

Dispositivo para treino na manipulação de objetos de uso quotidiano

Diogo Moura da Fonseca

Dissertação de Mestrado

Orientadores:

Prof. Paulo Augusto Ferreira de Abreu

Prof. Maria Teresa Restivo



Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica
Ramo de Automação

Abril de 2016

Resumo

Com o aumento da esperança média de vida, aumenta também o risco de lesão prolongada, sendo o AVC uma das principais causas das incapacidades motoras. No sentido de proporcionar uma reabilitação cada vez mais rápida e eficaz, têm sido desenvolvidos sistemas que auxiliam a recuperação do paciente a nível físico e até psicológico.

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um dispositivo que no contexto da reabilitação e da terapia ocupacional está vocacionado para treino na manipulação de objetos de uso quotidiano.

Esta dissertação está dividida em duas componentes: a primeira reporta o desenvolvimento de uma superfície de contacto com deformação variável capaz de conferir ao dispositivo diferentes perceções de rigidez, quando manipulado. A segunda apresenta o trabalho desenvolvido para instrumentar um dispositivo em forma de copo com sensor de orientação e posição, e o desenvolvimento de uma aplicação informática capaz de registar e representar as perceções de movimentação do dispositivo referido. Esta aplicação foi desenvolvida em forma de um *serious game*, visando a execução de manipulação fina de objetos de uso comum. Os resultados obtidos pelos pacientes são registados para que o terapeuta acompanhe o seu processo evolutivo.

Foi provado o conceito de alteração da perceção de rigidez na superfície desenvolvida e foi implementado, com sucesso, o jogo proposto. Este foi testado por pessoal técnico do Serviço de Medicina Física e Reabilitação do Hospital-Escola da Universidade Fernando Pessoa, tendo sido concluída a sua pertinência na área da reabilitação da mão.

Abstract

With the increasing of life expectancy, it also increases the risk of prolonged injury, being the stroke the major cause of motor disabilities. In order to provide a fast and effective rehabilitation there are systems that are being developed to help in the physical and psychological recover of a patient.

The objective of this thesis is to develop a rehabilitation and occupational therapy device orientated to hand movement training.

The present work is split in two major components: the first one is the development of an adjustable contact surface that is capable of granting different perceptions of stiffness. The second one is the instrumentation of a device with orientation and positioning sensors, and a computer program capable of identifying and visually representing the perception of the movement of the device when manipulated.

At the same time it was developed a serious game, based on the sensorized device, that focus on fine manipulation exercises of commonly used objects in our daily lives. The game also records the patients results so the therapist can track its progress.

It has been found that the developed adjustable contact surface is able to accomplish its intended purpose of changing its stiffness perception to the touch and that the proposed game has been successfully implemented, concluding that this can be used for rehabilitation exercises of the human hand.

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer aos meus orientadores, Prof. Paulo Augusto Ferreira de Abreu e Prof. Maria Teresa Restivo, e a um funcionário exemplar da casa, Joaquim Silva, por todo o apoio e ajuda prestada ao longo destes meses.

Em segundo gostaria de agradecer à minha família por me ter proporcionado todas as condições necessárias para a concretização do meu ciclo de estudos.

Em terceiro, e não menos importante, a todos os meus amigos, colegas e barras da Madalena, pelo suporte prestado ao longo dos anos.

Índice

Resumo	i
Abstract.....	iii
Agradecimentos	v
Índice.....	vii
Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xi
Abreviaturas	xiii
1 - Introdução	1
1.1 - Introdução.....	1
1.2 - Reabilitação Motora e Contextualização	2
1.3 - Objetivos	6
1.4 - Estrutura da Dissertação.....	6
2 - Estudo Prévio de Superfície de Contacto com Rigidez Mecânica Ajustável	7
2.1 - Introdução.....	7
2.2 - Conceção do Sistema	7
2.3 - Solução de Comando	11
2.4 - Implementação de Provas de Conceito	12
2.5 - Testes	17
2.6 - Conclusão	18
3 - Desenvolvimento de Sistema de Sensorização e Monitorização	19
3.1 - Introdução.....	19
3.2 - Seleção de Sensores	19
3.3 - Arquitetura Global do Sistema	22
3.4 - Implementação da Eletrónica de Comando e Programação	24
3.5 - Testes	30
3.6 - Conclusão	31
4 - Estrutura e Desenvolvimento de um Jogo para Treino na Manipulação de Objetos.....	33
4.1 - Introdução.....	33
4.2 - Estrutura e Funcionamento	33
4.3 - Implementação.....	34
4.4 - Testes	37
4.5 - Conclusão	39
5 - Conclusões e Trabalhos Futuros	41
5.1 - Conclusão	41
5.2 - Trabalhos Futuros.....	42
Referências	43
Anexo A.....	45

Lista de Figuras

Figura 1.1 - Exemplos de dispositivos de auxílio nas AVD. A - <i>smart coaster</i> ; B - <i>smart mug</i>	3
Figura 1.2 - Diferentes cabeças de ferramenta do Haptic Knob.	4
Figura 1.3 - Dispositivo Pablo, observando-se dois tipos de movimentos em acessórios distintos.	4
Figura 1.4 - 2-DOF Robotic Interface.	4
Figura 1.5 - À esquerda: Diferentes vistas do copo; À direita: Ambiente virtual com feedback visual da deformação, de acordo com a simulação do material pretendido.	5
Figura 2.1 - Esquerda: solução com ajuste manual; Direita: exemplo de um conjunto servomotor + redutor para controlo de posição da mola da figura da esquerda, atuado automaticamente através de um computador.	8
Figura 2.2 - Formação de cadeias de partículas na direção das linhas de campo magnético gerado.	8
Figura 2.3 - Utilização de material granulado sob o efeito de vácuo para alteração/criação de forma/rigidez.	8
Figura 2.4 - Princípio de funcionamento de garra de vácuo de material granulado.	9
Figura 2.5 - Cadeia de granulado comporta-se como material rígido quando a força é aplicada na direção de compactação.	10
Figura 2.6 - Imagens em microscópio dos grãos testados. Em cima, esquerda para a direita: Café de moagem grossa, café de moagem fina, serrim de madeira; Em baixo, esquerda para a direita: Esferas de vidro sólidas, Esferas de vidro ocas, Diatomito;	10
Figura 2.7 - Diagrama do circuito pneumático feito no PneuSim Pro.	11
Figura 2.8 - Pressão de vácuo gerada consoante a pressão de alimentação.	12
Figura 2.9 - Esquema construtivo do protótipo. Verde: Membrana criada com uma luva latex; Laranja: Filtro de café; Azul: Material granulado.	13
Figura 2.10 - Efeito da humidade na cevada.	13
Figura 2.11 - Deformação plástica de uma garrafa após sujeita a uma pressão de vácuo.	14
Figura 2.12 - Teste de café de moagem grossa em garrafa mais consistente.	14
Figura 2.13 - Comparação entre o núcleo inicial de duas provas de conceito (já com filtro). Em cima: antigo; Em baixo: novo núcleo.	14
Figura 2.14 - À esquerda: Granulado distribuído uniformemente pela membrana; À direita: Força gravítica acumula o granulado no fundo da membrana.	15
Figura 2.15 - Exemplo de funcionamento de uma garra de vácuo com material polimérico na cabeça da ferramenta [17].	15
Figura 2.16 - EPDM de célula fechada e furos padronizados.	16
Figura 2.17 - Prova de conceito com EPDM de célula fechada e membrana de latex.	16
Figura 2.18 - Diferença entre polímeros de célula aberta (esquerda) e fechada (direita) [18].	16
Figura 2.19 - Prova de conceito com Poliuretano: Núcleo de acrílico e cobertura com membrana de latex com espessura de 0.33 mm.	17

Figura 2.20 - Comparação entre as provas de conceito criadas. À esquerda: café de moagem grossa; À direita: Poliuretano de célula aberta;	17
Figura 2.21 - Estudo sobre melhor sensação tátil. Granulado: 21%; Polímero: 79%.	18
Figura 3.1 - Vista dos componentes internos de um Kinect da Microsoft.	20
Figura 3.2 - Integrado MPU6050 da Invensense Inc.	20
Figura 3.3 - Exemplo de sensor Ultrassônico, HC-SR04.	20
Figura 3.4 - Variação da magnitude do sinal da distância medida em relação ao ângulo de inclinação.	21
Figura 3.5 - Portas do PIC24 utilizadas. Vermelho: 3.3 V (tracejado: 5 V); Preto: GND; Roxo:	23
Figura 3.6 - Arquitetura global do sistema.	23
Figura 3.7 - Diagrama representativo da arquitetura geral do sistema de monitorização e comando.	24
Figura 3.8 - Circuito eletrônico de comando implementado. À direita: detalhe do IMU e cabo USB.....	24
Figura 3.9 - Esquema da montagem do USB.	25
Figura 3.10 - Divisor de tensão para integração do LDR. Esquerda: quanto mais escuro, maior o valor da resistência do LDR e maior a tensão de saída; Direita: quanto mais luminosidade, menor a resistência, maior a tensão de saída.	25
Figura 3.11 - Calibração do MPU6050.	27
Figura 3.12 - Comparação entre o filtro complementar processado pelo microcontrolador e pelo DMP™, testados num MPU6050 [26].	28
Figura 3.13 - Comparação entre giroscópio, acelerómetro e o filtro complementar [27].	29
Figura 3.14 - Ambiente do programa com exemplo de rotação dos indicadores, em graus, que acompanham a movimentação do dispositivo real. No exemplo: Roll = -88 °; Pitch = 1 °.	30
Figura 4.1 - Os dois da esquerda dizem respeito à estrutura do copo: vista raio-X do esqueleto interno e da malha; Ao centro: copo; Os dois da direita: deformação devido à simulação da força de preensão.....	34
Figura 4.2 - Menu inicial do jogo.	35
Figura 4.3 - Menu inicial do jogo após login.	35
Figura 4.4 - <i>Screenshot</i> do ambiente de jogo. Aos 43 segundos o <i>score</i> era 1.....	36
Figura 4.5 - Menu final do jogo e bloco de notas com o histórico de informação do paciente.	36
Figura 4.6 - Diferentes <i>Colliders</i> testados no copo fantasma. Nota: O copo do utilizador é idêntico.	37
Figura 4.7 - Exemplo de funcionamento do <i>software</i>	37
Figura 4.8 - Profissionais de saúde do HEFP a testarem o jogo.....	38

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Comparação entre as funcionalidades dos diferentes dispositivos	5
Tabela 2 - Comparação entre diferentes soluções.	9
Tabela 3.1 - Comparação das vantagens e desvantagens dos diferentes sensores.	21
Tabela 3.2 - Queda de tensão nas leituras do LDR.	26

Abreviaturas

AVC	Acidente vascular cerebral;
AVD	Atividades de vida diárias;
DLL	Dynamic-Link Library;
DOF	Degrees of Freedom;
EPDM	Ethylene Propylene Diene Monomer;
FEUP	Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto;
I ² C	Inter-Integrated Circuit;
IMU	Inertial Measurement Unit;
HEFP	Hospital-Escola Fernando Pessoa;
LDR	Light Dependent Resistor;
LED	Light Emitting Diode;
LIM	Laboratório de Instrumentação para Medição;
MARG	Magnetic, Angular Rate, and Gravity;
OTG	On-the-Go (associado ao USB);
PC	Personal Computer;
PET	Politereftalato de Etileno;
PMMA	Polimetil-Metacrilato;
SCL	Serial Clock Line;
SNC	Sistema Nervoso Central;

Capítulo 1

Introdução

1.1 - Introdução

Hoje em dia, é cada vez mais frequente depararmos-nos com casos de incapacidade devido às mais diversas patologias. A afeção do membro superior, resultante de queimaduras, lesões do SNC (sistema nervoso central), AVC (acidente vascular cerebral), acidentes decorrentes de atividade física, entre outros, são exemplos de enfermidades que podem condicionar em vários sentidos as AVD (atividades de vida diárias) do doente. A par do desenvolvimento na Medicina, tem-se, também, verificado um importante desenvolvimento no campo da Engenharia Biomecânica, indo de encontro às necessidades dos pacientes e tornando a reabilitação mais rápida e eficaz. O Homem requer autonomia para viver integrado na sociedade atual, tendo de estar perfeitamente apto para tratar dos seus afazeres sem ajuda de terceiros. Nesse sentido, a tecnologia tem crescido permitindo ir encontro das necessidades de reaprendizagem/reabilitação desses indivíduos.

De todas as patologias que podem levar à incapacidade da realização de movimentos da mão, as principais responsáveis são as doenças cardiovasculares (enfarte e/ou AVC). Assim, surge a necessidade de se estudar e investir na área da reabilitação/reaprendizagem [1].

Só nos Estados Unidos, por ano, esta doença é responsável por 1 em cada 20 mortes [2], despendendo-se anualmente imensos recursos em serviços de saúde, medicação e dias de baixa daí decorrentes. Há dois tipos de AVC, os hemorrágicos (Intra-cerebral ou subdural - entre o cérebro e a dura-mater) e os isquémicos (Embólicos - qualquer parte do corpo; ou trombótico - dentro do cérebro) [3]. O primeiro ocorre quando um vaso sanguíneo fragilizado se rompe e espalha sangue no tecido cerebral. O segundo, que afeta 87% dos casos, ocorre quando há uma obstrução nos vasos que irrigam o cérebro [4]. Os graus de invalidez originados dependem da área do cérebro que é afetada; associado a isto, temos os fatores de risco bastante frequentes em toda a população: hipertensão, diabetes, doenças cardíacas, tabagismo, alcoolismo, obesidade, sedentarismo, entre outros. Assim surge a necessidade de classificar e agrupar a perda de faculdades relacionada com cada tipo de lesão [5]:

Motora:

1. Hipotonia: atrofia muscular.
2. Hipertonia: aumento da contração muscular.
3. Incapacidade de estabilizar uma articulação para permitir outra mover-se (distribuição desequilibrada do peso, incapacidade de transferir o peso do corpo de um lado para o outro, etc.).

Perceptual:

1. Apraxia: Incapacidade de desempenhar movimentos propositados, apesar de existir um controlo motor normal.
2. Agnosia: Incapacidade de reconhecer objetos familiares usando um dos sentidos (embora este esteja funcional).
3. Relações espaciais: Incapacidade de reconhecer forma, posição de objetos, etc.

Sensorial:

1. Perda de sensação, como tato (suave e profundo), dor e temperatura (parcial ou completa).
2. Resposta fraca dos proprioceptores do lado afetado, causando problemas de equilíbrio e posicionamento/movimento dos membros.

Cognição e comunicação:

1. Falta de concentração/memória.
2. Dificuldade em tomar decisões/memorizar sequências.

Psicológico:

1. Ansiedade.
2. Depressão.
3. Frustração.

Estas lesões podem ser minoradas com recurso a dispositivos que desafiem os pacientes física e psicologicamente. O trabalho foca-se no estudo e desenvolvimento de dispositivo para reabilitação e terapia ocupacional, dedicado aos movimentos da mão, com foco em exercícios que envolvam a manipulação fina de objetos de uso comum.

1.2 - Reabilitação Motora e Contextualização

As vítimas deste tipo de lesões perdem faculdades e têm de reaprender tarefas do dia a dia que, outrora, foram básicas, tais como: vestir uma *t-shirt*, apertar os cordões, pegar num copo, etc. A terapia de reabilitação, normalmente, consiste na manipulação do membro afetado por um fisioterapeuta, ou terapeuta ocupacional, que ajuda o paciente a readquirir o controlo sobre esse mesmo membro. Há, por isso, uma necessidade de recorrer cada vez mais ao uso de dispositivos tecnológicos que permitem alcançar resultados de forma rápida, com menores custos e, se possível, que sejam apelativos para o paciente. Estes devem ser capazes de auxiliar na reaprendizagem de motricidade grossa (segurar uma bola) e fina (pressionar os

botões de um comando) da mão. Para facilitar esse processo há uma necessidade de dispor de dispositivos instrumentados e com interfaces de utilização adequadas que permitam interação, registo dos dados e motivação dos pacientes, sendo exemplos:

Smart Coaster [6]

Este dispositivo compreende uma base para chávenas instrumentada, Figura 1.1A, com acelerómetro e giroscópio, sensores de força e módulo de comunicação Bluetooth. Os sensores de força desfasados 120° uns dos outros permitem inferir se está a entrar ou a sair líquido do seu interior; o acelerómetro e giroscópio trabalham em conjunto para indicar a inclinação e movimentação da chávena e o módulo Bluetooth envia os dados em tempo real para um computador que mapeia e regista todas as ações exercidas pelo paciente. Apesar de ser móvel, trata-se de um dispositivo de recolha de informação e não se conhecem trabalhos que o explorem relativamente à reaprendizagem de movimentos finos da mão.

Smart Mug [7]

Este dispositivo tem a forma de uma caneca que fornece indicação da temperatura adequada para ingestão (Figura 1.1B). Não requer pilhas nem baterias, pois a energia necessária para acender os LED é proveniente do gradiente de temperaturas. A perda sensorial pode interferir na capacidade de identificar temperaturas, pelo que é um dispositivo interessante para avaliar a temperatura do líquido a ingerir, no entanto não está vocacionado para a reabilitação motora da mão, pois é apenas sensorial.

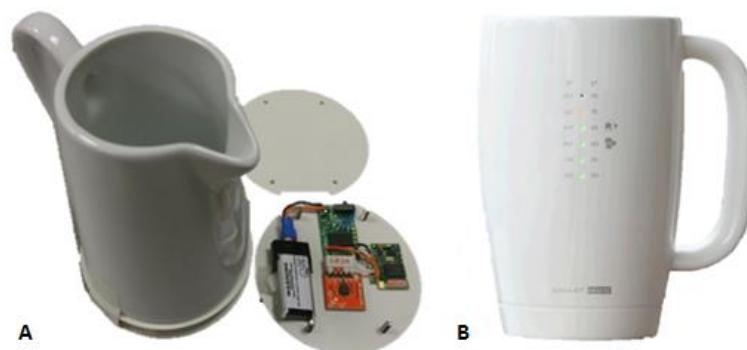


Figura 1.1 - Exemplos de dispositivos de auxílio nas AVD. A - *smart coaster*; B - *smart mug*.

Haptic Knob [8]

Este sistema é constituído por uma estrutura em paralelogramo equipada com quatro sensores de força dispostos próximos da cabeça da ferramenta, local onde o paciente interage com a máquina. Este dispositivo tanto permite treinar a recuperação da força de preensão através da fixação dos dedos dentro da estrutura (Figura 1.2: A e B), como permite em casos mais severos de paralisia treinar a abertura total da mão, com o auxílio de uma cabeça de ferramenta em forma de cone (Figura 1.2: C e D). É um dispositivo vocacionado para a reabilitação fina e grossa da mão, mas que não apresenta uma interface gráfica motivacional.

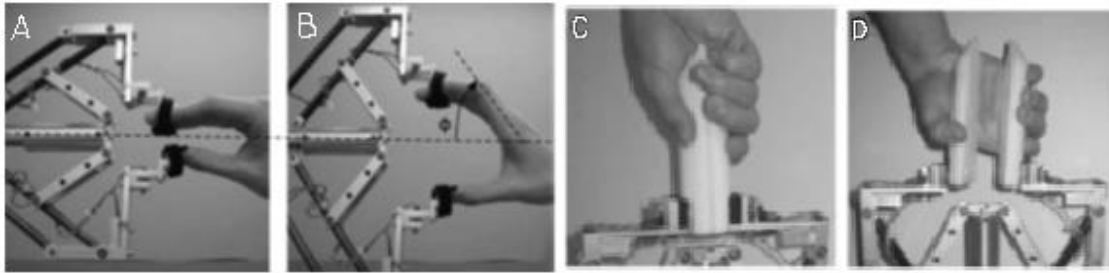


Figura 1.2 - Diferentes cabeças de ferramenta do Haptic Knob.

Pablo, Tyromotion GmbH [9]

Pablo é um dispositivo para reabilitação motora do punho e braço, dotado de um sistema de controlo de posição e orientação, que se assemelha ao comando de uma consola de videojogos Wii. Este dispositivo pode ser manipulado *per se*, ou pode ser utilizado com acessórios (Figura 1.3). Pablo possui uma interface gráfica com jogos educativos que motivam o paciente e que registam a sua evolução, no entanto não está vocacionado para motricidade fina da mão.

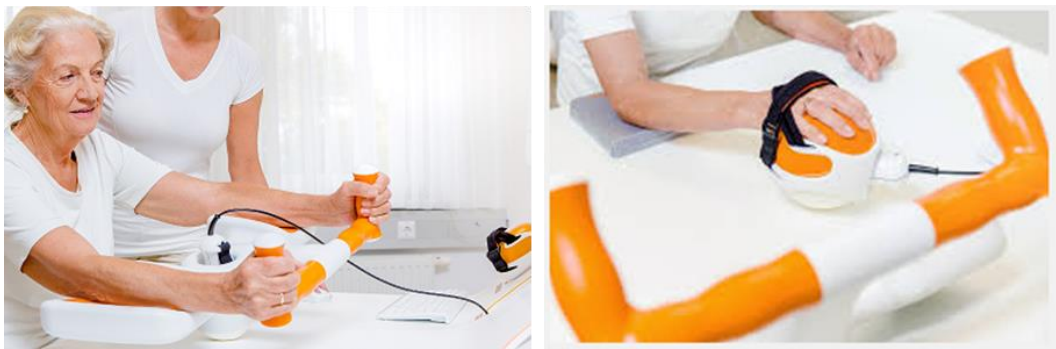


Figura 1.3 - Dispositivo Pablo, observando-se dois tipos de movimentos em acessórios distintos.

2-DOF Robotic Interface [10]

Este dispositivo com dois graus de liberdade (2DoF) é composto por um atuador linear encastrado no veio de um atuador angular. O atuador linear funciona como um dinamómetro e, quer este, quer o angular, podem oferecer alguma resistência ao movimento do paciente. O facto de também conter uma interface gráfica educativa torna-o interessante do ponto de vista da reaprendizagem (Figura 1.4).

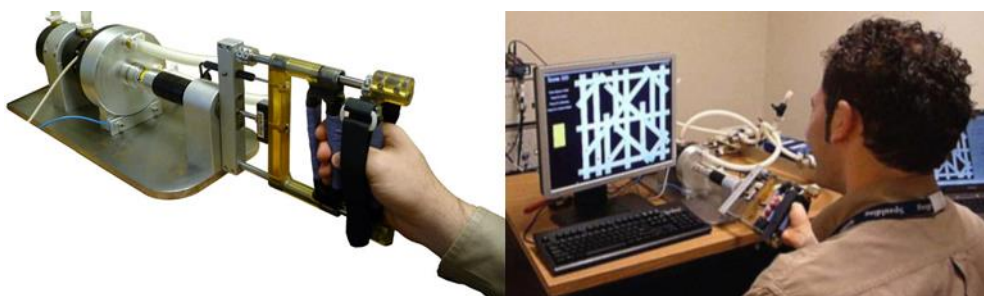


Figura 1.4 - 2-DOF Robotic Interface.

Embora estes dispositivos individualmente possuam características relevantes para a reabilitação, não estão vocacionados nem devidamente instrumentados para a reaprendizagem da movimentação fina da mão.

ReHabCup

Trata-se de um dispositivo, em forma de copo, que tem vindo a ser desenvolvido no LIM, FEUP, que está instrumentado com uma célula de carga para medir a força de preensão. Este valor é enviado para o computador onde um ambiente virtual se encarrega de apresentar o dispositivo com uma deformação virtual de 3 tipos: rígida, semirrígida e flexível.

A deformação do corpo físico é praticamente inexistente, pelo que é essencial o estímulo visual dado pela interface gráfica motivando psicologicamente o paciente. Na Figura 1.5, à direita, é possível observarem-se duas representações do copo quando sujeito à mesma força de preensão (4.4 kgf), mas em que num caso é selecionado um comportamento “rígido” e no outro “flexível”. Esta força de preensão é medida e enviada para o computador em tempo real, para que possa realizar a representação do copo. Trata-se um objeto de uso comum, pelo que é interessante do ponto de vista da reaprendizagem. Na Tabela 1 é visível uma comparação entre os diferentes dispositivos.



Figura 1.5 - À esquerda: Diferentes vistas do copo; À direita: Ambiente virtual com feedback visual da deformação, de acordo com a simulação do material pretendido.

Tabela 1 - Comparação entre as funcionalidades dos diferentes dispositivos

	Smart Mug	Smart Coaster	Haptic Knob	Pablo	Robotic Interface	ReHabCup
Comercialização	Comercial	Académico	Académico	Comercial	Académico	Académico
Comunicação	Inexistente	Sem fios	Cabo	Cabo	Cabo	Cabo
Interface Visual	Não	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Serious Game	Não	Não	Não	Sim	Sim	Não
Movimentos	Grossos	Grossos	Grossos, Finos	Grossos	Grossos, Finos	Grossos, Finos
Sensorização	Irrelevante	Acelerómetro, Giroscópio, Sensores de Força	Sensores de Força	Acelerómetro, Giroscópio	Sensores de Força	Sensores de Força
Uso nas AVD	Sim	Sim	Não	Não	Não	Sim

1.3 - Objetivos

O presente trabalho é estruturado tendo por base dar continuidade ao desenvolvimento do dispositivo sensorial, que presentemente assumiu a forma de um copo, que tem decorrido no LIM, FEUP, e abordando dois aspetos complementares. Por um lado, pretende-se testar a possibilidade de dotar o dispositivo de sensorização de orientação e posição. Por outro pretende-se dotar o dispositivo com uma superfície de contacto que possa ser controlada para apresentar diferentes comportamentos de resistência à deformação, de modo a que o utilizador, para além do *feedback* visual possa também dispor de informação sensorial. Os objetivos da dissertação são os seguintes:

- Estudar soluções construtivas que permitam conferir à superfície do dispositivo a capacidade de apresentar rigidez mecânica ajustável;
- Dotar o dispositivo instrumentado com um sensor de aceleração/giroscópio;
- Conceber uma solução de atuação e comando para o dispositivo;
- Implementar provas de conceito para ambos os aspetos;
- Testar, validar e demonstrar a utilização de provas de conceito;
- Desenvolver uma aplicação informática que permita implementar exercícios de treino de manipulação do dispositivo, tirando partido da nova sensorização a implementar;

1.4 - Estrutura da Dissertação

A presente dissertação é composta por um total de cinco capítulos, de entre os quais este introdutório, onde se apresenta uma contextualização do tema, justificando a necessidade de desenvolvimento deste tipo de dispositivos.

O segundo capítulo, “Estudo Prévio de Superfície de Contacto com Rigidez Mecânica Ajustável”, é apresentado o processo evolutivo das provas de conceito e a implementação da solução de comando. São ainda comparados dois protótipos finais para testar a validade do conceito.

O terceiro capítulo, “Desenvolvimento de Sistema de Sensorização e Monitorização”, incide sobre o desenvolvimento de um dispositivo sensorial e da respetiva implementação do circuito eletrónico de comando. É explicada a arquitetura de funcionamento, a escolha dos sensores e a integração dos mesmos. É ainda desenvolvido um programa que permite a comunicação dos dados dos sensores com um computador e o seu processamento.

O quarto capítulo, “Implementação de Jogo para Treino na Reabilitação”, descreve a elaboração de um *serious game*, cujo ambiente gráfico perceciona as sensorizações implementadas no dispositivo eletrónico. O jogo é ainda testado por profissionais da área para o qual ele está vocacionado.

Por último, no quinto capítulo, “Conclusão e Trabalhos Futuros”, são apresentadas as conclusões gerais do trabalho, assim como sugestões de trabalho a realizar com base no que foi desenvolvido.

Capítulo 2

Estudo Prévio de Superfície de Contacto com Rigidez Mecânica Ajustável

2.1 - Introdução

Para dotar o dispositivo sensitivo com uma superfície de contacto que possa apresentar três níveis diferentes (Rígido, semirrígido e flexível) de comportamento de resistência à deformação quando sujeita a operações de manipulação, foram consideradas algumas soluções construtivas. Foi desenvolvida uma solução de comando capaz de conferir a essa superfície os modos de deformação pretendidos e implementaram-se os protótipos de prova de conceito. Finalmente, estes foram submetidos a testes para averiguar o que apresenta melhores características.

2.2 - Conceção do Sistema

De forma a alterar a perceção de rigidez da superfície de contacto com deformação variável, foi considerada a viabilidade de três alternativas. A primeira envolveria a utilização de uma solução mecânica com recurso a molas, podendo o ajuste ser manual ou semiautomático, sendo este último conseguido através da utilização de um conjunto de servomotor e redutor. Está representado na Figura 2.1 um exemplo de uma possível adaptação de um dispositivo existente [11] por incorporação de um servomotor e redutor para motorização do dispositivo de ajuste da mola.



Figura 2.1 - À esquerda: solução com ajuste manual; À direita: exemplo de um conjunto servomotor + redutor para controlo de posição da mola da figura da esquerda, atuado automaticamente através de um computador.

A segunda seria a utilização um fluido magneto-reológico, composto à base de óleo e pequenas partículas magnéticas em suspensão, capaz de oferecer resistência à deformação pela formação de uma estrutura rígida na direção das linhas de campo geradas (Figura 2.2).

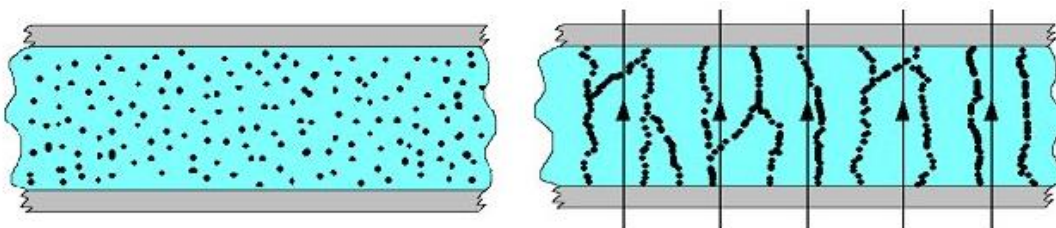


Figura 2.2 - Formação de cadeias de partículas na direção das linhas de campo magnético gerado.

A terceira alternativa passaria pela utilização de um sistema de atuação pneumático com recurso a partículas de material granulado. Esta solução requer a utilização de um *air pad* de partículas de material granulado e uma válvula geradora de vácuo, sendo a alteração da resistência à deformação da superfície conseguida por meio de regulação da pressão de vácuo (Figura 2.3).



Figura 2.3 - Utilização de material granulado sob o efeito de vácuo para alteração/criação de forma/rigidez.

Na Tabela 2 é apresentada uma comparação entre as três opções possíveis de serem implementadas como sistema de atuação da superfície de contacto.

Tabela 2 - Comparação entre diferentes soluções.

Tipo de ajuste	Vantagens	Desvantagens
Ajuste manual	<ul style="list-style-type: none"> - Construção simples; - Barato; - Fácil utilização; 	<ul style="list-style-type: none"> - Regulação manual faz com que nunca se obtenham duas forças iguais; - Necessidade de parar o exercício para alterar a rigidez;
Ajuste semiautomático	<ul style="list-style-type: none"> - Rapidez/precisão de regulação; - Ajuste feito por computador; 	<ul style="list-style-type: none"> - Complexidade de construção; - Necessidade de uma interface computadorizada;
Solução pneumática	<ul style="list-style-type: none"> - Melhor sensação de alteração de rigidez (comparado com as anteriores); 	<ul style="list-style-type: none"> - Preço; - Necessidade de uma instalação pneumática; - Complexidade de construção; - Ocupa bastante espaço;
Fluído Magneto-reológico	<ul style="list-style-type: none"> - Tensão limite de elasticidade controlada de forma bastante precisa de acordo com a intensidade do campo magnético; 	<ul style="list-style-type: none"> - Complexidade de instalação; - Gravidade acumula fluído no fundo; - Utilização de óleos requer membrana especial; - Fontes de energia elétrica de elevada potência; - Preço;

Das soluções consideradas optou-se por trabalhar em torno da ideia da utilização de um acionamento pneumático, que permite a obtenção de uma solução construtiva relativamente simples, facilmente adaptável ao dispositivo existente e cuja solução de controlo é compacta e económica. O desenvolvimento da solução de acionamento pneumático adota e adapta o princípio de funcionamento existente em garras de vácuo que utilizam materiais granulados (Figura 2.4).

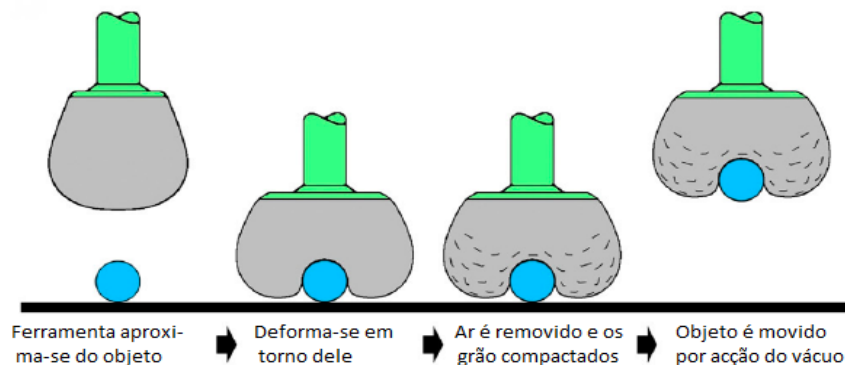


Figura 2.4 - Princípio de funcionamento de garra de vácuo de material granulado.

Uma maneira de alterar a percepção de rigidez de um objeto pode, assim, passar pela utilização de materiais granulados. Estes conseguem comportar-se como sólidos ou como líquidos, dependendo das solicitações mecânicas a que estão sujeitas. Enquanto um líquido se deforma constantemente por ação de forças exteriores, um sólido necessita de uma determinada tensão aplicada para se deformar plasticamente. Contudo, quando compactados sob o efeito de vácuo, estamos perante uma situação em que o material granulado apresenta um limite de elasticidade cujas forças podem ser distribuídas pelas cadeias de grãos, como se de um objeto rígido se tratasse [12] (Figura 2.5).

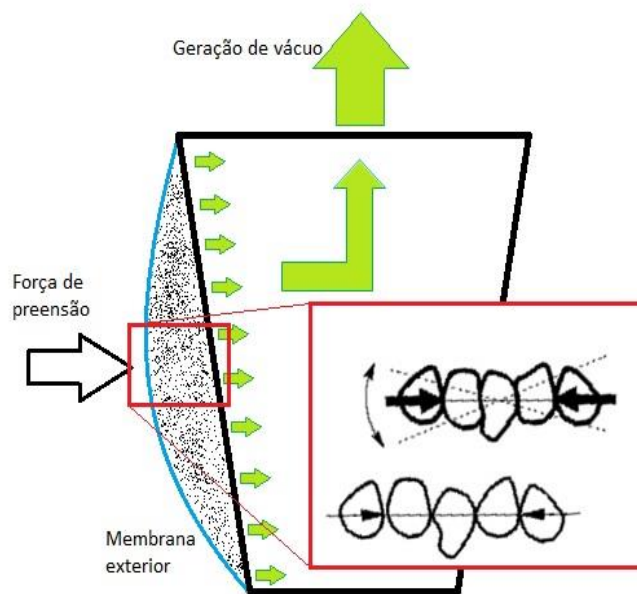


Figura 2.5 - Cadeia de granulado comporta-se como material rígido quando a força é aplicada na direção de compactação.

Recentemente, Cheng et al, 2012, [13] testou seis tipos de materiais granulados para atuadores de rigidez variável, escolhidos pelo seu nível de porosidade, tamanho e forma. São estes: café de moagem fina, moagem grossa, esferas de vidro ocas (10-50 μm), diatomito e serrim de madeira e esferas de vidro sólidas (100-200 μm) devido ao seu frequente uso em estudos de granulados (Figura 2.6).

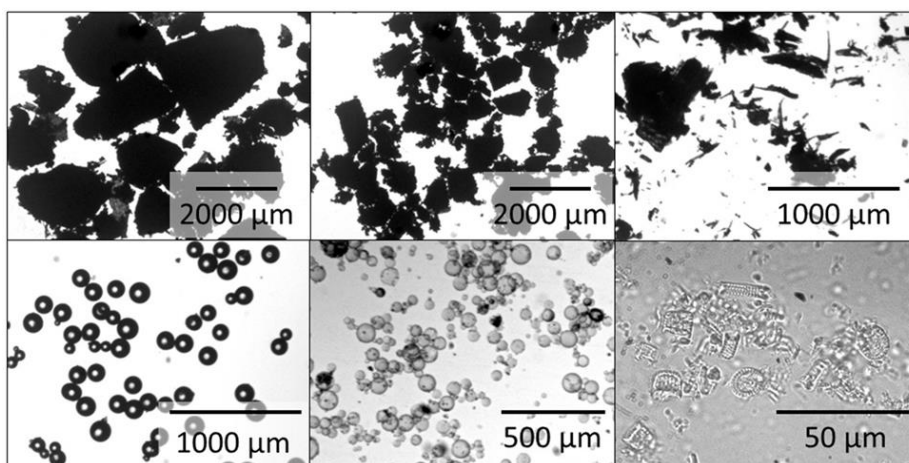


Figura 2.6 - Imagens em microscópio dos grãos testados. Em cima, esquerda para a direita: Café de moagem grossa, café de moagem fina, serrim de madeira; Em baixo, esquerda para a direita: Esferas de vidro sólidas, esferas de vidro ocas, diatomito.

Os testes realizados permitiram concluir que, embora o módulo de Young das esferas supere o do café de moagem grossa, o limite de elasticidade deste último supera o dos outros em, pelo menos 5 vezes, devido ao formato irregular dos grãos que se compactam melhor em vácuo [13]. Comparativamente com os restantes materiais, o café ainda contém na sua composição óleos naturais que, por ação das forças capilares entre partículas podem contribuir para o aumento da sua dureza [14].

Tem sido estudado o efeito que as diferentes propriedades desses materiais têm no desempenho das aplicações, tal como o tamanho, forma, densidade, etc. [13,15,16], pois a experiência de utilização é um fator que tem de ser levado em conta nas aplicações de reabilitação. Percebeu-se, então, que o café de moagem grossa é o material utilizado na grande maioria dos sistemas, pois tanto tem a relação mais favorável de força-peso, como uma elevada capacidade de deformação, já que este se pode mover livremente em direções arbitrárias. Relativamente às esferas de vidro ocas, as suas superfícies lisas fazem com que exista pouco atrito entre partículas, o que melhora a sensação tátil e permite um controlo preciso sobre os níveis de rigidez.

2.3 - Solução de Comando

Com base nesta recolha de informação, concebeu-se o dispositivo de uma solução baseada na utilização de vácuo para gerar a compactação do material granulado, criando assim uma superfície que pode ser disposta em torno de objetos, como um copo. (ver Figura 2.5). Tendo em consideração que se pretende dispor de três modos de rigidez: “Flexível”, “Semirrígido” e “Rígido”, a que corresponde a necessidade de dispor de três níveis distintos de pressão para alimentação da válvula geradora de vácuo, uma forma económica de o conseguir consiste na utilização de duas válvulas reguladoras de pressão com ajuste manual, sendo que a seleção da pressão a utilizar é feita por comutação de duas eletroválvulas 3/2 de retorno por mola. O restante equipamento consistiu numa válvula “OU”, estando o esquema de montagem que foi utilizado representado na Figura 2.7.

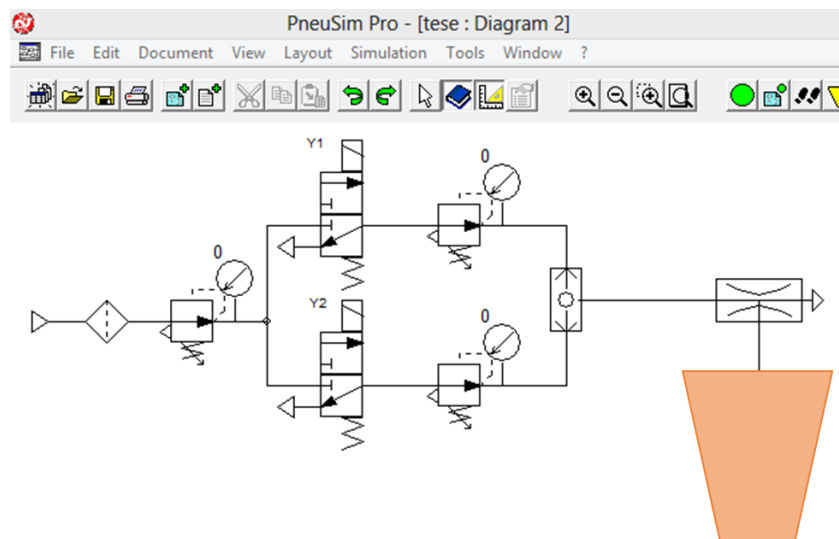


Figura 2.7 - Diagrama do circuito pneumático feito no PneuSim Pro.

Não listando o material necessário à própria instalação pneumática, os componentes selecionados para o circuito foram:

- 2x Eletroválvulas 3/2 normalmente fechadas, VT307-5DZ1-01F-Q;
- 2x Válvulas reguladoras de pressão, AR20-F01BE-B;
- 1x Válvula “OU”, EVR1210-F01;
- 1x Válvula geradora de vácuo, EZH10BS-F01-F01;

Testou-se a válvula geradora de vácuo com um transdutor de pressão da SMC (modelo: ZSE40A) com o intuito de se verificar a pressão de vácuo gerada pela válvula para diferentes pressões de alimentação (Figura 2.8). Foi concluído que os valores de pressão de vácuo obtidos eram adequados para a utilização desejada, bem como o caudal de sucção e o tempo de atuação.

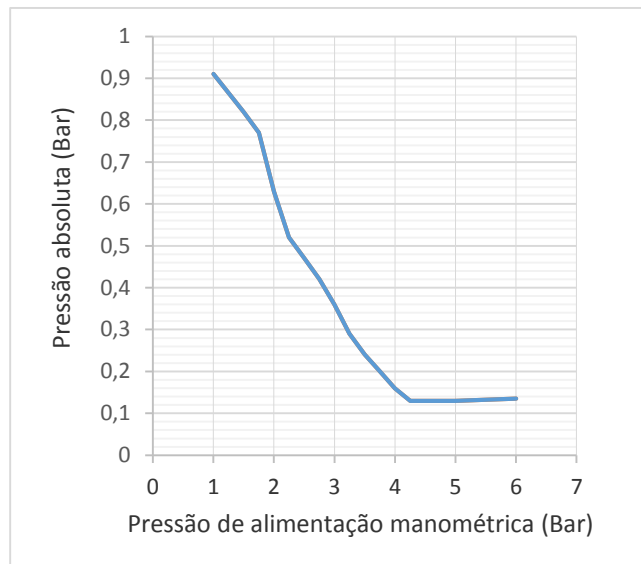


Figura 2.8 - Pressão de vácuo gerada consoante a pressão de alimentação.

Foi ainda selecionada uma válvula unidirecional (de retenção), de referência, EAK2000-F01, com o intuito de se avaliar a viabilidade da implementação de um sistema manual de geração de vácuo. Esta solução é interessante pois permite reduzir custos associados ao consumo de ar, no entanto requeria a adição de uma terceira eletroválvula para efetuar o escape, caso se quisesse uma solução totalmente controlada pela interface gráfica.

2.4 - Implementação de Provas de Conceito

Procedeu-se então à elaboração de vários protótipo que permitem testar e validar o conceito, permitindo ter uma ideia geral sobre o funcionamento/validade da solução.

O primeiro protótipo desenvolvido utilizou como elemento base uma garrafa de plástico revestida com latex, tendo sidos utilizados dois materiais granulados, café de moagem grossa e cevada de moagem fina. Foram utilizadas luvas de latex de espessuras compreendidas entre os 0.18 e os 0.33 mm e foi ainda utilizado um filtro de papel no interior da garrafa para que o material granulado não saísse do interior da membrana para o circuito pneumático, quando gerado o vácuo. A Figura 2.9 apresenta uma imagem e esquema da prova de conceito criada.

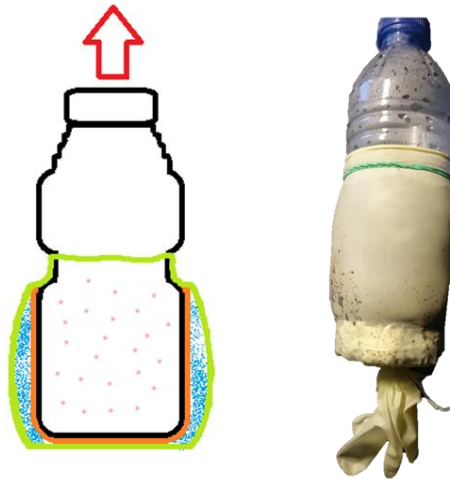


Figura 2.9 - Esquema construtivo do protótipo. Verde: Membrana criada com uma luva latex; Laranja: Filtro de café; Azul: Material granulado.

A válvula geradora de vácuo está ligada ao gargalo da garrafa, sendo que a seta vermelha indica a saída de ar. Este desloca-se pelo seu interior através dos orifícios existentes no corpo da garrafa (pontos cor-de-rosa assinalados na Figura 2.9). Esta solução mostrou-se promissora, pois quando o ar era removido era possível sentir-se a compactação dos grãos e, conseqüentemente, uma maior rigidez da garrafa. No entanto foram identificadas dois problemas, são eles:

Problema de Humidade:

Com o passar do tempo o vapor de água presente no ar dissolvia a cevada, e por ação do vácuo esta endurecia e compactava-se permanentemente (Figura 2.10). Este comportamento deve-se ao facto de se tratar de grãos de cevada solúvel, pelo que não se verificou com o café de moagem grossa.



Figura 2.10 - Efeito da humidade na cevada.

Problema Estrutural:

Como o material da garrafa é feito de um polímero termoplástico (PET) de baixa espessura, este deforma-se facilmente quer no domínio elástico, quer no plástico, quando sob ação de esforços transversais (por exemplo apertar a garrafa). Desta forma, quando se gera

uma pressão de vácuo elevada, as próprias paredes da garrafa cedem e deformam-se, não sendo possível manter a forma da garrafa (Figura 2.11).



Figura 2.11 - Deformação plástica de uma garrafa após sujeita a uma pressão de vácuo.

Este problema pode ser resolvido preenchendo o interior da garrafa com material adequado de modo a impedir a sua deformação. A Figura 2.12 apresenta uma implementação que foi testada com vácuo e que permitia que a garrafa não se deformasse. Todavia foi uma solução temporária até se encontrar um material melhor para o corpo.



Figura 2.12 - Teste de café de moagem grossa em garrafa mais consistente.

No seguimento dos problemas apresentados anteriormente, desenvolveu-se então um protótipo com núcleo rígido e abandonou-se a utilização de cevada. Utilizou-se um tubo de acrílico (PMMA) perfurado e fecharam-se as extremidades com politetrafluoretileno (teflon). Manteve-se a utilização de um filtro de papel a envolver o corpo cilíndrico. O revestimento exterior manteve-se em latex de 0.18 mm (Figura 2.13).



Figura 2.13 - Comparação entre o núcleo inicial de duas provas de conceito (já com filtro). Em cima: antigo; Em baixo: novo núcleo.

No entanto, sendo a rigidez a resistência que um corpo oferece à deformação provocada por uma força, a simples utilização de grãos de café (ou qualquer outro material granulado) não permite uma solução eficaz, pois a deformação que eles apresentam em vácuo corresponde a uma deformação viscosa: contínua e irreversível. Como consequência, as sucessivas alterações de pressão fazem com que o material granulado comece a acumular-se no fundo da membrana, por ação da força gravítica, retirando uma sensação uniforme e homogénea. (Figura 2.14).



Figura 2.14 - À esquerda: Granulado distribuído uniformemente pela membrana; À direita: Força gravítica acumula o granulado no fundo da membrana.

Baseado no funcionamento de outro tipo de garras de vácuo (Figura 2.15) foram avaliados outros materiais não granulares com comportamento elástico, de forma a que readquirissem o formato original após a sua deformação. A pesquisa centrou-se, então, no uso de polímeros elastoméricos de células fechada e aberta.



Figura 2.15 - Exemplo de funcionamento de uma garra de vácuo com material polimérico na cabeça da ferramenta [17].

Contactou-se a FLUIDOTRONICA, sucursal portuguesa de uma empresa (FIPA) que fabrica garras robóticas para utilização em vácuo, tendo sido possível a obtenção um material elastomérico de célula fechada (EPDM) com as seguintes medidas 800x115x20 mm e com furos padronizados de 11 mm de diâmetro. A principal funcionalidade destes é diminuir o tempo de recuperação de forma após geração ou remoção de vácuo. Esta é uma solução particular-

mente útil em ambientes fabris, em especial em linhas de produção, onde o tempo é levado em conta. Esta característica não se revelou de interesse para a finalidade pretendida, pois a presença dos furos confere uma superfície pouco homogênea na sensação tátil (Figura 2.16).



Figura 2.16 - EPDM de célula fechada e furos padronizados.

Criou-se então uma terceira prova de conceito para testar este material (Figura 2.17).



Figura 2.17 - Prova de conceito com EPDM de célula fechada e membrana de latex.

No entanto, o material de célula fechada contém ar enclausurado no seu interior, (Figura 2.18), pelo que quando submetido a vácuo não é possível remover o ar na sua totalidade, conservando parcialmente a sua elasticidade e não lhe conferindo as propriedades de um objeto rígido.

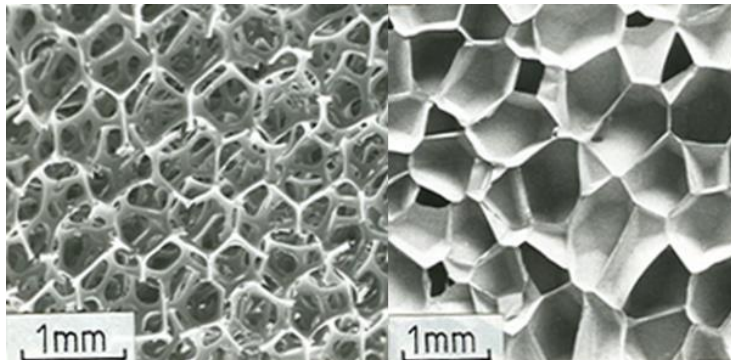


Figura 2.18 - Diferença entre polímeros de célula aberta (esquerda) e fechada (direita) [18].

Abandonando a hipótese dos polímeros de célula fechada, foi utilizado outro material elastomérico (Poliuretano) de célula aberta e construída uma quarta prova de conceito (Figura 2.19). Este apresenta um comportamento mais adequado, pelo que se adotou a sua utilização.



Figura 2.19 - Prova de conceito com Poliuretano: Núcleo de acrílico e cobertura com membrana de latex com espessura de 0.33 mm.

2.5 - Testes

Montaram-se duas provas de conceito idênticas, um com o material granulado e outro com o polímero elastomérico de célula aberta (Figura 2.20).



Figura 2.20 - Comparação entre as provas de conceito criadas. À esquerda: café de moagem grossa; À direita: Poliuretano de célula aberta;

Os testes foram realizados com pressões de alimentação da válvula geradora de vácuo de 1.5 e 4.5 Bar, sendo que a membrana exterior que revestia o ensaio de granulado tinha uma espessura de 0.22 mm, enquanto a do material polimérico tinha uma espessura de 0.33 mm.

Os protótipos foram submetidos a testes por 34 indivíduos aptos e capazes de distinguir sensações táteis. Foi perguntado “Qual dos dois protótipos proporciona uma melhor sensação ao tato?”, sendo que aproximadamente 21% da amostra (7 pessoas) optou pelo café e aproximadamente 79% preferiu a sensação proporcionada pelo material polimérico. (Figura 2.21). Esta discrepância de valores deve-se ao facto da utilização do material granulado não apresentar uma textura homogênea ao tato, como representado na Figura 2.14.

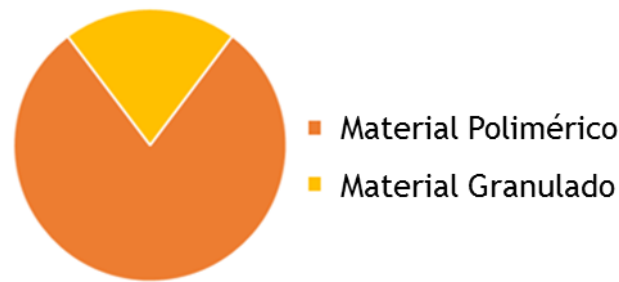


Figura 2.21 - Estudo sobre melhor sensação tátil. Granulado: 21%; Polímero: 79%.

2.6 - Conclusão

A solução desenvolvida consiste numa superfície de revestimento construída com material granulado (café de moagem grossa), ou de polímeros elastoméricos de célula aberta (poliuretano), que conferem ao dispositivo comportamentos de resistência à deformação de manipulação ajustáveis. No entanto, o material granulado apresenta menor retorno elástico e uma maior irregularidade superficial quando comparado com o material elastomérico.

A solução de circuito pneumática utilizada permite definir três níveis de pressão de vácuo, que corresponde a três comportamentos distintos, possibilitando uma solução de comando digital de simplicidade elevada.

Os dois níveis de pressão a utilizar podem ser ajustados manualmente, conferindo alguma flexibilidade ao sistema. Verificou-se ainda que o consumo de ar pode ser reduzido através da utilização de uma válvula de retenção.

Capítulo 3

Desenvolvimento de Sistema de Sensorização e Monitorização

3.1 - Introdução

Condicionado pelo dispositivo sensitivo existente no LIM, foram implementados sensores relevantes no âmbito da reabilitação da mão. Foi pensada uma arquitetura para o sistema e desenvolvida uma solução eletrónica de comando, tendo sido criado um *firmware* e uma aplicação informática. Os dados dos sensores são processados digitalmente e os resultados são apresentados graficamente.

Foi ainda contactado um terapeuta ocupacional no sentido de perceber quais as dificuldades dos pacientes durante o processo de reabilitação e, assim, definir quais os tipos de sensorizações que seriam mais úteis.

3.2 - Seleção de Sensores

Pretende-se que a interface gráfica seja capaz de obter uma perceção em tempo real da orientação e posição do copo instrumentado. Para o efeito foi testada a viabilidade de duas alternativas.

A primeira consistia em utilizar um sensor de movimento, como um Kinect [19]. Este dispositivo tem a capacidade de deteção de imagem, pelo que em termos de implementação seria necessário programá-lo para detetar o formato dos objetos de uso comum necessários para a reabilitação. A vantagem desta solução é a grande versatilidade na possibilidade de treino de manipulação, uma vez que pode ser definido para detetar talheres, escovas de dentes, etc.

Na Figura 3.1 são visíveis alguns componentes internos do aparelho: uma câmara RGB que torna possível a aquisição de imagens com distinção de cores; um emissor que propaga raios IV e um sensor de profundidade que deteta a reflexão desses raios nos objetos. A perceção espacial da sua posição advém do trabalho conjunto dos diversos componentes que fazem uma interpretação dos dados.

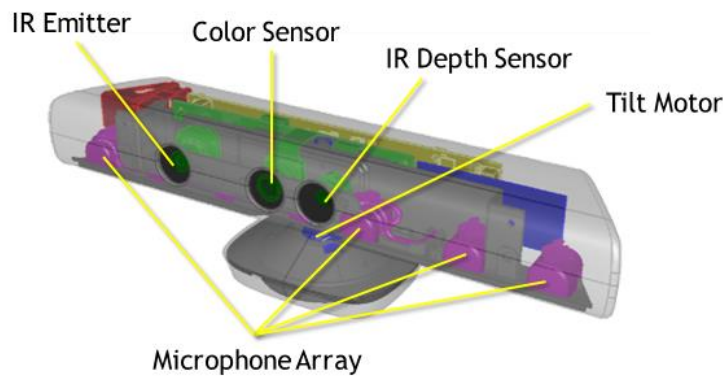


Figura 3.1 - Vista dos componentes internos de um Kinect da Microsoft.

A segunda consistia na utilização de uma unidade de medição inercial (IMU), isto é, um integrado que combina três eixos de acelerómetro com três eixos de giroscópio, capaz de medir as acelerações aplicadas no seu corpo pela ação de forças externas e a velocidade angular, respetivamente. Esta solução está limitada pelo objeto onde o sensor pode ser colocado, pelo que para simular diferentes objetos de uso comum, cada um deles teria de ser individualmente dotado com este sensor. Na Figura 3.2 está representado um exemplo de um IMU.



Figura 3.2 - Integrado MPU6050 da Invensense Inc.

A grande desvantagem da utilização de um IMU comparativamente com o Kinect é a de não ser possível estimar a altura. A utilização de um MARG, apesar de apresentar uma maior precisão na leitura das rotações nos 3 eixos, é uma solução mais dispendiosa.

Uma outra solução mais acessível seria a adição de um sensor ultrasónico (Figura 3.3), já que permite aferir dados mais concretos associados às AVD, como por exemplo, medir a distância do copo à mesa quando levado à boca.



Figura 3.3 - Exemplo de sensor Ultrasónico, HC-SR04.

No entanto, o integrado da Figura 3.3 não permite uma implementação adequada devido às suas dimensões face às de um copo normal. Para além disso, se o sensor ultrassónico sofrer um desvio maior do que 15° em relação à superfície de referência, os valores lidos passam a conter ruído das superfícies circundantes [20] (Figura 3.4).

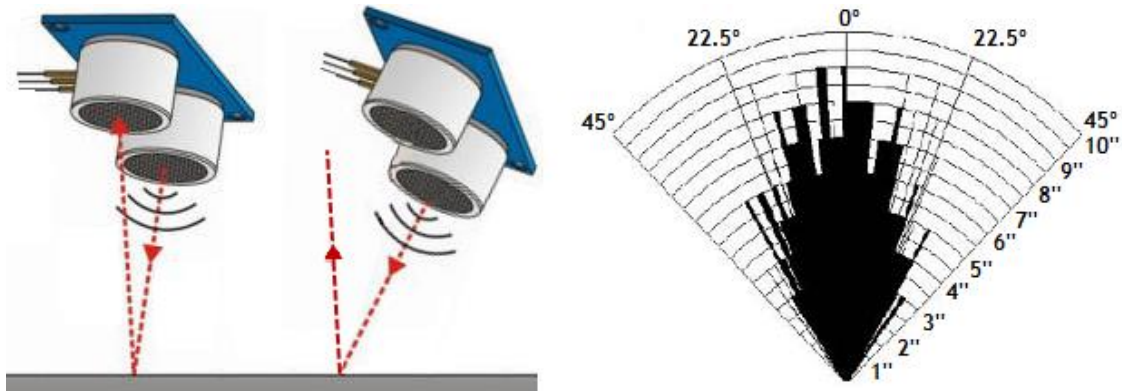


Figura 3.4 - Variação da magnitude do sinal da distância medida em relação ao ângulo de inclinação.

Testou-se então a viabilidade da utilização de sensores de proximidade. Um sensor indutivo só detetaria a superfície caso esta fosse metálica; um sensor ótico só detetaria a superfície caso esta fosse refletora; um sensor capacitivo e um LDR foram também considerados.

Este último disponibiliza uma resistência que varia com a luz ambiente, na ordem de grandeza dos MΩ quando emersa em total escuridão e aproximando-se de zero quando em ambientes bastante iluminados. É uma solução interessante em circuitos que operem em ambientes de muito baixa/alta luminosidade. A Tabela 3.1 faz uma comparação entre os diversos sensores mencionados.

Tabela 3.1 - Comparação das vantagens e desvantagens dos diferentes sensores.

Sensor	Vantagens	Desvantagens
Kinect	- Versatilidade; - Perceção espacial com movimentações e orientação nos 3 eixos;	- Preço; - Interface gráfica requer bom <i>hardware</i> para processamento de imagem; - Dificuldade de implementação;
MARG	- Perceção espacial da orientação nos 3 eixos;	- Preço;
IMU	- Perceção espacial da orientação em 2 eixos;	- Não deteta variações de altitude;
Ultrassónico	- Medição de distância (neste caso altura) até 25 cm;	- Inclinação superior a 15° apresenta ruído nos resultados; - Dimensão;
Indutivo	- Preço;	- Requer superfície metálica;
Ótico	- Preço;	- Requer superfície refletora;
Capacitivo	- Preço; - Funciona em qualquer objeto;	- Dimensões;
LDR	- Preço; - Funciona em qualquer objeto;	- Requer diferença de luz ambiente;

Desta forma, a solução construtiva com melhor relação custo/funcionalidade foi a combinação de um IMU, com um sensor de proximidade. Do ponto de vista da simplicidade da implementação eletrónica e em termos de tamanho reduzido, optou-se pelo LDR. Desta forma combinam-se as movimentações dos eixos do IMU com um outro “eixo” proveniente do LDR.

O IMU escolhido foi o MPU6050, integrado da *Invensense Inc.*, que combina os seis eixos com um processador digital de movimento, DMP™. Este periférico requer a configuração de um protocolo de comunicação de barramento, I²C, que funciona no modo Mestre-Escravo, isto é, o Mestre para além de coordenar a comunicação, envia informações a determinado Escravo ou apenas consulta informações do mesmo. Esta comunicação utiliza duas linhas bidirecionais em modo de *open-drain*, uma de dados, SDA, e outra de tempo, SCL.

A velocidade de comunicação varia consoante as aplicações, existindo o modo normal, 100 kbits/s, modo rápido, 400 kbits/s, e outras ainda mais rápidas, como por exemplo 3.4 Mbits/s, etc.

O acelerómetro pode ser configurado para disponibilizar distintas gamas de leitura (± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, ± 16 g), possuindo um conversor de ADC interno de 16 bits. De modo semelhante, o giroscópio é programável para gamas de leitura de ± 250 , ± 500 , ± 1000 ou ± 2000 graus/s [21].

3.3 - Arquitetura Global do Sistema

A comunicação entre o sistema físico e a interface gráfica podia ser realizada através da utilização, por exemplo, de um Raspberry Pi, um Arduino ou um Microcontrolador. Os dois primeiros são sistemas compostos, com bibliotecas bem definidas e cujos periféricos já estão incluídos no próprio integrado (comunicação USB, leitor de cartões de memória, placa de rede Ethernet, etc).

Por outro lado, o Microcontrolador é um pequeno sistema autónomo computadorizado num só circuito integrado, cujos constituintes são essencialmente um microprocessador, memórias e periféricos. Estes são, respetivamente: comandados por um programa, sendo responsáveis pela realização de operações aritméticas, lógicas e organização do fluxo de informação; pelo local de armazenamento das instruções a realizar; elementos que fazem a transposição entre a eletrónica e a programação. Podem ser osciladores, *interrupts* externos, módulos PWM, conversores A/D, módulos USB, etc

Devido ao condicionamento imposto pelo tamanho do dispositivo em forma de copo, seria impensável a utilização de um Arduino ou de um Raspberry Pi neste trabalho. Assim sendo, optou-se pela utilização de um Microcontrolador onde apenas foram adicionados os periféricos e as interfaces estritamente necessárias ao funcionamento do sistema, obtendo-se um circuito dedicado, de dimensões reduzidas, baixo custo, pouco atravancamento e baixo consumo elétrico [22].

Neste projeto o microcontrolador selecionado foi o PIC24FJ64GB002 de 16 bits da *Microchip Technology Inc.* Estes são construídos tendo por base uma arquitetura Harvard e um núcleo RISC, que otimiza a sua rapidez de funcionamento. Esta escolha decorre da necessidade de se usarem os seguintes periféricos necessários à instrumentação do dispositivo:

- I²C para comunicação com um acelerómetro;

- ADC de 10 bits para ler os valores analógicos de um LDR;
- USB OTG para comunicação com computador;
- Saídas digitais para comutar as eletroválvulas;

Na Figura 3.5 estão representados os pinos do microcontrolador utilizados.

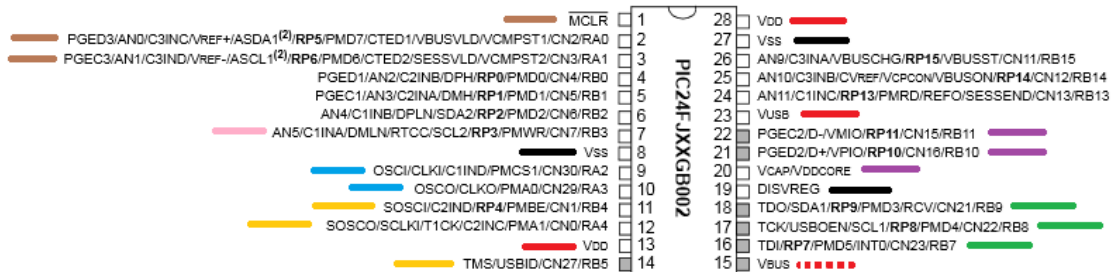


Figura 3.5 - Portas do PIC24 utilizadas. Vermelho: 3.3 V (tracejado: 5 V); Preto: GND; Roxo: USB OTG; Verde: MPU6050; Amarelo: Saídas digitais; Rosa: Entrada analógica; Castanho: Portas de programação.

Definido o modo de atuação da superfície de contacto com deformação variável, os sensores utilizados para captura dos sinais provenientes do copo instrumentado e o sistema autónomo computadorizado foi possível estabelecer a arquitetura global do sistema a utilizar (Figura 3.6).

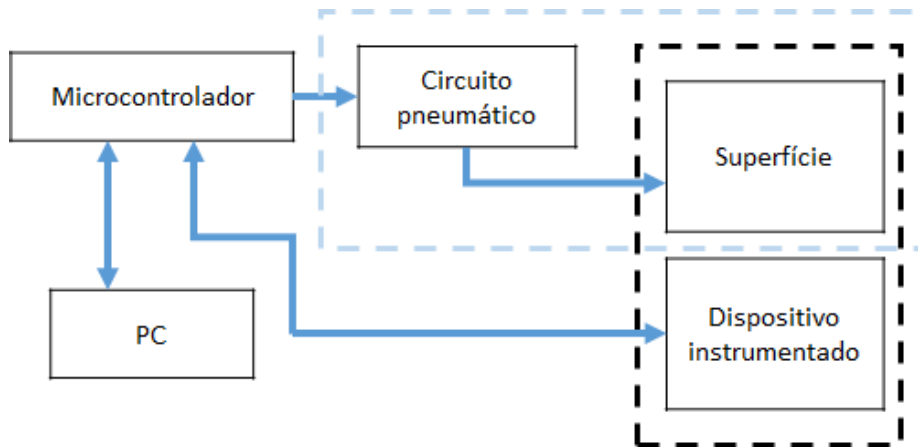


Figura 3.6 - Arquitetura global do sistema.

O Microcontrolador será responsável por receber informação da interface gráfica para atuar as eletroválvulas do circuito pneumático, definidas no capítulo anterior, que irão alterar a resistência à deformação da superfície desenvolvida. Será também capaz de comunicar, por USB, os valores dos sensores à interface gráfica, que é executada no PC, para que esta efetue o processamento digital dos dados. Na Figura 3.7 está representado um esquema mais detalhado da arquitetura.

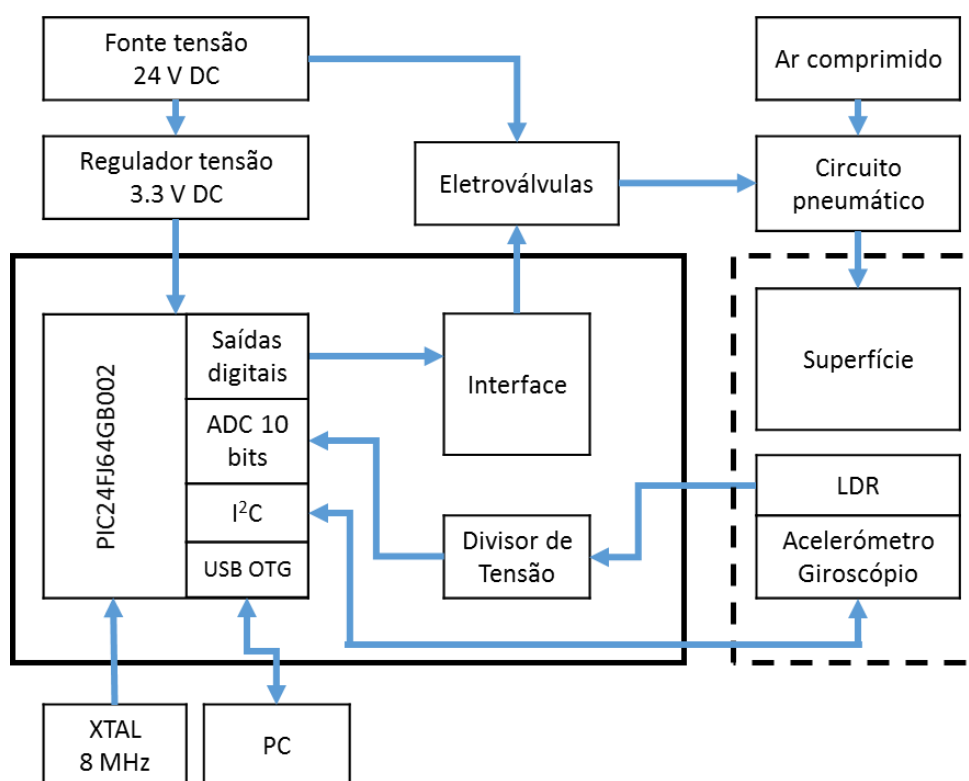


Figura 3.7 - Diagrama representativo da arquitetura geral do sistema de monitorização e comando.

3.4 - Implementação da Eletrónica de Comando e Programação

Uma vez definida a arquitetura, o modo de atuação da superfície de contacto com deformação variável, a sensorização do dispositivo instrumentado e a escolha dos módulos necessários, implementaram-se os conjuntos de componentes eletrónicos necessários e adequados à montagem e funcionamento do circuito (Figura 3.8).

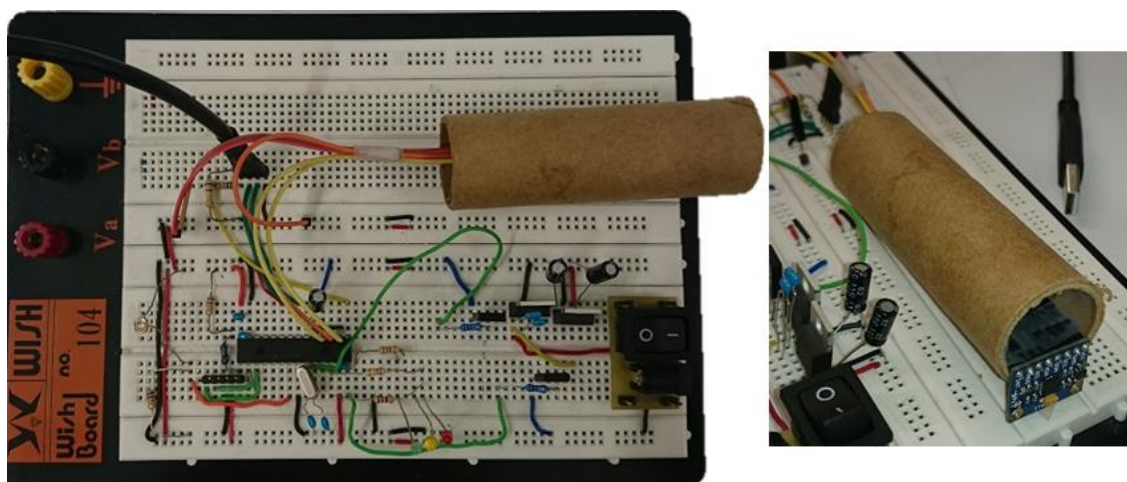


Figura 3.8 - Circuito eletrônico de comando implementado. À direita: detalhe do IMU e cabo USB.

Relativamente ao *firmware*, a programação do microcontrolador foi realizada com recurso ao *software* MPLAB®X da Microchip Technology Inc, utilizando o compilador XC16. Este utiliza uma linguagem de baixo nível, C, estando próximo da linguagem da máquina, majorando a utilização de recursos, como a memória, com baixos consumos energéticos [22].

XTAL

O cristal interno do microcontrolador consegue uma precisão de 0.25% [23], no entanto, optou-se pela adição redundante de um externo de 8 MHz que torna o sistema ainda mais estável, em especial na comunicação USB onde ele é mais requisitado.

USB OTG

Esta ligação foi implementada de maneira a assegurar uma comunicação com o computador. A tensão de alimentação do microcontrolador é de 3.3 V e as portas USB dos computadores funcionam com 5 V, assim, o microcontrolador utilizado tem uma porta com um *pin* especial que tolera 5.5 V, chamada V_{BUS} . O circuito elétrico foi montado em modo de autoalimentação, ou seja, é a porta USB do computador que fornece a tensão [23]. O esquema de montagem está representado na Figura 3.9.

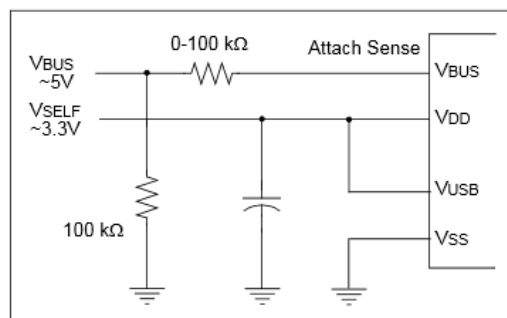


Figura 3.9 - Esquema da montagem do USB.

LDR

A integração do LDR no circuito utiliza um esquema de montagem com um divisor de tensão (Pull up ou pull down) (Figura 3.10).

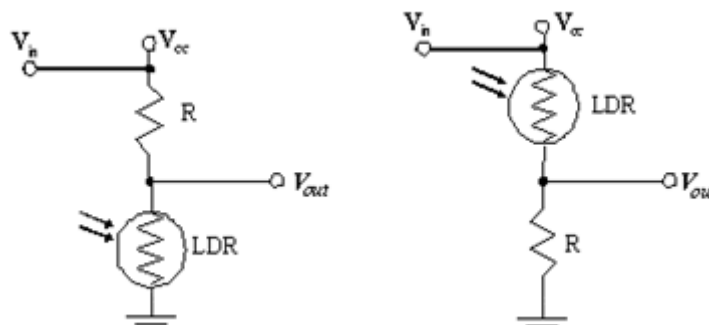


Figura 3.10 - Divisor de tensão para integração do LDR. Esquerda: quanto mais escuro, maior o valor da resistência do LDR e maior a tensão de saída; Direita: quanto mais luminosidade, menor a resistência, maior a tensão de saída.

Optou-se pela montagem em “Pull-Up”. Desta forma, como o LDR será implementado na base do copo, quando estiver pousado (baixa luminosidade no LDR) a sua resistência é alta, a tensão de saída é baixa, sendo calculada através da equação 3.1.

$$V_{out} = \frac{R}{R + LDR} \times V_{in} , \quad (3.1)$$

Onde $V_{in} = 3.3 \text{ V}$ e $R = 10 \text{ k}\Omega$;

O valor da tensão V_{out} é lida pelo Microcontrolador através do módulo de ADC de 10 bits. Para uma tensão de alimentação do circuito de 3.3 V (V_{in}), obtém-se uma resolução de aproximadamente 3.2 mV, o que é adequado face à característica do LDR. Foi utilizada uma saída digital do microcontrolador para alimentação de um LED que se acende quando a luz ambiente fica inferior a um determinado valor que, por defeito, corresponde a 512 incrementos, ou seja, 1.65 V.

Contudo esta solução pode levar a um problema de erro de funcionamento, isto é, se o ambiente circundante tiver baixa luminosidade ($V_{out} < 1.65 \text{ V}$), não é possível detetar se o copo está pousado ou não. Como medida de resolução foi implementado um algoritmo de calibração. O utilizador, expondo o LDR à luz ambiente, fornece a indicação de calibração ao computador e é definido automaticamente o nível de comutação a considerar. Esse algoritmo Tomou por base um procedimento experimental em que foi determinada a característica do LDR (Tabela 3.2).

Tabela 3.2 - Queda de tensão nas leituras do LDR.

Luz ambiente [Volt]	Coberto [Volt]	% de queda de tensão
0,258	0,106	41,250
0,712	0,238	33,484
1,160	0,316	27,222
0,400	0,071	17,742
1,418	0,390	27,500
3,033	0,883	29,118
0,587	0,322	54,945
1,205	0,287	23,797
1,241	0,293	23,636
	Média	30,97

Verificou-se que a percentagem da queda de tensão lida pelo pino do microcontrolador rondava os 31%, pelo que como fator de segurança se optou por utilizar 40%. Neste seguimento, o algoritmo de calibração consiste em adquirir o valor da tensão medida pelo microcontrolador para a luz ambiente e só comutar quando a tensão cair para mais de 40% desse valor.

MPU6050

Neste projeto utilizou-se uma velocidade normal de comunicação $F_{SCL} = 100 \text{ kHz}$ ¹ dando tempo suficiente para que esta seja feita sem colisões. Desta forma, calculou-se o I2CxBRG com base na equação 3.2 [23]:

$$I2CxBRG = \left(\frac{F_{CY}}{F_{SCL}} - \frac{F_{CY}}{10000000} \right) - 1, \quad (3.2)$$

Onde $F_{CY} = 4 \text{ MHz}$ e $F_{SCL} = 100 \text{ kHz}$;

O valor do I2CxBRG é então de 38.6, que tem de ser forçosamente arredondado à unidade, logo utilizou-se 39, que corresponde a uma taxa de transmissão efetiva $F_{SCL} = 99 \text{ kHz}$.

Foi configurado para o acelerómetro um intervalo de leitura de $\pm 2 \text{ g}$ e para o giroscópio de $\pm 250 \text{ graus/s}$. Como o módulo é de 16 bits, isto significa que a sensibilidade do acelerómetro é 16384 LSB/g e que a do giroscópio é 131 LSB/(graus/s).

Baseado na biblioteca de Jeff Rowberg [24] para Arduino, foi desenvolvido o código em linguagem C para que o microcontrolador seja capaz de comunicar com este periférico lendo os valores do acelerómetro e do giroscópio.

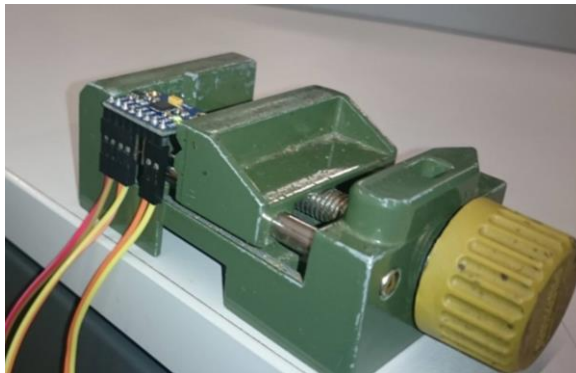


Figura 3.11 - Calibração do MPU6050.

Foi ainda criada uma rotina de calibração por *software* do *offset* do sensor. O procedimento envolve a colocação do integrado na horizontal, com o topo virado para cima e executar o código com o integrado em repouso durante pelo menos oito minutos, para que a temperatura interna estabilize (Figura 3.11). Nesta configuração o valor de referência é de (0, 0, 16384) para o acelerómetro e (0, 0, 0) para o giroscópio, pelo que os valores lidos definem o simétrico do *offset* a considerar, tendo sido obtidos os valores de:

- Acelerómetro: (-1892, 1461, 1040);
- Giroscópio: (47, -27, -23);

A utilização desta calibração permitiu melhorar a resposta do sistema

No entanto, estes valores lidos pelo integrado têm sempre algum ruído associado pelo que devem ser filtrados. Este ruído pode ter duas proveniências:

¹ 1 kHz = 1 kbit/s

Acelerómetros:

Estes medem todas as acelerações provenientes das forças que estão a ser aplicadas sobre si próprios, pelo que são sensíveis às vibrações parasitas proporcionadas pelo meio circundante e que acrescentam ruído aos valores lidos.

Giroscópios:

Embora teoricamente sejam precisos na leitura dos valores por não serem suscetíveis aos esforços exteriores, como a medição dos ângulos é calculada através de sucessivas integrações ao longo do tempo, tendem a acumular erros e a divergir de zero.

Idealmente, a filtragem seria feita com o DMP™ que vem incluído no integrado, pois a *Invensense Inc.* disponibiliza um algoritmo de fusão de dados. Para além disso, a filtragem ocorre no próprio integrado do IMU e só depois os dados são reportados ao microcontrolador, libertando poder de processamento deste. No entanto é possível obterem-se resultados semelhantes com outras técnicas, com a contrapartida de requererem algum esforço computacional e, como tal, algum atraso na leitura dos dados. Como o microcontrolador utilizado apresenta algumas anomalias quando se tenta inicializar o módulo DMP™ procuraram-se alternativas para o refinamento dos dados, tendo sido considerado o filtro complementar de Mahoney, o de Madgwick e ainda o filtro de Kalman. Os dois últimos necessitam de maior esforço computacional, ao passo que o primeiro requer menor tempo de processamento [25].

No trabalho efetuado por [26] foi comparado o desempenho da identificação de orientação (Roll, Pitch e Yaw), recorrendo à utilização de valores filtrados pelo DMP e pelo filtro complementar. Na Figura 3.12 é possível visualizar os valores obtidos numa dada situação estática. O Roll diz respeito à rotação em torno do eixo das abcissas X, o Pitch em torno das ordenadas Y, e o Yaw em torno do eixo Z. Os valores lidos são muito semelhantes, à exceção do Yaw, pois o filtro complementar não o permite obter.

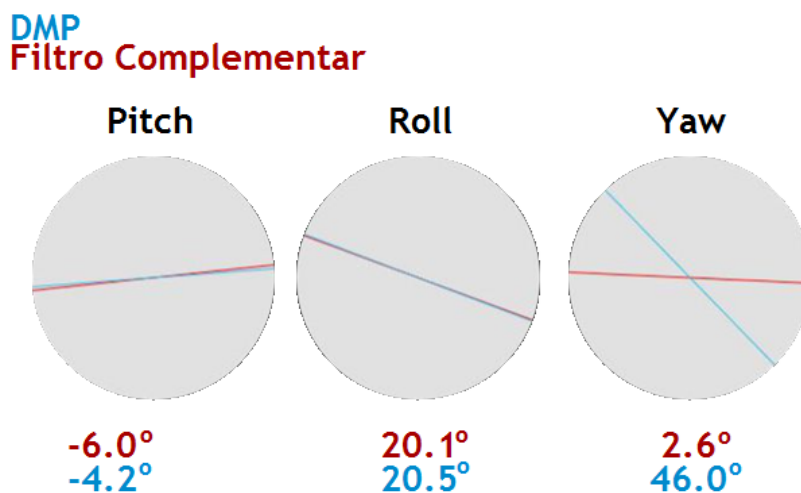


Figura 3.12 - Comparação entre o filtro complementar processado pelo microcontrolador e pelo DMP™, testados num MPU6050 [26].

Como neste projeto de implementação de sensorização a posição angular do dispositivo pode prescindir da detecção da rotação em torno do eixo Z (Yaw) e a identificação da posição não requer um elevado grau de precisão, optou-se pela utilização do filtro complementar [27]. A implementação do filtro complementar começa com o cálculo dos ângulos que os eixos do plano horizontal (X e Y) do acelerómetro fazem com a vertical (Z) (Equação 3.3).

$$RollAcc = \tan^{-1}\left(\frac{ay}{\sqrt{ay^2 + az^2}}\right) \times \frac{180}{\pi} , \quad (3.3)$$

Onde ay e az são acelerações em Y e Z, respetivamente, lidas pelo acelerómetro.

De forma análoga o $PitchAcc$ é calculado substituindo ay por ax (aceleração em X lida pelo acelerómetro) na equação 3.3. A aplicação do filtro complementar aos valores dos ângulos calculados utiliza a equação 3.4.

$$\hat{Ángulo}_k = A \times (\hat{Ángulo}_{k-1} + gyrData \times dt) + (1 - A) \times (angularData) , \quad (3.4)$$

Onde $A = 0.98$; $dt = 10$ ms; $gyrData$ = componente X ou Y do giroscópio; $angularData$ = $RollAcc$ ou $PitchAcc$, consoante queiramos calcular o Ângulo, Roll ou Pitch, respetivamente.

O coeficiente $A = 0.98$ corresponde a um valor identificado experimentalmente [27, 28], dando mais importância às leituras feitas pelo giroscópio em movimentações bruscas e dando mais importância ao acelerómetro ao longo do tempo. Já o valor dt foi definido como sendo 10 ms por ser a cadência com que o microcontrolador envia os dados por USB para o computador. No trabalho realizado por [28] é perceptível o efeito do *drift* do giroscópio a partir dos 11 segundos, sendo que o filtro complementar atribui mais peso às leituras do acelerómetro (Figura 3.13).

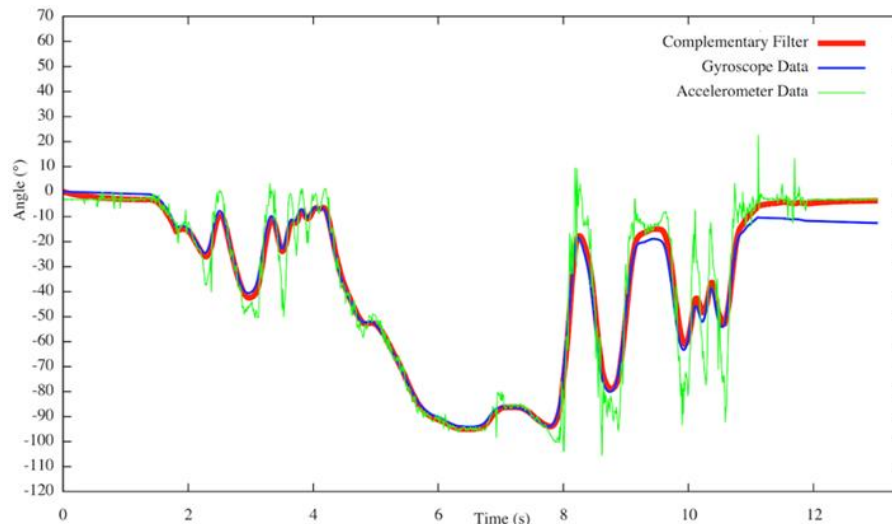


Figura 3.13 - Comparação entre giroscópio, acelerómetro e o filtro complementar [27].

Foi desenvolvida uma aplicação informática para ser executada no PC, que permite aceder aos dados dos sensores. O programa foi desenvolvido no Visual Studio Enterprise 2015, cuja linguagem de programação é o C++. Foi baseado no MLA da Microchip Technology Inc. [29], e é o responsável tanto pelo tratamento digital dos valores lidos pelo IMU,

nomeadamente o filtro complementar, como por dar instruções ao microcontrolador sobre os modos definidos da resistência à deformação da superfície de contacto do circuito pneumático.

3.5 - Testes

Uma vez que todo o sistema está pensado para funcionar em ambiente de reabilitação, a aplicação desenvolvida tem alguns níveis de segurança implementados para que qualquer má utilização da mesma não se reflita em situações de risco para os pacientes, sendo a superfície de contacto e o circuito pneumático os componentes que podem representar maior perigo para o utilizador.

Assim, embora a pressão de vácuo esteja limitada em *hardware* pelas válvulas reguladoras de pressão e pela válvula “OU”, o programa impede que as duas eletroválvulas estejam comutadas ao mesmo tempo. Desta forma, antes do programa enviar a instrução ao microcontrolador para comutar a eletroválvula selecionada, envia uma instrução para desligar a outra. Caso o programa seja fechado em utilização, ambas as eletroválvulas são automaticamente desligadas.

Na Figura 3.14 está representado um exemplo do ambiente da aplicação informática. Os dois indicadores dizem respeito ao Roll, à esquerda, e ao Pitch, à direita. Para o movimento de supinação da mão representado, o Roll indica um valor de -88° e o Pitch um valor de 1° .



Figura 3.14 - Ambiente do programa com exemplo de rotação dos indicadores, em graus, que acompanham a movimentação do dispositivo real. No exemplo: Roll = -88° ; Pitch = 1° .

O programa tem também uma rotina de segurança que não permite a sua inicialização enquanto não for detetado o ID do microcontrolador numa das portas USB do PC. (Representado na Figura 3.14 pelo botão “Ligar”).

O botão “Calibrar LDR” ativa o algoritmo de calibração mencionado previamente e tem de ser forçosamente pressionado, caso contrário os botões de seleção “Rígido”, “Semirrígido” e “Flexível” não ficarão disponíveis para serem acedidos. Desta forma é garantida que a luz ambiente é tida em consideração na utilização do LDR.

3.6 - Conclusão

Para dotar o copo de uma sensorização de posição e orientação, foi utilizado um IMU, (MPU6050), que combina 3 eixos de acelerómetro com 3 eixos de giroscópio. A solução desenvolvida para processamento dos dados do sensor permite a identificação da orientação (em dois eixos) e do movimento do dispositivo. É ainda utilizado um sensor de luminosidade (LDR) que permite detetar se o dispositivo se encontra, ou não, pousado.

Com a arquitetura definida é possível comutar o circuito pneumático e conferir três comportamentos distintos: “Rígido”, “Semirrígido” e “Flexível”. No modo Rígido é comutada a eletroválvula que permite a alimentação da válvula geradora de vácuo com uma pressão máxima (4.5 Bar). No modo Semirrígido é comutada a outra eletroválvula para dispor de uma pressão inferior (1.5 Bar). O modo Flexível é obtido por ter o sistema não pressurizado. Esta solução permite uma implementação a nível do circuito eletrónico de controlo muito simples, recorrendo apenas a duas saídas digitais, e possibilita a experimentação de três sensações táteis diferentes com um único objeto.

O sistema desenvolvido permite gerir a leitura ou escrita de valores do IMU e do LDR e envia-la por USB para um Computador, onde é feito o processamento dos dados que são apresentados ao utilizador numa aplicação informática desenvolvida para o efeito, dotada de uma interface gráfica.

Capítulo 4

Estrutura e Desenvolvimento de um Jogo para Treino na Manipulação de Objetos

4.1 - Introdução

Neste trabalho específico o autor contactou um terapeuta ocupacional, tendo sido apurado que uma das principais dificuldades da reabilitação da mão consistia na falta de dispositivos interativos capazes de motivarem o paciente durante o tratamento e que permitam ao terapeuta obter um registo da sua evolução. Assim, para contribuir para a conceção desses dispositivos que, para além de serem relevantes no tratamento das diversas patologias já referidos, são também relevantes no processo de demência, foi desenvolvido um *serious game* com o intuito de reproduzir, testar e desafiar as capacidades do paciente na realização de movimentos de manipulação.

O jogo foi testado por profissionais de saúde que avaliaram e criticaram construtivamente os movimentos definidos e os parâmetros implementados.

4.2 - Estrutura e Funcionamento

A aplicação informática foi desenvolvida tendo tido em consideração os seguintes objetivos:

- Trabalhar diferentes movimentações da mão, nomeadamente translação e rotação;
- Aperfeiçoar, reabilitar e reaprender a motricidade, recorrendo a uma implementação com diferentes níveis de dificuldade;
- Registar dados das pontuações dos utilizadores, para que o terapeuta tenha acesso a um histórico da evolução;
- Motivar o utilizador durante o processo de recuperação, através de exercícios que o desafiam;

4.3 - Implementação

O desenvolvimento da aplicação foi feita utilizando o *software* Unity e programado em linguagem o C#. Este *software* é capaz de comunicar com o exterior por USB utilizando portas COM, permitindo interações com sistemas Arduino, mas exigindo um maior desenvolvimento para implementar em comunicações com outros microcontroladores.

A solução implementada, para que a animação virtual do copo consiga replicar os valores lidos pelo IMU, requer a comunicação entre as aplicações desenvolvidas em Unity e Visual Studio (Referido no capítulo anterior). Este último envia os valores filtrados do IMU com uma cadência de 10 ms e a aplicação em Unity lê-os assim que fiquem disponíveis para ser acedidos. Esta solução obriga a ter os dois programas a correr simultaneamente.

Primeiramente desenvolveu-se no Blender™ um modelo em 3D de um dispositivo sensível materializado com a forma de um copo. O modelo está dotado de um esqueleto interno composto por 32 *bones* para que esteja preparado para reproduzir visualmente os valores de deformação lidos por um extensómetro, à semelhança do dispositivo existente no LIM (Figura 4.1). Finalmente o copo foi exportado para o Unity com o formato “.fbx”.

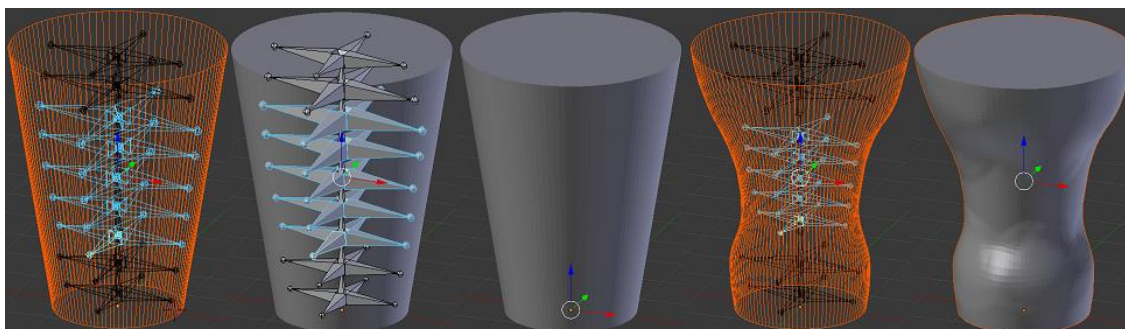


Figura 4.1 - Os dois da esquerda dizem respeito à estrutura do copo: vista raio-X do esqueleto interno e da malha; Ao centro: copo; Os dois da direita: deformação devido à simulação da força de prensão.

De maneira a facilitar o processo de recuperação, é de grande relevância para o terapeuta ter um histórico das capacidades do paciente, pelo que a primeira funcionalidade implementada foi a de guardar o *score* de cada nível do jogo para cada utilizador. Assim, no menu de boas-vindas existem duas caixas de texto onde o utilizador deve introduzir as suas credenciais (Figura 4.2). Caso o utilizador já esteja registado na base de dados, o jogo é iniciado, caso contrário terá de ser adicionado manualmente um novo utilizador, representado na Figura 4.2 pelo botão “Criar Novo”.



Figura 4.2 - Menu inicial do jogo.

Uma vez validados o *username* e *password*, o utilizador tem acesso a um menu dividido em duas propostas de atividade: “Rotação” com as opções “Jogar” e “Modo Livre”; e “Translação”, com as opções modo “Fácil” e o modo “Difícil”. (Figura 4.3).

O jogo consiste em igualar a orientação e posição de um copo de referência, que é gerado e posicionado aleatoriamente dentro dos limites do mapa, constituindo assim a referência. O paciente terá 60 segundos para levar o seu objeto sensorizado a estar contido no objeto de referência o maior número de vezes durante esse tempo. Assim que o posiciona na referência, um temporizador decrescente é inicializado e o paciente tem de manter a posição até que este tenha chegado a zero para que o sistema valide e some um ponto. Imediatamente após o sistema validar a ação, é gerado outro copo de referência. Este é em tudo idêntico ao copo comandado pelo utilizador, exceto na cor (verde transparente) e no tamanho (Figura 4.4).

No modo “Fácil” o copo referência apresenta 1.5x o tamanho do original, facilitando a tarefa do paciente manter a posição enquanto o temporizador estiver a contar, dado que os limites espaciais são maiores. No modo “Difícil”, o copo referência apresenta 1.2x o tamanho do original, pelo que é necessário um maior controlo para o manter na posição. Esta tarefa torna-se ainda mais complexa visto que a velocidade a que o copo sensorizado se move é 3.5x mais rápida do que no modo “Fácil”.



Figura 4.3 - Menu inicial do jogo após login.

No modo “Fácil” a temporização é de 1.5 segundos, no modo “Difícil” é de 2 segundos e no modo de Rotação é de 1.5 segundos. Na eventualidade do paciente conseguir igualar a posição do copo de referência e o temporizador começa a contar, caso este saia da posição o temporizador é reinicializado.

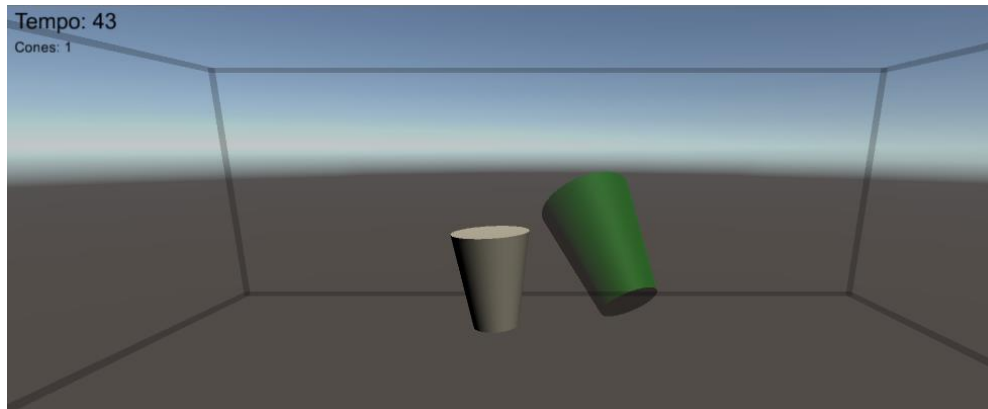


Figura 4.4 - Screenshot do ambiente de jogo. Aos 43 segundos o score era 1.

Ao fim de 1 minuto aparece um *Pop-Up* com a pontuação e um botão para salvar e retornar ao menu inicial. O sistema grava os scores de cada paciente num bloco de notas e acrescenta-lhes em prefixo o modo: Fácil, Difícil, ou Rotação e a data da sessão (mm/dd/aaaa). Desta forma o terapeuta possui total conhecimento sobre a evolução do paciente (Figura 4.5).

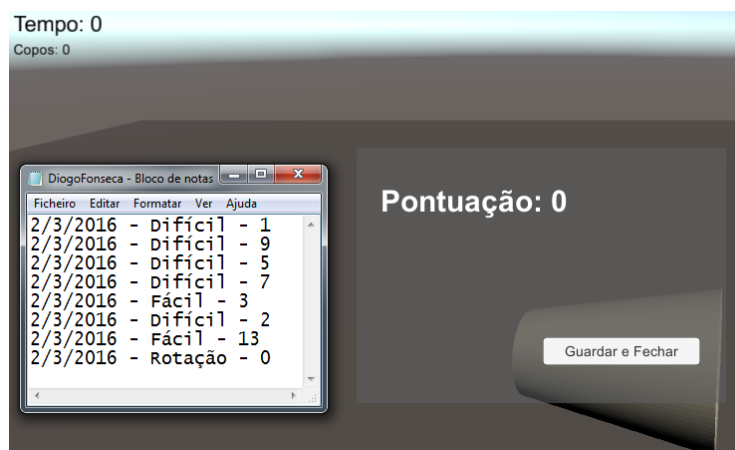


Figura 4.5 - Menu final do jogo e bloco de notas com o histórico de informação do paciente.

A interação entre objetos no Unity funciona através de *Colliders*, limites invisíveis que definem o formato de um objeto para que ocorram colisões “físicas”. Um dos principais problemas encontrados durante a programação foi conseguir que o sistema apenas validasse as pontuações quando o copo do utilizador se encontra dentro do copo referência com a mesma inclinação, já que os *Colliders* apenas detetam a colisão uns com os outros e não a rotação com que esta se deu.

No caso A da Figura 4.6, mal os copos se tocavam o sistema validava a ação, independentemente da orientação. No caso B reduziram-se os limites, mas bastava os topos dos dois copos estarem em contacto para que o sistema validasse a ação, podendo as bases

dos mesmo terem orientações completamente diferentes. No caso C foram usados dois *Colliders* por objeto, no entanto o Unity não está otimizado para este tipo de utilização e ocorriam os mesmos erros do caso B. No caso D manteve-se o *Collider* paralelepípedo, no entanto desenvolveu-se um algoritmo que calcula a norma da distância entre as bases dos objetos, representada na figura pela esfera. Desta forma foi possível forçar o utilizador a igualar a rotação do copo referência, pois caso as duas situações se verifiquem: *Colliders* paralelepípedos colidirem e a distância entre os dois objetos ser inferior ao raio da esfera, o sistema valida a ação do paciente.

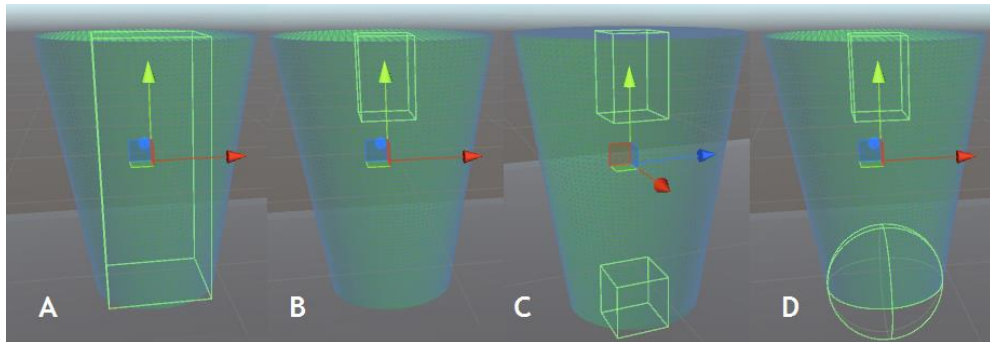


Figura 4.6 - Diferentes *Colliders* testados no copo fantasma. Nota: O copo do utilizador é idêntico.

4.4 - Testes

Após a conclusão do conjunto: *serious game* e dispositivo instrumentado, e uma vez que este pode ser utilizado em ambientes de reabilitação, é importante estabelecer alguns parâmetros de segurança:

O primeiro diz respeito ao menu de *Login*. O jogo não é iniciado caso o utilizador não esteja registado, certificando-se assim que as pontuações obtidas pertencem unicamente ao utilizador em questão.

O segundo diz respeito aos limites de manobrabilidade, ou seja, o jogo passa-se dentro de um ambiente virtual fechado, em forma de caixa, sendo que o copo comandado pelo utilizador nunca conseguirá sair do seu interior, impedindo desta forma que qualquer movimento brusco do acelerómetro impulse a representação do copo para fora de vista.

Na Figura 4.7 está uma representação do dispositivo virtual a perceber em tempo real a posição e orientação do dispositivo físico sensorizado.

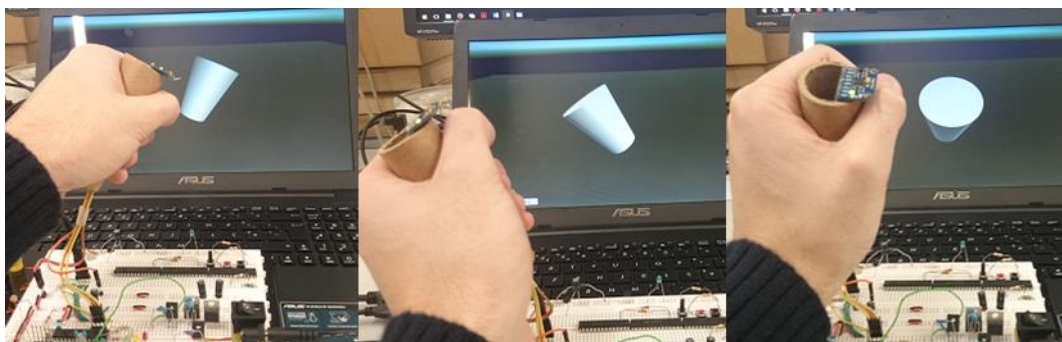


Figura 4.7 - Exemplo de funcionamento do *software*.

Contactou-se o Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do Hospital-Escola da Universidade Fernando Pessoa, que se mostrou recetivo em disponibilizar o seu pessoal para testar o *serious game* desenvolvido (Figura 4.8). Entre psicomotricistas, terapeutas ocupacionais, fisioterapeutas e médicos fisiatras, foram inquiridos um total de 21 profissionais que testaram, avaliaram e criticaram construtivamente o trabalho desenvolvido. No entanto, por motivos profissionais alguns tiveram de se ausentar, pelo que apenas 19 concluíram a submissão do inquérito preparado para o efeito (Anexo A).



Figura 4.8 - Profissionais de saúde do HEFP a testarem o jogo.

De modo geral a opinião foi de que o jogo está otimizado para ambientes reabilitativos e que está bem estruturado, havendo interesse em isolar os movimentos de translação e de rotação, bem como a implementação de níveis de dificuldade.

Os resultados foram consensuais, à exceção da pergunta 3 onde as opiniões divergiram relativamente às fases de tratamento para o qual os exercícios estão vocacionados. Em conversa com os profissionais percebeu-se que a questão não era esclarecedora, pelo que não será tida em consideração.

Relativamente ao ambiente de jogo, foi apurado que é necessária a implementação de um nível intermédio de dificuldade no movimento de translação e que as temporizações deviam ser ligeiramente superiores, tendo sido sugerida a hipótese de ser o terapeuta a escolher as temporizações no início de cada jogo, ajustando-as às capacidades do paciente.

Foi ainda sugerido o desenvolvimento de diferentes ambientes de jogo com diferentes exercícios, pois embora seja interessante em termos de reabilitação motora, ao fim de uma semana sempre a fazer os mesmos exercícios existe uma carga psicológica que afeta o desempenho dos pacientes, pelo que é importante quebrar essa monotonia.

4.5 - Conclusão

Há cada vez mais a necessidade de aliar a engenharia à saúde de forma a oferecer um melhor acompanhamento e condições de reabilitação aos pacientes. Nesse sentido foi criado um *serious game* com registo do histórico de evolução de cada utilizador.

O jogo foi testado por profissionais de saúde, que o avaliaram e criticaram construtivamente, achando pertinente e adequado o trabalho desenvolvido.

Os exercícios implementados estão direcionados para a manipulação fina de objetos de uso comum, pois vão de encontro às necessidades dos utilizadores. No entanto podem ser aprimorados para que a experiência de utilização seja mais enriquecedora.

Capítulo 5

Conclusões e Trabalhos Futuros

5.1 - Conclusão

O trabalho desenvolvido permitiu a prova de conceito da utilização de uma superfície de contacto com deformação variável e de um dispositivo instrumentado com sensor de orientação e posição na reabilitação das capacidades motoras da mão, com foco em exercícios que envolvam a manipulação fina de objetos de uso comum.

O estudo realizado teve como base dois subsistemas. Um com o objetivo de permitir conferir a uma superfície três modos de rigidez através da variação da pressão de vácuo gerada e o outro de permitir capturar a percepção dos movimentos realizados fisicamente pelo paciente e replicá-los num dispositivo virtual.

Ao longo do trabalho foram desenvolvidas quatro provas de conceito; um circuito pneumático responsável pela definição de três níveis de pressão de vácuo, que correspondem a três comportamentos distintos da superfície; um dispositivo dotado de um acelerómetro, giroscópio e sensor de proximidade e, finalmente, foi concebido um jogo educativo que testa e desafia as capacidades dos pacientes, auxiliando na sua recuperação. Este permite efetuar um registo do histórico de evolução de cada utilizador para que os terapeutas possam fazer um acompanhamento individualizado.

Através do desenvolvimento de um dispositivo inovador, capaz de proporcionar ao utilizador diferentes percepções de rigidez, e pela instrumentação de um dispositivo de uso comum capaz de sensorizar os movimentos relativos ao seu manuseamento, foram atingidos os objetivos propostos do trabalho dentro das condicionantes temporais.

5.2 - Trabalhos Futuros

É possível definir trabalhos futuros capazes de melhorar o trabalho desenvolvido, tendo em conta os seguintes aspectos:

Superfície de Contacto

- Desenvolvimento de uma carcaça em forma de copo (ou outro objeto de uso comum) que acondicione toda a eletrónica e que seja revestida pela superfície tátil, no sentido de melhorar a experiência de utilização do paciente, ao conseguir simular de forma eficaz um dispositivo do dia a dia;
- Pesquisa de outros polímeros elastoméricos passíveis de serem utilizados na superfície tátil, de forma a melhorar a sua durabilidade e/ou a proporcionar uma melhor sensação ao toque;
- Análise de outros materiais para a membrana de revestimento dessa superfície, de modo a obter melhores características de funcionamento;
- Desenvolvimento de uma solução autónoma de geração de vácuo, evitando a necessidade de utilização de instalações pneumáticas;

Sensorização e Monitorização

- Implementação do módulo de I²C por *bit-bang* no microcontrolador utilizado ou considerar uma alternativa de outra família, de forma a tirar proveito da funcionalidade DMP™;
- Implementação de um módulo de Bluetooth em alternativa à comunicação USB, removendo a necessidade de cabos de alimentação;
- Adição de um sensor adequado para medição da elevação, de forma a ter controlo sobre a cota no ambiente gráfico;
- Explorar a utilização de um sensor de orientação com 3 eixos, para melhorar o realismo proporcionado pelo ambiente gráfico;

Serious Game

- Identificação e desenvolvimento de novos exercícios de reabilitação, que cumpram especificações técnicas dos profissionais de saúde, orientadas para patologias bem definidas, de forma a manter o paciente motivado durante o processo;
- Desenvolvimento de *software* de comunicação para integração direta com Unity, para que a comunicação USB seja feita com maior eficiência;

Referências

- [1] World Health Organization, “The Atlas of Heart Disease and Stroke”, URL: http://www.who.int/cardiovascular_diseases/resources/atlas/en/, consultado em Novembro, 2015.
- [2] CDC, NCHS. Underlying Cause of Death 1999-2013 on CDC WONDER Online Database, released 2015. Data are from the Multiple Cause of Death Files, 1999-2013, as compiled from data provided by the 57 vital statistics jurisdictions through the Vital Statistics Cooperative Program. Consultado a 3 Out. de 2015.
- [3] Gray, Henry. Anatomy of the Human Body. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; Consultado a 15 Nov. de 2015.
- [4] Mozaffarian D, Benjamin EJ, Go AS, et al. Heart disease and stroke statistics—2015 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*. 2015 ;e29-322.
- [5] Ferro, J., Pimentel, J., “Neurologia - Princípios, Diagnóstico e Tratamento”. Lidel, 2006.
- [6] Gómez, J. L., “Surviving strokes: University of Birmingham leading research into cutting edge rehab technology” URL: <http://www.euronews.com/2015/04/10/surviving-strokes-university-of-birmingham-leading-research-into-cutting-edge-/>, consultado em Dezembro, 2015.
- [7] Daniel, “Smart Mug for Your Favorite Hot Beverages” URL: <http://gadgetsin.com/smart-mug-for-your-favorite-hot-beverages.htm>, consultado em Janeiro, 2016.
- [8] Lambercy, O.; Dovat, L.; Gassert, R.; Burdet, E.; Chee Leong Teo; Milner, T., “A Haptic Knob for Rehabilitation of Hand Function”, in *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE Transactions on , vol.15, no.3, pp.356-366, Sept. 2007.
- [9] Tyromotion GmbH. “Pablo”, URL: <http://tyromotion.com/en/products/pablo>, consultado em Janeiro, 2016.
- [10] Sivak, M.; Unluhisarcikli, O.; Weinberg, B.; Mirelman-Harari, A.; Bonato, P.; Mavroidis, C., “Haptic system for hand rehabilitation integrating an interactive game with an advanced robotic device,” in *Haptics Symposium*, 2010 IEEE , vol., no., pp.475-481, 25-26 March 2010.
- [11] Azuni Fitness, “Adjustable Hand Grip”, URL: <https://www.fitnessmarket.com.au/shop/azuni-fitness/>, consultado em Outubro, 2015.
- [12] Cates, M., Wittmer, J., Bouchaud, J.-P., and Claudin, P. Jamming, Force Chains, and Fragile Matter. *Physical Review Letters* 81, 9 (1998), 1841-1844.
- [13] N. G. Cheng, M. B. Lobovsky, S. J. Keating, A. M. Setapen, K. I. Gero, A. E. Hosoi, and K. D. Iagnemma. Design and analysis of a robust, low-cost, highly articulated manipulator

- enabled by jamming of granular media. In Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, páginas 4328-4333, 2012.
- [14] Stanley, A. A.; Gwilliam, J. C.; Okamura, A. M., "Haptic jamming: A deformable geometry, variable stiffness tactile display using pneumatics and particle jamming," in World Haptics Conference (WHC), 2013, vol., no., pp.25-30, 14-17 April 2013.
- [15] Steltz, E., Mozeika, A., and Rembisz, J. Jamming as an enabling technology for soft robotics. *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)* (2010), 764225.
- [16] Loeve, A. J., Ven, O. S., Vogel, J. G., Breedveld, P., and Dankelman, J. Vacuum packed particles as flexible endoscope guides with controllable rigidity. *Granular Matter* 12, 6 (June 2010), 543-554.
- [17] Schmalz, "New Area Gripper FXP: An All-Rounder with Extra Power", URL: <http://www.schmalz.com/aktuelles/produkte/vakuumbreifsysteme/02102/>, consultado em Janeiro, 2016.
- [18] Gibson, L. J., "Cellular Solids Group", URL: <http://web.mit.edu/dmse/csg/Research.html>, consultado em Janeiro, 2016.
- [19] Microsoft, "Kinect for Windows Sensor Components and Specifications", URL: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>, consultado em Janeiro, 2016.
- [20] ElecFreaks, "HC-SR04 User Guide", Datasheet, 2013.
- [21] MPU-6000/MPU-6050 Product Specification, Revision: 3.4, 2013.
- [22] Quintas, M. R., "Microcontroladores - apontamentos teóricos para a disciplina de Aplicação de Sistemas Mecatrónicos". Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2014/2015.
- [23] Microchip Technology Inc., PIC24FJ64GB004 Family Data Sheet, 2010.
- [24] Rowberg J., "I2C device library collection for AVR/Arduino or other C++-based MCUs", URL: <https://github.com/jrowberg/i2cdevlib>, consultado em Dezembro, 2015.
- [25] A. Cavallo, A. Cirillo, P. Cirillo, G. De Maria, P. Falco, C. Natale, S. Pirozzi. Experimental Comparison of Sensor Fusion Algorithms for Attitude Estimation. Preprints of the 19th World Congress. The International Federation of Automatic Control. August 24-29, 2014.
- [26] Debra, "MPU-6050 Redux: DMP Data Fusion vs. Complementary Filter", URL: <http://www.geekmomprojects.com/mpu-6050-redux-dmp-data-fusion-vs-complementary-filter/>, consultado em Dezembro de 2015
- [27] Min, H. G., Jeung, E. T., "Complementary Filter Design for Angle Estimation using MEMS Accelerometer and Gyroscope", Department of Control and Instrumentation, Robotics Lab, National University, Changwon, 641-773, Korea.
- [28] Maele, P., "Reading a IMU Without Kalman: The Complementary Filter ", URL: <http://www.pieter-jan.com/node/11>, consultado em Janeiro, 2016.
- [29] Microchip Libraries for Applications, URL: <http://www.microchip.com/pagehandler/en-us/devtools/mla/home.html>

Anexo A

Declara-se que o *Diogo Moura da Fonseca*, estudante de engenharia Mecânica da *Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto*, esteve presente no dia 17 de fevereiro de 2016, pelas 14:00h, no Serviço de Medicina Física e de Reabilitação do *Hospital-Escola da Universidade Fernando Pessoa*, com o intuito de testar e avaliar a recetividade do jogo desenvolvido no âmbito da sua tese de mestrado.

Foi inquirida a equipa de profissionais de saúde da unidade supramencionada com o objetivo de mensurar os parâmetros implementados em Anexo¹.



HE - MFR
O Hospital-Escola da Universidade Fernando Pessoa
(Serviço de Medicina Física e de Reabilitação)

¹ Inquérito.

Questões gerais:

(1 = mais baixo/pior; 5 = mais alto/melhor)

- O número de pacientes com lesões motoras da mão justifica a intervenção da engenharia como parte integrante da sua recuperação.

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

- Relevância do dispositivo desenvolvido como um dos métodos de reabilitação.

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

- Fase da reabilitação para a qual o protótipo está vocacionado (1 = fase inicial; 5 = fase final)

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

- Os exercícios implementados no jogo são adequados para a reabilitação.

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

- Importância da separação dos movimentos de rotação e de translação.

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

- Relevância da implementação de níveis de dificuldade

1	2	3	4	5
---	---	---	---	---

Ambiente de jogo:

- 1 minuto de tempo de jogo é:

Pouco Adequado Muito

Sugestão: _____

Modo "Fácil"

- Temporização de 1.5 segundos é:

Pouco Adequado Muito

Sugestão: _____

- Velocidade é:

Pouca Adequada Muita

Sugestão: _____

- Tamanho do copo verde é:

Pouco Adequado Muito

Sugestão: _____

Modo "Difícil"

- Temporização de 2 segundos é:

Pouco Adequado Muito

Sugestão: _____

- Velocidade é:

Pouca Adequada Muita

Sugestão: _____

- Tamanho do copo verde é:

Pouco Adequado Muito

Sugestão: _____

Modo "Rotação"

- Temporização de 1.5 segundos é:

Pouco Adequado Muito

Sugestão: _____



Questões gerais:

(1 = mais baixo/pior; 5 = mais alto/melhor)

1 - O número de pacientes com lesões motoras da mão justifica a intervenção da engenharia como parte integrante da sua recuperação?

			3	16
--	--	--	---	----

2 - Relevância do dispositivo desenvolvido como um dos métodos de reabilitação

			8	11
--	--	--	---	----

3 - Fase da reabilitação para o qual o protótipo está vocacionado (1= fase inicial; 5=fase final)

2	6	4	7	
---	---	---	---	--

<----- 1 não respondeu e 1 escolheu duas opções

4 - Os exercícios implementados no jogo são adequados para a reabilitação

		3	11	5
--	--	---	----	---

5 - Importância da separação dos movimentos de rotação e de translação

			7	12
--	--	--	---	----

6 - Relevância da implementação de níveis de dificuldade

			2	17
--	--	--	---	----

Ambiente de jogo:

7 - 1 minuto de tempo de jogo é:

[7] Pouco [12] Adequado [] Muito
Sugestão: _____

Modo “Fácil”

8 - Temporização de 1.5 segundos é:

[4] Pouco [15] Adequado [] Muito
Sugestão: 2 a 3 segundos

9 - Velocidade é:

[1] Pouca [18] Adequada [] Muita
Sugestão: _____

10 - Tamanho do copo verde é:

[] Pouco [15] Adequado [] Muito <----- 4 não responderam
Sugestão: _____

Modo “Difícil”

11 - Temporização de 2 segundos é:

[6] Pouco [13] Adequado [] Muito
Sugestão: 3 a 4 segundos

12 - Velocidade é:

[] Pouca [15] Adequada [4] Muita
Sugestão: _____

13 - Tamanho do copo verde é:

[] Pouco [17] Adequado [] Muito <----- 2 não responderam
Sugestão: _____

Modo “Rotação”

14 - Temporização de 1.5 segundos é:

[5] Pouco [14] Adequado [] Muito
Sugestão: 2 a 3 segundos