

# **Desenvolvimento de um protótipo de um simulador de bloqueio do plexo braquial**

**Stéphanie Coelho Monteiro**

Dissertação apresentada à  
**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**  
**Instituto Politécnico de Bragança**  
para obtenção do grau de Mestre em  
**Tecnologia Biomédica**

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

**Professor José Lima**  
**Professor André Novo**  
**Doutora Eduarda Amadeu**  
**Doutora Manuela Araújo**

Outubro 2016

---

# Agradecimentos

---

Um obrigado aos professores José Lima e André Novo pelo apoio e orientação ao longo deste projeto. Sem a sua dedicação, o desenvolvimento de ideias que apresento teria sido bastante mais penoso.

Em seu nome, deixo um agradecimento a todos os professores que de uma maneira ou de outra contribuíram ao longo destes anos com os seus conhecimentos para que evoluísse como Engenheira Biomédica.

Agradeço também às doutoras Eduarda Amadeu e Manuela Araújo do Hospital Geral de Santo António pela disponibilidade e sempre amabilidade de me ajudarem, contribuindo assim para um melhor trabalho.

Um obrigado a todos os meus amigos que muitas vezes foram importantes para ajudar nas horas difíceis, nas dúvidas e principalmente no companheirismo durante a minha jornada.

Um obrigado à amiga, irmã e companheira Marta, sem o carinho e sempre disponibilidade dela, este caminho teria sido mais difícil de percorrer.

Um grande obrigado à minha irmã, que sendo a primeira amiga que tive na vida, esteve do meu lado e compreendeu os dias mais complicados desta caminhada.

Um grande obrigado ao cunhado, irmão e amigo Tiago Rodrigues, pelas boas energias sempre transmitidas, pelas palavras amigas e pela sempre disponibilidade em ajudar.

*“The last but not the least”* agradeço de uma maneira muito especial aos meus pais que sempre me apoiaram e acreditaram em mim. Pela sua presença nos bons e maus momentos dando-me a força necessária para seguir em frente. E por se terem sacrificado ao longo destes anos para que conseguisse chegar ao fim. Sem eles nunca teria chegado até aqui!



# Resumo

---

A área da simulação cirúrgica tem vindo a ser desenvolvida e objeto de estudo ao longo dos últimos anos. Numa tentativa de diminuir os treinos em modelos experimentais biológicos como peças de corpos de animais, estas técnicas têm sido adaptadas a manequins. Este método torna os simuladores o mais parecido possível com a realidade, transferindo o profissional de saúde para um ambiente de realidade virtual ou física.

O principal objetivo desta técnica de treino em profissionais de saúde é a aquisição da destreza nos diferentes ambientes hospitalares e no manuseamento dos materiais necessários, sem haver a necessidade de recorrer a pacientes reais.

Numa primeira fase foi estudada a resposta motora ideal do corpo quando sujeita à ação da agulha neurotransmissora. Estes movimentos são importantes para posteriormente serem reproduzidos pelo protótipo.

Numa segunda fase foi impresso o modelo da mão e do braço. Estes modelos anatómicos foram impressos utilizando a técnica de impressão tridimensional.

Numa última fase foi a programação da placa de *Arduino*. Cada dedo está ligado a um servo motor que por sua vez foi programado individualmente para reproduzir as respostas motoras ideais.

O objetivo deste trabalho foi concluído, sendo possível construir um protótipo de um simulador de bloqueio do plexo para o treino de profissionais de saúde. Este treino foi importante para adquirir a destreza de manusear a sonda ecográfica assim como a agulha neurotransmissora ao mesmo tempo sem riscos para o paciente.

**Palavras-chave:** Simulação, bloqueio do plexo braquial, Arduino, Impressão 3D



# Abstract

---

The surgical simulation field has been developed and over the past few years subject of study. In an attempt to reduce the training in biological experimental models as parts of animal bodies, these techniques have been adapted to dummies. This method become the simulators as close as possible to the reality, transferring the healthcare professional to a physical or virtual reality environment.

The main objective of this training technique in health professionals is to acquire the destruction of different hospital environments and not to handle the necessary materials, without the need to resort to some resources.

In the frist phase, was study the ideal motor response of the body, when subjected to the action of the neurotransmitter needle. These movements are important to beeing reproduced by the prototype subsequently.

In the second phase, the model of the hand and arm were printed. These anatomic models were printed using the three- dimensional printing technique.

The last phase was the programming the *Arduino* board. Each finger is connected to a servo motor, which in turn, was individually programmed to reproduce the ideals motor responses.

The aim of this work was completed, being possible build the prototype of the plexus block simulator for healthcare professionals training. This training was important to acquire the dexterity of handle the ultrasound probe, as well as, the neurotransmitter needle at the same time without risk to the patient.

**Keywords:** Simulation, brachial plexus blockade, Arduino, 3D Print



# Conteúdo

---

## **LISTA DE FIGURAS ..... 11**

## **CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO..... 13**

<b>1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>1.2. MOTIVAÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>1.3. OBJETIVO .....</b>	<b>15</b>
<b>1.4. ESTRUTURA DO RELATÓRIO.....</b>	<b>16</b>

## **CAPÍTULO 2 - ESTADO DA ARTE ..... 17**

<b>2.1. SIMULADORES BASEADOS EM SOFTWARE - REALIDADE VIRTUAL .....</b>	<b>17</b>
<b>2.2. SIMULADORES BASEADOS EM HARDWARE - REALIDADE SIMULADA.....</b>	<b>19</b>

## **CAPÍTULO 3 - FUNDAMENTOS TEÓRICOS ..... 23**

<b>3.1. ASPETOS ANESTESIOLÓGICOS E ANATÓMICOS DO PLEXO .....</b>	<b>23</b>
<b>3.1.1. ANESTESIA .....</b>	<b>23</b>
<b>3.1.1.1. Anestesia do plexo .....</b>	<b>25</b>
<b>3.1.2. SISTEMA NERVOSO .....</b>	<b>28</b>
<b>3.1.2.1. Neurónios .....</b>	<b>29</b>
<b>3.1.3. ANATOMIA DO PLEXO BRAQUIAL .....</b>	<b>30</b>
<b>3.2. ÚLTRA-SOM .....</b>	<b>32</b>
<b>3.2.1. ASPETO HISTÓRICO .....</b>	<b>32</b>
<b>3.2.2. COMPRIMENTO DE ONDA, FREQUÊNCIA E VELOCIDADE DE PROPAGAÇÃO .....</b>	<b>34</b>
<b>3.2.3. INSTRUMENTAÇÃO .....</b>	<b>37</b>
<b>3.2.3.1. O transdutor .....</b>	<b>37</b>
<b>3.2.4. PRINCÍPIO DA FORMAÇÃO DA IMAGEM ULTRA-SÓNICA .....</b>	<b>40</b>
<b>3.2.5. ECOGENICIDADE DE UM MATERIAL NÃO BIOLÓGICO .....</b>	<b>43</b>
3.2.5.1. Exemplos de material ecogénico.....	43
3.2.5.2. Gel de agarose .....	44

## **CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E METODOLOGIAS UTILIZADAS ..... 47**

<b>4.1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS COMPLEMENTARES .....</b>	<b>47</b>
<b>4.1.1. IMPRESSÃO 3D .....</b>	<b>47</b>
4.1.1.1. Processo de Impressão 3D.....	48
4.1.1.2. Técnicas de Impressão 3D.....	49

4.1.3. INMOOV .....	51
4.1.4. PROGRAMAÇÃO .....	53
4.1.4.1. Arduino .....	53
<b>4.2. DESENVOLVIMENTO DO SIMULADOR.....</b>	<b>55</b>
<b>4.2.1. RECOLHA DE DADOS.....</b>	<b>55</b>
4.2.1.1. Biológicos .....	55
4.2.1.2. Mecânicos .....	58
<b>4.2.2. 1ª METODOLOGIA UTILIZADA.....</b>	<b>61</b>
<b>4.2.3. 2ª METODOLOGIA UTILIZADA.....</b>	<b>65</b>
<b><u>CAPÍTULO 5 - RESULTADOS .....</u></b>	<b><u>73</u></b>
<b><u>CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....</u></b>	<b><u>77</u></b>
<b>6.1. TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>78</b>
<b><u>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</u></b>	<b><u>79</u></b>

# Lista de Figuras

---

FIGURA 2. 1. MODELO TRIDIMENSIONAL DA CABEÇA [33].....	18
FIGURA 2. 2. REALIDADE VIRTUAL ADAPTADA AO BLOQUEIO DO NERVO ALVEOLAR INFERIOR [33].....	19
FIGURA 2. 3. SIMULADOR DE ADMINISTRAÇÃO DA EPIDURAL E PUNÇÃO LOMBAR [34].	20
FIGURA 2.4. SIMULADOR ESCLEROTERAPIA DE VARIZES GUIADA POR ULTRA-SOM [35]. .....	21
FIGURA 2. 5. SIMULADOR DE PACIENTE [36]. .....	22
FIGURA 3. 1. EXEMPLO DE ANESTESIA DO PLEXO USANDO ULTRA-SONS [27].....	26
FIGURA 3. 2. POSICIONAMENTO DA AGULHA LONGITUDINALMENTE EM RELAÇÃO AO TRANSDUTOR [29].....	27
FIGURA 3. 3. POSICIONAMENTO DA AGULHA TRANSVERSALMENTE EM RELAÇÃO AO TRANSDUTOR [29].....	27
FIGURA 3. 4. SISTEMA NERVOSA CENTRAL E PERIFÉRICO [28].....	28
FIGURA 3. 5. REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DO NEURÓNIO [5].....	30
FIGURA 3. 6. REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DO PLEXO BRAQUIAL [6].....	30
FIGURA 3. 7. IMAGEM DO PRIMEIRO EQUIPAMENTO ULTRA-SÓNICO DE DIAGNÓSTICO [15]. .....	33
FIGURA 3. 8. REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DO COMPRIMENTO DE ONDA [16].....	34
FIGURA 3. 9. EXEMPLO DE UM TRANSDUTOR CURVO [30].....	38
FIGURA 3. 10. EXEMPLO DE UM TRANSDUTOR LINEAR [30]. .....	38
FIGURA 3. 11. EXEMPLO DE UM TRANSDUTOR ENDOCAVITÁRIO [30]. .....	39
FIGURA 3. 12. MODO-A (MODO DE AMPLITUDE) [31]. .....	41
FIGURA 3. 13. MODO-M (MODO DE MOVIMENTAÇÃO TEMPORAL) [31]. .....	42
FIGURA 3. 14. CORES QUE O MONITOR EMITE DEPOIS DE RECEBER OS ECOS DOS DIFERENTES TECIDOS [20]. .....	44
FIGURA 3. 15. ESTRUTURA QUÍMICA DA AGAROSE [23].....	45
FIGURA 4. 1. FIGURA ONDE ILUSTRA ALGUMAS TÉCNICAS DE RP [8]. .....	49
FIGURA 4. 2. EXEMPLO DA CONSTRUÇÃO DE UM ROLAMENTO EM SOLIDWORKS [11].	50
FIGURA 4. 3. INMOOV, ROBÔ IMPRESSO EM TAMANHO REAL [12]. .....	51
FIGURA 4. 4. ROBÔ POPPY NUMA ESCALA COM O TAMANHO REAL [38]. .....	52

<b>FIGURA 4. 5. JANELA DO AMBIENTE DE DESENVOLVIMENTO DO CÓDIGO [13].</b> .....	<b>54</b>
<b>FIGURA 4. 6. EXEMPLO DE UMA PLACA ARDUINO UNO [13].</b> .....	<b>54</b>
<b>FIGURA 4. 7. EXEMPLO DE UMA IMPRESSORA CREATR HS [10].</b> .....	<b>59</b>
<b>FIGURA 4. 8. DESENHO EM SOLIDWORKS DO BRAÇO.</b> .....	<b>61</b>
<b>FIGURA 4. 9. DESENHO EM SOLIDWORKS DA PALMA DA MÃO.</b> .....	<b>61</b>
<b>FIGURA 4. 10. DESENHO EM SOLIDWORKS DA FALANGE UTILIZADA PARA TODOS OS DEDOS.</b> .....	<b>62</b>
<b>FIGURA 4. 11. MÃO E ANTEBRAÇO CONSTRUÍDOS EM SOLIDWORKS.</b> .....	<b>62</b>
<b>FIGURA 4. 12. MÃO DO INMOOV IMPRESSA PARA APLICAÇÃO NESTE PROJETO.</b> .....	<b>65</b>
<b>FIGURA 4. 13. MÃO E ANTEBRAÇO.</b> .....	<b>66</b>
<b>FIGURA 4. 14. ADAPTAÇÃO DOS SERVO MOTORES NO BRAÇO E LIGAÇÃO À PLACA DE ARDUINO.</b> .....	<b>67</b>
<b>FIGURA 4. 15. ESQUEMA DA LIGAÇÃO DO SERVO À PLACA [24].</b> .....	<b>68</b>
<b>FIGURA 4. 16. DIAGRAMA DE INPUT E OUTPUT NA PLACA DE ARDUINO.</b> .....	<b>69</b>
<b>FIGURA 5. 1. BRAÇO DO SIMULADOR LIGADO À PLACA.</b> .....	<b>73</b>
<b>FIGURA 5. 2. FONTE DE ALIMENTAÇÃO FORNECENDO ENERGIA À PLACA DE ARDUINO.</b> .....	<b>74</b>
<b>FIGURA 5. 3. MÃO FECHADA.</b> .....	<b>75</b>
<b>FIGURA 5. 4. RELAÇÃO DO PULSO VERSOS MOVIMENTO DO SERVO [39].</b> .....	<b>75</b>
<b>FIGURA 5. 5. COTOVELO DO SIMULADOR.</b> .....	<b>76</b>

# Capítulo 1 - Introdução

---

## 1.1. Contextualização

A anestesia regional sempre exigiu profundo conhecimento anatômico, principalmente de anatomia de superfície, sendo assim possível inferir a localização de estruturas profundas com base em pontos de referência palpáveis, como proeminências ósseas e bordas musculares. As técnicas anestésicas para o bloqueio periférico de nervos evoluíram das mais convencionais, como a pesquisa de parestesia e a perda de resistência, para as mais modernas como a estimulação nervosa e a ultra-sonografia. Hoje, a pesquisa de parestesia é questionada pela maioria dos anesthesiologistas, pois o estímulo mecânico da agulha no nervo pode ser lesivo e desconfortável para o paciente.

Na estimulação elétrica do nervo, uma corrente de 0,5mA provocando uma resposta motora apropriada é considerada aceitável, sugerindo que a agulha esteja próxima o suficiente do nervo. Estudos mostram que a resposta motora ao estímulo elétrico no nervo tem baixa sensibilidade para a localização neural, podendo-se inferir que a agulha do neuro estimulador possa entrar em contato com o nervo a ser bloqueado sem resultar em estímulo motor, diminuindo a segurança do procedimento anestésico. Nesse caso, a imagem ultra-sonográfica permite a visualização exata da agulha à medida que se aproxima do nervo, evitando tal contato indesejável.

Hoje, a nova tendência é realizar o bloqueio de nervo periférico guiado por ultra-som, visualizando em tempo real a inserção da agulha, a sua relação com as estruturas adjacentes, o plano tecidual de deposição do anestésico local e sua posterior dispersão. A manutenção de uma distância em que apenas o anestésico local entrará em contato direto com o nervo transforma o trauma pela agulha e a injeção intraneural em lesões evitáveis, revela uma conduta menos agressiva, previne sensações desconfortáveis ao paciente e agrega mais segurança ao procedimento anestésico [1].

A Anestesiologia lida com situações que necessitam de respostas imediatas por causa de situações críticas sendo por isso importante o desenvolvimento de técnicas de aperfei-

çoamento. O ultra-som tem se tornado uma técnica cada vez mais utilizada na realização de bloqueios periféricos. As técnicas guiadas por ultra-sons baseiam-se na visualização direta dos nervos, da agulha de bloqueio e das estruturas anatómicas adjacentes. Essa visualização das estruturas por meio dos ultra-sons com transdutores de alta frequência proporciona ao anestesiologista a segurança do correto posicionamento da agulha e a monitorização da distribuição do analgésico local em tempo real, melhorando assim, a qualidade do bloqueio e aumentando a vantagem de evitar complicações neurológicas traumáticas. A possibilidade de ocorrerem complicações quando se realizam bloqueios anestésicos justifica a utilização da assistência ultra-sônica, que deve ser desenvolvida antes da realização de bloqueios em pacientes, por isso a importância dos simuladores e treinos em modelos experimentais. Os modelos experimentais atualmente utilizados para treino de bloqueios guiados por ultra-sons são realizados em ombros de porco, peitos de peru, músculos de bovinos ou peças de gelatina [2].

A importância do treino em simulação tem sido considerada ao longo dos anos com a criação de simuladores adaptados à realidade e indo de encontro às necessidades dos profissionais. Treino adequado permite respostas rápidas, desenvolvimento de habilidades e aperfeiçoamento da técnica e destreza com o material. Diminuindo assim o risco para o paciente.

## **1.2. Motivação**

No âmbito do mestrado em Tecnologia Biomédica, no ramo de Biomecânica e Reabilitação, com a finalidade de obter o grau mestre, foi proposto o tema deste trabalho: “Desenvolvimento de um protótipo de um simulador de bloqueio do plexo braquial”.

Uma vez que uma das áreas principais da Biomédica é o mundo da biomecânica, e um mundo com bastante utilidade decidiu-se utilizar esta área como base deste trabalho. Neste âmbito tornou-se interessante desenvolver uma ferramenta que auxilie os profissionais de saúde que por sua vez diminui o risco no paciente.

A criação de simuladores tem sido uma área em crescimento atendendo às necessidades dos profissionais das mais diversas áreas. Na área da medicina este assunto ganha uma maior dimensão, pois os beneficiários finais serão sempre os pacientes. O desenvolvimento de um simulador que ajude os profissionais de saúde a sentirem-se mais à vontade e com melhor bagagem para um melhor procedimento, leva a pacientes com uma intervenção mais cuidada e por sua vez uma melhor recuperação.

A principal motivação do desenvolvimento deste protótipo é auxiliar os médicos no aperfeiçoamento das suas técnicas.

### 1.3. Objetivo

O objetivo final deste trabalho é desenvolver um protótipo de um simulador de bloqueio do plexo. Para cumprir este objetivo, foram utilizadas várias áreas científicas, como por exemplo, anatomo-histo-fisiologia, impressão tridimensional, atuação com servomotores e programação.

Existem também vários objetivos intermédios que se tornaram necessários cumprir.

- 1. Idealização de um modelo tridimensional.** Pretende-se utilizar a técnica da impressão 3D para obter o modelo anatómico do braço.
- 2. Seleção dos servo motores.** Pensa-se em utilizar os servo motores SG5010, pois permitem controlar o ângulo e a velocidade de rotação do veio.
- 3. Seleção do software para controlar os servo motores.** Quer-se utilizar o software Arduino devido á sua simplicidade em programar.

## **1.4. Estrutura do relatório**

Este trabalho encontra-se dividido em quatro capítulos.

No Capítulo 1, há uma contextualização ao presente trabalho assim como são apresentados os objetivos do mesmo.

No Capítulo 2, efetua-se uma revisão bibliográfica sobre simulação e simuladores. Um aspeto importante a realçar, não há referência sobre simuladores de bloqueio do plexo, sendo esta uma área onde não há estudos e conclusões.

No Capítulo 3, é efectuada uma revisão dos fundamentos teóricos sobre os assuntos abordados e necessários ao longo deste trabalho.

No Capítulo 4, são apresentados os materiais utilizados neste trabalho assim como as metodologias utilizadas. Descrevendo ainda o processo de desenvolvimento do simulador.

No Capítulo 5, são apresentados os resultados obtidos neste trabalho.

No Capítulo 6, na conclusão do trabalho, são apresentadas algumas conclusões retiradas, assim como trabalhos futuros e dificuldades sentidas.

# Capítulo 2 - Estado da arte

---

A educação anesthesiológica através da simulação tem sido proposta principalmente para treino, análise e interpretação de fenómenos, com a finalidade de habilitar o profissional de saúde às respostas mais rápidas e eventuais incidentes.

Atualmente os simuladores estão divididos em duas áreas, havendo no entanto simuladores que incorporam simultaneamente as duas:

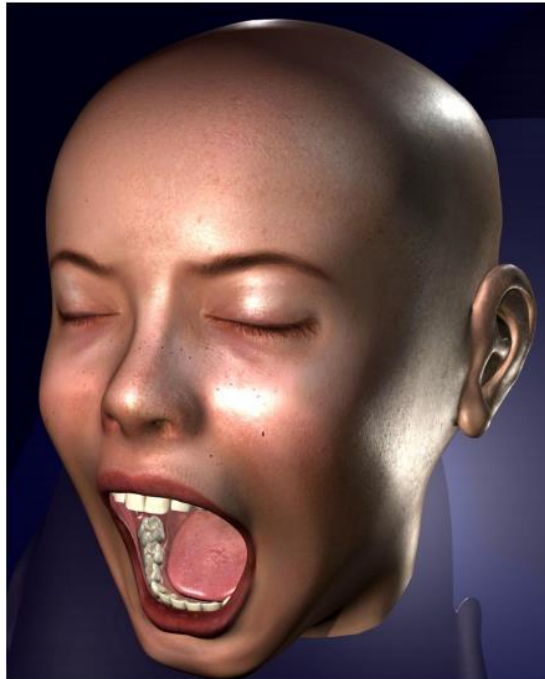
- Simuladores baseados em *software*, onde as funções do equipamento e procedimentos são baseados em realidade virtual, sendo simulados através de imagens num ecrã;
- Simuladores baseados em *hardware*, onde o treino é feito em manequins dotados de sensores onde o objetivo é simular pacientes humanos numa realidade simulada.

## 2.1. Simuladores baseados em *software* - Realidade virtual

A realidade virtual na área da medicina está dividida em três grupos:

- **Planeamento:** permite um estudo tendo como referência uma réplica virtual da situação real, gerada por imagens originárias de ressonâncias magnéticas ou tomografias computadorizadas dos pacientes;
- **Assistência:** neste grupo esta técnica é utilizada como recurso a um procedimento real, adicionando elementos virtuais a uma situação real;
- **Treino:** utiliza os ambientes virtuais para a preparação do profissional de saúde para realizar um determinado procedimento, podendo simular uma situação com alto grau de realismo [33].

Um exemplo da implementação desta realidade é o estudo e desenvolvimento da interface gráfica- Objetos Virtuais 3D, do simulador de bloqueio do nervo alveolar inferior. Neste trabalho foram desenvolvidos modelos tridimensionais com a técnica de modelagem das camadas de tecidos da cabeça para demonstrar de uma forma realista a anatomia da face e boca. Desta forma foi possível proporcionar um ambiente virtual 3D para a simulação do bloqueio do nervo alveolar inferior, técnica utilizada na odontologia [33]. Nas Figuras 2.1 e 2.2 está apresentado o resultado final deste projeto.



**Figura 2. 1.** Modelo tridimensional da cabeça [33].

Como observado na imagem, através da técnica de modelagem das camadas de tecidos da cabeça foi possível criar uma imagem tridimensional próxima da realidade, transportando o profissional de saúde para um ambiente de treino real com a fisiologia de um paciente.



**Figura 2. 2.** Realidade virtual adaptada ao bloqueio do nervo alveolar inferior [33].

Nesta imagem é possível visualizar o interior da boca, assim com a ação da agulha nas estruturas anatómicas e a reação do corpo à mesma.

## **2.2. Simuladores baseados em *hardware* - Realidade simulada**

Na realidade simulada o treino é mais direccionado para a fisionomia humana. O desenvolvimento destes simuladores é com base na anatomia do corpo e suas reações fisiológicas havendo um manequim completo com a estrutura do corpo humano ou então apenas as estruturas necessárias para o treino.

Estes tipos de simuladores são os mais comuns de encontrar, havendo simuladores só com algumas estruturas anatómicas até simuladores de manequins completos. Estes simuladores são encontrados em fornecedores como o *SEEMSREAL* (<http://seemsreal.com/pt/>), *Civiam* (<http://www.civiam.com.br/civiam/>) e *3BScientific* (<https://www.3bscientific.es/>).

Nas Figuras 2.3, 2.4 e 2.5, estão representados um simulador de administração da epidural e punção lombar, um simulador escleroterapia de varizes guiada por ultra-som e um simulador de paciente, respetivamente.



**Figura 2. 3.** Simulador de administração da epidural e punção lombar [34].

Na Figura 2.3. observamos um simulador de punção lombar e administração de epidural. O profissional de saúde tem a possibilidade de sentir as vértebras da coluna do “paciente” e detetar o exato local de administração do fármaco.

Há contato físico do profissional de saúde com um ambiente muito próximo da realidade, sem a necessidade de submeter um paciente a um treino real que se traduz em dores e possíveis lesões.

Neste simulador o principal objetivo é o contato do paciente com a anatomia do paciente e o seu conhecimento através do tato.



**Figura 2. 4.** Simulador escleroterapia de varizes guiada por ultra-som [35].

Na Figura 2.4. é simulado a escleroterapia de varizes. Este técnica consiste na injeção local de um líquido que provoca o colapso da pequena veia, levando ao seu desaparecimento, todo o processo é guiado por ultra-sons [37].

A importância da simulação é o desenvolvimento da destreza médica para situações onde é necessária experiência, sendo substituída a aquisição dessa experiência através de treinos em pacientes.

Neste simulador a importância do treino é no movimento diferenciado das duas mãos e no procedimento baseado nas imagens emitidas no monitor através do transdutor.



**Figura 2. 5.** Simulador de paciente [36].

Na Figura 2.5. são apresentados diferentes simuladores humanos em tamanho real e com reações corporais reais. Estes simuladores dispõem de um sistema e uma base de programação que simula pacientes em contexto hospitalar.

Estes simuladores transportam o profissional de saúde para um quarto de hospital real onde é necessário por em prática todo o conhecimento adquirido, pois os mesmos, através da computação estão adaptados a simular desde um choro a um parto, passando pela área de trauma e reanimação.

# Capítulo 3 - Fundamentos teóricos

---

## 3.1. Aspetos anestesiológicos e anatómicos do plexo

O bloqueio do plexo braquial é uma técnica anestésica utilizada para cirurgias em membros superiores. O plexo braquial é um território potencial para absorção de anestésicos locais.

Os analgésicos impedem a geração e condução de um impulso nervoso, há um bloqueio entre a origem do impulso e o cérebro.

### 3.1.1. Anestesia

Existem vários tipos de anestesia: Anestesia Geral, Anestesia Regional, Sedação/Cuidados anestésicos Monitorizados e Anestesia Local.

Na **Anestesia Geral** são administrados fármacos através de um soro colocado numa veia da mão. Estes fármacos permitem que permaneça inconsciente, imóvel e sem dor, durante todo o procedimento cirúrgico. Este tipo de anestesia está indicado para cirurgias da cabeça e do pescoço, tórax e abdómen superior.

No caso particular das crianças, são submetidas a Anestesia Geral para evitar movimentos bruscos durante a cirurgia. Esta pode ser aplicada por via endovenosa, inalatória ou ambas.

Em alguns casos, é possível complementar a Anestesia Geral com técnicas de Anestesia Regional, com o objetivo de diminuir a dor durante e após o procedimento cirúrgico. Nos adultos estas técnicas precedem a Anestesia Geral, nas crianças opta-se pela sua realização após a Anestesia Geral [3].

Com a **Anestesia Regional** pretende-se anestésiar apenas a porção do corpo a ser interencionada. Está indicada para cirurgias do abdómen inferior, membros inferiores e membros superiores.

A Anestesia Regional está dividida da seguinte forma: Anestesia Raquidiana ou Raqui-anestesia, Anestesia Epidural, Anestesia Sequencial e Bloqueio de Nervos Periféricos.

- Na **Anestesia Raquidiana ou Raquianestesia** é administrado anestésico local, por intermédio de uma agulha de fino calibre, no líquido que banha a sua medula espinhal - líquido cefalorraquidiano. Neste tipo de anestesia perde-se a sensibilidade dos membros inferiores e da zona inferior do abdómen. Os membros inferiores ficam dormentes e pesados, perdendo a mobilidade. Este efeito é temporário e desaparece ao fim de 2 horas, recuperando totalmente a sensibilidade e a mobilidade.
- Na **Anestesia Epidural** é administrado anestésico local através de um cateter colocado no espaço epidural, espaço virtual que se encontra próximo da sua medula espinhal. Neste tipo de anestesia também se perde a sensibilidade dos membros inferiores e da zona inferior do abdómen, ficando com os membros inferiores dormentes e pesados.

As diferenças entre a Anestesia Epidural e a Anestesia Raquidiana são o local onde é administrado o anestésico local, o tipo de agulha e o volume de anestésicos utilizados. A Anestesia Epidural é muitas vezes associada à Anestesia Geral sendo uma forma muito eficaz de tratamento da dor no pós-operatório.

- A **Anestesia Sequencial** combina os dois tipos anteriores, a Anestesia Raquidiana e a Anestesia Epidural.
- Nos **Bloqueios de Nervos Periféricos** o anestésico local é administrado ao redor dos nervos responsáveis pela sensibilidade e pelo movimento do membro onde vai ser realizada a cirurgia. Por exemplo, para uma cirurgia da mão, é possível anestésiar apenas o braço através da administração de anestésico local ao nível da axila.

Na **Sedação** são administrados fármacos para que fique inconsciente, imóvel e sem dor, semelhante à anestesia geral, mantendo a capacidade de respirar sem a ajuda de um ventilador.

Na **Anestesia Local**, pequenas doses de anestésico local são administradas em redor da lesão que vai ser removida. Este tipo de anestesia é frequentemente utilizada para remover sinais da pele. É realizada pelo cirurgião na presença do Anestesista, que monitoriza continuamente as suas funções vitais, como os batimentos cardíacos, tensão arterial, respiração, mantendo-os normais, cuidando da manutenção do seu bem-estar e tratando toda e qualquer complicação clínica [3].

### **3.1.1.1. Anestesia do plexo**

Os bloqueios de nervos periféricos, Figura 3.1, devem ser realizados em locais que disponham de monitorização adequada para o paciente, assim como equipamentos e medicamentos para reanimação.

Os bloqueios de nervos guiados por ultra-som dependem do uso de um equipamento ultra-sonográfico de alta frequência, que oferecem imagens de alta resolução, preferencialmente com Doppler para auxiliar na identificação de estruturas vasculares, e de treino e habilidade do anestesiológico.



**Figura 3. 1.** Exemplo de anestesia do plexo usando ultra-sons [27].

Os transdutores utilizados podem ser convexas, maior campo de visão, ou lineares, maior resolução de imagem e mais utilizados na visualização de estruturas superficiais. Transdutores de baixa frequência (2- 5 MHz) são ideais para a visualização de estruturas profundas, enquanto os de alta frequência (6 - 15 MHz) visualizam estruturas superficiais por ter um poder limitado de penetração nos tecidos (3-4 cm). Assim, diminuindo-se a frequência do ultra-som, reduz-se também a resolução das imagens, porém aumenta-se o poder de penetração nos tecidos, favorecendo a visualização de estruturas profundas. Já o aumento da frequência do ultra-som aumenta também a nitidez de estruturas superficiais, desfavorecendo as estruturas mais profundas [4].

A seguir, torna-se necessária a visualização do nervo e das estruturas anatómicas relacionadas. Estruturas hipocóicas, representadas por áreas escuras (ex. vasos sanguíneos, cistos e tecidos ricos em água) refletem menos as ondas do feixe de ultra-som. Estruturas hiperecóicas, representadas por áreas brancas (ex. ossos, pleura, gordura, tendões) refletem mais as ondas sonoras transmitidas pelo transdutor do que as estruturas adjacentes.

A visualização de estruturas pela ultra-sonografia pode ser feita por meio de cortes longitudinais ou transversais, sendo preferível, para o bloqueio de nervos periféricos, o uso de cortes transversais. Nos cortes transversais, é possível visualizar a agulha posicio-

nando-a paralelamente ao transdutor o que permite acompanhar a progressão da ponta e do corpo da agulha nos tecidos vista como uma linha hiperecótica. Quando a agulha é posicionada perpendicularmente ao transdutor, é possível visualizar apenas um corte transversal da agulha, visto como um ponto hiperecótico [4]. O posicionamento da agulha em relação ao transdutor está ilustrado nas Figuras 3.2 e 3.3.



**Figura 3. 2.** Posicionamento da agulha longitudinalmente em relação ao transdutor [29].



**Figura 3. 3.** Posicionamento da agulha transversalmente em relação ao transdutor [29].

### 3.1.2. Sistema nervoso

O sistema nervoso consiste em células especializadas que transmitem uma rápida informação entre diferentes partes do corpo. Este está dividido em duas partes: o sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP), como ilustrado na Figura 3.4 [4].

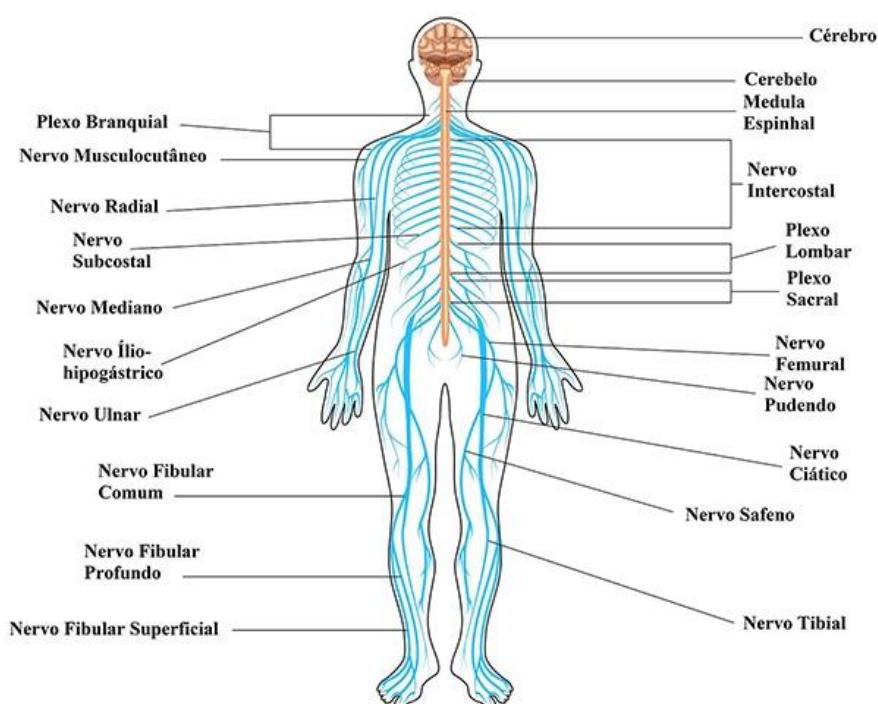


Figura 3. 4. Sistema nervosa central e periférico [28].

O encéfalo e a medula espinhal constituem o SNC onde ocorrem os nossos pensamentos, emoções, onde ficam arquivadas as nossas memórias e onde ocorre todo o estímulo sensitivo.

O sistema nervoso periférico, composto pelos nervos do crânio e suas ramificações, controla a entrada e saída de estímulos nervosos nos nossos órgãos e sistemas. Subdivide-se em sistema nervoso somático, sistema autónomo e sistema nervoso entérico (funcionamento involuntário).

- O **sistema nervoso somático** é o responsável pela transmissão das informações dos nossos sentidos (audição, visão, paladar, olfato) ao SNC e também por conduzir os impulsos nervosos do SNC aos músculos esqueléticos. No caso das respostas motoras, esta ação será voluntária, pois, pode ser controlada conscientemente.
- O **sistema nervoso autônomo** envia informações de órgãos viscerais, tais como, pulmão e estômago, ao SNC. Envia também impulsos nervosos do SNC ao músculo liso, músculo cardíaco e glândulas. A sua ação é involuntária, pois não depende da nossa vontade. Por exemplo, o coração continua a bater mesmo quando estamos a dormir profundamente.
- O **sistema nervoso entérico**, localizado no intestino, controla todos os impulsos nervosos que ocorrem dentro deste. O seu funcionamento também é involuntário, pois não se pode controlá-lo [4].

### 3.1.2.1. Neurónios

A célula do sistema nervoso é o neurónio, ilustrado na Figura 3.5. Estes diferem entre si no tamanho, função e localização, embora todos tenham três características comuns: o corpo celular ou pericário, o axónio e as dendrites.

O corpo celular ou pericário contém o núcleo e aloja as funções celulares em geral. Os dendritos e axónio são dois tipos de prolongamentos das células nervosas, ambas consistindo em projeções do citoplasma rodeadas por uma membrana.

Os dendritos recebem os potenciais de ação e conduzem-nos em direção ao corpo celular. São mais curtos que os axónios e normalmente afinam até formarem uma fina extremidade. Os axónios conduzem os potenciais de ação para fora do corpo celular. Podem ser muito mais longos que os dendritos e possuem diâmetro constante ao longo de todo o comprimento [5].

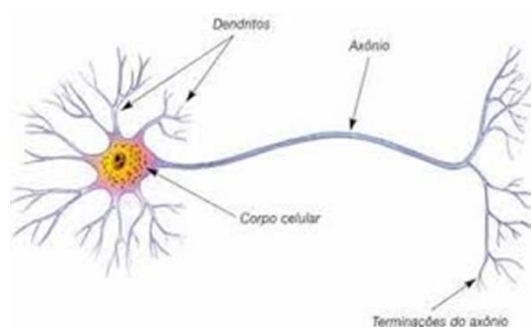


Figura 3. 5. Representação gráfica do neurónio [5].

### 3.1.3. Anatomia do plexo braquial

O plexo braquial, Figura 3.6, é responsável pela inervação sensitiva e motora do membro superior, é formado pelos nervos espinhais ou raízes de C5, C6, C7 e T1. Na origem do plexo braquial existe também um contributo de uma anastomose do ramo anterior de C4, fazendo este último parte do plexo cervical.

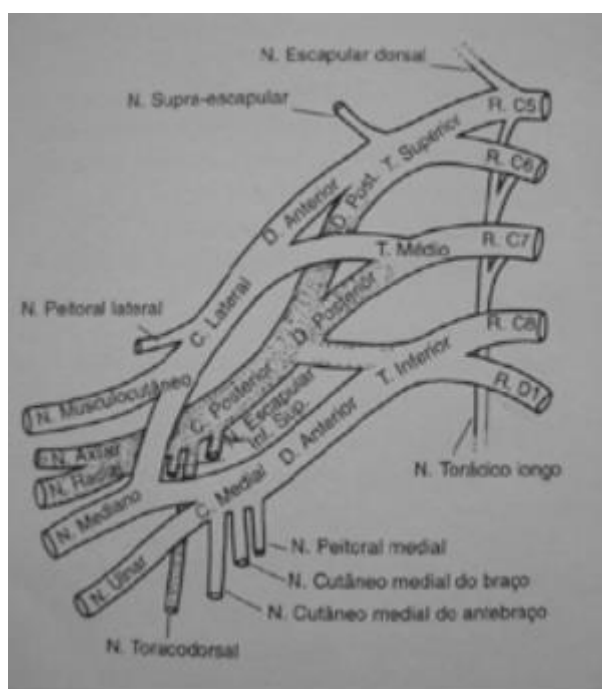


Figura 3. 6. Representação gráfica do plexo braquial [6].

As raízes de C5 e C6 são responsáveis pelos movimentos do ombro e flexão do cotovelo, a raiz de C7 é responsável pelo comando do grupo muscular extensor do cotovelo, punho e extrínseco do polegar e dedos; e as raízes C8 e T1 conferem a inervação motora de boa parte do grupo flexor extrínseco e musculatura intrínseca; sendo então, os responsáveis pela maior parte da motricidade e capacidade apreensora da mão [6].

Os cinco ramos ventrais que integram o plexo braquial juntam-se para formar três troncos primários e cada um bifurca-se; estes seis ramos tornam-se depois a juntar-se para criar três troncos secundários a partir dos quais emergem os cinco nervos para o membro superior.

Os cinco nervos principais que emergem do plexo braquial para o membro superior são o circunflexo, radial, músculo-cutâneo, cubital e mediano.

- **Nervo Circunflexo:** inerva o deltóide e os músculos pequeno redondo, dá também inervação sensorial à articulação do ombro e à parte da pele que reveste o ombro.
- **Nervo Radial:** inerva todos os músculos extensores do membro superior, o longo e curto supinadores e ainda parte do braquial anterior. A sua distribuição sensitiva cutânea é para a porção posterior do membro superior, incluindo a superfície posterior da mão.
- **Nervo Músculo-cutâneo:** dá inervação motora aos músculos anteriores do braço, dá ainda inervação sensitiva cutânea á parte do antebraço.
- **Nervo Cubital:** inerva dois músculos do antebraço e, a maior parte dos músculos intrínsecos da mão, excetos alguns associados ao polegar. A sua distribuição sensitiva corresponde à porção interna da mão.
- **Nervo Mediano:** inerva todos os músculos flexores do antebraço exceto um, e a maior parte dos músculos da região da base do polegar, conhecida como região *thenar*. A sua distribuição sensitiva cutânea corresponde à porção externa da palma da mão.

Além disso, os nervos do plexo braquial dão inervação cutânea às regiões internas do braço e antebraço [6].

## 3.2. Ultra-som

Ultra-sons são ondas mecânicas que se propagam através de qualquer meio material com frequência maior que 20 kHz. Os ultra-sons respondem por uma região do espectro acústico, o qual é dividido em três regiões principais: a faixa dos infra-sons (<20 Hz); a faixa sons (20 Hz a 20kHz), perceptíveis ao ser humano; e, a faixa dos ultra-sons (> 20 kHz). Para os ultra-sons pode ser assumida, ainda, uma divisão de faixas: a dos ultra-sons de baixa frequência (20 kHz a 1MHz) e de alta frequência (>1 MHz).

As ondas ultra-sônicas de baixas frequências são aquelas que podem apresentar alta potência, enquanto que as ondas ultra-sônicas de alta frequência têm baixa potência, podendo ser aplicadas para fins de diagnóstico seja na medicina como na engenharia [14].

### 3.2.1. Aspeto histórico

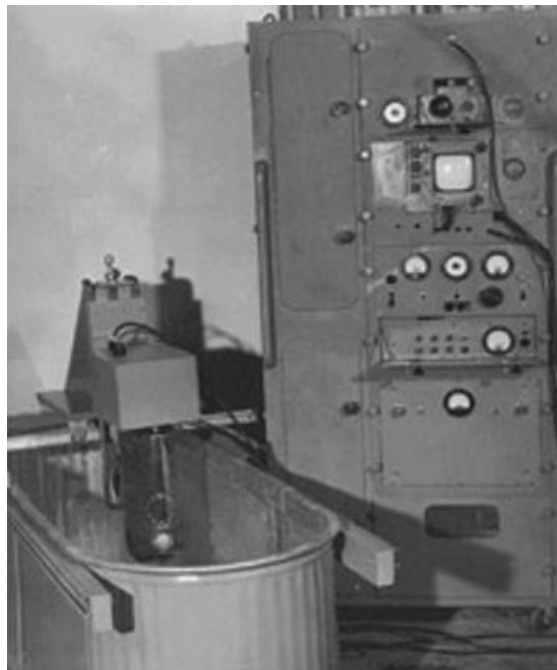
A “Teoria do som” foi publicada pela primeira vez em 1877, pelo cientista inglês Lorde Rayleigh. Durante a primeira guerra mundial esta teoria foi posta em prática com a utilização de geradores de sons de baixa frequência que facilitava a navegação submarina detetando *icebergs* distantes, num raio de 5 km. A primeira patente de um submarino foi registada em 1912 em Inglaterra.

Durante a segunda guerra mundial, o estudo do uso dos ultra-sons para fins militares foi aprimorado com o desenvolvimento do Sound Navigation and Ranging (SONAR), ou seja, navegação e determinação da distância pelo som. Para o desenvolvimento do Radio Detection and Ranging (Radar), ou seja, deteção de distâncias através de ondas de rádio, utilizava-se ondas de rádio para determinação de distâncias e localização de objetos no ar. Foi ainda neste período que houve o desenvolvimento do uso de ultra-sons para fins não militares, como o caso da metalúrgica, onde eram utilizados para deteção de fissuras em metal [15].

A utilização dos ultra-sons na medicina começou com a aplicação terapêutica, onde era utilizada desde o tratamento de artrite reumatóide até tentativas de remissão da Doença de Parkinson em neurocirurgia. Este método de terapia começou a ser erradicado em meados de 1940 por falta de resultados satisfatórios, e foi nesta mesma altura que começou a ser utilizado como método de diagnóstico.

Karl Theodore Dussik, neuropsiquiatra da Universidade de Viena, tentava localizar tumores e verificar o tamanho dos ventrículos cerebrais através da transmissão de sons pelo crânio.

O médico americano Douglas Howry e sua esposa, também médica, Dorothy Howry também são considerados pioneiros na utilização da ultra-sonografia diagnóstica, tendo sido condecorado pela Sociedade de Radiologia da América do Norte em 1957. O método consistia em deixar o paciente submerso e imóvel dentro de uma banheira com água para a realização do exame, como observado na Figura 3.7. Um procedimento nada prático que produzia imagens de baixa qualidade e resolução [15].



**Figura 3. 7.** Imagem do primeiro equipamento ultra-sónico de diagnóstico [15].

Na década de 1950 foi desenvolvido o método utilizado ainda atualmente. A banheira com água foi substituída por uma pequena quantidade de gel que serve para aumentar e

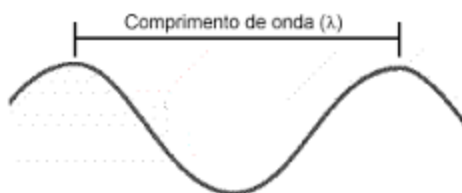
melhorar a superfície de contato entre a pele e o transdutor. O transdutor é o nome dado a qualquer dispositivo que transforme um tipo de energia em outro.

Na natureza encontramos exemplos de animais que utilizam o ultra-som para se localizar e caçar, como é o caso dos morcegos e dos golfinhos que tendo uma visão fraca, substituíram-na pela audição. Foi em 1793 que o naturalista italiano Spallanzani observou pela primeira vez esse fenômeno dos morcegos. Este, constatou que os morcegos mesmo impedidos de ver se desviam dos obstáculos e caçavam, o mesmo não acontecia quando lhes eram tapados os ouvidos com tampões de cera, que mesmo com a visão mantida perdiam completamente a capacidade de orientação em voo [15].

### 3.2.2. Comprimento de onda, frequência e velocidade de propagação

O som é uma onda mecânica e a sua propagação deve-se à vibração das partículas no meio no qual se encontra. Ultra-som é o termo que se aplica à onda sonora cuja frequência é superior aquela percebida pelo ouvido humano, ou seja, acima dos 20 KHz.

O comprimento de onda representada por  $\lambda$  (lambda), corresponde à distância em que o fenômeno se repete, como ilustrado graficamente na Figura 3.8.



**Figura 3. 8.** Representação gráfica do comprimento de onda [16].

O som é classificado segundo a sua frequência e medido em ciclos por segundo, ou seja, o número de ondas que passam por segundo pelos ouvidos do ser humano. A unidade ciclos por segundo é denominada por Hertz, sendo a sua abreviatura Hz [16].

As frequências de milhões de ciclos por segundo possuem comprimentos de onda curtos, os quais são essenciais para uma imagem de alta resolução.

Existem várias maneiras de uma onda sonora se propagar, e cada uma com características particulares e vibrações diferentes. Define-se velocidade de propagação como sendo a distância percorrida pela onda sonora por unidade de tempo. A velocidade de propagação é uma característica do meio, sendo, por isso, uma constante independentemente da frequência. O equipamento de ultra-som pressupõe uma velocidade de som constante em tecidos moles, embora existam diferenças, o valor dessa velocidade média é 1540 m/s. Na Tabela 3.1 estão apresentados os valores de referência da velocidade de propagação para os diferentes tecidos corporais [16].

**Tabela 3.1.** Velocidade do som em tecidos corporais

<b>Tecido ou substância</b>	<b>Velocidade (m/s)</b>
Ar	331
Gordura	1.450
Água (50° C)	1.540
Tecido mole “médio”	1.540
Cérebro	1.541
Fígado	1.549
Rim	1.561
Sangue	1.570
Músculo	1.585
Lente	1.620
Ossos	4.080

À medida que as ondas de ultra-som percorrem o corpo do paciente interagem com o tecido de diversas maneiras ocasionando atenuação do feixe sonoro. Atenuação é um termo utilizado para indicar o que acontece com a intensidade do feixe depois que ele

penetra no corpo do paciente. Quando o feixe sonoro se propaga, há uma redução da sua amplitude em função da distância percorrida, ou seja, quanto maior a distância percorrida maior será a atenuação. A atenuação também depende da frequência, onde existe dois fatores que são responsáveis por esta ação: a absorção e a reflexão.

- **Absorção:** é a transformação da energia acústica em calor. No entanto, na ultrasonografia diagnóstica, a intensidade da onda é tão baixa que a quantidade absorvida em forma de calor é quase nula.
- **Reflexão:** pequenas porções da onda sonora que batem em superfícies refletoras e retornam ao transdutor. A reflexão depende da diferença da impedância acústica entre dois meios, quanto maior a diferença mais intensa a reflexão das ondas sonoras. Este fator é responsável pela base da formação das imagens ultrassônicas. Idealmente só parte das ondas sonoras podem sofrer reflexão para que seja possível visualizar nitidamente o limite entre duas estruturas e que a maior parte do som seja transmitido para possibilitar o estudo de estruturas mais profundas.

Existem outras formas de interação do som com os tecidos biológicos, como o espalhamento e a refração.

- **Espalhamento:** acontece quando o comprimento de onda do feixe sonoro é maior do que as partículas que compõem o meio, produzindo uma série de pequenas reflexões a partir de cada partícula e em várias direções.
- **Refração:** ocorre quando o feixe sonoro não incide perpendicularmente em relação às estruturas e há diferença de velocidade entre elas [16].

### 3.2.3. Instrumentação

Existe uma grande variedade de equipamentos de ultra-som. O equipamento é constituído por um monitor, onde a imagem é observada, e um ou mais transdutores onde os pulsos de ultra-sons são emitidos e captados. No monitor existem botões para regular a intensidade das ondas captadas, alterar a amplificação dos ecos de retorno e determinar a profundidade da imagem visualizada. No monitor os ecos de retorno são representados por pontos cuja profundidade depende do tempo de retorno desses ecos. Os ecos de pouca intensidade são representados como imagens de cor preta, os de média intensidade em tons de cinza e os de alta intensidade a branco [17].

#### 3.2.3.1. O transdutor

O transdutor é o instrumento mais importante para a avaliação ultra-sonográfica. Existem vários modelos que variam de acordo com a área a ser examinada.

O transdutor é caracterizado por ter no seu interior cristais piezoelétricos. Estes possuem a capacidade de emitir pulsos de ultra-sons, através do estímulo elétrico em diferentes frequências de comprimentos de onda [9].

Existem vários tipos de transdutores:

- **Transdutor curvo (convexo):** destinado aos exames dos órgãos internos, por exemplo: fígado, vesícula biliar, rins, feto, útero, ovários, ... Exemplo representado na Figura 3.9.



**Figura 3. 9.** Exemplo de um transdutor curvo [30].

- **Transdutor linear:** destinado aos exames dos órgãos externos e superficiais, por exemplo: tireóide, mamas, testículos, músculos e tendões, pele, ... Exemplo representado na Figura 3.10.



**Figura 3. 10.** Exemplo de um transdutor linear [30].

- **Transdutor endocavitário:** destinado aos exames dos órgãos internos, utilizando as vias naturais do organismo (esôfago, vagina e reto) ou as vias artificiais

durante as cirurgias abertas ou fechadas (cirurgia hepática, neurocirurgia, endoscopia, ...) Exemplo representado na Figura 3.11.



**Figura 3. 11.** Exemplo de um transdutor endocavitário [30].

- **Transdutor setorial:** destinado a facilitar o exame de alguns órgãos internos, por exemplo: na área da cardiologia e neurologia.
- **Transdutores especiais:** utiliza os transdutores acima com tecnologia adicional (volumétrica, matricial, ...) para obtenção de imagens especiais (3D/4D, biplanares).
- **Doppler:** aplicativo disponível em todos os transdutores, utilizado para medir a velocidade do sangue, com aplicação extensa na medicina (Cardiologia, Obstetrícia, Vascular, Hepatologia, ...).
- **Elastografia:** aplicativo para avaliação da elasticidade dos tecidos, por exemplo: mama, fígado, ...
- **Imagem panorâmica:** aplicativo para obtenção de planos anatómicos amplos, maiores que o campo básico de visão dos transdutores, por exemplo: plano total da mama, total do útero grávido, total da parede abdominal, ...

- **Ultra-sonografia contrastada:** aplicativo utilizado para a avaliação da perfusão dos tecidos (fígado, coração, tumores, ...) através do emprego de contrastes por via sanguínea [9].

A frequência que um transdutor emite é definida como o número de ondas ultra-sônicas que são repetidas por segundo. A frequência e o comprimento de onda são inversamente proporcionais se a velocidade média permanecer constante. A velocidade do som é independente da frequência e quase sempre constante nos tecidos moles, contudo, se a onda de ultra-som encontra um osso ou gás ocorre uma reflexão, devido à combinação de uma mudança brusca na velocidade ou na densidade [18].

A profundidade com que a onda de ultra-sons penetra os tecidos moles está diretamente relacionada com a frequência utilizada. Ondas de ultra-sons de maior frequência são mais atenuadas que as de menor frequência, isto significa, que melhorando a resolução, com o aumento da frequência, ocorrerá uma menor penetração da onda de ultra-som. As ondas de ultra-som e os ecos de retorno são atenuados à medida que atravessam os tecidos, ou seja, quanto mais distante for o objeto que reflete o eco, mais fraco será o eco de retorno.

A frequência a ser utilizada depende da região anatômica a ser examinada e a seleção da frequência do transdutor depende da experiência de quem está a realizar o exame [18].

### **3.2.4. Princípio da formação da imagem ultra-sônica**

Os sinais elétricos que são produzidos e processados pelos cristais do transdutor retornam como ecos ao mesmo, e posteriormente ao monitor onde são analisados de acordo com a sua força e amplitude. O cálculo da distância percorrida pelo som é feito com base no tempo que a onda demora em chegar ao objeto, refletir e tornar ao transdutor.

Quanto maior o tempo do som de retornar ao transdutor, mais longe se encontra o objeto.

O eco retornado é transformado num impulso elétrico pelo cristal, enviado a um amplificador e demonstrado no monitor com intensidades proporcionais à sua energia. Estes podem ser decodificados em três modos: modo-A, modo-B e modo-M.

- **Modo-A (modo de amplitude):** pode ser usado especialmente para exames oftálmicos ou exames do encéfalo, pois são aplicações que requerem medidas de comprimento ou de profundidade precisas. O seu modo baseia-se na visualização da amplitude do eco num osciloscópio, onde o sistema de coordenada é utilizado medindo as distâncias percorridas pelo som, como representado na Figura 3.12. É um método unidimensional onde o eixo “y” corresponde à amplitude do eco retornado e o eixo “x” ao tempo de retorno;

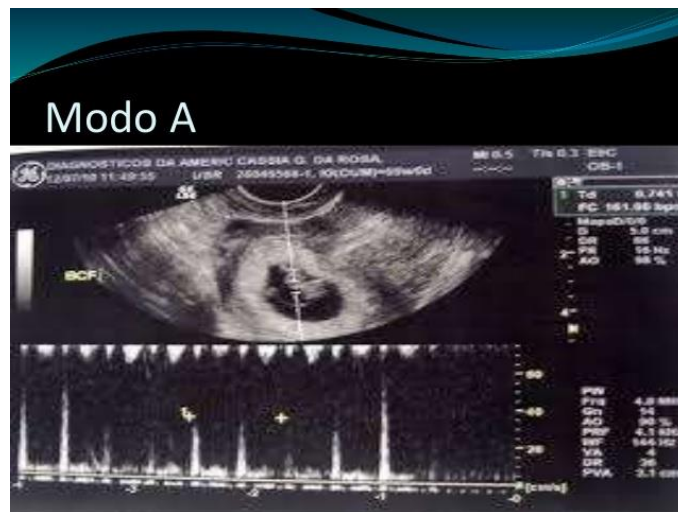


Figura 3. 12. Modo-A (modo de amplitude) [31].

- **Modo-B (modo de brilho):** o seu modo baseia-se nos ecos de retorno que são digitalizados e convertidos em várias intensidades de brilho, em duas dimensões,

na forma de uma escala em cinzas e são exibidos em monitor. Os retornos dos ecos fortes são muito brilhantes e os ecos mais fracos são mais acinzentados ou pretos. Neste modo a imagem de retorno é continuamente atualizada pelo computador para fornecer uma imagem bidimensional, que é uma imagem dinâmica ou em tempo real;

- **Modo-M (modo de movimentação temporal):** é usado em ecocardiografia para obter imagens de alta resolução de estruturas cardíacas que se movimentam ao longo do tempo, representado na Figura 3.13. Os traçados deste modo registam a profundidade no eixo vertical e o tempo na horizontal [16].

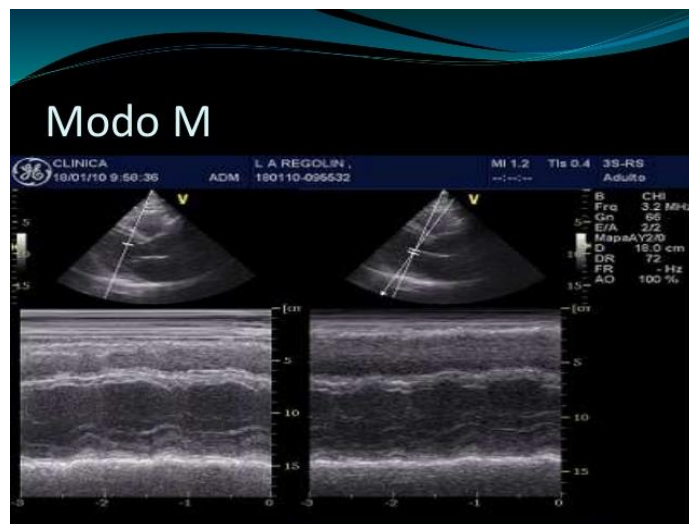


Figura 3. 13. Modo-M (modo de movimentação temporal) [31].

### **3.2.5. Ecogenicidade de um material não biológico**

A ecogenicidade de um material é definida como a capacidade do tecido ou da substância em refletir ondas sonoras e produzir ecos. Os tecidos podem ter características muito ecogénicas, sendo hiperecómicas ou então características pouco ecogénicas, sendo hipoe-cómicas [19].

As estruturas hiperecómicas dão origem a imagens claras, pois refletem grande parte das ondas emitidas pela sonda ecográfica. Exemplos de tecidos biológicos com estas características são os ossos e tendões. Enquanto as estruturas hipoe-cómicas dão origem a imagens mais escuras pois as ondas ultra-sónicas passam mais facilmente por elas e poucas são as refletidas de volta para a sonda. Exemplos de tecidos com estas características são líquidos, gordura e tecidos pouco densos.

#### **3.2.5.1. Exemplos de material ecogénico**

O estudo de materiais não biológicos ecogénicos ainda é pouco explorado. Não havendo por isso referências bibliográficas nesta área.

Os tecidos biológicos são caracterizados na sua ecogenicidade através da sua densidade, quanto mais denso for o tecido mais ecogénico será. Segue de seguida uma figura, Figura 3.14, onde estão tabeladas as cores que o monitor emite depois do retorno dos ecos consoante a sua ecogenicidade dos materiais biológicos.

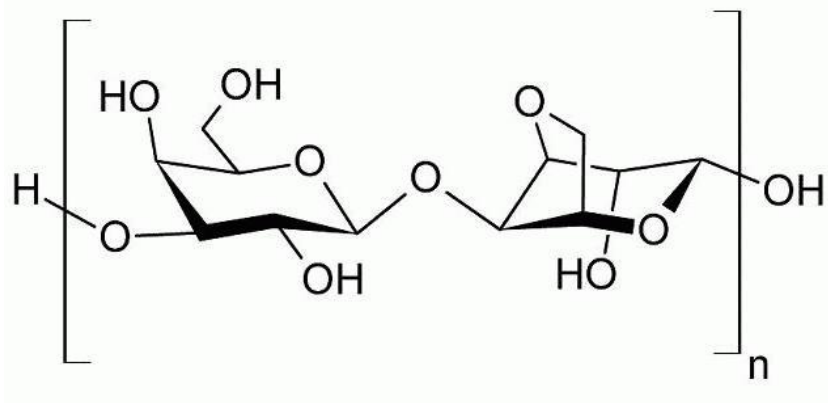


**Figura 3. 14.** Cores que o monitor emite depois de receber os ecos dos diferentes tecidos [20].

Existem alguns géis que na sua composição contêm água, sendo a água um bom condutor de ondas sonoras. Estes géis servem como adaptador de impedâncias, fazendo com isso que maior será a fração de feixe que é refletido [20].

### 3.2.5.2. Gel de agarose

A agarose é uma molécula linear neutra, essencialmente livre de sulfatos, que consiste de cadeias repetidas de unidades alternadas  $\beta$ -1,3 D-galactose e  $\alpha$ -1,4 3,6-anidro-L-galactose, composição apresentada na Figura 3.15 [22].



**Figura 3. 15.** Estrutura química da agarose [23].

A agarose é extraída da parede celular de uma alga marinha vermelha. A sua estrutura química possibilita a formação de um gel altamente resistente, mesmo em baixas concentrações. Este gel, formado a partir da agarose, é considerado uma das principais ferramentas nos processos de fragmentação das amostras de DNA, RNA e proteínas [23].



# Capítulo 4 - Materiais e Metodologias utilizadas

---

Para a concepção e desenvolvimento do simulador foram necessários alguns fundamentos teóricos complementares e técnicas que se tornaram indispensáveis.

Numa primeira parte deste capítulo serão descritas as técnicas utilizadas para o desenvolvimento do simulador.

## 4.1 Fundamentos teóricos complementares

### 4.1.1. Impressão 3D

A impressão 3D está inserida num conceito denominado *Rapid Prototyping* (RP) ou prototipagem rápida, onde é criada uma peça através de um desenho.

Os modelos são obtidos por adição de material camada a camada até obter o formato pretendido. O material a ser depositado pode ser um metal, um plástico, entre outros. O mais comum é o uso de plásticos de engenharia como Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) e Ácido Poliático (PLA).

O plástico ABS é o material mais comum usado nas impressoras de modelagem por fusão e depósito. Este material é um polímero bem rígido e leve, que oferece um equilíbrio entre resistência e flexibilidade.

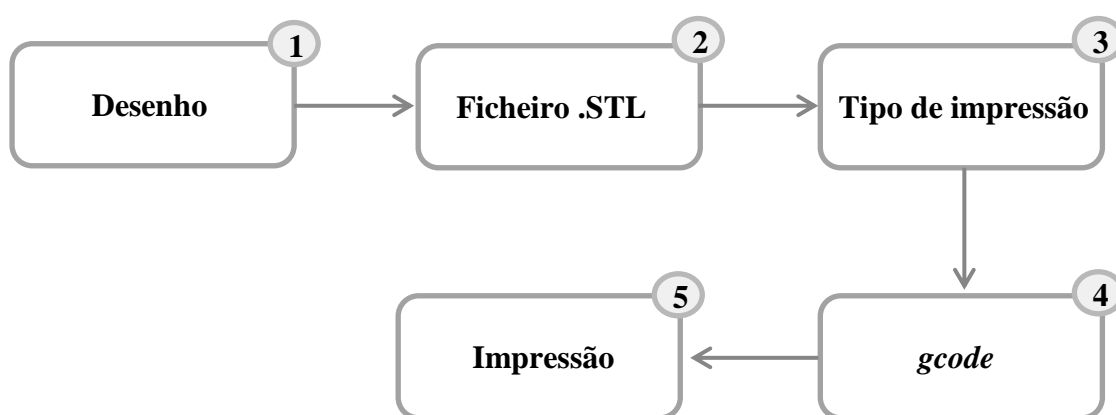
Já o PLA é um polímero biodegradável, produzido a partir do ácido láctico fermentado a partir de culturas. Esse material é mais eficiente que o ABS em determinadas moldagens, visto que deforma menos depois da aplicação e liberta menos fumo ao atingir o seu ponto de fusão.

Os objetos impressos com ABS possuem uma qualidade final melhor, mas com o PLA o ponto de fusão é menor e os objetos são mais resistentes. Além disso, o PLA é menos

viscoso em estado líquido, ou seja, exige menos força da extrusora na hora de expelir o material, garantindo uma vida útil maior para o equipamento [7].

### 4.1.1.1. Processo de Impressão 3D

Os processos atuais de impressão 3D são baseados nos seguintes passos:



**1. Desenho** do objeto num software de CAD 3D.

Existem vários tipos de softwares no mercado, como o *SolidWorks*, *OpenScad* e o *AutoCAD 3D*;

**2.** O arquivo do objeto tem que ser convertido em **ficheiro STL**.

Este formato descreve as superfícies internas e externas através do contorno da figura através de um conjunto de figuras triangulares de diversas dimensões. Quanto maior o número de figuras triangulares utilizadas, maior a precisão da figura.

O arquivo STL é genérico para qualquer impressora;

**3.** Para **imprimir**, tem que se escolher um plano de referência no ficheiro STL.

A figura será fatiada em várias camadas sempre paralelas ao plano de referência.

A espessura de cada fatia é definida pela precisão da impressora utilizada, quanto mais precisa a cabeça de impressão mais delgada é a espessura;

**4.** Cada uma das fatias é descrita numa linguagem denominada **gcode**.

O *gcode* descreve cada superfície horizontal através de comandos utilizados em máquinas de controlo numérico, tais como: caminhe a uma velocidade x m/s das coordenadas A até B com a cabeça de impressão ligada.

Isso fará com que a impressora 3D imprima uma linha sólida de espessura já pré-definida no plano definido pelas coordenadas A e B. A impressão de diversas linhas sólidas num determinado plano, definirá a impressão da superfície desejada;

5. A **impressão** é o processo de interpretar a linguagem *gcode* que instrui a impressora a imprimir linha a linha, superfície a superfície, até obter o objeto desejado [8].

### 4.1.1.2. Técnicas de Impressão 3D

Existem diversas técnicas de *Rapid Prototyping* (RP), estas diferenciam-se entre si no equipamento em que são feitas e como atuam, e no material de deposição que usam, havendo em comum entre todas o mesmo processo de impressão. Essas técnicas de impressão são apresentadas na Figura 4.1. [8].

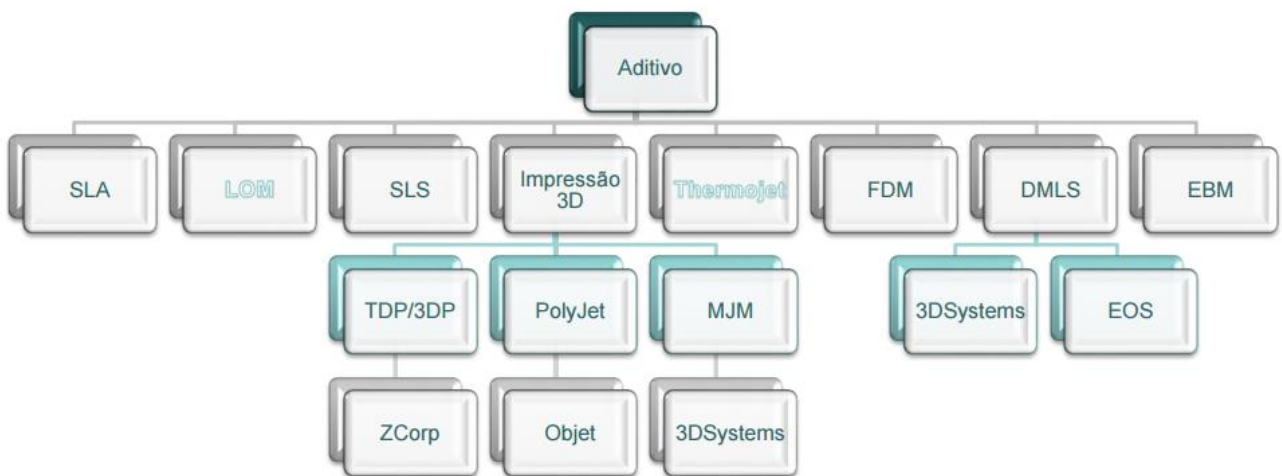
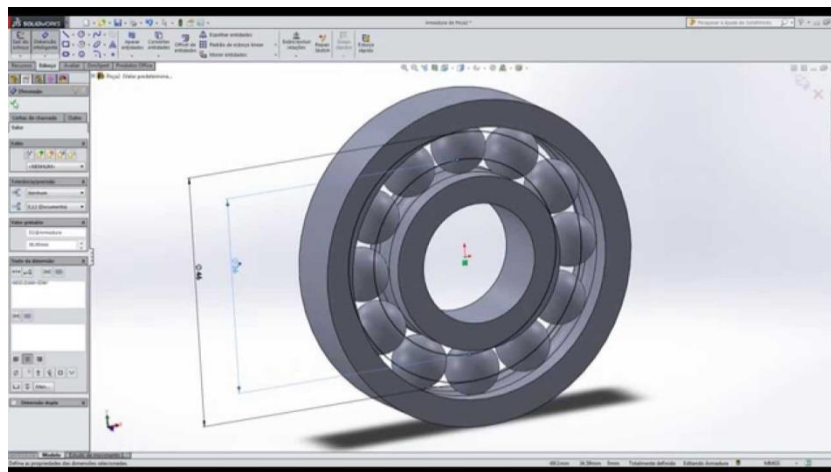


Figura 4. 1. Figura onde ilustra algumas técnicas de RP [8].

## 4.1.2. SolidWorks

O *SolidWorks* é um *software* de *Computer Aided Design* (CAD) desenvolvido pela *SolidWorks Corporation* adquirida em 1997 pela *Dassault Systèmes S.A.*, e que funciona nos sistemas operativos *Windows*.

Este *software* baseia-se em computação paramétrica, criando formas tridimensionais a partir de formas geométricas elementares. No ambiente do programa, a criação de um sólido ou superfície começa com a definição da topologia de 2D ou 3D, como exemplificado na Figura 4.2. A topologia define a conectividade e certos relacionamentos geométricos entre vértices e curvas [11].

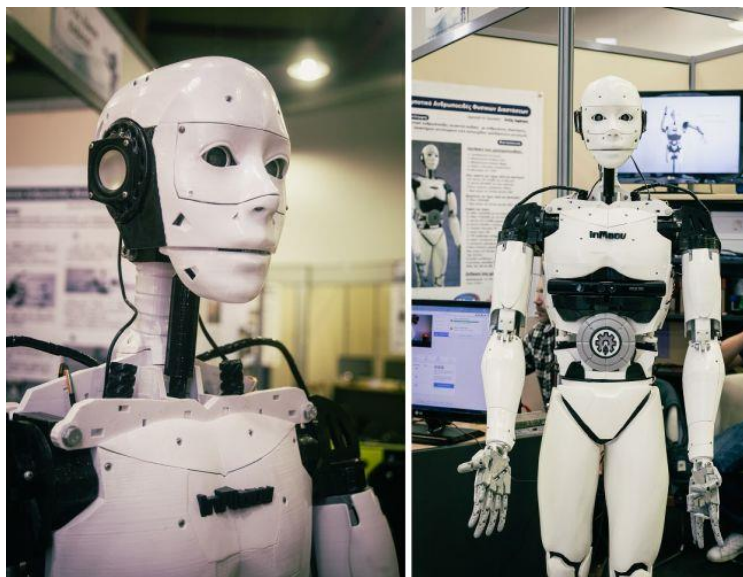


**Figura 4. 2.** Exemplo da construção de um rolamento em SolidWorks [11].

### 4.1.3. InMoov

*InMoov* é um projeto pessoal do francês, escultor e designer Gael Langevin. Este projeto foi iniciado em Janeiro de 2012 com a primeira prótese de mão *Open Source*, que tem levado projetos como *Bionico*, *E-Nable*, e muitos outros.

*InMoov* é o primeiro *Open Source 3D* robô impresso em tamanho real, como visto na Figura 4.3. Replicável em qualquer impressora 3D, é concebido com uma plataforma de desenvolvimento para Universidades, Laboratórios, entre outros. O conceito é ser baseado na partilha para inúmeros projetos ao longo do mundo [12].

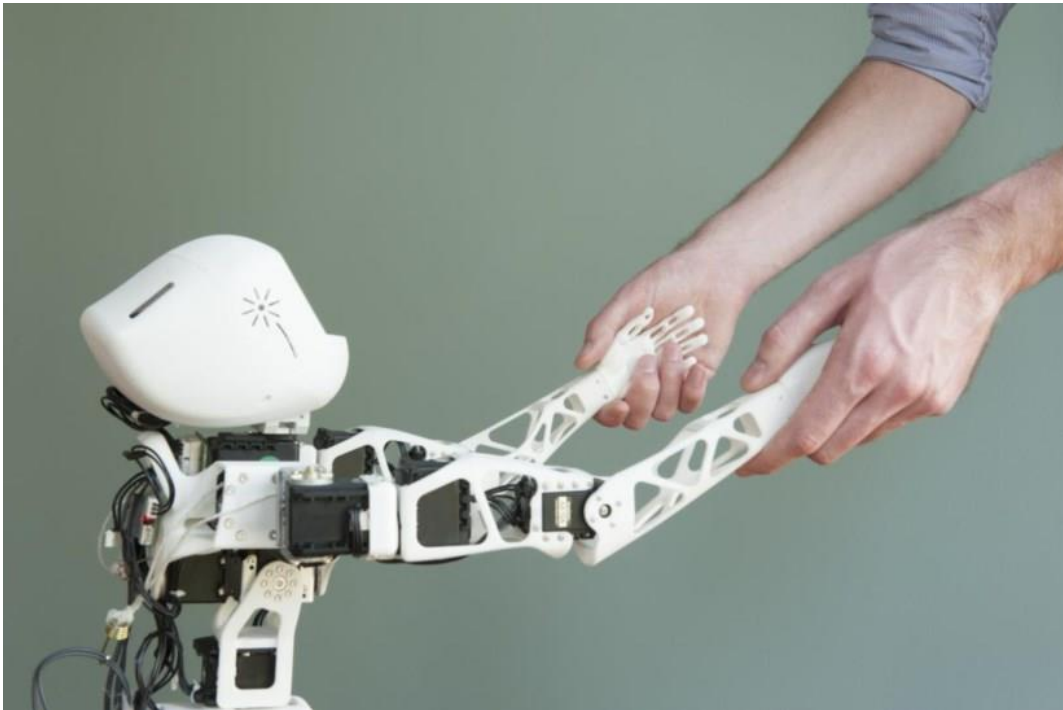


**Figura 4. 3.** InMoov, robô impresso em tamanho real [12].

Outro conceito como o InMoov é o Poppy. O Poppy foi criado por um grupo de investigadores franceses. Este robô tem um software de código aberto e pode ser impresso em qualquer impressora 3D. O Poppy é ainda compatível com a plataforma Arduino, que permite que o robô interaja com outros dispositivos electrónicos. A comunidade Poppy

desenvolve criações robóticas, que são fáceis de construir, personalizar, implementar e partilhar [38].

Esta ideia não foi utilizada no simulador, pois o robô não é do tamanho real como visualizado na Figura 4.4.



**Figura 4. 4.** Robô Poppy numa escala com o tamanho real [38].

## 4.1.4. Programação

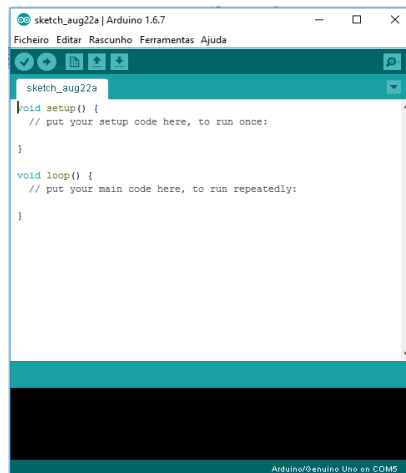
A programação é um processo de escrita, teste e manutenção de um programa no computador ou através deste. O programa é escrito em linguagem de programação ou então em linguagem de máquina, alguns programas utilizam as duas linguagens no mesmo código.

### 4.1.4.1. Arduino

O *Arduino* é uma plataforma de prototipagem eletrónica, criado por Massimo Banzi e David Cuartielles, em 2005, com o objetivo de permitir o desenvolvimento de controlos de sistemas interativos.

Com o *Arduino* é possível enviar e receber informações de qualquer outro sistema eletrónico. Desta forma, é possível construir por exemplo, um sistema de captação de dados de sensores, como temperatura e controlo de iluminação, posteriormente processar e enviar esses dados para um sistema remoto ou mostrá-los num ecrã.

A plataforma é composta essencialmente por duas partes: o *Hardware* e o *Software*. O *Hardware* consiste numa placa de PCB de programação de código aberto. O *Software* é um ambiente de desenvolvimento para escrever o código para a respetiva placa, como apresentado na Figura 4.5 [13].



**Figura 4. 5.** Janela do ambiente de desenvolvimento do código [13].

O *Arduino UNO* é uma plataforma de desenvolvimento com base no microcontrolador ATmega328P. Tem 14 pinos digitais de entrada/saída, 6 entradas analógicas, um *clock* de 16MHz, uma conexão USB, um conector de alimentação, um conector ICSP e um botão de *reset*, como mostrado na Figura 4.5. Possui também os componentes necessários para o funcionamento do microcontrolador. Para iniciar o seu funcionamento só é necessário um computador com um cabo USB ou liga-lo a um adaptador AC para DC [13].



**Figura 4. 6.** Exemplo de uma placa Arduino UNO [13].

## **4.2. Desenvolvimento do simulador**

Para começar a conceber a ideia do simulador, foi necessário primeiro conhecer todo o processo de anestesia do plexo num ambiente real assim como a reação do corpo humano ao estímulo emitido pela agulha neurotransmissora.

Numa segunda parte foi necessário perceber o comportamento do corpo em relação às ondas ultra-sónicas e assim perceber como as mesmas funcionam num material não biológico.

### **4.2.1. Recolha de dados**

#### **4.2.1.1. Biológicos**

Para perceber a reação do corpo humano à ação da agulha neurotransmissora houve a possibilidade de assistir a uma cirurgia, onde ia ser utilizada esta técnica de anestesia. Esta cirurgia aconteceu no Hospital Geral de Santo António sob a orientação da Doutora Manuela Araújo, onde foram recolhidos os movimentos que o nosso corpo emite quando sujeito à ação da agulha neurotransmissora. Estes movimentos são importantes para posteriormente serem reproduzidos pelo simulador.

Dependendo da abordagem do anestesista e do nervo que está a ser bloqueado, há uma resposta motora ideal.

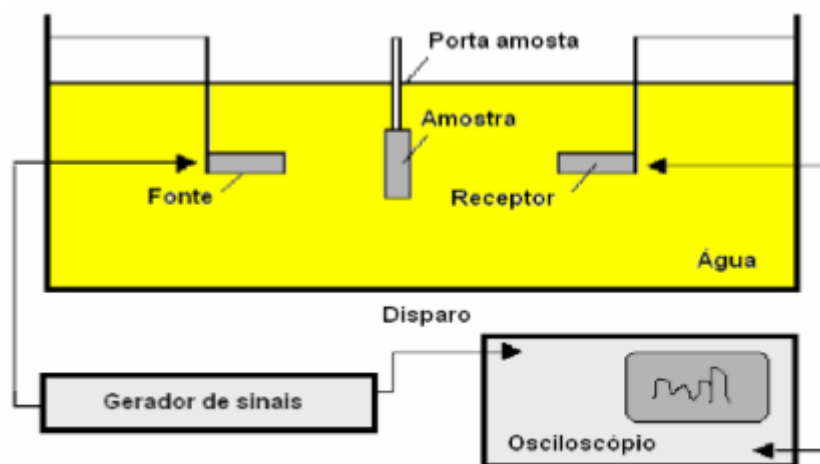
Durante a cirurgia o principal meio de orientação da anestesista é a imagem ultra-sónica emitida pelo transdutor. Há conhecimento das características ultra-sónicas do corpo humano, com base nessa informação foi necessário descobrir um material que possuísse características muito semelhantes para adaptar ao simulador.

Para isso foi desenvolvida uma lógica matemática onde no final com os valores da velocidade de propagação do som daquele material e o coeficiente de atenuação daria a informação de qual dos materiais em estudo seria o melhor para adaptar.

Esta metodologia experimental consistia em testar três materiais, PDMS, gel de agarose e parafina, com ondas ultra-sônicas.

- **Testes de ondas sonoras:**

Uma fonte de pulso ultra-sônico e um receptor ultra-sônico mergulhados em água destilada, à temperatura ambiente. Espera-se que a temperatura da água e da amostra entrem em equilíbrio para remover qualquer efeito da dependência da velocidade e da atenuação com a temperatura. Os sinais são registados através de um osciloscópio ligado a um computador.



É feito um sincronismo entre o pulso de activação e o pulso gerado na fonte, de forma que qualquer mudança no tempo,  $\Delta t$ , requerido para o pulso viajar da fonte ao receptor será detectado pela diferença de tempo entre esses dois pulsos.

Se a velocidade do som no material introduzido for diferente da água, esta substituição causará uma mudança,  $\Delta t$ , na propagação dos pulsos entre emissor e receptor.

$t_a = d/c_a$ , onde  $t_a$  é o tempo gasto para atravessar a distância  $d$  através da água, e  $c_a$  é a velocidade do som na água

$t_m = d/c_m$ , isto é na presença do material

A mudança de tempo da fonte para receptor é:

$$1. \quad \Delta t = t_a - t_m = d \left( \frac{1}{c_a} - \frac{1}{c_m} \right)$$

Resolvendo para a velocidade do material:

$$2. \quad c_m = \frac{c_a}{1 - c_a \Delta t / d}$$

NOTA: Se a variação do tempo for positiva ( $\Delta t > 0$ ), então  $c_m > c_a$ .

Após saber a velocidade de propagação do som no material, calcula-se a impedância acústica (resistência oferecida por um tecido à passagem do ultrassom).

Ar=0,0004\*10<sup>6</sup> Rayls

Osso=7,8\*10<sup>6</sup> Rayls

$Z = \rho * c$ , onde  $\rho$  é a densidade do material e  $c$  a velocidade de propagação no material

Para calcular o coeficiente de atenuação:

$$3. \quad \alpha = \frac{1}{2L} \ln \left( R_{12} \frac{A_1}{A_2} \right) \quad [\text{Np/m}]$$

Onde  $R_{12}$  é o coeficiente de reflexão entre o material e o transdutor,  $A_1$  e  $A_2$  são a amplitude do sinal 1 e 2 respectivamente.

Com estes valores calculados para os diferentes materiais e de diferentes espessuras, conseguimos descobrir qual o melhor material, ou seja, o mais ecogénico, para adaptar no simulador.

Algumas observações:

Quanto mais ecogénico ou denso for o material ou o meio (ex. osso), aparecem pontos mais claros na imagem;

Características ecogénicas:

- Hipoecóicas: representada por zonas pretas onde as ondas são mais atenuadas como nos tecidos ricos em água
- Hiperecóicas: reflectem mais as ondas sonoras e são representadas por áreas brancas como o osso, tendões e gordura

Esta metodologia experimental foi abandonada devido à falta de uma fonte de pulso ultra-sónico com a frequência de onda desejada.

## 4.2.1.2. Mecânicos

O material utilizado para a impressão do modelo foi o ácido polilático (PLA). O PLA é um termoplástico biodegradável derivado de fontes renováveis como o amido, raízes de mandioca e de cana.

É um termoplástico bastante rígido e resistente, a sua alta fluidez de extrusão e baixa contração produz peças mais dimensionalmente precisas e com maior fidelidade aos detalhes, cantos mais acentuados e melhor acabamento e superfície.

Indicado para produção de protótipos que não sejam submetidos a condições de esforços mecânicos, atritos ou altas temperaturas, ótimo para produção de maquetes, peças decorativas ou peças mais rígidas mas com fidelidade nos detalhes e com o melhor acabamento possível sem necessidade de acabamentos na peça [9].

O processo de impressão utilizado foi o *Fused Deposition Modelling* (FDM). Neste processo é utilizado um material que se funde dentro de uma cabeça de impressão que torna

o material quase líquido formando um fino cordão que é depositado sobre uma plataforma que é semi aderente ao material.

Deposita-se o cordão para que forme a primeira camada da figura 3D, esta solidifica e a cabeça extrusora sobe até à altura da segunda camada onde volta a haver depósito de material, e assim vai construindo a peça camada por camada.

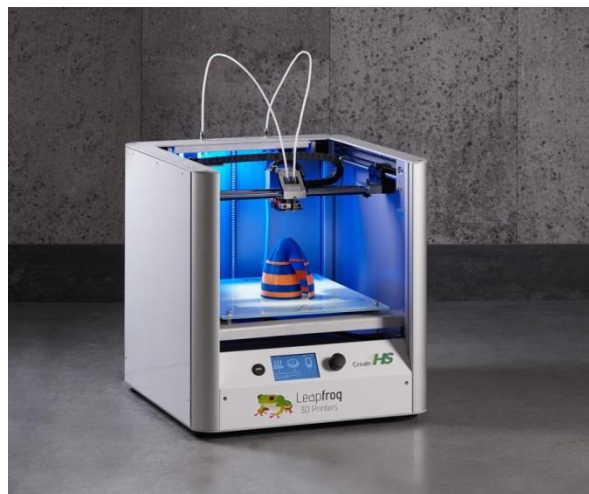
A precisão deste processo depende da precisão da espessura do cordão que se consegue que é 0,1mm [7].

O modelo da impressora utilizada é *Creatr HS*. A *Creatr HS* é uma impressora 3D com um *display* integrado e compatível com uma ampla gama de filamentos. Possui uma dupla extrusora que permite imprimir com dois tipos de materiais ou cores diferentes, o que amplia a sua gama de aplicações, dando liberdade para criar peças novas com junção de dois materiais ou duas cores.

HS significa *High Speed*, com uma velocidade de impressão até 300 milímetros/s o que permite o resultado de peças rapidamente impressas.

A *Creatr HS* tem um volume de construção de 13,6L e a possibilidade de imprimir objetos até 28cm de comprimento.

A estrutura completa do *Creatr HS* é feita em peças de alumínio de grau industrial construído para durar, como apresentado na Figura 4.7. A precisão da impressora não é afetada pela mudança de temperaturas e não diminui ao longo do tempo [10].



**Figura 4. 7.** Exemplo de uma impressora Creatr HS [10].



## 4.2.2. 1ª Metodologia utilizada

Para o desenvolvimento do protótipo foi necessário desenhar as estruturas anatômicas (falanges, palma da mão, punho, braço e antebraço) em *SolidWorks*, o mais parecido possível com a realidade, mas não esquecendo que na sua junção era necessária liberdade para realizar todos os movimentos que iam ser necessários posteriormente. Esses desenhos feitos em *SolidWorks*, apresentados nas Figuras 4.8, 4.9, 4.10, foram posteriormente convertidos para arquivos .STL para impressão.

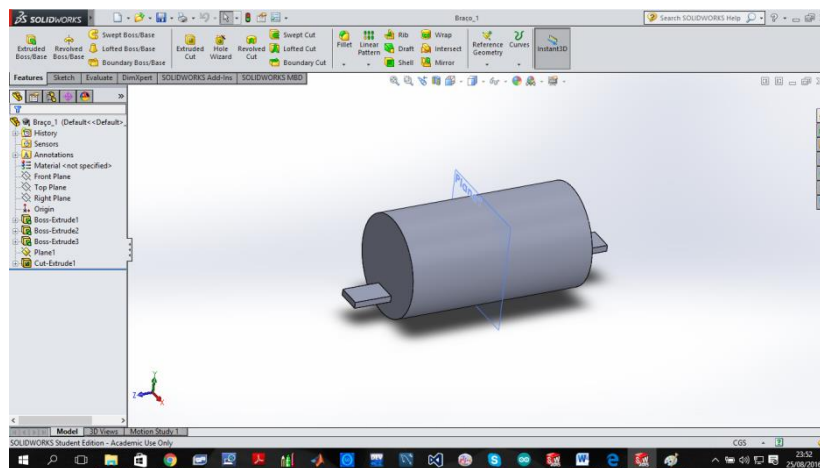


Figura 4. 8. Desenho em SolidWorks do braço.

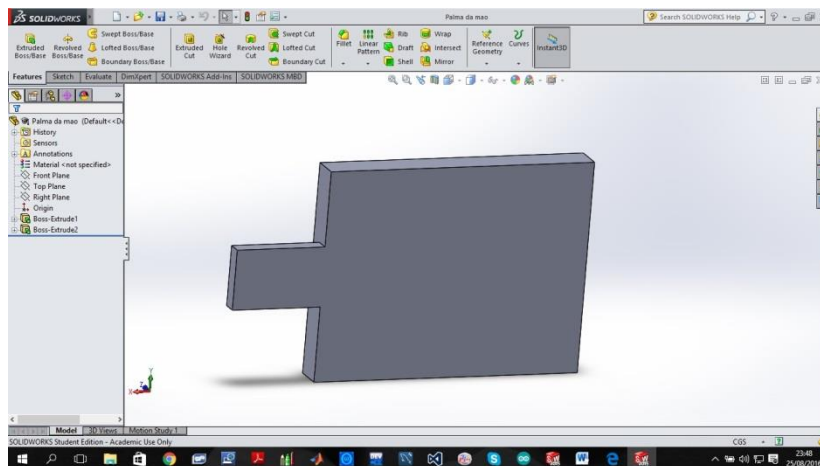
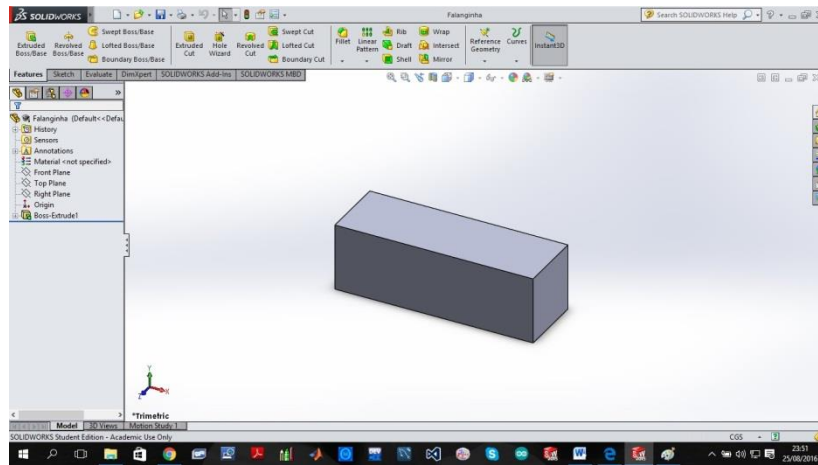
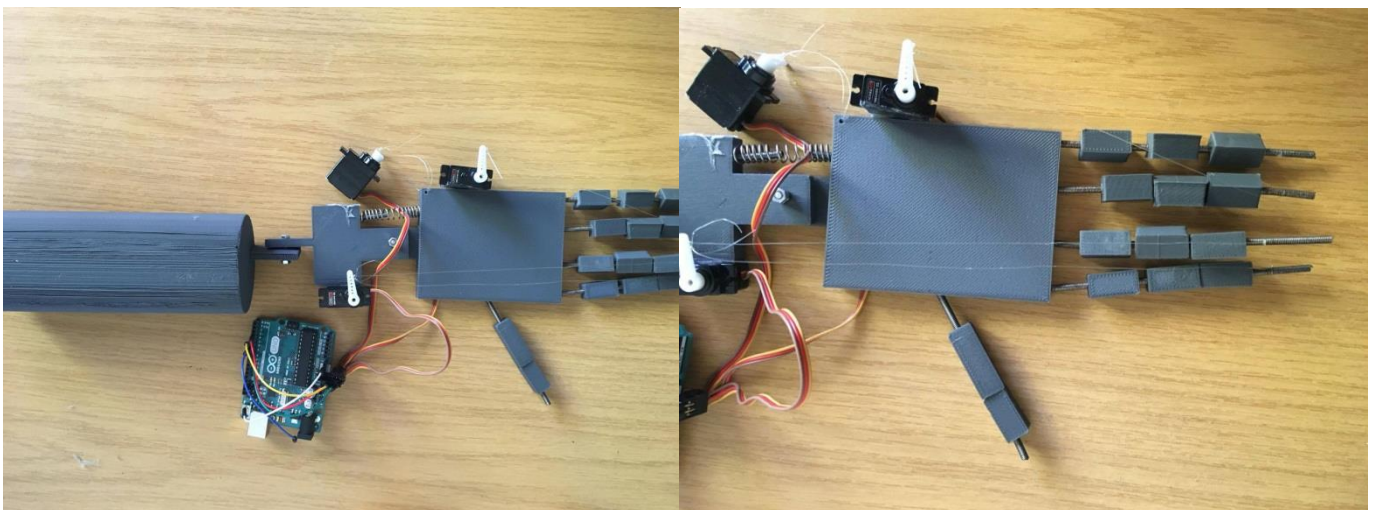


Figura 4. 9. Desenho em SolidWorks da palma da mão.



**Figura 4. 10.** Desenho em SolidWorks da falange utilizada para todos os dedos.

O resultado final após a impressão dos modelos anteriormente desenhados em *SolidWorks* são os apresentados na Figura 4.11.



**Figura 4. 11.** Mão e antebraço construídos em SolidWorks.

Após a análise dos resultados, foi possível concluir que estes não iam de encontro aos objetivos pretendidos. O modelo impresso não era anatomicamente parecido com a realidade e os movimentos que este produzia não iam de encontro aos realizados pelo corpo humano. Sendo então necessária a idealização de uma segunda metodologia.

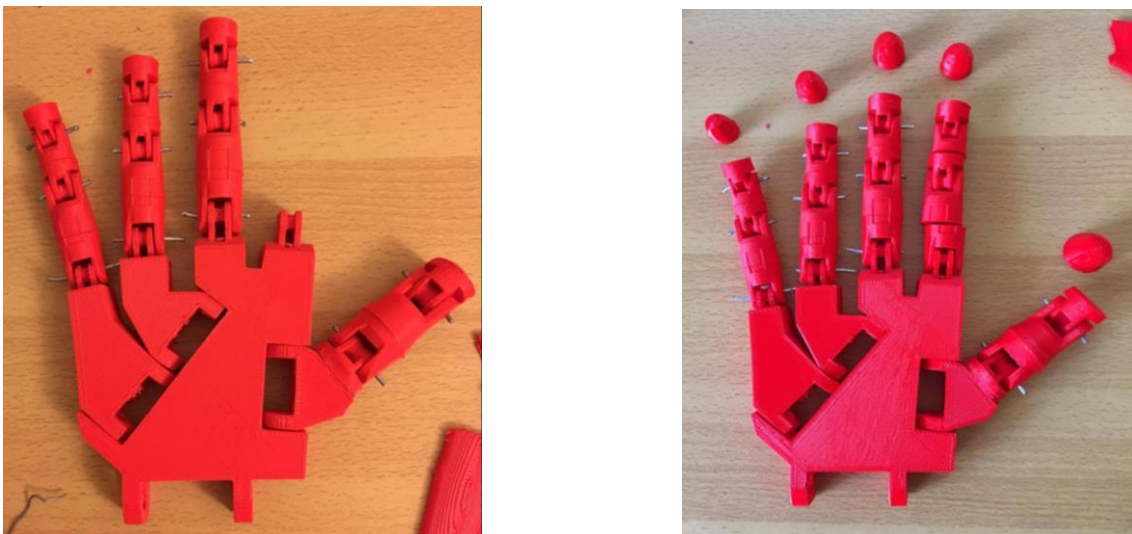


### 4.2.3. 2ª Metodologia utilizada

Para a conceção desta nova metodologia foi necessário perceber que aspetos a melhorar em relação à metodologia anterior, para tornar o protótipo mais parecido com a anatomia humana.

Surgiu então o conceito do *InMoov*, o robô. Um projecto aberto à comunidade que possui melhores características. Acedendo a sua página na internet só é necessário descarregar os ficheiros .STL que interessavam para o projeto, neste caso a mão e o ante-braço, e imprimir. Acrescentando ainda que já possui todos os orifícios que seriam necessários para a inserção dos nervos que posteriormente serão usados nos diferentes movimentos necessários para a simulação.

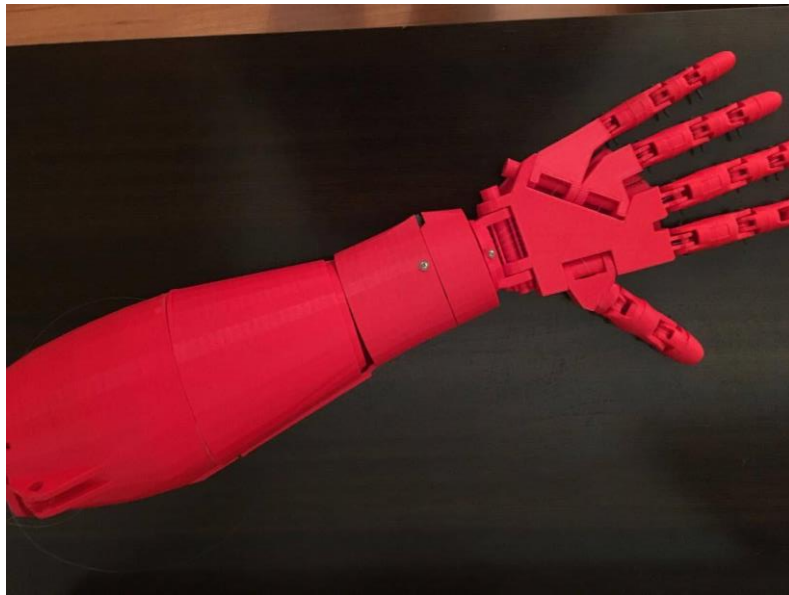
A Figura 4.12. ilustra o pré e o pós da construção da mão.



**Figura 4. 12.** Mão do InMoov impressa para aplicação neste projeto.

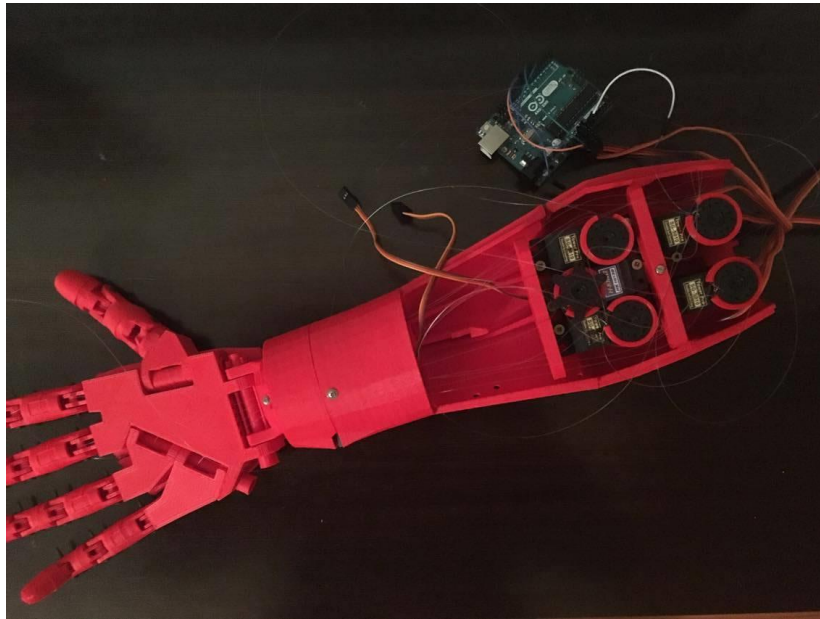
Após a impressão da mão, prosseguiu-se para a impressão de todas as peças necessárias para a montagem do ante-braço.

Na Figura 4.13. está apresentada a mão assim como o antebraço, já com as junções feitas.



**Figura 4. 13.** Mão e antebraço.

Estando as estruturas anatómicas impressas, foi necessário recorrer a materiais para simular os nervos humanos. O material escolhido foi o fio de pesca, devido à sua alta resistência e cor transparente, também era o material que o site do *InMoov* referenciava. O fio de pesca foi inserido nos orifícios destinados para os nervos, desde a ponta dos dedos até ao antebraço, onde são ligados aos servo motores.



**Figura 4. 14.** Adaptação dos servo motores no braço e ligação à placa de Arduino

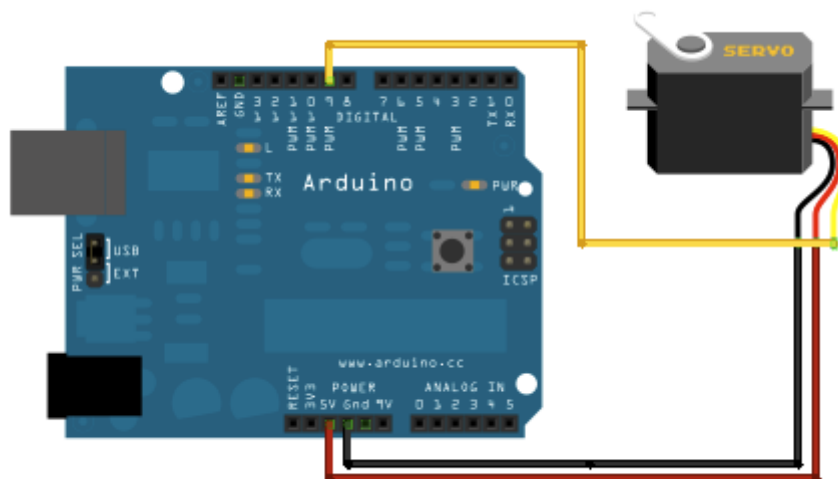
O *Arduino* foi o ambiente de desenvolvimento escolhido para a programação dos movimentos dos dedos devido à sua simplicidade em desenvolver. Com este ambiente foi possível recriar a resposta nervosa, em forma de movimento, que cada nervo tem quando sujeito à ação da agulha neuro-transmissora utilizada na anestesia local.

É a placa de *Arduino* que controla os servos. Os servos têm engrenagens e um veio que podem ser controlados. Os servos *standart* permitem que o eixo seja posicionado em vários ângulos, num intervalo entre  $0^\circ$  e  $180^\circ$ , já os servos de rotação contínua permitem a rotação do veio definida para várias velocidades. Os servo motores utilizados foram os SG5010. Não são os referenciados pelo *InMoov*, pois estes não se encontravam disponíveis na Europa, então optou-se por estes que possuem o mesmo binário e características.

Um servo motor é um pequeno dispositivo cujo veio pode ser posicionado numa determinada posição angular de acordo com um sinal codificado que lhe é enviado. Enquanto esse código persistir na entrada, o servo irá manter a sua posição angular. Se o código de entrada variar a posição angular também varia [32].

Os servo motores têm três fios: o castanho ou preto, o vermelho e o amarelo. O fio preto ou castanho é o fio terra e é ligado a um pino terra na placa (GND). O fio vermelho é o fio de alimentação que deve ser ligado ao pino 5V da placa. O fio amarelo é o terminal

do sinal que é ligado a um pino digital da placa, sendo este o pino de *output* do servo [24]. O esquema da ligação do servo à placa de *Arduino*, é apresentado na Figura 4.15.



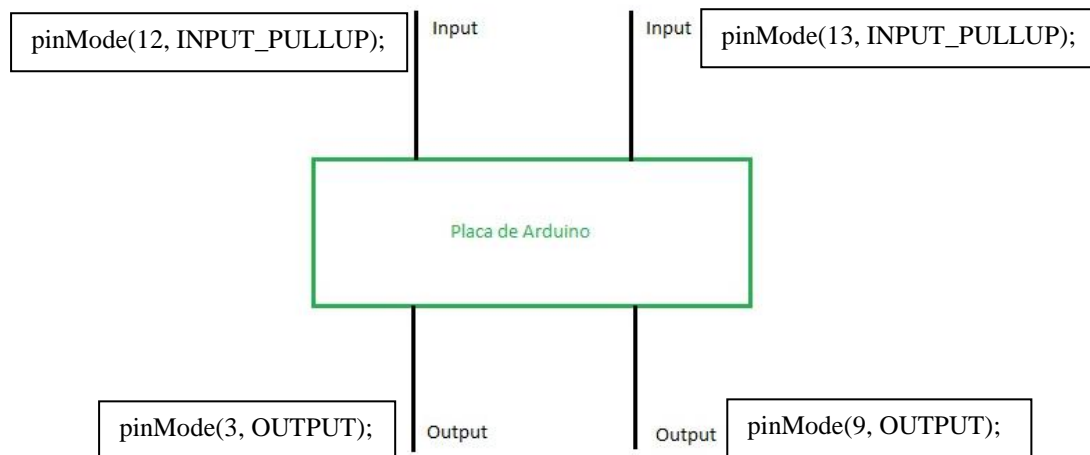
**Figura 4. 15.** Esquema da ligação do servo à placa [24].

Os servos estão ligados a uma porta e tem um *INPUT* associado, como cada movimento recriado pelo simulador envolve mais do que um dedo, onde estes são controlados individualmente por servos, foi necessário agrupar os servos por movimento.

O simulador simula duas respostas motoras ideias, numa delas há movimento dos cinco dedos enquanto que no outro há movimento de três dedos. Desta forma, os servos foram agrupados em dois grupos:

- No movimento de somente três dedos, *myservo.attach(3)*, há apenas um *INPUT* mas que origina no movimento de três dedos;
- No movimento dos cinco dedos, *myservo1.attach(9)*, há apenas um *INPUT* mas que origina no movimento de cinco dedos.

Com isto, sempre que há recepção no *INPUT* associado aquele servo, este inicia o movimento que está descrito no código. Esses movimentos foram de encontro à resposta nervosa humana.



**Figura 4. 16.** Diagrama de Input e Output na placa de Arduino

Cada Input está associado a um conjunto de servos que realizam o seu movimento em conjunto. Há dois Input's, num deles há movimento de três servos que por sua vez levam ao movimento de três dedos. No outro há o movimento de cinco servos e por sua vez de cinco dedos.

Quando a anestesia é administrada na zona do cotovelo, os nervos sujeitos à ação da agulha neurotransmissor são o nervo mediano, o nervo cubital e o nervo radial. Cada nervo tem uma resposta diferente. O nervo mediano tem como resposta motora ideal flexão dos dedos sobre o punho e contração dos 2º ao 5º dedos. Este movimento é fácil reproduzir pois só há ação direta nos dedos.

O nervo cubital tem como resposta motora ideal, a flexão cubital do punho e contração dos 4º e 5º dedos. Neste movimento só foi possível reproduzir a contração dos dedos, o modelo impresso não permite o movimento de flexão cubital do punho.

O nervo radial tem como resposta motora ideal a extensão do punho e extensão do 1º ao 5º dedo. Este movimento torna-se pouco perceptível no protótipo.

Com o protótipo construído e todas as estruturas anatómicas representadas, foi necessário avançar para o material que teria que ser usado no cotovelo para possível visualização no ecógrafo. Sabendo que este material teria que ter boas condições ecogénicas, ou seja, teria que ser um material recetor e emissor de ecos. Além destas características o material tem de ser resistente e flexível para o manuseamento da agulha no seu interior.

O primeiro material a ser testado no ecógrafo no Hospital de Bragança foi o PDMS.

O PDMS, polidimetilsiloxano, é considerado um silicone, sendo um dos polímeros mais utilizados na área da biomecânica, uma vez que apresenta características como biocompatibilidade, baixo custo, transparência e é facilmente manuseado a temperatura ambiente. Este polímero sintético pode ser produzido com viscosidades diferentes, podendo o resultado variar desde um líquido a uma borracha semi-sólida. Atualmente é cada vez mais frequente o uso deste polímero em modelos in vitro, mostrando várias vantagens, tais como: conceitos éticos ao substituir estudos com animais, baixo custo e transparência como já foi referido, maior produtividade, prática clínica e médica e desenvolvimento e validação de modelos teóricos e numéricos. Assim sendo, o PDMS pode ser utilizado para o fabrico de próteses, devido à sua elevada flexibilidade e estabilidade, de cateteres e tubos de drenagem e em estudos da microcirculação humana [25][26].

Apesar de todas estas qualidades do PDMS o material não apresenta qualidades ecográficas, sendo um material opaco para os ecos do ecógrafo.

Na necessidade de encontrar um material ecográfico testou-se o gel de agarose.

Após fazer a amostra de gel de agarose, esta foi testada num ecógrafo do hospital de Bragança e obteve bons resultados visuais. Ou seja, recebe e reflete os ecos emitidos pelo transdutor.

O único problema deste material é a sua deteriorização à temperatura ambiente ao longo do tempo, sendo necessário substituí-lo. Um contorno a esta desvantagem é que o material é de fácil preparação e fica pronto a utilizar em pouco tempo.

O seu modo de preparo consiste nos seguintes pontos:

- Juntar a agarose à solução tampão TBE 1x;

- Levar a mistura à ebulição, agitando o frasco;
- Após 2 minutos de ebulição retirar o frasco e aguardar que a temperatura desça;
- Solidifica totalmente após 15 minutos.

Em aproximadamente 20 minutos de preparo conseguimos renovar o material, contornando a desvantagem que ele apresenta.

Mesmo com a desvantagem do material secar à temperatura ambiente, este material foi o selecionado pois o seu comportamento com os ecos era o que se pretendia.

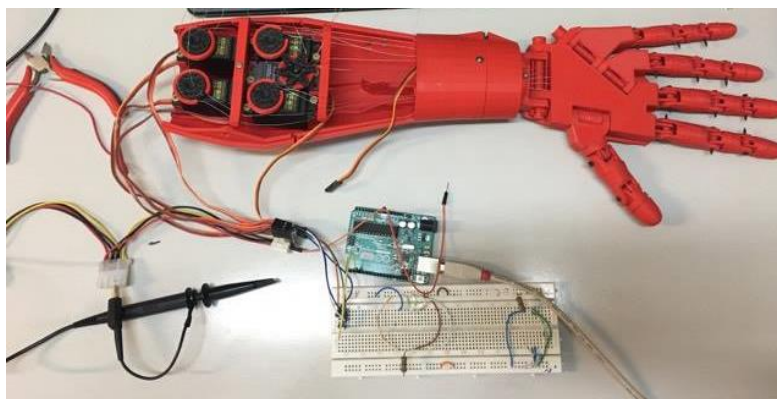


# Capítulo 5 - Resultados

---

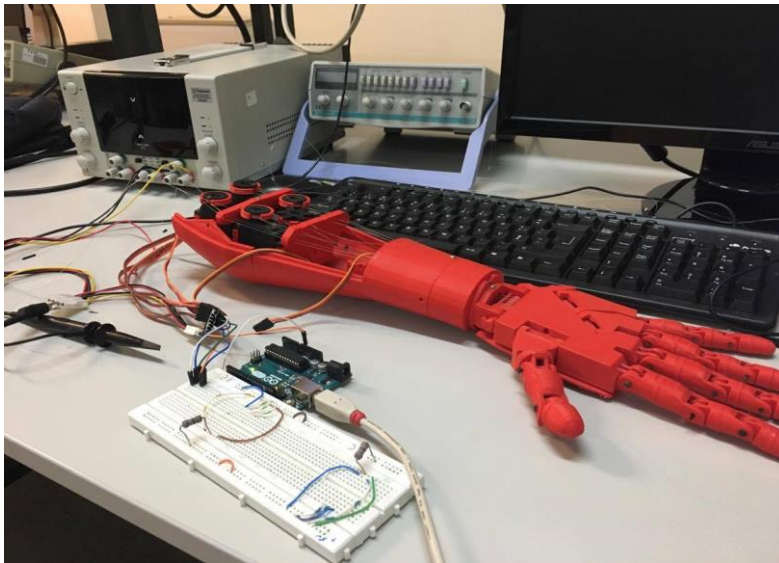
A importância do treino em simulação tem sido considerada ao longo dos anos com a criação de simuladores adaptados à realidade e indo de encontro às necessidades dos profissionais. Treino adequado permite respostas rápidas, desenvolvimento de habilidades e aperfeiçoamento da técnica e destreza com o material. Diminuindo assim o risco para o paciente.

Com o desenvolvimento do simulador, observado na Figura 5.1., é possível fornecer ao profissional da área da saúde, uma ferramenta de treino que o possibilita a ganhar uma maior destreza com a agulha neurotransmissora ao mesmo tempo que manuseia o transdutor, guiando-se somente na imagem reproduzida no monitor.



**Figura 5. 1.** Braço do simulador ligado à placa.

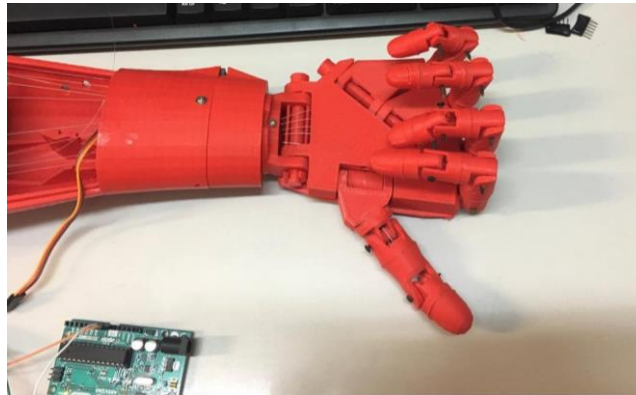
A resposta motora ideal quando a agulha neurotransmissora se aproxima do nervo, é simulada pelo movimento dos dedos quando há o toque da agulha nos nervos na região anatômica do cotovelo. Este movimento é originado pela rotação dos servos motores num determinado ângulo e numa determinada velocidade controlada pelo Arduino, a placa é alimentada por uma fonte de alimentação externa, como observado na Figura 5.2.



**Figura 5. 2.** Fonte de alimentação fornecendo energia à placa de Arduino.

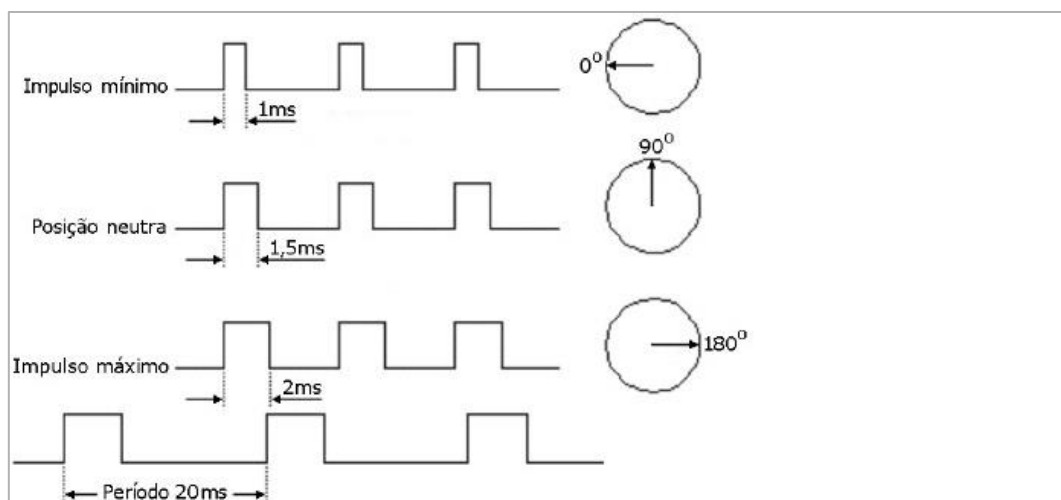
A placa de Arduino foi ligada a uma fonte de alimentação com 5V. A fonte de alimentação gera a energia necessária para alimentar os servo motores. Estes são alimentados com tensões de 5V e recebe o sinal no formato *Pulse Width Modulation* (PWM) .

O circuito de controlo do servo fica a monitorizar este sinal em intervalos de 20 ms. Se neste intervalo de tempo, o circuito de controlo detetar uma alteração na largura do sinal, ele altera a posição do eixo para que a sua posição coincida com o sinal recebido, havendo um impulso.

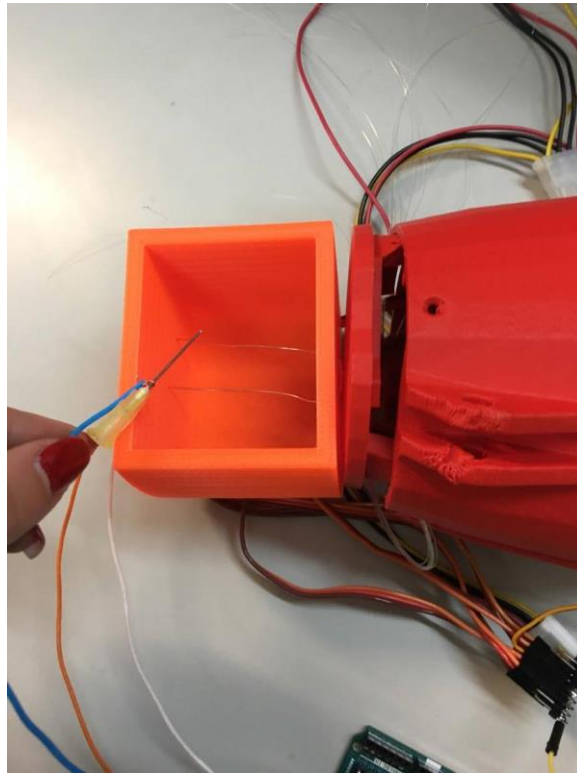


**Figura 5. 3.** Mão fechada.

Se o potenciômetro não estiver na posição correspondente ao sinal recebido, o circuito de controlo aciona o motor até que o potenciômetro esteja na posição correta, como representado na Figura 5.4. O motor vai girar na direção que leva o potenciômetro mais rapidamente para a posição correta. Este movimento giratório faz com que haja movimento dos dedos. Todo o sistema articular dos dedos está unido pelo fio de pesca, que por sua vez estão ligados aos servos, cada dedo individualmente. Quando o servo deteta a alteração na largura do sinal, o mesmo gira, puxando o fio de pesca que articula o dedo, quando o servo volta à posição inicial, é puxado outro fio que realiza o movimento contrário na articulação dos dedos. Realizando assim os movimentos de flexão e extensão dos dedos.



**Figura 5. 4.** Relação do pulso versus movimento do servo [39].



**Figura 5. 5.** Cotovelo do simulador.

O movimento de flexão ou extensão dos dedos é originado quando há recepção do *INPUT* que altera a largura do sinal, o potenciômetro move-se até à posição correspondente do sinal recebido.

Os *INPUT*'s do simulador são os nervos da região do cotovelo que são simulados por dois fios como observado na Figura 5.5, estes fios são tocados pela agulha. Cada fio de cobre corresponde a um *INPUT* diferente, o que leva a movimentos diferentes nos dedos. O movimento nos dedos só é realizado quando a agulha se encontra em contacto com um dos nervos, quando deixa de haver esse contacto a mão volta à sua posição de inicial.

# Capítulo 6 – Conclusão e Trabalhos futuros

---

O objetivo deste trabalho foi concluído, sendo possível construir um protótipo de um simulador de bloqueio do plexo.

A possibilidade de ocorrer complicações quando se realiza bloqueios anestésicos justifica a utilização da assistência ultra-sônica, que deve ser desenvolvida antes da realização de bloqueios em pacientes, por isso a importância dos simuladores, aumentando assim a destreza e confiança dos profissionais de saúde.

O treino não incide só na destreza de manusear a agulha perto dos nervos, sem haver qualquer tipo de contacto. Mas também na coordenação entre as duas mãos. Sabendo que estão concentrados em dois movimentos diferentes, enquanto uma mão nos fornece as imagens anatómicas a outra mão tem que absorver essa informação e deslocar-se pelos sítios desejados, o profissional de saúde necessita de muito treino e ter precisão na mão. Os simuladores vêm ajudar nesse campo, evitando assim que o treino seja feito em animais ou materiais adaptados para o efeito que só são usados uma vez. Os simuladores podem ser usados sempre que necessários só necessitando de alguma manutenção, no caso deste simulador a manutenção passa por ir substituindo o bloco de gel de agarose.

Inicialmente a principal dificuldade foi a obtenção de modelos anatómicos coincidentes com a realidade, pelo que se teve que mudar a metodologia primeiramente adotada.

As principais dificuldades sentidas passaram pela reprodução do movimento exato dos nervos. Sendo uma área da medicina ainda misteriosa, a resposta neurológica pode ser diferente, dependendo da situação e a pessoa, não havendo uma resposta *standart*.

Como trabalho final foi possível o desenvolvimento de um simulador de treino de bloqueio do plexo que simula a resposta motora ideal quando existe um estímulo provocado nos nervos na zona do cotovelo.

## **6.1. Trabalhos futuros**

Em relação a trabalhos futuros, está incluído o melhoramento do simulador tornando o seu aspeto mais próximo da realidade anatómica assim como um movimento mais específico para cada nervo do plexo braquial.

O bloqueio do plexo pode ser realizado no cotovelo, que é o caso deste protótipo, pode ser ainda realizado na axila e no pescoço, dependendo da zona que está sujeita à intervenção cirúrgica. Passará por um trabalho futuro completar o protótipo com essas áreas possíveis de bloqueio do plexo assim como as respostas motoras ideias associadas.

Na zona do cotovelo o material a ser adaptado terá de ser reavaliado, pois este degrada-se à temperatura ambiente, o que necessita de muita manutenção num curto período de tempo. Será necessário num trabalho futuro o estudo de um material com as condições desejadas para adaptar ao simulador.

# Referências bibliográficas

---

- [1] ENGELSHOVEN, Vivien Borges Van, et al. Bloqueios de nervos periféricos e punção venosa central guiados por ultrassom. 2010.
- [2] BARANAUSKAS, Marilia Bonifácio et al. Simulação de bloqueios periféricos guiados por ultra-som: curva de aprendizado dos residentes de anestesiologia do CET-SMA/HSL. *Rev. Bras. Anesthesiol.* [online]., vol.58, n.2, 2008.
- [3] <https://www.lusiadas.pt/pt/unidades/HospitalLisboa/servicosclinicos/Paginas/tiposanestesia.aspx>, consultado em 03/12/2015
- [4] PALASTANGA, NIGEL; FIELD, DEREK; SOAMES, ROGER. *Anatomy and human movement*, 4<sup>o</sup>edition
- [5] SEELEY; STEPHENS; TATE. *Anatomia&Fisiologia 6edição*
- [6] CARMO, JOSÉ MAURÍCIO DE MORAIS. *Anatomia Funcional do Plexo Braquial, Federação Sul-Americana de Cirurgia da Mão*, 2013
- [7] TAKAGAKI, Luiz Koiti. Tecnologia de impressão 3D. *RIT-REVISTA INOVAÇÃO TECNOLÓGICA*, 2.2, 2013.
- [8] Sebenta de Processamento de Materiais, cadeira leccionada na licenciatura de Engenharia Biomédica pelo docente Luís Queijo
- [9] <http://www.impressao3dfacil.com.br/conheca-os-diferentes-tipos-de-materiais-para-impressao-3d-fdm/>, consultado em 23/06/2016
- [10] <https://www.lpfrg.com/en/creatr-hs/>, consultado em 22/07/2016
- [11] [http://www.solidworksbrasil.com.br/sw/6453\\_PTB\\_HTML.htm](http://www.solidworksbrasil.com.br/sw/6453_PTB_HTML.htm), consultado em 23/06/2016
- [12] <http://inmoov.fr/>, consultado em 23/06/2016
- [13] <http://www.arduinoportugal.pt/arduino/>, consultado em 22/07/2016
- [14] KORN, MAURO; PEREIRA, M. G.; BORGES, S. S. Algumas aplicações analíticas dos ultra-sons. *Boletim da Sociedade Portuguesa de Química*, 96: 51-6, 2005.

- [15] [www.brevesdesaude.com.br/ed02/ultrasonografia.htm](http://www.brevesdesaude.com.br/ed02/ultrasonografia.htm), consultado em 26/05/2016
- [16] PEIXOTO, Gislayne Christianne Xavier, et al. Bases físicas da formação da imagem ultrassonográfica. *Acta Veterinária Brasileira*, 4.1: 15-24, 2010.
- [17] AUGUSTO, Alessandra Quaggio; PACHALY, José Ricardo. Princípios físicos da ultra-sonografia-Revisão bibliográfica. *Arquivos de Ciências Veterinárias e Zootologia da UNIPAR*, 3.1: 61-65, 2000.
- [18] <http://www.ultraeduc.com.br/post/conheca-os-tipos-de-ultrasonografia/252>, consultado em 01/06/2016
- [19] BOSLEY JR, Rodney W.; THOMSON, Paul G.; FOSTER, Thomas L. *Echogenic devices, material and method*. U.S. Patent No 5,081,997, 1992.
- [20] [w3.ualg.pt/~cmsilva/documentos/Transparências\\_5 Física Médica EF b&w.pdf](http://w3.ualg.pt/~cmsilva/documentos/Transparências_5_Física_Médica_EF_b&w.pdf), consultado em 27/07/2016
- [21] <http://www.kasvi.com.br/wp-content/uploads/2015/05/Agarose.pdf>, consultado em 02/08/2016
- [22] [http://www.insumos.com.br/aditivos\\_e\\_ingredientes/materias/87.pdf](http://www.insumos.com.br/aditivos_e_ingredientes/materias/87.pdf), consultado em 05/08/2016
- [23] [www.sigmaaldrich.com/content/dam/sigma.../a9539pis.pdf](http://www.sigmaaldrich.com/content/dam/sigma.../a9539pis.pdf), consultado em 05/08/2016
- [24] [www.arduino.cc](http://www.arduino.cc), consultado em 20/09/2016
- [25] D. Pinho, Apontamentos da unidade curricular de Biomecânica Cardiovascular, 2014
- [26] Y. Lin, S. Kang e T. Wu, “Fabrication of polydimethylsiloxane (PDMS) pulsating heat pipe,” *Applied Thermal Engineering*, vol. 29, pp. 573-580, 2009.
- [27] Lopera-Velásquez, Luz Maria; Ultrasound and nerve stimulation-guided axillary block Bloqueo axilar guiado por ultrasonido y neuroestimulador; *Rev Colomb Anestesiología* 2016;44:30-5 - Vol. 44 Num.1 DOI: 10.1016/j.rcae.2015.11.004, 2016.
- [28] <https://www.todamateria.com.br/sistema-nervoso/>, consultado em 15/10/2016
- [29] <http://www.neparus.com.br/?ver=noticia&noticia=60>, consultado em 20/10/2016

- [30] <http://www.aparelhos-ultra-som.com/transdutores.html>, consultado em 20/10/2016
- [31] <http://pt.slideshare.net/DalvaniaS/biofsica-aplicada>, consultado a 22/10/2016
- [32] <http://home.utad.pt/~digital2/Apoio/Software/PICS/Servo%20Motor.pdf>, consultado a 25/10/2016
- [33] Paccola, Sileide Aparecida de Oliveira; Design aplicado em simulação de anestesia infiltrativa bloqueio do nervo alveolar inferior; Bauru, 2013
- [34] [https://www.3bscientific.es/simulador-de-puncao-epidural-e-lombar-p61.p\\_34\\_453.html](https://www.3bscientific.es/simulador-de-puncao-epidural-e-lombar-p61.p_34_453.html), consultado a 27/10/2016
- [35] <http://seemsreal.com/pt/sono-flebotomia/643-simulador-para-la-escleroterapia-dirigida-por-ultrasonido-en-caso-de-varices.html>, consultado a 27/10/2016
- [36] [http://www.laerdal.com/la/nav/207/Simuladores-de-Pacientes\\_](http://www.laerdal.com/la/nav/207/Simuladores-de-Pacientes_), consultado a 27/10/2016
- [37] <https://www.cirurgia-vascular.pt/escleroterapia-de-pequenos-vasos>, consultado a 03/12/2016
- [38] <https://www.poppy-project.org/en/>, consultado a 03/12/2016
- [39] <http://aerotagua.blogspot.pt/2011/06/servos-analogicos-e-digitais.html>, consultado a 30/12/2016