



Atribuição de propriedades somatosensoriais a uma prótese de membro superior ("Versão final após defesa")

Gonçalo Pereira da Fonseca

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em

Bioengenharia

(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Abílio Manuel Pereira da Silva
Coorientador: Prof. Doutor João Pedro Nunes Pereira

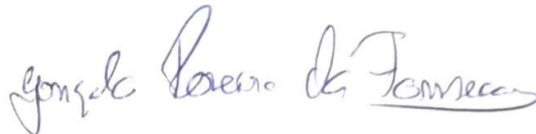
Janeiro de 2023

Declaração de Integridade

Eu, Gonçalo Pereira da Fonseca, que abaixo assino, estudante com o número de inscrição M11147 de/o Bioengenharia da Faculdade Engenharia, declaro ter desenvolvido o presente trabalho e elaborado o presente texto em total consonância com o **Código de Integridades da Universidade da Beira Interior**.

Mais concretamente afirmo não ter incorrido em qualquer das variedades de Fraude Académica, e que aqui declaro conhecer, que em particular atendi à exigida referenciação de frases, extratos, imagens e outras formas de trabalho intelectual, e assumindo assim na íntegra as responsabilidades da autoria.

Universidade da Beira Interior, Covilhã 06 /01 / 2023

A handwritten signature in blue ink that reads "Gonçalo Pereira da Fonseca". The signature is written in a cursive style with a horizontal line underlining the last name.

Dedicatória

Esta dissertação foi realizada a partir de um desejo, de um objetivo, de um propósito, o melhorar a qualidade de vida de pessoas com infelicidade na vida de terem perdido ou terem nascido sem algo delas, sem opção de as recuperar. Quero dedicar esta dissertação a essas pessoas e em especial à que me inspirou e me motivou a seguir este caminho, a Catarina.

Agradecimentos

A realização de uma tese é um processo árduo não só a nível de investigação científica, especialmente quando, por norma, um aluno não se encontra habituado com os procedimentos, as metodologias e tipos de organização, mas também ao nível pessoal. É um processo de autoavaliação que vai decorrendo e florescendo com o passar do tempo, onde um aluno descobre os seus pontos fortes e os seus pontos fracos. Infelizmente temos tendência a pensar na ajuda que outras pessoas nos dão como um ponto fraco. Pessoalmente, aprendi que não se consegue fazer tudo sozinho e ser um conhecedor transversal em todas as áreas. Todos temos as nossas áreas fortes e as quais nos sentimos mais à vontade, outras precisamos de as trabalhar e aperfeiçoar, outras simplesmente necessitamos de alguém para nos guiar ou nos ensinar.

Felizmente tenho a oportunidade de ter pessoas à minha volta pessoas que me permitem encontrar o que preciso na altura certa e as quais sem dúvida alguma, não só me guiaram, mas ainda me continuam a ensinar a ser o melhor possível tanto ao nível profissional como pessoal e me permitem acima de tudo acreditar nas minhas capacidades e de ir mais além.

Não estaria aqui ou sequer teria alcançado seja o que for até hoje se não fosse pela família que tenho. Os meus pais e os meus irmãos que me incentivam todos os dias a ser o melhor possível naquilo que gosto de fazer e a alcançar e sonhar mais e mais.

Ao lado deles encontram-se pessoas que desde sempre estiveram lá e me moldaram na pessoa que sou hoje. Carolina, Costa, Almeida, Diogo, Mariana, Sofia e Diana hoje sou esta pessoa em parte graças a vocês.

Aos meus incansáveis orientadores, o Prof. Abílio Silvia e ao Prof. João Pereira por serem os meus grandes apoiantes, mentores e guias não só nesta dissertação, mas também por me aconselharam e me guiarem como cientista e investigador. À professora Ana Clara o meu muito obrigado pela ajuda e apoio e ao professor Nuno Garcia pela motivação e visão.

Nunca poderia deixar de mencionar a importância da minha grande tuna, a Desertuna, neste meu percurso e o impacto que esta teve na minha vida em todos os sentidos. Aos que caminharam comigo até hoje nesta mui nobre família, o meu muito obrigado e “Na Desertuna cantamos...”.

Resumo

O funcionamento do sistema sensorial humano é baseado num conjunto de biossensores localizados na nossa pele que permitem detetar estímulos como temperatura, pressão, rugosidade, etc. Este sistema de recolha de informação, através de mecanorreceptores, termorreceptores, entre outros, usa como meio de transmissão nervos e tratos sensitivos que, em conjunto com os recetores, formam o nosso sistema somatossensorial.

Ao existir a perda ou amputação de um membro, um dos problemas encontrados a longo prazo, para lá da obvia falta do membro, será a síndrome do membro fantasma, que resulta de um funcionamento anormal do sistema nervoso para tentar compensar a perda do membro. Uma das soluções base para substituir as funcionalidades perdidas ao nível físico é o uso de uma prótese. Neste assunto, existem várias dificuldades, nomeadamente ao nível adaptativo da prótese com corpo e vice-versa, mas também devido às limitações ainda existentes a nível funcional das próteses atualmente disponíveis. Neste sentido torna-se crucial aperfeiçoar as próteses não só ao nível do seu funcionamento como também na possibilidade de lhes conferir propriedades mais semelhantes ao membro original, sendo neste caso, a sensibilidade uma propriedade.

No âmbito desta dissertação, os objetivos principais são a fabricação da prótese, e da luva sensorial e as suas instrumentações, conferindo a uma prótese de mão a possibilidade de detetar informação associada à sensibilidade ao toque e que a mesma a consiga transmitir ao utilizador de uma forma o mais semelhante possível ao membro original. Para tal, acoplou-se à superfície da prótese um sistema composto por sensores piezoresistivos ligados a um processador (Arduino), que no seu conjunto, irão replicar os biossensores e nervos do antebraço.

Obteve-se um sistema que permite ao utilizador alguma sensibilidade, ou seja, transformar o *input* recebido num *output* o qual consiga ser detetado e traduzido pelo sistema nervoso.

Palavras-chave

Sistema sensorial; Sistema nervoso; Sensores Piezoresistivos; Próteses; Impressão 3D.

Abstract

The reproduction of the human nervous system has been a focus of study's for many years. It allowed scientist to gain knowledge on how we fell touch, heat, cold, pain and how we perceived the world around us and how we act towards those inputs. The first layer of contact with the world is our skin, which is composed by a multilayered sensor system that is differentiated, not only between its layers but also between different types of biosensors. Each sensor has specifically input read and range that overall forms a very complex network that acts as an interface on how we perceive, interpret, and react towards our surroundings and how we take action depending on the inputs received. The conceptualization of an artificial sensory system, mimicking the human system, is a complex design with multiple sensors working simultaneous as it receives inputs from multiple sources and gives the user the same inputs as it normally receives. To simplify the overall complexity of the system, the focus was put on the reproduction of the sensation of touch, using a 3D prosthetics of a forearm and hand to emulate a human one. The design of the prosthetic was individualized in sections, hand and forearm. The forearm bearded the overall control system and hardware for the movement of the hand, separating the indicator, middle, ring, and pinky fingers movement from the thumb, in which its movement is wider by the type of design used allowing a wider grab. This way, not only the anatomy is precise, but also gives the prosthetic a wider range in movement and action. Its production was carefully done using 3D printing. By optimizing each parameter like printing time, quality, infill percentage, ironing and type of material used we produced a quality model with the capacity to achieve a high-performance hand movement with the capacity to easily add-on systems like a sensory hand glove. The sensitive mimicking add-on system developed, focused on the ability to sense touch as a primary target. Using the piezoresistive effect, as the base to transform the inputs received to signals, that can be translated and send to the nervous system, there was an implementation of piezoresistive sensors in the palm surface of a glove. A total of 16 sensors were implemented and wired simultaneously to an Arduino Mega2560 and the performance was better than expected, allowing not only the measure of force, voltage, capacitance, and analog read of each sensor uses, but also the location of that same force.

Keywords

Sensory system, Nervous system, Piezoresistive sensors, Hand prosthetics, 3D printing.

Índice

1. Introdução	1
1.1. Motivação	2
1.2. Objetivos	3
1.3. Questões de investigação	4
1.4. Organização da dissertação	4
2. Revisão Bibliográfica	7
2.1. Sistema Sensorial	7
2.1.1. Contextualização Histórica	7
2.1.2. Sistema Nervoso e a pele	10
2.1.3. Recetores Sensoriais	12
2.2. Revisão da Literatura	17
2.2.1. Próteses Inteligentes	18
2.2.2. Efeito Piezoelétrico e Piezoresistivo	22
2.2.3. Impressão 3D	25
3. Fabricação do modelo	29
4. Instrumentação da prótese	43
5. Instrumentação da luva sensorial	51
6. Ensaios de validação	63
7. Conclusão	75
7.1. Considerações finais	77
7.2. Proposta de trabalhos futuros	77
Referências	81
Anexos e Apêndices	87

Lista de Figuras

Fig.1. Uso da molécula capsaicina encontrada nas malaguetas para identificar a <i>Transient receptor potential cation channel subfamily V member 1 (TRPV1)</i> , um canal iónico ativado por calor causador de dor. Identificaram-se canais iónicos adicionais que permitiram perceber que diferentes temperaturas podem induzir sinais elétricos no sistema nervoso, adaptado de [1].	8
Fig.2. Uso de células mecanosensitivas para a identificação do canal iónico ativado por força mecânica. É identificado o Piezo1 e devido às similaridades encontradas, um segundo canal iónico é identificado (Piezo2), adaptado de [1]	9
Fig.3. O trabalho realizado neste tema e que levou a atribuição do prémio nobel da medicina em 2021 explicou não só como se iniciam os estímulos que dão origem às sensações de calor, frio e toque [2 - 5] no nosso sistema nervoso como também demonstrou a sua relevância em inúmeros processos fisiológicos e em certas doenças crónicas e degenerativas, adaptado de [1].	9
Fig. 4. Esquema representativo da conversão de um estímulo num sinal elétrico	11
Fig.5. Exemplos de recetores dependendo da sua sensibilidade diferenciada [10-11]. Encontramos do lado esquerdo os mecanorreceptores com função de detetar estímulos mecânicos sentidos (deformações, indentações, toque, etc.) na superfície da pele, e do lado direito um exemplo de quimiorreceptor responsável transformação de estímulos químicos (concentração, presença de substâncias, etc.) em estímulos elétricos.	12
Fig.6. Diferença entre adaptação lenta e rápida num intervalo de tempo consoante o estímulo recebido [12].	13
Fig.7. Tipo de sinal em relação a um intervalo de tempo e a sua diferença [13].	13
Fig.8. Representação da localização dos diversos mecanorreceptores em relação às camadas e ao tipo de superfície apresentada na pele [14].	14

Fig.9. Demonstração dos diferentes tipos de recetores em relação ao seu tipo de deteção, à localização e ao campo recetivo e em termos da intensidade e duração de cada estímulo, adaptado de [15].	15
Fig.10. Esquema representativo da classificação dos mecanorreceptores em relação ao tamanho do campo recetivo e a sua adaptabilidade [14].	16
Fig.11. Representação dos diferentes axónios. Verifica-se com o crescente diâmetro e crescente grau de mielinização, uma maior velocidade da propagação do impulso [14].	17
Fig.12. Demonstração de um protótipo de uma mão com capacidade sensitiva ao toque [23].	20
Fig.13. Representação de um sistema sensorial constituído por um sistema baseado num <i>Printed Circuit Board</i> (PCB) flexível e 3 tipos de sensores (temperatura, pressão e humidade) [25].	21
Fig.14. Dispositivo de recuperação motora composto por 5 motores ligados a um sistema Arduino UNO. Cada motor encontra-se ligado a um dedo em específico através de uma corda, que fará contrair e dedo até ao angulo desejado [27].	22
Fig.15. Demonstração do efeito piezoelétrico direto. Do lado esquerdo a representação do efeito produzido quando é realizada uma compressão no material e do lado direito o efeito produzido quando é realizada uma descompressão no material.	23
Fig.16. a) Design dos eléctrodos, b) Camadas da estrutura sensorial, c) Diagrama equivalente ao demonstrado em b), d) eléctrodos produzidos a partir de ITO (óxido de estanho de índio), e) translucidez, adaptado de [29].	24
Fig.17. Demonstração de um tipo de sensor (FSR402 Resistor) composto por um material piezoresistivo. O sensor demonstrado será o sensor usado posteriormente na construção da luva sensorial.	25
Fig. 18. Representação do modelo <i>open source</i> usado na produção.	29
Fig.19. Representação anatómica da mão humana.	30

Fig.20. Base do antebraço, demonstrando a região de encaixe com a mão na base do modelo (A1).	31
Fig.21. Parte inferior do antebraço com região de encaixe no seu topo à base do antebraço (A2).	31
Fig.22 Articulações colocadas entre as falanges (ar1-ar11) (lado esquerdo e lado direito) e entre as falanges e a mão (AR1-AR4) (ao centro).	32
Fig.23. Peça complementar ao movimento do polegar (P1) (esquerda) e a cobertura da palma da mão (C1) (direita).	32
Fig.24. Corpo da mão (M1). A verde encontra-se representado o suporte na impressão da peça.	33
Fig.25. 5 falanges proximais (Fp1 – Fp5) (esquerda), 4 falanges médias (Fm1 – Fm4) (meio) e 5 falanges distais (Fd1 – Fd5) (direita).	32
Fig.26. Cobertura do antebraço. A cor verde encontra-se representado o suporte de impressão (A3).	34
Fig.27. Padrão <i>gyroid</i> usado no <i>infill</i> do modelo (representado pela cor vermelho-escuro).	35
Fig.28. Demonstração do método de colocação de suporte. Em (1) encontramos como é criado o ângulo entre a superfície do modelo e a superfície da base, em (2) o suporte criado a partir de um ângulo de 55°, em (3) um ângulo de 35° e em (4) um ângulo de 15°.	36
Fig.29. Demonstração da impressão sem usar o processo de <i>ironing</i> (lado esquerdo) e ao usar o processo de <i>ironing</i> (lado direito).	38
Fig.30. Parâmetros de produção relativamente à peça A1.	39
Fig.31. Parâmetros de produção relativamente à peça A2.....	39
Fig.32. Tabela de produção relativamente às peças ar1-ar11 e Ar1-Ar4.	39
Fig.33. Tabela de produção relativamente às peças P1 e C1.	40

Fig.34. Tabela de produção relativamente à peça M1.	40
Fig.35. Tabela de produção em relação às peças (Fp1 – Fp5), (Fm1 – Fm4) e (Fd1 – Fd5).	40
Fig.36. Tabela de produção em relação à peça A3.	41
Fig.37. Demonstração dos componentes anteriormente descritos, sendo A1 e A2 os servos motores usados, B1 e B2 os potenciómetros usados para o controlo dos motores A1 e A2 respetivamente, D um condensador, E a <i>breadboard</i> usada para montagem do nosso circuito a qual se encontra fixa ao antebraço por cola quente e E o cabo de alimentação do nosso circuito.	43
Fig.38. Distância entre a peça A1 e a cabeça dos motores 1 e 2 (x) (esquerda) e o alinhamento com os cabos de ação de movimentação dos dedos protéticos (direita).	44
Fig.39. Figura representativa do movimento entre as peças A1 e A2 segundo um eixo de rotação ϵ	45
Fig.40. Representação esquemática do circuito desenvolvido.	45
Fig.41. Representação real do circuito representado na figura 39.	46
Fig.42. Demonstração da inclusão da biblioteca, das definições dos pins de ligação e das portas analógicas associadas a cada motor 1 e 2.	47
Fig.43. Definição das variáveis usadas no algoritmo de filtração dos dados dos nossos motores.	48
Fig.44. Definição das funções principais (<i>setup e loop</i>) essenciais ao funcionamento do nosso código de controlo dos nossos motores.	49
Fig.45. Representação das localizações dos sensores piezoresistivos na palma da mão da luva protética.	52

Fig.46. Tipo de luva usada na fixação dos sensores, e que posteriormente será colocada na mão próstética.	52
Fig.47. Ilustração do sensor piezoresistivo usado.	53
Fig.48. Representação gráfica da variação da condutância e da resistência segundo a força exercida. Retirado da <i>datasheet</i> pertencente ao sensor. Notar que a variável força se encontra representada em g.	53
Fig.49. Demonstração da montagem usada para cada sensor.	54
Fig.50. Representação da montagem da luva sensorial desenvolvida descrita anteriormente.	54
Fig.51. Introdução das variáveis <code>fsrPin = A</code> , relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.	55
Fig.52. Introdução das variáveis <code>fsrReading</code> , relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.	56
Fig.53. Introdução das variáveis <code>fsrVoltage</code> , relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.	56
Fig.54. Introdução das variáveis <code>fsrResistance</code> , relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.	56
Fig.55. Introdução das variáveis <code>fsrConductance</code> , relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.	57
Fig.56. Introdução das variáveis <code>fsrForce</code> , relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.	57
Fig.57. Introdução do <i>array</i> <code>myPinsVals [16]</code> , onde se encontra definida a ordem das portas analógicas no <i>array</i> , de A0 a A15.	57
Fig.58. Definição da porta de ligação com o Arduino.	57

Fig.59. Definição da ligação com cada sensor, definindo o seu pin de ligação e estabelecer os dados como inputs.	58
Fig.60. Pedido ao utilizador para inserir o número correspondente ao sensor requerido.	59
Fig.61. Pedido ao utilizador para inserir o número correspondente ao sensor requerido.	60
Fig.62. Representação de uma sub-rotina, neste caso para o sensor que se encontra ligado na porta analógica AO.	61
Fig.63. Definição da ordem de ligação dos sensores piezoresistivos. Ao lado esquerdo a representação esquemática dos sensores, ao lado direito a representação da luva protética já montada.	62
Fig.64. Demonstração do 1º teste.	64
Fig.65. Regiões do toque registadas no primeiro teste.	65
Fig.66. Regiões de toque registadas no segundo teste.	67
Fig.67. Regiões de toque registadas no terceiro teste.	69
Fig.68. Representação do copo usado e do tipo de encaixe exercido com a prótese em relação ao copo.	69
Fig.69. Regiões de toque registadas no quarto teste.	71
Fig.70. Demonstração do quarto teste, com a prótese produzida segurando no ovo sem queda.	71
Fig.71. Representação das regiões de toque registadas no quinto teste.	73
Fig.72. Representação do gesto de aperto de mão usado no quinto teste.	73

Lista de Tabelas

Tabela 1. Resumo dos <i>inputs</i> das impressões dos componentes pertencentes à prótese apresentada.	41
Tabela 2. Representação dos valores recolhidos no teste 1.	65
Tabela 3. Demonstração dos resultados relativamente ao segundo teste.	66
Tabela 4. Demonstração dos resultados obtidos no terceiro teste.	68
Tabela 5. Demonstração dos resultados obtidos na quarta testagem.	70
Tabela 6. Demonstração dos resultados obtidos na quinta testagem.	72

Lista de Acrónimos

ADN	Ácido Desoxirribonucleico
ADC	Conversor Analógico-Digital
AVC	Acidente Vascular Cerebral
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMA	Agência Europeia do Medicamento (EMA, do inglês “European Medicines Agency”)
EMG	Eletromiograma
FDA	Administração da alimentação e medicamento (FDA, do inglês “Food and Drug Administration”)
FDM	Modelagem de Deposição Fundida
FNA	Fibras Nervosas Aferentes
FNE	Fibras Nervosas Eferentes
FNV	Fibras Nervosas Viscerais
IDE	Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE, do inglês “Integrated Development Environment”)
NP	Sem pressão (NP, do inglês “No pressure”)
PCB	Placa de circuito impresso (PCB, do inglês “Printed Circuit Board”)
PET	Tereftalato de Polietileno
PLA	Ácido Polilático
S-EMG	Eletromiografia de superfície
SLA	Estereolitografia
SLS	Sinterização Seletiva a Laser
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SNC	Sistema Nervoso Central
TRPV-1	Subfamília V do canal catiônico do receptor potencial transitório membro 1 (TRPV-1, do inglês “Transient receptor potential cation channel subfamily V member 1”)
UBI	Universidade da Beira Interior

1. Introdução

A percepção e interpretação do mundo que nos rodeia advém de um conjunto de estímulos, sejam eles de carácter físico, como o simples toque ou a variação de temperatura, ou de carácter psicológico como o significado que damos a cada objeto, sensação ou momento que presenciamos. Estes fatores moldam-nos, não só como indivíduos, mas como humanos. Ao nível físico as nossas sensações como o tato, a sensação de calor e frio, a nossa propriocepção entre outras, são retiradas através de biossensores embutidos no corpo humano na forma de estímulos e sinais (*inputs*) que por sua vez serão transportados através do nosso sistema nervoso até alcançar o órgão o qual estará responsável pelo seu processamento e pela produção da respetiva resposta sensorial e/ou motora (*output*), o cérebro. De uma forma mais direta a recolha destas sensações físicas, mencionadas anteriormente, dá-se ao nível da nossa pele onde se encontra um complexo sistema de recolha de informação que se estabelece não só à sua superfície, mas ao longo de um conjunto de camadas que compõem a pele (epiderme, derme e hipoderme) estabelecendo o que é chamado o sistema nervoso sensorial o qual permite uma avaliação dos estímulos de forma extremamente pormenorizada, diferenciada e detalhada.

A falta deste complexo biossistema de recolha de informação, que se verifica em pacientes com doenças degenerativas nervosas ou amputações, faz com que exista uma alta necessidade na criação de sistemas que consigam mimetizar o nosso próprio biossistema sensorial. No caso de um paciente com uma amputação ou malformação, a prótese será a sua ligação/interação com o mundo exterior, na forma mais similar possível com o membro que inicialmente possuía. Aqui encontramos limitações não só ao nível biomecânico, com próteses ainda limitativas no tipo de movimentos e funcionamento, como também ao nível sensorial existindo um foco maior na comunicação entre o paciente e a prótese do que propriamente entre a prótese e o paciente conferindo possivelmente algum tipo de sensação como toque e sensibilidade à temperatura os quais são igualmente importantes e podem mitigar complicações futuras como a dor do membro fantasma, melhorar significativamente a recuperação do paciente e oferecer uma melhor qualidade de vida.

Aqui tentaremos mimetizar parte deste biossistema, focando unicamente no toque através de um sistema composto por sensores piezoelétricos e piezoresistivos embutidos

numa prótese produzida através de impressão 3D com diferentes tipos de polímeros como Ácido Polilático (PLA) e Tereftalato de Polietileno (PETG). Os objetivos serão o mapeamento do toque, localizando as zonas onde estará a haver interação, a força exercida, controlando a quantidade de força necessária dependendo do objeto que se pegar e por fim o processamento dos inputs para um output que permita ser processado pelos neurónios motores pertencentes ao sistema nervoso periférico.

A dissertação por si só terá interesse não só a académico como também social, sendo este estudo realizado com o objetivo de auxiliar a filha de uma aluna da Universidade da Beira Interior a qual não contém parte do seu antebraço de modo a dar uma funcionalidade o mais similar ao seu membro original.

1.1. Motivação

Temos presenciado uma evolução tecnológica sem precedentes. Nos dias que decorrem a tecnologia é vista como um meio para facilitar, não só o nosso dia a dia ou trabalho, mas também as nossas vidas em diversos sentidos. Temos hoje a capacidade de realizar uma monitorização à distância a pacientes com problemas cardíacos, produzir vacinas a uma velocidade sem precedentes em resposta a uma pandemia e a capacidade de personalizar medicação, tratamentos e dispositivos dependendo da necessidade específica do paciente em relação ao problema ou sintoma sentido. Todas estas possibilidades permitem-nos hoje pensar e sonhar o que poderá ser o dia de amanhã. Eu pessoalmente imagino um futuro perto da realidade descrita na grande saga dos filmes do *Starwars*, em que é apresentada um conjunto de tecnologias incríveis, não só ao nível estelar e de viajar entre planetas, mas também ao nível médico. São apresentadas máquinas de recuperação e de regeneração tecidual ao nível da ficção científica, que por incrível que pareça, nos nossos dias já se começam a verificar, mas ainda numa fase muito embrionária. Outra perspetiva apresentada é em relação às próteses, ao tipo de funcionamento e funcionalidade que conseguem alcançar. Infelizmente, mesmo com o nosso grande avanço tecnológico, não está nem perto do que nos é apresentado no *Starwars* e é uma área ainda com pouca evolução comparativamente com outras áreas em que a aposta tem sido nítida. Não falo só ao nível mecânico, onde sem dúvida que a pouca aposta tem incidido mais, mas também ao nível sensorial onde os trabalhos têm sido muito reduzidos e onde seria interessante e essencial apostar. Dar a possibilidade a

uma pessoa de recuperar parte do que perdeu, tanto a nível funcional como a nível sensorial, e de ter uma vida o mais perto do normal possível seria algo de incrível não? Para além disso a minha motivação ainda é mais alimentada pelo facto de eu não estar a fazer a minha dissertação só por mim, mas também por alguém que necessita do tipo de trabalho que estou aqui a desenvolver para conseguir ter uma vida o mais perto do normal possível. Falo de um caso em específico. Na Universidade da Beira Interior encontra-se uma aluna a qual tem uma filha que nasceu sem parte do seu antebraço. Inicialmente o projeto focava-se unicamente no desenvolvimento e construção de uma prótese a partir de impressão 3D, mas resolvi ir mais além, e pensando no futuro de uma criança que nunca conheceu o que é sentir o toque num objeto com as duas mãos, resolvi desafiar-me a ser mais ambicioso com o que conseguia fazer. Sei que o sistema que me estou a propor desenvolver possuirá limitações e não responderá ainda totalmente às necessidades, mas espero que consiga criar e promover o início do que poderá ser o necessário para alcançar este grande objetivo.

1.2. Objetivos

A presente investigação pretende atribuir propriedades somatosensoriais a uma prótese de um membro superior, mais especificamente, de uma mão protética. O nosso foco será colocado unicamente na atribuição da sensação de toque (pressão), através de um sistema composto por sensores piezoresistivos, associados a uma prótese produzida através de impressão 3D.

Os pontos chave a tomar em consideração como inputs de interesse serão:

- Avaliação da capacidade dos sistemas piezoresistivos;
- Avaliar o contacto com um objeto;
- Localização desse contacto na mão;
- Medição da força exercida;
- Produção de um output com amplitude na gama de leitura permitida pelos recetores nervosos humanos.

No contexto desta dissertação, o objetivo passa pela criação das bases e conceptualização de todo o sistema. No futuro, os resultados obtidos permitirão seguir para o objetivo seguinte que é a criação de uma interface corpo-máquina e testar o sistema num paciente.

1.3. Questões de investigação

- Que tipo de prótese é mais adequada ao tipo de medição pretendida? Pretendemos uma prótese o mais semelhante à nossa anatomia logo na sua produção, ou será mais benéfico a produção de um “esqueleto” para o seu funcionamento e posteriormente a colocação de um revestimento no qual se encontram embutidos os sensores?
- Quais os tipos de sensores mais adequados e adaptados ao funcionamento da prótese? Piezoelétricos ou piezoresistivos?
- A recolha dos inputs está na sua forma mais otimizada contabilizando a anatomia da prótese ou do membro?
- A recolha adaptativa dos inputs consoante o intervalo de tempo e o tipo de movimento está a ser contabilizada segundo que variáveis de interesse?
- Quais as diferenças em termos de output perante sensores e piezoresistivos?
- Perante um funcionamento conjunto dos dois tipos de sensores, conseguimos obter um mapeamento mais personalizado do toque?
- Quais as regiões chave onde a medição terá de ocorrer?

1.4. Organização da dissertação

Sendo esta dissertação transversal a muitas áreas de conhecimento, será necessário haver um enquadramento generalizado no estado da arte, passando por uma contextualização histórica, de seguida anatómica, do tipo de sistemas já desenvolvidos com similaridade ao nosso e finalmente em relação à impressão 3D como meio de produção protético. Estes temas serão abordados no segundo capítulo.

Seguidamente inicia-se o terceiro capítulo onde mostraremos todo o processo detalhado de construção da nossa prótese com a apresentação do tipo e os valores das variáveis usadas, usando a impressão 3D como processo de manufatura e o tipo de prótese usada. No quarto capítulo inicia-se a demonstração da instrumentação da prótese com a montagem e circuitos usados e a programação de controlo. Seguidamente no quinto capítulo apresenta-se a instrumentação da luva sensorial, indicando as zonas estratégicas onde se posicionam os sensores, o tipo de sensores piezoelétricos usados e as suas características, o tipo de circuito elétrico adotado e toda a programação por detrás da instrumentação. Tendo todos os sistemas instrumentalizados passamos para o sexto capítulo com os ensaios de validação, e a realização de testes específicos para a validação dos sistemas criados. Por último passamos para o sétimo e último capítulo, com as nossas conclusões relativamente a toda a pesquisa e trabalho realizado, as considerações finais tomando por base os resultados obtidos e, por fim, as propostas de trabalhos futuros mencionando questões que surgiram ao longo desta dissertação, e que futuramente serão necessárias serem desenvolvidas.

2. Revisão Bibliográfica

2.1. Sistema Sensorial

2.1.1. Contextualização histórica

O funcionamento do sistema somatosensorial tem fascinado a humanidade durante milénios. A forma de como percecionamos, processamos e atuamos perante os estímulos que nos rodeiam tem sido alvo de vários estudos.

No século XVII, o filósofo René Descartes numa forma de explicar como nós sentimos a sensação de calor, imaginou diferentes partes da nossa pele ligada ao cérebro por um conjunto de fios. Desta forma, um pé em contacto com uma chama iria iniciar nos recetores sensoriais um sinal elétrico em forma de onda mecânica que se propaga pelo fio até ao nosso cérebro. Nos séculos que se seguiram, múltiplos estudos comprovaram a existência do que chamamos atualmente de neurónios, e mais especificamente, a sua diferenciação em múltiplos tipos de neurónios dependendo da sua função específica. Em 1944 Joseph Erlanger e Herbert Gasser receberam o prémio nobel da medicina pela descoberta de diferentes tipos de nervos sensoriais que reagem a estímulos distintos, como por exemplo, na resposta ao toque com dor e sem dor. Desde aí tem sido comprovado que a especificidade dos nossos neurónios é muito mais refinada na deteção e transdução de diferentes tipos de estímulos, permitindo uma deteção complexa e completa do ambiente que nos rodeia [1].

Em 1990, David Julius na universidade da Califórnia, São Francisco, EUA, começou por analisar as potenciais vantagens que poderiam advir da análise da capsaicina [2, 3], um composto químico ativo e presente em pimentas chili. Este composto já conhecido por ativar células nervosas e causar sensações de calor, era ainda um mistério no seu mecanismo de ação. Julius e a sua equipa criaram uma biblioteca de milhões de fragmentos de Ácido Desoxirribonucleico (ADN) que correspondiam a genes que são expressos nos neurónios sensoriais que poderiam reagir a estímulos dolorosos, térmicos e mecânicos. Hipoteticamente a presença do gene codificador da proteína capaz de reagir a capsaicina estaria presente nesta biblioteca e iria permitir a sua identificação e por

consequência a identificação do gene responsável por sinalizar e iniciar o mecanismo da identificação da sensação de calor (Fig.1).

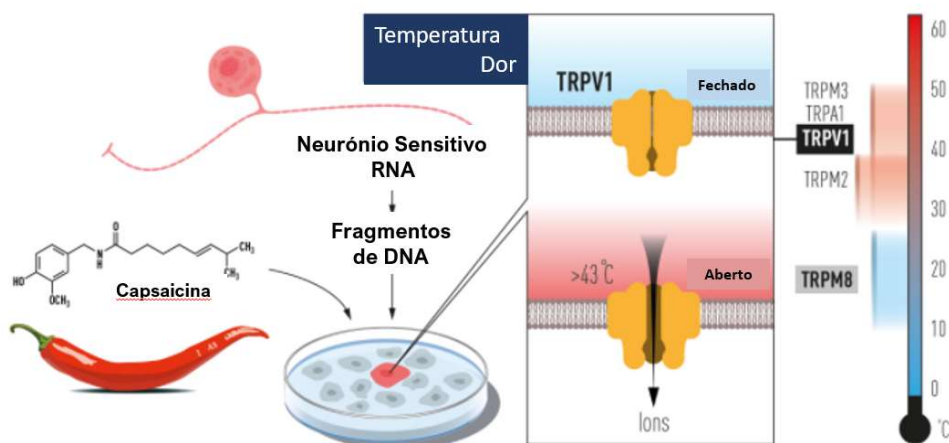


Fig.1. Uso da molécula capsaicina encontrada nas malaguetas para identificar a *Transient receptor potential cation channel subfamily V member 1* (TRPV1), um canal iônico ativado por calor causador de dor. Identificaram-se canais iônicos adicionais que permitiram perceber que diferentes temperaturas podem induzir sinais elétricos no sistema nervoso, adaptado de [1].

Apesar do progresso na identificação do gene codificador da detecção de calor, havia ainda uma falta de informação em relação a detecção dos mecanismos de toque e como essa comunicação seria estabelecida. Em 2021 Ardem Patapoutain, investigador no centro de investigação de Scripps em La Jolla, EUA, e um conjunto de investigadores identificaram um sinal elétrico produzido após células individuais serem picadas com micro agulhas nas suas membranas celulares. Tal como sugerido na pesquisa [1] e seguindo a mesma linha de pensamento adotado na identificação dos recetores de calor [3], presumiu-se à partida que o recetor seria um canal de iões presente na membrana. Procedeu-se ao silenciamento dos recetores presentes na membrana conduzindo a identificação do recetor mecanosensitivo, sendo este o responsável pela identificação do que classificamos como toque. É realizada a identificação dos recetores Piezo1 e Piezo2 como os recetores mecanosensitivos responsáveis por todo o mecanismo [4], e os quais são ativados através da pressão criada diretamente na membrana celular (Fig. 2).

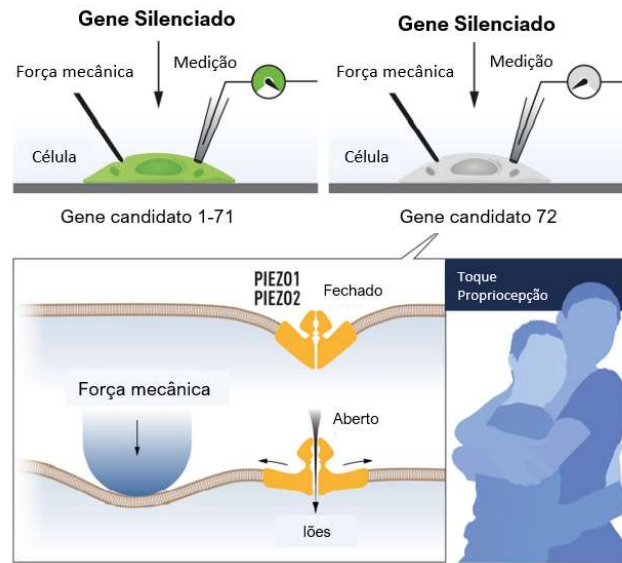


Fig.2. Uso de células mecanossensíveis para a identificação do canal iónico ativado por força mecânica. É identificado o Piezo1 e devido às similaridades encontradas, um segundo canal iónico é identificado (Piezo2), adaptado de [1].

Seguindo a investigação Popapoutain comprovou que o recetor Piezo2 é um canal essencial em todo o mecanismo que compõem a sensação de toque [5, 6]. Para além do referido, a sua intervenção é crítica na propriocepção [7] do nosso corpo, permitindo o reconhecimento da posição e movimento corporal. O funcionamento em conjunto do Piezo1 e Piezo2 tem ainda impacto ao nível fisiológico em relação a pressão sanguínea, respiração e controlo da bexiga (Fig. 3).

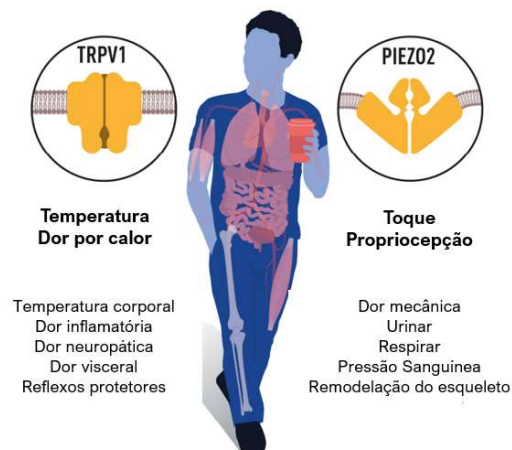


Fig.3. O trabalho realizado neste tema e que levou a atribuição do prémio nobel da medicina em 2021 explicou não só como se iniciam os estímulos que dão origem às sensações de calor, o frio e o toque [2 - 5] no nosso sistema nervoso como também demonstrou a sua relevância em inúmeros processos fisiológicos e em certas doenças crónicas e degenerativas, adaptado de [1].

2.1.2. Sistema nervoso e a pele

O sistema nervoso é um conjunto funcional de células, tecidos e órgãos que tem como função receber, transmitir, regular e enviar as respostas a estímulos interiormente e exteriormente criados em relação ao nosso organismo [8]. Topologicamente encontramos o sistema nervoso dividido em duas grandes unidades, o sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP). O SNC é composto pelo nosso cérebro e espinal medula, estruturas estas rodeadas por osso, crânio e o conjunto de todas as vertebrae respetivamente. Por sua vez a composição do SNP será todo o resto que compõe o nosso sistema nervoso, sendo este grupo representativo de 12 pares de nervos cranianos, 31 pares de nervos espinhais e os gânglios associados aos nervos cranianos e espinhais, as redes nervosas simpática direita e esquerda e os gânglios associados e por último os nervos parassimpáticos pélvicos [8].

Relativamente aos nervos cranianos e espinhais será importante compreenderem-se duas distinções para mais à frente compreendermos melhor o comportamento e a comunicação realizada entre o sistema nervoso e os diferentes membros. Em primeiro lugar compreender a distinção entre fibras nervosas aferentes (FNA) e eferentes (FNE) sendo que as FNA são as que transmitem informação sensorial dos recetores periféricos para o SNC, tais como os complexos de Pacinian e Meissner, e as FNE realizam o transporte da informação motora do SNC para a periferia do nosso sistema nervoso (membros, órgãos, etc.). Em segundo lugar a distinção realizada dentro dos nervos cranianos e espinhais os quais se diferenciam entre fibras nervosas viscerais (FNV) que são as responsáveis pelos nervos aferentes e eferentes que irrigam os órgãos dos sistemas cardiovascular, respiratório, digestivo, urinário e reprodutivo, e entre as fibras nervosas somáticas (FNS) onde se incluem as fibras nervosas sensoriais e motoras inseridas nas estruturas mais periféricas do nosso corpo como é o caso do músculo esquelético, tendões, articulações, pele, etc., sendo o último exemplo o órgão onde iremos basear a nossa investigação e o qual tentaremos mimetizar da forma mais semelhante, a pele [9]. A figura 4 ilustra esquematicamente todo o funcionamento de comunicação explicado anteriormente.



Fig.4. Esquema representativo da conversão de um estímulo num sinal elétrico.

A pele constitui a interface entre o corpo e o ambiente que nos rodeia e é considerado o maior órgão do corpo humano. Contém um grande número de funções fisiológicas as quais são essenciais para manter a homeostasia, proteção e interação social. A sua mobilidade e elasticidade são cruciais para o movimento das articulações e a sua força associada torna-se essencial em locais como as mãos e os pés, locais estes que estão expostos a pequenos traumas regularmente. Adicionalmente, apesar de a pele cobrir todo o nosso corpo, encontramos adaptabilidade em certas zonas para funções específicas. Por exemplo, a pele localizada na ponta dos dedos é mais grossa, sensível e húmida de forma a tornar esta parte da pele ideal para agarrar objetos, enquanto a pele localizada nas orbitas oculares tem mais mobilidade e promove ao mesmo tempo uma boa proteção para o olho em si [9].

Por ser a interface entre o corpo e o exterior a pele contém um complexo sistema sensorial composto por inúmeros recetores e uma extensa rede de FNS que se estende em toda a sua área, permitindo a receção de estímulos num largo espectro de modalidades. O elevado número de terminações nervosas na sua estrutura permite uma criação de estímulos sensoriais imediatos desde o meio circundante até ao córtex sensorial. Isto permite que exista um conjunto de ações defensivas, reflexos, cuja rapidez permite, por exemplo, estarmos na presença de um objeto com uma elevada temperatura e retirarmos o membro com a maior rapidez possível a fim de evitar uma lesão de maior gravidade ou até evitar a lesão em si [8, 9].

Esta recolha de informação é permitida, numa primeira fase, através dos inúmeros recetores distribuídos ao longo da nossa pele e das suas três camadas principais, a epiderme, a derme e a hipoderme. Estes recetores encontram-se distribuídos transversal e longitudinalmente ao longo das camadas referidas anteriormente e dependendo da sua função e do tipo de dados recolhidos em específico, também a sua localização e função irão variar. Encontramos como exemplo vários tipos específicos de recetores, mas para

a finalidade do trabalho desenvolvido o foco será colocado nos mecanorreceptores sendo estes os responsáveis pela detecção dos estímulos mecânicos (toque) [8, 9, 12]. A figura 5 representa alguns desses sensores mencionados anteriormente.

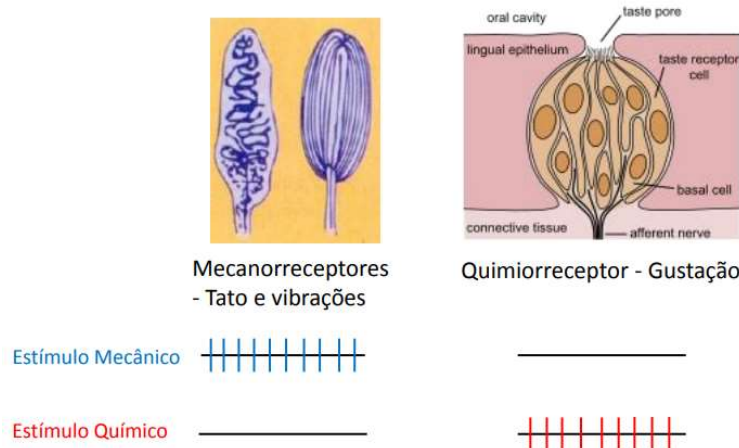


Fig.5. Exemplos de recetores dependendo da sua sensibilidade diferenciada [10-11]. Encontramos do lado esquerdo os mecanorreceptores com função de detetar estímulos mecânicos sentidos (deformações, indentações, toque, etc.) na superfície da pele, e do lado direito um exemplo de quimiorreceptor responsável transformação de estímulos químicos (concentração, presença de substâncias, etc.) em estímulos elétricos.

2.1.3. Recetores sensoriais

Todas as nossas sensações e como percebemos e avaliamos o ambiente que nos rodeia é realizado, numa primeira fase, na nossa pele. Será aqui que se estabelece o contacto e a detecção dos estímulos por parte dos nossos recetores sensoriais que por sua vez irão comunicar a informação lida para as vias de transmissão (neurónios) até chegar ao nosso SNC, onde esta informação será avaliada e finalmente será produzida uma resposta fisiológica que irá adaptar o nosso corpo ao estímulo lido [12-13].

Devido à enorme quantidade de estímulos lidos constantemente pelos nossos sentidos o nosso corpo, fisiologicamente, criou múltiplos tipos de recetores específicos para cada tipo de estímulo e, dependendo da prioridade da informação a ser processada, vias de comunicação de informação mais rápidas ou lentas, apesar de todo o processo de recolha, avaliação e resposta ser incrivelmente rápido como demonstrado na figura 6 Nos próprios recetores existe uma diferença na adaptabilidade em relação à detecção e transmissão do sinal [7, 8, 12].

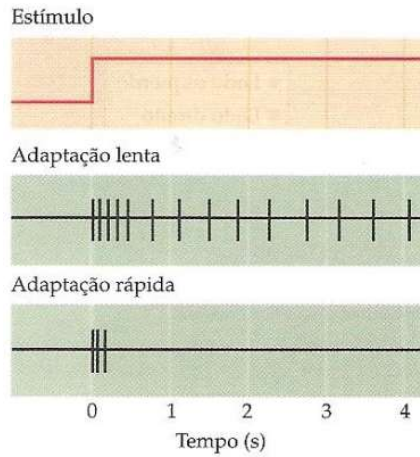


Fig.6. Diferença entre adaptação lenta e rápida num intervalo de tempo consoante o estímulo recebido [12].

Encontramos os chamados recetores tônicos os quais realizam uma adaptação lenta e uma transmissão contínua dos impulsos para o SNC durante o intervalo de tempo que o estímulo estiver presente (Figura 6). Por outro lado, os recetores fásicos ou de transição do estímulo realizam uma adaptação mais rápida e não podem ser usados para transmitir sinais contínuos, sendo a sua estimulação realizada apenas quando a força do estímulo se altera.

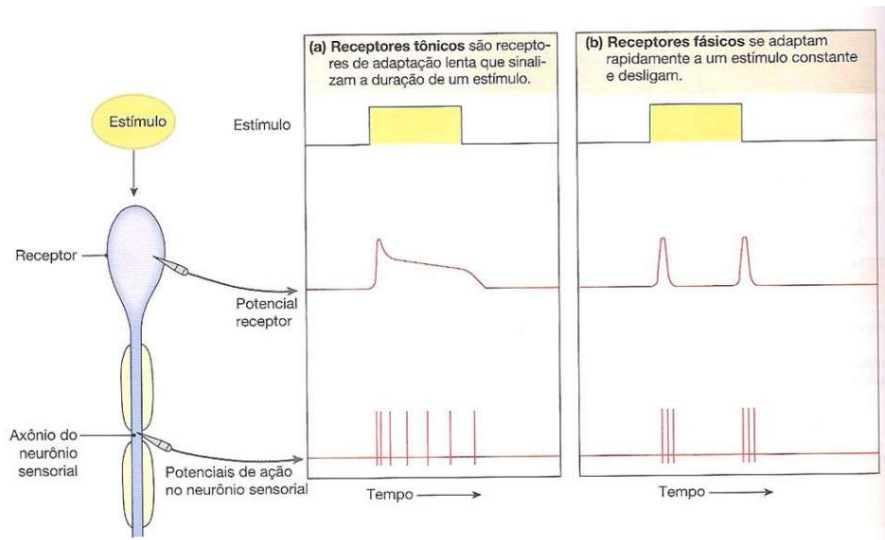


Fig.7. Tipo de sinal em relação a um intervalo de tempo e a sua diferença [13].

Tal como referimos anteriormente a localização dos nossos recetores é um fator com muita relevância e que define, regula e prioriza o seu funcionamento dependendo do estímulo recebido (Figura 7, 8). Também a sua localização vai fazer variar o seu número de recetores distribuídos por unidade de área, existindo diferenças no número de recetores que encontramos na palma da mão ou na ponta do dedo.

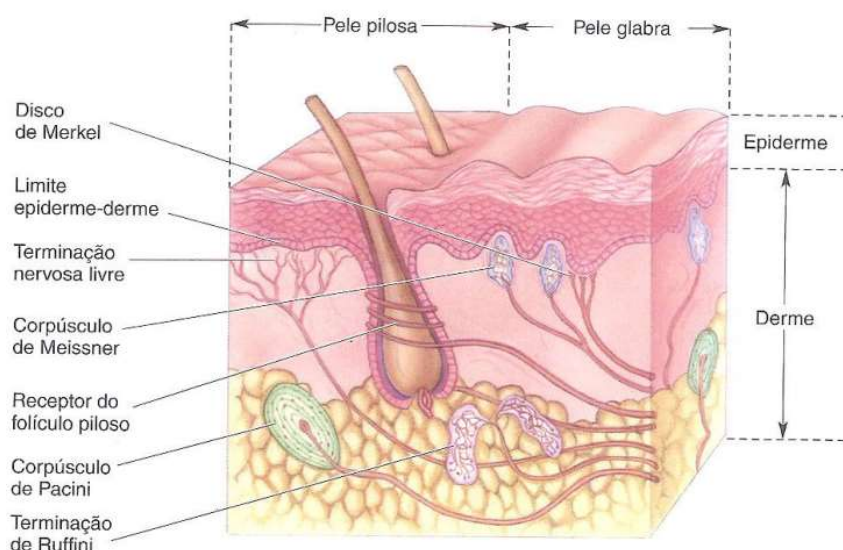


Fig.8. Representação da localização dos diversos mecanorreceptores em relação às camadas e ao tipo de superfície apresentada na pele [14].

Mencionando especificamente os mecanorreceptores responsáveis pela nossa capacidade de sentirmos toque e diferenças de pressão, iremos mencionar 4 tipos principais os quais na sua morfologia se diferenciam pelas suas terminações nervosas especializadas [9, 12, 13, 14]:

1. Discos de Merkel;
2. Corpúsculo de Meissner;
3. Corpúsculo de Pacini;
4. Terminações de Ruffini.

A ativação de todos estes mecanorreceptores em simultâneo produz o que definimos como o contacto com o objeto e a sua localização é avaliada através da codificação da localização do estímulo relativamente a distribuição espacial da população de recetores ativados através do toque com o objeto.

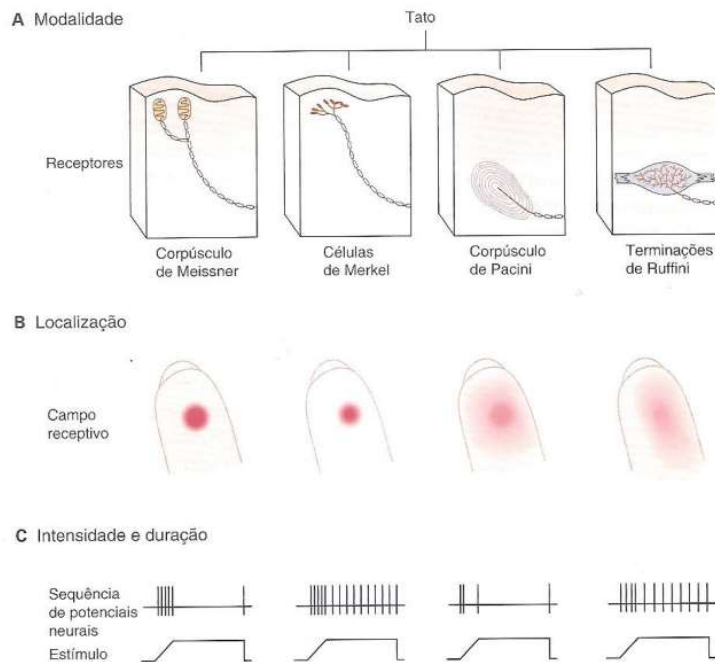


Fig.9. Demonstração dos diferentes tipos de recetores em relação ao seu tipo de deteção, à localização e ao campo recetivo e em termos da intensidade e duração de cada estímulo, adaptado de [15].

Ao observarmos os campos recetivos de cada recetor verificamos que obtemos diferentes tipos de localizações em relação ao raio de ação verificado, como também em relação à intensidade e duração de estímulo medido. De realçar a localização de cada recetor em relação as camadas da pele, indicando que o corpúsculo de Meissner e as células de Merkel ao se apresentarem na camada mais à superfície da pele (epiderme), classificam-se como recetores que permitem uma melhor resolução devido ao tamanho reduzido em relação ao campo recetivo. Relativamente à resolução temporal, encontramos uma rápida adaptação, relativamente aos corpúsculos de Meissner e, pelo contrário, uma adaptação lenta por parte dos corpúsculos de Merkel [12 - 15].

Pelo contrário o corpúsculo de Pacini e as terminações de Ruffini classificam-se com uma menor resolução espacial devido ao seu largo raio de campo recetivo. Verifica-se uma adaptação mais lenta, no caso dos corpúsculos de Ruffini, indicando uma menor resolução temporal, e pelo contrário, uma adaptação mais rápida nos corpúsculos de Pacini, indicando uma maior resolução temporal. [12 - 15].

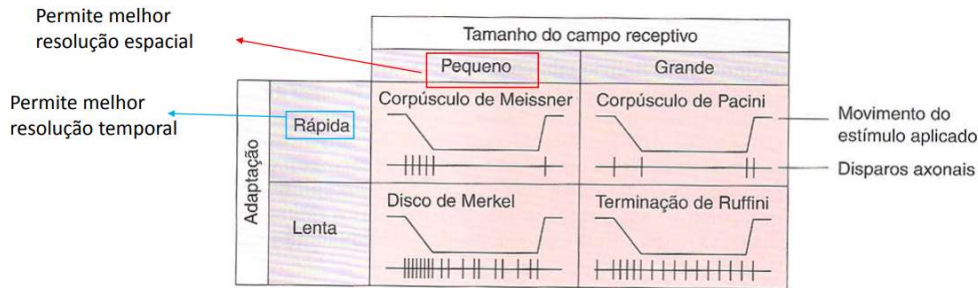


Fig.10. Esquema representativo da classificação dos mecanorreceptores em relação ao tamanho do campo receptivo e a sua adaptabilidade [14].

Como podemos verificar na figura 9, as diferenças entre os diferentes recetores existem não só ao nível morfológico, mas também ao nível da sua localização cutânea. Ambos estes fatores têm um alto grau de relevância no bom funcionamento, não só de cada recetor individualmente, mas também no seu funcionamento conjunto. Estas diferenças claras levam a questões relevantes para o tema que estamos a retratar, como é o caso da propagação dos estímulos recebidos.

Será também a sua propagação igual apesar da clara diferença entre os diferentes recetores?

A resposta a esta questão prende-se com a morfologia dos nossos neurónios, mais especificamente com os diâmetros dos axónios (Fig. 11). Aqui encontramos alguns conceitos importantes como os axónios aferentes, que apresentam como função levar a informação dos recetores sensoriais até à espinal medula. Dentro destes diferenciamos os axónios aferentes primários por apresentarem um diâmetro e mielinização distintos e os axónios dos nervos cutâneos e axónios que inervam os nossos músculos e tendões pela sua representação em termos de escrita, sendo os axónios dos nervos cutâneos comumente designados de $A\alpha$, $A\beta$, $A\delta$. De notar a classificação C, sendo esta específica para a classificação das fibras nervosas sensoriais/sensitivas.

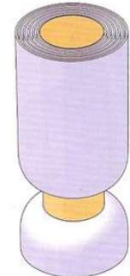



Axónios da pele	A α	A β	A δ	C
Axónios dos músculos	Grupo I	II	III	IV
				
Diâmetro (μm)	13-20	6-12	1-5	0,2-1,5
Velocidade (m/s)	80-120	35-75	5-30	0,5-2
Receptores sensoriais	Proprioceptores do músculo esquelético	Mecanorreceptores da pele	Dor, temperatura	Temperatura, dor, prurido

Fig.11. Representação dos diferentes axónios. Verifica-se com o crescente diâmetro e crescente grau de mielinização, uma maior velocidade da propagação do impulso [14].

2.2. Revisão da literatura

Em anos recentes, temos presenciado um crescimento tecnológico exponencial. Roupas inteligentes transformaram as braceletes de monitorização de exercício físico e monitorização cardíaca comuns em sensores multifuncionais capazes de monitorizar em tempo real sinais fisiológicos como ritmo cardíaco, respiração, hidratação, temperatura e padrões de dormir. Tais tecnologias facilitam um diagnóstico precoce não só ao nível da deteção, como também através da evolução na monitorização, acompanhamento e tratamento de doenças crónicas [16, 17].

Esta revolução abriu a possibilidade a toda a comunidade médica de realizar monitorizações periódicas à distância sem exigir o deslocamento do paciente as superfícies de saúde. Ao nível económico possibilita a redução dos custos e do tempo que normalmente seriam necessários despendido num diagnóstico ou na realização de um simples exame médico pelos custos associados ao uso de certos equipamentos. Ao nível tecnológico temos um crescimento da especificidade e do refinamento na recolha da informação que nos é útil para melhorar não só os sistemas de monitorização, diagnóstico e terapêutico, mas também sistemas acoplados ao nosso corpo que não tomam uma posição clínica no seu funcionamento mas sim uma posição de melhorar performances ao nível físico, restituir funcionalidades afetadas por doença ou um avanço

da idade e também na reposição de funcionalidades ou membros perdidos, como é o caso dos sistemas biônicos [17].

Com a otimização dos sistemas de monitorização não só ao nível da sua capacidade de deteção como também ao nível do seu tamanho físico, a área dos sistemas biomédicos portáteis tem crescido exponencialmente de uma forma sem precedentes, sendo esperado um crescimento de 8.9 biliões dólares em 2018 para 29.9 biliões de dólares em 2023 [18]. Tal como referido, a redução do tamanho dos componentes eletrónicos, podendo nos nossos dias alcançar escalas menores que a escala nano, permitiu o desenvolvimento de sistemas altamente sensíveis, seletivos, com um largo espectro de ação, tal como é discutido no artigo [19].

2.2.1. Próteses inteligentes

Compreendemos por próteses inteligentes sistemas com um largo espectro de funcionamento, com um controlo absoluto para o utilizador e com um grau de complexidade elevado tornando-a o mais semelhante ao membro original. A sua complexidade advém, não só pelo tipo de uso exigido ao utilizador, mas pelo seu design e componentes. Atualmente temos a capacidade de realizar leitura de sinais fisiológicos de uma forma muito mais precisa e facilitada devido à redução do tamanho dos componentes necessários. Encontramos múltiplos exemplos deste tipo de sistemas que vão desde solas de sapatos inteligentes capazes de realizar medições e um mapeamento da pressão realizada no pé enquanto o utilizador caminha [20, 21], tornando-se útil no caso do mapeamento do pé quando pensamos num desenvolvimento de uma prótese de membro inferior onde a forma de caminhar será um dos principais fatores, até sistemas de recolha de dados em que o sensor e todo o circuito envolvido tomam a forma de uma tatuagem ou uma película semelhante a uma pele artificial, acoplada à pele sem criar dano ao próprio utilizador e com capacidade de medição de sinais de Eletrocardiograma (ECG), Eletroencefalograma (EEG), Eletromiograma (EMG), temperatura e hidratação [20]. Estes exemplos de sistemas semelhantes a uma pele artificial são neste momento a fronteira dos dispositivos *wearable*, e o seu uso tem vindo a aumentar de uma forma exponencial em casos como a monitorização dos seus utilizadores. A composição destes sensores é baseada no uso de técnicas de fabricação de microeletrónica convencional envolvendo deposição em vácuo de filmes metálicos, *spin coating*, processos fotolitográficos, gravura húmida e seca e impressão por transferência. Tais técnicas bem

desenvolvidas e estabelecidas na indústria de fabricação facilitam o desenvolvimento de películas de pele artificial ultrafinas, com multicamadas e multifuncionais [21].

Os sensores *wearable*, além do referido, proporcionam oportunidades de interagir e comunicar com objetos externos. Vários estudos e projetos têm sido desenvolvidos estes últimos anos usando este tipo de sensores em conjunto com sistemas de peles artificiais para produzir sistemas sensoriais, por exemplo em forma de luva, facilitando a identificação, a sensação e a caracterização de objetos quando estes são agarrados, proporcionando oportunidades de design robóticos e próstéticos. Exemplos incluem uma luva tátil criada por nano estruturas de ouro em crescimento numa fibra duplamente torcida com nano camadas de dissulfeto de molibdénio metálico [21]. A estrutura compósita apresenta propriedades piezoresistivas, sugerindo que a sua resistência elétrica, em resposta a uma deformação mecânica como pressão, estiramento ou a dobra, varia consoante a força exercida. Este princípio é usado na fabricação de luvas inteligentes para deteção sensorial do tato quando as ações a serem usadas são o agarrar e largar um objeto. Da mesma maneira, e não sendo a composição estrutural anterior exemplo único, outra luva inteligente foi desenvolvida por Manuel et al, posicionando um filme dielétrico de silicone poroso entre filmes de tecido condutor. A compressão da camada porosa dielétrica por uma força externa aumenta a capacitância do sensor, que por sua vez é usado para medir o peso de um objeto [22].

Relativamente ao apresentado nesta dissertação, em termos comparativos ao nível físico e dos fatores a medir, terá mais semelhanças o projeto apresentado em [22]. Esta luva compreende um funcionamento baseado no metal gálio no seu estado líquido. Esta estratégia adota a implementação de um circuito com uma ponte de *Wheatstone* interligado a quatro câmaras microfluídicas [22]. A compressão das câmaras por forças externas varia a resistência elétrica do circuito, permitindo assim a medição da pressão exercida. Um total de dezassete sensores de pressão, semelhantes ao anteriormente descrito, são embutidos na luva facilitando a deteção do toque do objeto aquando da realização dos movimentos de pegar, agarrar, abanar e tocar no objeto como demonstrado na figura 12 [22].

Semelhante à metodologia adotada neste trabalho, a nossa prótese assemelha-se ao exemplo anterior numa componente física, com a produção da parte rígida e mecânica da prótese em impressão 3D (Fig.12.).

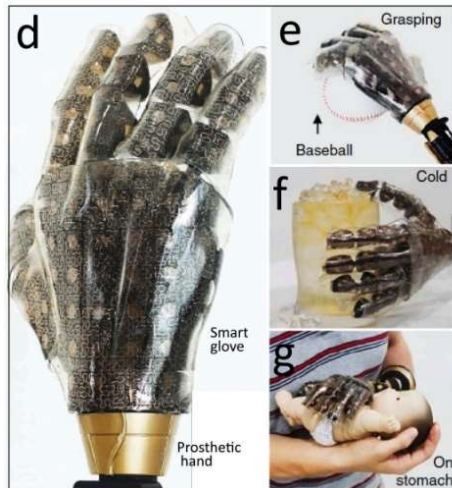


Fig.12. Demonstração de um protótipo de uma mão com capacidade sensível ao toque [23].

Podemos ter em conta inúmeros exemplos e estudos conduzidos na componente de design e produção de próteses. Em anos recentes inúmeros exemplos foram produzidos tendo em vista a realização de um maior número de funcionalidades, contudo a aposta na construção de sistemas de feedback sensoriais eficientes, tem sido pouco explorada comparativamente à evolução prótica [23, 24].

Para além da componente tecnológica, o custo neste tipo de sistemas toma um papel importante, não existindo até à data muitas opções, em relação a sistemas sensoriais, que permitam uma aposta por parte dos seus utilizadores [25, 26]. Encontramos como exemplo o sistema representado na figura 13, que toma como um ponto de interesse a relação entre a funcionalidade e o custo da produção de uma luva sensorial colocada numa prótese genérica. Neste exemplo são usados 3 tipos diferentes de sensores. Tem se em conta a temperatura, pressão e humidade como fatores individuais e coletivos. Os sensores de pressão funcionam na deteção do objeto, mapeando o toque, enquanto os sensores de temperatura e humidade funcionam como sistemas complementares, providenciando informação adicional no toque com o objeto, assim como o ambiente que os rodeia [27].

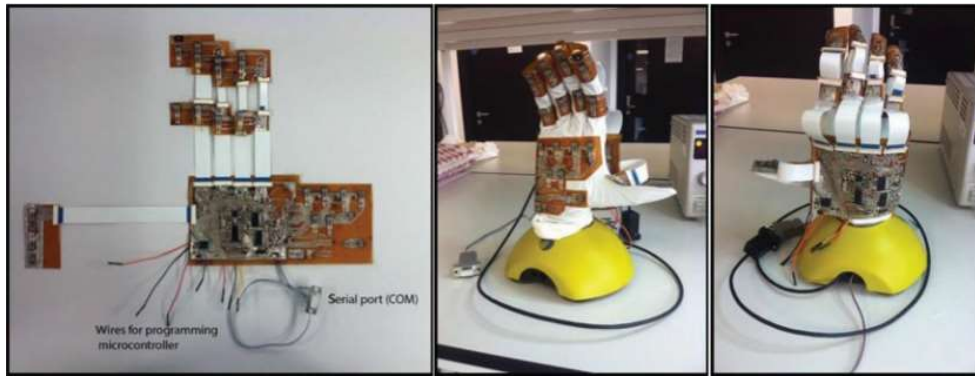


Fig.13. Representação de um sistema sensorial constituído por um sistema baseado num *Printed Circuit Board* (PCB) flexível e 3 tipos de sensores (temperatura, pressão e humidade) [25].

Por norma pensamos em próteses como sistemas mecânicos substitutos de partes do nosso corpo que sofreram uma amputação parcial ou total ou por condição congênita (próteses ativas), mas podemos pensar igualmente como sendo sistemas que têm a capacidade de melhorar ou recuperar alguma função corporal (próteses passivas) [27]. Estas próteses passivas usam forças externas exercidas pelo próprio sistema para auxiliar na recuperação do membro afetado. Estas recuperações, por norma, são demoradas e requerem um número substancial de sessões de fisioterapia.

Os surgimentos destes sistemas passivos na recuperação tornam-se cada vez mais essenciais no campo da fisioterapia. Demonstrando o exemplo de uma luva prótica, o seu uso torna-se de grande relevo em pacientes diagnosticados com artrite Parkinson, paralisia cerebral, tremores e acidentes vasculares cerebrais (AVC's). Apesar deste tipo de sistemas ter demonstrado uma evolução significativa nos últimos anos, a sua utilização ainda é muito limitada por questões funcionais, cosméticas e económicas [27].

Na figura 14 verificamos o sistema descrito no parágrafo anterior. O seu objetivo será a contração e extensão dos dedos da mão, com finalidade terapêutica e criar rotinas repetitivas de exercícios específicos, que podem ser realizados em casa e auxiliar no recobro da lesão.

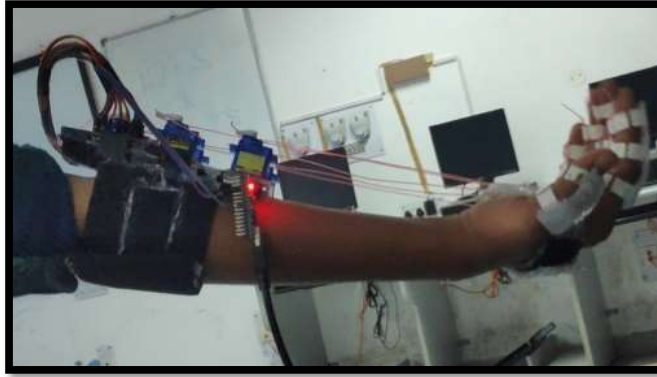


Fig.14. Dispositivo de recuperação motora composto por 5 motores ligados a um sistema Arduino UNO. Cada motor encontra-se ligado a um dedo em específico através de uma corda, que fará contrair e dedo até ao ângulo desejado [27].

A nossa luva será produzida embutindo sensores piezoresistivos em conjunto e separado, a fim de compararmos resultados e acharmos o que melhor se adequa ao que pretendemos obter, um sistema de deteção ao toque com mapeamento de forças externas atuantes dependendo do local onde serão exercidas.

2.2.2. Efeito Piezoelétrico e Piezoresistivo

Descoberto em 1880 por Jacques e Pierre Curie, o efeito piezoelétrico tem por base a deformação de uma estrutura cristalina assimétrica ao longo dos seus eixos hemiédricos através de compressão, que por sua vez permite uma polarização da estrutura cristalina e conseqüente produção de energia [28]. Pelo contrário, a descompressão dessa mesma estrutura cristalina na mesma direção à que a força foi exercida, gera um potencial elétrico de efeito e sinal oposto, tal como se encontra demonstrado na figura 15. Este fenómeno por sua vez não se verifica em materiais amorfos, devido a este tipo de material não ter uma estrutura cristalina definida e organizada, não existindo assim uma

orientação de cargas uniforme e separada por igual, a fim de criar uma diferença de potencial [28].

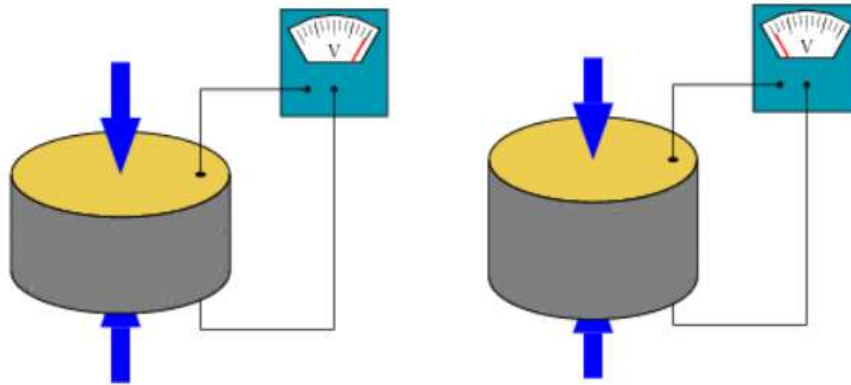


Fig.15. Demonstração do efeito piezoelétrico direto. Do lado esquerdo a representação do efeito produzido quando é realizada uma compressão no material e do lado direito o efeito produzido quando é realizada uma descompressão no material.

Pelo contrário, podemos induzir um efeito piezoelétrico inverso, não a partir de uma deformação, mas sim através de um campo elétrico aplicado na estrutura a ser usada. Isto criará uma deformação no material e permitirá a sua contração ou expansão. Este efeito é obtido a partir de cristais que não possuem centros de simetria [28, 29].

Para melhor entender este efeito tomemos o exemplo geral de uma estrutura cristalina e dos seus átomos individualmente. Cada molécula encontra-se polarizada, com uma carga negativa ou positiva [28,29]. Dependendo se estamos a retratar uma estrutura química simétrica e organizada ou uma estrutura amorfa assimétrica, também a orientação das nossas moléculas irá variar, colocando moléculas com a mesma carga do mesmo lado no caso de uma estrutura simétrica, criando assim um dipolo, ou a colocação de moléculas de forma aleatória, criando uma estrutura assimétrica [29]. Esta diferença entre as diversas cargas e simetrias irá diferenciar se o material contém propriedades piezoelétricas ou não. Para além disso, materiais com propriedades piezoelétricas aliados a outros tipos de materiais permitem a produção de um sistema capaz de detetar sinais como o toque, através da variação de pressão que leva a produção de uma certa quantidade de energia que é quantificável, podendo assim calcular a quantidade de pressão exercida em determinada localização. Este tipo de arquitetura capacitiva, é usada

em sistemas que tentam a mimetização do nosso sistema sensorial de tato [30, 31]. A figura 16 demonstra um desses sistemas de mimetização, com uma arquitetura multicamada capaz de transformar um sinal de pressão em uma tensão quantificável.

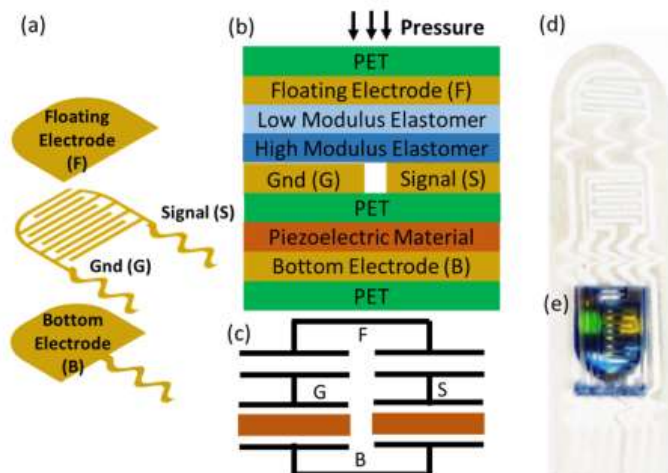


Fig.16. a) Design dos eletrodos, b) Camadas da estrutura sensorial, c) Diagrama equivalente ao demonstrado em b), d) eletrodos produzidos a partir de ITO (óxido de estanho de índio), e) transparência, adaptado de [29].

Ao contrário do efeito piezoresistivo, o efeito piezoelétrico contém a capacidade de realizar o efeito oposto, ao induzir um campo elétrico junto do material conduzindo a uma deformação física.

Diferente dos materiais piezoelétricos, os materiais piezoresistivos não têm a capacidade inerente de gerar sinais elétricos quando sujeitos a um stress mecânico, mas sim a partir da variação da resistência elétrica como consequência da atuação de um stress mecânico [32]. Por norma, sensores que na sua constituição possuem materiais piezoresistivos, são definidos como sensores ativos e são usualmente utilizados na recolha de sinais mais precisos, como parâmetros geométricos, e em projetos com foco na mimetização de sensações ou propriedades somatosensoriais, como o sensor demonstrado na figura 17. Estes são diferentes de sensores passivos, os que geram espontaneamente, sinais elétricos quando estimulados, não existindo a necessidades de haver o fornecimento externo de energia [32]. Pelo contrário os sensores ativos necessitam do fornecimento de energia de uma fonte externa específica que será selecionada partindo do tipo de tecnologia e transdutor usados.

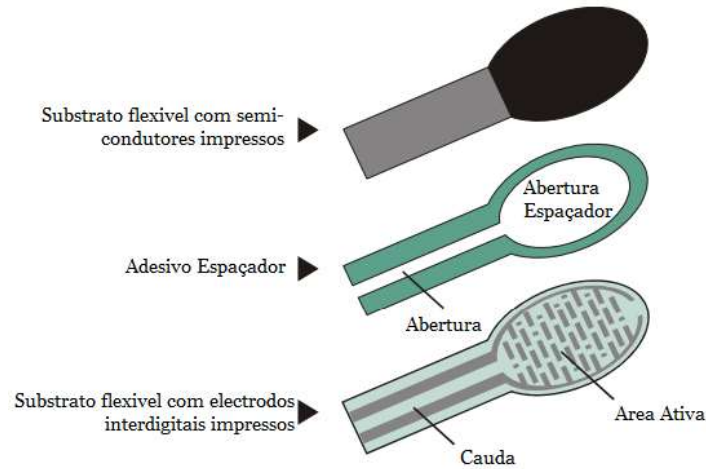


Fig.17. Demonstração de um tipo de sensor (FSR402 Resistor) composto por um material piezoresistivo. O sensor demonstrado será o sensor usado posteriormente na construção da luva sensorial.

2.2.3. Impressão 3D

A impressão 3D teve início nos anos 60 no instituto de Battelle Memorial Institute Ohio através da investigação do uso experimental de dois lasers com o mesmo comprimento de onda, que ao se intersectarem permitiam polimerizar resina [33]. Em 1984, Charles Hull inventa a stereolitografia num processo com recurso à luz UV permitindo o endurecimento de secções de camadas de um modelo 3D a partir de um polímero líquido. Este método usaria informação digital e um laser controlado a partir de um computador para criar cada camada, uma em cima da outra sucessivamente. Posteriormente Hull seria o primeiro a comercializar este método no que seria a primeira impressora 3D SLA em 1988 [33].

Em meados dos anos 90 a indústria de impressão 3D divide-se em duas áreas de foco, a impressão 3D de peças de alta precisão e complexidade (área médica) e a impressão de desenvolvimento de prova de conceito e funcionalidade de protótipos tendo em conta custos [34].

Em 2005 a patente de tecnologia para impressoras FDM expira, criando a oportunidade de criação de modelos de impressão 3D com a mesma tecnologia. Em modo *open source*, surgem dois projetos principais por parte da RepRap Movement e Fab@ Home, com o objetivo de desenvolvimento e partilha de designs de impressoras 3D tendo em conta os custos e o alcance a um maior número de indivíduos. Em 2007 é lançada a primeira impressora 3D de FDM no mercado, a Darwin, e a segunda em 2009, a Mandel. Em 2010 Josef Prusa lança o seu próprio design, a Prusa Mendel, vindo desde então a melhorar o seu design chegando até aos nossos dias como a marca de impressoras 3D mais vendida à escala global [33].

Como referido anteriormente a indústria da impressão 3D nos anos 90 dividiu-se em dois grandes campos. O campo das provas de conceito e prototipagem que levou ao desenvolvimento das primeiras impressoras 3D de uso comum como a Prusa e a as impressoras de alta precisão para o uso médico personalizado.

Na medicina é notável o desenvolvimento e trabalho no campo da impressão 3D. As primeiras aplicações surgem na impressão de implantes dentários e próteses customizáveis no início dos anos 2000 [34]. Desde então a evolução neste campo tem tomado proporções que muitos autores consideram ser do campo da ficção científica com a impressão de osso, orelhas, exoesqueletos, vias respiratórias como a traqueia, maxilar, óculos, *scaffolds* (estruturas de apoio ao crescimento e proliferação celular), culturas celulares, canais sanguíneos, redes vasculares, tecidos e órgãos e sistemas de entrega de fármacos [34].

Um dos campos onde encontraremos uma das maiores adaptações à tecnologia 3D será a produção e design de próteses. Esta grande adaptação deve-se não só à facilidade e rapidez na produção de próteses personalizáveis mas também à redução substancial dos custos associados, sendo a produção de próteses até à data realizada através da realização de sucessivas medições e adaptações às necessidades e deformações na região do coto do paciente, para posteriormente passar para a realização da produção através do processo de criação de um molde, forja da peça e montagem de toda a prótese e adaptação da mesma ao paciente [34]. Todo este processo acaba por ser demorado e extremamente dispendioso, sendo a média do custo por prótese de um membro superior de 80000 euros comparativamente ao custo de 500 euros de produção de uma prótese de membro superior usando impressão 3D [33,34]. Esta redução substancial nos custos de produção torna possível uma constante substituição de componentes em caso de dano. Principalmente no caso de crianças, em que a sua rápida taxa de crescimento cria dificuldades adaptativas da prótese em relação à modificação constante de medidas,

existindo a necessidade de realizar sucessivas adaptações, que se tornam possíveis através da impressão 3D pela sua rapidez, podendo um componente demorar menos de 24 horas de tempo de produção, e pela sua redução de custo [34].

Além da componente funcional, a importância da estética na prótese tem grande relevo para o seu utilizador melhorando a experiência do paciente com o seu membro protético. Com a impressão 3D tornou-se possível nos movermos de um pensamento de produção global, no qual um único tamanho consegue servir um largo espectro de idades para modelos adaptativos específicos para cada faixa etária e a cada paciente [34]. Isto permite uma melhor gestão do bem-estar, da motivação e dos objetivos a serem alcançados pelo paciente que leva a uma maior taxa de sucesso em relação à recuperação do paciente e/ou adaptação à sua prótese [34].

3. Fabricação do modelo

Não existindo a necessidade de realizar um design de raiz da prótese, tomamos como base um modelo *open source* denominado de *FunMove Hand*. Este modelo em específico permite-nos avaliar toda a extensão e contração da mão, comparativamente a outros modelos *open source* encontrados.

O modelo produzido está representado na figura 18. Verifique-se que a estrutura da prótese se encontra o mais anatomicamente semelhante à estrutura de uma mão humana adotando, em vez de um sistema fixo em que os únicos movimentos seriam produzidos pelos dedos prostéticos, uma estrutura mais dinâmica que permite um aumento dos graus de liberdade por parte do polegar, aumentando significativamente a funcionalidade da prótese em agarrar objetos.

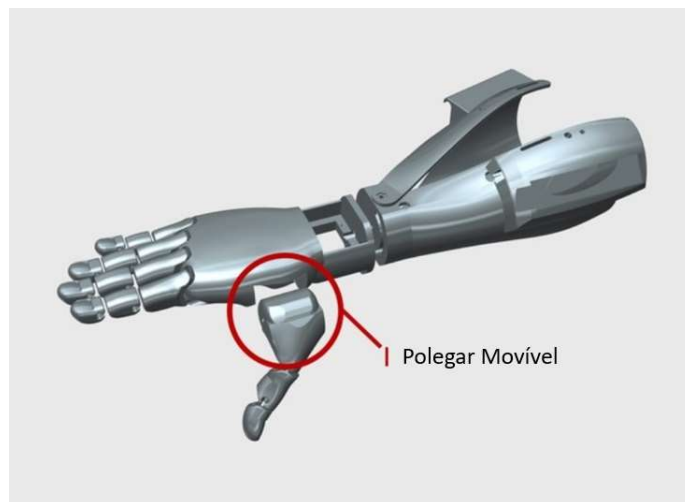


Fig. 18. Representação do modelo *open source* usado na produção.

A partir da representação do modelo na figura 18 conseguimos realizar a comparação com o modelo anatómico humano representado pela figura 19 e subdividir cada peça consoante a sua função e posição.

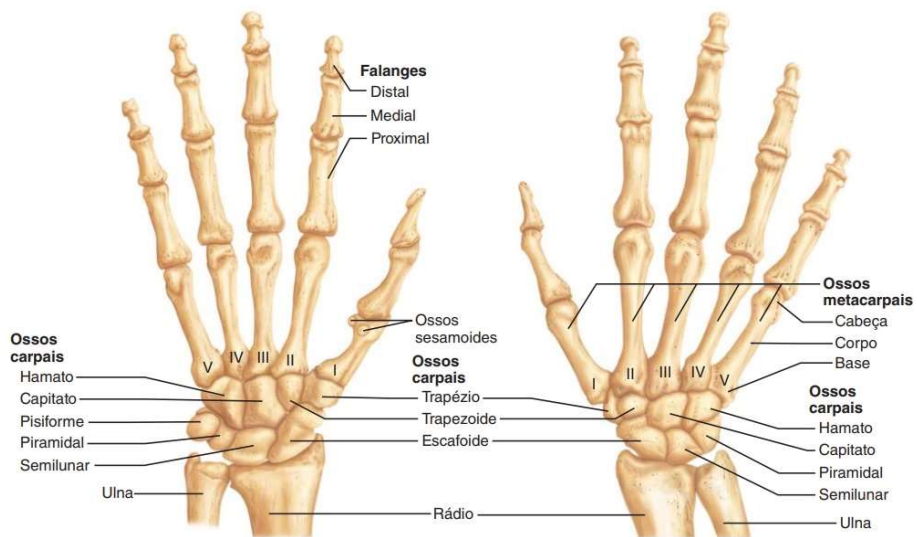


Fig.19. Representação anatômica da mão humana.

O modelo usado contém 35 peças, as quais se encontram representadas nas figuras ilustrativas (20 a 26), e nos pontos seguintes:

- 3 peças que compõem o antebraço (A1, A2, A3);
- 11 articulações entre as falanges (ar1 – ar11) e 4 articulações entre a mão e os dedos (AR1 – AR4);
- 1 peça complementar ao movimento do polegar (P1) e a cobertura da palma da mão (C1);
- 1 corpo da mão (M1)
- 5 falanges proximais (Fp1 – Fp5), 4 falanges médias (Fm1 – Fm4) e 5 falanges distais (Fd1 – Fd5);
- 1 cobertura do antebraço

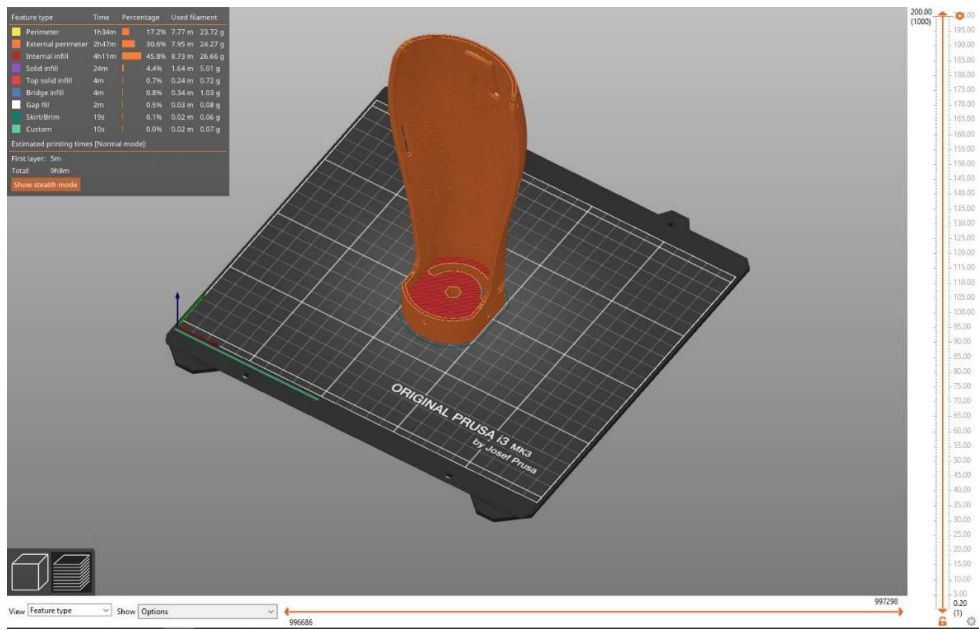


Fig. 20. Base do antebraço, demonstrando a região de encaixe com a mão na base do modelo (A1).

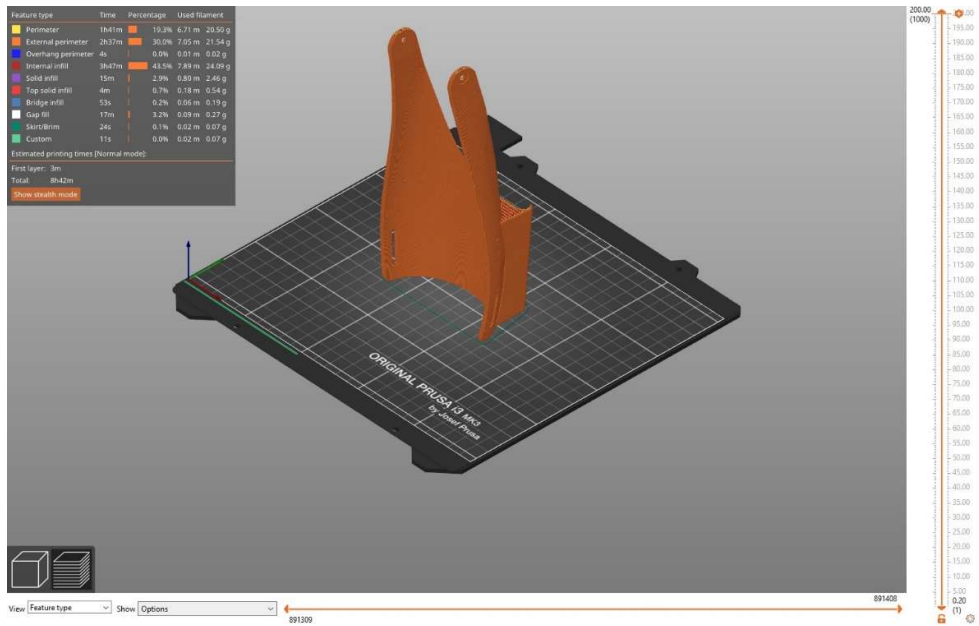


Fig. 21. Parte inferior do antebraço com região de encaixe no seu topo à base do antebraço (A2).

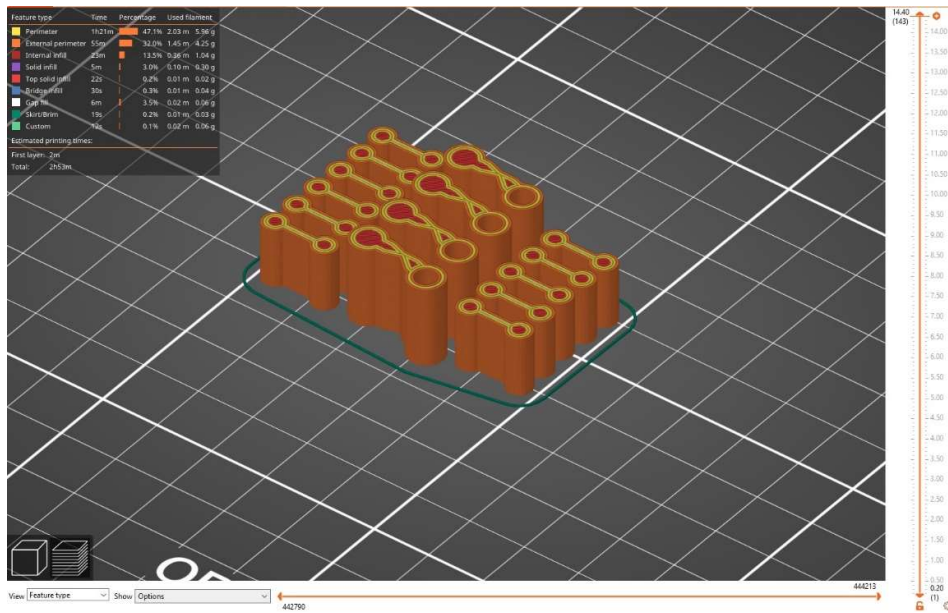


Fig. 22. Articulações colocadas entre as falanges (ar1-ar11) (lado esquerdo e lado direito) e entre as falanges e a mão (AR1-AR4) (ao centro).

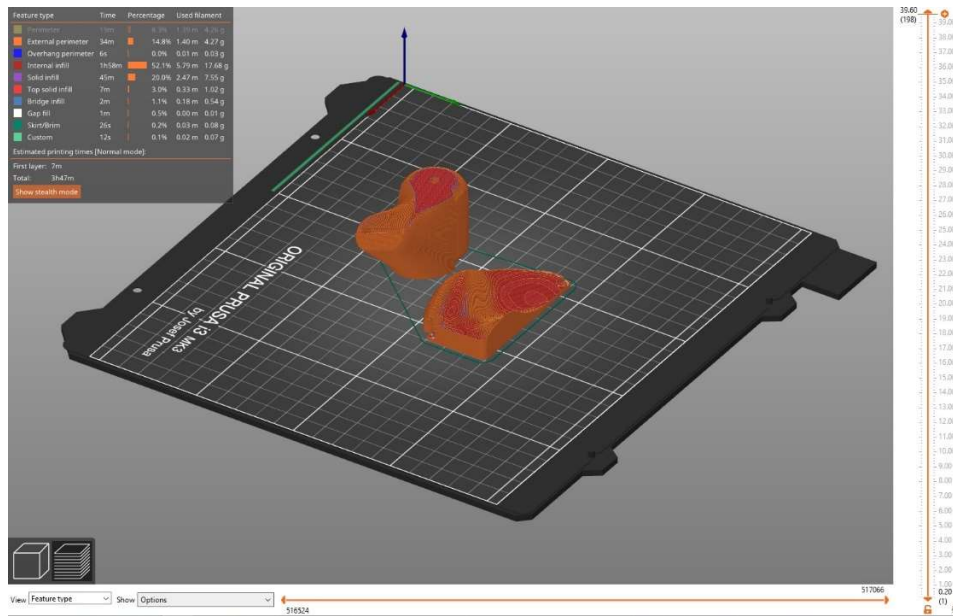


Fig. 23. Peça complementar ao movimento do polegar (P1) (esquerda) e a cobertura da palma da mão (C1) (direita).

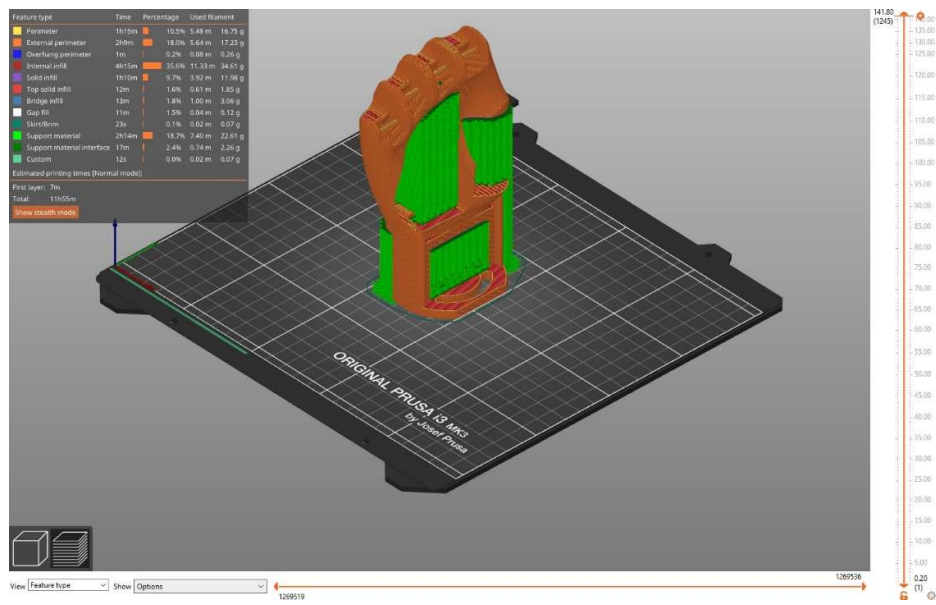


Fig. 24. Corpo da mão (M1). A verde encontra-se representado o suporte na impressão da peça.

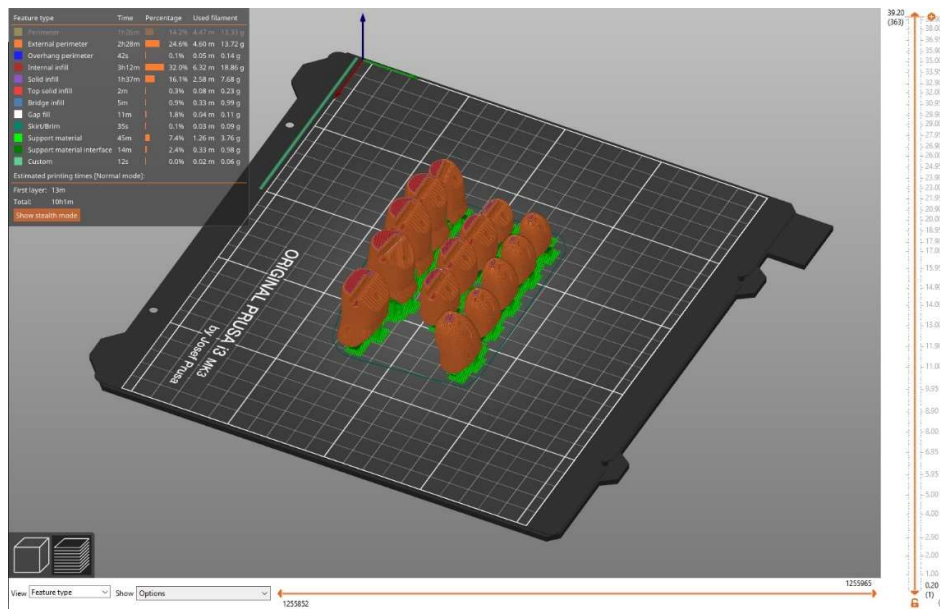


Fig. 25. 5 falanges proximais (Fp1 – Fp5) (esquerda), 4 falanges médias (Fm1 – Fm4) (meio) e 5 falanges distais (Fd1 – Fd5) (direita).

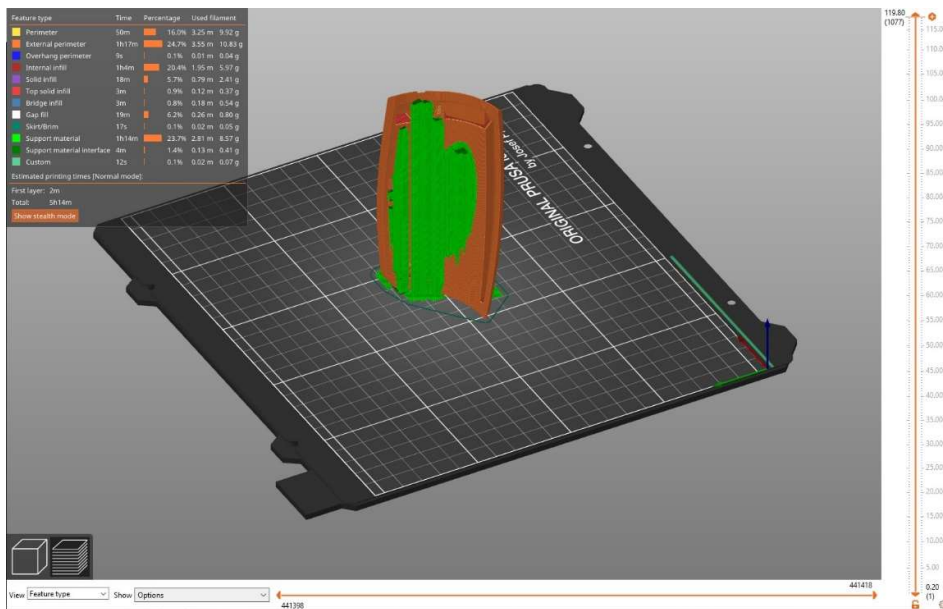


Fig. 26. Cobertura do antebraço. A cor verde encontra-se representado o suporte de impressão (A3).

Nas figuras anteriores (20 a 26) encontram-se demonstrados os modelos 3D dos componentes individuais produzidos com uso a uma impressora 3D Original Prusa i3 MK3S3+ e o seu programa Prusa Slicer para a comunicação com a impressora anteriormente referida. Cada componente, após ser carregado para o programa passa por um processo de avaliação em relação a um conjunto de fatores que serão essenciais a ter em consideração para a obtenção de um modelo com a melhor qualidade possível no menor tempo possível.

Fatores em consideração:

1. Qualidade de impressão;
2. Tempo de impressão;
3. Percentagem de *infill*;
4. Velocidade de produção;
5. Percentagem de suporte;
6. Tipo de filamento;
7. Diâmetro da *nozzle*;
8. *Ironing*.

- A qualidade da impressão, traduzida pela espessura da cada camada de filamento produzida por cada passagem da cabeça de extrusão, obtendo uma maior qualidade com valores inferiores de espessura e uma qualidade inferior com valores superiores. Os valores possíveis de espessura variam de impressora para impressora consoante a marca e a qualidade da impressora em si. Em relação ao modelo de impressora 3D usado, referido anteriormente, optámos pelo uso das espessuras de 0,2 mm e 0,15 mm dado que assim se obtém a qualidade pretendida tendo em consideração o tempo despendido por impressão.
- O tempo de impressão varia dependendo de 4 fatores principais: a espessura de cada camada (qualidade), o tamanho do modelo, a percentagem de *infill* e a quantidade de suporte usado.
- A percentagem de *infill*, representa a quantidade de material produzido no interior do modelo. Esta percentagem pode ser controlada pelo utilizador no software *Prusa Slicer*. É importante realçar o tipo de padrão de impressão usado no interior do modelo, existindo diferentes tipos de padrões que fazem variar o tempo de impressão, resistência do modelo à quebra e à deformação por forças externas e a densidade do modelo. Em todos os modelos apresentados foi usado um *infill* estilo *gyroide* como representado na figura seguinte (fig 27).



Fig.27. Padrão *gyroid* usado no *infill* do modelo (representado pela cor vermelho-escuro).

Este estilo de *infill* para além de ser usado para garantir um bom suporte em todas as direções do modelo, torna-se interessante não só por facilitar uma impressão mais rápida, mas também pela possibilidade de poupança de material.

- Velocidade de produção, controlada através da velocidade da cabeça de extrusão. Quanto mais elevada for a velocidade no movimento maior a probabilidade de ocorrerem erros na impressão ou de ocorrer o deslocamento do modelo 3D em relação à sua posição na base de impressão.
- A percentagem de suporte, indicativa da quantidade de suporte necessária para sustentar a produção do modelo 3D. A quantidade de suporte irá variar consoante o ângulo definido entre as superfícies do modelo e a base de impressão que ficará suspensa. No nosso caso estabeleceu-se um ângulo de 30%, mantendo um equilíbrio entre tempo de impressão e qualidade de impressão sem existir qualquer tipo de defeito na produção (fig.28.).

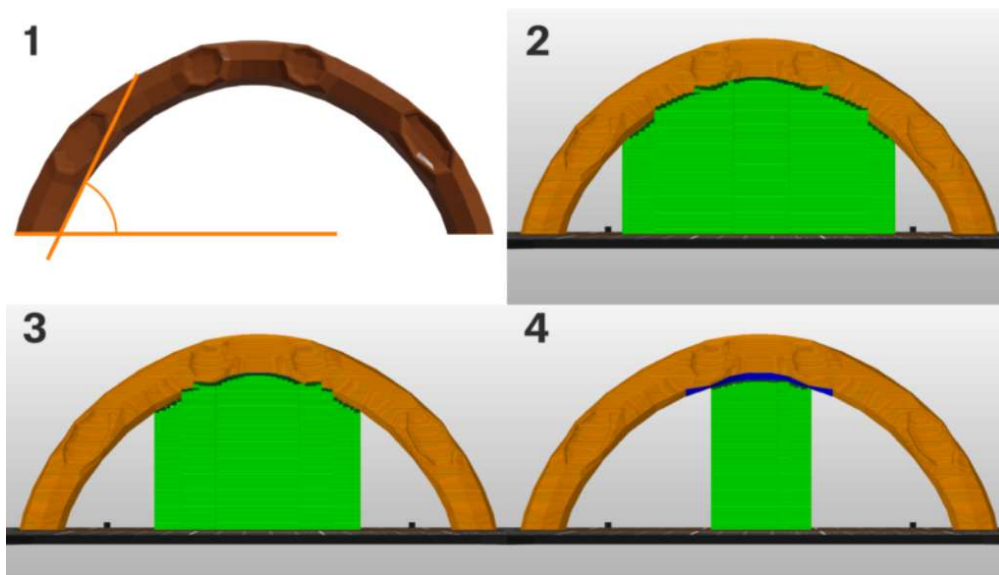


Fig.28. Demonstração do método de colocação de suporte. Em (1) encontramos como é criado o ângulo entre a superfície do modelo e a superfície da base, em (2) o suporte criado a partir de um ângulo de 55°, em (3) um ângulo de 35° e em (4) um ângulo de 15°.

- O tipo de filamento usado, a temperatura da cabeça de extrusão e da base de impressão farão variar consecutivamente o tempo de impressão, a resistência do modelo a nível mecânico dependendo das forças externas exercidas sobre este, a possibilidade de esterilização / desinfeção e a possibilidade da sua reciclagem. As propriedades de cada filamento encontram-se representadas no 1º anexo. Para a prótese apresentada procedeu-se à produção das peças (A1, A2) com PETG, as

peças (Fp1-Fp5, Fm1-Fm4 e Fd1-Fd5) com PLA e (ar1-ar11 e Ar1-Ar4) a partir de FLEX.

Esta escolha de material relativamente às peças produzidas, visualizando a tabela do anexo 1 como auxílio, advém das diferentes necessidades apresentadas por cada peça em específico. No caso dos componentes A1 e A2 foi escolhido PETG pelo facto de ser um material facilmente esterilizável (sendo este aprovado pela FDA e pela EMA para os sectores alimentar e biomédico) e pela sua capacidade de realizar alterações pós-produção sem haver danos ou imperfeições no exterior do modelo. Os componentes Fp1-Fp5, Fm1-Fm4 e Fd1-Fd5 que compõem as falanges distais, mediais e proximais foram produzidas com PLA por oferecer uma maior resistência mecânica comparativamente ao PETG, sendo este fator essencial para os dedos que irão compor a prótese produzida. Por último os componentes ar1-ar11 e Ar1-Ar4 representativos das articulações entre as falanges, foram produzidas a partir de FLEX por este oferecer propriedades de maior maleabilidade permitindo a dobragem destes componentes sem danos físicos e permitindo consequentemente a dobragem dos dedos protéticos.

- O diâmetro do orifício da cabeça de extrusão (*nozzle*), irá variar o tempo de impressão em relação ao tamanho. *Nozzles* com tamanhos superiores permitem uma produção mais rápida de modelos de maior escala, comparativamente a *nozzles* de tamanhos inferiores, apesar de estes garantirem uma maior qualidade em termos superficiais dos modelos produzidos. Para o nosso modelo, foi selecionado o tamanho standard de 0.4 mm.
- O uso da função de *ironing*, por norma usado em modelos com superfícies planas com foco em aperfeiçoar a estética da superfície do modelo, colocando a superfície lisa ao toque e em modelos os quais existe a necessidade de colocar cola para juntar modelos. Para modelos em que a porosidade é um fator impactante, esta função poderá auxiliar a diminuir a porosidade ou possíveis malformações superficiais (fig. 28). Em relação ao modelo impresso usado na tese, não existe a necessidade do uso deste processo devido a qualidade de impressão atingida.



Fig.29. Demonstração da impressão sem usar o processo de *ironing* (lado esquerdo) e ao usar o processo de *ironing* (lado direito).

Além dos pontos referidos anteriormente a ter em consideração na produção de um modelo em impressão 3D, é necessária a avaliação do modelo consoante os dados de produção. Estes dados encontram-se apresentados no canto superior esquerdo das figuras (20 – 26), e serão apresentados mais especificamente a seguir (fig.30-36).

De notar a diferenciação de cada parâmetro através de cores, sendo estas correspondentes a secções diferentes na produção do modelo, em relação ao seu tempo de impressão, à percentagem correspondente ao modelo, aos metros de filamento usados à massa associada respetivamente:

- A amarelo o perímetro interno;
- A laranja o perímetro externo;
- A vermelho o preenchimento interior;
- A roxo o preenchimento solido;
- A laranja-escuro o preenchimento solido do topo do modelo;
- A azul o preenchimento de suporte para as seguintes posteriores;
- A branco o preenchimento nas regiões vazias do modelo entre os diferentes perímetros;
- A verde o perímetro criado na base de impressão, delimitando a região de impressão na base de impressão.
- Verde claro preenchimento costumizável.

Pegando na fig.29 como exemplo geral, a representação a amarelo 1ª linha. Sendo a produção do perímetro da peça A1 com um tempo de 1h34 de produção, 17.2% relativamente ao tempo despendido na sua produção por parte da impressora, 7,77m representativo da quantidade de filamento usada para a sua produção e 23,73g a representar a massa que irá assumir no modelo. Os restantes fatores encontram-se descritos anteriormente por ordem relativamente à tabela aqui representada.

Feature type	Time	Percentage	Used filament
Perimeter	1h34m	17.2%	7.77 m 23.72 g
External perimeter	2h47m	30.6%	7.95 m 24.27 g
Internal infill	4h11m	45.8%	8.73 m 26.66 g
Solid infill	24m	4.4%	1.64 m 5.01 g
Top solid infill	4m	0.7%	0.24 m 0.72 g
Bridge infill	4m	0.8%	0.34 m 1.03 g
Gap fill	2m	0.5%	0.03 m 0.08 g
Skirt/Brim	19s	0.1%	0.02 m 0.06 g
Custom	10s	0.0%	0.02 m 0.07 g

Estimated printing times [Normal mode]:

First layer: 5m
Total: 9h8m

Show stealth mode

Fig.30. Parâmetros de produção relativamente à peça A1.

Feature type	Time	Percentage	Used filament
Perimeter	1h41m	19.3%	6.71 m 20.50 g
External perimeter	2h37m	30.0%	7.05 m 21.54 g
Overhang perimeter	4s	0.0%	0.01 m 0.02 g
Internal infill	3h47m	43.5%	7.89 m 24.09 g
Solid infill	15m	2.9%	0.80 m 2.46 g
Top solid infill	4m	0.7%	0.18 m 0.54 g
Bridge infill	53s	0.2%	0.06 m 0.19 g
Gap fill	17m	3.2%	0.09 m 0.27 g
Skirt/Brim	24s	0.1%	0.02 m 0.07 g
Custom	11s	0.0%	0.02 m 0.07 g

Estimated printing times [Normal mode]:

First layer: 3m
Total: 8h42m

Show stealth mode

Fig.31. Parâmetros de produção relativamente à peça A2.

Feature type	Time	Percentage	Used filament
Perimeter	1h21m	47.1%	2.03 m 5.96 g
External perimeter	55m	32.0%	1.45 m 4.25 g
Internal infill	23m	13.5%	0.36 m 1.04 g
Solid infill	5m	3.0%	0.10 m 0.30 g
Top solid infill	22s	0.2%	0.01 m 0.02 g
Bridge infill	30s	0.3%	0.01 m 0.04 g
Gap fill	6m	3.5%	0.02 m 0.06 g
Skirt/Brim	19s	0.2%	0.01 m 0.03 g
Custom	12s	0.1%	0.02 m 0.06 g

Estimated printing times:

First layer: 2m
Total: 2h53m

Fig.32. Parâmetros de produção relativamente às peças ar1-ar11 e Ar1-Ar4.

Feature type	Time	Percentage	Used filament
Perimeter	50m	16.0%	3.25 m 9.92 g
External perimeter	1h17m	24.7%	3.55 m 10.83 g
Overhang perimeter	9s	0.1%	0.01 m 0.04 g
Internal infill	1h4m	20.4%	1.95 m 5.97 g
Solid infill	18m	5.7%	0.79 m 2.41 g
Top solid infill	3m	0.9%	0.12 m 0.37 g
Bridge infill	3m	0.8%	0.18 m 0.54 g
Gap fill	19m	6.2%	0.26 m 0.80 g
Skirt/Brim	17s	0.1%	0.02 m 0.05 g
Support material	1h14m	23.7%	2.81 m 8.57 g
Support material interface	4m	1.4%	0.13 m 0.41 g
Custom	12s	0.1%	0.02 m 0.07 g

Estimated printing times [Normal mode]:

First layer: 2m
Total: 5h14m
[Show stealth mode](#)

Fig.33. Parâmetros de produção relativamente às peças P1 e C1.

Feature type	Time	Percentage	Used filament
Perimeter	1h15m	10.5%	5.48 m 16.75 g
External perimeter	2h9m	18.0%	5.64 m 17.23 g
Overhang perimeter	1m	0.2%	0.08 m 0.26 g
Internal infill	4h15m	35.6%	11.33 m 34.61 g
Solid infill	1h10m	9.7%	3.92 m 11.98 g
Top solid infill	12m	1.6%	0.61 m 1.85 g
Bridge infill	13m	1.8%	1.00 m 3.06 g
Gap fill	11m	1.5%	0.04 m 0.12 g
Skirt/Brim	23s	0.1%	0.02 m 0.07 g
Support material	2h14m	18.7%	7.40 m 22.61 g
Support material interface	17m	2.4%	0.74 m 2.26 g
Custom	12s	0.0%	0.02 m 0.07 g

Estimated printing times [Normal mode]:

First layer: 7m
Total: 11h55m
[Show stealth mode](#)

Fig.34. Parâmetros de produção relativamente à peça M1.

Feature type	Time	Percentage	Used filament
Perimeter	1h26m	14.2%	4.47 m 13.33 g
External perimeter	2h28m	24.6%	4.60 m 13.72 g
Overhang perimeter	42s	0.1%	0.05 m 0.14 g
Internal infill	3h12m	32.0%	6.32 m 18.86 g
Solid infill	1h37m	16.1%	2.58 m 7.68 g
Top solid infill	2m	0.3%	0.08 m 0.23 g
Bridge infill	5m	0.9%	0.33 m 0.99 g
Gap fill	11m	1.8%	0.04 m 0.11 g
Skirt/Brim	35s	0.1%	0.03 m 0.09 g
Support material	45m	7.4%	1.26 m 3.76 g
Support material interface	14m	2.4%	0.33 m 0.98 g
Custom	12s	0.0%	0.02 m 0.06 g

Estimated printing times [Normal mode]:

First layer: 13m
Total: 10h1m
[Show stealth mode](#)

Fig.35. Parâmetros de produção em relação às peças (Fp1 – Fp5), (Fm1 – Fm4) e (Fd1 – Fd5).

Feature type	Time	Percentage	Used filament	
Perimeter	50m	16.0%	3.25 m	9.92 g
External perimeter	1h17m	24.7%	3.55 m	10.83 g
Overhang perimeter	9s	0.1%	0.01 m	0.04 g
Internal infill	1h4m	20.4%	1.95 m	5.97 g
Solid infill	18m	5.7%	0.79 m	2.41 g
Top solid infill	3m	0.9%	0.12 m	0.37 g
Bridge infill	3m	0.8%	0.18 m	0.54 g
Gap fill	19m	6.2%	0.26 m	0.80 g
Skirt/Brim	17s	0.1%	0.02 m	0.05 g
Support material	1h14m	23.7%	2.81 m	8.57 g
Support material interface	4m	1.4%	0.13 m	0.41 g
Custom	12s	0.1%	0.02 m	0.07 g

Estimated printing times [Normal mode]:

First layer: 2m

Total: 5h14m

Show stealth mode

Fig.36. Parâmetros de produção em relação à peça A3.

Seguindo as características apresentadas em relação aos pontos mais relevantes para a produção dos modelos 3D, segue-se a tabela a resumir os inputs de produção de cada modelo.

Tabela 1. Resumo dos inputs das impressões dos componentes pertencentes à prótese apresentada.

	Qualidade	Material	Impressora	Suporte	<i>Infill</i>
A1	0,20 mm;	PETG		Não	30 %
A2	0,20 mm;	PETG		Não	
ar1-ar11 AR1-AR4	0,10 mm	FLEX		Não	
P1, C1	0,15 mm;	PLA		Não	

M1	0,20 mm;	PLA	Prusa i3 MK3S & MK3S	Sim	25 %
Fp1-Fp5, Fm1-Fm4, Fd1-Fd5	0,15 mm;	PLA		Sim	
A3	0,20 mm;	PETG		Sim	20 %

4. Instrumentação da prótese

A instrumentação do membro prótico teve em consideração diversos pontos ao longo da sua implementação, necessários para o alcance do funcionamento desejado e otimizado, não só ao nível funcional, mas também ao nível de redução do custo na produção e no tipo de material usado na prótese. Encontramos seguidamente o material usado e a sua representação na figura 37.

Material usado:

- 2 Motores servos (A1 e A2);
- 2 Potenciómetros (10k) (B1 e B2);
- 1 Arduino UNO (C);
- 1 Condensador (50 μ F) (D);
- *Breadboard* (E);
- 1 cabo de alimentação USB e transformador (F);
- Cola quente.

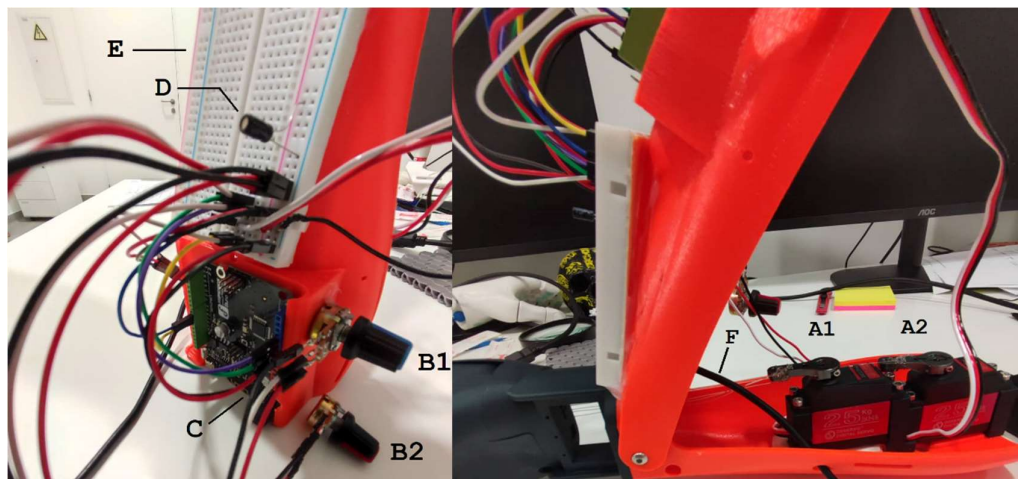


Fig.37. Demonstração dos componentes anteriormente descritos, sendo A1 e A2 os servos motores usados, B1 e B2 os potenciómetros usados para o controlo dos motores A1 e A2 respetivamente, D um condensador, E a *breadboard* usada para montagem do nosso circuito a qual se encontra fixa ao antebraço por cola quente e E o cabo de alimentação do nosso circuito.

Como ponto de início tomamos a colocação e posicionamento dos 2 motores na peça A1. Este posicionamento irá ter uma grande influência relativamente ao funcionamento correto dos cabos de ligação, estando estes ligados aos dedos prostéticos numa extremidade, e na outra aos motores que permitem a movimentação dos cabos e sucessiva contração dos dedos prostéticos. Para este efeito cada cabo ligado a cada dedo, necessita de se encontrar alinhado relativamente a cada orifício entre a peça M1 e A1 que permite a passagem de cada cabo até aos motores. Obtendo este alinhamento, evitam-se perdas de força ao longo do fio ou possíveis danos físicos entre os cabos e o modelo 3D através de fricção. O alinhamento foi realizado tendo em conta a distância entre a prótese e a cabeça dos motores (x), e o alinhamento com os dedos (y) tal como demonstrado na figura 38.

De notar na imagem seguinte a fixação dos motores através de 2 peças impressas em 3D, agregadas a cada motor em cada uma das suas extremidades através de parafusos, tanto do motor para as peças como da peça A1 para as mesmas.

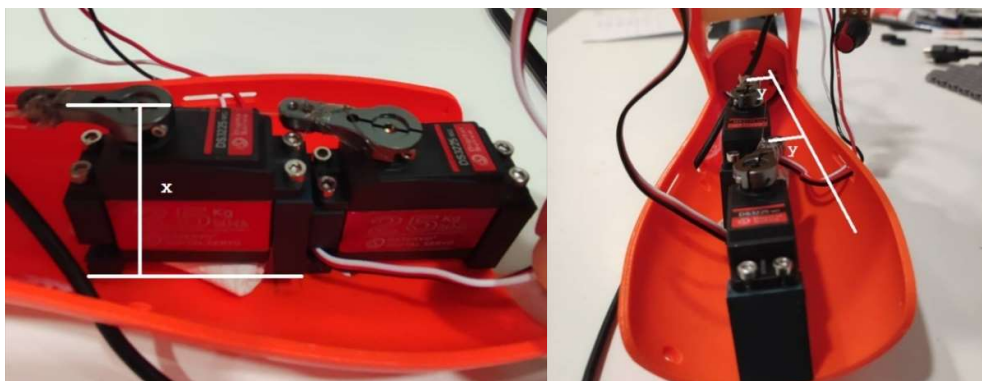


Fig.38. Distância entre a peça A1 e a cabeça dos motores 1 e 2 (x) (esquerda) e o alinhamento com os cabos de ação de movimentação dos dedos prostéticos (direita).

Aqui coloca-se a necessidade de realização de uma série de alterações em relação ao modelo. Em primeiro lugar, a mudança da localização dos furos de passagem dos cabos entre as peças M1 e A1, seguida da realização de furos na peça A1 para a fixação dos 2 motores e a impressão de peças de nivelção e fixação dos motores na peça A1, não existindo a possibilidade de uma fixação direta devido à curvatura da superfície do modelo A1.

Numa perspetiva de otimização de design e funcionamento, a montagem de todo o circuito realizou-se na peça A2, estando esta agregada à peça A1 numa das extremidades permitindo não só a união das duas peças como a movimentação da peça A2 em relação à peça A1 em relação a um eixo rotativo.

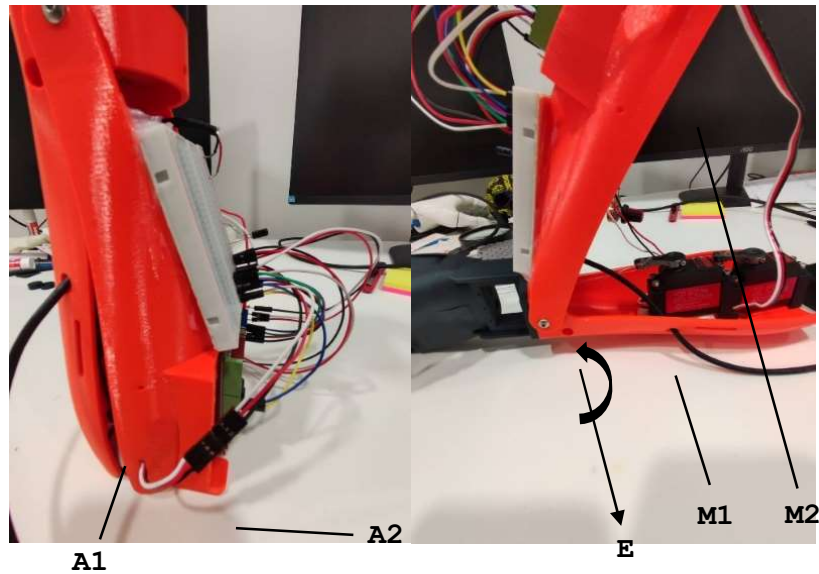


Fig.39. Figura representativa do movimento entre as peças A1 e A2 segundo um eixo de rotação (E).

Isto permite não só, uma montagem e manutenção dos motores como também a substituição de cada cabo de movimentação dos dedos individualmente com relativa facilidade.

Nesta fase houve a realização da segunda fase de alterações ao modelo, especificamente à peça A2, ao cortar o rebordo da caixa de proteção do nosso Arduino. Havendo essa remoção, tornou-se possível a fixação do Arduino à peça A2 através de parafusos e das restantes ligações que se encontram demonstradas no circuito. A figura 39 mostra o circuito da montagem final aplicada:

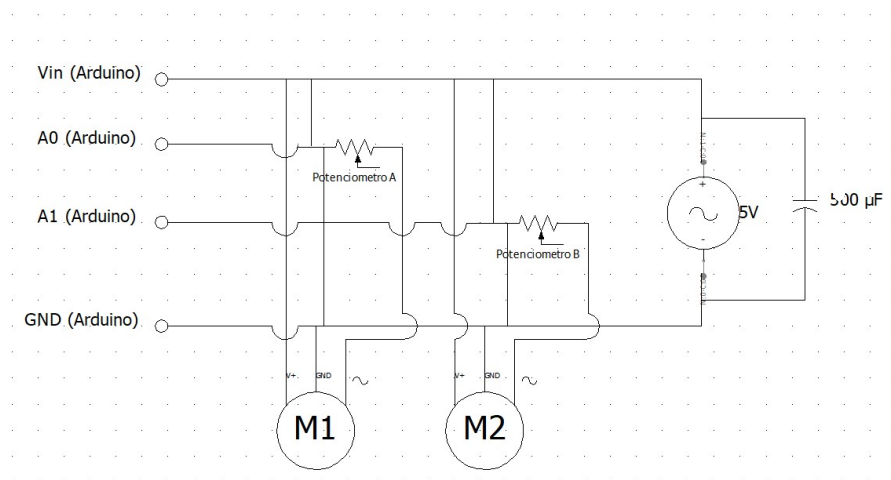


Fig.40. Representação esquemática do circuito desenvolvido.

O circuito anteriormente apresentado demonstra a ligação entre os motores servo M1 e M2 e os seus respetivos potenciómetros A e B os quais terão como função o controlo dos motores ao fazer variar a intensidade da corrente, e por sua vez controlar o movimento gerado por estes motores.

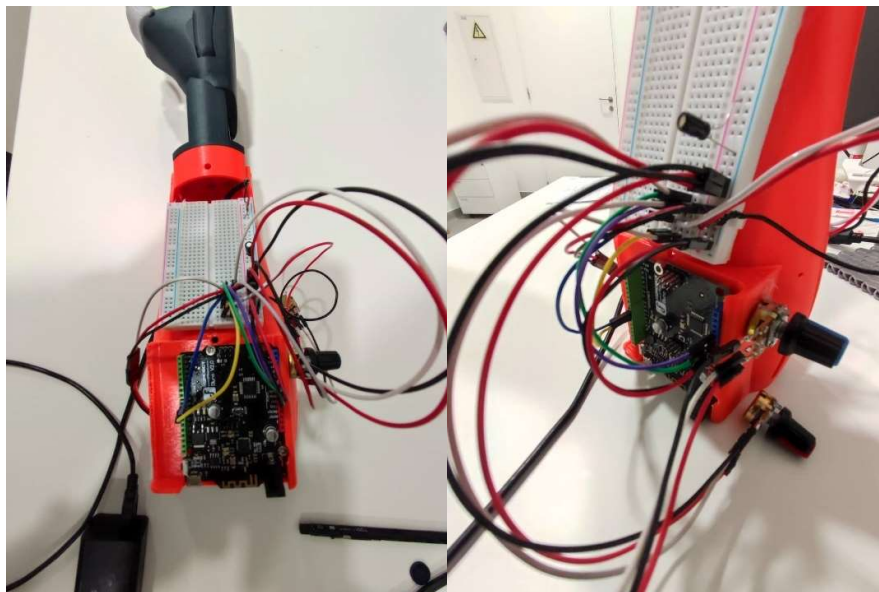


Fig.41. Representação real do circuito representado na figura 39.

Toda a programação relativamente ao funcionamento de todo o sistema, segue uma sequência simples de controlo da rotação dos motores, e conseqüente contração dos dedos próstéticos, através de dois potenciómetros responsáveis pelo controlo da rotação dos motores e por sua vez da força exercida. O potenciómetro A realiza o controlo do motor A responsável pela contração das peças identificadas como articulações (ar1 - ar11), e conseqüente movimento das 4 falanges proximais (Fp2 - Fp5), 4 falanges médias (Fm1-Fm4) e das 4 falanges distais (Fd2 - Fd5). O potenciómetro B por sua vez realiza o controlo do motor B o qual faz movimentar as articulações (AR1 - AR4) e por sua vez 1 falange proximal (Fp1) e 1 falange distal (Fd1).

A separação do movimento do polegar em relação ao movimento dos restantes dedos próstéticos advém da capacidade de otimização de controlo da ação de pegar objetos, ao mover em primeiro lugar o dedo indicador, o dedo médio, anelar e o mindinho simultaneamente como pontos de toque iniciais. De seguida o polegar individualmente como ponto de fixação do objeto em relação à palma mão e de realização de força

suficiente para segurar o objeto sem este cair. Conseguimos assim aumentar os graus de liberdade da mão em relação ao movimento de agarrar através desta separação.

A fim de filtrar o nosso sinal, seguimos um procedimento simples de gravação dos dados recolhidos do pin analógico num *array*, para posteriormente usar estes valores, que se traduzem pela tensão elétrica medida pelo potenciômetro em relação ao motor, num cálculo de média entre o valor previamente registado e o valor seguinte, reduzindo o ruído do sinal e a sua conseqüente filtração. No anexo 2 encontra-se representado o código usado para o controlo dos nossos motores e conseqüente movimentação dos dedos protéticos.

Relativamente ao código, seguimos uma linha de escrita básica e lógica de programação funcional. Em primeiro lugar incluímos as bibliotecas relevantes já preexistentes no software do Arduino, como o caso da biblioteca ***Servo.h*** que já inclui linhas de comunicação e controlo de motores servo. Em segundo lugar o estabelecimento das nossas variáveis de controlo (A1 e A2) específicas para cada motor servo (1 e 2) respetivamente e do local de ligação de cada motor relativamente ao Arduino através da definição dos seus pins de ligação. No caso do motor 1 estabelecemos o pin 9 e no motor 2 o pin 10. De notar que em ambos os motores, foram estabelecidas variáveis para albergar os valores recebidos, sendo estas o ***servo1value*** e o ***servo2value*** respetivamente.



```
codigo_final
# include <Servo.h>

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

//***** servo 1 settings

Servo servo1;

const int servo1PotPin = A0;
const int servo1Pin = 9; // Must use PWM enable pin
int servo1Value;

//***** servo 1 setting END

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

//***** servo 2 settings

Servo servo2;

const int servo2PotPin = A1;
const int servo2Pin = 10; // Must use PWM enable pin
int servo2Value;

//*****servo 2 settings END

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
```

Fig.42. Demonstração da inclusão da biblioteca, das definições dos pins de ligação e das portas analógicas associadas a cada motor 1 e 2.


```

for (i=0; i<servo1_array_num; i++) {

    servo1_read = analogRead(A0);
    servo1_sum = servo1_sum - servo1_array[i] + servo1_read;
    servo1_array[i] = servo1_read;
    servo1_average = servo1_sum/servo1_array_num;

}

servo1_base=servo1_average;

Serial.print ("Servo1: ");
Serial.print (2*servo1_average);
Serial.print (" ");

servo2Value = analogRead (servo2PotPin);
servo2Value = map (servo2Value, 0, 1023, 0, 256);
servo2.write (servo2Value);

delay (100);

```

Fig.44. Definição das funções principais (*setup* e *loop*) essenciais ao funcionamento do nosso código de controlo dos nossos motores.

De notar na imagem anterior o estabelecimento do nosso sistema de filtração. Este usa as variáveis ***servo1_read*** e ***servo2_read*** como acumuladores dos resultados lidos nas portas analógicas (A0 e A1) do nosso Arduino que se encontram ligadas a cada motor e ao seu específico potenciómetro. De seguida as variáveis ***servo1_sum*** e ***servo2_sum***, assumem as somas dos valores lidos, que iram variar dependendo do valor da resistência colocada pelos potenciómetros. Estabelecemos o tamanho dos *arrays* a partir das variáveis ***servo1_array_num*** e ***servo2_array_num***. Obtendo a soma dos valores lidos consecutivamente a dividir pelo tamanho total dos nossos *arrays*, conseguimos obter uma média dos valores lidos consecutivamente e uma linha base dos valores continua com o mínimo de ruído detetado constituindo assim o nosso filtro.

É importante realçar que devido a termos um único conversor ADC no nosso hardware (Arduino), a leitura de múltiplas portas analógicas (A0, A1, A2, ...) torna-se impossível. O uso de múltiplos *arrays*, permite a gravação dos dados separadamente em relação ao motor A e B, existindo mínima interferência entre os sinais.

5. Instrumentação da luva sensorial

Seguindo uma linha de adaptação focada no utilizador, torna-se essencial a separação dos dois sistemas (mecânico e sensorial). Esta separação é tida em consideração, devido à possível dificuldade de adaptação por parte do utilizador relativamente ao sistema sensorial.

Na última década, os sistemas de controlo próstéticos têm sido largamente desenvolvidos, colocando o controlo da movimentação da prótese no utilizador, através da leitura, realizada diretamente na superfície da pele, através de sensores de feedback de força e de (Eletromiografia de superfície) S-EMG. Sendo estes sistemas unicamente de leitura, o que indica uma única via de comunicação (corpo – sensores), faz com que a complexidade deste tipo de sistemas seja focada no tipo de leitura, na filtração do sinal recebido e no controlo do sistema próstético.

Pensando num sistema sensorial, ao contrário do sistema descrito anteriormente, onde o foco é só realizado numa via de comunicação, tem de se ter em conta a via contrária, onde existe o envio de sinais para o utilizador. Tendo em conta a complexidade na replicação dos sinais, necessária para possibilitar uma leitura pelo sistema sensorial humano, e a interface entre o sistema sensorial artificial e o sistema sensorial corporal, coloca-se em questão a dificuldade na adaptabilidade do utilizador perante este tipo de sistemas.

Com a separação dos sistemas motores e sensoriais, asseguramos a possibilidade de caso não haja a adaptação do utilizador ao sistema sensorial criado, é assegurado pelo menos o funcionamento da sua prótese a nível motor, e economicamente, garantimos uma redução no custo e por sua vez um aumento no acesso a este tipo de sistemas, que sem dúvida seriam muito mais dispendiosos e de difícil substituição, caso tanto os sistemas motores e sensoriais estivessem juntos.

Posto isto criámos um sistema sensorial, com base numa luva, onde se encontram embutidos na superfície da sua palma, sensores piezoresistivos capazes de detetar a quantidade de força exercida pela prótese perante um objeto em contacto com a mesma. A luva é composta por 16 sensores piezoresistivos distribuídos na sua palma em regiões específicas, onde o toque com o objeto será otimizado a fim de medir a força total exercida com a maior exatidão possível.

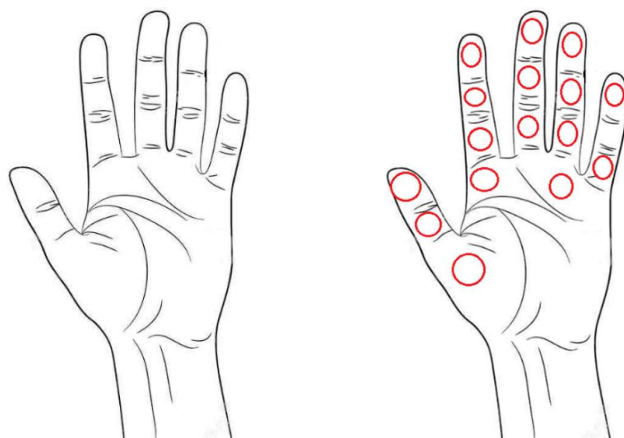


Fig.45. Representação das localizações dos sensores piezoresistivos na palma da mão da luva protética.

Para além da localização dos sensores, outros pormenores significativos a ter em consideração será o tipo de luva usada e a sua morfologia, sendo necessário o uso de uma luva justa em toda a mão protética para facilitar a colocação dos sensores na palma da luva com exatidão nos locais anteriormente descritos, possibilitando um maior escrutínio da caracterização da força e tipo de movimento exercido. Existe a necessidade de avaliar o tipo de material que compõem a palma da luva, sendo o ideal borracha ou vinil, devido ao tipo de fixação realizada, através de fita cola de dupla face entre o sensor e a palma da luva. Para além disso, consoante a movimentação da mão protética por parte dos motores, será essencial manter a luva o mais aderente à mão protética, não dobrando ou criando rugosidade na superfície com o movimento dos dedos, para não modificar a posição dos sensores relativamente às posições definidas.



Fig.46. Tipo de luva usada na fixação dos sensores, e que posteriormente será colocada na mão protética.

O sensor piezoresistivo (FSR402) é encontrado comercialmente (fig.46), e contém as especificações ideais para a luva sensível, não só devido ao facto de possibilitar o alcance das especificações a medir como a força (N) ou a variação do valor da resistência ($k\Omega$), mas também pelo custo reduzido que contém.

Especificações do sensor piezoresistivo FSR402:

- Raio de atuação (círculo): 12,7 mm;
- Espessura: 0,46 mm;
- Sinal Output: Irá variar consoante a força exercida;
- Gama de sensibilidade: 100 g até 10 kg;



Fig.47. Ilustração do sensor piezoresistivo usado.

Segundo o princípio do efeito piezoresistivo, descrito no capítulo anterior, as variáveis, força (N) e resistência ($k\Omega$) serão inversamente proporcionais, portanto quanto maior a resistência menor será a força exercida e vice-versa. Por sua vez, a condutância ($1/k\Omega$) relativamente à força exercida tem o efeito inverso ao demonstrado pela resistência, sendo um efeito proporcional com a força exercida, portanto quanto maior a força maior a condutância. Estes efeitos encontram-se demonstrados na figura seguinte.

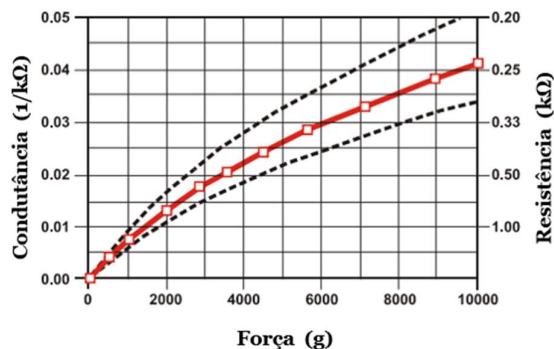


Fig.48. Representação gráfica da variação da condutância e da resistência segundo a força exercida. Retirado da *datasheet* pertencente ao sensor. Notar que a variável força se encontra representada em g e a variável resistência no gráfico encontra-se a diminuir de baixo para cima.

Relativamente ao design do circuito adotado, é posta em prática uma montagem simplista, com uma alimentação (5 V) a partir do nosso Arduino Mega2560, ao contrário da metodologia usada na alimentação dos motores na instrumentação da prótese, devido ao maior controlo relativamente à alimentação dos sensores. É usado um divisor de corrente para cada sensor em específico, seguindo assim a montagem aconselhada pelo fabricante na *datasheet* relativamente ao FSR402 (fig48).

Houve a necessidade de mudança do tipo de Arduino usado, passando de um Arduino UNO para um Arduino Mega2560 pela sua capacidade de albergar um maior número de portas analógicas, sendo a capacidade de um Arduino UNO de 6 portas analógicas enquanto num Arduino Mega2560 é de 16 portas. Na figura 48 encontra-se a representação esquemática do circuito descrito e na figura 49 a representação real.

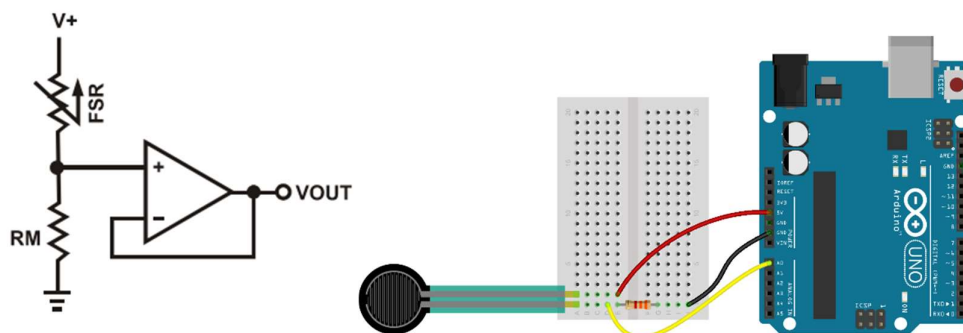


Fig.49. Demonstração da montagem usada para cada sensor.

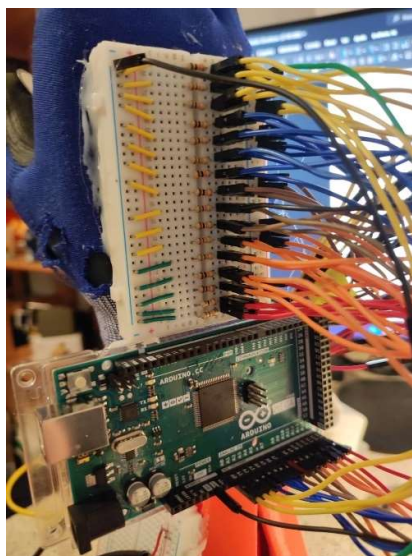


Fig.50. Representação da montagem da luva sensorial desenvolvida descrita anteriormente.

Apesar da maior capacidade de portas analógicas encontradas no Arduino Mega2560, é sentida uma grande dificuldade ao nível do conversor analógico-digital (ADC) por só existir um único em cada Arduino. Isto resulta na incapacidade de leitura de múltiplas portas analógicas simultaneamente, causando uma possível falha num estudo contínuo e simultâneo de variáveis de múltiplos sensores no estudo de certos comportamentos. No caso do projeto aqui apresentado, foi adotada uma solução de *switch* que permite ao utilizador seleccionar o sensor que tenciona retirar medições e/ou verificar variações nas propriedades físicas de interesse a serem medidas pelo mesmo. Esta escolha de sensor é realizada pelo utilizador ao inserir o número do sensor de interesse para realizar medições.

Seguindo uma sequência lógica na programação, em primeiro lugar definimos as nossas variáveis (fig. 50 a 56):

- **int fsrPin = A:** Variável responsável ligação à porta analógica específica;
- **int fsrReading:** Leitura do sinal analógico;
- **int fsrVoltage:** Conversão da leitura analógica em tensão;
- **unsigned long fsrResistance:** Conversão de tensão em resistência;
- **unsigned long fsrConductance:** Inverso da resistência, capacidade de passagem de corrente;
- **long fsrForce:** Conversão da resistência em força;
- **int myPingsVals[16]:** Estabelecer o *array* onde serão guardados os dados;
- **int numSensor:** Variável para absorver o número do sensor.

```
Codigo_luva_final §  
  
int fsrPin0 = A0;    // O sensor e o divisor de corrente encontram se ligados à porta A0.  
int fsrPin1 = A1;  
int fsrPin2 = A2;  
int fsrPin3 = A3;  
int fsrPin4 = A4;  
int fsrPin5 = A5;  
int fsrPin6 = A6;  
int fsrPin7 = A7;  
int fsrPin8 = A8;  
int fsrPin9 = A9;  
int fsrPin10 = A10;  
int fsrPin11 = A11;  
int fsrPin12 = A12;  
int fsrPin13 = A13;  
int fsrPin14 = A14;  
int fsrPin15 = A15;
```

Fig.51. Introdução das variáveis **fsrPin = A**, relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.

```

int fsrReading0;    // A leitura do sinal analógico.
int fsrReading1;
int fsrReading2;
int fsrReading3;
int fsrReading4;
int fsrReading5;
int fsrReading6;
int fsrReading7;
int fsrReading8;
int fsrReading9;
int fsrReading10;
int fsrReading11;
int fsrReading12;
int fsrReading13;
int fsrReading14;
int fsrReading15;

```

Fig. 52. Introdução das variáveis **fsrReading**, relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.

```

int fsrVoltage0;   // A conversão da leitura analógica em tensão.
int fsrVoltage1;
int fsrVoltage2;
int fsrVoltage3;
int fsrVoltage4;
int fsrVoltage5;
int fsrVoltage6;
int fsrVoltage7;
int fsrVoltage8;
int fsrVoltage9;
int fsrVoltage10;
int fsrVoltage11;
int fsrVoltage12;
int fsrVoltage13;
int fsrVoltage14;
int fsrVoltage15;

```

Fig.53. Introdução das variáveis **fsrVoltage**, relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.

```

unsigned long fsrResistance0; // A conversão da tensão em resistência.
unsigned long fsrResistance1; // Visto ser um valor maior colocamos como uma variável long.
unsigned long fsrResistance2;
unsigned long fsrResistance3;
unsigned long fsrResistance4;
unsigned long fsrResistance5;
unsigned long fsrResistance6;
unsigned long fsrResistance7;
unsigned long fsrResistance8;
unsigned long fsrResistance9;
unsigned long fsrResistance10;
unsigned long fsrResistance11;
unsigned long fsrResistance12;
unsigned long fsrResistance13;
unsigned long fsrResistance14;
unsigned long fsrResistance15;

```

Fig.54. Introdução das variáveis **fsrResistance**, relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.

```

unsigned long fsrConductance0; // O inverso da resistência e a capacidade da passagem de corrente
unsigned long fsrConductance1;
unsigned long fsrConductance2;
unsigned long fsrConductance3;
unsigned long fsrConductance4;
unsigned long fsrConductance5;
unsigned long fsrConductance6;
unsigned long fsrConductance7;
unsigned long fsrConductance8;
unsigned long fsrConductance9;
unsigned long fsrConductance10;
unsigned long fsrConductance11;
unsigned long fsrConductance12;
unsigned long fsrConductance13;
unsigned long fsrConductance14;
unsigned long fsrConductance15;

```

Fig.55. Introdução das variáveis **fsrConductance**, relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.

```

long fsrForce0; // Conversão da resistência em força.
long fsrForce1;
long fsrForce2;
long fsrForce3;
long fsrForce4;
long fsrForce5;
long fsrForce6;
long fsrForce7;
long fsrForce8;
long fsrForce9;
long fsrForce10;
long fsrForce11;
long fsrForce12;
long fsrForce13;
long fsrForce14;
long fsrForce15;

```

Fig.56. Introdução das variáveis **fsrForce**, relativamente a cada sensor numerado de 0 a 15.

```

int i;

int myPinsVals[16]={A0, A1, A2, A3, A4, A5, A6, A7, A8, A9, A10, A11, A12, A13, A14, A15};

int numSensor; // Variavel para absorver o numero do sensor

```

Fig.57. Introdução do *array* **myPinsVals [16]**, onde se encontra definida a ordem das portas analógicas no *array*, de A0 a A15.

Em segundo lugar estabelecemos a ligação com o nosso Arduino através da definição da porta de ligação, e os nossos sensores definindo os dados como inputs (Fig. 57 e 58):

```

void setup(void) {

  Serial.begin(9600); // Porta de ligação com o arduino

```

Fig. 58. Definição da porta de ligação com o Arduino.

```

pinMode(fsrPin0, INPUT); // Estabelecer a ligação com os sensores FSR como sinais input.
pinMode(fsrPin1, INPUT);
pinMode(fsrPin2, INPUT);
pinMode(fsrPin3, INPUT);
pinMode(fsrPin4, INPUT);
pinMode(fsrPin5, INPUT);
pinMode(fsrPin6, INPUT);
pinMode(fsrPin7, INPUT);
pinMode(fsrPin8, INPUT);
pinMode(fsrPin9, INPUT);
pinMode(fsrPin11, INPUT);
pinMode(fsrPin12, INPUT);
pinMode(fsrPin13, INPUT);
pinMode(fsrPin14, INPUT);
pinMode(fsrPin15, INPUT);
}

```

Fig.59. Definição da ligação com cada sensor, definindo o seu pin de ligação e estabelecer os dados como *inputs*.

Com todas as ligações feitas, existe a necessidade de formular o como seria feita a seleção do sensor por parte do utilizador, visto que contemos um único conversor ADC. Posto isso, numa primeira fase é necessário perguntar ao utilizador que sensor quer seleccionar e estabelecer a ligação entre a sua resposta e o sensor seleccionado. Simplesmente o utilizador introduz uma resposta numérica de 1 a 16 e a sua resposta fica gravada na variável **numSensor** (Fig. 59). Após a gravação da resposta do utilizador entramos um ciclo *for* que percorre todas as hipóteses existentes na função *switch* até encontrar o valor numérico que iguale o valor introduzido. Esse valor ao ser igualado, faz a função *switch* parar no algoritmo escolhido, que por sua vez, faz funcionar as sub-rotinas ou subfunções associadas ao mesmo (Fig. 60).

```

void loop(void) {

  Serial.println("Sensor = ");          // Pedir ao utilizador o numero do sensor
  while (Serial.available() == 0) {

                                          // Espera pela resposta do utilizador

  }

  numSensor = Serial.parseInt();        // Lê a informação introduzida pelo utilizador

  for (int counter = 0; counter <= numSensor; counter++) { // Percorre a lista dos sensores ligados.

    for (counter=0; counter<myPinsVals[i]; counter+1) { // Introdução dos dados analogicos recolhidos no array definido.

```

Fig.60. Pedido ao utilizador para inserir o número correspondente ao sensor requerido.

```

switch (numSensor) { // Troca dos sensores através da escolha feita pelo utilizador anteriormente

  case 1:

    myPinsVals[0];          // Estabelecimento da posição 0 do array para a escolha do sensor 1
    sensor0();             // Subprograma usado no calculo dos valores realtivamente ao sensor 1
    Serial.print("Sensor 1 "); // Definição do sensor no monitor serie
    break;                // Finalização da seleção

  case 2:

    myPinsVals[1];
    sensor1();
    Serial.print("Sensor 2 ");
    break;

  case 3:

    myPinsVals[2];
    sensor2();
    Serial.print("Sensor 3 ");
    break;

  case 4:

    myPinsVals[3];
    sensor3();
    Serial.print("Sensor 4 ");
    break;

  case 5:

    myPinsVals[4];

  case 6:

    myPinsVals[5];
    sensor5();
    Serial.print("Sensor 6 ");
    break;

  case 7:

    myPinsVals[6];
    sensor6();
    Serial.print("Sensor 7 ");
    break;

  case 8:

    myPinsVals[7];
    sensor7();
    Serial.print("Sensor 8 ");
    break;

```

```

case 9:

    myPinsVals[8];
    sensor8();
    Serial.print("Sensor 9 ");
    break;

case 10:

    myPinsVals[9];
    sensor9();
    Serial.print("Sensor 10 ");
    break;

case 11:

    myPinsVals[10];
    sensor10();
    Serial.print("Sensor 11 ");
    break;

case 12:

    myPinsVals[11];
    sensor11();
    Serial.print("Sensor 12 ");
    break;

case 13:

    myPinsVals[12];
    sensor12();
    Serial.print("Sensor 12 ");
    break;

case 14:

    myPinsVals[13];
    sensor13();
    Serial.print("Sensor 13 ");
    break;

case 15:

    myPinsVals[14];
    sensor14();
    Serial.print("Sensor 14 ");
    break;

case 16:

    myPinsVals[15];
    sensor15();
    Serial.print("Sensor 15 ");
    break;
}
}
}

```

Fig.61. Pedido ao utilizador para inserir o número correspondente ao sensor requerido.

Existindo a possibilidade de adicionar mais sensores, de possíveis alterações na programação ou no tipo de valores de interesse a serem recolhidos e na necessidade de colocar filtros de sinal para os inputs recebidos ou de sensores específicos, tomou-se por opção colocar sub-rotinas específicas para cada sensor e estas, por sua vez, serem chamadas na função *switch* sem haver a necessidade de alterar, toda a programação de

todos os sensores em simultâneo, caso exista essa necessidade. Todas as sub-rotinas são semelhantes, portanto toma-se como exemplo geral a sub-rotina representada na figura 57.

```

void sensor0() {

    fsrReading0 = analogRead(fsrPin0);           // Leitura do sinal analógico
    Serial.print("Analog A0 reading = ");        // Print no monitor serie
    Serial.println(fsrReading0);                 // Valores analógicos colocados na variavel definida

    // Valores de tensão analógicos lidos numa gama de valores entre 0 e 1023 os quais ficam mapeados de 0V a 5V (5000mv)

    fsrVoltage0 = map(fsrReading0, 0, 1023, 0, 5000);
    Serial.print("Voltage reading A0 in mV = ");
    Serial.println(fsrVoltage0);

    if (fsrVoltage0 == 0) {
        Serial.println("No pressure");
    } else {

        // A tensão = Vcc * R / (R + FSR) onde R = 10K e Vcc = 5V
        // Portanto FSR = (Vcc - V) * R / V

        fsrResistance0 = 5000 - fsrVoltage0;      // fsrVoltage está definido em millivolts portanto 5V = 5000mV
        fsrResistance0 *= 10000;                 // Resistencia de 10K
        fsrResistance0 /= fsrVoltage0;
        Serial.print("FSR resistance A0 in ohms = ");
        Serial.println(fsrResistance0);

        fsrConductance0 = 1000000;              // Realizamos a medição em micromhos
        fsrConductance0 /= fsrResistance0;
        Serial.print("Conductance in A0 microMhos: ");
        Serial.println(fsrConductance0);

        // Faz uso dos dois graficos, guias dos sensores FSR para realizar a aproximação da força

        if (fsrConductance0 <= 1000) {
            fsrForce0 = fsrConductance0 / 80;
            Serial.print("Force A0 in Newtons: ");
            Serial.println(fsrForce0);
        } else {

            fsrForce0 = fsrConductance0 - 1000;
            fsrForce0 /= 30;
            Serial.print("Force A0 in Newtons: ");
            Serial.println(fsrForce0);
        }
    }
    Serial.println("-----");
    delay(1000);
}

```

Fig.62. Representação de uma sub-rotina, neste caso para o sensor que se encontra ligado na porta analógica A0.

Relativamente à ordem dada aos sensores, tomamos a demonstrada na figura 61. De notar que a ordem de 0 a 15 é representativa, não só da ordem numérica de organização, mas também da ordem pela qual os sensores se encontram ligados às portas analógicas de A0 a A15 do Arduino.

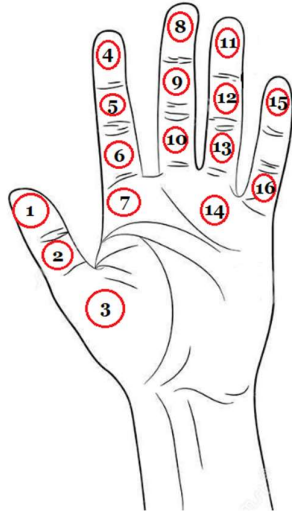


Fig.63. Definição da ordem de ligação dos sensores piezoresistivos. Ao lado esquerdo a representação esquemática dos sensores, ao lado direito a representação da luva protética já montada.

6. Ensaio de validação

A validação de sistemas protéticos é uma componente intrínseca no processo de fabrico e de absoluta necessidade. Esta é realizada através de conjuntos de testes específicos que permitem a recolha de dados sobre a resistência física da prótese em si, da sua durabilidade, funcionalidade e também ao nível estético.

Para os sistemas protéticos aqui apresentados, não se tomou como necessidade a testagem ao nível da durabilidade e resistência física, mas sim ao nível funcional e cosmético. Para este fim, unimos as funcionalidades da mão protética à da luva sensorial testando os dois sistemas como um todo, não existindo a necessidade de uma testagem em separado. Ao nível estético, o cuidado na produção da prótese relativamente à similaridade com um membro humano, estabelecendo uma movimentação do polegar com um maior grau de liberdade tornou-se um fator essencial ao nível funcional.

Importante realçar novamente o facto de, apesar de a testagem ser realizada tendo em conta o sistema protético e sensorial em conjunto, é necessária a separação dos dois sistemas na sua produção possibilitando a separação, caso necessário, de um sistema relativamente ao outro.

O tipo de testagem realizada aos sistemas desenvolvidos, segue uma metodologia de dia-a-dia, realizando provas tendo por base simples gestos realizados por uma pessoa no decorrer do seu dia normal como agarrar objetos com diferentes massas, de diferentes dimensões e geometrias, bem como objetos frágeis relativamente à quantidade de força exercida.

Seguidamente seguem-se as descrições dos testes realizados:

1º teste: Segurar num copo de plástico.

Para primeiro teste, colocámos o grau de dificuldade mais baixo e com o tipo de funcionalidade mais básica que podemos ter na nossa mão, o agarrar. Este teste seguiu uma sequência de etapas que se encontram descritas a seguir:

- 1ª: Colocar o copo na mão protética;
- 2ª: Mover em primeiro lugar o polegar;
- 3ª: Mover os dedos indicador, médio, anelar e mindinho em simultâneo;

- 4ª: Verificar se o copo se encontra bem encostado à mão antes de continuar a exercer mais força por parte dos motores;
- 5ª: Exercer mais força no copo;
- 6ª: Levantar a prótese em conjunto com o copo;
- 7ª: Caso o copo caia, voltar à etapa 1;
- 8ª: Caso o copo fique seguro, sucesso.

Este teste encontra-se demonstrado na figura seguinte (fig.63) e no seguinte link:

https://drive.google.com/file/d/1m2R3OOQaG8LQSGZo_IriGkHn28kzu59df/view?usp=sharing

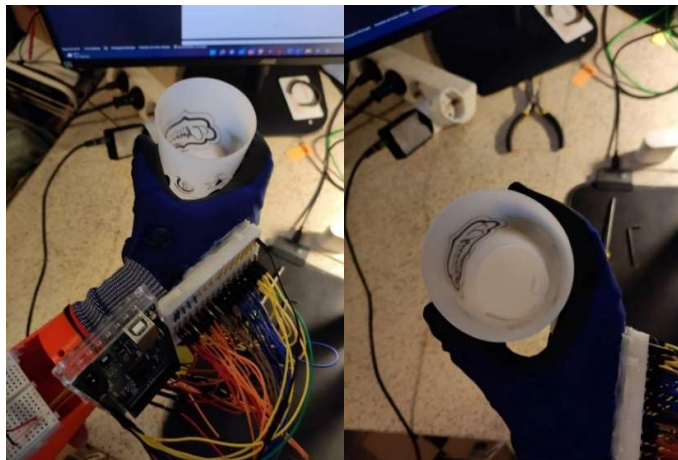


Fig.64. Demonstração do 1º teste.

Resultados:

Tabela 2. Representação dos valores recolhidos no teste 1.

<i>Sensor</i>	Leitura Analógica AO	Tensão (mv)	Resistência do FSR A O (Ω)	Condutância AO (μ)	Força AO (N)
A(0)	163	796	52814	18	0
A(1)	0	0	0	0	NP
A(2)	0	0	0	0	NP
A(3)	0	0	0	0	NP
A(4)	701	3431	4573	218	2
A(5)	918	4491	1133	882	10
A(6)	478	2336	11404	87	1
A(7)	0	0	0	0	NP
A(8)	558	2727	8335	119	1
A(9)	776	3792	3185	313	3
A(10)	0	0	0	0	NP
A(11)	510	2492	10064	99	1
A(12)	770	3763	3287	304	3
A(13)	0	0	0	0	NP
A(14)	0	0	0	0	NP
A(15)	0	0	0	0	NP

* NP – No pressure

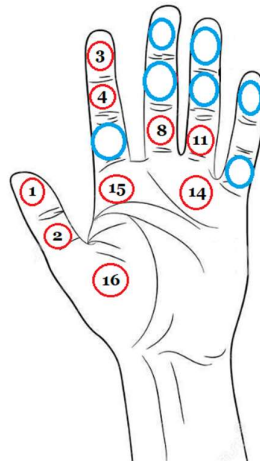


Fig.65. Regiões do toque registadas no primeiro teste.

Perante os resultados apresentados conclui-se que, as regiões onde existem mais interações da mão com o objeto serão nos dedos médio, anelar e mindinho. Estas interações específicas nestes dedos são explicadas pelo tipo de ação por parte da prótese relativamente ao copo, servindo esta unicamente de base de sustendo para o copo não cair. Torna-se lógica que a força exercida pelo copo, que se encontra suspenso, na mão recai nos dedos que se encontram a segurar a região da base do copo, que são os dedos médio, anelar e mindinho como verificado.

2º teste: Usando o mesmo copo do teste anterior, com 150 mL de água no seu interior.

No segundo teste incrementámos o grau de dificuldade, enchendo o copo usado no primeiro teste com 150 mL de água e suspenso de uma mesa, simulando o comportamento mais semelhante ao de uma pessoa segurar num copo normalmente. O protocolo usado para este teste acrescenta uma 9ª etapa com o enchimento do copo. Os resultados encontram-se representados na tabela 3, na figura seguinte (fig.66) e no seguinte link.

[https://drive.google.com/file/d/1G1FXk4-
iyy65mKB42ocUSBXXvrSOHFk8/view?usp=sharing](https://drive.google.com/file/d/1G1FXk4-
iyy65mKB42ocUSBXXvrSOHFk8/view?usp=sharing)

Resultados:

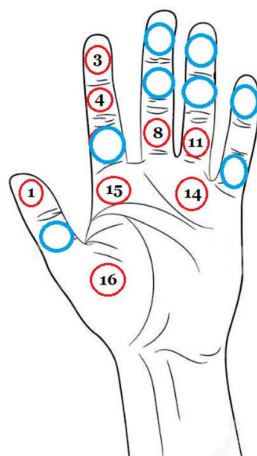


Fig.66. Regiões de toque registadas no segundo teste.

A partir dos resultados, conclui-se que existe um aumento nas interações, a partir da observação do incremento do número de sensores a gerar sinal e na força exercida por parte da prótese relativamente ao copo. Verifica-se que este aumento é explicado pelo acréscimo de água no copo de teste.

Tabela 3. Demonstração dos resultados relativamente ao 2º teste.

Sensor	Leitura Analógica AO	Tensão AO (mv)	Resistência do FSR AO (Ω)	Condutância AO (μ)	Força AO (N)
A(0)	194	948	42742	23	0
A(1)	589	2878	7373	135	1
A(2)	0	0	0	0	NP
A(3)	0	0	0	0	NP
A(4)	793	3875	2903	344	4
A(5)	853	4169	1993	501	6
A(6)	724	3538	4132	242	3
A(7)	0	0	0	0	NP
A(8)	159	777	54350	18	0
A(9)	695	3396	4723	211	2
A(10)	0	0	0	0	NP
A(11)	89	434	105207	9	0
A(12)	813	3973	3584	386	4
A(13)	0	0	0	0	NP
A(14)	0	0	0	0	NP
A(15)	0	0	0	0	NP

* NP – No pressure

3º teste: Usando um copo de maiores dimensões com geometria diferente vazio.

Mantendo o protocolo do primeiro teste, incrementando a dimensão e modificando geometria do copo a ser usado. Esta modificação deve-se ao facto de o copo usado no primeiro teste conter uma geometria cónica. Posto isto, resolvemos trocar por um copo de maiores dimensões, que tem a mesma área da sua parte inferior e superior. Portanto, um copo equilibrado na vertical e no qual todos os dedos se encontraram em contacto com este na sua totalidade. Resultados representados na tabela 4 e fig. 67.

Resultados:

Tabela 4. Demonstração dos resultados obtidos no terceiro teste.

Sensor	Leitura Analógica AO	Tensão AO (mv)	Resistência do FSR A O (Ω)	Condutância AO (μ)	Força AO (N)
A(0)	201	982	40916	24	0
A(1)	769	3758	3304	302	3
A(2)	0	0	0	0	NP
A(3)	0	0	0	0	NP
A(4)	866	4232	1814	551	6
A(5)	698	3411	4658	214	2
A(6)	0	0	0	0	NP
A(7)	0	0	0	0	NP
A(8)	176	860	48139	20	0
A(9)	505	2468	10256	97	1
A(10)	0	0	0	0	0
A(11)	623	3044	6425	155	1
A(12)	704	3440	4534	220	2
A(13)	0	0	0	0	NP
A(14)	0	0	0	0	NP
A(15)	41	200	24000	4	0

* NP – No pressure

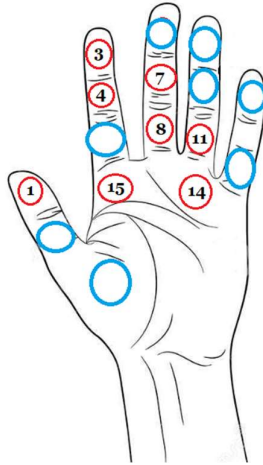


Fig. 67. Regiões de toque registadas no terceiro teste.

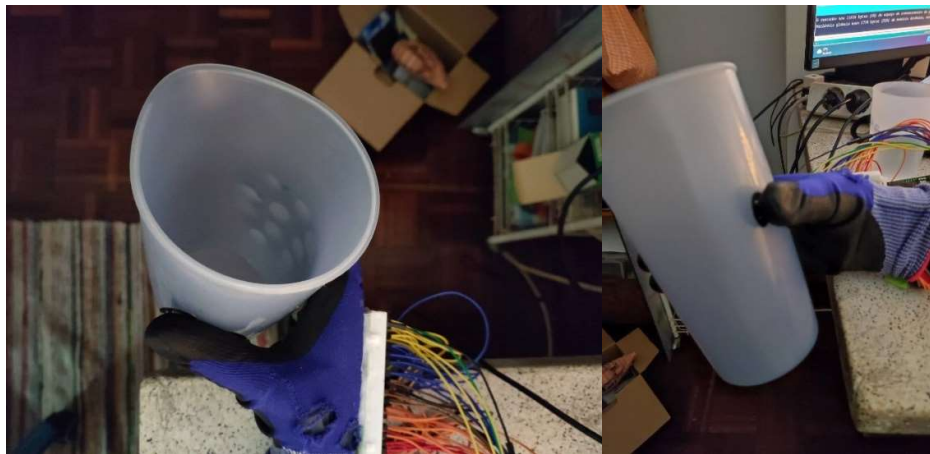


Fig.68. Representação do copo usado e do tipo de encaixe exercido entre a prótese e copo.

Com o aumento da dimensão do copo, verifica-se uma maior área de ocupação da palma da mão por parte do copo, o que é comprovado pelos nossos dados pelo aumento do número de sensores a atuarem. Observa-se também uma redução da força exercida pela palma da mão em relação ao copo, comprovando que quando maior for o objeto, maior a distribuição das forças na superfície do objeto.

4º teste: Agarrar um ovo

Focando a estabilidade de movimento e a quantidade de força gerada pela prótese, optou-se pela realização de um teste com elevado grau de sensibilidade ao pegar num ovo, sem este cair ou demonstrar fissuras na sua casca. Sendo um objeto com maior grau de sensibilidade, não permite um uso excessivo de força por parte da prótese. Isto levou a um registo de forças em regiões específicas e com valores registados reduzidos. Segue-se o link a demonstrar o quarto teste e a tabela 5 como demonstração dos resultados registados.

<https://drive.google.com/file/d/1DfBogcb-BYIIneRV8pVi-KmyvBWEpHLV/view?usp=sharing>

Resultados:

Tabela 5. Demonstração dos resultados obtidos na quarta testagem.

Sensor	Leitura Analógica AO	Tensão AO (mv)	Resistência do FSR A O (Ω)	Condutância AO (μ)	Força AO (N)
A(0)	196	957	42246	23	0
A(1)	757	3699	3517	284	3
A(2)	0	0	0	0	NP
A(3)	0	0	0	0	NP
A(4)	0	0	0	0	NP
A(5)	799	3905	2804	356	4
A(6)	175	855	48479	20	0
A(7)	0	0	0	0	NP
A(8)	147	718	59637	16	0
A(9)	168	821	50901	19	0
A(10)	0	0	0	0	NP
A(11)	113	552	80579	12	0
A(12)	0	0	0	0	NP
A(13)	0	0	0	0	NP
A(14)	0	0	0	0	NP
A(15)	0	0	0	0	NP

* NP – No pressure

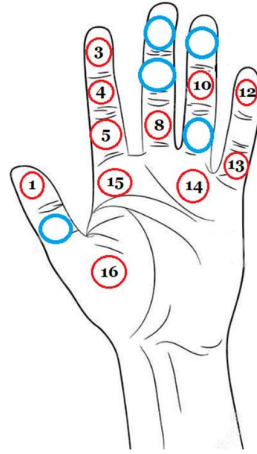


Fig. 69. Regiões de toque registradas no quarto teste.



Fig. 70. Demonstração do quarto teste, com a prótese produzida segurando no ovo sem queda.

Verifica-se a partir dos dados obtidos um decréscimo tanto da quantidade de força exercido no objeto como da área da palma da mão onde existem forças a atuar. Observa-se a atividade de zonas específicas como os dedos médio, anelar e polegar. Relativamente à força, a nível quantitativo, as forças exercidas são residuais não existindo a necessidade de grande atuação de forças para permitir que o objeto não caia ou seja danificado.

5º Teste: Toque Humano (aperto de mão)

Sendo o foco deste projeto a criação de um sistema sensorial, tomou-se como opção a criação de um teste que mimetize algum tipo de interação humana do dia-a-dia. Colocando o aperto de mão como uma interação comum do nosso dia-a-dia, e um dos gestos base mais usuais, procedeu-se à sua testagem. Os resultados desta interação encontram-se representados na tabela 6 e nas fig. 70 e 71.

Resultados:

Tabela 6. Demonstração dos resultados obtidos na quinta testagem.

Sensor	Leitura Analógica AO	Tensão AO (mv)	Resistência do FSR A O (Ω)	Condutância AO (μ)	Força AO (N)
A(0)	200	977	41177	24	0
A(1)	787	3846	3000	333	4
A(2)	488	2385	10964	91	1
A(3)	684	3362	4872	205	2
A(4)	0	0	0	0	NP
A(5)	0	0	0	0	NP
A(6)	3	14	3561428	0	0
A(7)	0	0	0	0	NP
A(8)	157	767	55189	18	0
A(9)	0	0	0	0	NP
A(10)	0	0	0	0	NP
A(11)	82	400	115000	8	0
A(12)	96	469	96609	10	0
A(13)	0	0	0	0	NP
A(14)	7	34	1460588	0	0
A(15)	0	0	0	0	0

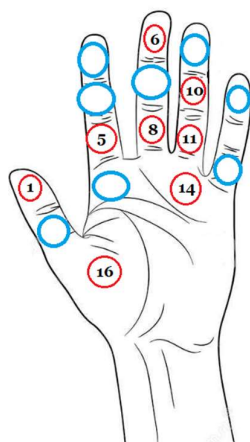


Fig.71. Representação das regiões de toque registadas no quinto teste.

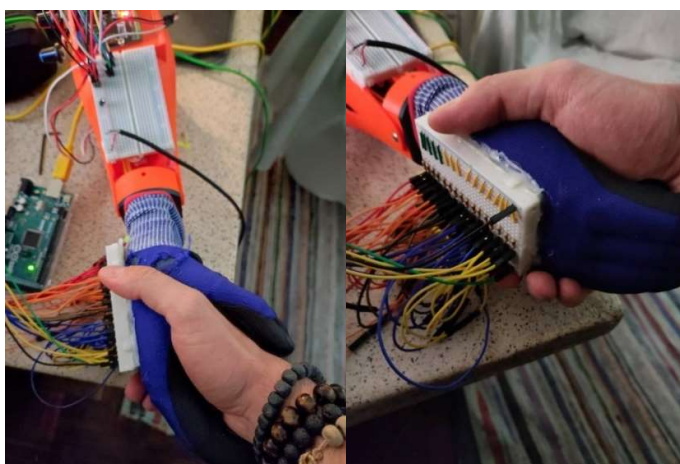


Fig.72. Representação do gesto de aperto de mão usado no quinto teste.

Podemos tomar este teste como um medidor de interação humano. Podemos concluir que as forças exercidas se encontram distribuídas pela palma da mão próstética. Esta distribuição irá variar consoante o tipo de morfologia presente na palma da mão humana em contacto com a palma da luva. De notar os reduzidos valores verificados na realização deste teste, indicativos de uma interação de ambas as partes com forças reduzidas.

7. Conclusão

Tomando como objetivo principal e foco de investigação a atribuição de propriedades somatosensoriais a uma prótese de membro superior, considera-se esta dissertação um sucesso. Ao longo do seu desenvolvimento, seguimos uma metodologia focada no interesse do paciente relativamente à funcionalidade, ao nível estético acessibilidade económica tanto do sistema prótico como do sistema sensorial.

Relativamente ao tipo de prótese usada, coloca-se a questão relativamente ao tipo de prótese mais benéfica a ser usada, tendo em vista o tipo de uso que seria focado no dia-a-dia de uma paciente. Aqui tomou-se em consideração o tipo de modelo usado e modo de fabricação, havendo a necessidade de mimetização do membro humano, aumentando o grau de conforto e adaptação do paciente. Para este fim, usou-se modelos *open source* para a criação do modelo final, pegando em diversos projetos pré-existentes de diversas próteses com diferentes tipos de design até chegarmos à prótese aqui apresentada.

A escolha de cada componente da prótese teve em consideração dois fatores principais: o tipo e grau de funcionalidade os fatores estéticos. Começando pela mão prótica, optou-se por um design que permitisse a movimentação do polegar com mais graus de liberdade possibilitando expandir a ação de agarrar objetos e de uma maior aproximação a uma mão humana. Os dedos produzidos são o mais semelhante aos dedos humanos, separando as diversas falanges. A palma da mão, seguindo a filosofia adotada pelos dedos, apresenta um design muito parecido à palma de uma mão humana tendo-se evitado, como existe em inúmeros modelos, uma superfície lisa que não segue a anatomia conhecida. Ao longo da pesquisa verificou-se a necessidade da produção da prótese como um todo, usando a impressão 3D que possibilitou o uso de diferentes tipos de materiais, densidades e a obtenção de diferentes resistências, em vez de uma produção por partes, começando pela produção de um possível esqueleto, depois de um revestimento para albergar os sensores e por fim os sensores.

O modelo relativamente ao antebraço, segue a mesma filosofia adotada na mão prótica, mimetizando ao máximo o antebraço humano. Para facilitar o acesso e a montagem realizou-se a produção do antebraço em peças separadas, que se podem mover uma relativamente à outra, facilitando assim a integração dos sistemas de instrumentação como os motores e os cabos que permitem a movimentação dos dedos próticos.

Relativamente ao tipo de sensores usados, a pesquisa permitiu-nos uma escolha facilitada do tipo de sensores a serem usados, sendo os piezoresistivos os mais usados

devido às suas características de funcionamento. Estes, ao contrário dos sensores piezoelétricos, permitem uma recolha otimizada de sinais com maior resolução e com o mínimo erro. Para além disso, pensando num sistema sensorial usando sensores piezoelétricos, estes teriam de se encontrar acoplados a regiões específicas da luva sensorial, especialmente nas regiões das dobras dos dedos e palma da mão para se poder detetar qualquer tipo de output útil. Como o foco é a deteção do toque, os sensores piezoelétricos não seriam os mais adequados, mas sim os sensores piezoresistivos.

Como mencionado anteriormente, a recolha de múltiplos sinais analógicos tornou-se um desafio pela impossibilidade de uma recolha simultânea, devido a existência de um único conversor ADC no sistema Arduino. A solução encontrada tomou em consideração também o mapeamento do toque exercido na luva sensorial, tendo sido criada a possibilidade de medir o sinal analógico, a tensão, a condutância e a força em intervalos de 1000 milissegundos entre cada medição, selecionando especificamente o sensor que queremos medir. Avaliando e estabelecendo as regiões críticas de pressão da nossa mão, conseguimos otimizar o posicionamento dos 16 sensores piezoresistivos ao longo da nossa luva sensorial, numerados de 1 a 16, que nos permitem realizar medições e localizar o toque. Apesar do sucesso na metodologia de validação, detetou-se lacunas nos sensores A0 e A8 que acabam por fazer uma recolha dos ruídos de sinal sentidos durante as medições realizadas. Contudo identificaram-se as diferenças entre as diversas secções de pressão da palma da mão, quantificando a força exercida e por sua vez o ponto de toque.

7.1. Considerações finais

Focando a secção da produção e instrumentação da prótese, o escrutínio na seleção das diferentes secções da prótese tornou-se essencial e contribuiu significativamente para a caracterização do tipo de movimento e forças registadas. O tipo de material e especificações usadas na produção de cada componente com impressão 3D, auxiliou na definição do tipo de superfície de contacto entre a prótese e a luva, e na resistência e comportamento de cada componente relativamente às forças exercidas pelos sistemas de instrumentação (motores e Arduino). Permitindo um maior grau de personalização e facilidade de alteração ou acrescento de componentes, a impressão 3D como meio de produção tornou-se a base e sustento de todo o projeto.

Passando para a instrumentação e implementação do sistema sensorial. Esta secção não passou despercebida às possíveis dificuldades sentidas, especialmente na componente da programação onde se realizaram bastantes modificações relativamente à programação original pensada. Tendo sido realizado um extenso escrutínio neste campo,

desde averiguar o como se faria a junção de todo o sistema, o tipo de funcionamento mais adequado perante os objetivos propostos e o tipo de necessidades sentidas pelo paciente, que necessariamente teriam de ser estudadas e colmatadas, torna o sistema aqui apresentado num excelente trabalho de base inicial para um complexo sistema sensorial capaz de comunicar com o sistema nervoso humano e atribuir à prótese um conjunto de sensações.

7.2. Proposta de trabalhos futuros

Um contínuo estudo deste tipo de projetos e temas é absolutamente essencial e tem a capacidade de criar um impacto profundo na vida de pessoas que tiveram infortúnios na sua vida, devido à perda de um membro ou mesmo estes terem nascido com uma deficiência congénita. A sua complexidade é elevada e sem dúvida é necessária uma ação conjunta de vários campos da ciência, não só na medicina e bioengenharia, mas também da engenharia informática com a introdução de novos sistemas usando inteligência artificial para a avaliação e estudo de padrões de propagação e identificação de sinais corporais.

Cada trabalho, por norma tem tendência a deixar mais dúvidas do que respostas. Nesta dissertação permanecem questões como as seguintes: i) realizada a ligação com o sistema nervoso humano, seria com base em sensores colocados na pele, após ter havido sucessivas operações no paciente para colocar os nervos humanos mais à superfície da pele, a fim de evitar interferências na leitura ou propagação do sinal? Ou o foco seria a criação de um sistema misto que permita unir a eletrónica com os sistemas biológicos sem que esta ligação crie problemas a médio ou longo prazo?

ii) Ao nível do sistema nervoso, ainda há um grande caminho a percorrer na pesquisa. A identificação dos recetores de toque foi realizada apenas em 2021, deixando no ar questões relativamente à propagação do sinal nervoso, colocadas nesta mesma dissertação. Será a propagação do sinal realizada com a mesma velocidade ou encontraremos diferentes tipos de velocidade dependendo do grau de lesão? Será que a frequência do impulso elétrico é a mesma ou varia consoante o acréscimo de mais sistemas sensoriais embutidos nas diferentes camadas de pele?

iii) Relativamente à impressão 3D, torna-se necessário pensar na conceptualização de modelos customizáveis à medida do paciente.

iv) No campo da eletrónica, a miniaturização dos sistemas, o uso de diversos conversores ADC e a introdução de outros sistemas de processamento mais adequados na aquisição dos sinais.

v) Otimização do posicionamento dos sensores na luva sensorial.

Estas questões serão algumas das muitas que ficaram a pairar e a necessitar de resposta para podermos obter um sistema sensorial que consiga mimetizar minimamente o nosso próprio sistema sensorial, e as quais com um estudo contínuo e aprofundado serão sem dúvida respondidas a seu tempo, e a continuação deste estudo é sem dúvida um a continuar no futuro, tomando por base esta dissertação.

Ao nível comercial, o projeto aqui desenvolvido poderá ter aplicações e otimizações, no que toca à eletrónica, condensando os sistemas eletrónicos fazendo uso de sistemas de menores dimensões e com outro tipo de ergonomia.

Referências

1. The Nobel Foundation. *Discoveries of receptors for temperature and touch*. Available from: <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/2021/advanced-information/> (accessed on 05 January 2022).
2. Caterina, M.J., M.A. Schumacher, M. Tominaga, T.A. Rosen, J.D. Levine, and D. Julius, *The capsaicin receptor: a heat-activated ion channel in the pain pathway*. *Nature*, 1997. **389**(6653): p. 816-824. <https://doi.org/10.1038/39807>
3. Caterina, M.J., A. Leffler, A.B. Malmberg, W.J. Martin, J. Trafton, K.R. Petersen-Zeit, M. Koltzenburg, A.I. Basbaum, and D. Julius, *Impaired Nociception and Pain Sensation in Mice Lacking the Capsaicin Receptor*. *Science*, 2000. **288**(5464): p. 306-313. <https://doi.org/10.1126/science.288.5464.306>
4. McKemy, D.D., W.M. Neuhauser, and D. Julius, *Identification of a cold receptor reveals a general role for TRP channels in thermosensation*. *Nature*, 2002. **416**(6876): p. 52-58. <https://doi.org/10.1038/nature719>
5. Coste, B., J. Mathur, M. Schmidt, T.J. Earley, S. Ranade, M.J. Petrus, A.E. Dubin, and A. Patapoutian, *Piezo1 and Piezo2 Are Essential Components of Distinct Mechanically Activated Cation Channels*. *Science*, 2010. **330**(6000): p. 55-60. <https://doi.org/10.1126/science.1193270>
6. Ranade, S.S., S.-H. Woo, A.E. Dubin, R.A. Moshourab, C. Wetzel, M. Petrus, J. Mathur, V. Bégay, B. Coste, J. Mainquist, A.J. Wilson, A.G. Francisco, K. Reddy, Z. Qiu, J.N. Wood, G.R. Lewin, and A. Patapoutian, *Piezo2 is the major transducer of mechanical forces for touch sensation in mice*. *Nature*, 2014. **516**(7529): p. 121-125. <https://doi.org/10.1038/nature13980>
7. Woo, S.-H., V. Lukacs, J.C. de Nooij, D. Zaytseva, C.R. Criddle, A. Francisco, T.M. Jessell, K.A. Wilkinson, and A. Patapoutian, *Piezo2 is the principal mechanotransduction channel for proprioception*. *Nature Neuroscience*, 2015. **18**(12): p. 1756-1762. <https://doi.org/10.1038/nn.4162>

8. Bazira, P.J., *An overview of the nervous system*. Surgery (Oxford), 2021. **39**(8): p. 451-462. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2021.06.012>
9. Chun, S., W. Son, H. Kim, S.K. Lim, C. Pang, and C. Choi, *Self-Powered Pressure- and Vibration-Sensitive Tactile Sensors for Learning Technique-Based Neural Finger Skin*. Nano Letters, 2019. **19**(5): p. 3305-3312. <https://doi.org/10.1021/acs.nanolett.9b00922>
10. Adhikari, S. Development and optimization of Dextromethorphan HBr-2-Hydroxy propyl β -Cyclodextrin Inclusion Complex Based Orally Disintegrating Tablets Using Response Surface Methodology. Master of Science Degree in Pharmaceutical Sciences, Industrial Pharmacy, The University of Toledo, 2016. Available from: <https://www.mobt3ath.com/uplode/book/book-12029.pdf> (accessed on 05 January 2022).
11. Governo do Estado Pernambuco, Secretaria de Educação. Os órgãos dos sentidos e seus mecanismos de funcionamento. Available from: https://www.lasalle.edu.br/public/uploads/files/La%20Salle%20%C3%81guas%20Claras_pdf/Documentos_PDF/SLIDE%20OS%20SENTIDOS.pdf (accessed on 05 January 2022).
12. Dale Purves, George J. Augustine, David Fitzpatrick, William C. Hall, Anthony-Samuel LaMantia, Richard D. Mooney, and L.E. White, *The Somatosensory System: Touch and Proprioception*, in *Neuroscience*, David Fitzpatrick and R.D. Mooney, Editors. 2018, Sinauer Associates: New York, USA. p. 193-212.
13. Silverthorn, D.U., *Sensory Physiology*, in *Human Physiology: An Integrated Approach*. 2019, Pearson Education, Incorporated: London, UK. p. 307-354.
14. Mark F. Bear, Barry W. Connors, and M.A. Paradiso, *The Somatic Sensory System*, in *Neuroscience: Exploring the brain*. 2016, Wolters Kluwer: Philadelphia, USA. p. 415-452.
15. Gardner, E.P., *Sensory Coding*, in *Principles of Neural Science, Sixth Edition*, Eric R. Kandel, John D. Koester, Sarah H. Mack, and S.A. Siegelbaum, Editors. 2021, McGraw Hill LLC: New York, USA. p. 435-469.

16. Kumar, M., R. Singh, H. Kang, S. Kim, and H. Seo, *An artificial piezotronic synapse for tactile perception*. *Nano Energy*, 2020. **73**: p. 104756. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.104756>
17. Dunn, J., R. Runge, and M. Snyder, *Wearables and the medical revolution*. *Personalized Medicine*, 2018. **15**(5): p. 429-448. <https://doi.org/10.2217/pme-2018-0044>
18. BCC Publishing. *Wearable Medical Devices: Technologies and Global Markets*. Available from: <https://www.bccresearch.com/market-research/healthcare/wearable-medical-devices.html> (accessed on 05 January 2022).
19. Peng, B., F. Zhao, J. Ping, and Y. Ying, *Recent Advances in Nanomaterial-Enabled Wearable Sensors: Material Synthesis, Sensor Design, and Personal Health Monitoring*. *Small*, 2020. **16**(44): p. 2002681. <https://doi.org/10.1002/smll.202002681>
20. Leber, A., A.G. Page, D. Yan, Y. Qu, S. Shadman, P. Reis, and F. Sorin, *Compressible and Electrically Conducting Fibers for Large-Area Sensing of Pressures*. *Advanced Functional Materials*, 2020. **30**(1): p. 1904274. <https://doi.org/10.1002/adfm.201904274>
21. Lan, L., F. Zhao, Y. Yao, J. Ping, and Y. Ying, *One-Step and Spontaneous in Situ Growth of Popcorn-like Nanostructures on Stretchable Double-Twisted Fiber for Ultrasensitive Textile Pressure Sensor*. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020. **12**(9): p. 10689-10696. <https://doi.org/10.1021/acsami.0c00079>
22. Atalay, O., A. Atalay, J. Gafford, and C. Walsh, *A Highly Sensitive Capacitive-Based Soft Pressure Sensor Based on a Conductive Fabric and a Microporous Dielectric Layer*. *Advanced Materials Technologies*, 2018. **3**(1): p. 1700237. <https://doi.org/10.1002/admt.201700237>
23. Khoshmanesh, F., P. Thurgood, E. Pirogova, S. Nahavandi, and S. Baratchi, *Wearable sensors: At the frontier of personalised health monitoring, smart prosthetics and assistive technologies*. *Biosensors and Bioelectronics*, 2021. **176**: p. 112946. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2020.112946>

24. Colazo, J.M. and K. Koshy, *A commentary on: "3D printing for developing patient specific cosmetic prosthetics at the point of care" [Int. J. Surg. (2020) Epub ahead of Print]*. International Journal of Surgery, 2020. **82**: p. 121-122. <https://doi.org/10.1016/j.ijisu.2020.08.022>

25. Polishchuk, A., W.T. Navaraj, H. Heidari, and R. Dahiya, *Multisensory Smart Glove for Tactile Feedback in Prosthetic Hand*. Procedia Engineering, 2016. **168**: p. 1605-1608. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.11.471>

26. Sareen, A., A. Singh, A. Sinha, A. Arya, A. Arya, G. Sapra, R. Kumar, P. Kumar, and D. Singh, *Design and fabrication of prosthetic glove for hand rehabilitation*. Materials Today: Proceedings, 2020. **28**: p. 1612-1615. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.04.849>

27. Poplavko, Y. and Y. Yakymenko, *Piezoelectricity*, in *Functional Dielectrics for Electronics: Fundamentals of Conversion Properties*, Y. Poplavko and Y. Yakymenko, Editors. 2020, Woodhead Publishing: Duxford, UK. p. 161-216. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818835-4.00005-5>

28. Katzir, S., *The Discovery of the Piezoelectric Effect*, in *The Beginnings of Piezoelectricity: A Study in Mundane Physics*, S. Katzir, Editor. 2006, Springer: Dordrecht, The Netherlands. p. 15-64. https://doi.org/10.1007/978-1-4020-4670-4_2

29. Bera, B. and M.D. Sarkar, *Piezoelectric effect, piezotronics and piezophototronics: a review*. Imperial Journal of Interdisciplinary Research (IJIR), 2016. **2**(11): p. 1407-1410. <https://www.static-contents.youth4work.com/y4w/6551d788-6266-4e1c-9948-40a29d8792da.pdf>

30. Navaraj, W.T., H. Nassar, and R. Dahiya. *Prosthetic Hand with Biomimetic Tactile Sensing and Force Feedback*. in *2019 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*. 2019. <https://doi.org/10.1109/ISCAS.2019.8702732>

31. Fiorillo, A.S., C.D. Critello, and S.A. Pullano, *Theory, technology and applications of piezoresistive sensors: A review*. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2018. **281**: p. 156-175. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.07.006>
32. Su, A. and S.J. Al'Aref, *History of 3D Printing*, in *3D Printing Applications in Cardiovascular Medicine*, S.J. Al'Aref, B. Mosadegh, S. Dunham, and J.K. Min, Editors. 2018, Academic Press: Boston, USA. p. 1-10. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803917-5.00001-8>
33. Ventola, C.L., *Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses*. *Perfusion*, 2014. **39**(10): p. 704-11. PMC4189697; <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4189697/>
34. Dodziuk, H., *Applications of 3D printing in healthcare*. *Kardiochirurgia i Torakochirurgia Polska/Polish Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2016. **13**(3): p. 283-293. <https://doi.org/10.5114/kitp.2016.62625>

Anexos e Apêndices

Anexo 1

(Tabela relativa às características de cada filamento 3D)

Material	Printing with enclosure	Dry box recommended	Hardened nozzle required	Nozzle temperature	Bed temperature	Printable on powder coated sheet	Printable on smooth PEI sheet	Printable on satin sheet	Soluble with common solvents	Heat deflection temperature	Impact resistance Charpy	Tensile strength	Price
PLA	No	No	No	210 - 215 °C	60 °C	✓	✓	✓	✗	Red	Red	Green	Green
PETG	No	No	No	230 - 270 °C	90 °C	✓	with glue stick	✓	✗	Orange	Orange	Yellow	Yellow
PETG HT	No	No	No	270 °C	110 °C	✓	with glue stick	✓	✗	Yellow	Green	Yellow	Red
ASA	Yes recommended	No	No	250 - 265 °C	95 - 110 °C	with glue stick	with glue stick	✓	✓	Yellow	Red	Yellow	Yellow
ABS	Yes recommended	No	No	240 - 255 °C	110 °C	with glue stick	with glue stick	✓	✓	Yellow	Red	Yellow	Green
PC (Polycarbonate)	Yes recommended	No	No	270 - 275 °C	115 °C	with glue stick	with glue stick	✓	✗	Green	Green	Green	Red
CPE	No	Yes	No	275 °C	90 °C	✓	with glue stick	✓	✗	Orange	Orange	Yellow	Orange
PVA / BVOH	No	Yes	No	195 - 215 °C	60 °C	✓	✓	✓	✓	Red	Red	Green	Red
HIPS	No	No	No	220 °C	110 °C	✓	✓	✓	✓	Yellow	Red	Red	Red
PP (Polypropylene)	Yes	No	No	220 °C	100 °C	not recommended	with P1 tape	✓	✗	Red	Green	Red	Red
Flex	No	Yes	No	230 - 260 °C	60 - 85 °C	✓	with glue stick	with glue stick	✗	Red	Green	Red	Red
nGen	No	No	No	240 °C	90 °C	✓	with glue stick	✓	✗	Orange	Green	Yellow	Orange
Nylon	Yes recommended	Yes	No	250 - 270 °C	75 - 90 °C	with glue stick	not recommended	with glue stick	✗	Yellow	Green	Orange	Red
Composite materials	-	-	Yes	240 - 285 °C	75 - 110 °C	-	-	-	✗	Yellow	Red	Yellow	Red
Wood / metal filled	No	No	-	190 - 220 °C	60 °C	✓	✓	✓	✗	Red	Red	Red	Red
PVE	No	No	No	215 °C	75 °C	not recommended	not recommended	✓	✓	Red	Orange	Yellow	Orange

Apêndice 1

(Codigo relativamente à instrumentação da prótese)



```

codigo_final
# include <Servo.h>

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

//***** servo 1 settings

Servo servo1;

const int servo1PotPin = A0;
const int servo1Pin = 9; // Must use PWM enable pin
int servo1Value;

//***** servo 1 setting END

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

//***** servo 2 settings

Servo servo2;

const int servo2PotPin = A1;
const int servo2Pin = 10; // Must use PWN enable pin
int servo2Value;

//*****servo 2 settings END

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

int servo1_base=0;
int servo2_base=0;

int servo1_read=0;
int servo2_read=0;

int servo1_sum=0;
int servo2_sum=0;

int servo1_average=0;
int servo2_average=0;

int servo1_array_num = 10;
int servo2_array_num = 10;

int servo1_array[10];
int servo2_array[10];

int i;

////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
//////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////// Funtion
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////

void setup() {

  Serial.begin(9600);

  servo1.attach(servo1Pin);
  servo2.attach(servo2Pin);

}

void loop() {

  servo1Value = analogRead (servo1PotPin);
  servo1Value = map (servo1Value, 0, 1023, 0, 256);
  servo1.write(servo1Value);
  delay(100);

```

```

for (i=0; i<servo1_array_num; i++) {

    servo1_read = analogRead(A0);
    servo1_sum = servo1_sum - servo1_array[i] + servo1_read;
    servo1_array[i] = servo1_read;
    servo1_average = servo1_sum/servo1_array_num;

}

servo1_base=servo1_average;
Serial.print("Servo1: ");
Serial.print(2*servo1_average);
Serial.print(",");

servo2Value = analogRead (servo2PotPin);
servo2Value = map (servo2Value, 0, 1023, 0, 256);
servo2.write(servo2Value),

delay(100);

for (i=0; i<servo2_array_num; i++) {

    servo2_read = analogRead(A0);
    servo2_sum = servo2_sum - servo2_array[i] + servo2_read;
    servo2_array[i] = servo2_read;
    servo2_average = servo2_sum/servo2_array_num;

}

servo2_base=servo2_average;
Serial.print("Servo2: ");
Serial.print(servo2_average);
Serial.println(",");
Serial.println("_____");
Serial.println("_____");

delay(100);

}

```

Apêndice 2

(Código relativamente à instrumentação da luva)

```
Codigo_luva_final §
```

```
int fsrPin0 = A0; // O sensor e o divisor de corrente encontram se ligados à porta A0.
int fsrPin1 = A1;
int fsrPin2 = A2;
int fsrPin3 = A3;
int fsrPin4 = A4;
int fsrPin5 = A5;
int fsrPin6 = A6;
int fsrPin7 = A7;
int fsrPin8 = A8;
int fsrPin9 = A9;
int fsrPin10 = A10;
int fsrPin11 = A11;
int fsrPin12 = A12;
int fsrPin13 = A13;
int fsrPin14 = A14;
int fsrPin15 = A15;

int fsrReading0; // A leitura do sinal analógico.
int fsrReading1;
int fsrReading2;
int fsrReading3;
int fsrReading4;
int fsrReading5;
int fsrReading6;
int fsrReading7;
int fsrReading8;
int fsrReading9;
int fsrReading10;
int fsrReading11;
int fsrReading12;
int fsrReading13;
int fsrReading14;
int fsrReading15;

int fsrVoltage0; // A conversão da leitura analógica em tensão.
int fsrVoltage1;
int fsrVoltage2;
int fsrVoltage3;
int fsrVoltage4;
int fsrVoltage5;
int fsrVoltage6;
int fsrVoltage7;
int fsrVoltage8;
int fsrVoltage9;
int fsrVoltage10;
int fsrVoltage11;
int fsrVoltage12;
int fsrVoltage13;
int fsrVoltage14;
int fsrVoltage15;
```

```

unsigned long fsrResistance0; // A conversão da tensão em resistência.
unsigned long fsrResistance1; // Visto ser um valor maior colocamos como uma variável long.
unsigned long fsrResistance2;
unsigned long fsrResistance3;
unsigned long fsrResistance4;
unsigned long fsrResistance5;
unsigned long fsrResistance6;
unsigned long fsrResistance7;
unsigned long fsrResistance8;
unsigned long fsrResistance9;
unsigned long fsrResistance10;
unsigned long fsrResistance11;
unsigned long fsrResistance12;
unsigned long fsrResistance13;
unsigned long fsrResistance14;
unsigned long fsrResistance15;

unsigned long fsrConductance0; // O inverso da resistência e a capacidade da passagem de corrente
unsigned long fsrConductance1;
unsigned long fsrConductance2;
unsigned long fsrConductance3;
unsigned long fsrConductance4;
unsigned long fsrConductance5;
unsigned long fsrConductance6;
unsigned long fsrConductance7;
unsigned long fsrConductance8;
unsigned long fsrConductance9;
unsigned long fsrConductance10;
unsigned long fsrConductance11;
unsigned long fsrConductance12;
unsigned long fsrConductance13;
unsigned long fsrConductance14;
unsigned long fsrConductance15;

long fsrForce0; // Conversão da resistência em força.
long fsrForce1;
long fsrForce2;
long fsrForce3;
long fsrForce4;
long fsrForce5;
long fsrForce6;
long fsrForce7;
long fsrForce8;
long fsrForce9;
long fsrForce10;
long fsrForce11;
long fsrForce12;
long fsrForce13;
long fsrForce14;
long fsrForce15;

int i;

int myPinsVals[16]={A0, A1, A2, A3, A4, A5, A6, A7, A8, A9, A10, A11, A12, A13, A14, A15};

int numSensor; // Variavel para absorver o numero do sensor

void setup(void) {

    Serial.begin(9600); // Porta de ligação com o arduino

```



```
case 3:

    myPinsVals[2];
    sensor2();
    Serial.print("Sensor 3 ");
    break;

case 4:

    myPinsVals[3];
    sensor3();
    Serial.print("Sensor 4 ");
    break;

case 5:

    myPinsVals[4];
    sensor4();
    Serial.print("Sensor 5 ");
    break;

case 6:

    myPinsVals[5];
    sensor5();
    Serial.print("Sensor 6 ");
    break;

case 7:

    myPinsVals[6];
    sensor6();
    Serial.print("Sensor 7 ");
    break;

case 8:

    myPinsVals[7];
    sensor7();
    Serial.print("Sensor 8 ");
    break;

case 9:

    myPinsVals[8];
    sensor8();
    Serial.print("Sensor 9 ");
    break;

case 10:

    myPinsVals[9];
    sensor9();
    Serial.print("Sensor 10 ");
    break;

case 11:

    myPinsVals[10];
    sensor10();
    Serial.print("Sensor 11 ");
    break;
```

```

case 12:

    myPinsVals[11];
    sensor11();
    Serial.print("Sensor 12 ");
    break;

case 13:

    myPinsVals[12];
    sensor12();
    Serial.print("Sensor 12 ");
    break;

case 14:

    myPinsVals[13];
    sensor13();
    Serial.print("Sensor 13 ");
    break;

case 15:

    myPinsVals[14];
    sensor14();
    Serial.print("Sensor 14 ");
    break;

case 16:

    myPinsVals[15];
    sensor15();
    Serial.print("Sensor 15 ");
    break;
}
}
}

void sensor0() {

    fsrReading0 = analogRead(fsrPin0);           // Leitura do sinal analógico
    Serial.print("Analog A0 reading = ");        // Print no monitor serie
    Serial.println(fsrReading0);                 // Valores analógicos colocados na variavel definida

// Valores de tensão analógicos lidos numa gama de valores entre 0 e 1023 os quais ficam mapeados de 0V a 5V (5000mv)

    fsrVoltage0 = map(fsrReading0, 0, 1023, 0, 5000);
    Serial.print("Voltage reading A0 in mV = ");
    Serial.println(fsrVoltage0);

    if (fsrVoltage0 == 0) {
        Serial.println("No pressure");
    } else {

        // A tensão = Vcc * R / (R + FSR) onde R = 10K e Vcc = 5V
        // Portanto FSR = ((Vcc - V) * R) / V

```

```

fsrResistance0 = 5000 - fsrVoltage0; // fsrVoltage está definido em millivolts portanto 5V = 5000mV
fsrResistance0 *= 10000; // Resistencia de 10K
fsrResistance0 /= fsrVoltage0;
Serial.print("FSR resistance A0 in ohms = ");
Serial.println(fsrResistance0);

fsrConductance0 = 1000000; // Realizamos a medição em micromhos
fsrConductance0 /= fsrResistance0;
Serial.print("Conductance in A0 microMhos: ");
Serial.println(fsrConductance0);

// Faz uso dos dois graficos, guias dos sensores FSR para realizar a aproximação da força

if (fsrConductance0 <= 1000) {
  fsrForce0 = fsrConductance0 / 80;
  Serial.print("Force A0 in Newtons: ");
  Serial.println(fsrForce0);

} else {

  fsrForce0 = fsrConductance0 - 1000;
  fsrForce0 /= 30;
  Serial.print("Force A0 in Newtons: ");
  Serial.println(fsrForce0);
}
}
Serial.println("-----");
delay(1000);
}

```

(continuação semelhante à sub-rotina “sensor 0”, modificando unicamente as variáveis pertencentes a cada sub-rotina relativamente a cada sensor)