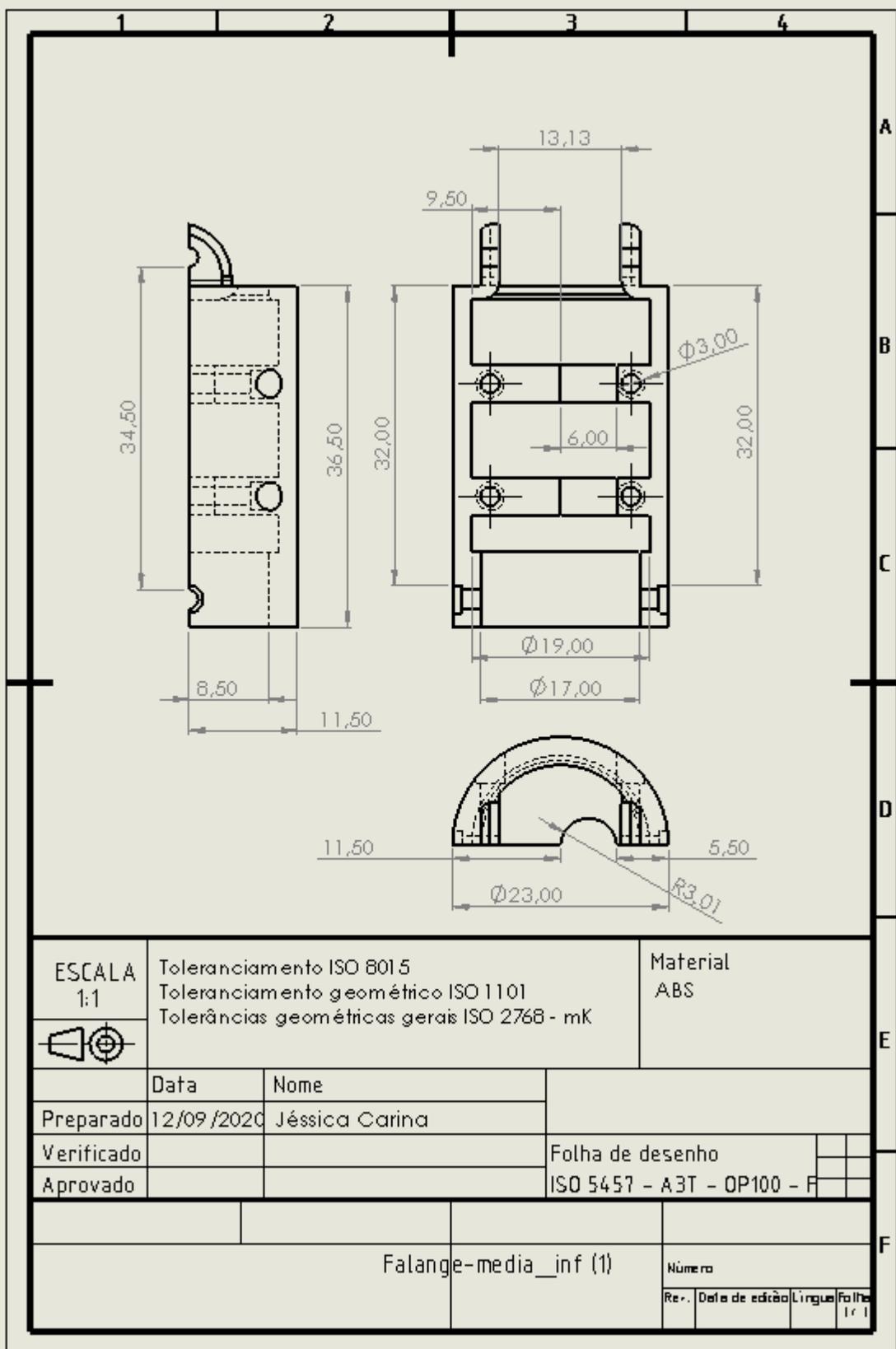


Figura A.2: Falange Media inferior

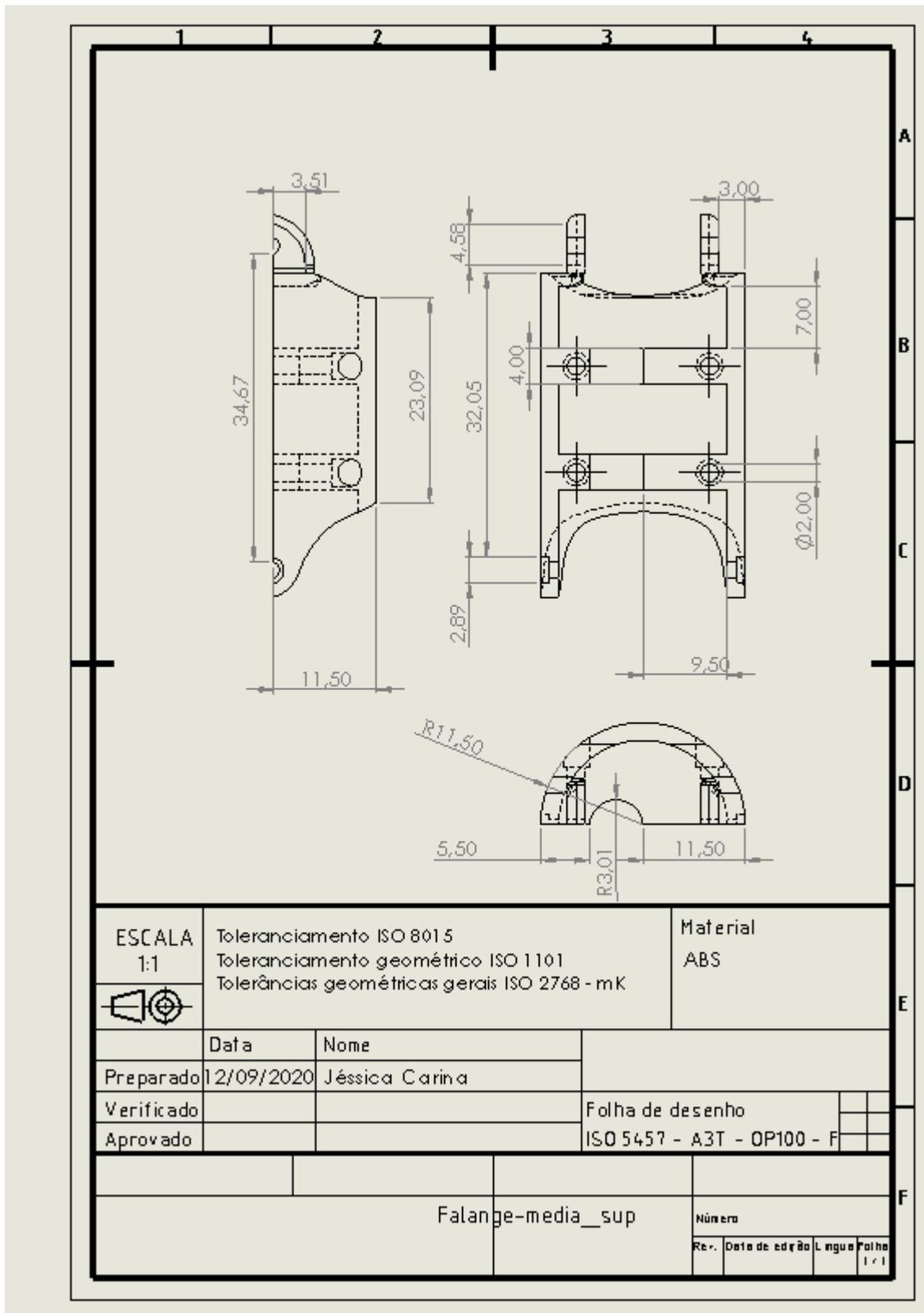


Figura A.3: Falange Media superior

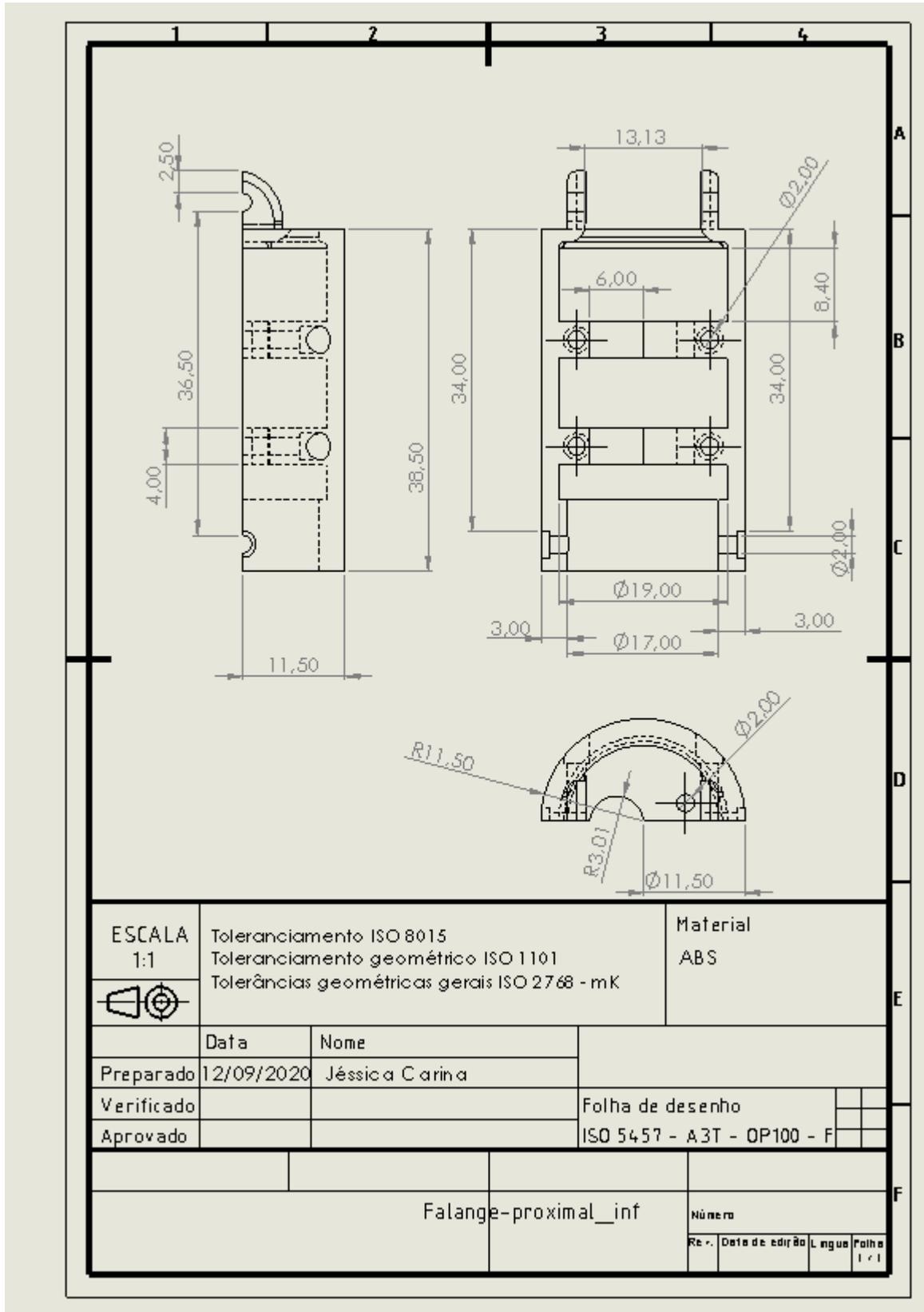


Figura A.4: Falange Proximal inferior

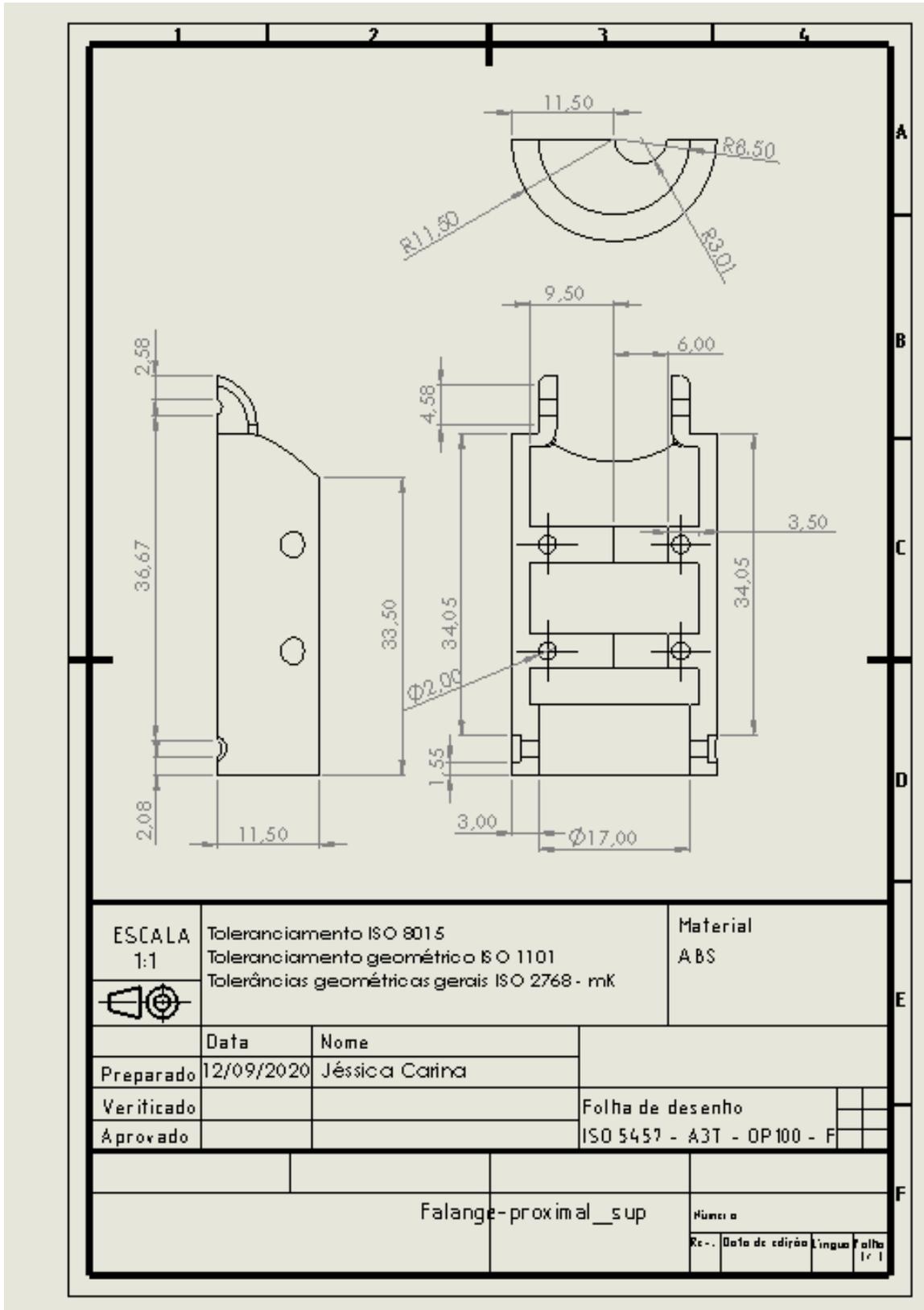


Figura A.5: Falange Proximal superior