

PERCEÇÃO TÁTIL DE SINAIS DE PULSO ARTERIAL

João Emanuel Meneses Mota de Faria

Orientadores:

Maria Teresa Restivo

Paulo Abreu



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Junho de 2016

RESUMO

As doenças cardiovasculares constituem a principal causa de mortalidade no mundo e, portanto, o desenvolvimento de novos métodos auxiliares de diagnóstico, tratamento e ainda desenvolvimento de métodos e sistemas de treino, que sejam simultaneamente eficazes, acessíveis e de baixo custo, tem-se tornado prioritário na medicina atual. Os dispositivos hápticos são um exemplo de um método acessível que tem sido usado em múltiplos campos da medicina e que pode estender-se à cardiologia e à percepção e interpretação, por exemplo, de pulsos arteriais.

O objetivo do presente trabalho visa desenvolver uma prova de conceito de um dispositivo tátil capaz de reproduzir sinais que correspondam a pulsos arteriais. Propõe-se que esta prova de conceito possua uma complexidade inferior a outras opções, que utilizam sistemas comerciais, existentes no mercado, como sistemas hápticos com vários graus de liberdade.

Foram consideradas diferentes soluções de atuação, tendo sido selecionada a atuação elétrica. O sistema desenvolvido é constituído por um motor DC, um *drive* e um microcontrolador. O funcionamento do dispositivo desenvolvido utiliza a variação de binário imposta ao motor para, seguindo um perfil de variação do pulso arterial aórtico, permitir que o utilizador sinta uma variação de força, na extremidade de uma haste que se encontra acoplada ao veio do motor e impedida de rodar livremente.

Foram efetuados, então, diferentes testes no sistema projetado, incluindo a análise de várias ondas de pulso simuladas, onda de pulso fisiológico normal, pulso *bisferiens* e pulso *alternans*.

ABSTRACT

Cardiovascular disease is the single most important cause of mortality worldwide, which highlights the urgent necessity of new diagnostic and training tools that are simultaneously effective, accessible and of lower cost – this has become a central priority in current medicine. Haptic devices are a good example of an advantageous tool. They have been applied in multiple fields and can, in the near future, be extended to cardiac disease, in the perception and interpretation of arterial pulses.

The aim of this project is to develop a proof of concept of a tactile device that is able to simulate arterial pulses. This proof of concept should have lower complexity when compared to other options, that use commercial devices, already available.

Different actuation solutions were considered, having an electric actuation solution been selected. The developed device uses a DC motor, a driver and a microcontroller. The motor drives a lever that is used to exert force on the finger when the user touches it. The motor is driven so that the available torque has a variation similar to the profile of the arterial pulse. At the same time the user is able to view a graphical animation of the pulse profile.

Different tests were performed, including the analysis of multiple simulated pulse waveforms: standard, *bisferiens* and *alternans*. It was possible, for a user, to distinguish the different pulses using just the touch sense.

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores, a Prof.^a Teresa Restivo e o Prof. Paulo Abreu, por todo o apoio, dedicação e disponibilidade demonstrados ao longo deste ano.

A todos os investigadores do Laboratório de Instrumentação para Medição, cuja ajuda foi indispensável.

A todos os elementos da Favela, pelo seu companheirismo e amizade partilhado ao longo de todo este tempo.

À minha namorada por tudo o que ela fez (e faz) por mim. Sem ela era impossível ter conseguido concluir esta dissertação. Obrigado por tudo.

Aos meus pais e irmãs, pois não conseguiria ter chegado aqui sem eles. Todas as palavras de apoio e de encorajamento, toda a ajuda que me deram ao longo dos anos nunca serão esquecidas.

A todos aqueles que não foram mencionados, mas que não deixaram de me apoiar ao neste trajeto, o meu muito obrigado.

ÍNDICE

1. Introdução.....	1
1.1. Enquadramento e contextualização do problema	1
1.2. Objetivos.....	2
1.3. Estrutura da Dissertação	2
2. Dispositivos hápticos e pulso arterial.....	5
2.1. Dispositivos Hápticos	5
2.1.1. Dispositivos Tácteis.....	6
2.1.2. Dispositivos de <i>Feedback</i> de força.....	7
2.1.3. Dispositivos Hápticos na Medicina	9
2.2. Caracterização do pulso arterial.....	10
2.2.1. Detecção do pulso arterial e representação da onda de pulso arterial	11
2.2.2. Relevância da análise da onda de pulso arterial	11
2.3. Aplicação de dispositivos hápticos para percepção de pulso arterial	12
2.4. Representação virtual da aorta e percepção do pulso arterial	14
3. Dispositivo tátil	17
3.1. Introdução	17
3.2. Análise de soluções de atuação.....	17
3.2.1. Atuação Hidráulica	17
3.2.2. Atuação Pneumática	18
3.2.3. Atuação Elétrica	20
3.3. Solução de comando	21
3.3.1. Atuador	22
3.3.2. Microcontrolador	24
3.3.3. Drive	25
4. Desenvolvimento da solução.....	27
4.1. Arquitetura do sistema	27

Percepção Tátil de Sinais de Pulso Arterial

4.2. Sistema Físico.....	27
4.3. Interface e programação	29
4.4. Testes de pulsos arteriais.....	33
4.4.1. Onda fisiológica	34
4.4.2. Pulso <i>Bisferiens</i>	34
4.4.3. Pulso <i>Alternans</i>	35
4.4.4. Testes a utilizadores	35
4.5. Análise do sistema.....	37
4.6. Outras aplicações.....	37
5. Conclusões e perspectivas futuras	41
Referências.....	43
ANEXOS	49

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - iFeel MouseMan fabricado pela Logitech [16].....	6
Figura 2.2 - Volante pneumática desenvolvido pela Universidade de British Columbia [17]...6	
Figura 2.3 - Logitech WingMan [16]	7
Figura 2.4 - Geomagic Touchtm produzido pela Geomatic	8
Figura 2.5 - CyberTouch Glove, criado pela Virtual Technologies Inc [19].....	8
Figura 2.6 - Onda de pressão arterial [3]	11
Figura 2.7 - Sistema háptico de palpação virtual [41]	13
Figura 2.8 - Sistema háptico que utiliza ultrassons [41]	13
Figura 2.9 - Sistema háptico que utiliza microcolunas e o Geomatic Touch [42]	14
Figura 2.10 - UTMB STS (University of Texas Medical Branch Self-Training System) [44]	14
Figura 3.1 - Sistema de biorreatores [47]	18
Figura 3.2 - Esquema simplificado do sistema pneumático	19
Figura 3.3 - Comportamento de resposta a uma excitação do tipo degrau.....	19
Figura 3.4 - Esquema em corte da válvula reguladora de pressão [48].....	20
Figura 3.5 - Onda de pressão discretizada	21
Figura 3.6 - Sistema de atuação.....	22
Figura 3.7 - Sistema de medição de força	23
Figura 3.8 - Comparação entre a forças teóricas e medidas à saída do veio (l=45 mm) do motor RS-645 VA	24
Figura 3.9 - Arduino Uno [53]	24
Figura 3.10 - Descritivo das funções dos pinos do drive [54].....	26
Figura 3.11 - Esquema do funcionamento lógico da ponte H [54].....	26
Figura 4.1 - Arquitetura do sistema	27
Figura 4.2 - Componentes modelados	28
Figura 4.3 - Modelo do dispositivo tátil	28
Figura 4.4 - Dispositivo tátil.....	29

Percepção Tátil de Sinais de Pulso Arterial

Figura 4.5 - Sistema eletrónico de controlo	29
Figura 4.6 - Página inicial da aplicação de interface	31
Figura 4.7 - Reprodução da onda fisiológica	32
Figura 4.8 - Onda Fisiológica [65].....	34
Figura 4.9 - Pulso Bisferiens [65]	35
Figura 4.10 - Pulso Alternans [65].....	35

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3-1 - Características dos motores RS-385PH [51] e RS 645VA [52]	22
Tabela 3-2 - Resultados das medições com a célula de carga para uma haste com $l = 45$ mm	23
Tabela 3-3 - Características do Arduino Uno [53]	25
Tabela 4-1 – Atribuição de funções a caracteres	31
Tabela 4-2 - Ondas reproduzidas.....	39

1. INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento e contextualização do problema

As doenças cardiovasculares constituem atualmente a principal causa de mortalidade no mundo, sendo responsáveis por cerca de 30% de todas as mortes [1]. Estima-se que na União Europeia este número alcance os 40% e esteja associado a uma despesa de 196 mil milhões de euros anuais, perfazendo aproximadamente 20% do gasto total de despesas de saúde da UE, com mais de metade deste valor a ser despendido nos cuidados de saúde primários e secundários disponibilizados a estes doentes [2]. São já conhecidos inúmeros fatores de risco o desenvolvimento de doenças cardiovasculares, muitos deles relacionados com os estilos de vida da população, crescentemente sedentário, e de que são exemplos a obesidade, a diabetes mellitus, a hipercolesterolemia e a hipertensão arterial [3]. A abordagem destes fatores de risco e da doença cardiovascular tem ocupado, de forma expectável, um lugar prioritário na medicina e na investigação médica atuais, com o desenvolvimento e aplicação de melhores e mais eficazes meios complementares de diagnóstico. Existe, contudo, um contexto económico desfavorável a nível mundial que não pode ser ignorado e que tem limitado a aplicação dos referidos meios de diagnóstico.

Os condicionantes económicos promovem o interesse por métodos de diagnóstico simples, baratos e que possam ser utilizados, no contexto de um exame físico básico, como método de despiste. No âmbito da medicina cardiovascular, um dos parâmetros que desde sempre tem recebido o interesse da comunidade médica é a medição e interpretação do pulso arterial. No que respeita à interpretação, este reveste-se de importância, não só por fornecer o número de batimentos cardíacos por minuto (relevante para avaliar a frequência e ritmo cardíaco do doente), mas também o perfil de pressões, a chamada onda de pulso, que pode trazer novos elementos relevantes no diagnóstico e tratamento de doenças e fatores de risco conhecidos [1, 4]. A avaliação do pulso arterial tem adicionalmente permitido a descoberta de novos fatores de risco que podem ser inferidos através das referidas curvas, de que é exemplo a rigidez arterial, crescentemente associada ao risco de desenvolvimento de doença coronária, a principal responsável por enfartes agudos do miocárdio [5, 6]. Esta análise tem sido feita através dos mais variados dispositivos [7-9] que permitem aumentar a sensibilidade e reprodutibilidade da deteção e caracterização do pulso. A aplicação correta destas novas técnicas requer o treino dos estudantes de medicina e de toda a comunidade médica na sua utilização e interpretação, de modo a serem utilizados como métodos de diagnóstico e/ou de despiste. É neste âmbito que surgem os dispositivos hápticos, com a capacidade de simular um qualquer pulso de modo a que o utilizador possa senti-lo de forma semelhante ao que sentiria na palpação do doente real, promovendo a sua familiarização com as mais variadas situações

clínicas. Desta forma, permitirão que os profissionais de saúde treinem as suas competências e aumentem a sua sensibilidade na deteção e diagnóstico dos mais variados pulsos arteriais, são ou patológicos. Os dispositivos hápticos têm sido utilizados em múltiplos outros domínios da medicina, particularmente no referido domínio do treino e formação de profissionais em relação a competências tátil-dependentes, como a palpação de tumores, cujas características têm sido recriadas, com sucesso, com base em interações de dispositivos hápticos embebidos em sistemas virtuais [10].

Este projeto surge em sintonia com o trabalho desenvolvido pelo Prof. James Wolfer e o seu aluno Alexander LeClair, Indiana University South Bend, Indiana, USA, que desenvolveram um simulador visual com interação háptica, utilizando para isso o dispositivo comercial *Geomagic Touch*. O sistema virtual representa a artéria aorta e o dispositivo é alimentado com ondas de pulso semelhantes às fisiológicas. De acordo com os autores, esta nova simulação demonstrou maior sobreposição com o pulso fisiológico, sendo uma representação mais fidedigna do pulso aórtico humano. Foram simulados pulsos com frequência e ritmo normais bem como outros com frequência e/ou ritmo alterados, simulando situações de arritmia cardíaca, uma condição altamente prevalente no mundo atual e associada a muitas das mortes cardíacas. A análise da onda de pulso fisiológica permite a identificação de fatores de risco associados a patologias cardíacas, sendo referido em variados estudos de que são exemplo as referências [4, 8, 11].

1.2. Objetivos

O objetivo central deste projeto é desenvolver a prova de conceito de um dispositivo tátil capaz de reproduzir diferentes sinais de pulso arterial, baseada numa solução de complexidade e custo inferiores às de dispositivos comerciais, que no mínimo disponibilizam três graus de liberdade (3 DOF). A solução procurada será um dispositivo tátil de 1 DOF. Pretende-se estudar as várias possibilidades de atuação e selecionar a mais adequada, tendo em consideração a dinâmica envolvida na percepção do pulso arterial.

1.3. Estrutura da Dissertação

Esta dissertação é composta por cinco capítulos.

No **capítulo 1**, o presente capítulo, é feito um enquadramento do tema desta dissertação e apontados os objetivos.

No **capítulo 2** apresenta-se uma breve contextualização acerca da aplicabilidade de dispositivos hápticos existentes no mercado, dentro e fora das áreas médicas. Faz-se, para além disso, uma curta exploração de alguns conceitos utilizados ao longo do projeto, nomeadamente

de pulso arterial e onda de pulso e abordam-se algumas das mais relevantes implicações da análise e interpretação das ondas pulso. Por último, são explorados alguns dispositivos hápticos, utilizados na simulação do pulso arterial, incluindo o dispositivo utilizado pela equipa da Indiana University South Bend, em que se aborda o desenvolvimento da solução e os principais resultados obtidos.

No **capítulo 3** apresentam-se os vários sistemas de atuação estudados como possíveis soluções, incluindo as atuações hidráulica e pneumática e a solução de atuação final e selecionada para o dispositivo tátil: a atuação elétrica. Posteriormente, apresenta-se a conceção da solução, com descrição dos componentes usados. São apresentadas as características de alguns dos atuadores experimentados e, finalmente, do atuador selecionado. É também exposto o microcontrolador escolhido, baseado em sistema arduíno, em termos de especificações e componentes. Por último são referidos o *software* e o *drive* utilizados na conceção do projeto eletrónico.

No **capítulo 4** expõe-se todo o desenvolvimento da solução. É apresentada a arquitetura de funcionamento do sistema, o sistema físico e a aplicação informática desenvolvida para a interface de utilização do dispositivo. Posteriormente são apresentadas as várias ondas testadas (pulsos fisiológico, *bisferians* e *alternans*) e resultados obtidos, bem como a análise global do sistema.

No **capítulo 5** são apresentadas as conclusões retiradas deste projeto e as perspetivas futuras para os dispositivos táteis na representação e deteção de pulsos arteriais.

2. DISPOSITIVOS HÁPTICOS E PULSO ARTERIAL

2.1. Dispositivos Hápticos

Um dispositivo háptico permite a interação com ambientes virtuais ou sistemas remotos dando ao utilizador um *feedback* de força ou tátil. *Feedback* tátil refere-se às sensações que este sentido consegue distinguir: sejam elas diferentes texturas, temperaturas ou vibrações. Estes estímulos podem ser provocados de diversas formas: desde atuadores elétricos que vibram, jatos de ar ou apenas à realização de uma força de reação à ação realizada [12]. O que distingue um dispositivo háptico de outros dispositivos de interface mais comuns, de que são exemplos um rato de computador, é a quantidade e tipo de informação transferida. Num rato de computador básico, por exemplo, o seu funcionamento de mapeamento das manipulações de um utilizador funciona apenas como um dispositivo de entrada, não retornando qualquer tipo de *feedback* tátil. Por outro lado, a *interface* realizada por um dispositivo háptico permite para além de funções de entrada, funções de saída. Neste caso existe igualmente um *input* fornecido pelo utilizador, e o sistema proporciona sensações ao toque coordenadas com a interação realizada com o modelo.

A primeira patente registada de um dispositivo háptico surgiu nos EUA, em 1971[13], e tratava-se de um sistema que permitia a um utilizador *sentir* a configuração de um objeto 3D guardado na memória de um computador. Os dispositivos foram evoluindo com os anos e tornaram-se praticamente omnipresentes na sociedade atual: existem no ecrã tátil dos *smartphones* e *tablets*, mas também em volantes para jogos de computador, ratos que produzem *feedback* (vibração) de modo a ser possível *sentir* itens do *desktop* e dispositivos para aplicações industriais ou mesmo teleoperação. A relevância dos dispositivos hápticos é multifatorial e tem demonstrado, em diversos contextos, potenciar a interação do utilizador com a aplicação da qual está a receber o *feedback* produzido pelo dispositivo ou mesmo atuar sistemas remotamente [14, 15].

Desde o seu aparecimento, no início dos anos 70, os sistemas hápticos têm-se multiplicado e hoje servem as mais variadas funções. De acordo com Laycock S. D. *et al*, [16] existem dois grandes grupos de dispositivos hápticos, que muitas vezes são referidos como um todo: os que produzem *feedback* tátil e os que produzem *feedback* de força. O primeiro grupo consiste em dispositivos genericamente definidos como comunicando um *feedback* tátil ao utilizador, como o próprio nome indica, sendo o mais comum sob a forma de vibração. O segundo engloba apenas os dispositivos que produzem um *feedback* de força, que repercute no utilizador informação como resposta à própria ação que está a ser efetuada [16].

2.1.1. Dispositivos Tácteis

Dispositivos tácteis são, como já foi referido, dispositivos que conseguem aumentar a quantidade de informação trocada com um periférico, disponibilizando ao utilizador um *feedback* tátil. O seu funcionamento passa sempre por, de alguma forma, transmitir algo extra ao seu utilizador, aumentando a sua experiência de funcionamento. Um exemplo é o *iFeel MouseMan*, fabricado pela *Logitech* (Fig. 2.1). Trata-se de um rato que permite amplificar a sensibilidade de um utilizador num ambiente *desktop* vibrando na interação com janelas e botões [16].



Figura 2.1 - iFeel MouseMan fabricado pela Logitech [16]

A Universidade de British Columbia, no Canadá, desenvolveu um volante para automóvel (Fig. 2.2) que permite transmitir alguma informação ao condutor sem que ele dependa da consulta do painel de instrumentos. Informações como a falta de combustível ou quando o condutor sai da faixa de rodagem, são transmitidas ao utilizador através de uma vibração conseguida insuflando e desinsuflando rapidamente bolsas pneumáticas inseridas no próprio volante. [17]



Figura 2.2 - Volante pneumática desenvolvido pela Universidade de British Columbia [17]

Para além dos mecanismos de atuação vistos até agora, o *feedback* tátil não é apenas realizado aplicando pressão nas mãos do utilizador. Uma outra interação é a de produzir uma resposta em temperatura. Este tipo de dispositivos está a ser pensado como uma possibilidade de indivíduos que tenham perdido um membro, poderem vir a sentir diferenças de temperatura na sua prótese, utilizando sensores na prótese que efetuam a medição da temperatura, sendo posteriormente reproduzidos numa zona do corpo em que a pessoa tenha sensibilidade [16].

2.1.2. Dispositivos de *Feedback* de força

Os dispositivos de *feedback* de força, tipicamente, disponibilizam uma navegação tridimensional e *feedback* de força capaz de exercer forças de atuação na mão do utilizador.

Dentro dos dispositivos de *feedback* de força é de notar que existe uma grande variedade de aparelhos, sendo a sua distinção feita pelo grau de complexidade. Um dos pontos que evidencia esta complexidade é o número de graus de liberdade disponíveis, quer para a navegação, quer para a geração de forças.

Começando pelos mais simples, que possuem dois ou três graus de liberdade, surge um outro rato comercializado pela *Logitech*, o *Logitech WingMan* (Fig. 2.3). A utilização deste rato permite que um utilizador *sinta* a interface gráfica do computador fornecendo um *force feedback* no plano x-y. Este *feedback* permita que botões e itens do ambiente de trabalho sejam sentidos e inclusive que o redimensionamento de uma janela transmita uma sensação semelhante à de esticar um elástico [16].



Figura 2.3 - Logitech WingMan [16]

Embora os dispositivos mencionados sejam inquestionavelmente úteis para melhorar a experiência de utilização, são limitados ao mundo 2D. Pelo contrário, os próximos dispositivos hápticos descritos evidenciam alguns exemplos que facilitam a interação com o mundo virtual a três dimensões.

O primeiro exemplo trata-se do *Geomagic Touch™ X* (Fig. 2.4), comumente conhecido como *Phantom OMNI* e é produzido pela *Geomatic* [16]. Este dispositivo de 6 graus de liberdade é utilizado em diversas áreas desde o entretenimento, à arte, ao design e à medicina. A posição e orientação do elemento terminal é lida por intermédio de 6 *encoders* digitais. O *feedback* de força é assegurado por três motores elétricos que acionam as três juntas de base [18].



Figura 2.4 - *Geomagic Touch™* produzido pela *Geomatic*

Outro tipo de dispositivo de múltiplos graus de liberdade são as luvas de *feedback* háptico. Tratam-se de dispositivos que revolucionaram a interface com os computadores, pois permitem tocar, sentir e manipular objetos num ambiente de realidade virtual. Um exemplo disso é a *CyberTouch Glove* (Fig. 2.5), criado pela *Virtual Technologies Inc* [16]. É constituída por 6 atuadores, localizados nas costas de cada dedo e um na palma, que produzem impulsos e vibrações. Podem ser utilizados individualmente ou em conjunto para produzir diferentes padrões tácteis [19].

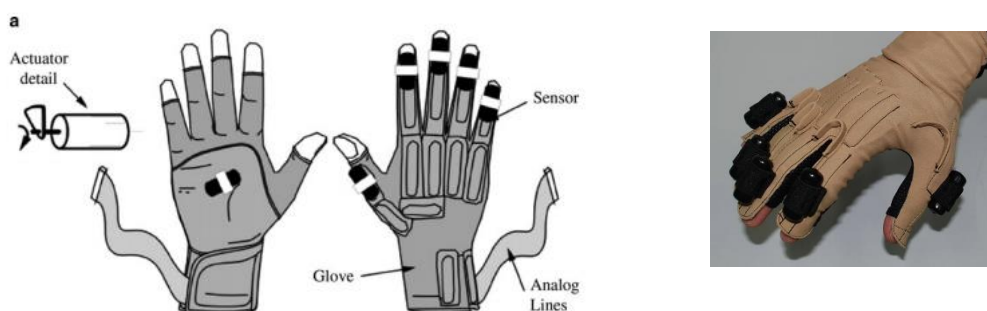


Figura 2.5 - *CyberTouch Glove*, criado pela *Virtual Technologies Inc* [19]

2.1.3. Dispositivos Hápticos na Medicina

Sendo capazes de produzir uma sensação artificial de toque ao utilizador, os sistemas hápticos têm sido utilizados em larga escala em várias áreas da Medicina.

Um dos primeiros exemplos é a utilização de dispositivos hápticos no diagnóstico e caracterização de tumores. A palpação é uma das mais importantes etapas da abordagem médica, nas mais diversas situações, sendo dificultada pelo facto de que muito do que se pretende palpar não ser suficientemente superficial, como é o caso de muitos tumores. A forma clássica de contornar este obstáculo passa pela utilização de métodos de imagem, como a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM), e métodos cirúrgicos. As primeiras fornecem uma imagem do tumor e permitem inferir algumas das suas características em termos de densidade e até textura. A segunda dá a possibilidade de excisar o tumor, o que permite ao médico *sentir* e avaliar as suas características macroscópicas, em termos de textura, rigidez e elasticidade, as quais fornecem importantes pistas no diagnóstico e classificação do tumor. A abordagem cirúrgica possui, contudo, desvantagens óbvias: é invasiva, cara e tem perigos inerentes. Os dispositivos hápticos trouxeram a possibilidade de *tocar* no tumor em profundidade sem ser necessário retirá-lo. Têm sido propostos desde 2004 e evoluíram de provas de conceito de sensores hápticos que utilizavam a ecografia para deduzir as propriedades de um tecido [10] até aparelhos complexos de *feedback* de força capazes de produzir sensações 3D, que demonstraram reduzir o tempo necessário à exploração tátil do tumor e aumentar a sensibilidade do toque [20].

Os dispositivos hápticos têm também sido utilizados no domínio da fisioterapia, tendo mostrado melhorar o controlo postural e muscular global, [20] sendo importantes na reabilitação motora de doentes com traumatismos ou acidentes vasculares cerebrais (AVC) ou mesmo crianças com distonia primária [21] uma condição neurológica caracterizada por contrações musculares involuntárias e aberrantes [1].

Uma das aplicações muito explorada e estudada tem sido a utilização de dispositivos hápticos no âmbito da cirurgia robótica. As cirurgias robóticas são minimamente invasivas e efetuadas por um sistema robótico, controlado por um cirurgião [22] – sendo o sistema Da Vinci um dos mais utilizados. Este tipo de cirurgia é ainda menos invasiva do que a cirurgia laparoscópica (que recorre a pequenas incisões através das quais se fazem passar instrumentos, sendo, portanto, muito menos invasiva comparativamente à cirurgia aberta clássica [23] e diminui ainda a hemorragia intraoperatória e o tempo da recuperação [24]. Contudo, apresenta o problema de diminuir a capacidade de o cirurgião *sentir* o que está a operar. Alguns estudos demonstraram que a introdução de dispositivos hápticos nos instrumentos manipulados pelo cirurgião, com *feedback* de força ou simplesmente com *feedback* tátil, diminuem o tempo médio de reconhecimento tátil de uma determinada estrutura e melhoram a precisão de corte

dessa mesma estrutura [25]. Assim, tendo a cirurgia minimamente invasiva um elevado interesse, também os dispositivos hápticos apresentam um importante papel, na medida em que oferecem o sentido de tato num tipo de cirurgia dele desprovido.

Uma última, mas não menos importante utilização dos sistemas hápticos na medicina é o treino que podem permitir aos profissionais de saúde. O recriar de ambientes e estruturas reais na forma virtual, permite aos estudantes e médicos desenvolverem competências que de outro modo só poderiam ser adquiridas com o contacto direto com o doente. O treino estende-se a todas as áreas da medicina. Os sistemas hápticos podem, através de uma interface gráfica, recriar, por exemplo, osso e permitir a um ortopedista treinar o corte [26], na cirurgia recriar o tecido a operar [27-28] e em inúmeras outras áreas são aplicados de formas específicas, incluindo anestesia [29] e radiologia de intervenção [30-31].

2.2. Caracterização do pulso arterial

O pulso arterial é definido como a variação de pressão numa artéria em resultado da ejeção de sangue pelos ventrículos cardíacos [32]. Esta variação de pressão pode ser sentida ao palpar uma artéria periférica, como a artéria radial (no pulso) ou carótida (no pescoço), e é usado desde os primórdios da medicina para avaliar em segundos a função cardiovascular. É útil para avaliar a frequência cardíaca e a presença da circulação de sangue em doentes em estado grave.

Contudo, o sangue que sai do coração vai encontrar múltiplos obstáculos ao longo do sistema arterial, como a ramificação dos vasos, a alteração do seu calibre ou placas depositadas nas respetivas paredes (os chamados ateromas). Quando colide com um obstáculo, o sangue vai ter um pequeno retrocesso no seu percurso e posteriormente continua o caminho anterógrado. Estas pequenas colisões produzem ondas de pressão retrógrada – as chamadas ondas refletidas – que quando somadas à onda de pressão anterógrada produzida pelo maior caudal de sangue a fluir na artéria produzem uma onda de pressão que reproduz o pulso arterial na sua totalidade – a chamada onda de pulso arterial [4] (fig. 2.6). Este mecanismo ocorre em todas as artérias do corpo, mas habitualmente utiliza-se a representação da artéria aorta, a principal artéria do organismo que sai diretamente do ventrículo.

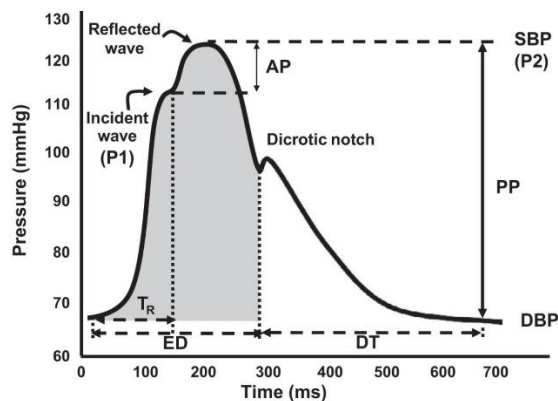


Figura 2.6 - Onda de pressão arterial [3]

2.2.1. Detecção do pulso arterial e representação da onda de pulso arterial

O pulso arterial pode ser detetado com simples palpação, que pode ser efetuada em qualquer artéria com um trajeto superficial, nomeadamente as artérias radial e carótida, como já foi referido. No entanto, a palpação é pouco sensível na deteção de pequenas alterações de pressão como as que ocorrem durante a progressão do pulso; assim, a análise da onda de pulso arterial carece de dispositivos capazes de representarem fielmente as alterações de pressão e de reproduzir a onda com pormenor. Alguns métodos não-invasivos existem para medição e representação das pressões intra-arteriais. Destes métodos destacam-se a tonometria de aplanação, que consiste na utilização de um dispositivo que vai aplanar a artéria (que pode ser radial ou carótida) e um sensor de pressão [33], e um método oscilométrico, que utiliza um manguito de oclusão que circunda um membro de um doente, (normalmente o braço), permitindo a interrupção do fluxo sanguíneo quando pressurizado com ar. Durante o esvaziamento do manguito as variações da pressão do ar são monitorizadas permitindo a determinação da pressão arterial [34]. O método com maior acuidade na medição de pressões intravasculares é, contudo, invasivo, e consiste na introdução de um cateter com um sensor de pressão até à artéria cujas pressões se pretendem determinar [35].

2.2.2. Relevância da análise da onda de pulso arterial

Durante várias décadas, e apesar de a onda de pulso ser já conhecida, apenas o valor absoluto do pulso (que traduz a frequência cardíaca) desempenhava um papel real na prática clínica. Contudo, nos últimos anos, tem-se percebido que não só o pulso em termos absolutos, mas também a onda de pressões que este produz, fornecem informações importantes [36].

A análise da onda de pulso permite, quando se associa um registo de eletrocardiografia, deduzir a rigidez arterial [37]. A rigidez arterial elevada parece ser um fator de risco

independente no desenvolvimento de doença coronária [3] – a condição patológica subjacente ao enfarte agudo do miocárdio – e de doença em outras artérias do organismo, incluindo as artérias dos membros e as artérias cerebrais, causando AVCs [39].

A análise da onda de pulso torna-se também pertinente na abordagem de doentes com hipertensão arterial (HTA), dado que as pressões observadas na onda de pulso da aorta constituem os valores de tensão arterial. A interpretação da onda pode ser importante não em termos do diagnóstico da HTA, cuja medição se faz de forma muito mais simples com recurso a um esfigmomanómetro, mas pode ser útil na abordagem de doentes pré-hipertensivos e no ajuste terapêutico de doentes com HTA [4].

Considerando a extensa utilidade da correta análise das ondas de pulso fisiológicas, um dispositivo capaz de simular estas ondas de pressão poderá ter utilidade em termos de representação da fisiologia cardiovascular, a ser aplicada na educação e treino de profissionais de saúde.

2.3. Aplicação de dispositivos hápticos para percepção de pulso arterial

Existem atualmente sistemas que permitem a percepção do pulso arterial, sendo que vários destes utilizam dispositivos hápticos já disponíveis no mercado, tal como o já mencionado *Geomagic Touch*, mas que a isso aliam uma *interface* visual de imersão.

Um exemplo é o dispositivo desenvolvido na Universidade Estatal de Nova Iorque, por Youngseok Kim e T. Kesavadas [40]. Trata-se de um sistema que visa ter aplicações quer em telemedicina quer no treino dos profissionais de saúde. O *Haptic Kymograph* tem a capacidade de recolher dados, tais como o pulso cardíaco, e de os transmitir em tempo real para adquirir o pulso de um doente, é utilizado um sensor piezoelétrico e esses dados são tratados para serem replicados pelo dispositivo háptico. Para além do mecanismo háptico toda a experiência é completada por estímulos auditivos e visuais e o utilizador do dispositivo háptico é imerso no sistema, para conseguir tirar o maior partido do dispositivo [40].

Outro exemplo é o sistema de palpação virtual para simulação médica criado por Sebastian Ullrich e Torsten Kuhlen [41]. O *hardware* do sistema consiste numa modificação ao *Geomagic Touch*, como se vê na figura 2.7, em que se retira o atuador clássico e se substitui por uma plataforma, de maneira a que a sensação de toque seja mais bem replicada. Ao mesmo tempo foi criado uma aplicação visual para aumentar os estímulos recebidos por um utilizador [41].



Figura 2.7 - Sistema háptico de palpação virtual [41]

Um outro exemplo que apresenta modificações ao *Geomatic Touch* foi o criado por T.Coles, N.W.John, D.A.Gould e D.G.Caldwell (Fig. 2.8) [41]. As modificações feitas para melhorar o *feedback* háptico transmitido ao utilizador foram a inclusão de dois dispositivos tácteis: superfícies piezoelétricas e microcolunas. As superfícies piezoelétricas funcionam através da expansão e contração do material que é sensível às alterações de tensão elétrica. O deslocamento sentido a baixas frequências (1 Hz – 3 Hz) faz com que seja possível sentir um pulso. Da mesma maneira, as microcolunas, quando recebem um estímulo elétrico a baixas frequências, deslocam a membrana o suficiente para que se sinta o pulsar procurado [41].

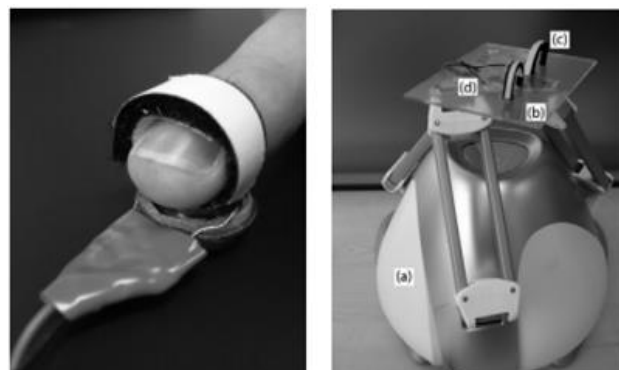


Figura 2.8 - Sistema háptico que utiliza ultrassons [41]

Um dispositivo que apresenta um funcionamento bastante diferente dos até agora vistos é o *UltraPulse* [42] (Fig. 2.9). Na tentativa de replicar o pulso humano são utilizados múltiplos transdutores ultrassónicos formando uma superfície parabólica. Estes têm a capacidade de focar no ar um ponto de pressão, através de um fenómeno chamado de pressão acústica relativa, que pode ser interpretado como pressão média a atuar num objeto num campo de som [43]. Focando esse ponto numa membrana é possível que um utilizador consiga sentir as variações de pressão tal como no pulso humano.

(ECG) sintético, para comparar as variações em termos de pressão arterial com as variações de tempo no ciclo cardíaco, permitindo criar diferentes ritmos cardíacos. [45]

O ECG inicial foi gerado usando a frequência cardíaca média de um indivíduo do sexo masculino, de acordo com a American Heart Association, e os posteriores foram criados com perfis arrítmicos, bradicárdico e taquicárdico (frequências cardíacas, respectivamente, inferior a 60 e superior a 100 batimentos por minuto).

É neste contexto que aparece este trabalho. Ou seja, desenvolver um sistema muito mais simples, oferecendo um único grau de liberdade (1 DOF) que fosse capaz de reproduzir a mesma informação, oferecendo mesmo um procedimento que se aproxima mais do método de palpação típico.

3. DISPOSITIVO TÁTIL

3.1. Introdução

Este trabalho tem como objetivo realizar a prova de conceito de um dispositivo tátil capaz de permitir perceber o pulso arterial conferindo uma variação de força proporcional à variação de pressão arterial.

3.2. Análise de soluções de atuação

Depois de percorrer e analisar um conjunto de sistemas hápticos existentes no mercado foi necessário começar a desenvolver a prova de conceito para este trabalho. Foram considerados três tipos de acionamento: hidráulico, pneumático e elétrico. As três atuações foram pensadas e analisadas, sendo as vantagens e desvantagens inerentes a cada uma serão discutidas no presente capítulo.

Os pré-requisitos da solução listam-se seguidamente:

- Portabilidade – o dispositivo deve ser portátil.
- Dinâmica de resposta – compatibilidade com a onda de pulso fisiológica, ou seja, respostas para frequências entre 0.5 e 3 Hz.
- Baixa complexidade – o objetivo desta prova de conceito é conseguir desenvolver um sistema muito simples, igualmente capaz de reproduzir os sinais de pulso arterial de um modo próximo da habitual ação de palpação.
- Ter em conta que o dedo humano distingue variações de força de contato normal acima dos 100 ms [46].

3.2.1. Atuação Hidráulica

A atuação hidráulica é a opção que melhor permite simular o sistema cardiovascular humano, no sentido em que teríamos um fluido não compressível a circular dentro de uma tubagem, replicando o sangue dentro dos vasos sanguíneos. Esta alternativa apresenta contudo grandes dificuldades. A principal é a complexidade do sistema.

A figura 3.1 mostra um dispositivo complexo concebido para emular o sistema cardiovascular humano. Estes dispositivos são conhecidos como biorreatores ou simuladores dos *loops* cardiovasculares [47]. Um sistema deste tipo, embora não sendo de um dispositivo háptico, demonstra a dificuldade que existe em reproduzir o sistema cardiovascular. Tendo isto em consideração decidiu-se que a complexidade, associada ao custo de um sistema deste tipo, tornaria impraticável a sua realização na duração desta dissertação, e a solução hidráulica foi rejeitada.

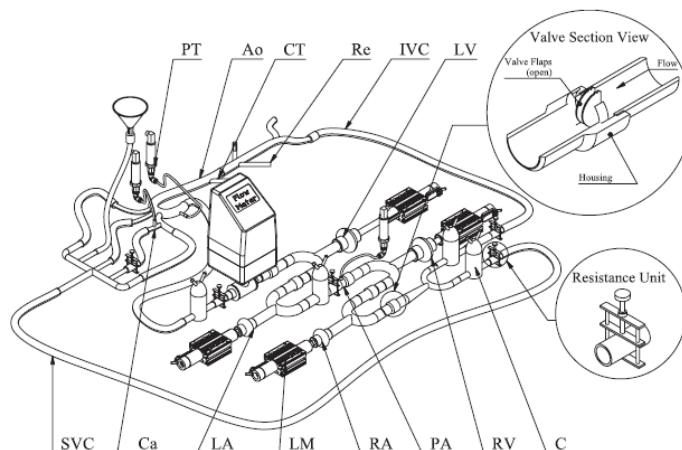


Figura 3.1 - Sistema de biorreatores [47]

3.2.2. Atuação Pneumática

Foi pensado a criação de um dispositivo de acionamento pneumático constituído por uma câmara que disporia de uma membrana flexível para interface com a mão humana. A variação da pressurização da câmara permitiria a atuação da membrana que seria sentida pelo dedo de um utilizador.

Foram, contudo, encontrados alguns problemas com este tipo de atuação. O primeiro advém do facto de o ar ser um fluido compressível, o que faz com que para o mesmo volume de câmara a densidade do ar varie quer com a pressão quer com a temperatura, dificultando a regulação de pressão. O segundo ponto a ter em atenção foi o material que compõe a membrana do reservatório. Seria necessário que esse material não fosse permeável ao ar, de maneira a garantir uma estanquidade apropriada, para além de ter elasticidade adequada às variações de pressão. Por último, surgiu o problema das válvulas a utilizar, uma vez que teriam de ser válvulas com capacidade de regulação da pressão pneumática para ser possível gerar um sinal de pressão com a dinâmica requerida.

Foi feito um ensaio com uma válvula reguladora de pressão analógica [48] (ref. ITV2050-21N2BL2-Q), fabricada pela SMC. Para esse efeito utilizou-se um cilindro

pneumático de duplo efeito [49] (ref. MQMLB25TN-100D), cuja câmara de avanço é pressurizada a partir do ajuste da válvula reguladora de pressão (fig. 3.2).

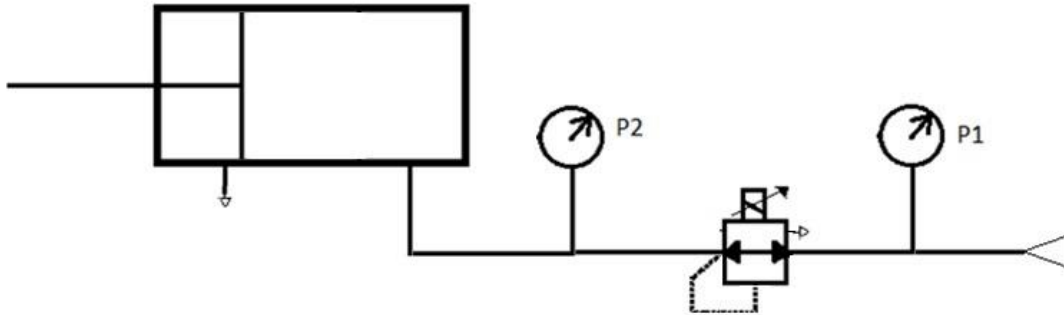


Figura 3.2 - Esquema simplificado do sistema pneumático

A pressão na câmara de avanço é monitorizada por transdutores de pressão (ref. ISE40A-N01-R-D-X50) [50]. A válvula reguladora de pressão é parametrizada para disponibilizar uma pressão manométrica que pode variar entre 1 e 2 bar. Verificou-se, com recurso a um osciloscópio, que a resposta da válvula a uma excitação em degrau apresenta um atraso de 84 ms e um *set time* de 250 ms na subida e um atraso de 152 ms e *set time* de 410 ms na descida. A dinâmica da válvula é reduzida. Tal como se verifica da análise da figura 3.3, em que a azul se representa a excitação em degrau e a vermelho a resposta apresentada.

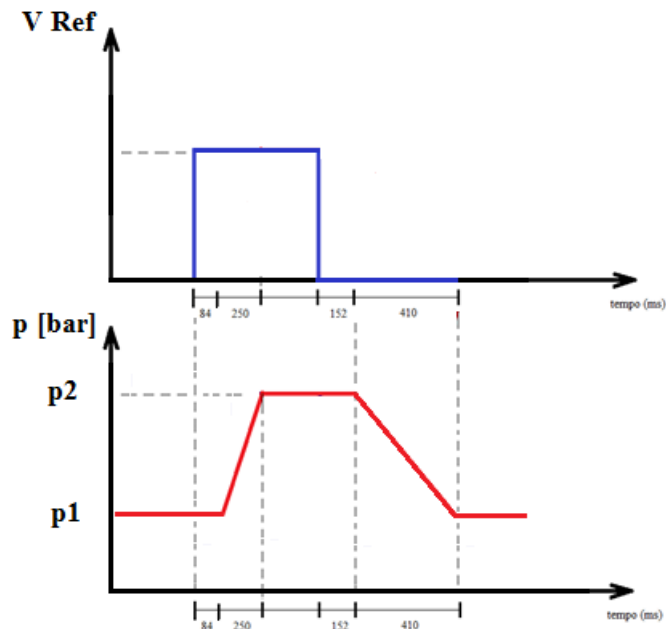


Figura 3.3 - Comportamento de resposta a uma excitação do tipo degrau

A atuação pneumática acabou, contudo, por ser rejeitada, uma vez que não possuem a dinâmica necessária para a função pensada. Analisando quer os resultados quer a solução construtiva da válvula utilizada, na figura 3.4, é possível perceber que o comportamento da válvula é devido ao seu tipo de construção. São utilizadas duas válvulas de gaveta independentes para efetuar o controle do fluxo de ar (1, 2). Estas exibem um funcionamento complementar, mas não o necessário à situação proposta. Foi ainda ponderada a aplicação de válvulas proporcionais, mas o custo das mesmas comprometia uma possível solução.

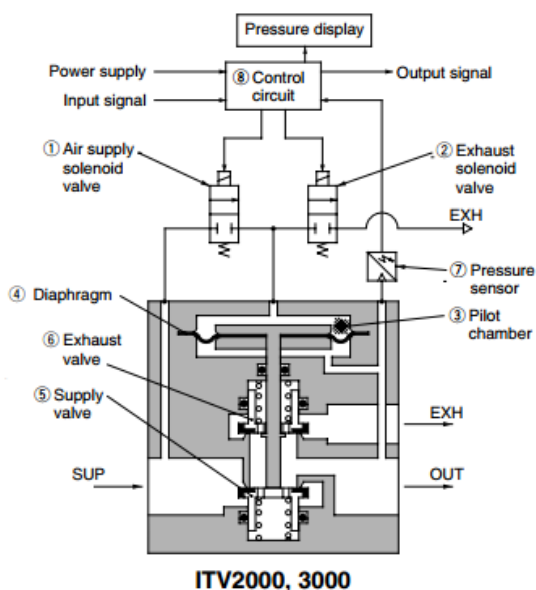


Figura 3.4 - Esquema em corte da válvula reguladora de pressão [48]

3.2.3. Atuação Elétrica

A atuação elétrica foi a escolha final uma vez que esta é a que com mais facilidade cumpre os requisitos enunciados.

O sistema desenvolvido é constituído por um microcontrolador, um *driver* e um motor de corrente contínua (DC). Todos os componentes selecionados são de baixo custo e facilmente encontrados no mercado, aspeto a que foi dada grande relevância na escolha da atuação elétrica. O projeto cumpre também o requisito da portabilidade uma vez que para funcionar necessita apenas de um computador para efetuar comunicações USB e uma ligação à alimentação da rede, que através de uma fonte de tensão DC fornecerá energia ao sistema.

O objetivo do trabalho é sentir uma variação de força no tempo, de maneira a reproduzir as variações de força sentidas nas paredes de uma artéria resultantes da dilatação das mesmas. Para isso, o sistema será comandado por um sinal *pulse with modulation* (PWM) variável,

enviado pelo microcontrolador, para que o motor tenha mais ou menos potência disponível, o que levará a desenvolver um binário maior ou menor.

O motor deve funcionar em modo *stall*, sentindo o utilizador uma variação de força que é proporcional (através do braço usado) à variação de binário do motor. O binário (T_{stall}), será diretamente proporcional à corrente disponível e com base nesse comportamento aproximadamente linear será possível estabelecer uma relação entre o sinal PWM e o binário de saída (isto é, a força sentida pelo utilizador).

3.3. Solução de comando

A solução de comando realizada passou pela utilização de um motor DC de íman permanente controlado em tensão. Para o funcionamento do motor efetua-se a geração da tensão de alimentação através de comando em PWM, gerado por um microcontrolador.

Como foi referido o comando do motor é feito através da modelação em PWM. Este deve estar relacionado com a variação do pulso fisiológico para transmitir variação de binário ao seu eixo e este transformar em variação de força através da haste que lhe está solidária, seguindo o pulso fisiológico.

A fig. 3.5 mostra a maneira como a modelação PWM é feita. A cada nível de pressão atribui-se um valor de PWM, o qual se mantém até à ordenada seguinte havendo um aumento e diminuição do *duty cycle* conforme for necessário. Embora apresente um funcionamento através de degraus, como a aproximação é grande para pequenos intervalos de tempo, obtém-se uma variação de força disponível representativa da variação do sinal real do pulso arterial.

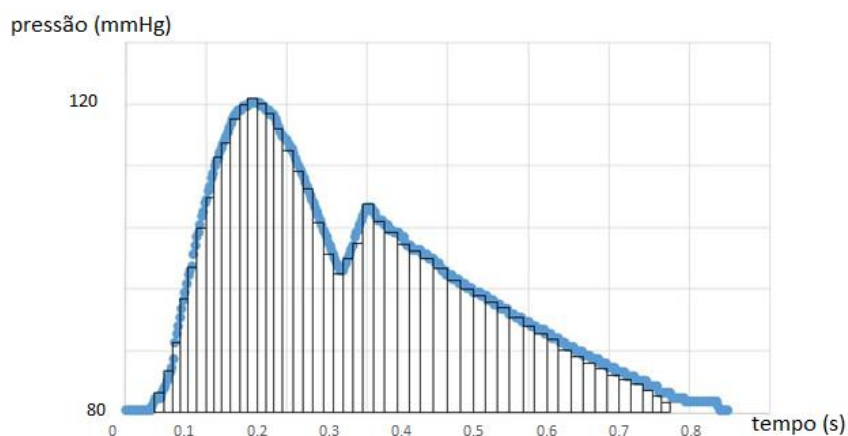


Figura 3.5 - Onda de pressão discretizada

3.3.1. Atuador

A figura 3.6 mostra um esquema do sistema de atuação idealizado, na qual é perceptível a maneira como sistema funcionará.

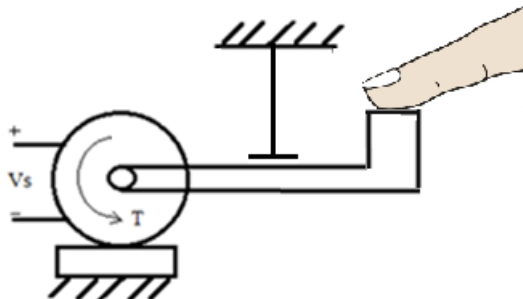


Figura 3.6 - Sistema de atuação

Foram testados dois motores DC de íman permanente, fabricados pela empresa *Mabuchi* Motor. Tendo em conta os motores existentes no laboratório, foram escolhidos os motores RS-385PH e RS645 VA. As características destes dois motores encontram-se na tabela 3-1.

Tabela 3-1 - Características dos motores RS-385PH [51] e RS 645VA [52]

Modelo	RS-385PH	RS645 VA
Tensão Nominal	24 V	22.6 V
Tensão Mínima	12 V	12 V
Tensão Máxima de funcionamento	30 V	24 V
Corrente Máxima (<i>stall</i>)	2.35 A	3.48 A
Velocidade de Rotação sem Carga	8700 rpm	3700 rpm
Peso	82 g	220 g
Binário de <i>stall</i>	56 mN.m	203 mN.m

A avaliação da força a disponibilizar pelo sistema de atuação foi avaliada experimentalmente. O motor foi dotado de uma haste que atua sobre uma célula de carga (fig. 3.7). Para uma haste de comprimento de 45 mm, e para distintas tensões de alimentação do motor foi medida a força por ela exercida. Os resultados obtidos encontram-se na tabela 3-2.

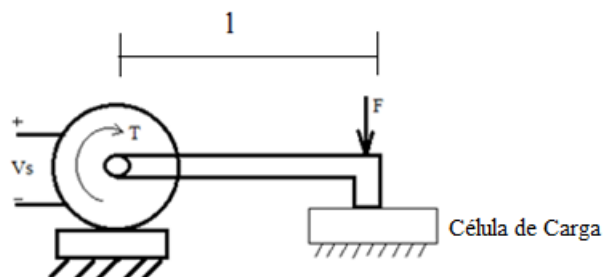


Figura 3.7 - Sistema de medição de força

Tabela 3-2 - Resultados das medições com a célula de carga para uma haste com $l = 45 \text{ mm}$

<i>Duty Cycle</i>	Motor 1 – Mabuchi RS-385PH		Motor 2 – Mabuchi RS-645 VA	
	@ 12 V	@ 15 V	@ 12 V	@ 15 V
20%	78 mN	88 mN	95 mN	118 mN
40%	140 mN	152 mN	299 mN	407 mN
60%	198 mN	211 mN	557 mN	712 mN
80%	249 mN	260 mN	836 mN	1059 mN
100%	266 mN	269 mN	1178 mN	1459 mN

A figura 3.8 faz a comparação entre a forças teórica e medida numa haste com 45mm acoplada ao veio do motor. Partindo do binário de *stall* do motor (203 mN.m a uma tensão de alimentação de 24V) facilmente se traça a curva teórica. A característica experimental mostra a variação de força disponível com o aumento de tensão de alimentação.

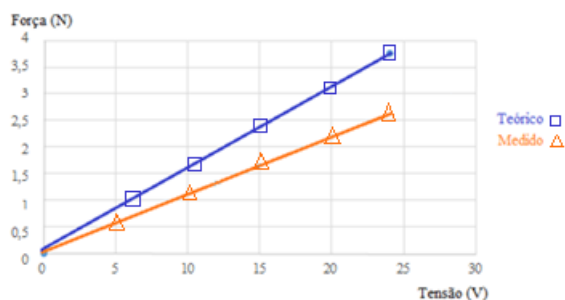


Figura 3.8 - Comparação entre a forças teóricas e medidas à saída do veio ($l=45$ mm) do motor RS-645 VA

Entre os dois motores testados foi escolhido o motor RS 645VA disponibilizar um maior binário.

3.3.2. Microcontrolador

O microcontrolador escolhido para efetuar o comando deste sistema foi o ATmega328P (Fig. 3.9) integrado numa sistema arduíno Uno Rev 3. A escolha do arduíno em detrimento de um microcontrolador convencional, deve-se à disponibilidade e facilidade de programação que o sistema arduíno oferece. Trata-se de uma ferramenta *open source* e com acesso a uma variada quantidade de bibliotecas que em muito facilitam a tarefa da programação e utilização.

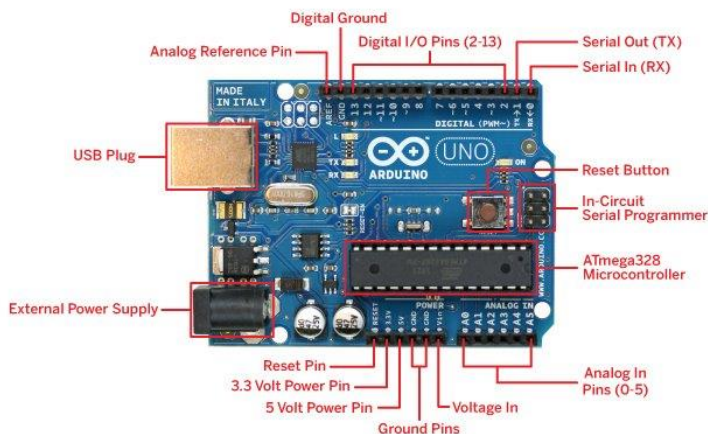


Figura 3.9 - Arduino Uno [53]

Esta placa (Fig. 3.9) tem 14 *pins* digitais programáveis que funcionam como entrada ou saída, 6 dos quais podem gerar um sinal PWM no *output*, 6 entradas analógicas que servem para ligar sensores, um oscilador externo com uma frequência máxima de 16Mhz, ligação USB, entrada para alimentação em tensão do tipo *jack* 3.5 mm e um botão de *reset*. As especificações técnicas genéricas do arduíno encontram-se em maior detalhe na tabela 3-3.

Tabela 3-3 - Características do Arduino Uno [53]

Microcontrolador	Arduino
Tensão de Funcionamento	5 V
Tensão de Entrada (recomendada)	7 – 12 V
Tensão de Entrada (limite)	6 – 20 V
Corrente Contínua disponível em cada pino I/O	20 mA
Corrente Contínua disponível no pino 3.3 V	50 mA
Frequência do Oscilador	16 MHz

Para este trabalho, as funcionalidades principais do microcontrolador utilizadas são a comunicações com o computador que o arduino disponibiliza através de uma porta de comunicação série por USB e a geração de um sinal de PWM.

Como foi descrito anteriormente, o funcionamento base deste sistema envolve a variação do binário disponível à saída do motor ao longo do tempo, com o objetivo de reproduzir o sinal de pulso arterial. Para alcançar isso, a tensão de alimentação do motor é modelada por PWM. *Pulse Width Modulation*, é uma técnica que permite a manipulação de um sinal pulsante para efetuar o controlo da energia fornecida a um determinado sistema. Uma onda PWM tem um funcionamento do tipo *on/off*, sendo que o tempo que o sinal se mantém ativo determinará o valor médio transmitido a uma carga. Assim, para um baixo valor de *duty cycle*, a tensão aplicada ao motor será também ela baixa e para um alto valor de *duty cycle*, a tensão será elevada [55]. Para que este funcionamento ocorra, é necessário definir a frequência de PWM. O arduino disponibiliza uma frequência de PWM constante, de 490 Hz, mas a inclusão da biblioteca *TimerOne*, faz com que seja possível a alteração desta frequência, tendo sido utilizada a frequência de 29 kHz. Uma vez que os tempos são muito curtos, é necessário que a frequência seja elevada para ser possível seguir a função desejada.

3.3.3. Drive

A utilização de componentes a funcionar a tensões de alimentação diferentes conduz à necessidade de dispor de uma interface. Neste caso concreto, o motor será alimentado a 15VDC,

por limitação da fonte DC disponível, enquanto que a tensão de funcionamento do microcontrolador é de 5VDC. Para além das tensões de funcionamento é necessário ter em conta a corrente consumida pelo motor. Assim, e para que a ligação entre o microcontrolador e o motor DC seja estabelecida é necessário dispor de um *drive*. Para isso, foi utilizada uma ponte H, (*drive* L298N, *STMicroelectronics*). A figura 3.10 mostra as portas existentes neste *drive* bem como a respetiva função.

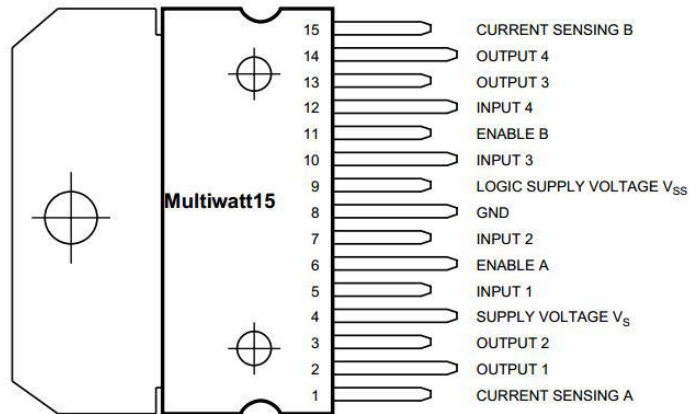


Figura 3.10 - Descrição das funções dos pinos do drive [54]

Este integrado disponibiliza duas pontes H, mas para o caso em concreto utiliza uma montagem em $1/2$ de ponte, uma vez que apenas se utiliza um motor.

A figura 3.11 mostra o esquema lógico do funcionamento da ponte, sendo que sempre que um par cruzado de transístores é ligado permite a circulação de corrente. Uma vez que a rotação se efetua num sentido apenas, os outros 2 pares de transístores não irão afetar o funcionamento pretendido estando o *output 1* sempre ligado, enquanto estiver a ser enviado um sinal de PWM [54].

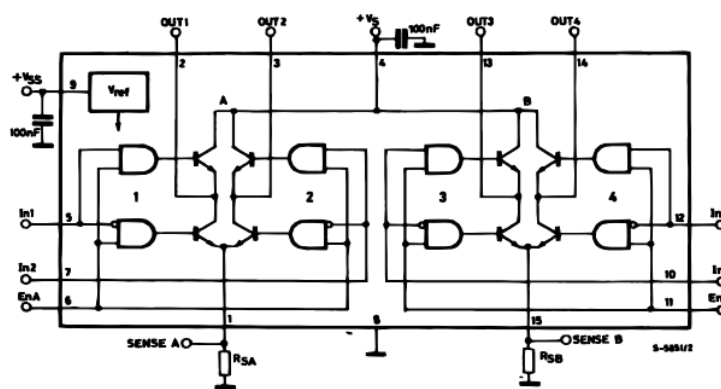


Figura 3.11 - Esquema do funcionamento lógico da ponte H [54]

4. DESENVOLVIMENTO DA SOLUÇÃO

4.1. Arquitetura do sistema

Este trabalho tem como principal objetivo traduzir uma sensação tátil do pulso arterial a um utilizador. Esta percepção vai ser transmitida através da variação de força sentida numa haste acoplado ao veio de um motor. Adicionalmente foi idealizada uma interface para disponibilizar *feedback* visual, como se descreverá mais à frente.

A figura 4.1 apresenta a arquitetura de funcionamento da aplicação de comando e visualização desenvolvidas. Quando é inicializada, a aplicação gráfica estabelece a comunicação com o microcontrolador enviando um carácter via porta série. Após a leitura deste carácter o sistema fica pronto a funcionar. Seguidamente é possível a escolha de uma onda específica recorrendo ao envio de um determinado carácter por parte da aplicação visual. O microcontrolador lê este carácter e efetua a reprodução da curva seleccionada, alimentando o motor com um sinal PWM, recorrendo ao drive L298N. É ainda visível na figura 4.1 que o arduino transmite informação para a aplicação visual. Isto deve-se ao facto de existir um funcionamento síncrono entre as duas componentes do sistema, mas este ponto será abordado em detalhe no capítulo 4.3.

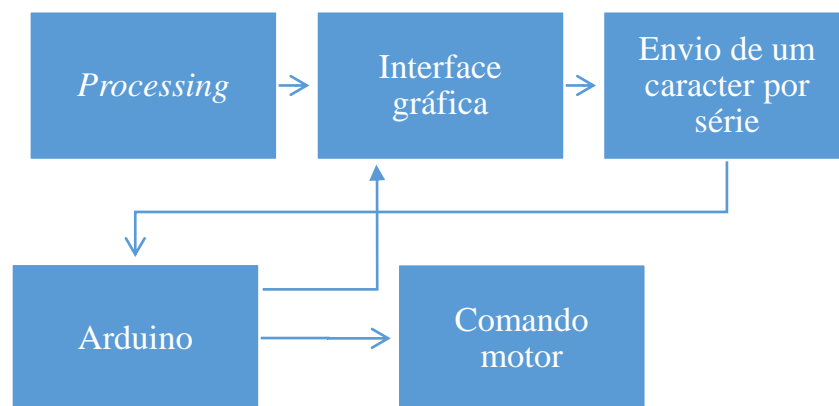


Figura 4.1 - Arquitetura do sistema

4.2. Sistema Físico

A materialização da prova de conceito passou pelo dimensionamento e realização de um projeto mecânico para conferir robustez ao sistema e torná-lo portátil. Foram desenhadas em SolidWorks várias peças para posteriormente serem impressas na impressora 3D disponível no

laboratório, processo que tornou a implementação da prova de conceito para além de fácil e célere, de baixo impacto económico.

Na figura 4.2 é possível observar os diferentes componentes impressos: a base para o motor, a caixa envolvente, a tampa e a haste.

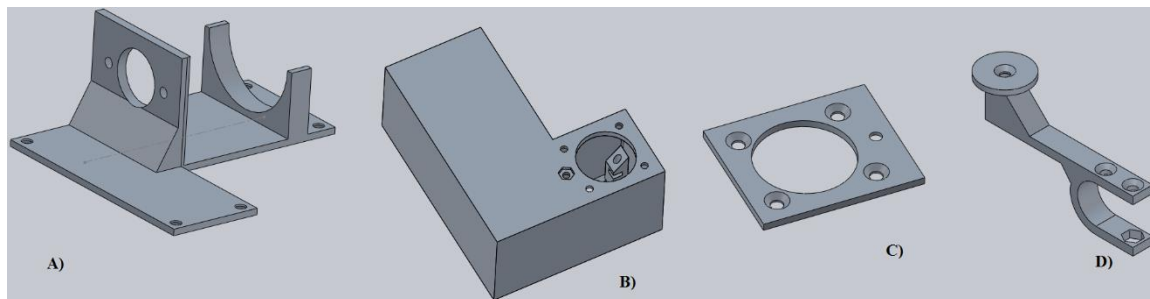


Figura 4.2 - Componentes modelados

No projeto deste elemento a maior preocupação foi que o sistema fosse compacto e portátil. O componente (A) servirá de apoio para o motor e incorpora a fixação do mesmo. Esta peça encaixa-se na peça (B) através de ligações aparafusadas. Esta peça possui 5 apoios furados cada um com uma reentrância para enclausurar uma porca, tornando possível a fixação entre os dois elementos. Esta solução é utilizada em todos os componentes. Ainda na peça (B) é observável a abertura na qual será colocada a membrana de latex que funcionará como interface entre o dedo do utilizador e o sistema. Para prender a membrana faz-se uso de uma tampa, elemento (C), que se fixa na peça (B). A haste, elemento (D), é fixa a uma polia disponível pelo fabricante do motor, existente no veio do motor. Por limitação da impressão 3D é necessário dividir em dois elementos a haste: o primeiro, o elemento principal já referido, e um segundo (secundário) que tem a forma de um disco no topo. Este elemento secundário é então coberto por silicone e é aí que a interface haste/latex é efetuada. É visível na figura a furação que liga as duas partes constituintes do elemento (D). Na figura 4.3 é apresentada uma imagem do dispositivo na qual é visível o sistema desenhado.

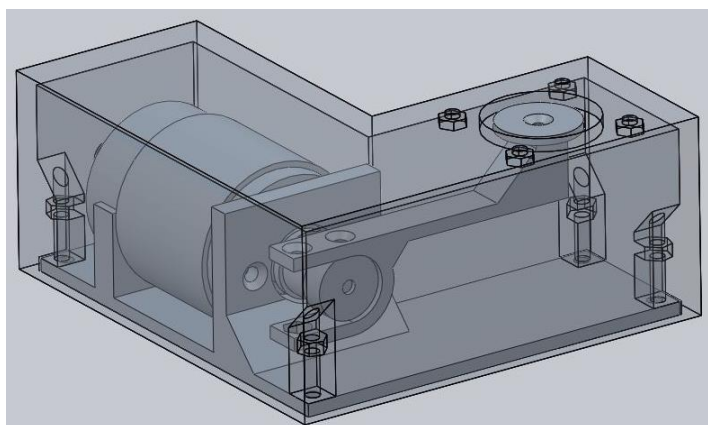


Figura 4.3 - Modelo do dispositivo tátil

A materialização do sistema tátil é visível na figura 4.4, na qual é possível observar o motor montado na base, com a haste fixa à polia e a caixa com a membrana de latex. Como já foi referido, o funcionamento do sistema é feito colocando o dedo sobre uma membrana, através da qual se sentirão as variações de força que permitem a percepção da variação da pressão arterial.

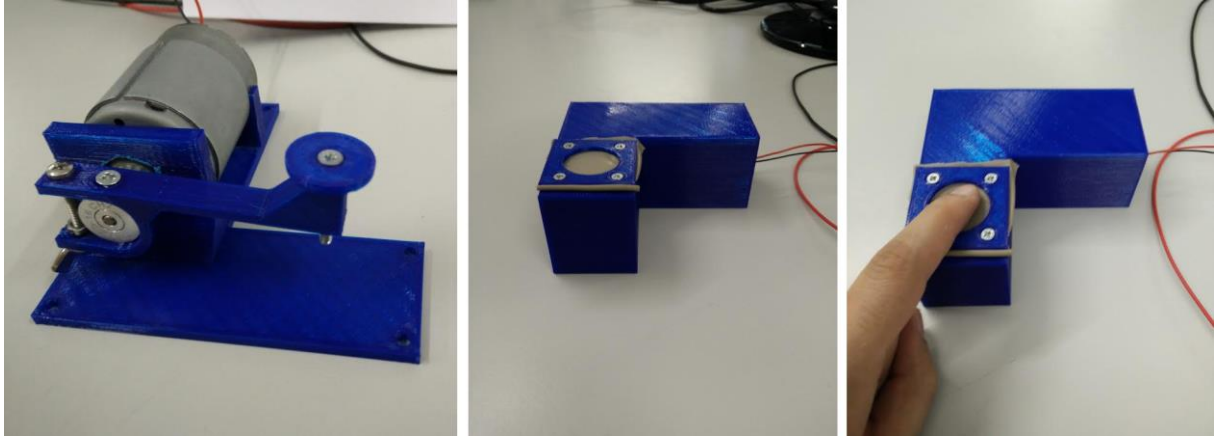


Figura 4.4 - Dispositivo tátil

A figura 4.5 mostra o circuito eletrónico de comando desenvolvido com os seus diversos componentes, em que é visível o microcontrolador (arduino), o drive utilizado e as ligações feitas numa *breadboard*.

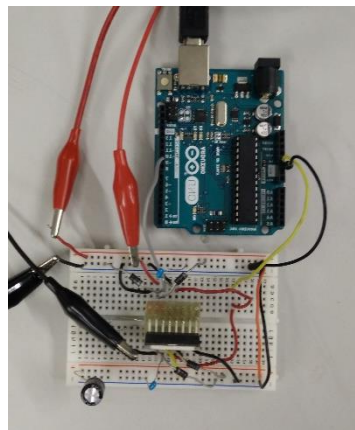


Figura 4.5 - Sistema eletrónico de controlo

4.3. Interface e programação

O ambiente de programação utilizado neste projeto é o *Arduino Integrated Development Environment (IDE)*. O *Arduino IDE* utiliza C e C++ como linguagem base. O funcionamento deste *software* centra-se em dois *loops*: um primeiro *loop*, no qual são definidas variáveis e todo o *setup* necessário na aplicação, e um segundo *loop*, que é o programa que comanda a aplicação [56].

A programação do microcontrolador divide-se em três partes: a definição dos vetores de onde se irão importar os valores de *duty cycle* e consequente forma das curvas, a inicialização da comunicação série e a reprodução das ondas. Os vetores dividem os pontos definidos em intervalos de 3ms, para um período total de 900 ms, que será o tempo entre batidas para um indivíduo que possua uma frequência cardíaca de 67 batimentos por minuto. O arduino é responsável por definir o sistema de variação de força e, consequentemente, controlar a percepção tátil sentida por cada utilizador. O controlo é efetuado em malha aberta, através da variação do *duty cycle*. A onda PWM é uma onda quadrada que se repete com um determinado período. A largura de pulso, ou seja, o tempo que o sinal se mantém *on*, é definida pelo *duty cycle*, que consiste no valor relativo da largura de pulso sobre o período. O valor de *duty cycle* é definido por valores entre 0 e 1023, de modo a simplificar a programação. Assim sendo, o valor 0 corresponderá a 0% do *duty cycle* e o valor 1023 corresponderá a 100%. Todos os outros valores são definidos proporcionalmente.

Tomando partido dos protocolos de comunicação série do sistema arduino, foi criada uma aplicação utilizando o programa *Processing*, que é baseado na linguagem Java. Trata-se de um *software* aberto e que foi criado com o intuito de estimular a programação na área das artes visuais [57]. Este é um dos programas recomendados para interligar com o arduino [58], daí a sua escolha. O funcionamento é em tudo parecido com o do *Arduino IDE*, em que existe uma rotina de *setup*, que é lida uma vez, onde são inicializadas as comunicações e são definidos os pormenores visuais, tais como o tamanho da janela, o *frame rate* (número de *frames* por segundo) e a imagem de fundo a reproduzir. A segunda parte é constituída pela rotina *draw()* que é a função que se repete ciclicamente e na qual são executadas as diferentes funções que comandam as representações das ondas.

Para que o funcionamento deste sistema seja possível foi necessário definir uma comunicação bidireccional – arduino para *Processing* e do *Processing* para o arduino. Esta comunicação *duplex* vai reger a atividade do sistema, fazendo com que os dados só sejam enviados quando desejado. Inicialmente ambos os programas inicializam a comunicação série, estabelecendo a mesma taxa de transmissão de dados (*baud rate*) e ficam à espera. Quando a janela da interface arranca é enviado um carácter ASCII (D), que é lido pelo arduino fazendo com que este esteja pronto para reproduzir as diferentes curvas de pulso definidas. A leitura deste carácter desencadeia a inicialização da função que é responsável pela atribuição a cada um dos pulsos um carácter ASCII. Esta curva será reproduzida até que o carácter “D” volte a ser lido. Os diferentes caracteres e a sua função são apresentados na tabela 4-1. O funcionamento do sistema no que toca à comutação de onda a reproduzir é então comandado pela leitura de um carácter específico.

Tabela 4-1 – Atribuição de funções a caracteres

Caracter ASCII Lido	Função
A	Inicia a função fisiológica
B	Inicia a função <i>bisferians</i>
C	Inicia a função <i>alternans</i>
D	Inicia o sistema/para o motor

A figura 4.6 mostra a janela de entrada da interface de utilização desenvolvida, através da qual pode ser selecionado um dos 3 sinais de pulsos arteriais típicos disponibilizados na aplicação. Após seleção do tipo de pulso, o utilizador passa a ter a percepção tátil do sinal no dispositivo e em simultâneo uma percepção visual através de um gráfico animado.



Figura 4.6 - Página inicial da aplicação de interface

Para definir cada uma das curvas é necessário dividir cada função em duas partes: uma primeira que define a forma da curva e a segunda que define o movimento. A primeira parte é conseguida definindo um vetor com um conjunto de coordenadas que definirão os pontos pretos visíveis na figura 4.7. O software tem a capacidade de mapear o espaço visível em que as coordenadas são referentes a cada pixel, neste caso a janela tem dimensões de 950 por 950 pixels. Para conseguir o funcionamento desejado foi essencial ter em atenção que quer os vetores no *software Processing* quer os vetores usados pelo arduino necessitam de ter a mesma dimensão. A segunda parte trata da temporal da evolução do sinal através de um ponto azul que o vai percorrendo sincronizado com a percepção tátil. Esta animação procura ajudar à clareza de

sensações o círculo azul, visível na figura 4.7, acompanhando o aumento e a diminuição da força sentida. O sincronismo é possível pois os vetores que definem o sistema de percepção de força e os que definem o estímulo visual têm as mesmas dimensões. Cada vetor definido no arduino tem um número de coordenadas, i , e a posição em que se encontra é simultaneamente enviada, lida e reproduzida pelo *software Processing*. Uma vez que a variação de posição do círculo azul é condicionada pela coordenada que está a ser reproduzida pelo arduino, obtém-se um sistema que funciona sincronizado.



Figura 4.7 - Reprodução da onda fisiológica

Para além do feedback tátil e visual descritos ainda foi testada a possibilidade de inclusão de feedback sonoro para reforçar a percepção do utilizador nos detalhes do sinal. A introdução de um novo estímulo, neste caso sonoro, aos já presentes estímulos visual e tátil permite enriquecer a percepção do utilizador.

Foi extensamente descrita na literatura a relevância da integração de vários estímulos sensoriais na percepção do mundo exterior. O conceito de interação multimodal define a simultânea percepção de estímulos de diferentes naturezas por diferentes recetores nervosos e a sua interação do sistema nervoso central [59-60]. Foi demonstrado que a integração de informação proveniente de várias modalidades sensoriais se traduz num aumento da percepção espacio-temporal e que os vários estímulos têm um efeito sinérgico entre si de modo a melhorar qualquer experiência sensorial. [61]

O som, em particular, pareceu ser superior à visão em termos de noção temporal, apesar de a visão ser dominante na noção espacial. Assim sendo, a adição suplementar de um estímulo sonoro pode melhorar não só a experiência no seu todo, como referido atrás, mas também o processamento temporal em específico, ganhando o utilizador uma maior noção da evolução

temporal dos sinais representados [62]. Outros estudos mostraram que o som, mesmo não tendo um papel dominante na noção espacial, parece estimular a percepção visual – assim sendo, com adição sonora, o utilizador potenciará também a percepção visual da onda [63-64].

A introdução sonora traria então várias vantagens na sensação das ondas e, portanto, foi feita uma tentativa, já que o *software Processing* permite introdução de som no projeto. Foi, num primeiro momento, introduzido um som curto (um «bip») nos picos de onda, para aumentar a experiência tátil naqueles que eram os picos máximos de pressão sentida. Contudo, a regulação da largura do tempo de atuação teve alguns problemas e não foi possível a sua implementação.

Seguidamente, foi feita uma modulação em amplitude do sinal de pulso de modo a que o sinal sonoro aumentasse de intensidade com o aumento da pressão traduzida pela onda. Estes aspetos exigem um maior tratamento e aprofundamento pelo que não foi possível neste momento ter uma solução considerada satisfatória. Contudo será um passo seguinte para aumentar a “imersão” do utilizador na informação dada por este sistema tátil para avaliação do tipo de sinal do pulso arterial.

O maior desafio encontrado foi na transferência de informação por comunicação série. Não é enviado apenas um carácter, mas sim um conjunto deles. O sistema envia um byte – 8 bits – o que é demasiada informação em relação à necessária para este sistema. Verificava-se um incumprimento de ordens e o *buffer* satura, e qualquer tentativa de limpeza desse *buffer* provou-se inútil. A solução encontrada foi truncar a informação recebida fazendo com que o sistema otimizasse a leitura de dados. Isto fez com que, em primeiro lugar, a seleção e paragem do sistema acontecessem quando pressionado o botão “stop” (embora quando é enviada a ordem de paragem o motor completa sempre o ciclo em que se encontra) e que as coordenadas lidas pelo *software Processing* fossem síncronas com o movimento do motor.

Quando se pressiona o botão “stop”, a animação da onda desaparece e envia novamente o carácter “D”. Quando este carácter é lido é iniciada uma função que faz com que o motor force a paragem, definindo o *duty cycle* a 0%. Manter-se-á neste estado até receber nova informação pela comunicação série.

4.4. Testes de pulsos arteriais

Diferentes patologias cardíacas podem-se refletir em diferentes tipos de pulso. Por isso, e para testar a versatilidade desta prova de conceito, foram selecionados e programados três tipos de pulso diferentes, disponíveis na literatura médica. São eles o pulso fisiológico normal, o pulso *bisferians* e o pulso *alternans*. Cada um deles será descrito nas próximas secções.

4.4.1. Onda fisiológica

A onda fisiológica (Fig. 4.8) caracteriza-se por uma subida gradual, seguida de um pico e de uma descida também gradual. A meio da descida existe, contudo, um segundo pico (que consiste no segundo pico sistólico) em seguida de uma descida com uma progressão mais lenta do que a subida inicial [3].

Embora a forma da onda e o segundo pico sistólico não sejam usualmente sentidos na palpação, são palpáveis após a realização de exercício físico ou quando a pessoa apresentar sintomas febris [3].

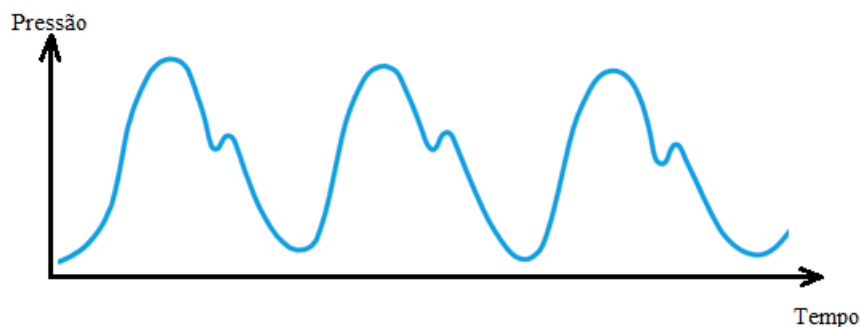


Figura 4.8 - Onda Fisiológica [65]

Este tipo de pulso arterial foi reproduzido pelo dispositivo tátil tendo sido possível a percepção dos diferentes aumentos e diminuições sucessivos tal como o segundo pico sistólico.

4.4.2. Pulso *Bisferiens*

O pulso *bisferiens* (fig. 4.9) tem uma forma de onda identificável pelos dois rápidos picos iniciais e um terceiro com uma amplitude inferior. É palpável nas artérias braquial e radial e ocorre em doentes com insuficiência aórtica ou cardiomiopatia hipertrófica [3]. Uma vez mais este tipo de pulso foi reproduzido no dispositivo tátil tendo sido possível a um utilizador sentir os diferentes máximos da onda, bem como diferenças de magnitude entre esses mesmos picos.

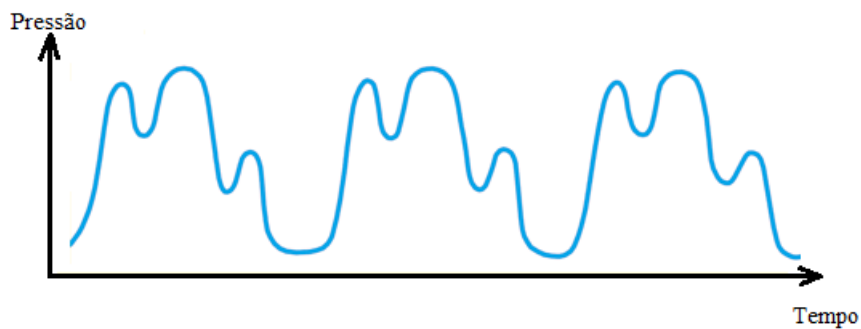


Figura 4.9 - Pulso Bisferiens [65]

4.4.3. Pulso Alternans

O pulso *alternans* (fig. 4.10) ocorre a uma frequência normal e uma variação igual à da situação fisiológica, mas entre batidas apresenta uma diminuição de pressão. Diferenças superiores a 10mmHg são consideradas anormais. É associado a tamponamentos cardíacos ou pericardites constrictivas [3].

Novamente, e como seria expectável, o sistema reproduz a onda de pulso distinguindo-se perfeitamente as duas fases características.

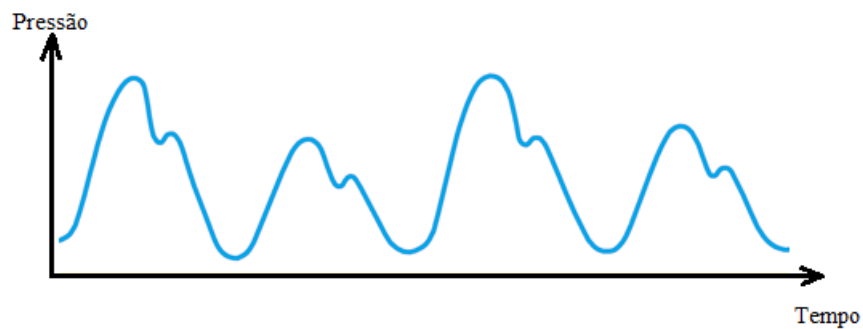


Figura 4.10 - Pulso Alternans [65]

4.4.4. Testes a utilizadores

Os bons resultados obtidos nos múltiplos testes efetuados ao sistema, a par com as modificações nele impostas, tornaram possível a criação de uma prova de conceito que permite a percepção tátil de um sinal de pulso arterial. Contudo, julgou-se necessário a obtenção de pareceres externos, que validassem as conclusões já retiradas previamente em relação à eficácia e adequabilidade do dispositivo. Assim sendo, foi feito um teste a uma amostra de 16 indivíduos voluntários da comunidade FEUP. Aos 16 voluntários foi pedido que sentissem uma sequência

pré-definida das três ondas reproduzidas pelo dispositivo tátil – pulsos fisiológico, *bisferiens* e *alternans* – e as identificassem corretamente de entre três imagens das ondas. Primeiro, foi feito um ensaio de identificação “às cegas”, só com recurso ao tato, em que era reproduzida uma sequência de ondas pré-definida (1ª pulso fisiológico, 2ª pulso *alternans*, 3ª pulso fisiológico e 4ª pulso *bisferiens*) três vezes, num total de 12 ondas. Após o primeiro ensaio de três sequências, foi mostrada a cada indivíduo a interface visual, tendo sido reproduzidas as três ondas com a interface a correr simultaneamente, para demonstrar a representação visual e ao mesmo tempo tátil de cada onda. Depois, foi feito o mesmo teste do início – reprodução de três sequências de 4 ondas cada, num total de 12 ondas, com as sequências feitas sendo iguais às primeiras. Portanto, no total, foram realizados para cada indivíduo 24 testes de onda em que lhes foi pedido que identificassem as 24 ondas reproduzidas, 12 antes de observarem a interface visual e 12 depois. Os resultados detalhados são apresentados no Anexo 1.

No primeiro ensaio realizado, antes dos voluntários terem observado a interface visual, houve uma identificação global correta de 77,6% das ondas e incorreta de 22,4%. Notoriamente, não se verificou um padrão de aperfeiçoamento da sensibilidade tátil do primeiro para o terceiro ensaio (cada um da sequência de 4 ondas), sendo que a percentagem de ondas corretamente identificadas foi semelhante nos três ensaios, de 78,1% no primeiro ensaio, 81,2% no segundo e 73,4% no terceiro. Não houve uma diferença significativa em termos de identificação correta específica de cada uma das ondas, sendo que o pulso fisiológico foi corretamente identificado em 80,6% dos casos, o pulso *alternans* em 72,9% dos casos e o pulso *bisferiens* em 77,1% dos casos.

No segundo ensaio realizado, após a observação da interface visual, houve uma identificação global correta de 90,6% das ondas e incorreta de 9,4%, o que traduz uma melhoria de 13% na identificação adequada das ondas. Novamente, não se registaram diferenças significativas do primeiro para o terceiro ensaio, com identificação correta igual entre os três ensaios, com 90,6%. A identificação correta específica de cada uma das ondas foi de 85,4% para o pulso fisiológico, 91,7% para o pulso *alternans* e 100% para o pulso *bisferiens*. Houve então uma melhoria de 4,8% de identificações corretas do pulso fisiológico, uma melhoria de 18,8% no pulso *alternans* e uma melhoria de 22,9% no pulso *bisferiens*.

A amostra utilizada foi pequena e, portanto, a significância estatística é reduzida; ainda assim, é possível retirar algumas conclusões dos resultados obtidos. Houve uma identificação correta da maioria das ondas por parte de todos os 16 voluntários (identificação correta de 77,6% no primeiro ensaio e de 90,6% no segundo), com uma melhoria de 13% com a introdução de *feedback* visual simultâneo ao *feedback* tátil, através da interface. Demonstrou-se, assim, que o sistema desenvolvido reproduz os pulsos arteriais de uma forma eficaz, proporcionando uma elevada sensibilidade tátil. A interface visual imputa uma melhoria global importante na percepção de cada uma das ondas, o que remete para a conclusão de que a associação de um

segundo estímulo sensitivo contribui de facto para a melhoria da sensibilidade tátil. Fica a questão em relação às potencialidades do estímulo sonoro em exercer um terceiro efeito sinérgico com os estímulos tátil e visual.

4.5. Análise do sistema

A implementação da prova de conceito faz com que seja necessária uma análise global do seu funcionamento, análise essa que será efetuada na presente secção.

Em primeiro lugar, a maioria dos dispositivos hápticos simuladores de pulsos cardíacos disponibilizam estímulos táteis e simultaneamente outros estímulos visuais e auditivos, cuja complementaridade com os táteis enriquece a experiência do utilizador e aumenta a sua percepção. Por esse motivo foi desenvolvida a aplicação visual. Inicialmente foi testada a reprodução dos diferentes pulsos utilizando apenas uma interação física. Embora fosse possível sentir as variações de força tornou-se um processo mais bem conseguido após a integração com a interface visual, uma vez que se utiliza mais do que um sentido.

Em segundo lugar, é inerente a qualquer dispositivo háptico uma enorme variabilidade utilizador-dependente, ou seja, a sensação percebida por um utilizador específico é única e irreprodutível. Esta variabilidade complica a retirada de conclusões universais e absolutas; contudo, a maioria dos utilizadores tem experiências táteis semelhantes – ou pelo menos reporta-as de modo semelhante – nas ondas simuladas. Sendo facilmente identificada cada uma das ondas, embora haja alguns utilizadores que referem falta de força de atuação.

Um outro aspeto importante é o facto de a onda fisiológica apresentar, tal como descrito no ponto 4.4.1., perda da sensibilidade do segundo pico sistólico no caso real. O segundo pico sistólico (também chamado nó dicrótico) corresponde ao fecho da válvula aórtica, à saída do ventrículo esquerdo [66] e a sua análise tem mostrado importantes implicações na avaliação de alguns parâmetros cardíacos e periféricos [67-69]. Assim sendo, uma vez que a sensibilidade deste importante componente da onda de pulso aproxima a onda simulada da real, pode representar informação que se pode demonstrar potencialmente relevante em termos clínicos. Sendo uma das aplicações plausíveis para um sistema deste tipo o ensino de profissionais ligados à área da saúde, transmitir o máximo de informação possível presente numa onda de pressão é imperativo.

4.6. Outras aplicações

A utilidade do sistema desenvolvido na reprodução tátil de ondas de pressão arterial foi já estabelecida. Mas sendo este um dispositivo tátil capacidade de reprodução de sinais

ondulatórios por meio de estímulo físico, existem várias outras aplicações potenciais. Uma das aplicações possíveis será a utilização deste sistema para apresentação do conceito de onda a crianças e invisuais.

A onda é um elemento básico da representação de vários conceitos matemáticos essenciais. Para que seja possível compreender esses conceitos, a observação e interpretação da representação gráfica das ondas é um meio muito eficaz de o fazer.

Os invisuais são uma população particular que é incapaz de observar as ondas e que pode adquirir conhecimento através do sistema de leitura de Braille, desenvolvido no século XIX [70]. A introdução da possibilidade de utilizar o tato, não para leitura de uma descrição de uma forma de onda, como é possível por Braille, mas sim utilizando este dispositivo tátil para gerar uma representação dinâmica de ondas, traria vantagens em termos de percepção e mesmo de memorização e integração dos conceitos traduzidos por essa onda. Um indivíduo invisual poderia então «sentir a onda», através das variações de força produzidas pelo dispositivo.

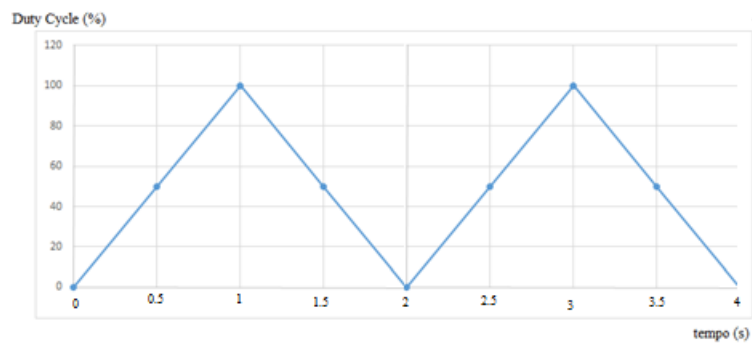
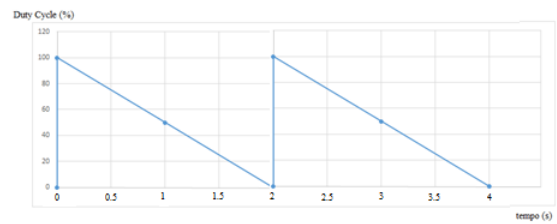
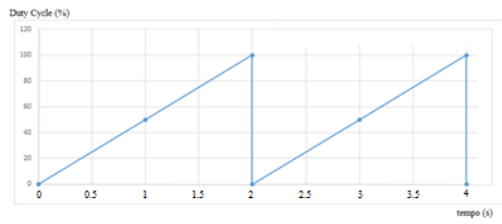
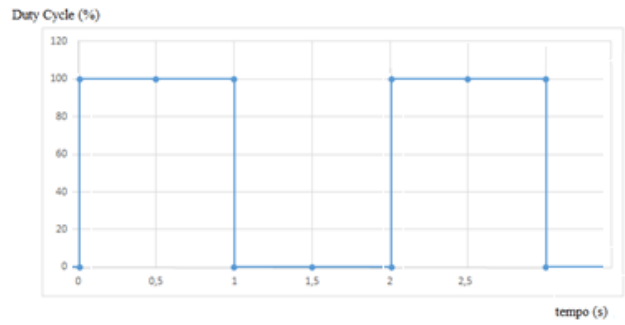
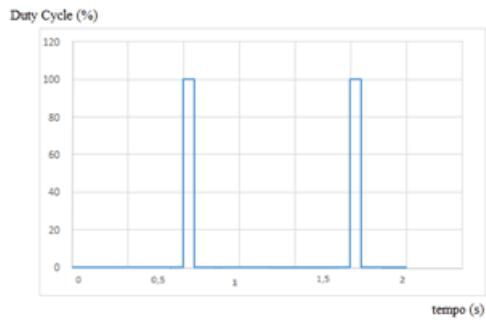
Quando a crianças e jovens são apresentados pela primeira vez os conceitos de forma de onda, a adição de estímulos atrativos para a criança a esses mesmos conceitos, pode aumentar a sua capacidade de apreensão e compreensão. Neste caso, a representação de funções matemáticas num contexto em que seja possível não só observá-las, mas também “tocar-lhes” e sentir as suas variações, pode aumentar o interesse da criança ou jovem e acelerar a curva de aprendizagem.

O sistema tátil desenvolvido é virtualmente capaz de reproduzir qualquer onda. Foram escolhidas algumas ondas simples e largamente utilizadas no quotidiano, cujas representações táteis possam ser particularmente relevantes para estas duas populações – os invisuais e as crianças. As ondas seleccionadas são:

- Onda de impulsos;
- Onda quadrática;
- Onda triangular;
- Onda em dente de serra;

Na tabela 4-2 estão representadas um conjunto de vários tipos de onda que foram modeladas para a reprodução com o sistema tátil desenvolvido. A frequência e amplitude dos sinais utilizados é possível ser ajustada, tendo sido seleccionadas frequências de 1Hz e a amplitude correspondente à capacidade máxima de força que o dispositivo disponibiliza. Estes diferentes tipos de onda foram programados e reproduzidos pelo dispositivo tátil tendo sido possível a sua percepção e identificação.

Tabela 4-2 - Ondas reproduzidas



5. CONCLUSÕES E PERSPETIVAS FUTURAS

Com a prova de conceito do dispositivo tátil, foi possível reproduzir diferentes pulsos arteriais, baseadas em sinais fisiológicos tipo, a uma frequência normal. Em todas as ondas, de uma forma geral, a sensibilidade tátil foi adequada. Assim, demonstrou-se a possibilidade de criar um dispositivo tátil de simulação de pulso viável a um baixo custo, cumprindo os objetivos delineados inicialmente. A materialização de todo o sistema passou por duas componentes: um sistema físico de atuação elétrica e uma aplicação informática disponibiliza uma interface gráfica, para seleção e animação dos perfis de pulso a reproduzir.

Considerando algumas das limitações encontradas na deteção de perfis de pulso, a utilização de um sistema dispendendo de maior capacidade de aplicação de força, poderia permitir aumentar a sensibilidade percebida pelo utilizador. O sistema desenvolvido ainda necessita de integrar componentes eletrónicos e fonte de alimentação no sentido de vir a dispor de um dispositivo compacto e tátil.

A experiência de um utilizador pode também ser melhorada com a introdução de outros estímulos, nomeadamente auditivos, integrados no sistema tátil/visual, enriquecendo a informação adquirida. Uma vez que a utilização de um estímulo visual provou ter sucesso o mesmo pode ser verdade para o caso sonoro.

Aplicações futuras para estes dispositivos incluem a sua integração em ferramentas de treino, para a iniciação de profissionais de saúde. A criação de um *output* tátil partindo de um pulso de um doente real permitiria que a aproximação da onda reproduzida à onda real fosse aumentada, tornando-se num sistema ainda mais interessante.

A informação retirada deste projeto poderá, por último, ser virtualmente extrapolada para – e aplicada a – qualquer artéria do organismo, devido à relação de proporcionalidade verificada [3], particularmente a artéria femoral, de imensa utilidade em termos de radiologia de intervenção. Este aumento de gama de informação disponível potenciaria, em grande escala, a versatilidade do mecanismo, ampliando a sua utilidade.

REFERÊNCIAS

- [1] Fauci A, Loscalzo J, et al: Harrison's Principles of Internal Medicine (18th ed.). McGraw-Hill Professional. 2012. ISBN 978-0-07-146633-2.
- [2] Nichols, M., Townsend, N., Luengo-Fernandez R., Leal J., Gray A., Scarborough P., (2012) European Cardiovascular Disease Statistics. Available: https://www.escardio.org/static_file/Escardio/Press-media/press-releases/2013/EU-cardiovascular-disease-statistics-2012.pdf
- [3] Fuster V, Walsh R, Harrington R: Hurst's the Heart (13th ed). McGraw-Hill Professional. 2012. ISBN: 9780071773157
- [4] Townsend, R. R., Black, H. R., Chirinos, J. A., Feig, P. U., Ferdinand, K. C., Germain, M., Stepanek, J. A. (2015). Clinical Use of Pulse Wave Analysis: Proceedings From a Symposium Sponsored by North American Artery, 17(7), 503–513.
- [5] Weber, T., Auer, J., Rourke, M. F. O., Kvas, E., Lassnig, E., Berent, R., & Eber, B. (2004). Arterial Stiffness, Wave Reflections, and the Risk of Coronary Artery Disease, 184–190.
- [6] Ikonomidis I, Makavos G, Lekakis J. (2015). Arterial stiffness and coronary artery disease. *Curr Opin Cardiol*. 2015 July; 30(4): 422–431
- [7] Millasseau SC, Ritter JM, Takazawa K, Chowienczyk PJ. (2006) Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger. *J Hypertens*. 2006 August; 24(8): 1449–1456
- [8] Wojciechowska W, Cwynar M, Gryglewska B, Kawecka-Jaszcz K. (2002) Pulse wave analysis: from the basic sciences to clinical applications. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. 2002 Jan;22(1):147-52.
- [9] Accetto, Rok et al. Comparison of two techniques for measuring pulse wave velocity and central blood pressure. (2011) *Artery Research*, Volume 5, Issue 3, 97 – 100.
- [10] Khaled W, Reichling S, Bruhns OT, Boese H, Baumann M, Monkman G, Egersdoerfer S, Klein D, Tunayar A, Freimuth H, Lorenz A, Pessavento A, Ermert H. (2004) Palpation imaging using a haptic system for virtual reality applications in medicine. *Stud Health Technol Inform*. 2004; 98: 147–153.
- [11] Duprez D. A., Kaiser, D. R., Whitwam, W., Finkelstein, S., Belalcazar, A., Patterson, R., Cohn, J. N. (2004). Determinants of Radial Artery Pulse Wave Analysis in Asymptomatic Individuals, *Am J Hypertens*. 2004 August; 17(8): 647–653
- [12] Berkley, J. J. (2003). *Haptic Devices*, White Paper, Mimic Technologies Inc., Seattle.

- [13] Noll, A.M. (1975). Tactile man-machine communication system. Retrieved from <https://www.google.com/patents/US3919691>).
- [14] Adams, R. J., Klowden, D., & Hannaford, B. (2001). Virtual Training for a Manual Assembly Task, Vol. 2, No. 2, Haptics-e, October 17, 2001, Available: <http://www.haptics-e.org>
- [15] Chen, E. (1999). Six Degree-of-Freedom Haptic System for Desktop Virtual Prototyping Applications. *Premières Rencontres Internationales de la Réalité Virtuelle de Laval, Actes du colloque scientifique international: Réalité Virtuelle et prototypage*, Laval, France, 3-4 June 1999
- [16] Laycock, S. D. and Day, A. M. (2003), Recent Developments and Applications of Haptic Devices. *Computer Graphics Forum*, 22: 117–132
- [17] Enriquez M., Yager, B. (2001). A Pneumatic Tactile Alerting System for the Driving Environment, *Proceedings of the 2001 Workshop on Perceptive User Interfaces*, 1-7.
- [18] Martin, S., & Hillier, N. (2009). Characterisation of the Novint Falcon Haptic Device for Application as a Robot Manipulator. *Australasian Conference on Robotics and Automation (ACRA)*, December 2-4, 2009, Sydney, Australia
- [19] El Saddik A., Orozco, M., Eid, M., & Cha, J. (2011). *Haptic Technologies* (1st ed.). Springer.
- [20] Li, M., Konstantinova, J., Secco, E. L., Jiang, A., Liu, H., Nanayakkara, T., Seneviratne, L. D. (2015). Using visual cues to enhance haptic feedback for palpation on virtual model of soft tissue. *Medical & Biological Engineering & Computing. Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 53, No. 11, 28.05.2015, p. 1177-1186
- [21] Afzal, M. R., Byun, H., Oh, M., & Yoon, J. (2015). Effects of kinesthetic haptic feedback on standing stability of young healthy subjects and stroke patients, *J Neuroeng Rehabil.* Vol. 12, No. 1.
- [22] Casellato C., Pedrocchi, A., Zorzi, G., Vernisse, L., Ferrigno, G., & Nardocci, N. (2013). EMG-Based Visual-Haptic Biofeedback: A Tool to Improve Motor Control in Children With Primary Dystonia, *21(3)*, 474–480.
- [23] Brunnicardi F., Andersen D., et al. *Schwartz's Principles of Surgery* (10th ed). McGraw-Hill Professional. 2014. ISBN: 9780071800921
- [24] Morelli, L.; Guadagni, S.; Palmeri, M.; Di Candido, G.; Mosca, F.; (2015) Da Vinci single site surgical platform in clinical practice: a systematic review. *Int J Med Robot.* 2015 Nov 3

- [25] Brandao, Luis Felipe et al. (2015). "Laparoendoscopic Single Site Surgery versus Conventional Laparoscopy for Transperitoneal Pyeloplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis." *Urology Annals* 7.3.
- [26] Meccariello G., Faedi, F., Alghamdi, S., Montevecchi, F., Firinu, E., Zanotti, C., Vicini, C. (2015). An experimental study about haptic feedback in robotic surgery : may visual feedback substitute tactile feedback. *Journal of Robotic Surgery. J Robot Surg.* 2016 March; 10(1): 57–61. Published online 2015 November 11
- [27] Yanping L., Xudong, W., Fule, W., Xiaojun, C., Chengtao, W., & Guofang, S. (2014). Development and validation of a surgical training simulator with haptic feedback for learning bone-sawing skill. *Journal of Biomedical Informatics*, 48, 122–129.
- [28] Singapogu R.; Burg, T., Burg, K. J. L., Smith, D.; (2014) A Perspective on the Role and Utility of Haptic Feedback in Laparoscopic Skills Training, *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*.
- [29] Van der Meijden, O. A. J., & Schijven, M. P. (2009). The value of haptic feedback in conventional and robot-assisted minimal invasive surgery and virtual reality training: a current review. *Surgical Endoscopy*, 23(6), 1180–1190
- [30] Ulrich, S.; Kuhlen, T. (2012). Haptic Palpation for Medical Simulation in Virtual Environments," *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions*, Vol.18, No.4, 617-625.
- [31] Coles, TR, John NW, Gould DA, Caldwell DG. "Haptic Palpation for the Femoral Pulse in Virtual Interventional Radiology" *Advances in Computer-Human Interactions.* (2009). ACHI '09. Second International Conferences, 193-198.
- [32] Coles TR, John N, Gould DA, Caldwell DG. "Integrating Haptics with Augmented Reality in a Femoral Palpation and Needle Insertion Training Simulation," *Haptics, IEEE Transactions on*, vol.4, no.3, pp.199-209
- [33] Moran JF. Pulse. In: Walker HK, Hall WD, Hurst JW, editors. *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations.* 3rd edition. Boston: Butterworths; 1990. Chapter 17.
- [34] Kelly, R., & Fitchett, D. (1992). Noninvasive determination of aortic input impedance and external left ventricular power output: A validation and repeatability study of a new technique. *Journal of the American College of Cardiology*, 20(4), 952–963.
- [35] van Dijk SC, Enneman AW, Swart KM, van Schoor NM, Uitterlinden AG, Smulders YM, van den Meiracker AH, van der Velde N, Mattace-Raso FU; (2013) Oscillometry and

- applanation tonometry measurements in older individuals with elevated levels of arterial stiffness. *Blood Press Monit.* 2013 Dec;18(6):332-8
- [36] Hametner B, Wassertheurer S, Kropf J, Mayer C, Eber B, Weber T. (2013) Oscillometric estimation of aortic pulse wave velocity: comparison with intra-aortic catheter measurements. *Blood Press Monit.* 2013 Jun;18(3):173-6
- [37] Nelson, M. R., Stepanek, J., Cevette, M., Covalciuc, M., Hurst, R. T., & Tajik, A. J. (2010). Noninvasive Measurement of Central Vascular Pressures With Arterial Tonometry: Clinical Revival of the Pulse Pressure Waveform. *Mayo Clin Proc.* 2010 May; 85(5): 460–472.
- [38] Hofman, A., Popele, N. M. Van, Bos, M. L., Schalekamp, M. A. D. H., Asmar, R., Reneman, R. S., Witteman, J. C. M. (2006). Arterial Stiffness and Risk of Coronary Heart Disease The Rotterdam Study. *Circulation* (2006);113:657–63.
- [39] Kim, Y., & Kesavadas, T. (2004). The Haptic Kymograph: Towards Transmission of Diagnostic Vital Signs, 494–497.
- [40] Ullrich, S., Member, S., & Kuhlen, T. (2012). Haptic Palpation for Medical Simulation in Virtual Environments, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 18, No. 4.
- [41] Coles, T. R., Meglan, D., Member, S., & John, N. W. (2011). The Role of Haptics in Medical Training Simulators: A Survey of the State of the Art. *IEEE Transactions on Haptics*. Vol. 4, No. 1, 51–66.
- [42] Hung, G. M. Y., John, N. W., Hancock, C., Gould, D. A., & Hoshi, T. (2013). UltraPulse – Simulating a Human Arterial Pulse with Focussed Airborne Ultrasound, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*; 2013:2511-4.
- [43] Z. A. Goldberg (1971) *Acoustic Radiation Pressure*. In *High-Intensity Ultrasonic Fields*. New York, NY. ISBN: 9781475754100
- [44] Cardionics (n.d.) (2016) UTMB STS Product details. Available: <http://www.cardionics.com/utmb-sts-self-teaching-system-for-cardiac-auscultation.html>
- [45] Leclair, A., & Wolfer, J. (2015). Haptic Representation of Aortic Pressure Waveforms Using Synthetic ECG Derived Time Intervals, 2015 3rd Experiment International Conference (exp.at'15) (June 2015), 310–315.
- [46] Wheat, H. E., Salo, L. M., & Goodwin, A. W. (2004). Human Ability to Scale and Discriminate Forces Typical of Those Occurring during Grasp and Manipulation, *The Journal of Neuroscience*, March 31, 2004. Vol. 24; No. 13:3394 –3401.
- [47] Rothman, M., Ruiz, P., Rezaenia, M. A., Rahideh, A., & Keeble, T. R. (2013). In Vitro Cardiovascular System Emulator (Bioreactor) for the Simulation of Normal and Diseased

Conditions With and Without Mechanical Circulatory Support In Vitro Cardiovascular System Emulator (Bioreactor) for the Simulation of Normal and Diseased Conditions With and Without Mechanical Circulatory Support. *Artif Organs*. 2013 June; Vol. 37; No. 6: 549–560.

- [48] SMC. (n.d.). Product Catalogue. Last accessed January, 2016, from https://www.smc.eu/portal_ssl/WebContent/digital_catalog/jsp/view_product_configurator.jsp?dc_product_id=39044.0&part_number=MQMLB25-100D.
- [49] SMC. (n.d.). Product Catalogue. Last accessed January, 2016, from https://www.smc.eu/portal_ssl/WebContent/digital_catalog/jsp/view_product_configurator.jsp?dc_product_id=39044.0&part_number=MQMLB25-100D.
- [50] SMC. (n.d.). Product Catalogue. Last accessed January, 2016. https://www.smc.eu/portal_ssl/WebContent/digital_catalog_2/jsp/view_product_configurator.jsp?dc_product_id=44149&part_number=ISE40A-N01-R-D-X50&filter_type=dc_search_filter&sub_filter_type=partnumber&filter_value=ISE40A-N01-R-D-X50.
- [51] Mabuchi Motor. RS-385PH. Last accessed June, 2016 Available: http://www.mabuchi-motor.co.jp/cgi-bin/catalog/e_catalog.cgi?CAT_ID=rs_385ph
- [52] Mabuchi Motor. RS-645VA. Last accessed June, 2016 Available: http://www.mabuchi-motor.co.jp/cgi-bin/catalog/e_catalog.cgi?CAT_ID=rs_645va
- [53] Arduino. (n.d.). Last accessed June, 2016 Arduino Uno <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
- [54] ST Electronics (n. d.) Last accessed June, 2016 Dual Full-Bridge Driver L298 Available: <http://www.st.com/web/en/resource/technical/document/datasheet/CD00000240.pdf>
- [55] Barr, M. (2001). Pulse width modulation. *Embedded Systems Programming*, 14(10), 103–104. Retrieved from http://homepage.cem.itesm.mx/carbajal/Microcontrollers/ASSIGNMENTS/readings/ARTICLES/barr01_pwm.pdf.
- [56] Arduino. (n.d.). Last accessed June, 2016 Environment Available: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Environment>
- [57] Processing. (n.d.). Last accessed June, 2016 Available: <https://processing.org/>
- [58] Arduino. (n.d.). Last accessed June, 2016 Interfacing Available: <https://playground.arduino.cc/Interfacing/Processing>
- [59] Stein, BE.; Stanford, TR.; Rowland, BA. (Dec 2009). The neural basis of multisensory integration in the midbrain: its organization and maturation. *Hear Res* 258 (1-2): 4–15.

- [60] Lewkowicz DJ, Ghazanfar AA (Nov 2009). The emergence of multisensory systems through perceptual narrowing" (PDF). *Trends Cogn. Sci. (Regul. Ed.)* 13 (11): 470–8.
- [61] Hidaka, S., Teramoto, W., & Sugita, Y. (2015). Spatiotemporal Processing in Crossmodal Interactions for Perception of the External World: A Review. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 9, 62.
- [62] Welch R. B., Warren D. H. (1986). Intersensory interactions, in *Handbook of Perception and Human Performance*, eds Boff K. R., Kaufman L., Thomas J. P., editors. (New York, NY: Wiley)
- [63] Shams L, Kamitani Y, Shimojo S (Dec 2000). Illusions. What you see is what you hear, *Nature* 408(6814):788).
- [64] Bresciani JP, Ernst MO, Drewing K, Bouyer G, Maury V, Kheddar A. (Apr 2005). Feeling what you hear: auditory signals can modulate tactile tap perception. *Exp Brain Res.* 162(2):172-80.
- [65] Doctors Gates (2010) Shapes of Arterial pressure waves Available: <http://doctorsgates.blogspot.pt/2010/12/shapes-of-arterial-pressure-waves.html>
- [66] Meriam Webster, Last Accessed June, 2016. Available: <http://www.merriam-webster.com/medical/dicrotic%20notch>
- [67] Kannangara, D. O., Davidson, S. M., Pretty, C. G., Corbett-davies, J., Desai, T., Shaw, G. M., & Chase, J. G. (2015). An Assessment of the Relationship between Dicrotic Notch Timing and Cardiac Preload, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2015 August; 1001-4.
- [68] Hebert Jean-Louis et al. (1995) Relation between aortic dicrotic notch pressure and mean aortic pressure in adults *American Journal of Cardiology*, Volume 76, Issue 4 , 301 – 306.
- [69] Chemla, D., Hebert, J. L., Coirault, C., Salmeron, S., Zamani, K., & Lecarpentier, Y. (1996). Matching dicrotic notch and mean pulmonary artery pressures: implications for effective arterial elastance. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 271(4).
- [70] Roth, G. A., & Fee, E. (2011). The Invention of Braille. *American Journal of Public Health*, 101(3), 454.

ANEXOS

ANEXO 1

Testes do dispositivo

Objetivos

Avaliar a capacidade do utilizador na identificação de diferentes pulsos arteriais, com feedback de força.

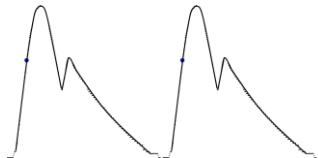
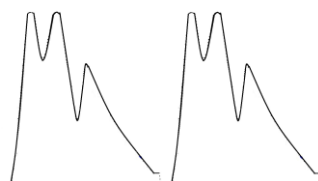
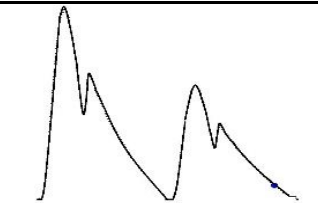
Avaliar a capacidade do utilizador na identificação de diferentes pulsos arteriais, com feedback de força e visual (interface gráfica).

Avaliar a influência do feedback visual no processo de treino com feedback de força.

Metodologia de teste

1. Definida uma sequência fixa de reprodução de pulsos arteriais, para identificação pelo utilizador (1ª pulso fisiológico, 2ª pulso *alternans*, 3ª pulso fisiológico e 4ª pulso *bisferiens*).
2. Realização da sequência pelo utilizador e registo da ordem percecionada (3 repetições) – apenas com uso de *feedback* de força – ensaio A.
3. Nova realização da sequência definida com uso simultâneo de *feedback* de força e de *feedback* visual.
4. Nova realização da sequência pelo utilizador e registo da ordem percecionada (3 repetições) – apenas com uso de *feedback* de força – ensaio B.

Folha de registo

Forma de Onda	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
			
			
			

Resultados

Capacidade do dispositivo reproduzir os três pulsos arteriais levando a uma identificação por utilizadores não especializados com uma taxa de sucesso superior a 70%.

Aumento significativo no sucesso de identificação do pulso arterial após treino com utilização de *feedback* visual.

Os resultados confirmam a potencialidade do *sistema sensorial de percepção tátil de sinais de pulso arterial*.

	Pulso fisiológico	Pulso <i>bisferiens</i>	Pulso <i>alternans</i>
Ensaio A	80,6%	77,1%	72,9%
Ensaio B	85,4%	100%	91,7%

Resultados detalhados dos testes

Ensaio A

Utilizador	ANTES DA VISUALIZAÇÃO DO INTERFACE												Total de erradas	Total de certas
	Ensaio 1				Ensaio 2				Ensaio 3					
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4		
1	C	B	C	C	B	C	C	C	C	A	B	C	9	3
2													0	12
3													0	12
4			B		B	C	A	C	A	A	B	C	8	4
5			B										1	11
6			C										1	11
7													0	12
8		B	C		B	C	C		C	B		C	6	6
9		B		C	B				B	B			4	8
10													0	12
11		B	C	C	B	C	C	C	B	B	C	A	10	2
12													0	12
13						C			A	A	C		3	9
14			B										1	11
15													0	12
16													0	12

Ensaio B

Utilizador	DEPOIS DA VISUALIZAÇÃO DO INTERFACE												Total de erradas	Total de certas
	Ensaio 1				Ensaio 2				Ensaio 3					
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4		
1	B				B						B		3	9
2													0	12
3													0	12
4			C						B				2	10
5													0	12
6													0	12
7													0	12
8	B				B						B		3	9
9		B	C			B	C			B	C		6	6
10													0	12
11	B				C					B			4	8
12													0	12
13													0	12
14													0	12
15													0	12
16													0	12

Nota: a verde resposta correta, a vermelho resposta errada