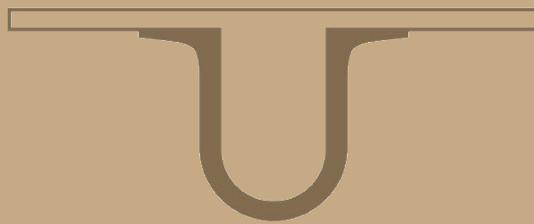




UNIVERSIDADE D  
COIMBRA



Ana Luísa dos Santos Reis

**APLICAÇÃO DO LEAP MOTION NA AVALIAÇÃO DA DOENÇA  
DE PARKINSON**

Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica orientada pelo Professor Doutor Pedro Guilherme da Cunha Leitão Dias Vaz, coorientada pelo Professor Doutor João Manuel Rendeiro Cardoso e apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra.

Setembro de 2018



UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

FACULDADE  
DE CIÊNCIAS  
E TECNOLOGIA

Ana Luísa dos Santos Reis

# Aplicação do Leap Motion na avaliação da doença de Parkinson

Dissertação no âmbito do  
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

*Orientador:* Professor Doutor Pedro Guilherme da Cunha Leitão Dias Vaz

*Coorientador:* Professor Doutor João Manuel Rendeiro Cardoso

Júri

*Presidente* Professor Doutor Nuno David Sousa Chichorro Fonseca Ferreira

*Orientador* Professor Doutor Pedro Guilherme da Cunha Leitão Dias Vaz

*Vogal* Professor Doutor António Miguel Lino Santos Morgado

**Coimbra, 2018**

Este trabalho foi desenvolvido em colaboração com:

LIBPhys-UC



**LIBPhys-UC**

Esta cópia da tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.



# Nomenclatura

## Acrónimos e Siglas

<b><sup>18</sup>F-FDG</b>	2-Desoxi-2-( <sup>18</sup> F)fluoro-D-glicose
<b>fc</b>	Frequência de corte
<b>FFT</b>	<i>Fast fourier transform</i>
<b>fs</b>	Frequência de amostragem
<b>fps</b>	<i>Frames per second</i>
<b>GABA</b>	<i>Gamma-AminoButyric Acid</i>
<b>LED</b>	<i>Light-emitting diode</i>
<b>LMC</b>	<i>Leap Motion Controller</i>
<b>MDS-UPDRS</b>	<i>Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i>
<b>PET/CT</b>	<i>Positron Emission Tomography/Computed Tomography</i>
<b>PD</b>	Doença de Parkinson
<b>PLA</b>	Ácido polilático
<b>PSD</b>	<i>Power spectral density</i>
<b>RMS</b>	<i>Root Mean Square</i>
<b>RMSE</b>	<i>Root Mean Square Error</i>
<b>STD</b>	Desvio padrão amostral
<b>SVM</b>	<i>Support Vector Machines</i>
<b>UPDRS</b>	<i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i>



# Agradecimentos

Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador, Professor Doutor Pedro Vaz, pela amabilidade, profissionalismo, disponibilidade e por todo o apoio prestado, fundamental para a concretização dos objetivos. Gostaria ainda de deixar um agradecimento ao meu coorientador, o Professor Doutor João Cardoso, por todo o apoio, disponibilidade e contribuições prestadas.

Gostaria de agradecer ao Doutor Hans Peter Grebe por toda a disponibilidade e amabilidade na estruturação dos ensaios clínicos e pelos esclarecimentos relativos às questões médicas.

Agradeço ao engenheiro Miguel Silva pelo apoio nas impressões 3D e por todos os conselhos e auxílios prontamente prestados.

Agradeço ainda ao Francisco Marques pelo apoio no decorrer deste trabalho.

Gostaria de agradecer a todos elementos do LIBPhys pela integração, simpatia, amizade e espírito de entreatajuda constante. Em especial ao Emanuel, à Filipa, ao Tiago, ao Miguel Correia, à Andreia e à Daniela.

Aos meus pais, ao meu irmão e aos meus avós por mais uma etapa concluída, que não seria possível sem o seu apoio incondicional e esforço conjunto.

Ao Jorge por ser fundamental em todos os momentos.

Ao meu grupo de amigos destes 5 anos, em especial à Ana João, à Inês e à Sílvia por estarem sempre ao meu lado.

Às minhas amigas de infância, Anoca, Daniela, Beatriz, Jessica e Bárbara, que estão sempre presentes.

**A todos, muito obrigada!**



# Resumo

O principal objetivo deste trabalho consistiu na avaliação do dispositivo Leap Motion Controller (LMC) enquanto técnica auxiliar de diagnóstico da doença de Parkinson (PD). Inicialmente, analisou-se a exatidão e precisão em condições estáticas e dinâmicas, estimadas pelo desvio padrão amostral e o valor RMSE, respetivamente.

Em ambientes estáticos obteve-se uma precisão inferior a 0,85 mm, e verificou-se uma correlação positiva fraca entre a precisão e a distância entre o LMC e o fantoma. Em situações dinâmicas, a precisão foi inferior 1,2 mm. Na generalidade dos dados, verificou-se uma precisão melhor nos eixos segundo  $x$  e  $z$ , em detrimento do eixo segundo  $y$ .

Relativamente à exatidão, em movimentos lineares obtiveram-se resultados inferiores a 2,37 mm e em rotações inferiores a  $3^\circ$ . Ainda, obteve-se um coeficiente de correlação de 1 entre ângulos esperados e obtidos, calculando-se uma reta de calibração para rotações em torno de  $z$ .

Posteriormente, desenvolveram-se 3 interfaces interativas que possibilitaram a simulação de técnicas médicas de despiste do tremor de repouso, do tremor postural e da bradicinésia, sintomas muito frequentes da PD. Apresentaram-se os 3 testes a uma amostra da população saudável (31 indivíduos) e a 1 doente diagnosticado com PD.

Relativamente ao domínio das frequências, demonstrou-se que o intervalo entre 0,5 e 3,5 Hz é o representativo do tremor de repouso e do tremor postural no grupo de controlo. No que concerne à bradicinésia, verificou-se que as frequências dominantes para indivíduos saudáveis distribuíram-se entre 1,2 e 3,7 Hz. Ainda, na avaliação da bradicinésia constatou-se que o doente apresentou alterações significativas na maioria dos parâmetros analisados. Assim, demonstrou-se que este sintoma poderá ser analisado sob efeitos farmacológicos.

Por fim, concluiu-se que o LMC tem potencial para a deteção dos sintomas

da PD. Contudo, mais estudos em indivíduos saudáveis e diagnosticados com PD são requeridos.

**Palavras-chave:** Processamento de sinais biomédicos, *Leap Motion Controller*, medição da precisão e exatidão, doença de Parkinson, tremor, bradicinésia.

# Abstract

The main goal of this study is to evaluate the Leap Motion Controller's (LMC) capabilities to develop a new method for the assessment of Parkinson's Disease (PD). First, the device was tested to calculate its accuracy and precision in static and dynamic conditions, estimated using the sample's standard deviation and the RMSE value, respectively.

In static environments the precision values were under 0.85mm, with verifiable weak positive correlation between the precision and the distance between the LMC and the phantom. In dynamic environments, the precision values were under 1.2 mm. In most cases, the precision was better in  $x$  and  $z$  axis, when compared to the  $y$  axis. Regarding the accuracy, the results were under 2.37 mm in linear motions and rotations under  $3^\circ$ . The Spearman correlation coefficient was 1 between the expected and obtained angles, leading to a calibration line for rotations on the  $z$  axis.

Three interactive interfaces that allow the simulation of medical techniques were developed. These applications assessed the bradykinesia and the rest and postural tremor, which are PD's common symptoms. The tests were conducted on a sample of 31 healthy individuals and one patient diagnosed with PD.

In the frequency domain, it was proven that the interval between 0.5 and 3.5 Hz was characteristic to the control group's rest and postural tremors. Regarding the bradykinesia, the results showed that the dominating frequencies for healthy individuals were distributed between 1.2 and 3.7 Hz. Furthermore, the patient had significant changes in a great part of the analysed parameters regarding the bradykinesia's evaluation. Therefore, it was proven that this symptom may be analysed under pharmacologic effects.

The data obtained from the healthy part of the study group was within the established values, which may suggest that the LMC can be used to detect the symptoms of PD, although, some more study group tests are advisable.

**Keywords:** Biomedical signal processing, Leap Motion Controller, precision and accuracy measurement, Parkinson's disease, tremor, bradykinesia.

# Lista de Figuras

2.1	Esquematização dos mecanismos neurofisiológicos no complexo córtex-núcleos da base-tálamo. . . . .	7
2.2	Representação dos sintomas motores e não motores. . . . .	8
2.3	Tarefas requeridas pelos clínicos durante a avaliação da bradicinésia. . . . .	13
3.1	Representação esquemática da constituição do LMC. . . . .	17
3.2	Parâmetros adquiridos para a execução do princípio da estereoscopia. . . . .	18
3.3	Visualizador disponibilizado pelo fabricante. . . . .	19
3.4	Referencial de coordenadas cartesianas do LMC. . . . .	19
3.5	Ilustração dos diferentes pontos de estudo do LMC. . . . .	20
4.1	Montagem experimental e esquematização das posições do LMC. . . . .	26
4.2	Montagem experimental para a caracterização dinâmica do LMC. . . . .	27
4.3	Fluxograma das tarefas executadas pelos motores. . . . .	29
4.4	Fluxograma do algoritmo de segmentação. . . . .	31
4.5	Montagem experimental na avaliação de movimentos de rotação. . . . .	33
4.6	Esquematização do algoritmo implementado para cálculo da <i>fs</i> e <i>re-sampling</i> . . . . .	39
4.7	Esquematização do processamento de sinal para a extração de características no domínio das frequências. . . . .	41
4.8	Apresentação do método encontrado para a procura pela zona ideal de <i>tracking</i> . . . . .	43

4.9	Fotografia retirada durante a execução do jogo. . . . .	43
4.10	Resposta da interface em localizações do centro da palma nos limites no eixo segundo $y$ . . . . .	46
4.11	Resposta da interface à localização da mão em condições de altura ideais, representada pelo centro da palma. . . . .	46
4.12	Imagem adquirida durante a fase de teste com a correta execução deste.	47
4.13	Resposta da interface a diferentes localizações no eixo segundo $y$ . . .	51
4.14	Fotografia adquirida durante o teste. . . . .	52
5.1	Gráfico de barras alusivo à tendência de <i>tracking</i> do LMC. . . . .	54
5.2	Gráfico de barras da média dos desvios padrões. . . . .	55
5.3	Esquemática dos resultados obtidos da norma do desvio padrão. . .	56
5.4	Distribuição da distância entre LMC e o fantoma com a média da norma do desvio padrão amostral. . . . .	57
5.5	Exemplificação da aplicação do algoritmo de segmentação. . . . .	58
5.6	Diagramas de extremos e quartis para a representar o desvio padrão amostral. . . . .	59
5.7	Diagramas de extremos e quartis do valor RMSE para cada porção da mão. . . . .	60
5.8	Dispersão dos ângulos esperados e obtidos, e respetiva regressão linear.	61
5.9	Dispersão dos valores RMSE em função dos ângulos esperados. . . .	62
5.10	Incerteza dos erros dos ângulos obtidos em função dos ângulos espe- rados. . . . .	62
5.11	Valor RMS do tremor de repouso nas amostras saudáveis e com a doença. . . . .	64
5.12	Exemplo de uma amostra saudável antes e após pre-processamento. . .	65
5.13	Exemplo de um amostra saudável. Sinais no domínio das frequências e PSD correspondente. . . . .	66
5.14	Uma aquisição do indivíduo com PD. Sinais originais e após pré- processamento. . . . .	66

5.15	Uma aquisição do indivíduo com PD. Sinais no domínio das frequências e PSD correspondente. . . . .	67
5.16	Distribuição das frequências dominantes do tremor de repouso das amostras saudáveis e na com PD. . . . .	68
5.17	Distribuições das percentagens de potência no intervalo de 0,5 a 3,5 Hz e de 3,6 a 7,5 Hz nos dois tipos de amostras. . . . .	69
5.18	Percentagens da PSD do tremor de repouso para as amostras saudáveis, após a conversão do sinal para acelerações. . . . .	70
5.19	Dispersão dos valores RMS do tremor postural para os dois grupos amostrais. . . . .	72
5.20	Amostra aleatória do grupo de controlo. Sinal original e após o pré-processamento. . . . .	73
5.21	Continuação da análise da aquisição saudável, porém no domínio das frequências. . . . .	73
5.22	Aquisição do indivíduo com PD analisada no domínio do tempo. . . .	74
5.23	Continuação da análise do sinal do doente no domínio das frequências.	74
5.24	Dispersão das frequências dominantes do tremor postural nos dois grupos amostrais. . . . .	75
5.25	Dispersão das percentagens das potências espectrais nos dois grupos amostrais de 0,5 a 3,5 Hz e de 3,6 a 7,5 Hz. . . . .	76
5.26	Valores RMS da velocidade angular para os dois grupos amostrais. . .	78
5.27	Aquisição referente a um indivíduo saudável . . . . .	80
5.28	Continuação do processamento de uma aquisição do grupo de controlo.	80
5.29	Velocidade angular proveniente de uma aquisição do doente com PD.	81
5.30	Continuação da análise da velocidade angular na aquisição com PD. .	81
5.31	Dispersão das frequências dominantes nos dois grupos amostrais na análise da bradicinésia. . . . .	82
5.32	Distribuição dos integrais das curvas da PSD dos dois grupos amostrais.	83
5.33	<i>Skewness</i> da distribuição das velocidades angulares nos dois grupos amostrais. . . . .	84

5.34	Resultados obtidos no cálculo da <i>Kurtosis</i> nas distribuições das velocidades angulares nos dois grupos amostrais. . . . .	85
A.1	Modelo anatómico da mão humana. . . . .	108
A.2	Suporte para fixação do LMC à mesa óptica. . . . .	109
A.3	Adaptador motores de passo - modelo anatómico. . . . .	109
A.4	Adaptador para o motor rotativo - suporte A.5. . . . .	110
A.5	Adaptador do motor linear e rotativo à mesa óptica. . . . .	110
B.1	<i>Spline</i> cúbica de uma distribuição de deslocamentos. Aquisição proveniente de um indivíduo saudável no jogo <i>the cheese game</i> . . . . .	113
B.3	Suporte utilizado no teste de avaliação do tremor de repouso. . . . .	114

# Lista de Tabelas

1.1	Composição da equipa de investigação. . . . .	3
2.1	Descrição dos estádios da escala Hoehn & Yahr modificada. . . . .	9
2.2	Principais características do tremor da PD. . . . .	11
4.1	Descrição das características do motor de passo. . . . .	27
4.2	Comandos implementados no procedimento experimental. . . . .	28
4.3	Descrição das principais características do motor de passo rotativo. . . . .	32
4.4	Ângulos aplicados ao motor de passo para caracterização pelo LMC. . . . .	32
4.5	Comandos requeridos para o desenvolvimento do procedimento experimental. . . . .	33
4.6	Parâmetros analisados consoante o tipo de sintoma em análise. . . . .	37
5.1	Desvio padrão médio (STD) máximo e mínimo segundo cada eixo e, porção da mão e posição do LMC correspondente. . . . .	56
5.2	Desvio padrão máximo e mínimo (STD) segundo $x$ , $y$ e $z$ e, porção da mão correspondente. . . . .	59
5.3	Valor RMSE máximo e mínimo no eixo segundo $x$ , $y$ e $z$ , bem como a porção da mão correspondente. . . . .	60



# Conteúdo

<b>Lista de Figuras</b>	<b>xiii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xvii</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Motivação . . . . .	1
1.2 Objetivos . . . . .	1
1.3 Organização da tese . . . . .	2
1.4 Equipa de investigação . . . . .	2
<b>2 A Doença de Parkinson</b>	<b>5</b>
2.1 Mecanismos fisiológicos . . . . .	5
2.1.1 A patofisiologia da doença de Parkinson . . . . .	6
2.2 A sintomatologia da doença de Parkinson . . . . .	8
2.2.1 Critérios de avaliação . . . . .	8
2.2.2 Compreensão do tremor . . . . .	9
2.2.3 Compreensão da bradicinésia . . . . .	12
2.3 Revisão da literatura . . . . .	12
<b>3 <i>Leap Motion Controller</i></b>	<b>17</b>
3.1 Descrição técnica do dispositivo . . . . .	17
3.2 Revisão da literatura . . . . .	20

<b>4</b>	<b>Métodos</b>	<b>23</b>
4.1	Avaliação de parâmetros estáticos e dinâmicos do LMC . . . . .	23
4.2	Experiência 1: Avaliação das capacidades estáticas do LMC . . . . .	25
4.2.1	Protocolo experimental . . . . .	25
4.3	Experiência 2: Avaliação das capacidades dinâmicas do LMC . . . . .	26
4.3.1	Princípio de funcionamento do motor de passo . . . . .	27
4.3.2	Protocolo experimental . . . . .	28
4.3.3	Método de segmentação . . . . .	30
4.4	Experiência 3: Avaliação angular do LMC . . . . .	31
4.4.1	Princípio de funcionamento do motor de passo . . . . .	32
4.4.2	Protocolo experimental . . . . .	33
4.5	Caracterização do LMC nos sintomas da PD . . . . .	36
4.6	Caracterização do tremor de repouso: <i>The Cheese Game</i> . . . . .	37
4.6.1	Cálculo do valor RMS . . . . .	38
4.6.2	Caracterização no domínio da frequência . . . . .	38
4.6.3	Parâmetros intrínsecos ao domínio das frequências . . . . .	41
4.6.4	Descrição da interface . . . . .	42
4.7	Caracterização do tremor postural: <i>The Jelly Game</i> . . . . .	44
4.7.1	Cálculo do valor RMS . . . . .	44
4.7.2	Parâmetros intrínsecos ao domínio das frequências . . . . .	45
4.7.3	Descrição da interface . . . . .	45
4.8	Caracterização da bradicinésia: <i>The Rocket Game</i> . . . . .	47
4.8.1	Análise do valor RMS da velocidade angular . . . . .	48
4.8.2	Parâmetros intrínsecos ao domínio das frequências . . . . .	48
4.8.3	<i>Skewness</i> da distribuição de velocidades angulares . . . . .	49
4.8.4	<i>Kurtosis</i> da distribuição de velocidades angulares . . . . .	49
4.8.5	Descrição da interface . . . . .	50

<b>5</b>	<b>Resultados</b>	<b>53</b>
5.1	Experiência 1: Avaliação das capacidades estáticas do LMC . . . . .	53
5.2	Experiência 2: Avaliação das capacidades dinâmicas do LMC . . . . .	57
5.3	Experiência 3: Avaliação angular do LMC . . . . .	60
5.4	Caracterização do LMC nos sintomas da PD . . . . .	63
5.5	Caracterização do tremor de repouso . . . . .	63
5.5.1	Valor RMS . . . . .	63
5.5.2	Resultados da análise no domínio das frequências . . . . .	64
5.5.3	Frequência dominante . . . . .	67
5.5.4	Densidade espectral relativa . . . . .	68
5.6	Caracterização do tremor postural . . . . .	71
5.6.1	Valor RMS . . . . .	71
5.6.2	Resultados da análise no domínio das frequências . . . . .	72
5.6.3	Frequência dominante . . . . .	75
5.6.4	Densidade espectral relativa . . . . .	75
5.7	Caracterização da bradicinésia . . . . .	77
5.7.1	Valor RMS . . . . .	77
5.7.2	Resultados da análise no domínio das frequências . . . . .	79
5.7.3	Frequência dominante . . . . .	82
5.7.4	Potência total . . . . .	83
5.7.5	<i>Skewness</i> . . . . .	84
5.7.6	<i>Kurtosis</i> . . . . .	85
<b>6</b>	<b>Conclusões</b>	<b>87</b>
6.1	Perspetivas de trabalho futuro . . . . .	90
	<b>Bibliografia</b>	<b>91</b>

<b>Apêndices</b>	<b>105</b>
A Análise dos parâmetros estáticos e dinâmicos do LMC . . . . .	107
B Aplicação do LMC na análise de sintomas da PD . . . . .	111

# Introdução

## 1.1 Motivação

A doença de Parkinson (PD) é uma patologia crónica neurodegenerativa com uma elevada incidência em aproximadamente, 1% da população mundial com mais de 65 anos [1]. O tremor e a bradicinésia são dois dos sintomas mais decisivos no diagnóstico desta patologia. Contudo, atualmente não existe nenhuma técnica ou equipamento capaz de os quantificar e avaliar. Deste modo, é imperativo o desenvolvimento de novos meios capazes de auxiliar o diagnóstico desta doença, bem como de controlo e acompanhamento da sua evolução.

## 1.2 Objetivos

A presente dissertação tem como objetivo a apreciação de um dispositivo inovador de deteção de movimentos da mão, o *Leap Motion Controller* (LMC). Numa primeira fase é pretendida a análise das suas propriedades intrínsecas, como a precisão em ambientes estáticos e dinâmicos, e a exatidão sob condições dinâmicas em movimentos lineares e rotativos. Assim, a sua aplicabilidade na deteção de movimentos com confiança é averiguada.

Numa segunda fase, avaliaram-se os fundamentos sintomatológicos da PD, nomeadamente o efeito no tónus muscular e controlo de movimentos da mão, recorrendo ao LMC. Para tal, desenvolveram-se jogos interativos que simulam procedimentos médicos de diagnóstico. Por fim, partindo dos dados obtidos é aferida a viabilidade do uso deste dispositivo para auxílio ao diagnóstico e acompanhamento da PD.

## 1.3 Organização da tese

A presente dissertação encontra-se dividida em 6 capítulos:

- Capítulo 1 - Introdução: visão muito geral do LMC, dos objetivos e da motivação deste trabalho.
- Capítulo 2 - A doença de Parkinson: explicação da doença de Parkinson desde a sua patofisiologia, sintomatologia e trabalhos mais relevantes no âmbito do seu diagnóstico e acompanhamento. Ainda, são pormenorizados os sintomas em estudo: a bradicinésia, o tremor postural e o tremor de repouso.
- Capítulo 3 - *Leap Motion Controller*: explicação em detalhe a finalidade e o funcionamento do LMC. Ainda, é apresentada uma revisão das principais aplicações já desenvolvidas.
- Capítulo 4 - Métodos: clarificação dos métodos implementados, encontrando-se dividido em subsecções. Estas divisões centram-se na análise dos parâmetros estáticos e dinâmicos do sensor, e na avaliação da performance deste na deteção de sintomas fulcrais da PD.
- Capítulo 5 - Resultados: apresentação dos resultados e as principais contribuições desta dissertação. Novamente, este capítulo encontra-se dividido em subsecções que detalham os resultados de cada procedimento.
- Capítulo 6 - Conclusões: Apresentação das principais considerações e contribuições dos resultados obtidos. Ainda, as limitações encontradas são explicitadas bem como as propostas de trabalhos futuros para as colmatar.

## 1.4 Equipa de investigação

A presente dissertação decorreu no ano letivo 2017/2018 na unidade LIBPhys. O LIBPhys consiste numa unidade de investigação inserida no Departamento de Física da Universidade de Coimbra. Este laboratório é dedicado às áreas de Instrumentação, Engenharia Biomédica e Física da Radiação, encontrando-se organizado em três estruturas: Grupo de Instrumentação Atómica e Nuclear (GIAN), Grupo de Automação e Instrumentação Industrial (GAI) e Grupo de Eletrónica Instrumentação (GEI) (onde decorreu o projeto). Na tabela 1.1 apresentam-se os elementos da equipa e a sua função.

**Tabela 1.1:** Composição da equipa de investigação.

<b>Função</b>	<b>Nome</b>
Orientador	Professor Doutor Pedro Guilherme Dias Vaz
Coorientador	Professor Doutor João Manuel Rendeiro Cardoso
Professor emérito	Professor Doutor Luís Requicha Ferreira
Aluno de doutoramento	Miguel Cecílio Silva



# A Doença de Parkinson

## 2.1 Mecanismos fisiológicos

A doença de Parkinson (PD) foi descoberta em 1817 por James Parkinson que a descreveu como "*paralysis agitans*" [2]. Ainda no século XIX, Charcot distinguiu a lentificação motora de miastenia (fraqueza muscular), um termo aplicado por Parkinson na caracterização inicial desta patologia [2]. Posteriormente, em 1919, a morte de células da substância negra foi relacionada com a PD [2]. Em 1957, a equipa de Carlsson descobriu que estas células são responsáveis pela produção de dopamina [2–4], um neurotransmissor essencial, que é um precursor natural de importantes catecolaminas, como a adrenalina ou a noradrenalina. Ainda, em 1960, Ehringer e Hornykiewicz relacionaram a baixa concentração de dopamina no corpo estriado com a PD, e testaram com sucesso a *levodopa*, o primeiro fármaco a ser desenvolvido para combater a aquinesia (dificuldade em movimentar-se) neste doentes [2,3]. Assim, na década de 70 surgiram no mercado os primeiros medicamentos com este elemento enquanto principio ativo [3]. O seu mecanismo de ação permite a passagem na barreira hemato-encefálica com conseqüente ação enzimática na produção de dopamina [5]. Estas terapias medicamentosas obtêm bons resultados durante algum tempo, porém a maioria dos doentes desenvolve eventualmente complicações motoras [6]. Saliente-se que esta medicação consegue apenas combater os sintomas e não a doença em si.

Atualmente, a origem desta patologia permanece uma incógnita. Contudo, recentemente foram descobertas implicações na morte de células dopaminérgicas e não dopaminérgicas provenientes de mutações genéticas, da via ubiquitina-proteassoma, da disfunção mitocondrial, de sistemas de autofagia e da via proteólise lisossomal nos mecanismos de *stress* oxidativo, entre outros mecanismos patogénicos [2,4,7–9]. Na atualidade, estima-se que 1,2 milhões de pessoas na Europa sofram de PD, prevendo-se que este valor duplique em 2030 [10].

### 2.1.1 A patofisiologia da doença de Parkinson

Em termos patofisiológicos esta doença é caracterizada pela disfunção dos núcleos da base, originando distúrbios nas diversas funções pelas quais este complexo é responsável como, o tónus muscular ou a correta execução de movimentos controlados, coordenados, suaves e já aprendidos [11]. Este importante complexo é composto por diversas estruturas, como o corpo estriado (putámen, núcleo caudado e globo pálido (interno e externo)), a substância negra (*pars reticulada* e *pars compacta*) e o núcleo subtalâmico. Deste modo, o impulso nervoso criado no córtex cerebral que atinge o núcleo da base não contém qualquer irregularidade. No entanto, o sinal de *output* gerado no núcleo da base para o tálamo e córtex motor é anormal, originando um controlo anómalo dos movimentos e do tónus muscular [11].

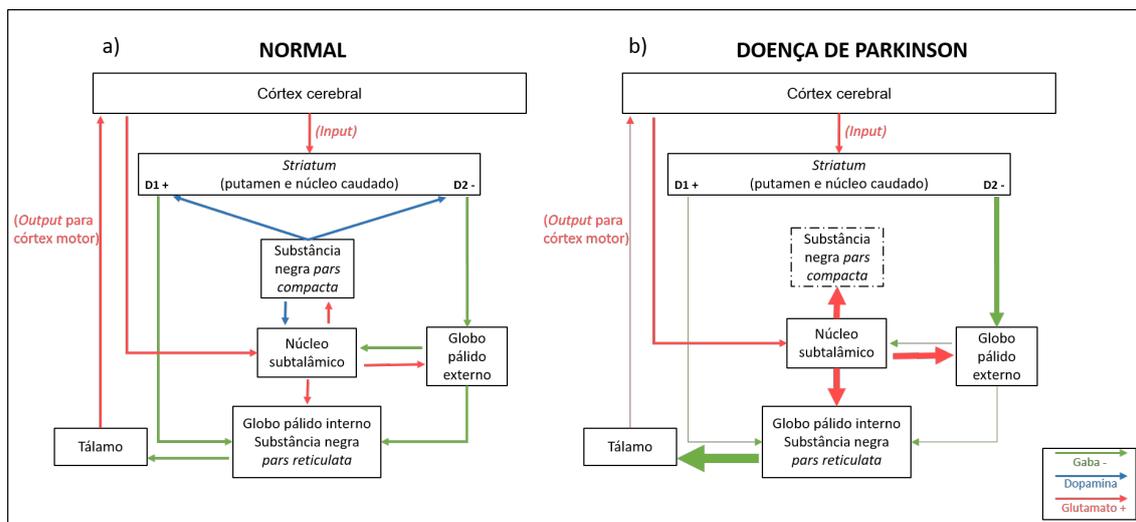
Quando o sinal excitatório glutamatérgico proveniente do córtex cerebral atinge o *striatum* (putamen e núcleo caudado) desencadeiam-se duas vias de transmissão dependentes da dopamina, a direta e a indireta. No *striatum* existem dois tipos de receptores dopaminérgicos, os excitatórios (D1) e os inibitórios (D2). Assim, quando a substância negra *pars compacta* segrega dopamina no *striatum*, dois mecanismos diferentes podem ocorrer dependendo da sua concentração [4,9].

Na via direta os neurónios gabaérgicos do *striatum* ficam excitados projetando-se para o globo pálido interno e substância negra *pars reticulada*. Devido ao seu cariz inibitório, todos os neurónios gabaérgicos deste local ficarão ainda mais inibidos. Tal originará um aumento da atividade talâmica devido à diminuição de GABA. Deste modo, desencadeia-se um aumento do sinal recebido no córtex motor que originará um aumento proporcional da atividade motora [4,9].

Por sua vez, na via indireta, os neurónios gabaérgicos do *striatum* na presença de glutamato ficam excitados, enviando projeções para o globo pálido externo. Este, como conseqüente fica inibido diminuindo assim o envio de projeções gabaérgicas para o núcleo subtalâmico. Por sua vez, o núcleo subtalâmico passa a estar excitado, enviando eferentes glutamatérgicos para o complexo globo pálido interno - substância negra *pars reticulada*. Assim, a inibição dos elementos gabaérgicos é diminuída, aumentando a sua atividade. Por fim, devido ao aumento do neurotransmissor GABA o tálamo ficará mais inibido, diminuindo por sua vez o sinal para o córtex motor originando uma diminuição da atividade motora, [4,9]. Todo este raciocínio encontra-se esquematizado na figura 2.1 a).

No que concerne à resposta dopaminérgica, este importante neurotransmissor excita a via direta e inibe a via indireta. Assim, na presença de dopamina existe

um aumento da atividade motora em consequência do sinal gerado no córtex motor. Contudo, a PD é caracterizada pela diminuição gradual da atividade da substância negra *pars compacta*, originando uma diminuição da segregação de dopamina. Deste modo, a via indireta encontra-se em hiperatividade existindo uma hiperinibição do tálamo que resulta na diminuição da atividade motora, nomeadamente no tónus muscular e na correta execução de movimentos coordenados, suaves e memorizados. Algo que vai de encontro aos sintomas caracterizantes desta patologia [4, 9]. Na figura 2.1 b) encontra-se esquematizado o comportamento fisiológico característico da PD.

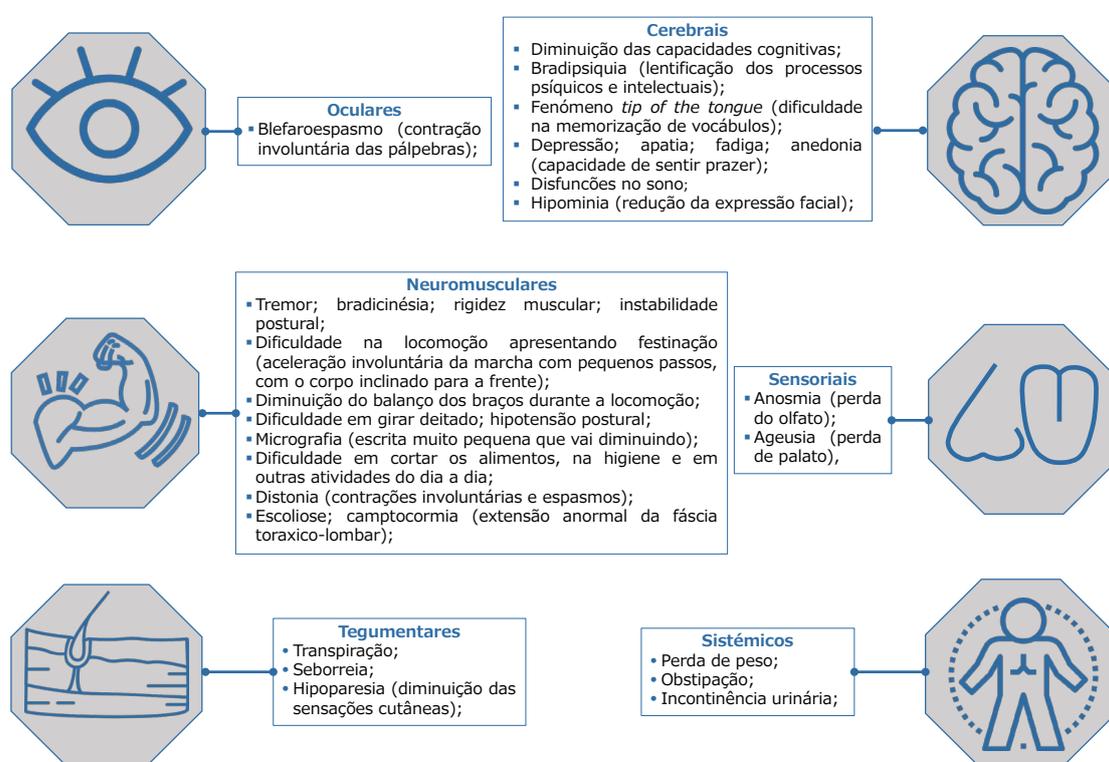


**Figura 2.1:** Esquemática dos mecanismos neurofisiológicos no complexo córtex-núcleos da base-tálamo. A dimensão das setas é proporcional à ativação de cada neurotransmissor em questão, adaptado de [9]. a) condição fisiológica; b) condição com PD.

Em termos histológicos é possível caracterizar esta doença, nomeadamente na substância negra *pars compacta*. Em resultado da sua degradação, surgem estruturas proteicas designadas por corpos de Lewy [4,9]. Muitos estudos focam-se nos sintomas motores com ênfase na compreensão dos núcleos da base e a sua dependência com a dopamina. No entanto, a relação entre as vias que envolvem os núcleos da base e os sintomas não-motores não é completamente compreendida. Uma das possibilidades mais fundamentadas para o desenvolvimento de sintomas não-motores é a alteração das vias serotoninérgicas. Tais disfunções originam perturbações no foro psíquico pois a serotonina tem uma enorme importância nestas vias [12].

## 2.2 A sintomatologia da doença de Parkinson

No que concerne aos sintomas característicos da PD, estes são extensos e compatíveis com outras patologias [2] contudo, quatro evidenciam-se: o tremor em repouso, a rigidez muscular, a bradicinésia e a instabilidade postural. Tipicamente, os sintomas são agrupados consoante a sua origem, motora ou não-motora, uma vez que as vias dopaminérgicas são responsáveis por diversas atividades do organismo. Os sintomas motores e não-motores avaliados na prática clínica encontram-se descritos na figura 2.2.



**Figura 2.2:** Representação dos sintomas motores e não motores, adaptado de [2]. Ícones adaptados de [13–17].

### 2.2.1 Critérios de avaliação

Uma vez que atualmente não existe um método efetivo de diagnóstico da PD, o mecanismo utilizado pelos clínicos consiste na avaliação dos diversos sintomas do doente em combinação com diferentes técnicas auxiliares de diagnóstico. Deste modo conseguir um diagnóstico preciso da doença não é fácil, sobretudo em estádios

iniciais [2]. Assim, a experiência do clínico é essencial para uma correta avaliação, porém questões relacionadas com a repetibilidade e reprodutibilidade persistem [2].

Com o intuito de unificar os critérios de diagnóstico, categorizar a resposta a fármacos, estratificar os estádios da doença e melhorar a repetibilidade e reprodutibilidade, foi desenvolvida em 1987 uma escala universal de avaliação, a *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS). Esta escala é composta por quatro partes: 1-avaliação de problemas comportamentais; 2- avaliação da capacidade de execução de tarefas simples do dia a dia; 3- avaliação das capacidades motoras com foco no estudo do tremor, bradicinésia, rigidez e instabilidade postural; 4- avaliação da resposta a fármacos [18]. No entanto, especialistas da área apontaram diversas lacunas e incongruências nesta escala. Assim, esta foi melhorada e criada uma nova versão, a *Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (MDS-UPDRS) [19]. Atualmente, muitos países já adotaram esta nova métrica e outros encontram-se a implementá-la. Relativamente às suas propriedades, esta possui as mesmas 4 partes, perfazendo um total de 65 itens de avaliação com as 5 opções de resposta (de 0 a 4, sendo 0 normal e 4 severo) [19]. A escala de Hoehn & Yahr modificada encontra-se integrada em ambas as escalas, descrevendo de modo muito simples o estágio da doença [20]. Uma breve descrição desta escala encontra-se representada na tabela 2.1.

**Tabela 2.1:** Descrição dos estádios da escala Hoehn & Yahr modificada, adaptada de [20].

Estádio	Descrição
0	Sem sinais da doença;
1	Doença unilateral;
1,5	Envolvimento unilateral e axial;
2	Doença bilateral sem perda de equilíbrio;
2,5	Doença bilateral leve, com recuperação no <i>pull test</i> ;
3	Doença bilateral leve a moderada; com alguma instabilidade postural; capacidade de viver independente;
4	Incapacidade grave, ainda capaz de caminhar ou permanecer de pé sem ajuda;
5	Confinado à cama ou cadeira de rodas a não ser que receba ajuda;

## 2.2.2 Compreensão do tremor

Nas últimas décadas, diversas aplicações no campo da robótica e informática foram alvo de aprofundados estudos. Deste modo, surgiu a necessidade de compre-

ender os diferentes movimentos do corpo humano, nomeadamente os relacionados com a mão. Porém, tal caracterização é um processo complexo devido aos numerosos e independentes movimentos originados pelas articulações da mão. Destas enumeram-se as interfalangeanas distais e proximais, as metacarpofalangeanas, as carpometacarpais e as radiocarpais [21], perfazendo no seu conjunto um total de 29 graus de liberdade [22]. Na análise da PD os movimentos de extensão/flexão, supinação/pronação e abdução/adução são os mais importantes [2, 23].

Existem diversos tipos de tremor como o fisiológico, o parkinsoniano ou o essencial, cada um destes com características próprias. O tremor fisiológico provém das propriedades reflexas mecânicas do membro, bem como da atividade neuronal involuntária, ocorrendo em pessoas saudáveis [24]. Ainda, apresenta uma relação com os batimentos cardíacos que o impulsionam devido às oscilações produzidas [25, 26].

A PD é uma patologia multisintomática em que a maioria dos doentes apresenta em algum momento tremor [2]. No entanto, a manifestação sintomática da patologia é muito variável. Alguns doentes evidenciam tremor nos estádios iniciais que, com a evolução da doença, pode exacerbar-se ou até mesmo desaparecer, havendo igualmente uma resposta muito variável à ação farmacológica [23].

Parkinson, na descrição desta patologia, enfatizou como principal particularidade o tremor de repouso. Este sintoma foi definido como movimento tremente involuntário, com perda do controlo da ação voluntária quando o tecido muscular está em repouso ou suportado, havendo uma melhoria em certos casos quando as fibras musculares são ativadas [27–29].

Por sua vez, o tremor postural consiste no movimento involuntário e ritmado durante a manutenção de uma posição antigravítica. Este é frequentemente associado a estádios mais avançados da doença, exacerbando-se com a sua evolução [2, 27, 29]. Para um correto diagnóstico da PD existe um parâmetro perentório, a presença de um período de latência entre a ativação das fibras musculares e o aparecimento do tremor postural. Usualmente, este espaço de tempo está associado a uma duração média de, aproximadamente, 9 segundos, porém existe uma variabilidade significativa entre os doentes e o seu estádio [27]. Esta propriedade sintomatológica possibilita a distinção de outras patologias, como por exemplo o tremor essencial [27].

Saliente-se que o tremor de repouso e postural não são sintomas exclusivos da PD, porém estas adquirem propriedades intrínsecas e diferenciadoras em com-

binação com outros factores e sintomas [28]. Ainda, estes dois sintomas possuem propriedades muito semelhantes no domínio das frequências [24, 26, 29].

Atualmente diversos estudos demonstraram que, mesmo em estádios iniciais, o tremor é detetável durante os movimentos (tremor cinético). Duval et al [30] concluíram que as potências espectrais e as amplitudes do tremor cinético são semelhantes às do de repouso. Assim, é sugerido que os mecanismos neuronais envolvidos na geração/propagação do tremor de repouso se mantêm ativos durante os atos voluntários, mesmo quando o tremor não é intenso [27, 28, 31]. Deste modo o tremor cinético é um indicador da PD, sobretudo em estádios mais avançados, porém sendo comum a outras patologias, como o tremor essencial [28, 30].

Durante a avaliação neurológica descrita na UPDRS é analisado o tremor de repouso, postural e cinético, quantificando-se as suas amplitudes e a persistência do tremor de repouso durante o exame [19]. Na tabela 2.2 figuram as principais características associadas ao tremor parkinsoniano.

**Tabela 2.2:** Principais características do tremor da PD, adaptado de [2, 29, 32].

<b>Característica</b>	<b>Doença de Parkinson</b>
Idade (anos)	55-75
Frequência (Hz) (dados de acelerometria)	4-6
Amplitude do tremor de repouso (cm)	$9,17 \pm 8,20$
Amplitude do tremor postural (cm)	$10,62 \pm 8,97$
Exacerbação em movimento:	supinação-pronação
Resposta a atividades:	
- Repouso	aumenta
- Ação	diminui
- Concentração mental	diminui
- Escrita	diminui, com degradação progressiva da clareza
- Marcha	aumenta
Tremor postural	re-emergente
Tremor nas extremidades	assimétrico
Método auxiliar de diagnóstico	$^{18}\text{F}$ -FDG PET/CT
Tratamento	Anticolinérgico, amantidina, fármacos dopaminérgicos e estimulação cerebral profunda;

Por fim, o tremor essencial é uma patologia com uma elevada incidência, ocorrendo em cerca de 4% da população com mais de 40 anos [33]. Numa primeira análise, como a sua incidência é superior, poderá ser confundido com a PD, porém as

suas características são facilmente diferenciáveis, nomeadamente a maior incidência em idades mais jovens (a partir dos 10 anos), uma gama de frequência do tremor superior ou a inexistência de um período de latência no tremor postural. Ainda, o tremor cinético encontra-se exacerbado e verifica-se um aumento dos sintomas no decorrer de movimentos de flexão-extensão [2]. Alguns estudos evidenciaram que esta patologia é um fator de risco no desenvolvimento da PD [34].

### 2.2.3 Compreensão da bradicinésia

A bradicinésia é um dos sintomas mais característicos da PD, sendo um bom indicador de distúrbios dos núcleos da base, nomeadamente da via nigroestriatal [35]. Esta sintomatologia é descrita pela dificuldade no planeamento, iniciação e execução de movimentos em tarefas simultâneas ou sequenciais [36]. Tal propicia um aumento do tempo de reação e uma diminuição da velocidade [37,38]. A bradicinésia tem uma acentuada dependência com o estado emocional do indivíduo. Por exemplo, caso seja estimulado à execução de movimentos rápidos, como correr à palavra "fogo", a bradicinésia melhora. Este fenómeno, a *kinesia paradoxica*, sugere que os doentes com PD não possuem problemas motores, mas sim uma dificuldade em executá-los sem um estimulante externo [2].

Os mecanismos fisiológicos associados à bradicinésia não se encontram completamente explícitos. Contudo, constatou-se que é um excelente parâmetro de correlação com o grau de deficiência de dopamina [39]. Tal foi comprovado em [40] através de técnicas imagiológicas (PET/CT com  $^{18}\text{F}$ -FDG). Corroborou-se assim a diminuição da concentração de dopamina na putámen e no globo pálido com a redução na força muscular produzida para inicializar o movimento.

Atualmente, este sintoma é avaliado qualitativamente pelo clínico recorrendo aos 5 níveis das escalas MDS-UPDRS e UPDRS. Durante a execução da tarefa perdida, analisa-se a velocidade, amplitude, fadiga, e hesitação inicial [36]. Os movimentos típicos para despiste são os *finger taps*, os *hand grips* e a supinação-pronação [2,19]. Uma esquematização destas tarefas é ilustrada na figura 2.3.

## 2.3 Revisão da literatura

Atualmente a avaliação e caracterização dos sintomas motores e não-motores da PD é realizada através dos parâmetros qualitativos das escalas analíticas. Dos

### Movimentos de despiste da bradicinésia



**Figura 2.3:** Tarefas requeridas pelos clínicos durante a avaliação da bradicinésia. Ícones adaptados de [41].

dispositivos de quantificação de sintomas motores existentes no mercado, ainda nenhum destes retém a viabilidade, praticabilidade e especificidade para a integração em ambientes clínicos [2]. Porém, com a evolução tecnológica desencadearam-se desenvolvimentos e adaptações de instrumentos para o diagnóstico e acompanhamento da PD.

Um dos procedimentos correntemente utilizados para o acompanhamento da evolução dos sintomas e da resposta medicamentosa consiste no questionário aos doentes do número de horas durante o dia *ON*, em que a medicação atenua os sintomas, e *OFF*, sem eficácia farmacológica (integrado nas escalas UPDRS e MDS-UPDRS). Porém, este tipo de avaliação tem incertezas e subjetividades associadas. Assim, alguns clínicos têm a necessidade de solicitar ao doente registos vídeo do episódio sintomático, compreendendo o tipo de indício, aumentando a confiança nos dados e nas suas decisões [42, 43].

No que concerne aos avanços tecnológicos no âmbito da caracterização do tremor e da bradicinésia, diversos autores focaram-se no desenvolvimento de diferentes sistemas baseados em acelerómetros, giroscópios, eletromiogramas, sensores eletromagnéticos, magnéticos e ópticos, câmeras ou até à combinação destes. Partindo dos dados obtidos, a maioria dos autores centrou-se no cálculo da frequência dominante, da frequência correspondente à mediana da potência espectral, da potência relativa no intervalo correspondente a indivíduos saudáveis e com PD [24, 26, 44–46] e da amplitude recorrendo ao valor *root mean square* (RMS) [24, 26, 32, 46–52] da velocidade linear e angular.

O acelerómetro foi o primeiro dispositivo utilizado enquanto detetor de movimentos da mão, através do cálculo de acelerações sucessivas. Este sensor caracteriza-se pela sua elevada frequência de amostragem, baixas dimensões e massa, porém necessita de contacto físico o que origina ruído no sinal devido ao seu peso. Tais artefactos teriam de ser posteriormente filtrados, persistindo incertezas nos resulta-

dos [53]. Patel *et al.* [42, 54] desenvolveram o primeiro método de *machine learning* (*support vector machines* (SVM)) para estimar o nível de gravidade do tremor, bradicinésia e discinésia partindo de dados recolhidos por acelerómetros. Também noutros estudos como [24, 55–62], o tremor foi detetado e quantificado recorrendo a este instrumento. Não obstante, um sistema idêntico a este foi também utilizado na avaliação da bradicinésia em doentes com PD [59, 63–66].

Em alternativa, o giroscópio é um instrumento capaz de mensurar a velocidade angular dos movimentos da mão porém, na literatura, poucos autores se centraram na sua utilização. Ainda assim, em alguns estudos [46, 50, 67] este dispositivo foi aplicado durante diferentes intervalos de tempo na avaliação do tremor e da bradicinésia em doentes com PD. Deste modo, recorrendo à implementação de algoritmos de deteção e quantificação, foi obtida uma boa correlação com a escala UPDRS. De modo semelhante, foi avaliada a amplitude, a frequência e a regularidade de diferentes tipos de tremores em amostras de indivíduos saudáveis, com PD e com tremor essencial [68]. Por fim, Lones *et al.* [1] desenvolveram um novo método de avaliação dos níveis de medicação, visando a minimização dos seus efeitos secundários (designadamente a discinésia). De modo a avaliá-los, diversos giroscópios em diferentes localizações do corpo do doente foram utilizados objetivando a sua avaliação contínua, facilitando assim a prescrição e o controlo médico.

Todavia, outros estudos avaliaram o tremor e a bradicinésia recorrendo à eletromiografia (EMG). Esta consiste numa técnica auxiliar de diagnóstico capaz de mensurar a atividade elétrica no decorrer de contrações musculares, permitindo o cálculo do grau de ativação e fadiga. Em suma, consegue explicar o mecanismo neuromuscular associado ao tremor [69]. Alguns trabalhos [45, 70–72] focaram-se na caracterização da atividade neuromuscular em doentes com PD em comparação com amostras de indivíduos saudáveis. Ainda, recorrendo à EMG e técnicas imagiológicas, relacionou-se a disfunção dos núcleos da base com a diminuição da força muscular na inicialização e manutenção do movimento [40], verificando-se a necessidade de recrutamento de mais unidades motoras para o correta execução da tarefa [73]. Grimaldi *et al.* [74] verificaram que a EMG poderia ser utilizada enquanto quantificador do sinal neuromuscular. Assim, foi constatado que esta técnica fornece informações acerca da capacidade e do mecanismo de contração muscular. Porém, não é possível correlacionar a amplitude real do tremor com os resultados deste método, não sendo um bom instrumento para o objetivo pretendido.

Recorrendo a 3 sensores eletromagnéticos (*3Space Fastrak*, *Polhemus* e *Colchester*) os autores de [75] avaliaram a bradicinésia. Em alguns estudos foram ainda

desenvolvidos instrumentos com diversas bobinas sensíveis à proximidade de outras, gerando sinais elétricos [44, 76, 77]. Após o seu processamento, constatou-se a capacidade de quantificação de movimentos, porém a necessidade de contato permanente foi inevitável. Esta particularidade foi descrita como a principal desvantagem do uso destes dispositivos, uma vez que é originado ruído de difícil eliminação.

Muitas câmeras e instrumentos de vídeo podem ser utilizados como indicadores do tremor e da bradicinésia, porém aspectos como a baixa frequência de amostragem ou o elevado tempo de processamento têm dificultado tais desenvolvimentos [78]. Heldman *et al.* [36] criaram uma escala paralela à UPDRS dedicada exclusivamente à quantificação da velocidade, amplitude e ritmo dos movimentos característicos da bradicinésia, através de 3 *Microsoft Kinect™*. De modo semelhante, foi avaliada a exatidão deste sensor em diferentes tarefas dinâmicas, executadas por indivíduos com PD e saudáveis [79]. Não obstante, o tremor de repouso e postural de doentes foi caracterizado e parametrizado através de um sistema constituído por *lasers* [28, 80].

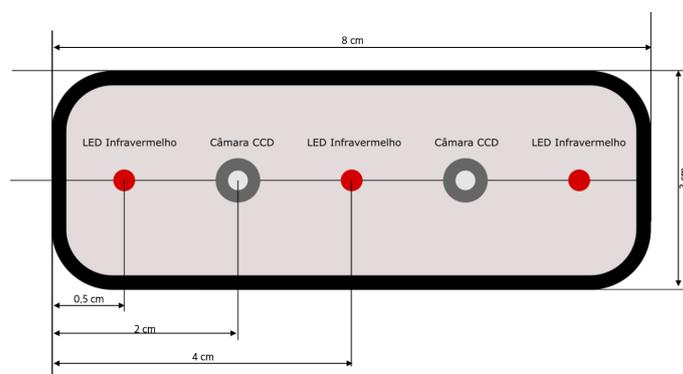
Finalmente, os autores de [81] desenvolveram uma interface associada a uma câmera, permitindo que os doentes repetissem os exercícios descritos na UPDRS, melhorando a exatidão do seu diagnóstico. Para tal, foi desenvolvido um algoritmo de deteção seguido de classificação das imagens da mão, possibilitando a correlação do doente com o seu estágio da doença. Por sua vez, Arora *et al.* [82] criaram uma aplicação *Android* capaz de avaliar a voz, a postura, a marcha, o *finger tapping* e o tempo de resposta. Os resultados provenientes de indivíduos saudáveis e com PD indicaram que esta aplicação possui aplicabilidade como ferramenta de suporte ao diagnóstico. Ainda, os autores de [49] avaliaram a eficácia da estimulação cerebral profunda através do sistema *motus motion*. Um outro estudo [47] focou-se na avaliação da bradicinésia em indivíduos saudáveis e com PD utilizando a técnica de *computerized dynamic posturography*. Por fim, Klumpp *et al.* [83] e Printy *et al.* [84] desenvolveram aplicações para *smartphones* que consistiam na monitorização da voz e movimentos da mão em doentes, possibilitando o acompanhamento da evolução da patologia.



## *Leap Motion Controller*

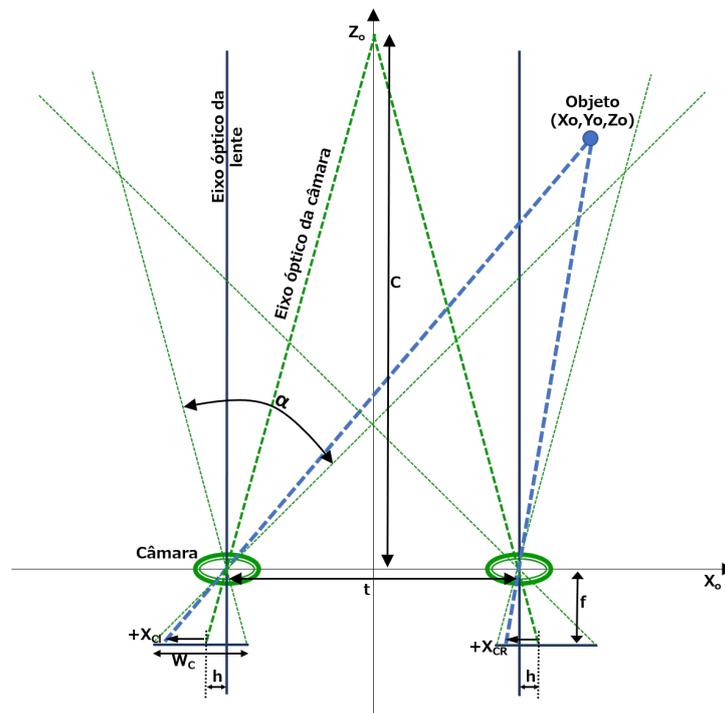
### 3.1 Descrição técnica do dispositivo

O *Leap Motion Controller* (LMC) é um dispositivo baseado na captura de imagens sucessivas executando o reconhecimento e *tracking* das mãos em ambientes estáticos e dinâmicos. Tem como finalidade primordial o desenvolvimento de interfaces computacionais, sendo constituído por três LEDs (*light emitting diodes*) infravermelhos de 850 nm e duas câmeras CCD (*Charge-coupled device*) [85]. A sua representação esquemática é facultada na figura 3.1.



**Figura 3.1:** Representação esquemática da constituição do LMC, adaptado de [85].

As câmeras CCD funcionam segundo o princípio da estereoscopia. Assim, partindo de duas imagens, a do lado direito e esquerdo, ocorre a sua combinação originando uma reconstrução tridimensional da cena. Tendo em consideração os parâmetros característicos como a distância entre as câmeras, a distância de convergência (onde ocorre a interseção dos eixos óticos) e o campo de visão (determinada pelo tamanho do CCD e pela lente associada) obtêm-se as coordenadas espaciais do objeto [86]. Posteriormente, aplicando algoritmos geométricos e de correção da distorção da imagem obtêm-se as coordenadas com uma melhor precisão [86]. Na figura 3.2 é apresentado o modo de deteção e os parâmetros que são registados para

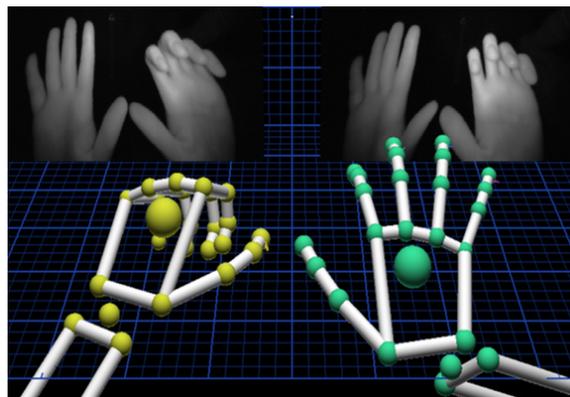


**Figura 3.2:** Parâmetros adquiridos para a execução do princípio da estereoscopia. Coordenadas espaciais do objeto ( $X_o, Y_o, Z_o$ ); distância focal:  $f$ ; distância dos primeiros pontos nodais de cada câmera:  $t$ ; distância de convergência:  $C$ ; *offset* axial do sensor:  $h$ ; localização do objeto segundo a câmera da direita e esquerda ( $X_{cr}, Y_{cr}$ ), ( $X_{cl}, Y_{cl}$ ); campo de visão da câmera:  $\alpha$ ), adaptado de [86].

a correta reconstrução do objeto.

Deste modo, após a iluminação do fantoma com radiação infravermelha, seguida de reflexão, o LMC reconstrói as imagens assinalando a localização da mão. Através do uso de um modelo interno presente no *software*, é possível a localizar os cinco dedos, a palma, o pulso e o cotovelo. A identificação destas porções é ótima quando toda a mão e braço são visíveis, tal como ilustrado na figura 3.3. Caso alguma destas porções não seja visível, o algoritmo calcula a posição mais provável tendo em consideração as partes visíveis, o seu modelo interno e ainda aquisições anteriores. Se porventura as condições de luminosidade forem muito intensas ou muito baixas, o dispositivo entra em modo robusto, melhorando a fiabilidade, porém reduzindo o seu desempenho [85].

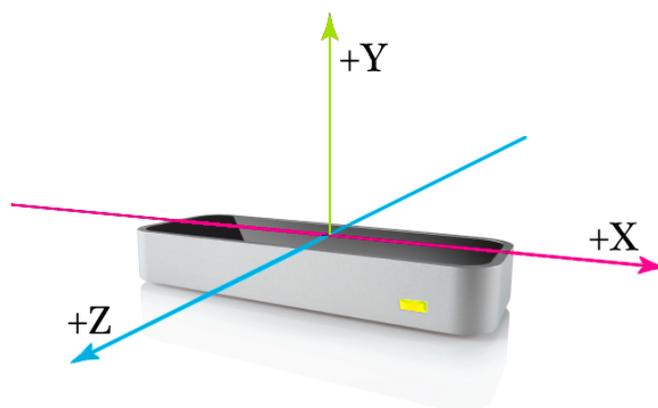
Apenas é conhecido um número reduzido de propriedades do LMC, pois este encontra-se sob patente. Assim, muitos comportamentos e resultados não são facilmente compreendidos. Não obstante, através da sua *API (application programming interface)* é possibilitada a devolução de diversas informações sobre cada mão detetada. No que concerne à *API*, existem diversas possibilidades de linguagens de programação, nomeadamente JavaScript, Unity, C#, C++, Python, Objective-C ou



**Figura 3.3:** Visualizador disponibilizado pelo fabricante [87] que permite aceder à imagem capturada e simultaneamente analisar as diferentes localizações encontradas.

ainda Unreal [85].

Este dispositivo tem como maior vantagem a capacidade de deteção das mãos durante o movimento com uma boa precisão e grande exatidão, não necessitando de qualquer contato físico [85, 88]. Segundo o fabricante [85], o LMC possui uma exatidão de, aproximadamente, 0,01 mm para a ponta do indicador e uma frequência de amostragem que pode atingir os 200 Hz. Ainda, as câmaras CCD possuem uma resolução de 1,3 megapixels e um potente *software* de reconhecimento otimizado (versão 3.2) [89]. A capacidade de deteção ao longo do eixo segundo  $y$  (figura 3.4) varia desde 25 até 600 mm acima da origem do referencial, com um campo de visão de  $150^\circ$  [85]. As suas unidades de medida variam consoante a grandeza em estudo, nomeadamente as distâncias (em milímetros), o tempo (em microsegundos), a velocidade (em milímetros/segundo), e os ângulos (em radianos).



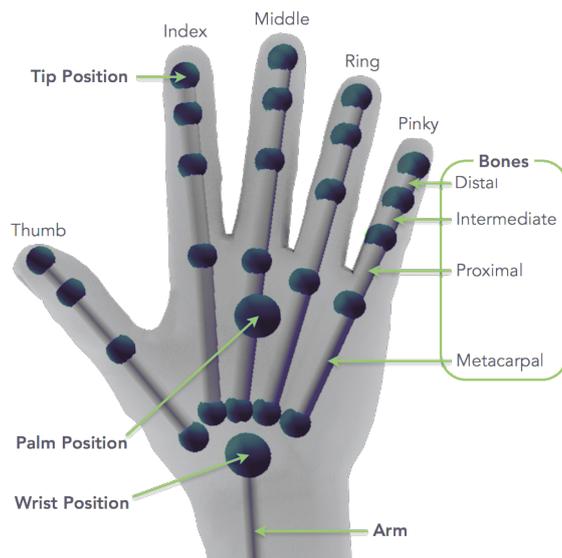
**Figura 3.4:** Referencial de coordenadas cartesianas do LMC, centrado no seu topo, adaptado de [85]. O referencial depende apenas da localização do utilizador.

A API disponibilizada pelo fabricante [85] possui uma estrutura de programação orientada a objetos, gerando em cada amostra uma nova instância da

super-classe *frame*. A partir desta acede-se às sub-classes, que herdam da super-classe, a *image* que contém a imagem reconstruída das câmeras e a *hand* que tem toda a análise quantitativa da imagem e da sua reconstrução.

Na classe *hand*, encontram-se as classes *pointable tools*, *arm* e *fingers*, possuindo ainda classes e métodos para cálculo do vetor normal à palma da mão, das localizações no referencial, entre muitas outras. Na classe *pointable tools* é disponibilizada a informação relativa à extremidade do dedo indicador e, na classe *arm*, a relativa ao braço.

Ainda, na classe *fingers* disponibiliza-se a informação relativa aos cinco dedos, numerados de 0 a 4, desde o polegar até ao mínimo, respetivamente. Por fim, a classe *bones* é originada a partir da classe *fingers*. Nesta, encontram-se diversas descrições de cada osso numerado desde 0 para o metacarpo até 3 para a última porção da falange, a distal. Na figura 3.5 são ilustradas as diferentes localizações de interesse respeitantes às porções da mão.



**Figura 3.5:** Ilustração dos diferentes pontos de estudo do LMC, adaptado de [87].

## 3.2 Revisão da literatura

Desde o lançamento deste dispositivo, em 2013, diversos estudos focaram-se na caracterização de vários parâmetros em condições estáticas e dinâmicas recorrendo a braços robóticos. Weichert *et al.* [90] realizaram uma primeira análise obtendo uma exatidão estática de 0,2 mm e uma dinâmica de 1,2 mm. Em comparação com o fabricante [85] os valores são dispares, uma vez que este fixou a exatidão em

0,01 mm, valor que na prática é muito difícil de alcançar. Porém, estes resultados são muito melhores comparativamente aos dispositivos semelhantes já existentes, como o Microsoft Kinect<sup>TM</sup>. Outros autores [91] evidenciaram zonas preferenciais de *tracking* com taxas de amostragem mais elevadas e constantes e, uma incerteza associada ao eixo dos  $y$  superior às restantes. Assim, foi demonstrado para condições estáticas um desvio padrão sempre inferior a 0,5 mm e uma acentuada perda de exatidão para amostras com valores em  $y$  superiores a 250 mm.

De modo semelhante, Valentine *et al.* [92] calcularam a exatidão do LMC, caracterizando a sua robustez e a existência de zonas preferenciais de *tracking*. Para tal, vários pontos foram impressos numa placa polimérica transparente e, recorrendo a um digitalizador constituído por um braço robótico foram comparados os resultados obtidos com os do LMC. Em cada ponto assinalado na placa os participantes colocaram um dedo enquanto os dois dispositivos executaram o *tracking*. Os resultados obtidos indicaram que LMC possui um melhor desempenho para aquisições a 200 mm de altura, comparativamente às de 400 e 600 mm, com uma melhor exatidão para o indicador e uma pior para o polegar.

Por sua vez, Smeragliuolo *et al.* [93] focaram-se na avaliação da capacidade de *tracking* do LMC durante a execução de determinadas tarefas. Assim, reunindo uma amostra de indivíduos saudáveis foram avaliados os movimentos de desvio radial/cúbito, de flexão/extensão e de supinação/pronação da mão. Concluiu-se que o LMC possui um desempenho melhor para aquisições durante a execução dos movimentos de desvio radial/cúbito e flexão/extensão, contrariamente aos de supinação/pronação.

Para além da análise ao seu desempenho, diversas pesquisas focaram-se na aplicação do LMC noutras finalidades. Nos estudos [94–96] foi utilizado enquanto detetor de linguagem gestual, com o desenvolvimento de métodos de reconhecimento visando a sua tradução para linguagens gestuais e línguas escritas. Foi utilizado também no reconhecimento de escrita manual [97]. Identicamente, este dispositivo foi aplicado no âmbito da reabilitação motora da mão [88, 98–103]. Assim, foram desenvolvidas interfaces responsivas com exercícios motivadores e interativos possibilitando a recuperação por telereabilitação, permitindo um controlo à distância pelo terapeuta. Ainda, este dispositivo foi aplicado enquanto elemento de reconhecimento de identificação biométrica, considerando o tremor de cada indivíduo único e singular [104]. Oropesa *et al.* [105] procuraram analisar a capacidade do LMC na avaliação de simulações cirúrgicas por laparoscopia, nomeadamente através do *tracking* dos instrumentos laparoscópicos.

Relativamente à utilização do LMC na caracterização dos sintomas motores da PD, um número reduzido de estudos foi publicado. No âmbito da avaliação do tremor e bradicinésia algumas pesquisas focaram-se na sua caracterização em amostras saudáveis [78, 106, 107] e outras em doentes com PD [108, 109].

Chen *et al.* [78] propuseram três algoritmos para quantificar a amplitude do tremor nos dedos recorrendo ao LMC. Partindo de 4 indivíduos, os resultados obtidos foram comparados com os de um acelerómetro demonstrando uma correlação de 0,98. Este estudo demonstrou ainda a viabilidade do dispositivo na quantificação das características do tremor em termos clínicos. Ainda, Kaji *et al.* [106] implementaram um método para quantificar a amplitude e a gama de frequências dominantes do espectro do tremor fisiológico, testando em apenas um indivíduo. Outros autores [107] desenvolveram uma aplicação de realidade virtual para deteção e quantificação de tremor através do pico dominante do seu espectro.

Em [108] foram desenvolvidos ensaios com grupos de controlo (12 indivíduos) e de teste (16 doentes com PD) avaliando quais as melhores *features* e classificadores no decorrer de 4 exercícios. Por fim, Johnson *et al.* [109] avaliaram o tremor de repouso em doentes diagnosticados com PD e tremor essencial e, ainda um grupo de controlo. Assim, recorreram a um sistema constituído por acelerómetros e LMC, permitindo a comparação dos dados. Os resultados obtidos permitiram aferir quais as *features* estatisticamente significativas entre os três grupos distintos. Assim, foi obtida uma exatidão de 77,5% para o classificador *k-means* e 85% para o SVM.

Em suma, os resultados obtidos até ao momento demonstraram a aplicabilidade e viabilidade do LMC enquanto método auxiliar de diagnóstico da PD. Porém, persistem muitos aspetos e metodologias a melhorar e a implementar.

# Métodos

A metodologia desta dissertação encontra-se dividida em duas partes. A primeira foi dedicada à caracterização do LMC, avaliando a sua aplicabilidade na deteção de movimentos realizados pelas mãos. Por sua vez, a segunda parte é dedicada ao desenvolvimento de aplicações de *software* interligadas ao LMC, simulando procedimentos médicos de diagnóstico da PD. Assim, partindo da análise dos dados obtidos foi aferida a viabilidade do uso deste dispositivo para auxílio ao diagnóstico e acompanhamento na evolução da patologia.

## 4.1 Avaliação de parâmetros estáticos e dinâmicos do LMC

Primeiramente, o LMC foi submetido a uma apreciação das suas propriedades intrínsecas. Para tal, três protocolos experimentais foram desenvolvidos visando a avaliação da precisão, em ambientes estáticos e dinâmicos, e da exatidão, em condições dinâmicas.

No decorrer desta dissertação, considerou-se que os erros sistemáticos foram desprezáveis através da execução do protocolo de calibração [85], e os erros aleatórios foram pequenos [110]. Deste modo, pressupõe-se que o teorema do limite central é verificado. Assim, conhecendo o desvio padrão ( $\sigma$ ), correspondente à largura da gaussiana, e o valor médio ( $\bar{x}$ ) a probabilidade dos resultados se situarem entre  $\bar{x} \pm \sigma$  é de, aproximadamente, 68% [110, 111]. Ainda, através da realização de um elevado número de amostras afere-se que a média dos valores obtidos é a melhor estimativa da mensuranda (lei dos grandes números), e o desvio padrão amostral é a melhor estimativa da incerteza ou erro das medidas [110, 111].

A precisão traduz a qualidade ou o rigor da determinação de um resultado, sem o relacionar com o valor verdadeiro da grandeza [111]. Assim, se os erros

aleatórios forem pequenos as medidas são pouco dispersas, obtendo-se uma boa precisão. O desvio padrão é um indicador da dispersão das medidas originadas por erros aleatórios, pois reflete a variabilidade da distribuição das medidas individuais [110]. Deste modo, quando o desvio padrão é grande, existem muitos pontos dispersos uns dos outros, ou seja, a precisão é fraca. Contrariamente, caso o desvio padrão seja reduzido, a dispersão é menor originando uma boa precisão. Assim, é possível afirmar que o desvio padrão é um bom indicador da precisão. Na equação 4.1 é apresentada a expressão do desvio padrão amostral.

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |x_i - \bar{x}|^2}, \quad (4.1)$$

considerando  $\bar{x}$  o valor médio de  $x$  e,  $N$  o número de amostras [111].

A exatidão consiste no grau de conformidade de uma medida comparativamente ao seu verdadeiro valor [111]. Este parâmetro encontra-se maximizado quando os erros sistemáticos são pequenos, existindo diversos critérios para a sua quantificação [111]. O valor *root mean square error (RMSE)* consiste num importante indicador, pois traduz a diferença entre o valor esperado e o obtido [112] (equação 4.2). Deste modo, quanto mais elevado for o valor *RMSE*, maior será a discrepância entre os valores esperados e obtidos, ou seja, menor será a exatidão. Selecionou-se esta mensuranda pois garante uma maior sensibilidade aos *outliers* comparativamente à *mean absolute error* ou à *median absolute error* [112]. Ainda, o valor *RMSE* é preferível ao *mean square error*, o seu quadrado, uma vez que se encontra na mesma ordem de grandeza das medidas [112].

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_{e_i} - x_{o_i})^2}, \quad (4.2)$$

considerando  $N$  o número de amostras,  $x_{e_i}$  os valores esperados e  $x_{o_i}$  os valores obtidos.

Nos protocolos experimentais utilizaram-se dois modelos de motores de passo, uma mesa óptica e um LMC, porém surgiu a necessidade de construção de vários acessórios. Para a criação de um fantoma semelhante a uma mão direita, desenvolveu-se o objeto apresentado na figura A.1, garantindo assim o seu reconhecimento pelo algoritmo interno do LMC. Não obstante, diferentes suportes foram projetados para a fixação do LMC à mesa óptica (figura A.2), do fantoma aos motores (figura A.3) e ainda dos motores à mesa óptica (figuras A.4 e A.5). Mais detalhes sobre os diferentes objetos desenvolvidos são apresentados no apêndice A.3.

Relativamente ao fantoma, diversas propriedades foram tidas em consideração de modo a otimizar o seu reconhecimento pelo LMC. O modelo tridimensional escolhido foi o mais realista possível e de tamanho compatível com as dimensões da mão humana. Ainda, selecionou-se o ácido polilático (PLA) na sua constituição, pois possui o pico máximo de absorção entre 190 e 220 nm [113]. Considerando a natureza infravermelha dos LEDs presentes no dispositivo e a escolha da cor branca do filamento, concluiu-se que este material pode ser utilizado devido às suas excelentes propriedades refletoras.

Por fim, é relevante mencionar que a comunicação entre o computador, os motores e o LMC executou-se em linguagem *Python 2.7*. Posteriormente, a análise e processamento dos dados adquiridos ocorreu em ambiente *MATLAB*<sup>®</sup>. A escolha da linguagem *Python* centrou-se na maior familiaridade e interesse em relação às restantes opções de *API* [85], enquanto que o *MATLAB*<sup>®</sup> foi selecionado devido à diversidade de funções já implementadas e bem documentadas.

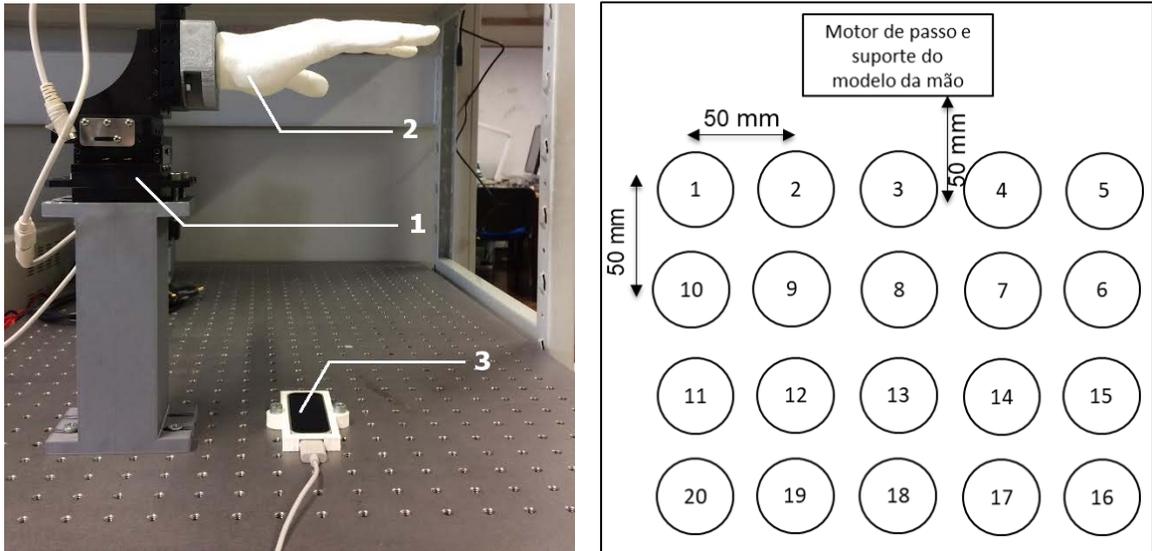
## 4.2 Experiência 1: Avaliação das capacidades estáticas do LMC

Objetivando a análise da precisão do LMC em condições estáticas e da existência de zonas preferenciais, elaborou-se a presente experiência. Na figura 4.1a é apresentada a montagem experimental onde é perceptível o LMC, a mesa ótica com orifícios que permitem diferentes posições do dispositivo e a montagem do modelo anatómico.

Visando uma melhor exatidão, o fantoma foi fixado a, aproximadamente, 240 mm de altura relativamente ao LMC, tal como aconselhado em trabalhos anteriores [91, 105]. Saliente-se que, o modelo anatómico encontrou-se firmemente seguro nos diversos suportes com a normal à palma da mão perfazendo um ângulo reto com o plano  $xz$  (horizontal), nunca variando a sua altura.

### 4.2.1 Protocolo experimental

Primeiramente, executou-se o método de calibração facultado pelo fabricante [85] visando a minimização de erros sistemáticos. Posteriormente, seguindo o esquema da figura 4.1b, fez-se movimentar o LMC para 20 posições diferentes, existindo um espaçamento de 50 mm entre posições adjacentes.



(a) Montagem experimental. 1- suportes; 2- modelo anatômico; 3- LMC. (b) Esquema das posições numeradas do LMC na mesa ótica.

**Figura 4.1:** Imagem referente à montagem experimental e esquematização das posições do LMC.

Em cada aquisição efetuaram-se 1000 amostras das localizações (coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$ ) das extremidades das falanges distais de cada dedo e do centro da palma da mão. Este processo repetiu-se 7 vezes para cada uma das posições do LMC. Por fim, calculou-se o desvio padrão médio das 7 aquisições, por posição do LMC e porção da mão. Através da comparação dos resultados em cada posição do LMC avaliou-se a existência de zonas preferenciais de *tracking* e, analisando-os por porção da mão, estimou-se qual possui a melhor precisão.

### 4.3 Experiência 2: Avaliação das capacidades dinâmicas do LMC

Esta experiência visa a caracterização da exatidão e precisão do dispositivo no decorrer de movimentos de translação.

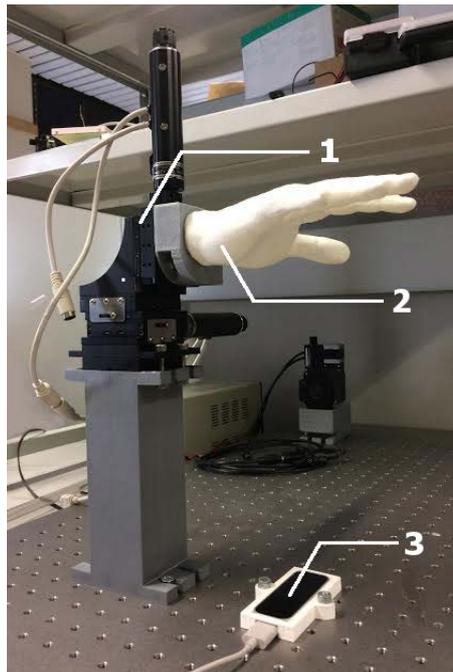
Na execução do protocolo experimental foram usados dois motores de passo do modelo T-LA28A da *Zaber Technologies* [114]. Este instrumento possui excelentes propriedades que asseguraram a confiança necessária nas medidas e comparação com os dados adquiridos pelo LMC. As suas principais especificações são apresentadas na tabela 4.1.

Os elementos projetados para a experiência 1 (secção 4.2) foram novamente

utilizados. Estes consistiram no suporte do LMC à mesa ótica (figura A.2), do fantoma aos motores de passo (figuras A.1 e A.3) e da mesa ótica aos motores de passo (figura A.5). Na figura 4.2 é apresentada a montagem experimental com todos os elementos referidos.

**Tabela 4.1:** Descrição das principais características do motor de passo, adaptado de [115].

Especificação	Valor
Resolução	0,09921875 $\mu\text{m}$
Alcance máximo	28 mm
Exatidão	24 $\mu\text{m}$
Velocidade máxima	4 mm/s
<i>Power Supply</i>	12-16 VDC
Corrente máxima	300 mA



**Figura 4.2:** Montagem experimental para a caracterização dinâmica do LMC. 1- Suportes e motores de passo; 2- modelo anatômico; 3- LMC.

### 4.3.1 Princípio de funcionamento do motor de passo

Os motores de passo utilizam o protocolo de comunicação série RS 232 para o envio e receção de informação. Este protocolo da topologia *daisy chain* caracteriza-

se pelo envio de uma mensagem com 6 *bytes* sequenciais que codificam uma determinada ação, ficando a aguardar por uma resposta análoga. O primeiro *byte* é o número da unidade correspondente a cada motor, o segundo consiste no número do comando e, os restantes 4 são propriedades inerentes ao pedido a executar. Na tabela 4.2 figuram os comandos série implementados. No primeiro é pedido para que todos os motores regressem à origem, após o seu envio será recebida uma nova mensagem com a posição absoluta de cada unidade. De modo semelhante, o segundo comando ordena que os dois motores sejam renumerados, o que se localiza mais perto do controlador figura com o número um e o restante com o dois. Por fim, o último comando faz com que o motor número dois se mova em termos absolutos um determinado valor. Após a translação ser concluída é enviada uma resposta com a posição final (aplicando-se igualmente para o motor 1). Este equipamento possui ainda mecanismos de seleção de velocidade porém, optou-se pelas definições do fabricante designadamente, o primeiro passo a 0,023 mm/s e os seguintes a 0,041 mm/s.

**Tabela 4.2:** Comandos implementados no procedimento experimental, adaptado de [115].

Unidade	Comando	Propriedades	Descrição	Resposta
0	1	Ignorada	<i>Home</i>	Posição final (0)
0	2	Ignorada	Renumerar	Número de <i>devices</i> ligados
2	21	Posição absoluta	Posição absoluta	Posição final

No que concerne à implementação deste protocolo de comunicação, recorreu-se à linguagem *Python* e à utilização de duas *libraries* especializadas, a *serial* e a *zaber.serial* (desenvolvida pelo fabricante e compatível com este modelo [114]). Na secção A.2 encontram-se mais detalhes sobre as especificações desta implementação.

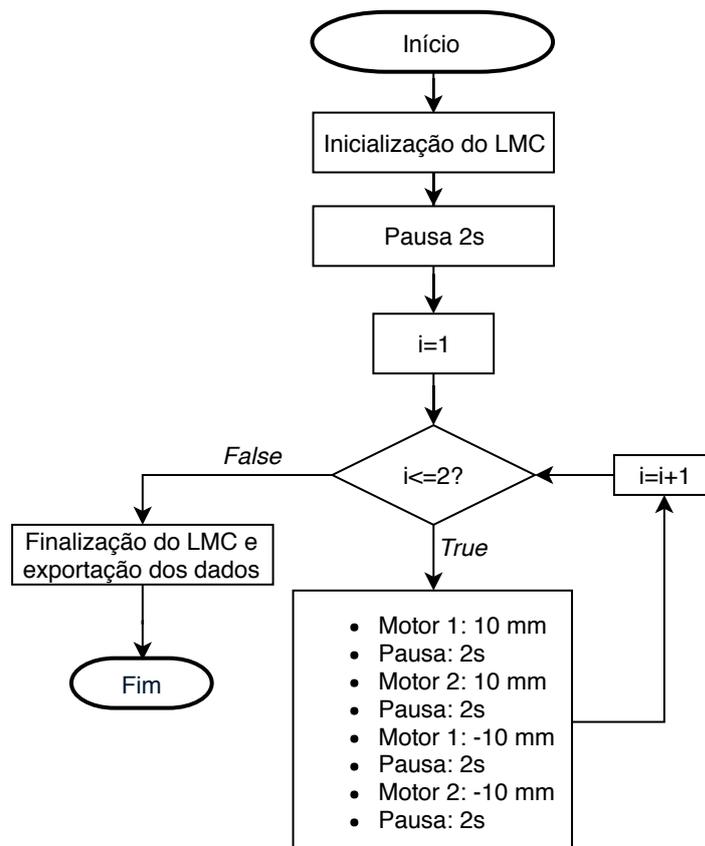
### 4.3.2 Protocolo experimental

No decorrer da experiência foram utilizados dois motores, dispostos ortogonalmente entre si, que originaram a movimentação do fantoma nos planos *xy*, *xz* e *yz*.

Primeiramente, fixou-se o LMC na melhor posição obtida na experiência 1 (secção 4.2), assegurando uma boa precisão e garantindo confiança nas amostras *a priori*. A partir do instante em que o LMC inicia o rastreamento, os motores estão preparados para ativar os seus movimentos de translação. Inicialmente, o primeiro

motor move-se 10 mm, seguindo-se o segundo motor que se desloca igualmente 10 mm. Posteriormente, o primeiro motor movimenta-se -10 mm, regressando à origem, seguindo-se o segundo a regressar à posição inicial deslocando-se -10 mm. Este conjunto de quatro movimentos descreve um quadrado com 10 mm de lado, ocorrendo uma repetição. Deste modo, no final da aquisição dois quadrados com 10 mm de lado serão esperados. Saliente-se que, antes do envio dos comandos executou-se uma pausa de 2 s, assegurando a independência de movimentos e um maior número de amostras dos respetivos vértices. O fluxograma referente a este procedimento é apresentado na figura 4.3.

Este protocolo foi repetido 4 vezes para cada plano ( $xy$ ,  $xz$  e  $yz$ ), perfazendo um total de 12 aquisições em que cada uma contém informação sobre 8 segmentos de reta (provenientes dos 2 quadrados). Em cada aquisição registaram-se os dados referentes às localizações  $(x,y,z)$  das extremidades das falanges distais de cada dedo e do centro da palma sob o formato de listas. No final, ocorreu a exportação para ficheiros do tipo *.mat*, através da *library scipy*.



**Figura 4.3:** Fluxograma descritivo do protocolo das tarefas executadas pelos motores durante o período de aquisição do LMC.

### 4.3.3 Método de segmentação

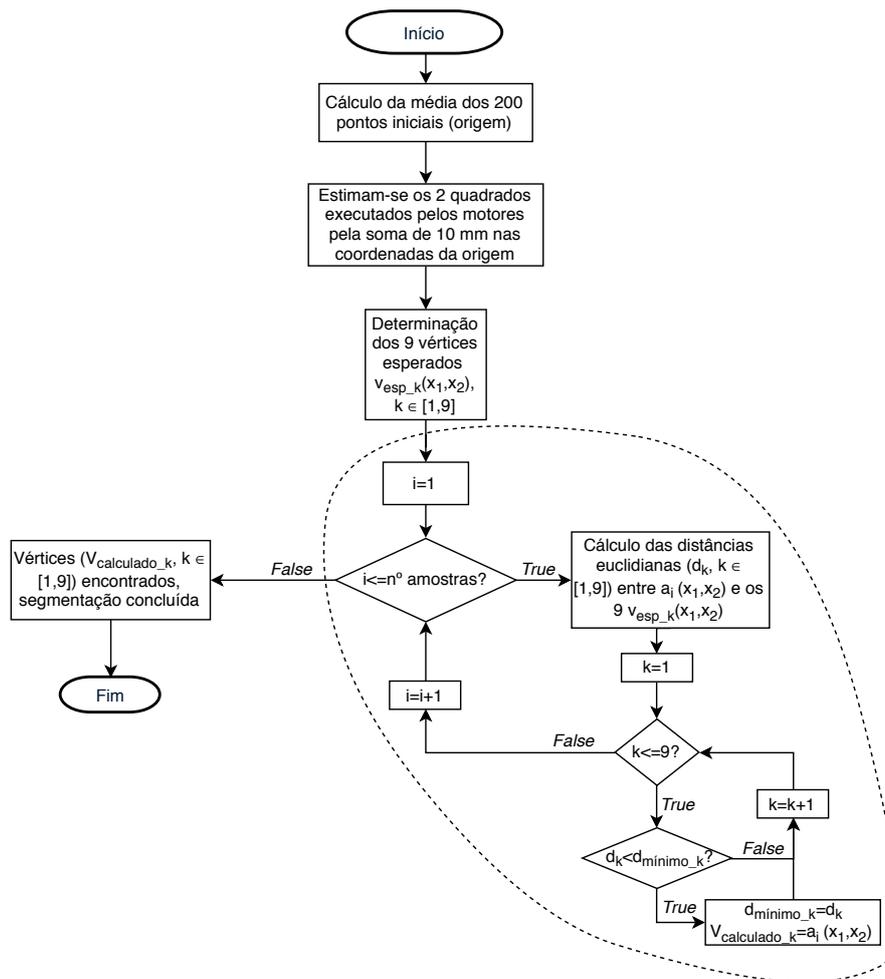
De modo a minimizar a incerteza entre cada lado e cada quadrado, o seguinte método de segmentação foi desenvolvido. Na figura 4.4 encontra-se esquematizado num fluxograma o raciocínio implementado.

1. Calculou-se a média dos 200 pontos iniciais (correspondentes à localização inicial do fantoma), obtendo-se a origem do referencial;
2. Considerando a excelente resolução dos motores, estimou-se a localização dos quadrados através da soma de 10 mm segundo cada eixo, encontrando assim os vértices esperados;
3. Calculou-se a distância euclidiana entre cada amostra da aquisição e os 9 vértices esperados;
4. Compararam-se cada uma das 9 distâncias com as distâncias mínimas provenientes de amostras anteriores,
5. Se a distância euclidiana da amostra atual for inferior à distância mínima respetiva, esse ponto é o novo vértice calculado, e a distância atual é a nova distância mínima;
6. No final, obtiveram-se as amostras com os pontos mais próximos dos respetivos vértices esperados;
7. Partindo dos vértices calculados facilmente foram determinados os segmentos correspondentes.

Cada um dos segmentos foi comparado a uma linha reta que unia os vértices adjacentes, considerada como o movimento dos motores. Esta linha reta foi estimada a partir do valor médio dos 200 pontos iniciais que, se consideraram como a origem do referencial. Executando a soma das translações dos motores facilmente se obtêm os vértices e respetivos segmentos de reta. Assim, estimou-se a exatidão utilizando o cálculo ponto a ponto do erro RMSE entre o valor adquirido pelo LMC e a linha reta que descreve o movimento dos motores. Contudo, aplicou-se este cálculo apenas segundo a coordenada de eixos que se manteve constante, ou seja, a que não sofreu movimentações do motor.

De modo semelhante, a precisão foi estimada a partir do desvio padrão dos lados segmentados, segundo o eixo em que o motor não se deslocou.

Por fim, o cálculo destes dois parâmetros foi aplicado às diferentes porções do



**Figura 4.4:** Fluxograma do algoritmo de segmentação implementado. A tracejado a procura iterativa pelas amostras  $a_i(x_1, x_2)$  mais próximas dos 9 vértices esperados ( $V\_esp\_K$ ).

fantoma visando a análise do desempenho em condições dinâmicas. Ainda, avaliou-se qual a porção com a melhor e pior performance associada.

## 4.4 Experiência 3: Avaliação angular do LMC

Esta experiência tem como objetivo a análise da exatidão do LMC em movimentos de rotação. Neste teste, simularam-se tarefas de supinação/pronação, atestando a viabilidade do dispositivo na sua detecção. Este tipo de movimentos tem uma importância notória uma vez que se encontra alterado em doentes com PD, sendo fulcral no seu diagnóstico [2].

Um dos elementos essenciais da presente execução experimental consistiu no motor de passo rotativo, do modelo T-RWS60A da *Zaber Technologies*. As suas

principais características figuram na tabela 4.3, onde se destaca a sua elevada resolução. Contudo, este instrumento apenas atinge uma frequência de rotação de, aproximadamente, 0,04 Hz, valor muito inferior à gama de típica do tremor [2, 28].

Na sua montagem experimental utilizou-se o fantoma presente na figura A.1 fixado a um elemento de adesão ao motor de passo (figura A.3). O motor foi imobilizado em dois suportes (figuras A.4 e A.5), garantindo uma correta altura (240 mm). Ainda, fixou-se o LMC na mesa ótica recorrendo ao adaptador apresentado na figura A.2. Todos os elementos desta montagem apresentam-se na figura 4.5.

Ao longo deste teste executaram-se rotações no eixo segundo  $z$ . As diferentes amplitudes analisadas constam na tabela 4.4.

**Tabela 4.3:** Descrição das principais características do motor de passo rotativo, adaptado de [116].

<b>Especificação</b>	<b>Valor</b>
Resolução do passo	0,000234375°
Massa	0,52Kg
Exatidão	0,14°
Velocidade máxima	2,2 rpm - 13,2°/s
Frequência máxima	0,036667 Hz
Carga máxima no centro	200N
Torque máximo	70 N.cm
<i>Power Supply</i>	12-16 VDC

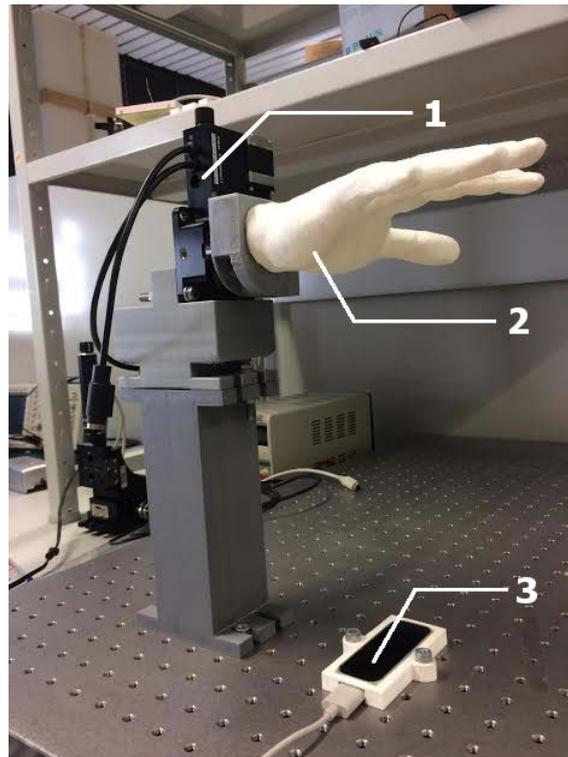
**Tabela 4.4:** Ângulos aplicados ao motor de passo para caracterização pelo LMC.

<b>Ângulo(°)</b>	-15	-13	-11	-9	-7	-5	-3	-1	0	1	3	5	7	9	11	13	-15

#### 4.4.1 Princípio de funcionamento do motor de passo

Este motor possui o mesmo mecanismo de funcionamento dos utilizados na experiência 2 (secção 4.3). Assim, recorreu-se ao mesmo protocolo de comunicação série com a adaptação do *script* aplicado. Na secção A.2 são disponibilizadas informações mais detalhadas sobre as propriedades da comunicação.

No que concerne ao envio e receção dos comandos, descritos por 6 bytes, evidenciam-se os aplicados na tabela 4.5. No primeiro, é pedido à unidade que se movimente até à origem (correspondente a 0°). O segundo resulta na rotação do motor com a amplitude corresponde ao valor inserido. Por fim, o terceiro comando



**Figura 4.5:** Montagem do modelo experimental para a avaliação de movimentos de rotação. 1- Suportes e motor de passo rotativo; 2- Fantoma; 3- LMC.

refere-se à definição da velocidade, inserindo o valor pretendido, figurando apenas na memória volátil do sistema. Saliente-se que, a aceleração induzida até atingir a velocidade esperada é a definida por omissão  $131,84^\circ/s^2$ .

**Tabela 4.5:** Comandos requeridos para o desenvolvimento do procedimento experimental, adaptado de [116].

Unidade	Comando	Propriedades	Descrição	Resposta
1	1	Ignorada	<i>Home</i>	Posição final (0)
1	21	Posição absoluta	Posição absoluta	Posição final
1	42	Seleção da velocidade	Velocidade	Velocidade

#### 4.4.2 Protocolo experimental

Inicialmente, recorreu-se à calibração do LMC, visando a minimização dos erros sistemáticos. Posteriormente, fixou-se o dispositivo na mesa ótica, designadamente na posição determinada na experiência 1 (secção 4.2).

De seguida, executou-se um *script* constituído por diferentes etapas. Inicial-

mente, selecionou-se a velocidade máxima do motor. Posteriormente, posicionou-se o motor na posição inicial, garantido que o modelo anatômico se encontre na horizontal. Deste modo, o vetor normal à palma da mão dispôs-se perpendicularmente ao plano  $xz$ . Seguidamente, adquiriram-se 1000 amostras pelo LMC. Após concluídas, enviou-se um pedido para que o motor se movimentasse um dos ângulos descritos na tabela 4.4. No final da trajetória, o dispositivo adquiriu novamente 1000 amostras.

Saliente-se que, por cada ângulo este processo repetiu-se 13 vezes, registrando-se os mesmos dados, 1000 amostras do versor normal à palma da mão antes e depois da rotação.

Partindo do valor médio por coordenada dos dois versores, foi possível calcular o ângulo de rotação detetado. Para tal, recorreu-se à fórmula do produto escalar (equação 4.3) que relaciona o ângulo entre dois vetores através do produto das suas coordenadas normalizadas [117]. O denominador da equação 4.3 assumiu o valor 1 pois o LMC fornece os vetores sob a forma de versores ( $c(x,y,z)$ ).

Assim, a partir dos valores obtidos pelo dispositivo e relacionando-os com os esperados pelo motor foi possível estimar a exatidão, recorrendo para tal ao cálculo do valor  $RMSE$  (equação 4.2).

$$\theta = \arccos \left( \frac{\bar{c}_{inicial\ x} \cdot \bar{c}_{final\ x} + \bar{c}_{inicial\ y} \cdot \bar{c}_{final\ y} + \bar{c}_{inicial\ z} \cdot \bar{c}_{final\ z}}{1} \right). \quad (4.3)$$

Substituiu-se o argumento da função  $\arccos$  (equação 4.3) pela variável  $\alpha$ , obtendo-se assim a equação 4.4.

$$\theta = \arccos(\alpha), \quad \alpha = \bar{c}_{inicial\ x} \cdot \bar{c}_{final\ x} + \bar{c}_{inicial\ y} \cdot \bar{c}_{final\ y} + \bar{c}_{inicial\ z} \cdot \bar{c}_{final\ z}. \quad (4.4)$$

A incerteza associada ao valor do ângulo obtido foi igualmente estimada. Para tal, assumiu-se que os erros associados são pequenos, porém não nulos. Deste modo, recorreu-se ao cálculo da série de Taylor, desprezando os termos de 2<sup>a</sup> ordem e superiores [111]. O cálculo das propagações de erro obtidas apresentam-se na equação 4.6, partindo da derivada da função arco cosseno descrita na equação 4.5 (adaptada de [118]). Na equação 4.5 adotou-se o desvio padrão amostral ( $\sigma$ ) como estimativa da incerteza ou erro nas medidas dos versores médios ( $\bar{c}_i$ ) resultantes das 1000 amostras [111].

$$\frac{\partial \arccos(ax + b)}{\partial x} \delta x = -\frac{a}{\sqrt{1 - (ax + b)^2}} \delta x. \quad (4.5)$$

$$\begin{aligned}
|\delta\theta| &= \sqrt{\left(\frac{\partial\theta}{\partial\bar{c}_{inicial\ x}}\delta\bar{c}_{inicial\ x}\right)^2 + \left(\frac{\partial\theta}{\partial\bar{c}_{final\ x}}\delta\bar{c}_{final\ x}\right)^2 + \left(\frac{\partial\theta}{\partial\bar{c}_{inicial\ y}}\delta\bar{c}_{inicial\ y}\right)^2 +} \\
&+ \left(\frac{\partial\theta}{\partial\bar{c}_{final\ y}}\delta\bar{c}_{final\ y}\right)^2 + \left(\frac{\partial\theta}{\partial\bar{c}_{inicial\ z}}\delta\bar{c}_{inicial\ z}\right)^2 + \left(\frac{\partial\theta}{\partial\bar{c}_{final\ z}}\delta\bar{c}_{final\ z}\right)^2 = \\
&= \sqrt{\left(\frac{\bar{c}_{final\ x}}{\sqrt{1-\alpha^2}}\sigma_{\bar{c}_{inicial\ x}}\right)^2 + \left(\frac{\bar{c}_{inicial\ x}}{\sqrt{1-\alpha^2}}\sigma_{\bar{c}_{final\ x}}\right)^2 + \left(\frac{\bar{c}_{final\ y}}{\sqrt{1-\alpha^2}}\sigma_{\bar{c}_{inicial\ y}}\right)^2 +} \\
&+ \left(\frac{\bar{c}_{inicial\ y}}{\sqrt{1-\alpha^2}}\sigma_{\bar{c}_{final\ y}}\right)^2 + \left(\frac{\bar{c}_{final\ z}}{\sqrt{1-\alpha^2}}\sigma_{\bar{c}_{inicial\ z}}\right)^2 + \left(\frac{\bar{c}_{inicial\ z}}{\sqrt{1-\alpha^2}}\sigma_{\bar{c}_{final\ z}}\right)^2.
\end{aligned} \tag{4.6}$$

Após ser calculado o valor  $\theta \pm \delta\theta$  para cada aquisição, aferiu-se qual o valor resultante da sua totalidade (13 aquisições). Assim, calculou-se o seu valor médio e respetivo erro ( $\beta \pm \delta\beta$ ), descritos nas equações 4.7 a 4.9. Este cálculo repetiu-se para cada amplitude de rotação (descritas na tabela 4.4).

$$\beta = \frac{1}{N} \times (\theta_1 + \theta_2 + \dots + \theta_N) \tag{4.7}$$

$$\begin{aligned}
\delta\beta^2 &= \left(\frac{\partial\beta}{\partial\theta_1}\delta\theta_1\right)^2 + \left(\frac{\partial\beta}{\partial\theta_2}\delta\theta_2\right)^2 + \dots + \left(\frac{\partial\beta}{\partial\theta_N}\delta\theta_N\right)^2 = \left(\frac{1}{N}\delta\theta_1\right)^2 + \left(\frac{1}{N}\delta\theta_2\right)^2 + \\
&+ \dots + \left(\frac{1}{N}\delta\theta_N\right)^2
\end{aligned} \tag{4.8}$$

Simplificando a expressão obtém-se a incerteza associada às das 13 aquisições:

$$\delta\beta = \sqrt{\frac{1}{N^2}\delta\theta_1^2 + \frac{1}{N^2}\delta\theta_2^2 + \dots + \frac{1}{N^2}\delta\theta_N^2} = \frac{1}{13} \times \sqrt{\sum_{i=1}^{13} \delta\theta_i^2} \tag{4.9}$$

Em suma, implementaram-se estas expressões matemáticas no *MATLAB*<sup>®</sup> avaliando o valor do ângulo e a sua incerteza associada. Ainda, os ângulos obtidos foram comparados com os tabelados recorrendo ao cálculo do erro RMSE.

### 4.5 Caracterização do LMC nos sintomas da PD

Visando uma avaliação específica dos sintomas da PD, desenvolveram-se 3 aplicações de *software* em *Python*, usufruindo da *library Pygame* e da interação com o LMC. Nestas, foram simuladas as técnicas da escala UPDRS para a avaliação da bradicinésia, tremor de repouso e tremor postural. Saliente-se que, todos os aspetos clínicos associados às interfaces foram analisados e aprovados por um médico especialista em neurologia. Posteriormente, os jogos foram apresentados a uma amostra da população saudável e ainda a um doente diagnosticado com PD. As propriedades mais específicas das interfaces são apresentadas com maior detalhe na secção B.1.

A amostra da população saudável foi constituída por 31 indivíduos sem qualquer patologia que promovesse implicações nos movimentos voluntários ou involuntários dos membros superiores. Destes, 13 eram do sexo feminino e 18 do masculino, com idades a variar desde os 18 até aos 88 anos (com uma média de 43,09 anos e um desvio padrão de 22,98 anos). Todos os voluntários foram previamente informados, tendo consentido em todas as condições inerentes à execução do estudo. Nenhum dado identificativo foi revelado, sendo requerido apenas a idade e o sexo. Para cada indivíduo foram analisados os dados referentes a duas aquisições por cada teste (mão direita e esquerda).

Para além deste grupo de controlo, foi realizado um teste piloto a um doente com PD. Este indivíduo, de 81 anos, foi diagnosticado em janeiro de 2017, encontrando-se associado ao nível 2 da escala Hoehn & Yahr modificada. Encontrava-se medicado com Sinemet (carbidopa-levodopa) 25/100, Sinemet CR e Striatal (mesilato de  $\alpha$ -di-hidroergocriptina). Deste modo, a sintomatologia encontrava-se controlada e atenuada, porém numa análise visual vestígios sintomáticos persistiram, sobretudo na bradicinésia. Ainda, visando a análise da repetibilidade dos seus resultados executaram-se 6 aquisições em cada teste (3 em cada mão).

Os dados obtidos durante a execução dos jogos interativos foram processados visando o cálculo de parâmetros fulcrais a uma adequada avaliação sintomática. Tal como referenciado no capítulo 2, existem parâmetros bem estabelecidos e convenionados na caracterização do tremor e da bradicinésia. No desenvolvimento desta dissertação procurou-se calculá-los, possibilitando a sua comparação.

Deste modo, uma primeira análise da viabilidade e aplicabilidade do LMC numa amostra da população saudável foi executada. Infelizmente, como a dimensão

da amostra de doentes com PD é muito reduzida, não é possível aferir conclusões com a confiança necessária neste grupo amostral. Por fim, na tabela 4.6 figuram os parâmetros analisados no estudo do tremor de repouso, do tremor postural e da bradicinésia.

**Tabela 4.6:** Parâmetros analisados consoante o tipo de sintoma em análise.

Sintoma	Tremor de repouso	Tremor postural	Bradicinésia
<b>Tipo de sinal</b>	Deslocamento (mm)	Deslocamento (mm)	Velocidade angular(rad/s)
	Frequência dominante	Frequência dominante	Frequência dominante
<b>Parâmetros</b>	Potência relativa em [0,5; 3,5] Hz	Potência relativa em [0,5; 3,5] Hz	Potência total
	Potência relativa em [3,6; 7,5] Hz	Potência relativa em [3,6; 7,5] Hz	<i>Skewness e kurtosis</i>
	Valor RMS ( <i>root mean square</i> )	Valor RMS	Valor RMS

## 4.6 Caracterização do tremor de repouso: *The Cheese Game*

Este jogo tem como objetivo a avaliação do tremor de repouso. Este é um dos principais sintomas associados à PD [28], possuindo uma elevada incidência em estádios iniciais [2].

Na sua execução, pediu-se a cada indivíduo que se sentasse numa cadeira com o monitor à sua frente distanciando, aproximadamente, 80 cm deste. Solicitou-se, igualmente, que colocasse a sua mão e o seu antebraço sobre uma mesa, na posição neutra, sem exercer qualquer tarefa durante 15 segundos. Assim, caso se verificassem movimentos involuntários semelhantes à "contagem de dinheiro" com amplitudes e frequências acentuadas, expecta-se a sua deteção e identificação enquanto possível doente.

Para garantir o sucesso das aquisições, foi necessário que o LMC se posicionasse verticalmente e acima da base da mão (lateralizada). Deste modo, desenvolveu-se o suporte apresentado na figura B.3. No que diz respeito aos dados adquiridos, foram guardadas as localizações  $(x,y,z)$  das exterminadas das falanges distais de cada dedo e do centro da palma da mão, bem como o instante de tempo inerente a cada uma.

De seguida explicitam-se os métodos de análise e processamento do sinal utilizados para o cálculo dos 4 parâmetros relativos ao tremor de repouso: o valor

RMS, a frequência dominante e a potência relativa nos intervalos de 0,5 a 3,5, e de 3,6 a 7,5 Hz.

### 4.6.1 Cálculo do valor RMS

Em termos médicos, o valor *root mean square* (RMS) possibilita uma estimativa da amplitude média do tremor de repouso [26, 32, 51, 52]. Este é o parâmetro mais utilizado na literatura uma vez que o tremor, na sua essência, apresenta propriedades oscilatórias [24, 28]. A sua expressão matemática é apresentada em 4.10, adaptada de [119, 120]. Relativamente à sua implementação, recorreu-se à função *rms()* disponibilizada pelo *MATLAB*<sup>®</sup> [121].

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |x_n|^2}. \quad (4.10)$$

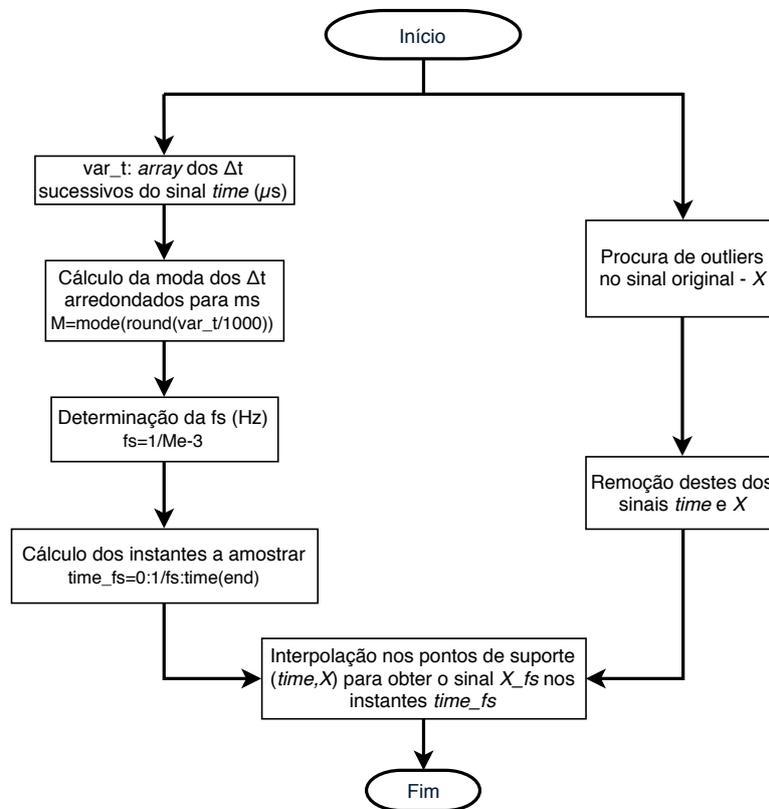
### 4.6.2 Caracterização no domínio da frequência

Para avaliar os dados, a análise no domínio do tempo não é suficiente. Por conseguinte, os sinais sofreram uma conversão para o domínio das frequências através das transformadas discretas de Fourier (DFT) [120], nomeadamente pelo algoritmo matemático *fast fourier transform* (FFT). Assim, a magnitude e a fase do espectro de frequências foram calculadas recorrendo ao comando *fft()* do *MATLAB*<sup>®</sup> [122].

Saliente-se que, a análise foi dedicada exclusivamente à caracterização da magnitude, uma vez que este conteúdo da FFT é o mais preponderante nos sinais em questão [28]. Porém, antes de se executar este procedimento, foi necessário um processamento do sinal original garantindo que, apenas lhe concernem as características expectáveis.

Um dos aspectos mais desvantajosos do LMC consistiu na irregularidade da frequência de amostragem (fs). Tal concluiu-se após uma análise exaustiva, verificando-se a existência de oscilações significativas, nomeadamente quando o *software* entrou em modo robusto. Assim, é imperativa a implementação de um algoritmo capaz de analisar a fs e a consistência do sinal, garantindo a sua coesão e concordância. Ainda, uma fs constante é essencial para o cálculo da FFT, visto que é esperado que todos os pontos do sinal original se encontrem igualmente espaçados no tempo [123].

De seguida, o algoritmo implementado para o cálculo da  $fs$  e análise de *missing data* é explicitado, sendo ainda apresentada na figura 4.6 a sua esquematização.



**Figura 4.6:** Esquematização do algoritmo implementado para cálculo da  $fs$  e *resampling* dos sinais adquiridos através da técnica de *spline*.

1. Inicialmente, ainda durante as aquisições, monitorizou-se a  $fs$ . Caso ocorresse alguma oscilação abaixo dos 100 Hz, considerou-se a aquisição inválida, repetindo-se o procedimento. Em caso de persistência repetiu-se o protocolo de calibração do dispositivo e avaliou-se a luminosidade ambiente;
2. Partindo dos instantes de tempo referentes a cada amostra, calculou-se a variação entre duas amostras consecutivas ( $\Delta t$ ), em microsegundos;
3. O *array* com os  $\Delta t$  foi convertido em milisegundos e arredondado a esta unidade, admitindo que o erro associado é desprezável para a análise;
4. Neste conjunto de valores, em milisegundos, foi calculada a sua moda. Este valor corresponde ao  $\Delta t$  mais frequente, arredondado para inteiro em ms;
5. Partindo deste intervalo de tempo mais comum estabeleceu-se o seu inverso como a frequência de amostragem ( $fs$ );

6. Deste modo, calcularam-se os instantes de tempo igualmente espaçados a analisar;
7. Paralelamente, analisou-se o sinal de interesse e removeu-se os *outliers*, através do comando *isoutlier()*;
8. Para corrigir *missing data* aplicou-se a técnica de interpolação *cubic splines*;
9. Por fim, através deste método calculou-se a melhor aproximação do sinal original a um com igual espaçamento no tempo.

Através da interpolação *cubic splines* obteve-se a curva de ordem 3 que melhor se ajusta a cada segmento [124]. No apêndice B.2 explicita-se com maior detalhe as propriedades e a implementação deste método.

Após selecionados os dados com as propriedades descritas, um conjunto de métodos de análise foram implementados de forma a pré-processar o sinal antes de realizar a transformada de Fourier. A sua esquematização é ilustrada na figura 4.7.

Inicialmente, o valor DC do sinal foi removido através da subtração pelo seu valor médio. Assim, o sinal é centrado em zero [125].

De seguida, conhecendo a gama de frequências onde são descritas as características dominantes, pretendeu-se selecioná-las recorrendo às técnicas de filtragem digital. Deste modo, através de filtros passa-alto e passa-baixo originou-se uma zona preservada correspondente à gama de interesse, eliminando as componentes de frequência indesejadas [120].

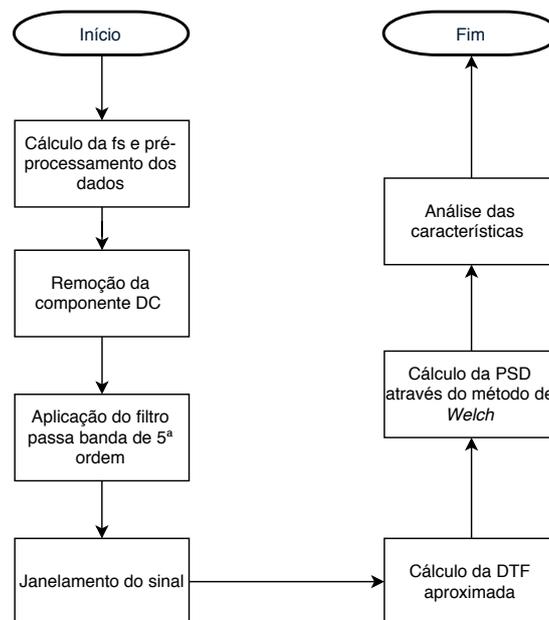
Para efetuar a filtragem, selecionou-se a família de filtros Butterworth devido à sua simplicidade e ao seu comportamento, pois apresentam uma resposta em frequência plana na banda passante (sem oscilações). Ainda, estes possuem a particularidade de, mesmo variando a sua ordem, manter o seu comportamento, alterando apenas a sua inclinação da transição entre bandas. Assim, na zona dos -3dB com o aumento da ordem verifica-se uma aproximação ao filtro ideal, porém o desempenho do seu processamento é dificultado [120, 123].

Para a implementação dos filtros recorreu-se aos comandos *butter()* e *filter()* do *MATLAB*<sup>®</sup>. Saliente-se que, a integridade dos dois filtros foi verificada através da construção de diagramas de Bode. Ainda, fixou-se a 5ª ordem nos filtros passa-alto e passa-baixo, uma vez que assim encontra-se balanceado o processamento e a robustez.

Como a função *fft()* pressupõe que o sinal é periódico e simétrico, aplicou-se

de seguida um janelamento [123] ao sinal em estudo. A escolha da janela centrou-se na função de *Hamming*, pois esta oferece uma boa resolução em frequência e uma dispersão espectral reduzida (em comparação, por exemplo, à janela retangular). Para a sua implementação, recorreu-se ao comando *hamming()* [126]. Ainda, com o objetivo de melhorar o desempenho computacional do comando *fft()*, executou-se *zero padding* ao sinal, adquirindo dimensões de potência 2, nomeadamente 4096 pontos.

Por fim, pretendeu-se ainda avaliar a distribuição das potências do sinal pelas suas frequências, ou seja, estimar a sua densidade espectral. Desta maneira, recorreu-se ao método de *Welch* devido ao número reduzido de iterações computacionais e à baixa memória requerida [127]. Assim, considerando como sinal de entrada o proveniente do filtro passa-banda de 5<sup>a</sup> ordem, foi executado o comando *pwelch()* [128].



**Figura 4.7:** Esquematização de toda a análise e processamento de sinal para a extração de características no domínio das frequências.

### 4.6.3 Parâmetros intrínsecos ao domínio das frequências

No que concerne à caracterização do tremor parkinsoniano e fisiológico de repouso, a análise no domínio das frequências é uma das avaliações mais comuns. Em sinais de acelerações, a gama típica de frequências para doentes encontra-se estabelecida entre 4 a 6 Hz [2], porém na literatura considera-se que o intervalo de

3,6 a 7,5 Hz é o que engloba a maioria das oscilações usualmente encontradas. Por sua vez, o intervalo de frequências correspondente ao tremor fisiológico é considerado entre 7,6 e 12 Hz [60, 61].

Contudo, devido à importância histórica do acelerómetro, não foi encontrado nenhum estudo que descrevesse a frequência do tremor de repouso de um sinal de deslocamentos sucessivos.

O tremor de repouso em comparação com o tremor postural possui semelhanças muito significativas, designadamente no domínio das frequências [29]. Assim, partindo de trabalhos anteriores [24, 26], onde o tremor postural foi descrito com base em sinais de deslocamento sucessivos, aferiu-se o tremor de repouso. Deste modo, avaliou-se a hipótese do tremor de repouso conservar as mesmas propriedades do postural, sendo o intervalo entre 0,5 e 3,5 Hz o mais relevante para a situação fisiológica [24, 26]. Relativamente aos indivíduos com PD, não foi encontrada nenhuma analogia com o tremor postural considerando-se, numa primeira abordagem, o intervalo entre 3,6 e 7,5 Hz.

Deste modo, na caracterização das amostras foram calculados dois parâmetros decisivos: a frequência dominante e a percentagem de potência no intervalo saudável e no característico da PD. Para tal, calculou-se a frequência associada à potência máxima, e as potências relativas através da PSD explicada na secção 4.6.2.

O teorema de Nyquist foi tido em consideração para o valor máximo da frequências de interesse [120]. Desta forma, como a frequência de amostragem se situa entre 106 e 115 Hz não existem erros de *aliasing* nas amostras. No que concerne às frequências de corte dos filtros Butterworth de 5<sup>a</sup> ordem, foi estabelecido o valor de 0,4 Hz para o passa-alto e de 8,5 Hz no caso do passa-baixo.

### 4.6.4 Descrição da interface

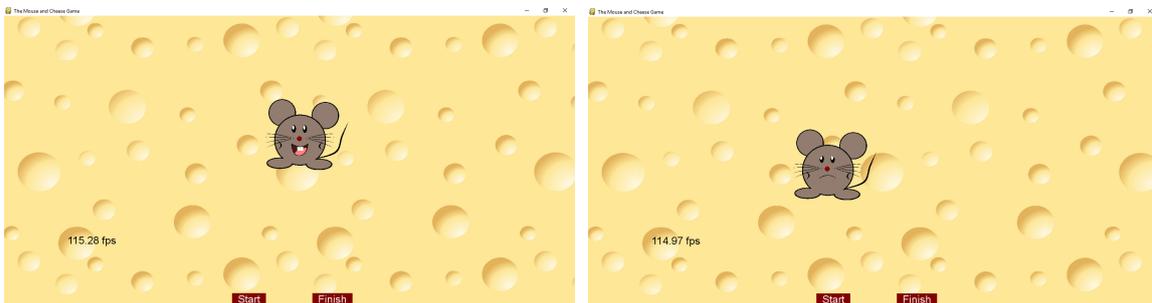
De seguida é apresentada parte da interface gráfica desenvolvida para a caracterização do tremor de repouso.

#### Fase Inicial

Antes de se iniciar a aquisição são recolhidos alguns dados do indivíduo, designadamente a idade e o sexo. Esses dados são guardados e como forma de identificação é gerado um código numérico. De seguida, ocorre a seleção da mão, se a direita ou a esquerda.

### Fase de Treino

Nesta fase ajusta-se a posição da mão em relação ao LMC através de dois tipos de ratinhos representativos da localização do centro da palma da mão no plano  $yz$ . Caso a mão se encontre na zona ótima de *tracking*, o ratinho encontra-se com uma expressão feliz (figura 4.8a), caso contrário o ratinho apresenta-se triste (figura 4.8b). As condições estabelecidas para a zona ótima de aquisição foram, no eixo segundo  $z$  entre -44,3 e 44,3 mm, e segundo  $y$  de 200,00 a 258,75 mm, descritas na literatura [91, 105] como preferenciais. Quando as condições estão ajustadas seleciona-se o botão *start*.



(a) *Frame* indicativa da região preferencial de *tracking*. (b) *Frame* indicativa da região de aquisição desvantajosa.

**Figura 4.8:** Apresentação do método encontrado para a procura pela zona ideal de *tracking*.

### Fase de Teste

Após o correto ajuste da posição da mão as aquisições são executadas, cada uma delas com uma duração de 15 segundos. Caso ocorram problemas de *tracking* durante a aquisição, esta é concluída sem sucesso regressando de novo à fase de treino. Por fim, apresenta-se na figura 4.9 uma fotografia durante esta fase.



**Figura 4.9:** Fotografia retirada durante a execução do jogo. 1- Mão de um utilizador; 2- Interface gráfica; 3- LMC e respetivo suporte (descrito no apêndice B.3).

### Fase Final

Quando a contagem do tempo termina e a aquisição é concluída com sucesso surge uma *frame* comemorativa. Paralelamente ocorre a exportação dos dados adquiridos (localizações  $(x,y,z)$  das extremidades das falanges distais de cada dedo e do centro da palma, bem como o instante de tempo correspondente). Por fim, regressa-se à fase inicial, repetindo-se a aquisição da mão em falta.

## 4.7 Caracterização do tremor postural: *The Jelly Game*

Este jogo foi desenvolvido visando a análise do tremor postural através da replicação de uma técnica de diagnóstico da PD. Nomeadamente, foi pedido ao indivíduo que executasse a tarefa de extensão antigravítica do membro superior [2].

A interface gráfica desenvolvida explora o tremor postural recorrendo a três gelatinas representativas da localização do centro da palma da mão. O objetivo do jogo consistiu na manutenção de uma gelatina verde sorridente dentro de uma elipse de tamanho ligeiramente superior.

Para a correta execução do teste foi pedido ao utilizador que se sentasse numa cadeira com o monitor a, aproximadamente, 80 cm, e com o membro superior esticado, perfazendo um ângulo reto com o tronco. O LMC foi centrado com o computador, distanciando 30 cm do monitor, dispondo-se sob a mão. O indivíduo manteve esta posição durante 15 segundos com um *feedback* contínuo pela interface. No final da aquisição guardaram-se as amostras referentes às localizações  $(x,y,z)$  das extremidades das falanges distais de cada dedo e do centro da palma da mão, bem como o instante de tempo respetivo.

Na caracterização deste sintoma analisou-se o valor eficaz (RMS), a frequência dominante e a potência relativa nos intervalos de 0,5 a 3,5 Hz, e de 3,6 a 7,5 Hz.

### 4.7.1 Cálculo do valor RMS

Devido às propriedades oscilatórias do tremor postural, o valor RMS é um bom indicador da sua amplitude média [24,28]. Este parâmetro foi utilizado em trabalhos anteriores [24,32], manifestando diferenças significativas entre os dois grupos

amostrais. Para o seu cálculo seguiu-se o procedimento anteriormente explicitado na secção 4.6.1.

### 4.7.2 Parâmetros intrínsecos ao domínio das frequências

O espectro de frequências do tremor postural, em sinais de deslocamentos, encontra-se descrito para indivíduos saudáveis entre 0,5 e 3,5 Hz [24,26]. No entanto, não foi encontrado nenhum trabalho anterior que analisasse este tipo de sinais em doentes diagnosticados com PD. Assim, numa primeira abordagem, considerou-se o intervalo característico entre 3,6 e 7,5 Hz para este grupo amostral (tal como no tremor de repouso).

Para o cálculo da frequência dominante (correspondente ao máximo da PSD), e da potência relativa nos intervalos dos grupos de controlo e patológico, o procedimento explicado na secção 4.6.2 para o cálculo da PSD foi novamente aplicado. Selecionou-se uma frequência de corte para o filtro passa-alto de 0,4 Hz e para o passa-baixo de 8,5 Hz. Uma vez que se constatou uma frequência de amostragem entre 106 e 115 Hz, descartou-se a presença de erros de *aliasing*.

### 4.7.3 Descrição da interface

Seguidamente, é descrita a aplicação de *software* desenvolvida na caracterização do tremor postural.

#### Fase Inicial

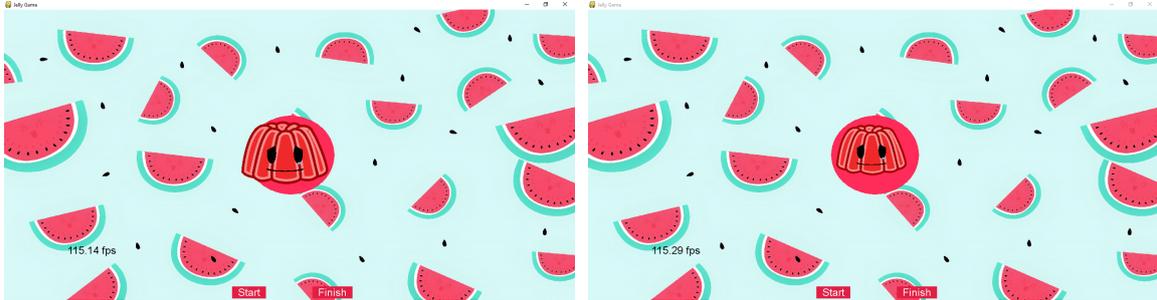
Inicialmente, a idade e sexo do utilizador são recolhidos, e é gerado automaticamente um código de identificação da aquisição. Finalmente, seleciona-se a mão em análise.

#### Fase de Treino

De seguida, o jogo é apresentado ao utilizador, possibilitando o treino da ação pretendida: a manutenção do centro da palma da mão (representada por uma gelatina) dentro de uma elipse.

É importante realçar que a movimentação das gelatinas é bidimensional e, rege-se pelas localizações nos eixos segundos  $x$  e  $z$ . De modo a colmatar a ausência de *feedback* no eixo segundo  $y$ , desenvolveram-se gelatinas vermelhas de dois tamanhos diferentes. Quando a aproximação ao LMC for inferior a 106 mm surge uma gelatina

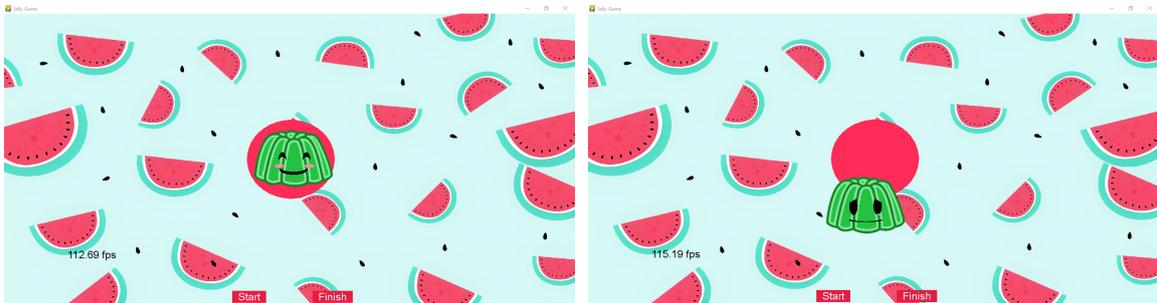
maior (figura 4.10a). Contrariamente, caso o afastamento seja superior a 294 mm é apresentada uma gelatina pequena (figura 4.10b), fazendo com que o membro superior se desloque no sentido oposto.



(a) *Frame* indicativa da aproximação excessiva da mão em relação ao dispositivo. (b) *Frame* indicativa do afastamento excessivo da mão em relação ao LMC.

**Figura 4.10:** Resposta da interface em localizações do centro da palma nos limites no eixo segundo  $y$ .

Caso a palma da mão se situe numa posição ótima em termos da altura, verifica-se um dos seguintes eventos. Se a sua localização  $(x,z)$  ocorrer dentro da elipse, apresenta-se uma gelatina sorridente (figura 4.11a). Contrariamente, caso se situe na zona exterior surge uma gelatina triste (figura 4.11b). Ainda, dois botões



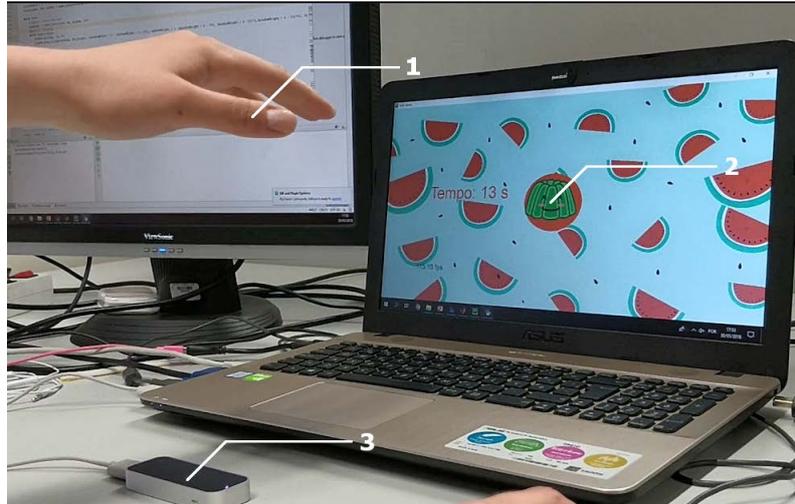
(a) Apresentação da *frame* característica da localização ótima, dentro da elipse. (b) *Frame* indicativa de que a mão excedeu os limites da elipse.

**Figura 4.11:** Resposta da interface à localização da mão em condições de altura ideais, representada pelo centro da palma.

interativos são disponibilizados, um para iniciar a aquisição e outro para terminar a aplicação.

### Fase de Teste

Esta fase consiste na aquisição das amostras durante um intervalo de 15 segundos. Em termos gráficos, as propriedades mantêm-se, porém incluiu-se a contagem decrescente do tempo. Na figura 4.12 é apresentada uma fotografia correspondente ao período de aquisição, sendo cumprido o objetivo do jogo.



**Figura 4.12:** Imagem adquirida durante a fase de teste com a correta execução deste. Demonstrável pela gelatina dentro da elipse. 1- Mão de um indivíduo durante o jogo; 2- Interface gráfica; 3- LMC.

### Fase Final

Após a aquisição das amostras surge uma *frame* representativa da conclusão do jogo com sucesso. Paralelamente, ocorre a exportação de um ficheiro *.mat* com dados adquiridos (localizações  $(x,y,z)$  das exterminadas das falanges distais de cada dedo e do centro da palma e, o instante de tempo correspondente). Por fim, regressa-se à fase inicial, repetindo-se todo o processo com a mão em falta ou encerrando a aplicação.

## 4.8 Caracterização da bradicinésia: *The Rocket Game*

O principal objetivo deste jogo consistiu na avaliação da bradicinésia através da tarefa de supinação/ pronação, integrante da escala UPDRS.

Para uma correta execução do teste, foi pedido a cada indivíduo que se sentasse a, aproximadamente, 80 cm do monitor, com o seu membro superior disposto perpendicularmente ao tronco. O LMC foi centrado com o *laptop* a, aproximadamente, 30 cm do monitor, posicionado sob a mão. Foi pedido aos utilizadores que executassem 15 repetições da sequência supinação/pronação à velocidade mais elevada que conseguissem. Em cada amostra registou-se o versor normal à palma da mão e o seu instante de tempo correspondente.

Um dos parâmetros fulcrais na análise da bradicinésia consiste na velocidade durante movimentos voluntários [2, 37]. Devido à natureza rotativa do movimento em estudo, evidenciou-se a velocidade angular instantânea. Esta é definida pelo quociente da divisão do deslocamento angular de um objeto rígido pelo intervalo de tempo correspondente [129]. A sua expressão é apresentada na equação 4.11 e adaptada de [129].

$$\omega \equiv \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \theta}{\Delta t} = \frac{d\theta}{dt}. \quad (4.11)$$

Deste modo, recorrendo à fórmula do produto escalar (equação 4.3), calculou-se o ângulo de rotação entre amostras consecutivas. Partindo destes ângulos e dos seus instantes de tempo correspondentes, aplicou-se a equação 4.11 obtendo-se assim o sinal das velocidades angulares instantâneas de toda a aquisição.

Na análise da bradicinésia calculou-se o valor eficaz, a frequência dominante, a potência total, a *skewness* e a *kurtosis* da distribuição das velocidades angulares das amostras adquiridas.

### 4.8.1 Análise do valor RMS da velocidade angular

O valor eficaz ou RMS consiste numa estimativa da amplitude média da velocidade angular [119]. Devido às propriedades oscilatórias deste sinal, inerentes à tarefa de supinação/pronação, caso se executasse o cálculo da média aritmética o seu resultado seria perto de zero [119]. Assim, o valor RMS é o mais utilizado na literatura para a quantificação desta grandeza [45–49, 67, 84]. A sua implementação computacional foi explicitada anteriormente na secção 4.6.1.

### 4.8.2 Parâmetros intrínsecos ao domínio das frequências

Relativamente à gama de frequências da bradicinésia, esta abrange o intervalo entre 1 e 5 Hz nos sinais referentes às velocidades angulares. Esta propriedade verifica-se tanto em doentes com PD como em indivíduos saudáveis [46, 50]. Contudo, um dos principais problemas associados a esta análise consiste no ruído alusivo ao tremor cinético, que possui uma gama de frequências típicas entre 5 e 10 Hz [46].

Para o cálculo da densidade espectral do sinal, aplicou-se o procedimento da secção 4.6.2, procurando preservar-se a gama de frequências de interesse. Assim, a

frequência de corte selecionada para o filtro passa-alto foi de 0,9 Hz e para o passa-baixo de 5,1 Hz. Não obstante, o teorema de *Nyquist* foi respeitado pois a gama de interesse é muito inferior a metade da frequência de amostragem (descrita entre 106 e 115 Hz). Partindo do espectro de potências da velocidade angular, calculou-se a soma de todas as potências e procurou-se a frequência associada à potência máxima, parâmetros avaliados frequentemente [45, 46, 50].

### 4.8.3 *Skewness* da distribuição de velocidades angulares

A *skewness* de uma amostra é definida como o terceiro momento central [110, 119]. Este parâmetro é frequentemente aplicado enquanto medida da simetria de uma distribuição em relação ao seu valor médio. Caso seja positiva, os dados encontram-se mais distribuídos à direita do valor médio. Contrariamente, caso seja negativa, os dados apresentam-se distribuídos mais à esquerda do valor médio [110, 119]. Ainda, este parâmetro permite aferir o quão diferente é a distribuição em relação à gaussiana, bem como para que sentido se verifica.

Em termos gráficos, o diagrama de extremos e quartis representa o parâmetro através do espaçamento entre a mediana e o primeiro, e o terceiro quartil. A expressão utilizada para calcular a *skewness* é apresentada nas equações 4.12 e 4.13.

$$s = \frac{E(x - \bar{x})^3}{\sigma^3}, \quad (4.12)$$

sendo  $\bar{x}$  a média aritmética de  $x$  e  $\sigma$  o seu desvio padrão. Ainda,  $E(t)$  representa o valor esperado de uma quantidade  $t$ , adaptado de [119]. No *MATLAB*<sup>®</sup> este parâmetro figura no comando *skewness()* recorrendo à seguinte expressão [130]:

$$s_0 = \frac{\sqrt{n(n-1)}}{n-2} s_1, \quad s_1 = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^3}{\left( \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \right)^3}. \quad (4.13)$$

Corrigindo o *bias* sistemático, ou seja, considerando que os dados provêm de amostras e não da população.

### 4.8.4 *Kurtosis* da distribuição de velocidades angulares

A *kurtosis* consiste no quarto momento central e evidencia as propriedades inerentes à cauda da curva da distribuição de probabilidades [119].

Quando a distribuição é gaussiana, o valor da *kurtosis* é 3. Caso seja superior, a curva é leptocúrtica apresentando uma distribuição mais alta, com a largura da cauda superior à normal. Se a *kurtosis* for inferior a 3, a curva é platicúrtica, apresentando a cauda mais fina e o centro mais "achatado" comparativamente à distribuição normal [119].

As suas expressões matemáticas são apresentadas nas equações 4.14 e 4.15. Partindo da sua análise, é verificável a presença da soma do termo 3, ou seja, todas as considerações pressupõem o uso da definição anteriormente explicada.

$$k = \frac{E(x - \bar{x})^4}{\sigma^4}, \quad (4.14)$$

sendo  $\bar{x}$  a média aritmética de  $x$  e  $\sigma$  o seu desvio padrão. Ainda,  $E(t)$  representa o valor esperado da quantidade  $t$ , adaptado de [119]. Este parâmetro foi implementado recorrendo à função *kurtosis()* que aplica a equação 4.15 [131].

$$k_0 = \frac{n-1}{(n-3)(n-2)}((n+1)k_1 - 3(n-1)) + 3, \quad k_1 = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^4}{\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2\right)^2}, \quad (4.15)$$

corrigindo o *bias* sistemático, ou seja, considera-se que os dados provêm de amostras.

### 4.8.5 Descrição da interface

Em seguida, uma breve explicação das propriedades da interface gráfica dedicada à avaliação da bradicinésia são apresentadas.

#### Fase Inicial

Inicialmente, é requerido ao utilizador que insira a sua idade e sexo, gerando-se um código identificativo da aquisição. De seguida, ocorre a seleção da mão em estudo.

#### Fase de Treino

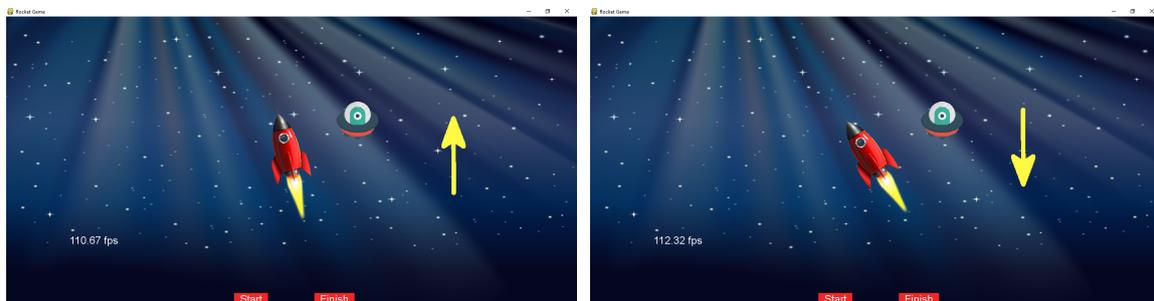
Nesta fase, o jogo é apresentado ao utilizador, possibilitando a sua aprendizagem dinâmica.

Na interface em análise, desenvolveu-se um foguetão que reproduz os movimentos de supinação/pronação realizados pela mão. Tal foi implementado através do cálculo do ângulo entre o versor normal ao centro da palma e o correspondente

à posição neutra  $(0,-1,0)$  (equação 4.3). Deste modo, a imagem original do foguetão sofreu, em cada *frame*, uma rotação equivalente ao ângulo entre estes dois versores.

Ainda, visando a uniformização da supinação/ pronação com amplitudes mínimas de  $\pm 45^\circ$  (em relação à posição neutra), desenvolveu-se um ovni que estabelece estas especificações médicas. Desta forma, quando o ovni se encontra no lado esquerdo da interface estimula a rotação da palma até  $45^\circ$ . Assim, o ovni é eliminado, surgindo no lado direito, estimulando a rotação simétrica de, no mínimo,  $-45^\circ$ . De seguida, o ovni desloca-se novamente para o lado esquerdo, repetindo-se o ciclo sucessivamente.

Desenvolveu-se ainda um método de alerta caso a mão do utilizador se localize em zonas de pior desempenho no eixo segundo  $y$ . Assim, caso a altura do centro da palma da mão seja inferior a 82,5 mm surge uma seta voltada para cima, indicando a necessidade de elevar o membro (figura 4.13a). Similarmente, se a altura for superior a 317,5 mm, surge uma seta voltada para baixo, informando o utilizador que deverá baixá-lo (figura 4.13b). Ainda, se permanecer na zona ótima as setas não constam nas *frames* apresentadas. A escolha destes limites permite que o LMC opere na região com melhor sensibilidade [85] (apêndice B.1). Por fim, em cada *frame* são igualmente apresentados dois botões, um para iniciar e outro concluir o jogo.



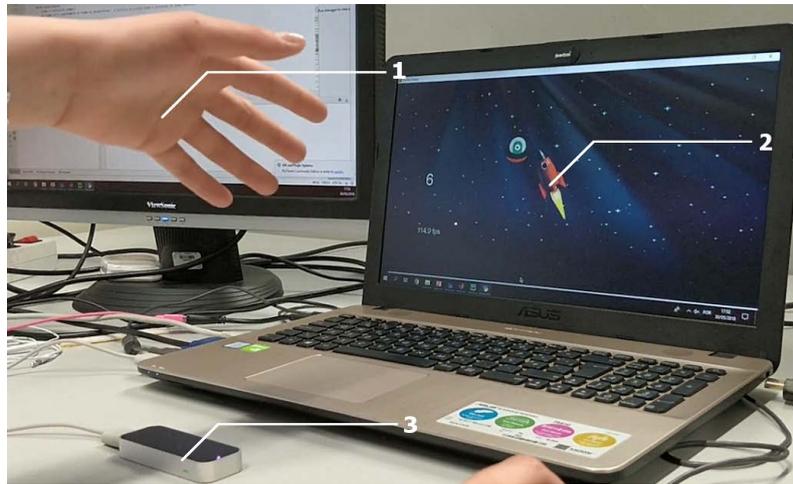
(a) *Frame* correspondente a uma altura inferior à recomendada. (b) *Frame* alertando o utilizador para uma altura superior à aconselhada.

**Figura 4.13:** Resposta da interface a diferentes localizações no eixo segundo  $y$  do centro da palma da mão. O ângulo dos foguetões espelha a rotação da mão.

### Fase de Teste

Selecionado o botão *Start*, inicia-se a aquisição e, simultaneamente, a contagem de 15 repetições da tarefa de supinação/ pronação. Quando o utilizador ultrapassa, de modo sequencial,  $\pm 45^\circ$  o contador apresentado é atualizado e o ovni altera a sua posição na interface. Saliente-se que, o ovni é iniciado sempre no lado direito da interface. Ainda, na figura 4.14 é apresentada uma fotografia durante aquisição

de amostras, sendo perceptível o movimento da mão e a sua correspondência no ângulo de rotação do foguetão.



**Figura 4.14:** Fotografia adquirida durante o teste com a correspondência dos ângulos entre o vetor normal à palma e o foguetão. 1- Mão em movimento durante o jogo; 2- Interface gráfica com o ovni e o foguetão apresentados; 3- LMC.

### Fase Final

Quando a contagem é concluída com sucesso surge uma imagem comemorativa e paralelamente ocorre a exportação dos dados (os versores normais à palma da mão e os seus instantes correspondentes). De seguida, regressa-se à fase inicial podendo ser executada uma nova aquisição.

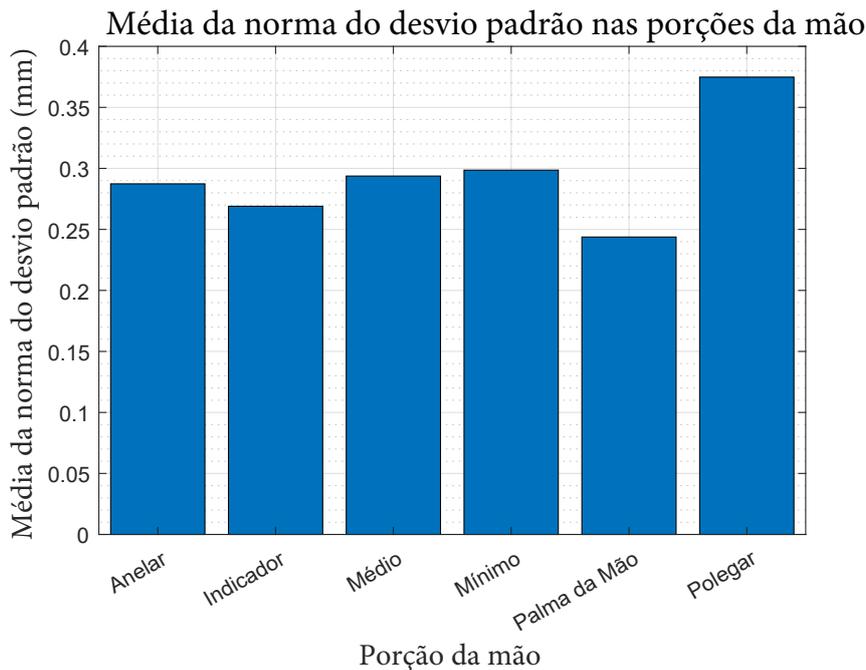
## Resultados

### 5.1 Experiência 1: Avaliação das capacidades estáticas do LMC

Nesta experiência fez-se variar o LMC em 20 posições distintas, executando-se 7 aquisições em cada uma. Saliente-se que, cada aquisição corresponde a 1000 amostras das localizações  $(x,y,z)$  sucessivas do centro da palma e das extremidades das falanges distais. Através do cálculo do desvio padrão médio, estimou-se a precisão do dispositivo e aferiu-se qual a porção da mão, posição relativa e segundo que coordenada de eixo se encontra associado o melhor desempenho pelo LMC.

Inicialmente, apresenta-se na figura 5.1 um gráfico de barras referente à média da norma do desvio padrão de cada porção da mão. De modo aleatório foi escolhida a posição 10 na mesa ótica (figura 4.1b), contudo o resultado nas restantes segue a mesma tendência. Partindo da análise do gráfico, aferiu-se que o centro da palma possui a melhor precisão com um desvio padrão médio de 0,244 mm. Seguindo-se o indicador com 0,269 mm, o anelar com 0,287, o médio com 0,294 mm, o mínimo com 0,299 mm e, por fim, o polegar com 0,378 mm. Este comportamento encontra-se em conformidade com [92] onde é afirmado que, entre todos os dedos, o indicador é o que apresenta os melhores resultados, contrariamente ao polegar que possui os piores. Partindo destas conclusões, selecionou-se o centro da palma da mão nas caracterizações subsequentes.

Para verificar a existência de zonas preferenciais e aferir a posição ideal do LMC na mesa ótica, calculou-se a média do desvio padrão para cada um dos eixos ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) e o valor da sua norma. Os resultados obtidos apresentam-se na figura 5.2 e encontram-se esquematizados na figura 5.3, representados pelo tamanho do raio de cada círculo indicativo da posição relativa do LMC.



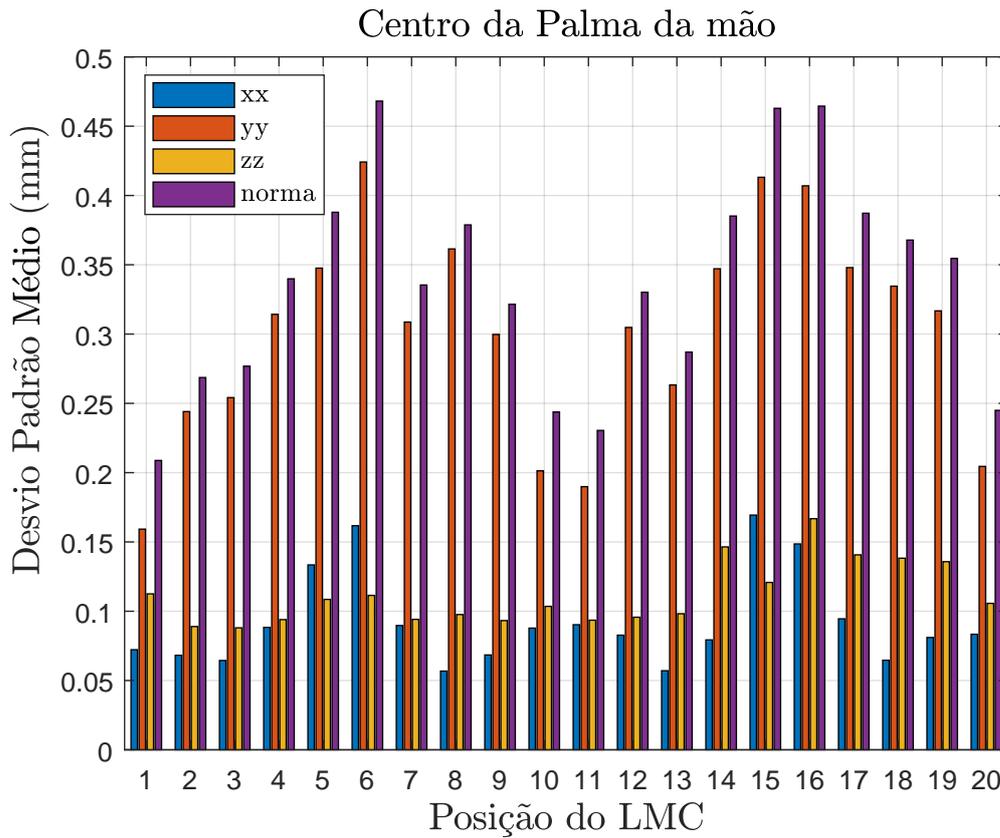
**Figura 5.1:** Gráfico de barras alusivo à tendência de *tracking* do LMC por porção da mão. Dados referentes ao valor médio das 7 aquisições, cada uma com 1000 amostras na posição 10.

Analisando o gráfico de barras da figura 5.2, constatou-se uma grande discrepância entre os desvios padrões médios obtidos no eixo segundo  $y$  comparativamente aos restantes. Os eixos segundo  $x$  e  $z$  comportaram-se de modo semelhante nas diferentes posições do LMC. Tal constatou-se pelo valor médio obtido segundo  $x$ ,  $0,092 \pm 0,034$  mm, e segundo  $z$ ,  $0,112 \pm 0,0224$  mm. Ainda, no eixo dos  $y$ , os valores obtidos foram superiores,  $0,302 \pm 0,076$  mm, provavelmente devido a imprecisões da técnica de estereoscopia.

Partindo do cálculo das 20 normas registadas na figura 5.2, obteve-se um valor médio de 0,337 mm, com um erro de apenas 0,078 mm. Sendo uma boa estimativa da precisão do LMC na palma da mão.

Na tabela 5.1 encontram-se organizados os resultados da média do desvio padrão máximo e mínimo por coordenada de eixos. Assim, as tendências anteriormente mencionadas são demonstradas, com o máximo de 0,8447 mm no eixo segundo  $y$  para o polegar na posição 16. Contrariamente, o valor mínimo foi de 0,0568 mm no eixo segundo  $x$  para o centro da palma da mão, com o LMC fixo na posição 13.

Estes resultados são congruentes com o estudo efetuado em [91], porém com resultados menos expressivos. Neste, o desvio padrão máximo obtido foi 0,49 mm no eixo segundo  $y$  e o mínimo foi 0,0081 mm no eixo segundo  $x$ , ou seja, os resultados foram inferiores a 0,5 mm.



**Figura 5.2:** Gráfico de barras da média dos desvios padrões por coordenada e o valor da norma correspondente em função das posições do LMC na mesa óptica. Valores provenientes das 7 aquisições das localizações  $(x,y,z)$  do centro da palma, em cada uma das 20 posições da mesa óptica.

Partindo da análise à figura 5.3 constatou-se a existência de uma zona preferencial de *tracking*, nomeadamente nas zonas em que o fantoma se encontra à direita do LMC. Tal deve-se provavelmente às propriedades intrínsecas do algoritmo. Este encontra-se otimizado no reconhecimento preferencial da mão direita à sua direita ( $x > 0$ ). Assim, quando a mão se encontra em posições negativas no eixo segundo  $x$ , obtêm-se precisões mais fracas. Uma tendência semelhante foi igualmente descrita em [92].

Relativamente à posição do ideal do LMC na mesa óptica para a execução dos restantes testes de bancada (secções 5.2 e 5.3), selecionou-se a posição 13. Esta escolha deveu-se sobretudo à sua centralidade, ideal para movimentações do fantoma, e à norma do desvio padrão médio (0,2870 mm), inferior ao valor médio da totalidade das posições.

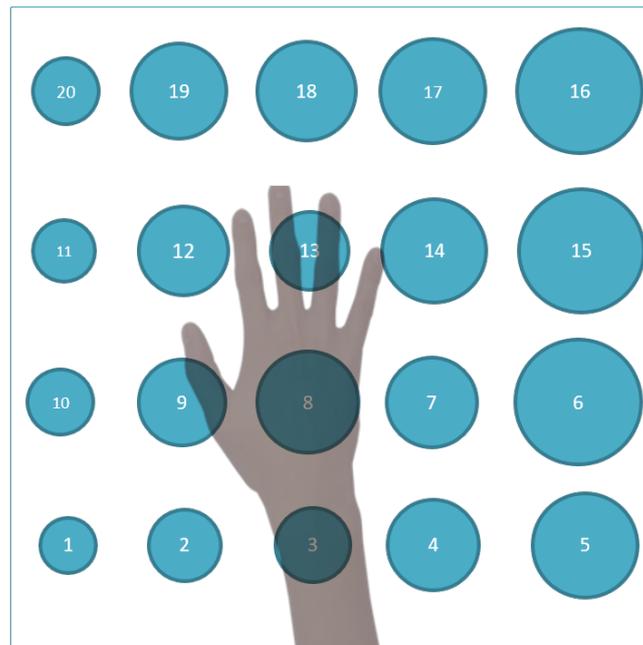
Ainda, calculou-se o coeficiente de correlação entre as normas do desvio padrão em cada posição do LMC (figura 5.2) e a distância do LMC ao fantoma. Executou-se esta avaliação para averiguar a existência de uma correlação linear en-

## 5. Resultados

tre a precisão e o distanciamento ao fantoma.

**Tabela 5.1:** Desvio padrão médio (STD) máximo e mínimo segundo cada eixo e, porção da mão e posição do LMC correspondente.

STD e posição		STD <sub>x</sub>	STD <sub>y</sub>	STD <sub>z</sub>
	STD(mm)	<b>0,0568</b>	0,1592	0,0880
STD mínimo	posição LMC	13	1	3
	porção da mão	palma	palma	palma
	STD(mm)	0,4361	<b>0,8447</b>	0,4568
STD máximo	posição LMC	14	16	16
	porção da mão	polegar	polegar	médio



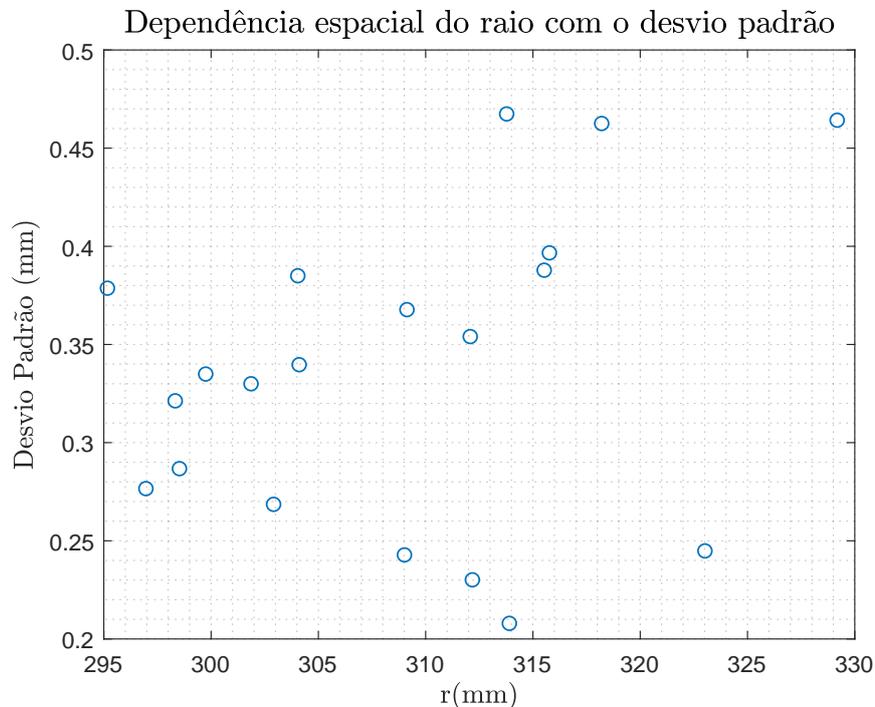
**Figura 5.3:** Esquematização dos resultados obtidos da norma do desvio padrão da palma por posição do LMC, apresentação da localização aproximada do modelo da mão. Vista anterior da montagem experimental.

Inicialmente, avaliou-se a normalidade recorrendo ao teste estatístico designado *kolmogorov-Smirnov*. Este método figura no *MATLAB*<sup>®</sup> sob o comando *ks-test()*, com a hipótese nula a afirmar que os dados são provenientes de uma distribuição normal. Após a execução deste método aos dois grupos de dados, concluiu-se que a hipótese nula não é rejeitada, logo ambos seguem uma distribuição normal

com um nível de significância de 5%. Devido ao baixo número de elementos em cada amostra (20), foi igualmente implementado o teste de normalidade *Shapiro-Wilk* [132], confirmando o resultado anterior com igual nível de significância.

Finalmente, calculou-se o coeficiente de *Pearson*, através do comando *corr()*, obtendo o resultando de 0,2626 com um *p-value* de 0,2633, ou seja, uma correlação positiva fraca (gráfico da figura 5.4). Deste modo, concluiu-se que a precisão do LMC não se correlaciona com as diferentes posições em análise.

Comparativamente ao estudo [91], verificou-se uma concordância para a mesma correlação. O coeficiente de *Pearson* obtido foi 0,338, com um *p-value* de 0,044, demonstrando igualmente uma correlação positiva fraca.



**Figura 5.4:** Distribuição da distância entre LMC e o fantoma com a média da norma do desvio padrão amostral. Valores referentes ao centro da palma da mão nas 20 posições na mesa ótica.

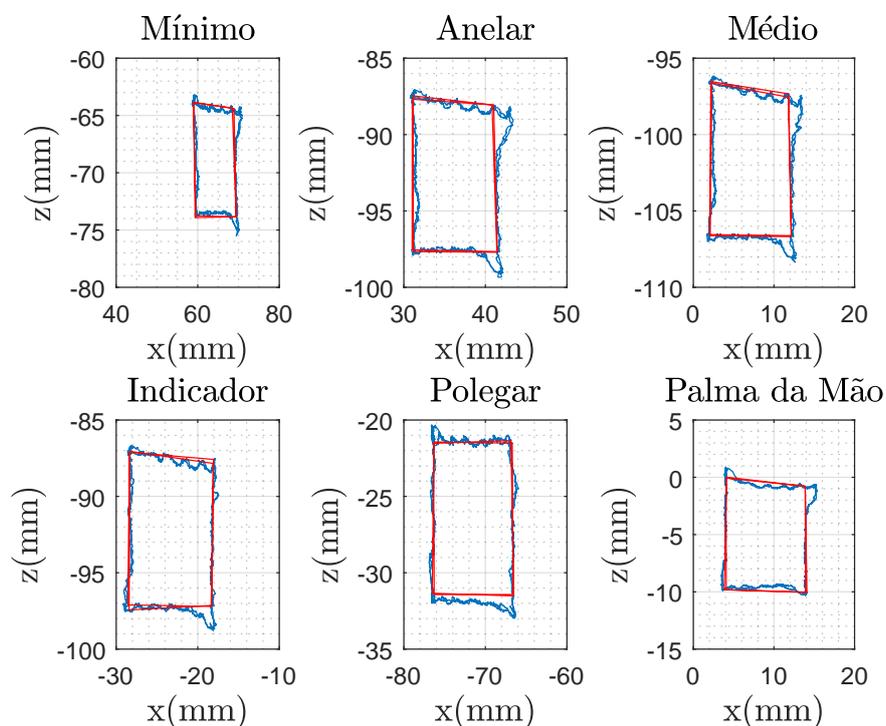
## 5.2 Experiência 2: Avaliação das capacidades dinâmicas do LMC

Nesta experiência a precisão e exatidão dinâmicas foram estimadas através do cálculo do desvio padrão e do valor RMSE, respetivamente.

Inicialmente, implementou-se o algoritmo de segmentação nos diferentes lados

dos quadrados. Na figura 5.5 exemplificou-se a sua aplicação para uma aquisição no plano  $xz$ , sendo bem patente os vértices detectados pelo algoritmo de segmentação. Saliente-se que, excluíram-se os 40 pontos das extremidades de cada segmento, pois verificaram-se imprecisões no algoritmo implementado.

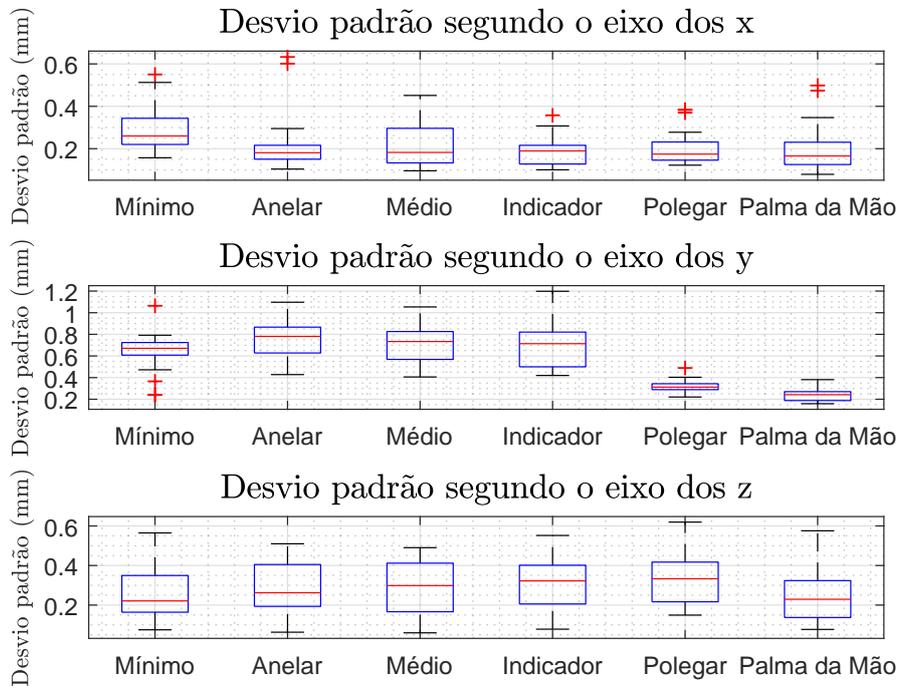
Partindo dos segmentos obtidos calculou-se, para cada um, o desvio padrão segundo o eixo constante e, o valor RMSE entre as componentes segundo o eixo constante e o valor esperado. O quadrado esperado foi estimado a partir da média dos 200 pontos iniciais com a soma de 10 mm nas duas coordenadas, originando 4 vértices. As suas componentes foram as aplicadas no cálculo dos valores RMSE.



**Figura 5.5:** Exemplificação da aplicação do algoritmo de segmentação para uma aquisição no plano  $xz$ . A cor azul corresponde às amostras adquiridas e, a vermelho os segmentos entre os vértices mais próximos do quadrado esperado.

Relativamente ao desvio padrão, os resultados obtidos segundo cada eixo apresentam-se na figura 5.6, recorrendo a diagramas de extremos e quartis para cada porção da mão em estudo. Nos eixos segundo  $x$  e  $z$  verificou-se um comportamento mais homogéneo nas diferentes porções da mão, comparativamente ao eixo segundo  $y$ . No centro da palma e no polegar verificou-se uma semelhança nos três eixos. Contudo, nas restantes porções, o erro no eixo segundo  $y$  foi sempre superior, seguindo a mesma tendência do contexto estático. Ainda, na tabela 5.2 expõem-se os desvios padrões máximos e mínimos segundo cada eixo e porção da mão corres-

pondente. Assim, concluiu-se que os resultados obtidos variaram desde 0,06 a 1,20 mm, com o registo mínimo para o indicador e o máximo para o médio. Até ao momento, não foram encontrados trabalhos semelhantes na literatura.



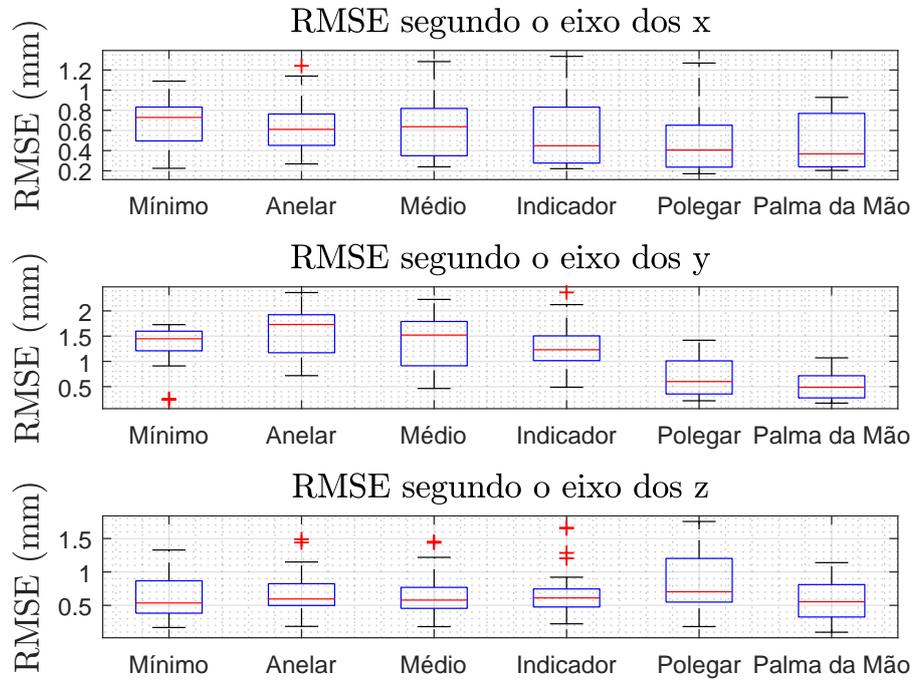
**Figura 5.6:** Diagramas de extremos e quartis para a representar o desvio padrão amostral segundo cada eixo e porção da mão.

**Tabela 5.2:** Desvio padrão máximo e mínimo (STD) segundo  $x$ ,  $y$  e  $z$  e, porção da mão correspondente.

STD e porção da mão		$STD_x$	$STD_y$	$STD_z$
STD mínimo	STD(mm)	0,0790	0,1589	<b>0,0596</b>
	porção da mão	palma	palma	médio
STD máximo	STD(mm)	0,6327	<b>1,1982</b>	0,6194
	porção da mão	anelar	indicador	polegar

No que concerne ao valor RMSE, os resultados obtidos são expostos na figura 5.7, organizados segundo eixos e porções da mão, com os seus extremos detalhados na tabela 5.3. Constatou-se assim, uma dispersão considerável desde 0,1 até 2,4 mm, concluindo que o LMC possui um desempenho inconsistente em termos da exatidão dinâmica. Este comportamento foi igualmente descrito em [91], contudo em [90] foi obtido um desvio máximo entre os valores esperados e os registados de apenas 1,2 mm. Por fim, todos os trabalhos realizados distanciaram-se das considerações

do fabricante que, evidenciou uma exatidão de 0,01 mm, algo na prática muito difícil de atingir [85]. Relativamente às diferentes porções da mão, verificou-se um comportamento mais homogêneo com resultados mais baixos no centro da palma.



**Figura 5.7:** Diagramas de extremos e quartis segundo os eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  do valor RMSE para cada porção da mão.

**Tabela 5.3:** Valor RMSE máximo e mínimo no eixo segundo  $x$ ,  $y$  e  $z$ , bem como a porção da mão correspondente.

Valor RMSE e porção da mão		RMSE <sub><math>x</math></sub>	RMSE <sub><math>y</math></sub>	RMSE <sub><math>z</math></sub>
RMSE mínimo	RMSE(mm)	0,1709	0,1730	<b>0,0980</b>
	porção da mão	polegar	palma	palma
RMSE máximo	RMSE(mm)	1,3356	<b>2,3660</b>	1,7553
	porção da mão	indicador	anelar	polegar

### 5.3 Experiência 3: Avaliação angular do LMC

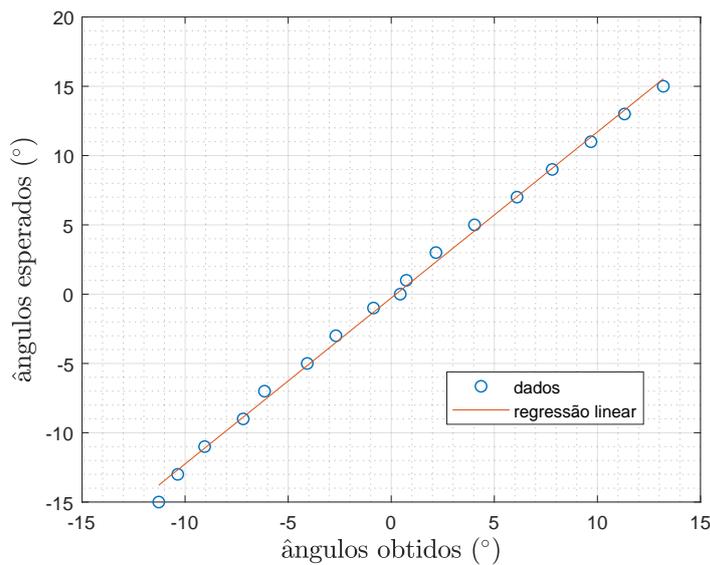
Neste modelo experimental foi executada uma análise à exatidão do LMC durante movimentos de rotação. Recorreu-se ao valor RMSE como indicador do desvio entre o ângulo executado pelo motor de passo e o valor registado pelo LMC.

Inicialmente, calculou-se o valor médio do ângulo e respetivo erro resultante

das 13 aquisições em cada rotação. Saliente-se que, cada aquisição foi constituída por 1000 versores normais ao centro da palma antes e depois do movimento.

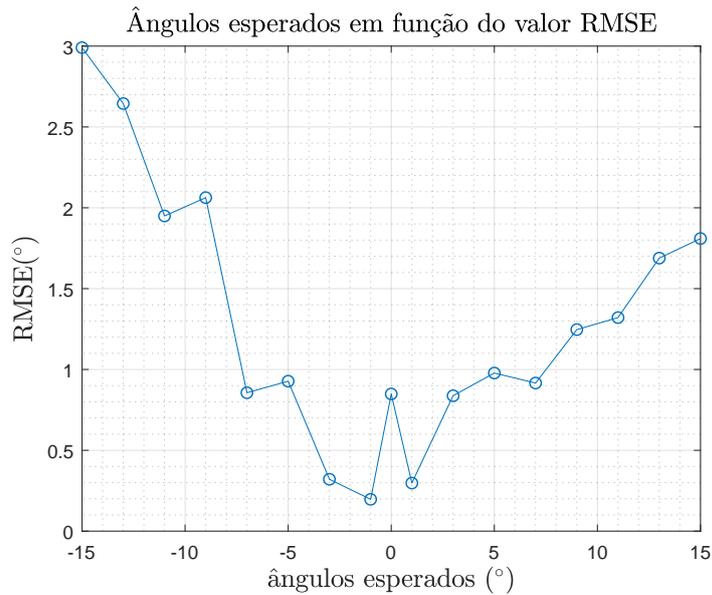
No gráfico da figura 5.8 são apresentados os ângulos esperados em função dos obtidos. Para avaliar esta relação calculou-se o coeficiente de *Spearman*. Selecionou-se este tipo de correlação uma vez que, é o mais adequado para amostras não-paramétricas [110]. Os dois tipos de dados demonstraram um coeficiente igual a 1 e um *p-value* de  $1,1151 \times 10^{-5}$ , ou seja, uma correlação positiva perfeita. Recorrendo aos métodos *polyfit()* e *polyval()* estimou-se ainda a reta de calibração. Esta reta é expressa na equação 5.1, onde  $\alpha_e$  representa o ângulo esperado e  $\alpha_o$  o ângulo obtido. Deste modo, é apresentada uma reta de calibração preliminar apenas para rotações em torno de  $z$ .

$$\alpha_e = 1,1978\alpha_o - 0,2710 \text{ (}^\circ\text{)} \quad (5.1)$$



**Figura 5.8:** Dispersão dos ângulos esperados e obtidos, e respetiva regressão linear.

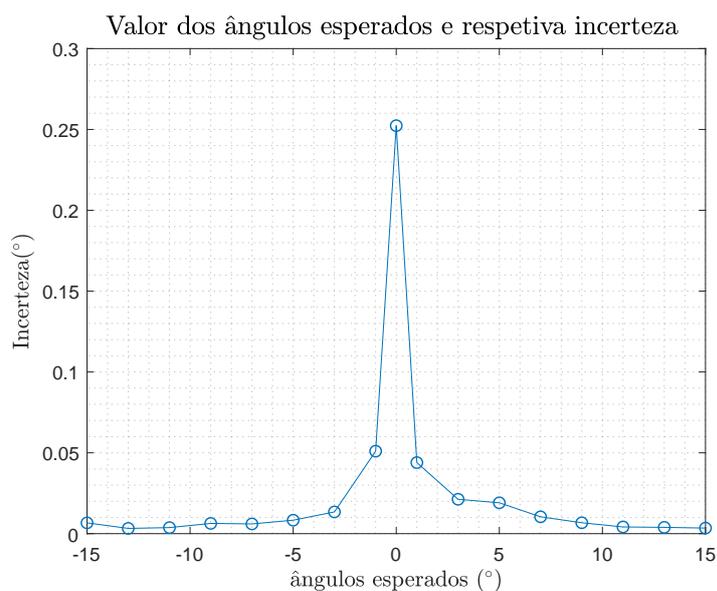
Relativamente ao valor RMSE calculado (figura 5.9), verificou-se uma dispersão entre 0,20 e 2,99 ° com um aumento acentuado para valores acima de 7 e abaixo de -7 °. A divergência de resultados deve-se, possivelmente, a uma maior dificuldade de *tracking* na presença de sombras e à redução da área de interesse no campo de visão das câmeras. Porém, como o algoritmo interno não foi cedido ou explicitado pelo fabricante não foi possível clarificar estas propriedades. Ainda, como o motor possui uma exatidão relativamente pequena, possivelmente ocorreram incongruências nos diferentes ângulos executados. Contudo, verificou-se que os



**Figura 5.9:** Dispersão dos valores RMSE em função dos ângulos esperados.

valores obtidos poderão ser facilmente corrigidos através da equação 5.1.

Por fim, apresentam-se no gráfico da figura 5.10 os resultados referentes ao cálculo das incertezas dos ângulos obtidos. Partindo da sua análise, constatou-se uma regularidade nos resultados, excepto para a situação referente a  $0^\circ$ . Nesta, verificou-se uma incerteza superior às restantes ( $0,252^\circ$ ) que, variaram apenas de  $0,003$  a  $0,05^\circ$ . Este comportamento poderá ser justificado devido à fórmula da propagação de erros calculada visto que, no ângulo nulo verifica-se uma tendência para uma indeterminação matemática.



**Figura 5.10:** Incerteza dos erros dos ângulos obtidos em função dos ângulos esperados.

Saliente-se que, até ao momento, não foi encontrado nenhum trabalho semelhante na literatura. Deste modo, uma análise preliminar do desempenho do LMC em movimentos de rotação foi apresentada, com o desenvolvimento de uma reta de calibração preliminar para rotações apenas em torno de  $z$ .

## 5.4 Caracterização do LMC nos sintomas da PD

Seguidamente, expõem-se os resultados provenientes dos três jogos dedicados à caracterização do tremor de repouso, do tremor postural e da bradicinésia numa amostra da população saudável. Deste modo, os resultados apresentados para cada sintoma provêm de 62 aquisições, referentes a 31 indivíduos (mão direita e esquerda).

Contudo, admitindo a ilegitimidade estatística da amostra da população com PD, analisaram-se 6 aquisições por sintoma do doente inquirido (3 da mão direita e 3 da mão esquerda).

## 5.5 Caracterização do tremor de repouso

O tremor de repouso foi analisado em todas as porções da mão, procedendo-se ao cálculo do valor RMS, da frequência dominante e da percentagem da densidade espectral referentes às localizações  $(x,y,z)$ . No entanto, como a tendência dos resultados é muito semelhante, apenas são apresentados os referentes ao centro da palma.

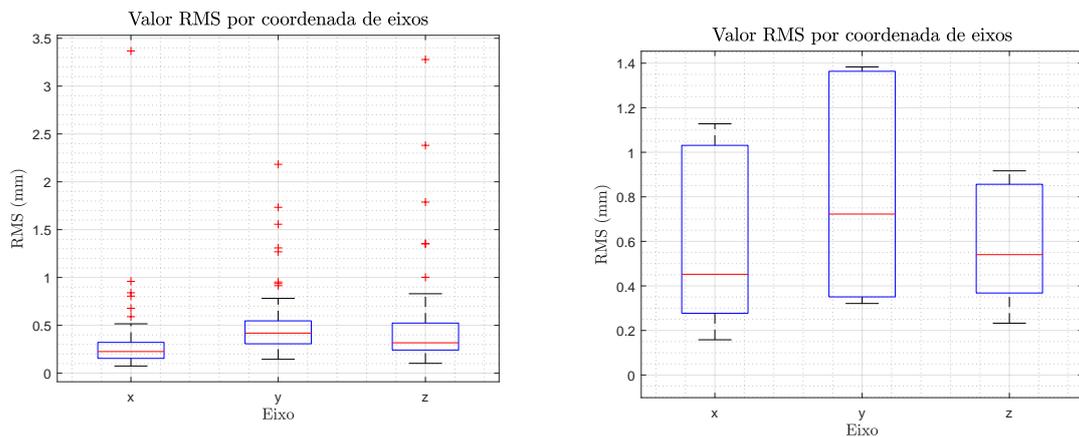
### 5.5.1 Valor RMS

A amplitude média do tremor de repouso é representada pelo valor RMS e pode ser visualizada nos diagramas de extremos e quartis da figura 5.11.

Os resultados referentes às amostras saudáveis (figura 5.11a) demonstraram que as amplitudes segundo os três eixos possuem comportamentos semelhantes. Estes variaram desde 0,09 até 0,81 mm, permitindo aferir que o tremor fisiológico não possui um eixo preferencial. No entanto, registaram-se *outliers*, uma vez que estes sinais não sofreram qualquer filtragem e poderá existir ruído inerente. Ainda, os resultados obtidos descreveram uma média da norma do valor RMS de  $0,602 \pm 0,210$

mm. Estudos anteriores quantificaram este parâmetro através de outros equipamentos. Os autores de [51] registaram 0,29 mm, os de [26] 0,0973 mm e ainda, [32] registou 0,1 mm para adultos e 0,2 mm para idosos (com idades superiores a 70 anos). Apesar do resultado obtido ser superior, como se encontra na mesma ordem de grandeza, pode-se afirmar que os resultados são satisfatórios.

Relativamente às 6 aquisições do indivíduo com PD (figura 5.11b), concluiu-se que a dispersão dos valores RMS é ligeiramente superior (entre 0,16 e 1,38 mm), comparativamente ao grupo de controlo. Ainda, são verificáveis semelhanças entre as coordenadas de eixos. Assim, é possível destacar as congruências com as amostras saudáveis, nomeadamente nas amplitudes e homogeneidade nos eixos. Especialmente, sabendo que a gama típica de amplitudes em indivíduos com PD é em torno de 91,7 mm [32, 52]. Deste modo, pode validar-se a eficácia da medicação no controlo do tremor de repouso neste doente.



(a) Valores RMS referentes às amostras saudáveis. (b) Valores RMS referentes à amostra com PD.

**Figura 5.11:** Diagrama de extremos e quartis dos valores RMS do tremor de repouso nas amostras saudáveis e no doente com PD. Diagramas organizadas por coordenadas. Resultados provenientes da localização do centro da palma, 62 aquisições saudáveis e 6 com PD.

### 5.5.2 Resultados da análise no domínio das frequências

De seguida apresentam-se duas aquisições aleatórias de cada grupo amostral com a aplicação das diferentes etapas até ao cálculo da estimativa da PSD.

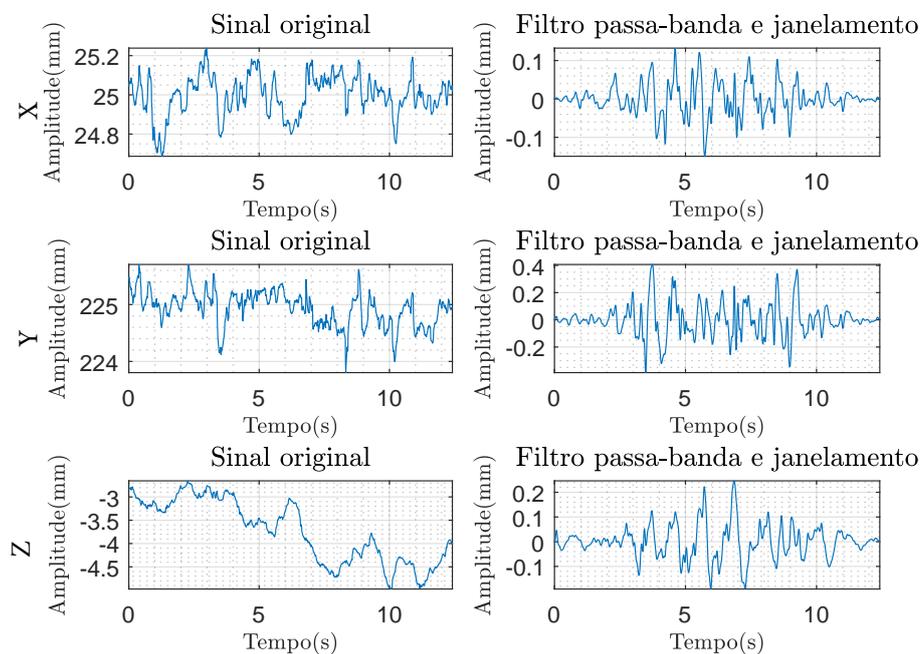
Nas figuras 5.12 e 5.14 os sinais originais são apresentados graficamente em função do tempo (15 segundos). Não se verificaram diferenças significativas entre eles, tanto na amplitude máxima de deslocamentos como no carácter oscilatório.

Relativamente à análise dos sinais após filtragem e janelamento, verificou-se a remoção de ruído proveniente de altas e muito baixas frequências e da componente contínua. Ainda, é visível a transformação dos sinais com a aquisição de tendências periódicas. Após estes melhoramentos, verificaram-se igualmente comportamentos oscilatórios muito semelhantes. Deste modo, no domínio do tempo não se evidenciaram diferenças significativas entre os dois indivíduos.

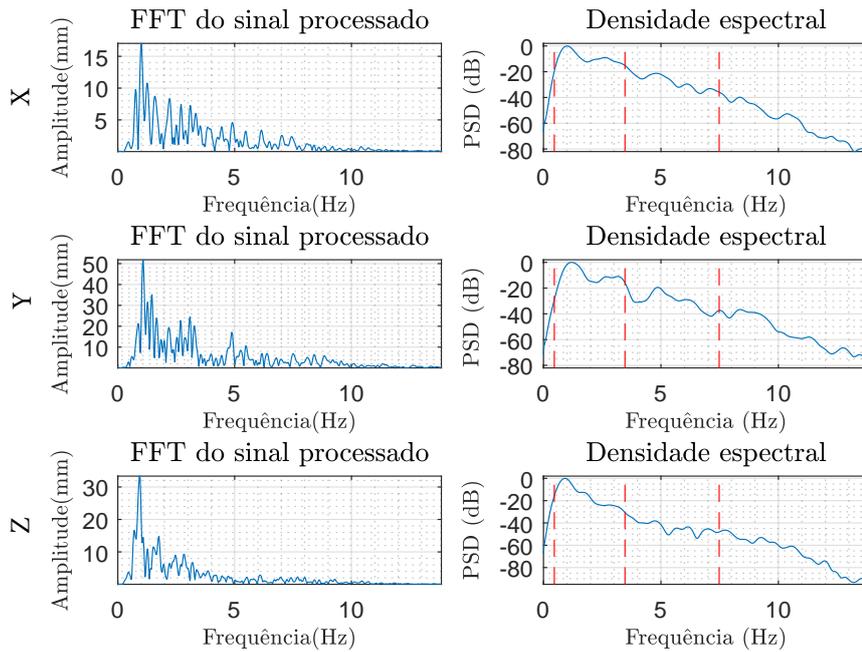
De seguida, são apresentados os gráficos referentes à análise no domínio das frequências dos sinais provenientes do pré-processamento anterior. Partindo da observação da figura 5.13, constatou-se que na amostra saudável existiu um pico mais evidente entre 0,5 e 2 Hz, e que o intervalo de 0,5 a 3,5 Hz constituiu a maioria do espectro.

Na amostra com PD, verificou-se uma maior dispersão de potências (figura 5.15). Contudo, constatou-se uma predominância do intervalo entre 0,5 e 3,5 Hz, com a presença de vários picos de diferentes intensidades nesta gama.

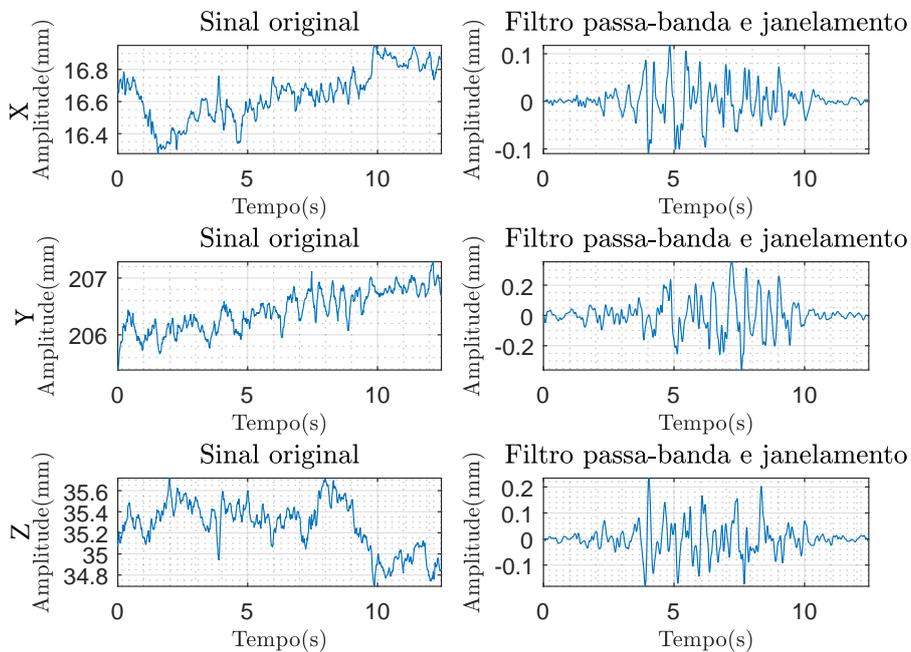
Assim, concluiu-se que os dois indivíduos possuem características muito semelhantes.



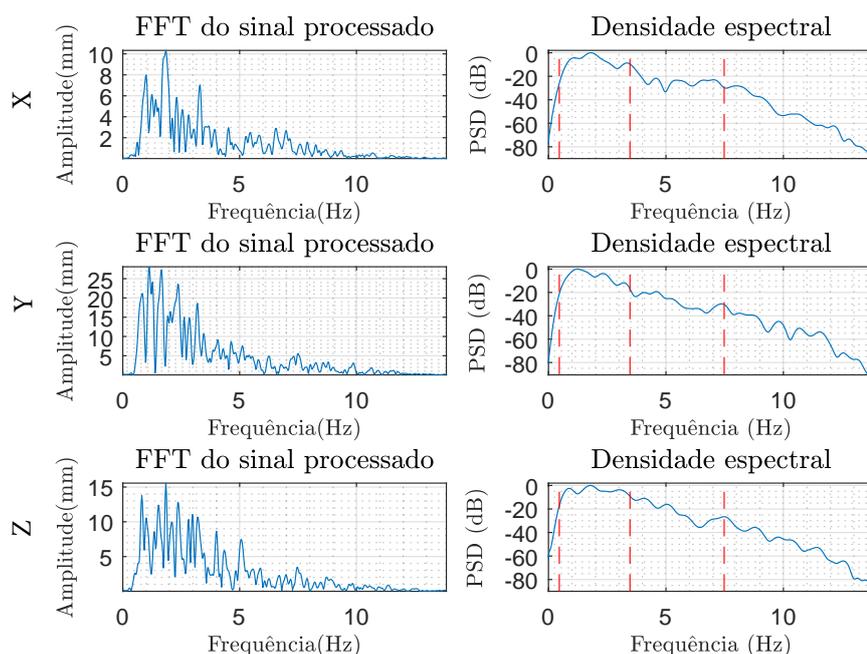
**Figura 5.12:** Exemplo de uma amostra saudável. Cada linha é referente a uma coordenada de eixos do sinal. A primeira coluna corresponde aos sinais originais e, a segunda aos mesmos após a ação do filtro passa-banda e ainda do janelamento com a função de Hamming. Dados referentes às localizações  $(x,y,z)$  do centro da palma.



**Figura 5.13:** Exemplo de um amostra saudável. Sinais no domínio das frequências e PSD correspondente, divididos por cada componente da aquisição ( $x,y,z$ ). A vermelho encontram-se os intervalos de potência relativa em foco, de 0,5 a 3,5 Hz, e de 3,6 a 7,5 Hz.



**Figura 5.14:** Uma aquisição do indivíduo com PD. Sinais originais e após pré-processamento, organizados por cada coordenada de eixos. Dados referentes às localizações ( $x,y,z$ ) do centro da palma.



**Figura 5.15:** Uma aquisição do indivíduo com PD. Sinais no domínio das frequências e PSD correspondente, organizados por cada coordenadas de eixos. A vermelho estão assinalados os intervalos de potência relativa em estudo de 0,5 a 3,5 Hz, e de 3,6 a 7,5 Hz.

### 5.5.3 Frequência dominante

A frequência dominante foi calculada através do pico máximo da PSD. Os resultados referentes ao cálculo deste parâmetro nas amostras saudáveis e na com PD constam na figura 5.16.

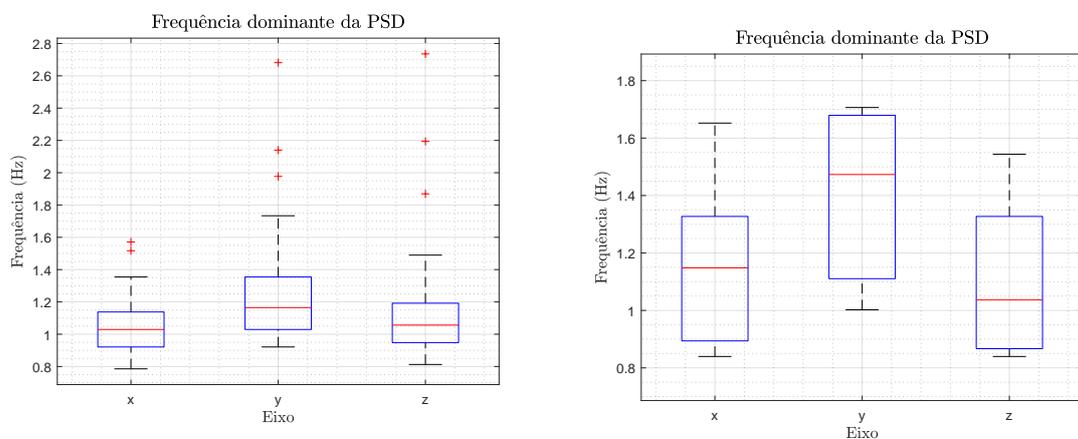
Partindo da análise ao gráfico da figura 5.16a, correspondente ao grupo de controlo, verificou-se uma distribuição entre 0,78 e 1,74 Hz nas três coordenadas de eixos, com uma dispersão relativamente homogénea.

Não foram encontrados estudos no âmbito da avaliação do tremor de repouso fisiológico em sinais de deslocamentos. Numa análise preliminar, concluiu-se que, a gama de frequências dominantes entre 0,8 e 1,7 Hz é a que melhor caracteriza os sinais de amostras saudáveis. Ainda, é importante salientar que estes valores são congruentes com análises efetuadas ao tremor postural [24,26]. Assim, evidenciaram-se conformidades entre estes dois tipos de tremor, tal como descrito anteriormente [24, 26, 29].

Relativamente às amostras com PD, verificou-se uma grande semelhança com o grupo de controlo. As frequências dominantes variaram entre 0,84 e 1,71 Hz (figura

5.16b), e a dispersão foi muito similar segundo os diferentes eixos. No entanto, como as medições foram provenientes do mesmo doente e executadas nas mesmas condições, concluiu-se que a frequência dominante não é um parâmetro constante no tempo.

No que concerne à literatura, não foram encontrados estudos anteriores que analisassem a densidade espectral de sinais de deslocamento em indivíduos com PD. No entanto, pode-se concluir que estas aquisições possuem uma elevada afinidade com as do grupo de controlo, destacando-se a ausência de vestígios da doença com uma eficácia farmacológica evidente.



(a) Frequências dominantes no grupo de controlo. (b) Frequências dominantes da amostra com PD.

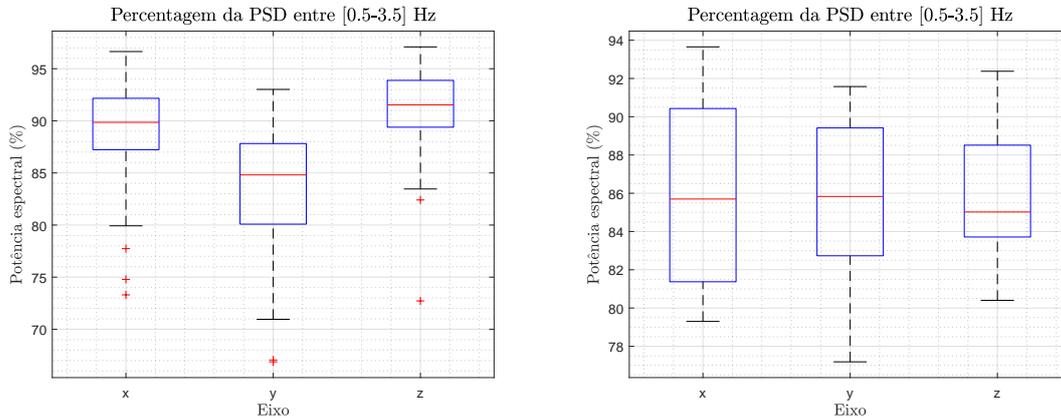
**Figura 5.16:** Distribuição das frequências dominantes do tremor de repouso das amostras saudáveis (62 aquisições) e na com PD (6 aquisições), organizadas por cada coordenada de eixos.

### 5.5.4 Densidade espectral relativa

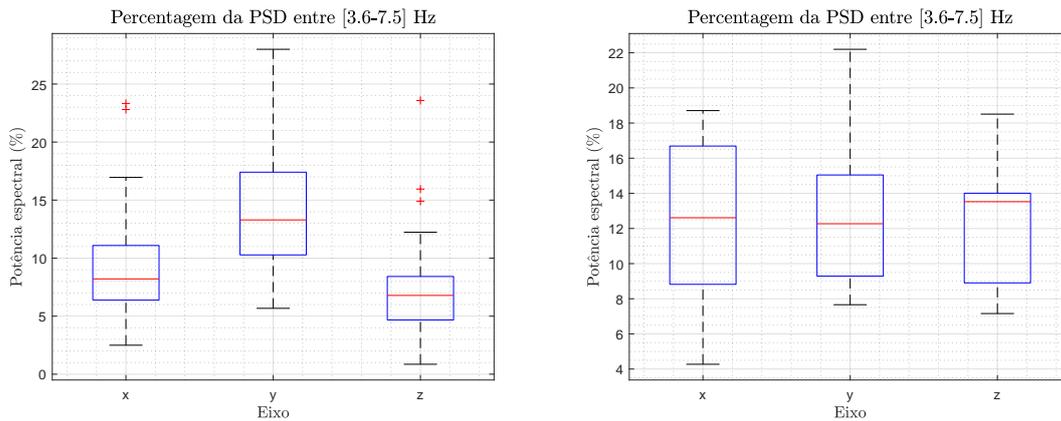
Os resultados referentes à densidade espectral relativa nos intervalos de 0,5 a 3,5 Hz, e de 3,6 a 7,5 Hz para os dois grupos amostrais constam na figura 5.17. Saliente-se que, estas aproximações a integrais relativos executaram-se sempre com um igual número de pontos.

Relativamente ao grupo de controlo, figuras 5.17a e 5.17c, verificou-se que o intervalo entre 0,5 e 3,5 Hz dominou em todos os espectros, com resultados de 79,9 a 97,1 % segundo  $x$  e  $z$ , e entre 70,9 a 93,0 % segundo  $y$ . Somando as componentes dos dois intervalos concluiu-se que, aproximadamente, a totalidade dos espectros situaram-se dentro destes dois intervalos e, como seria de esperar, englobando as frequências dominantes anteriormente aprofundadas.

Novamente, o doente demonstrou um comportamento muito semelhante aos indivíduos saudáveis (figuras 5.17b e 5.17d). Os seus espectros situaram-se no primeiro intervalo, com percentagens entre 77,2 e 93,7 %, englobando as frequências dominantes anteriormente descritas. Por fim, verificou-se igualmente que, aproximadamente, todos os espectros se concentraram entre 0,5 e 7,5 Hz.



(a) Percentagens da PSD no intervalo de 0,5 a 3,5 Hz das aquisições saudáveis. (b) Percentagens da PSD no intervalo de 0,5 a 3,5 Hz da amostra com PD.



(c) Percentagens da PSD no intervalo entre 3,6 e 7,5 Hz de indivíduos saudáveis. (d) Percentagens da PSD no intervalo entre 3,6 e 7,5 Hz no doente com PD.

**Figura 5.17:** Distribuições das percentagens de potência no intervalo de 0,5 a 3,5 Hz e de 3,6 a 7,5 Hz nos dois tipos de amostras, divididos por cada coordenada de eixos. Resultados referentes a 62 aquisições de indivíduos saudáveis e 6 aquisições do doente com PD.

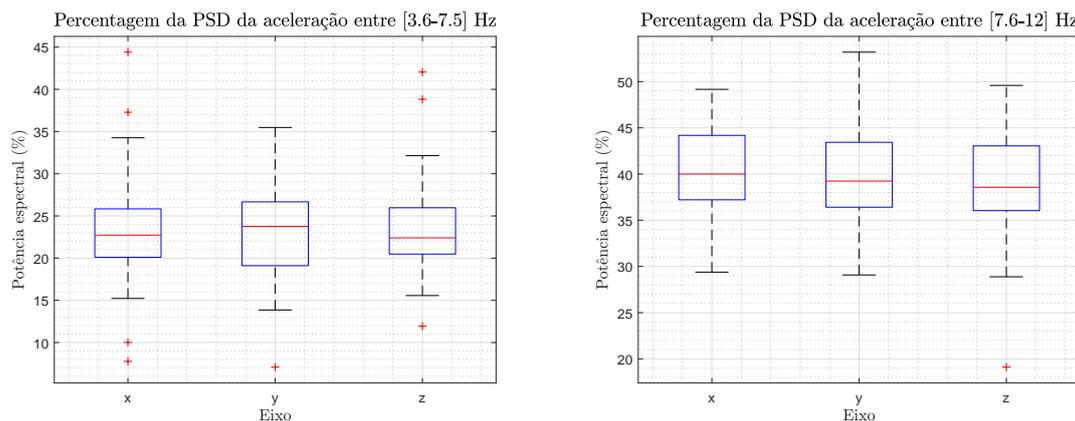
Tal como anteriormente mencionado, não foi encontrado nenhum estudo que caracterizasse o tremor de repouso através de um sinal de deslocamentos sucessivos. Assim, recorreu-se a um ajuste dos dados das amostras saudáveis, de modo a compará-los com trabalhos anteriores [24, 60–62, 78, 107]. Nestes, o acelerómetro é o instrumento aplicado, com os parâmetros derivados da PSD melhor especificados.

Deste modo, calcularam-se os valores aproximados das segundas derivadas das

## 5. Resultados

amostras, adquirindo unidades de  $\text{mm.s}^{-2}$ , através do comando *gradient()*. Assim, possibilitou-se a comparação com a gama de frequências características do tremor de repouso fisiológico, entre 7,6 e 12 Hz [60,61]. Ao nível do processamento do sinal, apenas foi alterada a banda passante dos filtros de 5ª ordem, entre 3 e 12,5 Hz.

Os resultados referentes a esta conversão apresentam-se na figura 5.18. É verificável uma distribuição similar nos diferentes eixos, apresentando no intervalo característico do tremor fisiológico percentagens entre 28,9 e 53,1% (figura 5.18b). O intervalo entre 3,6 e 7,5 Hz, característico da PD, possui valores inferiores, que variaram uniformemente nos diferentes eixos entre 13,9 e 35,5 % (figura 5.18a). Contrariamente ao sinal original, constatou-se uma maior dispersão das potências espectrais, visto que a soma das componentes destes dois intervalos não perfazem valores próximos de 100%. Partindo da predominância do intervalo entre 7,6 e 12 Hz, concluiu-se que os resultados obtidos correspondem ao tremor fisiológico de repouso, tal como descrito em [24, 60–62].



(a) Percentagens da PSD do sinal convertido em acelerações entre 3,6 e 7,5 Hz. (b) Percentagens da PSD do sinal convertido em acelerações entre 7,6 e 12 Hz.

**Figura 5.18:** Resultados das percentagens da PSD do tremor de repouso para as amostras saudáveis, após a conversão do sinal de deslocamentos para acelerações. Resultados referentes às 62 aquisições das localizações do centro da palma.

A grande diferença entre os dois resultados na densidade espectral justifica-se pelo facto da aceleração proceder de uma segunda derivada. Esta, pelas suas fórmulas matemáticas, enfatiza as altas frequências e minimiza as baixas [24, 26]. Sabe-se ainda que, o acelerómetro possui uma sensibilidade reduzida na deteção de baixas frequências, comparativamente às mais elevadas [26]. Contudo, são inevitáveis erros de aproximações sucessivas no cálculo das derivadas, uma vez que é muito difícil a aproximação do sinal original a uma curva descrita matematicamente. Deste modo, não é viável a conversão dos sinais de deslocamentos adquiridos pelo

LMC para a respetiva aceleração.

Por fim, é apresentada uma primeira análise do tremor de repouso fisiológico para sinais de deslocamento. Sendo importante realçar que a gama de frequências entre 0,5 e 3,5 Hz é a que melhor caracteriza este tipo de tremor em amostras saudáveis.

## 5.6 Caracterização do tremor postural

Na caracterização do tremor postural avaliou-se o valor RMS, a frequência dominante e a percentagem da PSD existente nos intervalos de 0,5 a 3,5 Hz, e de 3,6 a 7,5 Hz para sinais de deslocamentos. Uma vez que as restantes porções da mão seguem a mesma tendência, os resultados apresentados de seguida são provenientes do centro da palma da mão.

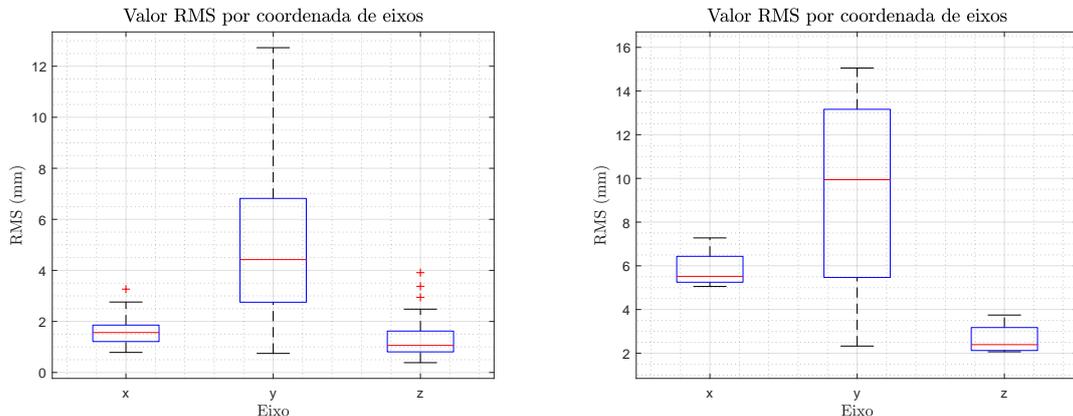
Implementou-se ainda a caracterização das aquisições a partir dos 9 segundos iniciais. Tal deveu-se à análise independente após o período de latência do tremor postural parkinsoniano [2,29]. Porém, constatou-se a inexistência de alterações significativas em relação à totalidade do sinal. Deste modo, rejeitou-se a sua apresentação e discussão.

### 5.6.1 Valor RMS

Os resultados do valor RMS obtido no grupo de controlo são apresentados nos diagramas de extremos e quartis da figura 5.19a. Partindo da sua análise, verificou-se uma dispersão muito superior no eixo segundo  $y$ , comparativamente aos restantes. Nas coordenadas dos eixos segundo  $x$  e  $z$ , os valores RMS concentraram-se entre 0,48 e 2,76 mm. Contrariamente, no eixo segundo  $y$  ocorreu uma distribuição mais acentuada, com resultados a variar entre 0,71 e 12,68 mm. Uma possível razão para este comportamento consistiu na sensibilidade da interface. Como o movimento das gelatinas decorreu nos eixos segundo  $x$  e  $z$ , o controlo e sensibilidade em  $y$  foi mais dificultado. Relativamente a pesquisas anteriores, em [24] o valor RMS obtido foi de  $0,188 \pm 0,099$  mm, e em [32] entre 0,4 e 0,6 mm dependendo da idade. Assim, os resultados publicados apresentam semelhanças com o primeiro quartil dos diagramas dos eixos segundo  $x$  e  $z$ .

Ainda, nas aquisições do indivíduo com PD (figura 5.19b) verificou-se o mesmo comportamento no eixo segundo  $y$ , com resultados a variar acentuadamente

desde 2,48 a 15,02 mm. Contrariamente, verificou-se uma menor dispersão nos eixos segundo  $x$  e  $z$ , que oscilaram entre 5,03 e 7,38 mm, e 2,04 e 3,71 mm, respetivamente. Assim, novamente são verificáveis comportamentos semelhantes com o grupo de controlo exceptuando no eixo  $x$ , onde o tremor foi mais perceptível e diferenciador.



(a) Valores RMS do grupo de controlo.

(b) Valores RMS do doente com PD.

**Figura 5.19:** Dispersão dos valores RMS do tremor postural para os dois grupos amostrais, organizados por coordenadas de eixos. Dados referentes às 62 aquisições das amostras saudáveis e às 6 provenientes do doente com PD.

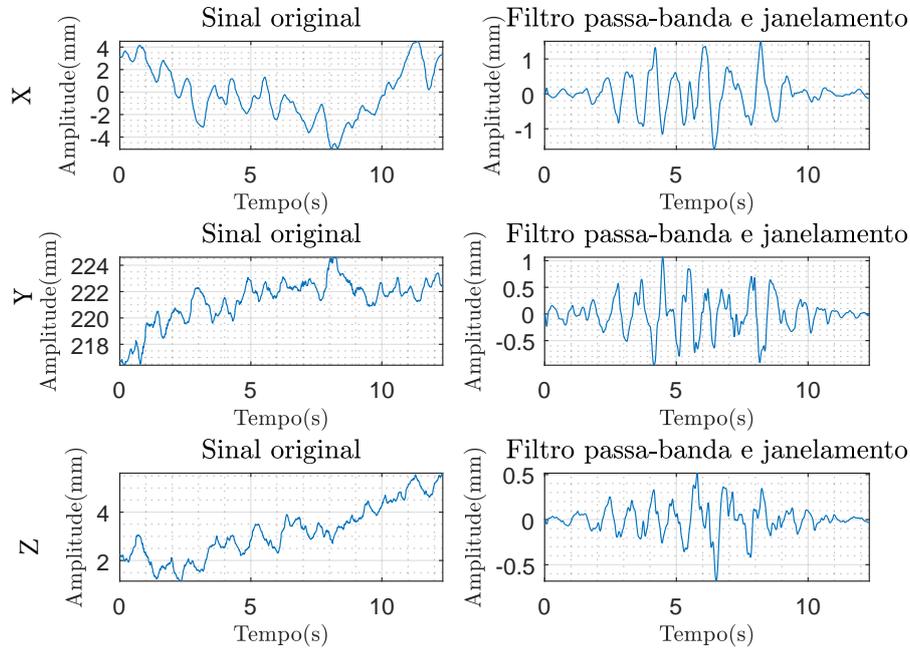
### 5.6.2 Resultados da análise no domínio das frequências

Seguidamente, apresentam-se duas aquisições selecionadas aleatoriamente, uma de um indivíduo saudável e outra do doente com PD. Nestas é possível verificar as fases do processamento do sinal original até ser obtida a PSD correspondente. Nas figuras 5.20 a 5.23 constam as diferentes fases do pré-processamento das duas aquisições, segundo os 3 eixos.

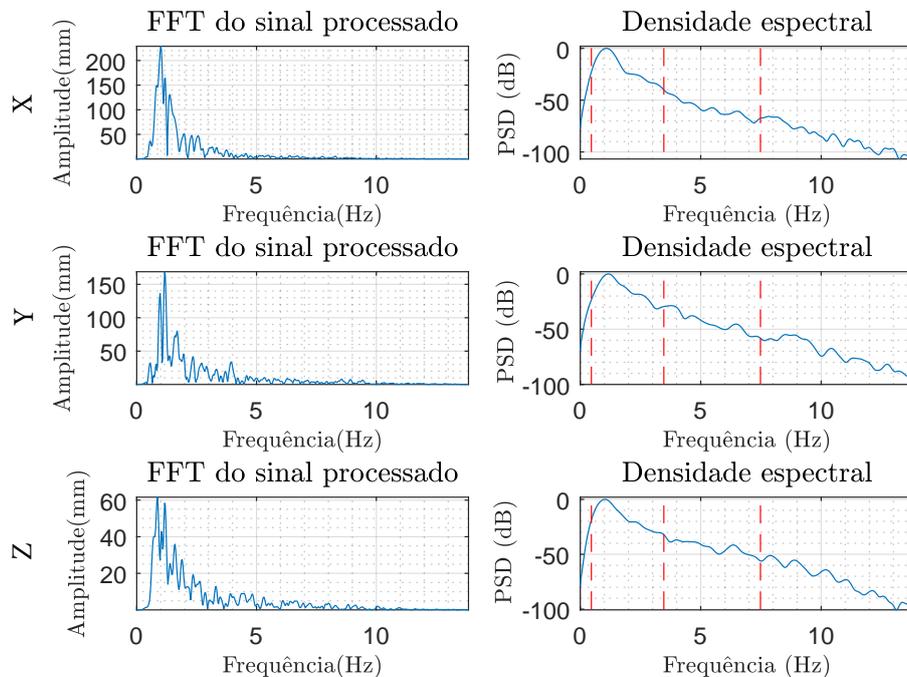
Inicialmente, os dois sinais foram sujeitos a uma filtragem passa-banda e a um janelamento, presente nas figuras 5.20 e 5.22 (provenientes do indivíduo saudável e do doente, respetivamente). Verificou-se em ambos uma diminuição do ruído proveniente de altas e muito baixas frequências, bem como uma maior simetria em relação à mediana. Ainda, os sinais encontraram-se centrados em 0 após a remoção da sua componente contínua. Em termos gráficos, não se verificaram diferenças significativas entre os dois indivíduos.

Nas figuras 5.21 e 5.23 apresentam-se os sinais pré-processados no domínio das frequências. Constatou-se nos dois indivíduos uma predominância do intervalo de 0,5 a 3,5 Hz tanto na FFT como na PSD, com todos os picos entre 0,5 e 1,5

Hz. Numa análise preliminar, não se verificaram discrepâncias significativas entre as aquisições. Serão apresentadas de seguida conclusões mais significativas da totalidade das amostras.

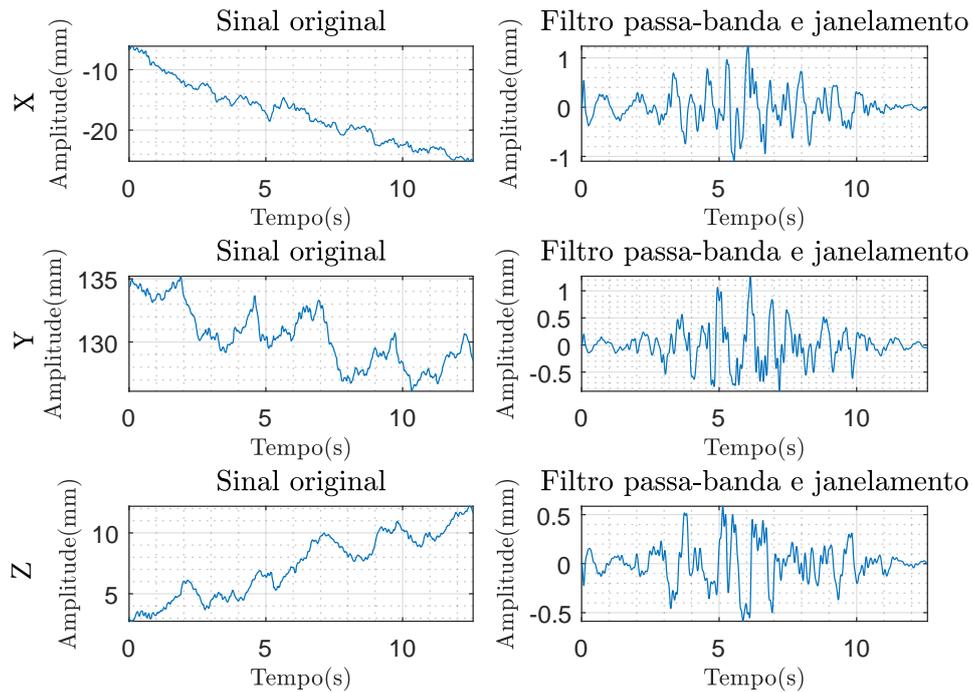


**Figura 5.20:** Amostra aleatória do grupo de controlo. Sinal original e após o pré-processamento no domínio do tempo, organizado por coordenada de eixos.

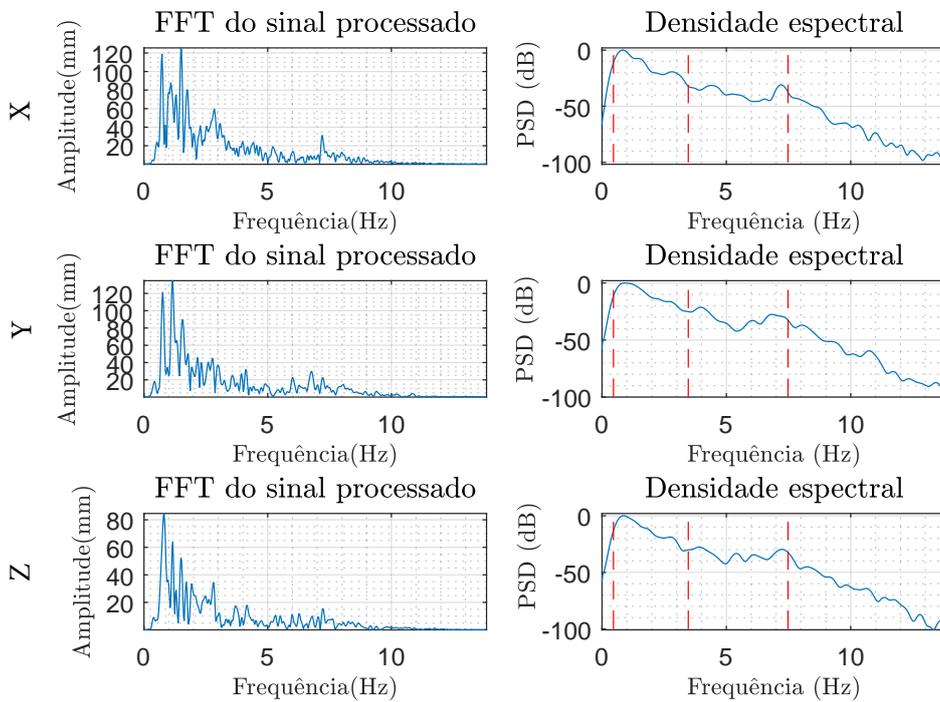


**Figura 5.21:** Continuação da análise da aquisição saudável, porém no domínio das frequências e dividida por coordenada.

## 5. Resultados



**Figura 5.22:** Aquisição do indivíduo com PD analisada no domínio do tempo e, organizada por coordenada de eixos.

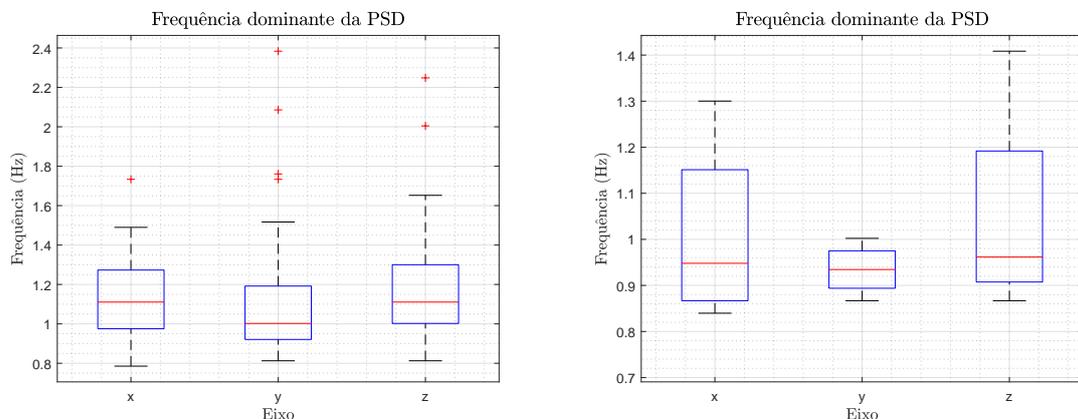


**Figura 5.23:** Continuação da análise da aquisição do doente no domínio das frequências, e dividida por eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ .

### 5.6.3 Frequência dominante

Partindo da análise dos diagramas de extremos e quartis presentes na figura 5.24a, concluiu-se que a dispersão de frequências dominantes para amostras saudáveis é muito semelhante entre coordenadas de eixos, com valores pertencentes ao intervalo de 0,78 a 1,65 Hz. Os resultados obtidos são muito animadores, pois situaram-se no intervalo esperado, entre 0,5 e 3,5 Hz, tal como descrito em trabalhos anteriores [24, 26]. Ainda, estes resultados são muito semelhantes aos do tremor de repouso explicitado anteriormente. Deste modo, pode aferir-se que, para indivíduos saudáveis, as frequências dominantes não possuem diferenças significativas entre estes dois tipos de tremor.

Relativamente às aquisições com PD (figura 5.24b), verificou-se que os resultados situaram-se dentro dos intervalos descritos para as amostras saudáveis. A gama de frequências variou desde 0,84 a 1,41 Hz nos eixos segundo  $x$  e  $z$ . Relativamente ao eixo segundo  $y$ , a variação foi menor com uma distribuição desde 0,87 a 1,00 Hz. Demonstrando a atividade dos farmacológica, afirmou-se que o indivíduo apresentou características do grupo de controlo.



(a) Frequências dominantes das amostras saudáveis. (b) Frequências dominantes do doente diagnosticado com PD.

**Figura 5.24:** Dispersão das frequências dominantes do tremor postural por coordenada de eixos dos dois grupos amostrais. Resultados referentes a 62 aquisições de indivíduos saudáveis e 6 aquisições do indivíduo com PD.

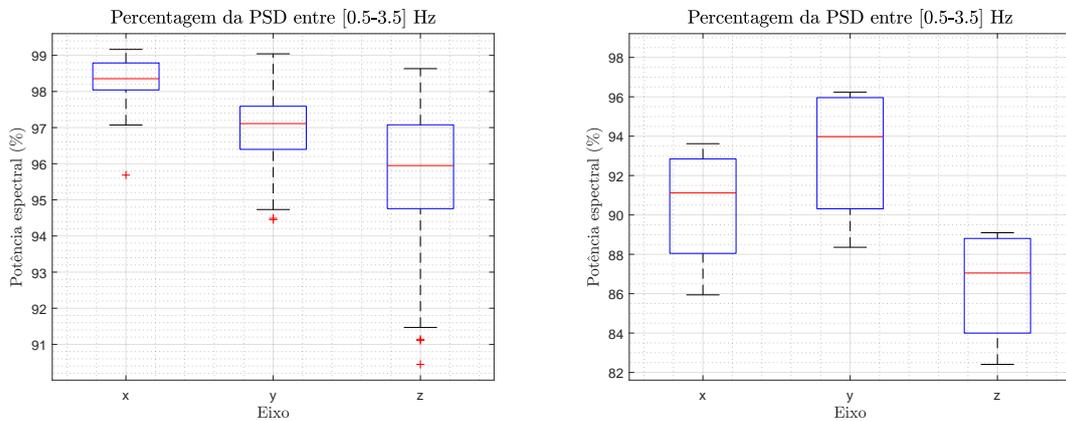
### 5.6.4 Densidade espectral relativa

A densidade espectral relativa nos intervalos de 0,5 a 3,5 Hz, e de 3,6 a 7,5 Hz permitem aferir qual a gama de frequências mais importante para os sinais em

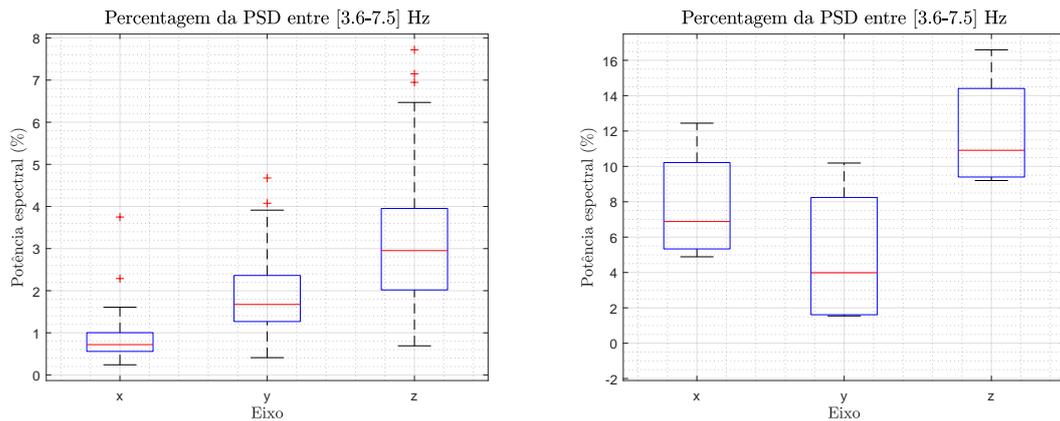
## 5. Resultados

análise. Os resultados obtidos nos dois grupos amostrais são apresentados na figura 5.25.

Partindo dos gráficos das figuras 5.25a e 5.25c concluiu-se que o intervalo entre 0,5 a 3,5 Hz predomina na totalidade das amostras saudáveis, evidenciando resultados desde 91,4 a 99,2 %. Os valores mínimos divergiram ligeiramente nas coordenadas de eixos, verificando-se uma maior variabilidade segundo  $z$  e uma menor segundo  $x$ . Por sua vez, o intervalo de frequências entre 3,6 a 7,5 Hz possui uma baixa predominância, em que, no máximo, apenas 6.4% da PSD aí se inclui (figura 5.25c). A soma das percentagens dos dois intervalos em estudo resume praticamente todo o espectro do sinal. Tal é justificado pelas características da tarefa motora em questão [24], bem com pela filtragem passa-banda abaixo de 10 Hz.



(a) Percentagens da PSD das amostras saudáveis (b) Percentagens da PSD no doente com PD no intervalo entre 0,5 e 3,5 Hz.



(c) Percentagens da PSD nas amostras saudáveis (d) Percentagens da PSD do doente com PD no intervalo de 3,6 a 7,5 Hz.

**Figura 5.25:** Dispersão das percentagens das potências espectrais nos dois grupos amostrais de 0,5 a 3,5 Hz e de 3,6 a 7,5 Hz, divididos pelas coordenadas de eixos. Valores referentes a 62 aquisições dos indivíduos saudáveis e 6 do doente diagnosticado com PD.

Os resultados obtidos são concordantes com estudos anteriores [24,26]. Estes

defendem que a gama de frequências entre 0,5 e 3,5 Hz é a mais relevante na análise do tremor postural fisiológico.

Nas aquisições com PD, presentes nas figuras 5.25b e 5.25d, refletiu-se o mesmo comportamento da avaliação ao grupo de controlo. Os resultados indicaram uma predominância no intervalo associado a condições fisiológicas, entre 0,5 a 3,5 Hz, com valores entre 86,0 a 96,2 % nos eixos segundo  $x$  e  $y$ . Relativamente ao eixo segundo  $z$ , verificou-se uma ligeira diminuição, com resultados a situarem-se de 82,4 a 89,1 %. Analisando os dois gráficos concluiu-se que praticamente todo o espectro se situou entre 0,5 a 7,5 Hz.

Por fim, constatou-se que não se verificaram diferenças significativas entre este indivíduo e o grupo de controlo. Este desempenho estará muito provavelmente associado à eficácia farmacológica, bem patente durante a execução da tarefa. Até ao momento, não foi encontrado nenhum trabalho com enfoque na análise deste parâmetro em sinais de deslocamento provenientes de doentes com PD.

## 5.7 Caracterização da bradicinésia

Em termos físicos, a bradicinésia caracteriza-se pela dificuldade em movimentar os músculos com velocidade, potência ou força máximas [46]. Para avaliar este sintoma recorreu-se ao cálculo do valor RMS, da frequência dominante, da potência total, da *skewness* e da *kurtosis* referentes às velocidades angulares de cada aquisição.

Contrariamente à avaliação do tremor parkinsoniano, a bradicinésia normalmente é analisada em períodos *on* da medicação. Assim, é permitida a monitorização da eficácia desta, e da evolução da doença [46]. No que concerne às aquisições do indivíduo com PD, observaram-se grandes dificuldades na execução deste jogo.

### 5.7.1 Valor RMS

O valor RMS consiste num indicador da velocidade angular. Na figura 5.26 são apresentadas as distribuições dos resultados obtidos por diagramas de extremos e quartis.

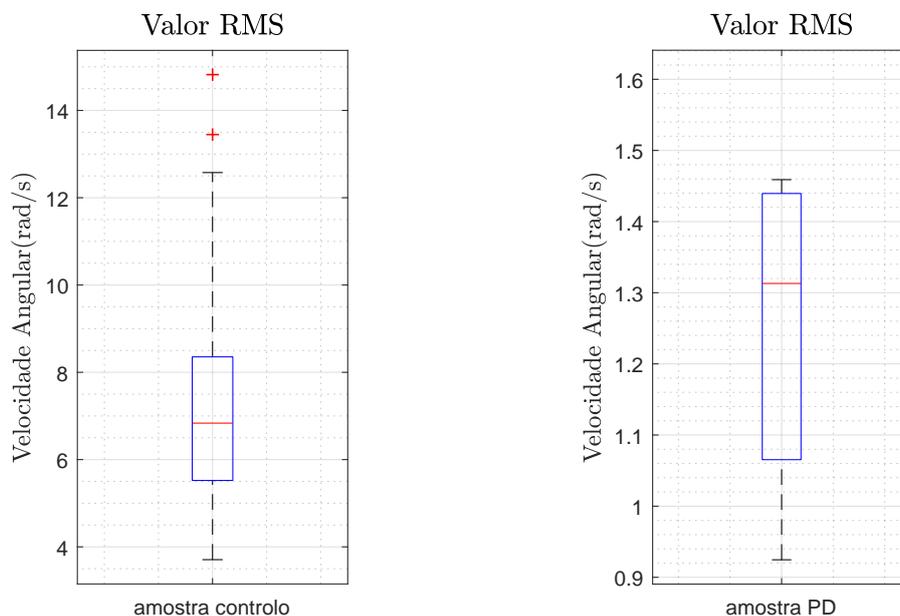
Relativamente às amostras saudáveis (figura 5.26a) constatou-se uma dispersão de valores desde 3,6 a 12,5 rad/s. Apesar da existência de um período de

## 5. Resultados

treino antecedente, alguns indivíduos demonstraram dificuldades na execução da tarefa à velocidade máxima.

Comparativamente a trabalhos anteriores, os autores de [47] descreveram um valor RMS de  $12,35 \pm 2,28$  rad/s, e [46] de  $13,90 \pm 2,56$  rad/s. Partindo destas considerações concluiu-se que, a dispersão de valores obtidos entre o terceiro quartil e o limite superior encontram-se, aproximadamente, dentro do intervalo esperado. Contudo, os restantes valores (75%) não atingiram o valor esperado, possivelmente devido à dificuldade de coordenação entre o movimento da mão e a rotação do foguetão.

Os resultados obtidos para o indivíduo com PD apresentam-se na figura 5.26b. Realçou-se a diminuição da velocidade angular comparativamente ao grupo de controlo, com resultados a variar apenas de 0,92 a 1,46 rad/s. Relativamente a trabalhos anteriores [46–49], o valor RMS da velocidade angular diminuiu com a evolução do grau da doença, sendo sempre inferior ao grupo controlo. Assim, é possível afirmar que os resultados seguem a tendência esperada: a diminuição da velocidade angular, com diferenças significativas em relação às amostras saudáveis.



(a) Valor RMS da velocidade angular das amostras de controlo. (b) Valor RMS da velocidade angular do indivíduo com PD.

**Figura 5.26:** Valores RMS da velocidade angular para os dois grupos amostrais. Dados provenientes das 62 aquisições dos indivíduos saudáveis e das 6 aquisições do doente.

### 5.7.2 Resultados da análise no domínio das frequências

Relativamente ao processamento das velocidades angulares no domínio das frequências, um exemplo de cada grupo amostral é apresentado nas figuras 5.27 a 5.30.

Inicialmente, decorreu o pré-processamento, sendo bem patente a discrepância dos sinais correspondentes ao indivíduo saudável e com PD, figuras 5.27 e 5.29, respetivamente. A amostra saudável apresentou um sinal com comportamento periódico, sendo bem evidentes os momentos de supinação e pronação. Contrariamente, o sinal com PD não demonstrou uma periodicidade característica. Os seus movimentos foram descritos com velocidades máximas muito variáveis e na sua maioria, substancialmente inferiores à amostra saudável. Ainda, admitiu-se a presença de aquinesia (perda do movimento muscular) nos instantes entre 6 e 8,5 segundos, com velocidades perto de 0 rad/s. Numa análise global, identificou-se uma lentificação representada pelo tempo necessário para completar o objetivo. Designadamente, o doente requereu mais do que o triplo do tempo da amostra saudável.

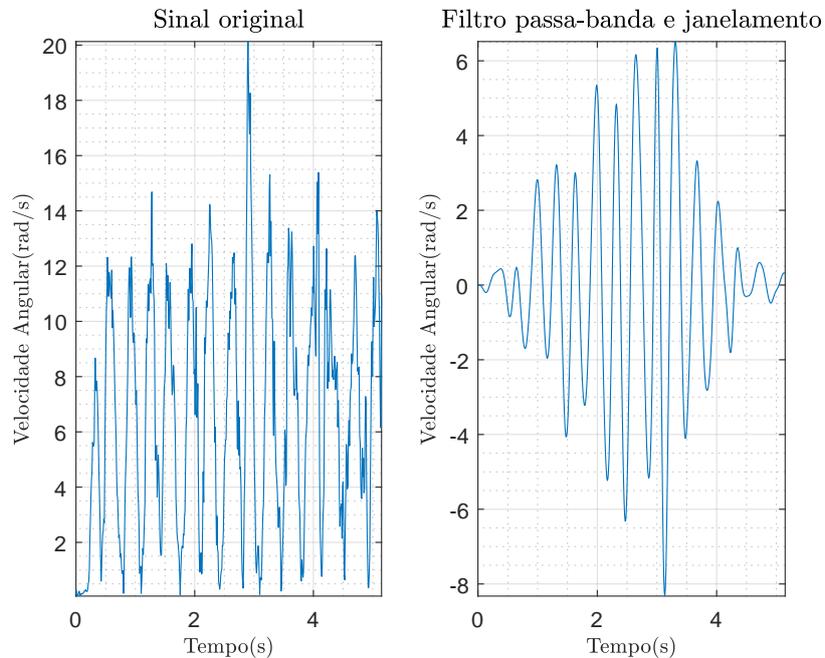
Através do janelamento, verificou-se uma simetria e periodicidade dos sinais, sobretudo na amostra saudável (figura 5.27). E, em resultado da filtragem na gama de frequências típicas do movimento voluntário, constatou-se a ausência de ruído proveniente do tremor cinético. Ainda, devido à remoção da componente contínua, os sinais centraram-se em 0 rad/s.

O espectro de frequências e a respetiva estimativa da PSD do indivíduo saudável e do com PD são apresentados nas figuras 5.28 e 5.30. No espectro da amostra saudável encontra-se bem patente a presença de um pico em redor de 3 Hz. De igual modo, verificou-se uma correspondência na PSD, com uma predominância do intervalo entre 2 e 4 Hz, com o máximo em torno de 3 Hz. Relativamente ao doente com PD, não se verificou uma FFT com um pico mais proeminente, sendo as restantes frequências praticamente nulas. Contrariamente, é bem patente a presença de diversos picos de menor amplitude, com os resultados máximos a situarem-se entre 0,8 e 1,6 Hz. A sua PSD não contém um valor máximo expressivo. Contudo, a gama entre 0,7 e 2,6 Hz apresenta a maioria da potência do sinal.

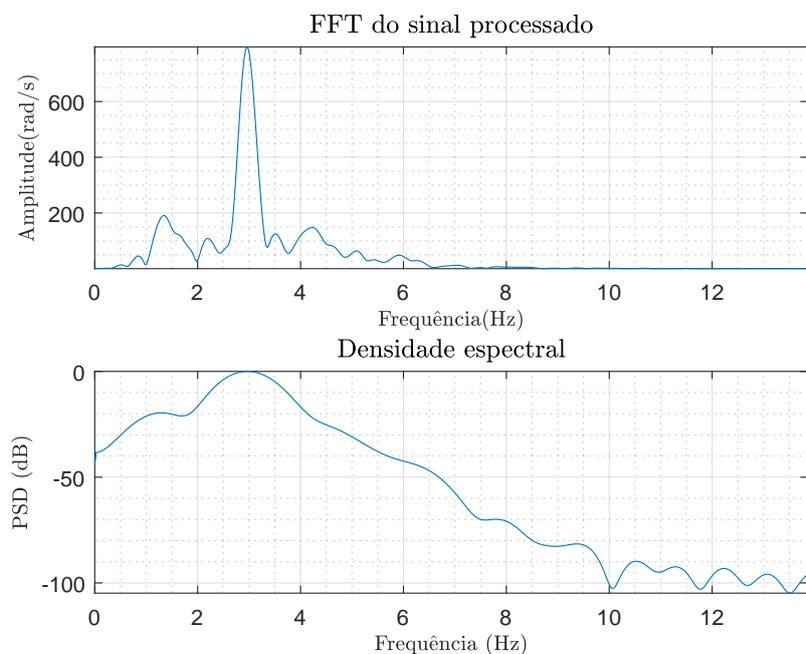
As características salientadas nas duas amostras seguem a mesma tendência das descritas em [44–46]. Nomeadamente, a existência de um pico expressivo em indivíduos saudáveis, contrariamente aos indivíduos com PD onde se registam mais picos. É importante salientar que, as frequências fundamentais dos espectros coincidem com as descritas em [46, 50].

## 5. Resultados

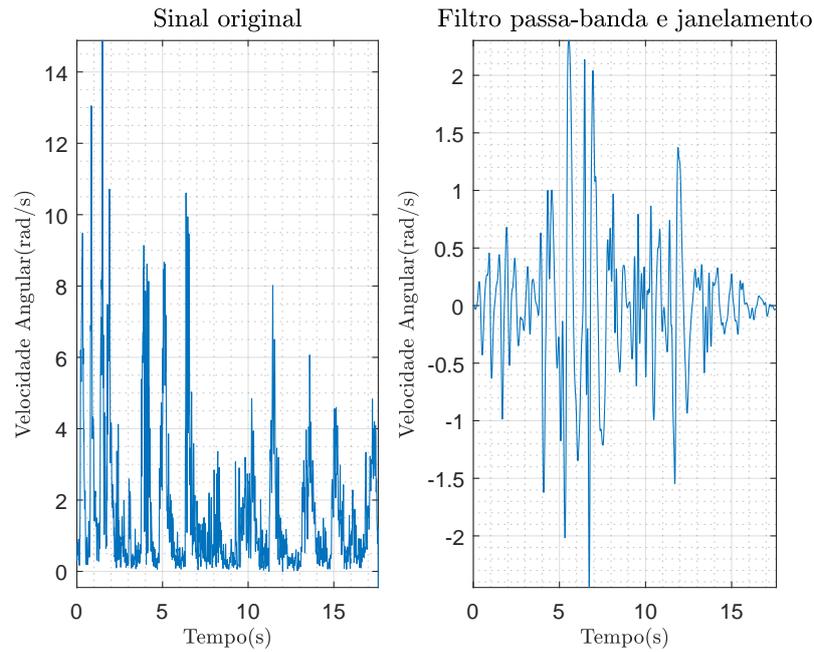
Ainda, verificou-se, sem a execução de filtragem, uma predominância das frequências principais entre 0,5 e 8 Hz com picos entre 1,0 e 4,5 Hz. Corroborando a hipótese de que a gama de interesse se situa em torno de 1 a 5 Hz, e que o tremor cinético origina ruído a partir dos 5 Hz [46, 50].



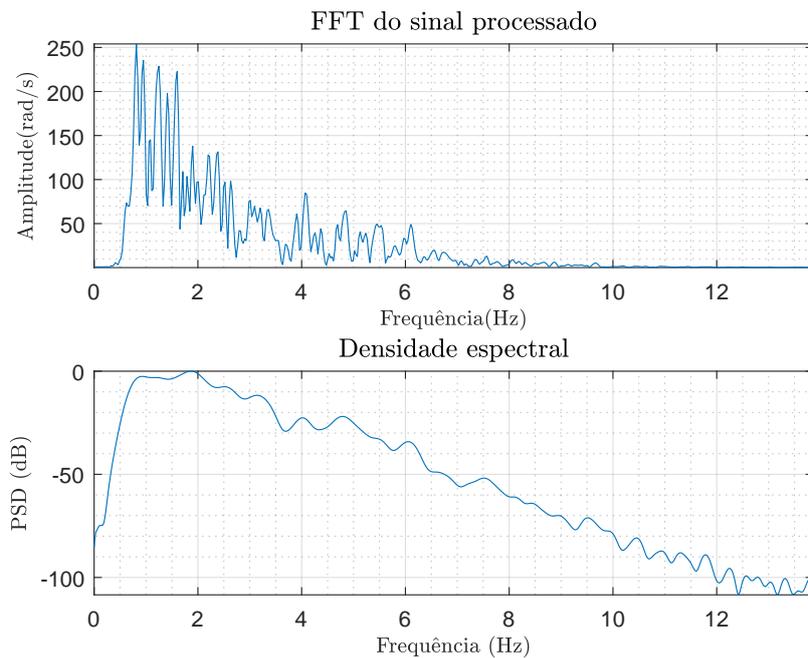
**Figura 5.27:** Aquisição referente a um indivíduo saudável. Apresenta-se o sinal original da velocidade angular e após filtragem com janelamento, em função do tempo.



**Figura 5.28:** Continuação do processamento de uma aquisição do grupo de controlo. Análise da velocidade angular no domínio das frequências e PSD correspondente.



**Figura 5.29:** Velocidade angular proveniente de uma aquisição do doente com PD. Sinal original e após pré-processamento, em função do tempo.



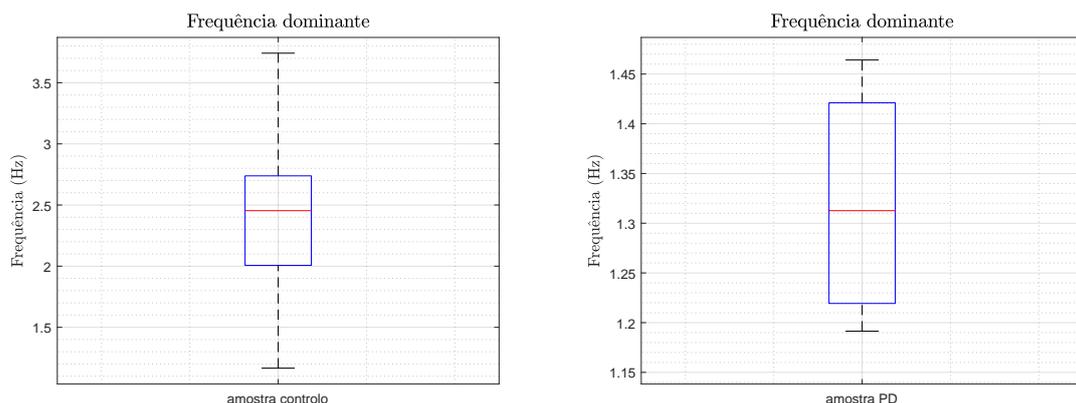
**Figura 5.30:** Continuação da análise da velocidade angular na aquisição com PD. Caracterização no domínio das frequências com cálculo da PSD correspondente.

### 5.7.3 Frequência dominante

Os resultados referentes ao cálculo da frequência dominante das amostras saudáveis e na com PD são apresentados nas figuras 5.31a e 5.31b, respetivamente.

Partindo da análise da figura 5.31a concluiu-se que as amostras saudáveis possuem uma frequência dominante entre 1,16 e 3,74 Hz, com um valor médio de  $2,40 \pm 0,51$  Hz. Contrariamente, na figura 5.31b verificou-se uma diminuição nos resultados máximos para as aquisições do doente, com frequências dominantes entre 1,19 e 1,46 Hz (média  $1,32 \pm 0,12$  Hz).

Sabe-se que, a bradicinésia afeta os ciclos da velocidade angular, originando uma diminuição da frequência dominante [45]. Numa análise preliminar, concluiu-se que a frequência dominante no indivíduo com PD teve um valor médio inferior, contudo os resultados intersetaram os do grupo controlo. Deste modo, concluiu-se que o doente apresenta uma frequência dominante característica de indivíduos saudáveis. Comparativamente a trabalhos anteriores, os autores de [45, 50] registaram frequências dominantes para as tarefas de *hands grasp* e *finger taps* em amostras saudáveis e com PD. Como o cariz do movimento é distinto, não é possível concluir em termos matemáticos. Contudo, verificou-se a mesma tendência: os indivíduos saudáveis possuem uma frequência dominante superior aos diagnosticados com PD, que diminui com a evolução da patologia. Porém, para uma análise com valor estatístico mais amostras de doentes com PD são requeridas.



(a) Frequências dominantes do grupo de controlo. (b) Frequências dominantes do grupo amostral com PD.

**Figura 5.31:** Dispersão das frequências dominantes nos dois grupos amostrais na análise da bradicinésia. Resultados referentes a 62 aquisições de amostras saudáveis e 6 do indivíduo com PD. Frequências dominantes respeitantes aos espectros das velocidades angulares.

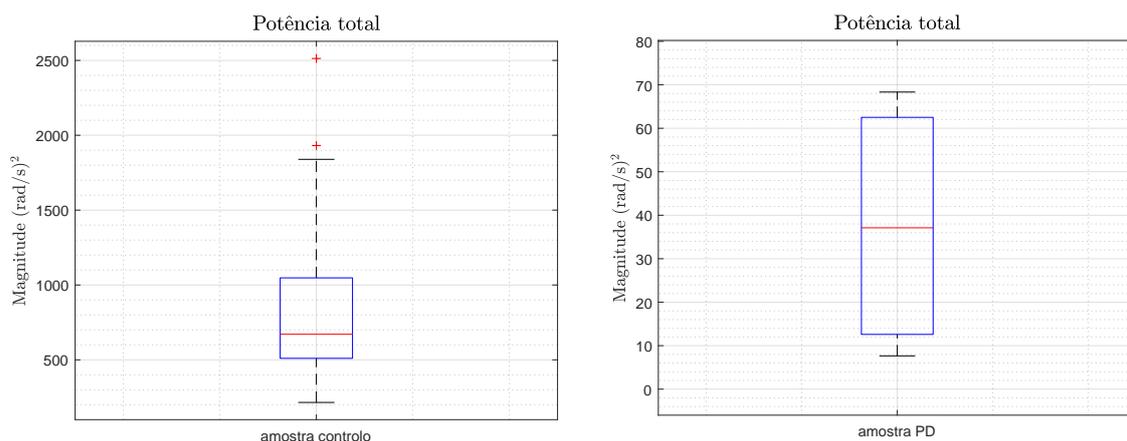
### 5.7.4 Potência total

A potência total corresponde ao integral da PSD da velocidade angular, e representa a intensidade total do movimento. Os resultados referentes às amostras saudáveis e à de PD constam nas figuras 5.32a e 5.32b, respetivamente.

Partindo da análise da figura 5.32a concluiu-se que a potência total em amostras saudáveis variou desde 215,3 a 1843,8  $(\text{rad/s})^2$ . Esta grande dispersão permitiu aferir que a intensidade do movimento voluntário variou consideravelmente entre indivíduos. Este comportamento justificou-se pela avaliação conjunta da mão preferencial e não-preferencial, e pela coordenação motora entre a execução da tarefa e a resposta da interface.

As aquisições do indivíduo com PD constam na figura 5.32b, e indicaram que a potência total variou desde 7,65 a 68,33  $(\text{rad/s})^2$ . Concluiu-se assim que, o doente demonstrou dificuldades expressivas na execução da tarefa com uma baixa repetibilidade associada.

A diferença entre estes grupos amostrais é bem patente pela discrepância nos resultados. O valor médio obtido nas amostras saudáveis foi de  $802,22 \pm 438,23$   $(\text{rad/s})^2$ , muito superior às aquisições com PD, de  $37,55 \pm 29,48$   $(\text{rad/s})^2$ . Assim, comprovou-se que a potência total é máxima nos indivíduos saudáveis, diminuindo o seu valor até aos doentes com grau 4 na escala UPDRS, tal como defendido em [46, 50].



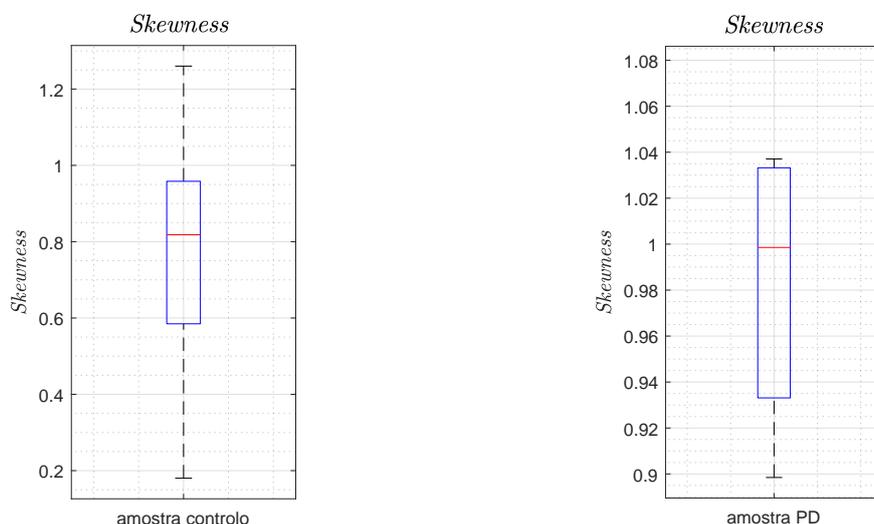
(a) Valores obtidos no cálculo da potência total em amostras saudáveis. (b) Resultados obtidos no cálculo da potência total no doente.

**Figura 5.32:** Distribuição dos integrais das curvas da PSD dos dois grupos amostrais. Resultados das potências totais referentes às 62 aquisições do grupo de controlo e às 6 do doente diagnosticado com PD.

### 5.7.5 *Skewness*

A *skewness* avalia a existência de simetria na distribuição da velocidade angular em relação ao seu valor médio. Os resultados obtidos no grupo de controlo e no indivíduo com PD apresentam-se nas figuras 5.33a e 5.33b, respetivamente.

Partindo da análise às amostras saudáveis, constatou-se uma dispersão de valores entre 0,18 e 1,26, com um valor médio de  $0,77 \pm 0,24$ . Uma vez que, todos os resultados são positivos, as distribuições das velocidades angulares ocorrem mais à direita do seu valor médio respetivo. Ainda, pode-se afirmar que as distribuições dos diferentes resultados divergem de uma distribuição normal, verificável pela diferença do valor médio obtido e 0.



(a) Resultados obtidos no cálculo da *skewness* (b) Valores da *skewness* obtidos no doente com no grupo de controlo. PD.

**Figura 5.33:** *Skewness* da distribuição das velocidades angulares nos dois grupos amostrais. Resultados referentes às 62 aquisições do grupo de controlo e às 6 do doente diagnosticado com PD.

Relativamente às amostras com PD, verificou-se que a *skewness* variou desde 0,90 a 1,04, com um valor médio de  $0,98 \pm 0,06$ . Igualmente, as distribuições das velocidades angulares tendem mais para a direita do valor médio, divergindo de uma distribuição normal.

Até ao momento, não foram encontrados estudos com a aplicação desta mensuranda. Contudo, concluiu-se que as amostras saudáveis tendem a ser assimétricas, com uma maior distribuição à direita do valor médio. Numa primeira análise, este parâmetro não aparenta deter uma discriminação significativa entre os dois grupos.

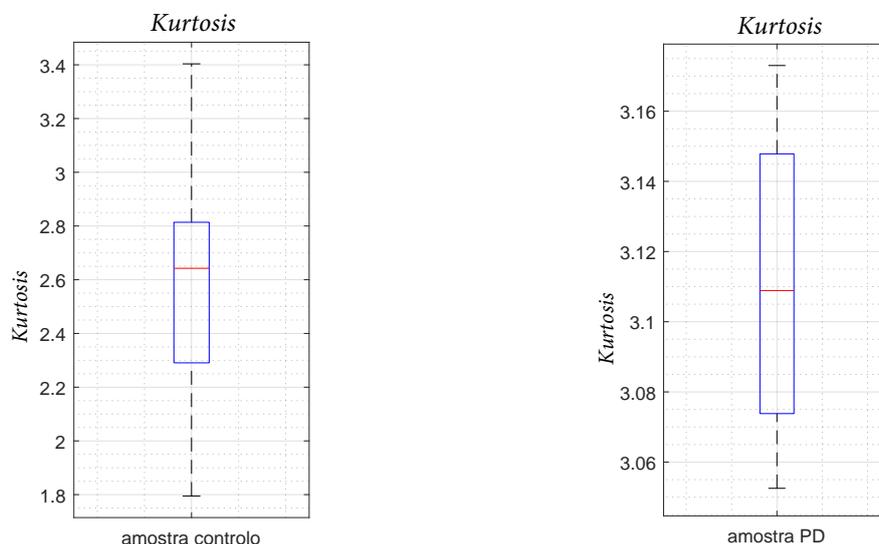
No entanto, como apenas é analisado um doente, são requeridas mais amostras para aumentar a sua confiança.

### 5.7.6 *Kurtosis*

A *kurtosis* caracteriza as propriedades das curvas das distribuições das velocidades angulares. Os resultados referentes às amostras saudáveis constam na figura 5.34a e, os inerentes ao indivíduo com PD na figura 5.34b.

No que concerne ao grupo de controlo, verificou-se uma variação da *kurtosis* desde 1,80 a 3,4 com um valor médio de  $2,57 \pm 0,35$ . Partindo deste resultado, constatou-se a variabilidade do grupo amostral, uma vez que existem valores superiores e inferiores a 3. Assim, as distribuições tanto se apresentaram leptocúrticas como platicúrticas, sem uma característica proeminente.

Relativamente ao indivíduo com PD constatou-se que os seus valores de *kurtosis* variaram desde 3,05 a 3,17, com um valor médio de  $3,11 \pm 0,05$ . Contudo, apesar da existência de tendências leptocúrticas perto de uma distribuição normal, não foi possível efetuar conclusões com confiança devido ao muito reduzido número de amostras.



(a) Valores da *kurtosis* nas amostras saudáveis. (b) Valores da *kurtosis* na amostra com PD.

**Figura 5.34:** Resultados obtidos no cálculo da *Kurtosis* nas distribuições das velocidades angulares nos dois grupos amostrais. Resultados referentes às 62 aquisições do grupo de controlo e às 6 do doente diagnosticado com PD.

Por fim, é importante salientar que até ao momento não foram encontrados

estudos que apliquem a *kurtosis* na caracterização da bradicinésia. No entanto, numa primeira análise verificou-se, que o grupo de controlo se comportou de modo heterogéneo, podendo concluir-se que este parâmetro não descreve de modo unívoco o grupo amostral.

## 6

# Conclusões

A presente dissertação teve como principais propósitos a análise do desempenho do LMC, estimando a sua precisão e exatidão, e a aferição deste dispositivo na deteção de 3 dos principais sintomas da PD.

No decorrer da avaliação estática do dispositivo (secção 5.1), constatou-se um desvio padrão sempre inferior a 0,85 mm, estimando-se assim a sua precisão. A palma da mão demonstrou o melhor desempenho, em detrimento do polegar onde se registaram os piores resultados. Relativamente aos eixos em análise, constatou-se, contrariamente ao eixo segundo  $y$ , uma melhor precisão nos eixos segundo  $x$  e  $z$ . Ainda, quando o modelo correspondente a uma mão direita se encontrou à direita do LMC, verificou-se a existência de uma zona preferencial de *tracking*. Concluiu-se ainda que, a precisão não se correlaciona com a variação das posições do LMC.

Relativamente à avaliação dinâmica (secção 5.2), analisou-se o comportamento do LMC durante o deslocamento do fantoma que originou quadrados com 10 mm de lado. Após a aplicação de um método de segmentação específico, estimou-se a precisão e exatidão dinâmicas através do cálculo do desvio padrão e do valor RMSE, respetivamente. No que concerne ao desvio padrão, os resultados obtidos foram inferiores a 1,20 mm. Nos eixos segundo  $x$  e  $z$  constataram-se resultados mais baixos e muito semelhantes, com uma homogeneidade evidente entre cada porção da mão. Contrariamente, no eixo segundo  $y$ , verificaram-se piores resultados com oscilações significativas entre as diferentes porções da mão em análise.

No que respeita ao valor RMSE, concluiu-se que o LMC possui um desempenho inconsistente, com resultados entre 0,1 e 2,4 mm, divergindo das considerações do fabricante [85]. Ainda, demonstrou-se que a palma da mão possui a melhor exatidão. Por fim, constatou-se que o LMC possui algumas limitações porém, na análise de movimentos supramilimétricos, poderá ser aplicado na sua deteção.

Na avaliação angular do LMC (secção 5.3), desenvolveu-se um estudo piloto

na quantificação da exatidão durante movimentos em torno do eixo  $z$ , utilizando como indicador o valor RMSE. Assim, para rotações compreendidas entre  $-15$  e  $15^\circ$  este indicador variou significativamente desde  $0,2$  a  $3,0^\circ$ , demonstrando um desempenho inconsistente do dispositivo. No entanto, estes resultados poderão ter-se intensificado devido à pequena exatidão do motor de passo.

Posteriormente, analisou-se a dependência dos ângulos esperados e obtidos, obtendo uma excelente correlação, com um coeficiente de *Spearman* igual a 1, e ainda a reta de calibração correspondente. Contudo, devido à pequena exatidão do motor e à variabilidade de movimentos, não se aplicou esta calibração nas tarefas de supinação/pronação executadas na secção 5.7. A incerteza associada a cada ângulo obtido foi muito baixa (entre  $0,003$  e  $0,05^\circ$ ), porém para  $0^\circ$  obteve-se um erro superior,  $0,252^\circ$ . Por fim, demonstrou-se a aplicabilidade do LMC na detecção de ângulos pequenos com uma baixa incerteza associada. No entanto, deverá ser aplicada a reta de calibração para ajuste dos ângulos obtidos em torno do eixo  $z$ .

Os resultados referentes ao cálculo de parâmetros substanciais do tremor de repouso, do tremor postural e da bradicinésia surgem de 62 aquisições do grupo de controlo (a mão direita e esquerda de 31 indivíduos saudáveis). Não obstante, comparam-se os resultados de controlo com os de um doente diagnosticado com PD. Admite-se ainda que, esta comparação é meramente ilustrativa pois, com um indivíduo apenas, não é possível assegurar valor estatístico ao estudo.

Relativamente à análise do tremor de repouso através de sinais de deslocamento (secção 5.5), algo inovador na literatura, concluiu-se que a gama de frequências entre  $0,5$  e  $3,5$  Hz é a que melhor caracteriza os indivíduos saudáveis. Neste intervalo situa-se a maioria da potência do sinal, bem como a sua frequência dominante (entre  $0,8$  e  $1,7$  Hz). Esta afirmação foi suportada pela conversão para as unidades mais utilizadas, tendo sido obtida a gama de valores esperada. No que concerne ao valor RMS, o intervalo entre  $0,09$  e  $0,81$  mm é o que melhor define este sintoma. Deste modo, verificou-se que o LMC tem a capacidade de detecção das propriedades fundamentais do tremor de repouso fisiológico, apresentando resultados muito promissores. No que respeita ao doente, concluiu-se que os seus sinais são característicos do grupo de controlo, demonstrando a eficácia farmacológica da medicação.

Por sua vez, os resultados da análise ao tremor postural (secção 5.6) indicaram que, a gama de frequências entre  $0,5$  e  $3,5$  Hz é a característica de indivíduos saudáveis, assemelhando-se ao tremor de repouso. Tal constatou-se pela maioria da potência relativa se localizar nesta gama, bem como a sua frequência dominante (entre  $0,78$  e  $1,65$  Hz). Relativamente ao valor RMS, os resultados nos eixos segundo

$x$  e  $z$  (entre 0,48 e 2,76 mm) foram muito inferiores ao segundo  $y$  (desde 0,71 até 12,68 mm). Esta discrepância deve-se à às propriedades inerentes à interface. Assim, concluiu-se que os resultados obtidos foram muito promissores nos parâmetros relativos ao domínio das frequências, e com algumas disparidades relativamente ao valor RMS. Deste modo, deverão ser implementados alguns ajustes na interface, visando um melhor controlo no eixo segundo  $y$ .

Em relação ao indivíduo com PD, os resultados referentes à análise do tremor postural foram semelhantes aos grupo de controlo, à excepção do valor RMS no eixo segundo  $x$ . Contudo, concluiu-se que este doente apresenta características predominantemente de indivíduos saudáveis, salientando a eficácia farmacológica.

Relativamente à avaliação da bradicinésia (secção 5.7), concluiu-se que para indivíduos saudáveis, os parâmetros característicos são superiores ao do indivíduo com PD. Nomeadamente, obtiveram-se valores RMS no grupo de controlo desde 3,6 a 12,5 rad/s, comparativamente ao doente de apenas 0,92 a 1,46 rad/s. Ainda, uma potência total entre 215,3 e 1843,8 (rad/s)<sup>2</sup>, muito superior ao doente (desde 7,65 a 68,33 (rad/s)<sup>2</sup>). No campo das frequências dominantes, obteve-se para o grupo de controlo um valor médio de  $2,40 \pm 0,51$  Hz. No que respeita ao indivíduo com PD, a sua frequência dominante média foi inferior,  $1,32 \pm 0,12$  Hz. Assim, demonstrou-se que a avaliação da bradicinésia pode ser executada em doentes sob o efeito de fármacos. No entanto, mais estudos são requeridos.

No que concerne à análise da *skewness* da distribuição das velocidades angulares, o grupo de controlo demonstrou um comportamento característico assimétrico com uma maior distribuição à direita do valor médio ( $0,77 \pm 0,24$ ). Igualmente, o indivíduo com PD verificou a mesma tendência de assimetria.

No que respeita à *kurtosis*, verificou-se uma grande discrepância de resultados no grupo de controlo, concluindo assim que este parâmetro não é adequado na análise da bradicinésia. Relativamente ao indivíduo com PD, concluiu-se que as distribuições de velocidades possuem tendências leptocúrticas muito próximas de uma distribuição gaussiana. Contudo, para uma estimativa correta do comportamento da população, um maior número de amostras são requeridas.

Por fim, apresentou-se uma análise inovadora da aplicação do LMC na caracterização de sintomas essenciais da PD. Evidenciou-se a sua capacidade de quantificação de movimentos, com resultados congruentes com a literatura. Embora sejam exigidos mais estudos, concluiu-se que este dispositivo poderá ser utilizado como método auxiliar de diagnóstico da PD.

## 6.1 Perspetivas de trabalho futuro

Para complementar e melhorar determinados aspetos do trabalho desenvolvido apresentam-se as seguintes sugestões:

### **Análise dos parâmetros estáticos e dinâmicos do LMC:**

- *Experiência 2:*
  - Analisar as propriedades dinâmicas com uma maior amplitude de movimentos e, se possível com 3 motores;
  - Analisar a velocidade do motor de modo a comparar cada localização com a detetada pelo dispositivo;
  - Calcular possíveis retas de calibração;
- *Experiência 3:*
  - Selecionar um equipamento que garanta uma melhor exatidão nos movimentos exercidos e uma velocidade superior;
  - Calcular as retas de calibração para rotações em torno de todos os eixos;

### **Aplicação do LMC na análise de sintomas da PD:**

- Repetir os testes com uma maior amostra de doentes com PD, correlacionando ou aplicando técnicas de *machine learning* aos parâmetros analisados com o seu nível UPDRS;
- Procura de técnicas para estabilização da frequência de amostragem do LMC;
- O LMC apresentou níveis de precisão e exatidão incompatíveis com ambientes clínicos. Assim, para ultrapassar estas limitações, são necessários mais estudos nas possíveis correções e procura pelos parâmetros de maior relevância médica;
- *Análise do tremor de repouso:* Repetir o teste avaliando a influência dos olhos abertos e fechados;
- *Análise do tremor postural:* Implementação de um método de monitorização da componente no eixo segundo  $y$ . Por exemplo, a variação proporcional do tamanho das gelatinas e da elipse;
- *Análise da bradicinésia:* Implementação de técnicas capazes de gerar a velocidade máxima. Propõe-se, a organização do jogo por diferentes níveis, com eventual desaparecimento do ovni, caso o tempo seja excessivo.

# Bibliografia

- [1] M. A. Lones, J. E. Alty, J. Cosgrove, P. Duggan-Carter, S. Jamieson, R. F. Naylor, A. J. Turner, and S. L. Smith, “A new evolutionary algorithm-based home monitoring device for parkinson’s dyskinesia,” *Journal of medical systems*, vol. 41, no. 11, p. 176, 2017.
- [2] J. Jankovic, “Parkinson’s disease: clinical features and diagnosis,” *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 79, no. 4, pp. 368–376, 2008.
- [3] O. Hornykiewicz, “The discovery of dopamine deficiency in the parkinsonian brain,” in *Parkinson’s Disease and Related Disorders*, pp. 9–15, Springer, 2006.
- [4] J. Blesa, I. Trigo-Damas, M. Dileone, N. Del Rey, L. F. Hernandez, and J. A. Obeso, “Compensatory mechanisms in parkinson’s disease: Circuits adaptations and role in disease modification,” *Exp Neurol*, vol. 298, no. Pt B, pp. 148–161, 2017.
- [5] K. Lloyd, L. Davidson, and O. Hornykiewicz, “The neurochemistry of parkinson’s disease: effect of l-dopa therapy.,” *Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics*, vol. 195, no. 3, pp. 453–464, 1975.
- [6] J. A. Obeso, C. W. Olanow, and J. G. Nutt, “Levodopa motor complications in parkinson’s disease,” 2000.
- [7] T. Pan, S. Kondo, W. Le, and J. Jankovic, “The role of autophagy-lysosome pathway in neurodegeneration associated with parkinson’s disease,” *Brain*, vol. 131, no. 8, pp. 1969–1978, 2008.
- [8] K. K. Chung, V. L. Dawson, and T. M. Dawson, “The role of the ubiquitin-proteasomal pathway in parkinson’s disease and other neurodegenerative disorders,” *Trends in neurosciences*, vol. 24, pp. 7–14, 2001.

- [9] F. Blandini, G. Nappi, C. Tassorelli, and E. Martignoni, “Functional changes of the basal ganglia circuitry in parkinson’s disease,” *Progress in neurobiology*, vol. 62, no. 1, pp. 63–88, 2000.
- [10] E. Dorsey, R. Constantinescu, J. Thompson, K. Biglan, R. Holloway, K. Kiebertz, F. Marshall, B. Ravina, G. Schifitto, A. Siderowf, *et al.*, “Projected number of people with parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030,” *Neurology*, vol. 68, no. 5, pp. 384–386, 2007.
- [11] E. K. Miller and J. D. Cohen, “An integrative theory of prefrontal cortex function,” *Annual review of neuroscience*, vol. 24, no. 1, pp. 167–202, 2001.
- [12] V. Sgambato-Faure and L. Tremblay, “Dopamine and serotonin modulation of motor and non-motor functions of the non-human primate striato-pallidal circuits in normal and pathological states,” *Journal of Neural Transmission*, vol. 125, no. 3, pp. 485–500, 2018.
- [13] [https://www.flaticon.com/free-icon/anatomy\\_648471](https://www.flaticon.com/free-icon/anatomy_648471). acedido em 2018-07-21.
- [14] <https://pngtree.com/iconfont/down?id=OTAzODc5&type=2>. acedido em 2018-07-21.
- [15] <https://pngtree.com/iconfont/down?id=NDM5NjUz&type=2>. acedido em 2018-07-21.
- [16] [https://pngtree.com/free-icon/eyes-open!\\_58576](https://pngtree.com/free-icon/eyes-open!_58576). acedido em 2018-07-21.
- [17] [https://www.flaticon.com/free-icon/human-skin\\_83953](https://www.flaticon.com/free-icon/human-skin_83953). acedido em 2018-05-31.
- [18] S. Fahn, “Unified parkinson’s disease rating scale,” *Recent developments in Parkinson’s disease*, vol. 2, pp. 153–164, 1987.
- [19] C. G. Goetz, B. C. Tilley, S. R. Shaftman, G. T. Stebbins, S. Fahn, P. Martinez-Martin, W. Poewe, C. Sampaio, M. B. Stern, R. Dodel, *et al.*, “Movement disorder society-sponsored revision of the unified parkinson’s disease rating scale (mds-updrs): Scale presentation and clinimetric testing results,” *Movement disorders*, vol. 23, no. 15, pp. 2129–2170, 2008.
- [20] C. G. Goetz, W. Poewe, O. Rascol, C. Sampaio, G. T. Stebbins, C. Counsell, N. Giladi, R. G. Holloway, C. G. Moore, G. K. Wenning, *et al.*, “Movement disorder society task force report on the hoehn and yahr staging scale: status and recommendations the movement disorder society task force on rating sca-

- 
- les for parkinson's disease," *Movement disorders*, vol. 19, no. 9, pp. 1020–1028, 2004.
- [21] I. Staretu and C. Moldovan, "Leap motion device used to control a real anthropomorphic gripper," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 13, no. 3, p. 113, 2016.
- [22] C. Goldfeder, M. Ciocarlie, H. Dang, and P. K. Allen, "The columbia grasp database," in *Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on*, pp. 1710–1716, IEEE, 2009.
- [23] A. J. Hughes, S. E. Daniel, S. Blankson, and A. J. Lees, "A clinicopathologic study of 100 cases of parkinson's disease," *Archives of neurology*, vol. 50, no. 2, pp. 140–148, 1993.
- [24] B. Carignan, J.-F. Daneault, and C. Duval, "Quantifying the importance of high frequency components on the amplitude of physiological tremor," *Experimental brain research*, vol. 202, no. 2, pp. 299–306, 2010.
- [25] S. Morrison and K. M. Newell, "Postural and resting tremor in the upper limb," *Clinical neurophysiology*, vol. 111, no. 4, pp. 651–663, 2000.
- [26] C. Duval and J. Jones, "Assessment of the amplitude of oscillations associated with high-frequency components of physiological tremor: impact of loading and signal differentiation," *Experimental brain research*, vol. 163, no. 2, pp. 261–266, 2005.
- [27] J. Jankovic, K. S. Schwartz, and W. Ondo, "Re-emergent tremor of parkinson's disease," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 67, no. 5, pp. 646–650, 1999.
- [28] C. Duval, "Rest and postural tremors in patients with parkinson's disease," *Brain research bulletin*, vol. 70, no. 1, pp. 44–48, 2006.
- [29] P. G. Bain, "The management of tremor," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 72, no. suppl 1, pp. i3–i9, 2002.
- [30] C. Duval, A. F. Sadikot, and M. Panisset, "The detection of tremor during slow alternating movements performed by patients with early parkinson's disease," *Experimental brain research*, vol. 154, no. 3, pp. 395–398, 2004.
- [31] R. Fekete and J. Li, "Clinical differentiation of essential tremor and parkinson's disease," *Clinical Medicine Insights: Case Reports*, vol. 6, pp. CCRep–S11903, 2013.

- [32] M. M. Sturman, D. E. Vaillancourt, and D. M. Corcos, “Effects of aging on the regularity of physiological tremor,” *Journal of neurophysiology*, vol. 93, no. 6, pp. 3064–3074, 2005.
- [33] O. Dogu, S. Sevim, H. Camdeviren, T. Sasmaz, R. Bugdayci, M. Aral, H. Kalegasi, S. Un, and E. Louis, “Prevalence of essential tremor door-to-door neurologic exams in mersin province, turkey,” *Neurology*, vol. 61, no. 12, pp. 1804–1806, 2003.
- [34] J. Shahed and J. Jankovic, “Exploring the relationship between essential tremor and parkinson’s disease,” *Parkinsonism & related disorders*, vol. 13, no. 2, pp. 67–76, 2007.
- [35] R. Deumens, A. Blokland, and J. Prickaerts, “Modeling parkinson’s disease in rats: an evaluation of 6-ohda lesions of the nigrostriatal pathway,” *Experimental neurology*, vol. 175, no. 2, pp. 303–317, 2002.
- [36] D. A. Heldman, J. P. Giuffrida, R. Chen, M. Payne, F. Mazzella, A. P. Duker, A. Sahay, S. J. Kim, F. J. Revilla, and A. J. Espay, “The modified bradykinesia rating scale for parkinson’s disease: reliability and comparison with kinematic measures,” *Movement Disorders*, vol. 26, no. 10, pp. 1859–1863, 2011.
- [37] A. Berardelli, J. Rothwell, P. Thompson, and M. Hallett, “Pathophysiology of bradykinesia in parkinson’s disease,” *Brain*, vol. 124, no. 11, pp. 2131–2146, 2001.
- [38] J. A. Cooper, H. J. Sagar, P. Tidswell, and N. Jordan, “Slowed central processing in simple and go/no-go reaction time tasks in parkinson’s disease,” *Brain*, vol. 117, no. 3, pp. 517–529, 1994.
- [39] F. J. Vingerhoets, M. Schulzer, D. B. Calne, and B. J. Snow, “Which clinical sign of parkinson’s disease best reflects the nigrostriatal lesion?,” *Annals of neurology*, vol. 41, no. 1, pp. 58–64, 1997.
- [40] C. Lozza, R. Marie, and J. Baron, “The metabolic substrates of bradykinesia and tremor in uncomplicated parkinson’s disease,” *Neuroimage*, vol. 17, no. 2, pp. 688–699, 2002.
- [41] <https://www.flaticon.com/packs/basic-hand-gestures> lineal. , acedido em 2018-08-02.
- [42] S. Patel, K. Lorincz, R. Hughes, N. Huggins, J. Growdon, D. Standaert, M. Akay, J. Dy, M. Welsh, and P. Bonato, “Monitoring motor fluctuations

- in patients with parkinson's disease using wearable sensors," *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, vol. 13, no. 6, pp. 864–873, 2009.
- [43] P. S. Group *et al.*, "Evaluation of dyskinesias in a pilot, randomized, placebo-controlled trial of remacemide in advanced parkinson disease.," *Archives of neurology*, vol. 58, no. 10, p. 1660, 2001.
- [44] K. Shima, T. Tsuji, A. Kandori, M. Yokoe, and S. Sakoda, "Measurement and evaluation of finger tapping movements using log-linearized gaussian mixture networks," *Sensors*, vol. 9, no. 3, pp. 2187–2201, 2009.
- [45] H. Dai, H. Lin, and T. C. Lueth, "Quantitative assessment of parkinsonian bradykinesia based on an inertial measurement unit," *Biomedical engineering online*, vol. 14, no. 1, p. 68, 2015.
- [46] J.-H. Jun, J.-W. Kim, Y. Kwon, G.-M. Eom, S.-B. Koh, B. Lee, H.-S. Kim, J.-H. Yi, and G.-R. Tack, "Quantification of limb bradykinesia in patients with parkinson's disease using a gyrosensor—improvement and validation," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 12, no. 3, pp. 557–563, 2011.
- [47] M. M. Koop, N. Shivitz, and H. Brontë-Stewart, "Quantitative measures of fine motor, limb, and postural bradykinesia in very early stage, untreated parkinson's disease," *Movement Disorders*, vol. 23, no. 9, pp. 1262–1268, 2008.
- [48] S. Louie, M. M. Koop, A. Frenklach, and H. Bronte-Stewart, "Quantitative lateralized measures of bradykinesia at different stages of parkinson's disease: the role of the less affected side," *Movement Disorders*, vol. 24, no. 13, pp. 1991–1997, 2009.
- [49] M. M. Koop, A. Andrzejewski, B. C. Hill, G. Heit, and H. M. Bronte-Stewart, "Improvement in a quantitative measure of bradykinesia after microelectrode recording in patients with parkinson's disease during deep brain stimulation surgery," *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, vol. 21, no. 5, pp. 673–678, 2006.
- [50] J.-W. Kim, J.-H. Lee, Y. Kwon, C.-S. Kim, G.-M. Eom, S.-B. Koh, D.-Y. Kwon, and K.-W. Park, "Quantification of bradykinesia during clinical finger taps using a gyrosensor in patients with parkinson's disease," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 49, no. 3, pp. 365–371, 2011.

- [51] B. Carignan, J.-F. Daneault, and C. Duval, "The effect of changes in joint angle on the characteristics of physiological tremor," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 22, no. 6, pp. 954–960, 2012.
- [52] M. M. Sturman, D. E. Vaillancourt, L. V. Metman, R. A. Bakay, and D. M. Corcos, "Effects of subthalamic nucleus stimulation and medication on resting and postural tremor in parkinson's disease," *Brain*, vol. 127, no. 9, pp. 2131–2143, 2004.
- [53] R. J. Elble, M. Brilliant, K. Leffler, and C. Higgins, "Quantification of essential tremor in writing and drawing," *Movement disorders*, vol. 11, no. 1, pp. 70–78, 1996.
- [54] S. Patel, D. Sherrill, R. Hughes, T. Hester, T. Lie-Nemeth, P. Bonato, D. Standaert, and N. Huggins, "Analysis of the severity of dyskinesia in patients with parkinson's disease via wearable sensors," in *null*, pp. 123–126, IEEE, 2006.
- [55] J. Hoff, A. v/d Plas, E. Wagemans, and J. Van Hilten, "Accelerometric assessment of levodopa-induced dyskinesias in parkinson's disease," *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, vol. 16, no. 1, pp. 58–61, 2001.
- [56] E. J. Van Someren, "Actigraphic monitoring of movement and rest-activity rhythms in aging, alzheimer's disease, and parkinson's disease," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 5, no. 4, pp. 394–398, 1997.
- [57] E. J. Van Someren, B. F. Vonk, W. A. Thijssen, J. D. Speelman, P. R. Schuurman, M. Mirmiran, and D. F. Swaab, "A new actigraph for long-term registration of the duration and intensity of tremor and movement," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, no. 3, pp. 386–395, 1998.
- [58] M. Smeja, F. Foerster, G. Fuchs, D. Emmans, A. Hornig, and J. Fahrenberg, "24-h assessment of tremor activity and posture in parkinson's disease by multi-channel accelerometry," *Journal of Psychophysiology*, vol. 13, no. 4, p. 245, 1999.
- [59] J. Ghika, A. W. Wiegner, J. J. Fang, L. Davies, R. R. Young, and J. H. Growdon, "Portable system for quantifying motor abnormalities in parkinson's disease," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 40, no. 3, pp. 276–283, 1993.

- 
- [60] E. Rocon, J. Belda-Lois, J. Sanchez-Lacuesta, and J. Pons, "Pathological tremor management: Modelling, compensatory technology and evaluation," *Technology and Disability*, vol. 16, no. 1, pp. 3–18, 2004.
- [61] P. H. G. Mansur, L. K. P. Cury, A. O. Andrade, A. A. Pereira, G. A. A. Miotto, A. B. Soares, and E. L. Naves, "A review on techniques for tremor recording and quantification," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 5, 2007.
- [62] W. Chen, F. Hopfner, J. S. Becktepe, and G. Deuschl, "Rest tremor revisited: Parkinson's disease and other disorders," *Translational neurodegeneration*, vol. 6, no. 1, p. 16, 2017.
- [63] R. Dunnewold, C. Jacobi, and J. Van Hilten, "Quantitative assessment of bradykinesia in patients with parkinson's disease," *Journal of neuroscience methods*, vol. 74, no. 1, pp. 107–112, 1997.
- [64] S. Katayama, "Actigraph analysis of diurnal motor fluctuations during dopamine agonist therapy," *European neurology*, vol. 46, no. Suppl. 1, pp. 11–17, 2001.
- [65] R. J. Dunnewold, J. I. Hoff, H. C. van Pelt, P. Q. Fredrikze, E. A. Wage-mans, and B. J. van Hilten, "Ambulatory quantitative assessment of body position, bradykinesia, and hypokinesia in parkinson's disease," *Journal of Clinical Neurophysiology*, vol. 15, no. 3, pp. 235–242, 1998.
- [66] J. Hoff, V. Van Der Meer, and J. Van Hilten, "Accuracy of objective ambulatory accelerometry in detecting motor complications in patients with parkinson disease," *Clinical neuropharmacology*, vol. 27, no. 2, pp. 53–57, 2004.
- [67] A. Salarian, H. Russmann, C. Wider, P. R. Burkhard, F. J. Vingerhoets, and K. Aminian, "Quantification of tremor and bradykinesia in parkinson's disease using a novel ambulatory monitoring system," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 2, pp. 313–322, 2007.
- [68] P. R. Burkhard, J. W. Langston, and J. W. Tetrud, "Voluntarily simulated tremor in normal subjects," *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 32, no. 2, pp. 119–126, 2002.
- [69] Q. W. Oung, H. Muthusamy, H. L. Lee, S. N. Basah, S. Yaacob, M. Sarillee, and C. H. Lee, "Technologies for assessment of motor disorders in parkinson's disease: a review," *Sensors*, vol. 15, no. 9, pp. 21710–21745, 2015.

- [70] J. A. Robichaud, K. D. Pfann, C. L. Comella, and D. M. Corcos, “Effect of medication on emg patterns in individuals with parkinson’s disease,” *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, vol. 17, no. 5, pp. 950–960, 2002.
- [71] E. Lukhanina, I. Karaban, and N. Berezetskaya, “Diagnosis of parkinson’s disease by electrophysiological methods,” in *Diagnostics and Rehabilitation of Parkinson’s Disease*, InTech, 2011.
- [72] M. C. Carboncini, D. Manzoni, S. Strambi, U. Bonuccelli, N. Pavese, P. Andre, and B. Rossi, “The relation between emg activity and kinematic parameters strongly supports a role of the action tremor in parkinsonian bradykinesia,” *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, vol. 16, no. 1, pp. 47–57, 2001.
- [73] M. Hallett and S. Khoshbin, “A physiological mechanism of bradykinesia,” *Brain*, vol. 103, no. 2, pp. 301–314, 1980.
- [74] G. Grimaldi and M. Manto, “Neurological tremor: sensors, signal processing and emerging applications,” *Sensors*, vol. 10, no. 2, pp. 1399–1422, 2010.
- [75] A. J. Espay, D. E. Beaton, F. Morgante, C. A. Gunraj, A. E. Lang, and R. Chen, “Impairments of speed and amplitude of movement in parkinson’s disease: a pilot study,” *Movement Disorders*, vol. 24, no. 7, pp. 1001–1008, 2009.
- [76] A. Kandori, M. Yokoe, S. Sakoda, K. Abe, T. Miyashita, H. Oe, H. Naritomi, K. Ogata, and K. Tsukada, “Quantitative magnetic detection of finger movements in patients with parkinson’s disease,” *Neuroscience Research*, vol. 49, no. 2, pp. 253–260, 2004.
- [77] A. Kandori, T. Miyashita, N. Hosono, M. Yokoe, K. Ogata, K. Abe, and S. Sakoda, “Motion analysis of grip and release with fingers using simple magnetic detection system,” *Review of scientific instruments*, vol. 78, no. 3, p. 034302, 2007.
- [78] K.-H. Chen, P.-C. Lin, Y.-J. Chen, B.-S. Yang, and C.-H. Lin, “Development of method for quantifying essential tremor using a small optical device,” *Journal of neuroscience methods*, vol. 266, pp. 78–83, 2016.
- [79] B. Galna, G. Barry, D. Jackson, D. Mhiripiri, P. Olivier, and L. Rochester, “Accuracy of the microsoft kinect sensor for measuring movement in people with parkinson’s disease,” *Gait & posture*, vol. 39, no. 4, pp. 1062–1068, 2014.

- 
- [80] C. Duval, M. Panisset, and A. F. Sadikot, “The relationship between physiological tremor and the performance of rapid alternating movements in healthy elderly subjects,” *Experimental brain research*, vol. 139, no. 4, pp. 412–418, 2001.
- [81] A. Kupryjanow, B. Kunka, and B. Kostek, “Updrs tests for diagnosis of parkinson’s disease employing virtual-touchpad,” in *Database and Expert Systems Applications (DEXA), 2010 Workshop on*, pp. 132–136, IEEE, 2010.
- [82] S. Arora, V. Venkataraman, A. Zhan, S. Donohue, K. Biglan, E. Dorsey, and M. Little, “Detecting and monitoring the symptoms of parkinson’s disease using smartphones: a pilot study,” *Parkinsonism & related disorders*, vol. 21, no. 6, pp. 650–653, 2015.
- [83] P. Klumpp, T. Janu, T. Arias-Vergara, and J. C. V. Correa, “Apkinson—a mobile monitoring solution for parkinson’s disease,” *Proc. Interspeech 2017*, pp. 1839–1843, 2017.
- [84] B. P. Printy, L. M. Renken, J. P. Herrmann, I. Lee, B. Johnson, E. Knight, G. Varga, and D. Whitmer, “Smartphone application for classification of motor impairment severity in parkinson’s disease,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 2686–2689, IEEE, 2014.
- [85] <https://developer.leapmotion.com/documentation/python> acedido em 2018-03-18, “Leap Motion, Inc..”
- [86] A. J. Woods, T. Docherty, and R. Koch, “Image distortions in stereoscopic video systems,” in *Stereoscopic displays and applications IV*, vol. 1915, pp. 36–49, International Society for Optics and Photonics, 1993.
- [87] <http://blog.leapmotion.com/getting-started-leap-motion-sdk/> acedido em 2018-03-21, “Leap Motion, Inc..”
- [88] J. Y. Tung, T. Lulic, D. A. Gonzalez, J. Tran, C. R. Dickerson, and E. A. Roy, “Evaluation of a portable markerless finger position capture device: accuracy of the leap motion controller in healthy adults,” *Physiological measurement*, vol. 36, no. 5, p. 1025, 2015.
- [89] J. Pauchot, L. Di Tommaso, A. Lounis, M. Benassarou, P. Mathieu, D. Bernot, and S. Aubry, “Leap motion gesture control with carestream software in the operating room to control imaging: Installation guide and discussion,” *Surgical innovation*, vol. 22, no. 6, pp. 615–620, 2015.

- [90] F. Weichert, D. Bachmann, B. Rudak, and D. Fisseler, “Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller,” *Sensors*, vol. 13, no. 5, pp. 6380–6393, 2013.
- [91] J. Guna, G. Jakus, M. Pogačnik, S. Tomažič, and J. Sodnik, “An analysis of the precision and reliability of the leap motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking,” *Sensors*, vol. 14, no. 2, pp. 3702–3720, 2014.
- [92] P. P. Valentini and E. Pezzuti, “Accuracy in fingertip tracking using leap motion controller for interactive virtual applications,” *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, vol. 11, no. 3, pp. 641–650, 2017.
- [93] A. H. Smeragliuolo, N. J. Hill, L. Disla, and D. Putrino, “Validation of the leap motion controller using marked motion capture technology,” *Journal of biomechanics*, vol. 49, no. 9, pp. 1742–1750, 2016.
- [94] M. Mohandes, S. Aliyu, and M. Deriche, “Arabic sign language recognition using the leap motion controller,” in *Industrial Electronics (ISIE), 2014 IEEE 23rd International Symposium on*, pp. 960–965, IEEE, 2014.
- [95] M. Mohandes, S. Aliyu, and M. Deriche, “Prototype arabic sign language recognition using multi-sensor data fusion of two leap motion controllers,” in *Systems, Signals & Devices (SSD), 2015 12th International Multi-Conference on*, pp. 1–6, IEEE, 2015.
- [96] B. Khelil and H. Amiri, “Hand gesture recognition using leap motion controller for recognition of arabic sign language,” in *3rd International conference ACECS’16*, 2016.
- [97] S. Vikram, L. Li, and S. Russell, “Handwriting and gestures in the air, recognizing on the fly,” in *Proceedings of the CHI*, vol. 13, pp. 1179–1184, 2013.
- [98] E. D. Ona, A. Jardón, R. Cano-de la Cuerda, S. Collado-Vázquez, and C. Balaguer, “Effectiveness of serious games for leap motion on the functionality of the upper limb in parkinson’s disease: A feasibility study,” *movement disorders*, vol. 3, p. 4.
- [99] J. Taylor and K. Curran, “Using leap motion and gamification to facilitate and encourage rehabilitation for hand injuries: leap motion for rehabilitation,” in *Handbook of Research on Holistic Perspectives in Gamification for Clinical Practice*, pp. 183–192, IGI Global, 2016.

- 
- [100] D. Bassily, C. Georgoulas, J. Guettler, T. Linner, and T. Bock, “Intuitive and adaptive robotic arm manipulation using the leap motion controller,” in *ISR/robotik 2014; 41st international symposium on robotics; proceedings of*, pp. 1–7, VDE, 2014.
- [101] S. N. Gieser, A. Boisselle, and F. Makedon, “Real-time static gesture recognition for upper extremity rehabilitation using the leap motion,” in *International Conference on Digital Human Modeling and Applications in Health, Safety, Ergonomics and Risk Management*, pp. 144–154, Springer, 2015.
- [102] C. Xu, H. Li, K. Wang, J. Liu, and N. Yu, “A bilateral rehabilitation method for arm coordination and manipulation function with gesture and haptic interfaces,” in *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2015 IEEE International Conference on*, pp. 309–313, IEEE, 2015.
- [103] E. D. Oña, C. Balaguer, and A. Jardón, “Towards a framework for rehabilitation and assessment of upper limb motor function based on serious games,” in *2018 IEEE 6th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, IEEE, 2018.
- [104] M. Ataş, “Hand tremor based biometric recognition using leap motion device,” *IEEE Access*, vol. 5, pp. 23320–23326, 2017.
- [105] I. Oropesa, T. de Jong, P. Sánchez-González, J. Dankelman, and E. Gómez, “Feasibility of tracking laparoscopic instruments in a box trainer using a leap motion controller,” *Measurement*, vol. 80, pp. 115–124, 2016.
- [106] H. Kaji and M. Sugano, “A noncontact tremor measurement system using leap motion,” in *Proceedings of the 6th International Conference on Informatics, Environment, Energy and Applications*, pp. 76–79, ACM, 2017.
- [107] J. Güttler, R. Shah, C. Georgoulas, and T. Bock, “Unobtrusive tremor detection and measurement via human-machine interaction,” *Procedia Computer Science*, vol. 63, pp. 467–474, 2015.
- [108] A. Butt, E. Rovini, C. Dolciotti, P. Bongioanni, G. De Petris, and F. Cavallo, “Leap motion evaluation for assessment of upper limb motor skills in parkinson’s disease,” in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2017 International Conference on*, pp. 116–121, IEEE, 2017.
- [109] M. J. Johnson, “Detection of parkinson disease rest tremor,” 2014.
- [110] B. Rosner, *Fundamentals of biostatistics*. Nelson Education, 2015.

- [111] P. R. Bevington, D. K. Robinson, J. M. Blair, A. J. Mallinckrodt, and S. McKay, “Data reduction and error analysis for the physical sciences,” *Computers in Physics*, vol. 7, no. 4, pp. 415–416, 1993.
- [112] R. J. Hyndman and A. B. Koehler, “Another look at measures of forecast accuracy,” *International journal of forecasting*, vol. 22, no. 4, pp. 679–688, 2006.
- [113] C. M. Gon, J. A. Coutinho, and I. M. Marrucho, “Optical properties,” 2010.
- [114] <https://www.zaber.com/wiki/Software> acessado em 2018-03-14, “Zaber Technologies.”
- [115] <https://www.zaber.com/products/linear-actuators/T-LA/details/T-LA28A-S> acessado em 2018-03-14, “Motor Specifications.”
- [116] <https://www.zaber.com/manuals/T-RSW> acessado em 2018-04-20, “Motor Specifications.”
- [117] G. H. Golub and C. F. Van Loan, “Matrix computations. 1996,” *Johns Hopkins University, Press, Baltimore, MD, USA*, pp. 374–426, 1996.
- [118] J. Stewart, *Single variable calculus: Early transcendentals*. Cengage Learning, 2015.
- [119] J. F. Kenney, *Mathematics of statistics*. D. Van Nostrand Company Inc; Toronto; Princeton; New Jersey; London; New York,; Affiliated East-West Press Pvt-Ltd; New Delhi, 2013.
- [120] K. Najarian and R. Splinter, *Biomedical signal and image processing*. CRC press, 2005.
- [121] <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/rms.html> acessado em 2018-06-20, “pwelch documentation.”
- [122] <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/fft.html> acessado em 2018-06-25, “fft documentation.”
- [123] E. Lai, *Practical digital signal processing*. Elsevier, 2003.
- [124] G. E. Forsythe, C. B. Moler, and M. A. Malcolm, “Computer methods for mathematical computations,” 1977.
- [125] V. Madisetti, *The digital signal processing handbook*. CRC press, 1997.

- 
- [126] <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/hamming.html> acessado em 2018-06-24, “hamming documentation.”
- [127] P. Welch, “The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms,” *IEEE Transactions on audio and electroacoustics*, vol. 15, no. 2, pp. 70–73, 1967.
- [128] <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/pwelch.html> acessado em 2018-06-28, “pwelch documentation.”
- [129] P. A. Tipler and G. Mosca, *Physics for scientists and engineers*. Macmillan, 2007.
- [130] <https://www.mathworks.com/help/stats/skewness.html> acessado em 2018-07-14, “Skewness documentation.”
- [131] <https://www.mathworks.com/help/stats/kurtosis.html> acessado em 2018-07-14, “Kurtosis documentation.”
- [132] A. BenSaida, “<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/13964-shapiro-wilk-and-shapiro-francia-normality-tests?focused=3823443tab=function>, acessado a 2018-02-01,” 2014.
- [133] <https://www.thingiverse.com/thing:1680395/> acessado em 2017-10-27.
- [134] [http://techera.me/product/cheesy world/](http://techera.me/product/cheesy-world/). acessado em 2018-07-21.
- [135] [https://pixabay.com/en/mouse-grey-little-animal-cute 156611/](https://pixabay.com/en/mouse-grey-little-animal-cute-156611/). acessado em 2018-05-31.
- [136] [https://weddinginvitations.website/galleries/cute-watermelon-wallpaper desktop.html](https://weddinginvitations.website/galleries/cute-watermelon-wallpaper-desktop.html). acessado em 2018-05-31.
- [137] <https://marketing.rocket.com/features>. acessado em 2018-05-31.
- [138] <https://i.pinimg.com/originals/85/79/63/857963f019a7460a6cc05e70f7b712a9.png>. acessado em 2018-05-31.
- [139] [https://www.iconfinder.com/icons/731080/alien\\_spaceship\\_ufo\\_icon](https://www.iconfinder.com/icons/731080/alien_spaceship_ufo_icon). acessado em 2018-05-31.
- [140] [https://www.freepik.com/free-photo/colorful-night-lights\\_765538.htm](https://www.freepik.com/free-photo/colorful-night-lights_765538.htm). acessado em 2018-05-31.
- [141] <https://marketing.rocket.com/features>. acessado em 2018-05-31.

- [142] <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/spline.html> acessado em 2018-07-30, “spline documentation.”

# Apêndices



# A

## Análise dos parâmetros estáticos e dinâmicos do LMC

### A.1 Propriedades e considerações das experiências de bancada

No decorrer das atividades de bancadas os seguintes aspetos são de salientar:

- O dispositivo LMC utilizado foi sempre o mesmo, previamente calibrado através das ferramentas disponibilizadas pelo fabricante [85];
- As amostras foram adquiridas no mesmo computador, com o mesmo monitor nas mesmas condições de brilho e contraste;
- O computador possui um processador i7-7500U, com uma frequência máxima de 3,58 Hz e uma memória RAM de 8GB;
- A porta USB escolhida foi do tipo 3.0.

### A.2 Propriedades intrínsecas do protocolo RS 232

Na implementação do procolo série RS 232 estipularam-se as seguintes condições:

- O *timeout*, ou seja, o tempo de espera pela resposta foi de 5 segundos, garantindo assim que translações longas e lentas não fiquem comprometidas;
- A *braud rate*, ou seja, a taxa máxima de transmissão de dados foi de 9600 bps;
- O tempo de espera entre a receção de bytes consecutivos foi de 0,01 segundos;

- Utilizaram-se as tomadas mini-DIN que permitem a ligação em série até aos conversores mini-DIN/DB9 e DB9/USB;
- A versão do *firmware* utilizado pelos motores lineares foi a 2.93 e pelo rotativo a 5.23;
- A comunicação entre os dispositivos começou pela inicialização do protocolo, seguindo-se a seleção da porta COM. Posteriormente, executou-se o envio das ações pretendidas até à conclusão do protocolo.

### A.3 Projeção e design dos objetos 3D

Neste apêndice apresentam-se os diversos modelos esquemáticos dos diferentes objetos criados no software *Autodesk Inventor*<sup>®</sup>. Após o seu desenvolvimento, os ficheiros foram editados no software *Cura 3.2.1* permitindo a escolha das especificidades intrínsecas à impressora *Ultimaker 2+*. Saliente-se que, todos os objetos foram impressos com filamento de PLA.

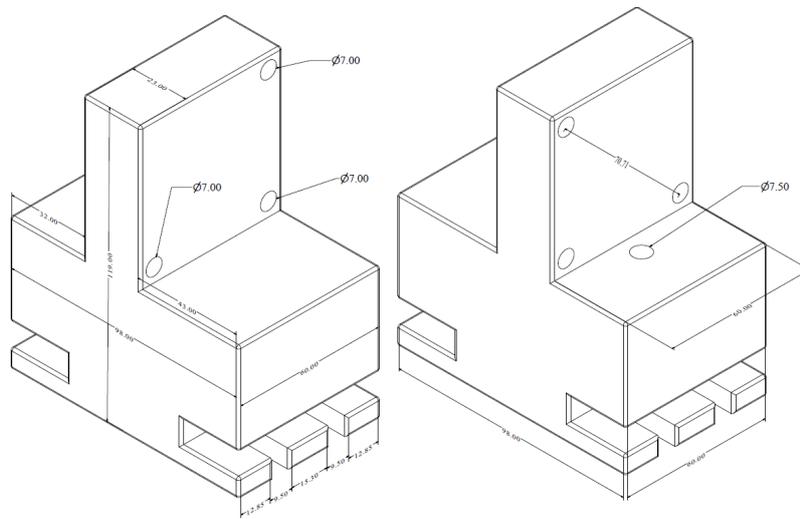
Para garantir a análise experimental do LMC, recorreu-se a um modelo anatómico de modo a simular uma mão humana. O fantoma selecionado foi adaptado de [133], encontrando-se apresentado na figura A.1.



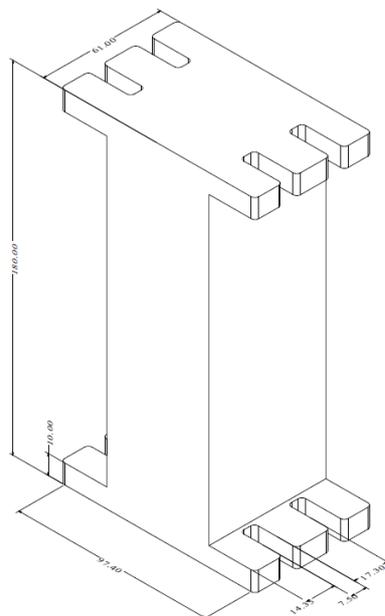
**Figura A.1:** Modelo anatómico da mão humana, adaptado de [133].

Na figura A.2 é apresentado o modelo do suporte do LMC à mesa óptica. O afastamento entre centros de parafusos foi de 50 mm, correspondente à distância entre dois buracos consecutivos na mesa óptica. Ainda, recorreu-se à biblioteca de parafusos do *Autodesk Inventor*<sup>®</sup> para criar as extrusões características dos parafusos M6. Assim, o LMC permaneceu fixo na mesa com a possibilidade de saída dos cabos para ambos os lados.





**Figura A.4:** Adaptador para o motor rotativo - suporte A.5. Perspetiva isométrica anterior e posterior, valores em mm.



**Figura A.5:** Adaptador do motor linear e rotativo à mesa óptica, valores em mm.

## B

# Aplicação do LMC na análise de sintomas da PD

## B.1 Propriedades intrínsecas das aplicações de *software*

Para o desenvolvimento das interfaces gráficas os seguintes parâmetros foram considerados:

- O dispositivo LMC utilizado foi sempre o mesmo, previamente calibrado através das ferramentas disponibilizadas pelo fabricante [85];
- As amostras foram adquiridas no mesmo computador, com o mesmo monitor nas mesmas condições de brilho e contraste;
- O computador possui um processador i7-7500U, alcançando uma frequência de 3,58 Hz, e uma memória RAM de 8GB;
- A porta USB escolhida foi do tipo 3.0;
- Foi escolhida uma *frame rate* de 40 fps;
- A janela da aplicação possui dimensões de 1370x700 *pixels*;
- As posições para a criação das *frames* partem da ferramenta presente na API designada por *interaction box*. Aqui é criado um paralelepípedo virtual com dimensões de segundo  $x$  [-117,5; 117,5] mm,  $y$  [82,5;317,5]mm e  $z$  [-73,9;73,9] mm. Neste objeto virtual são devolvidas as posições segundo versores. Para a representação dos movimentos da gelatina foi selecionada uma janela de 350x350 *pixels*;
- Em cada aquisição foram guardadas listas com os seguintes parâmetros: posição

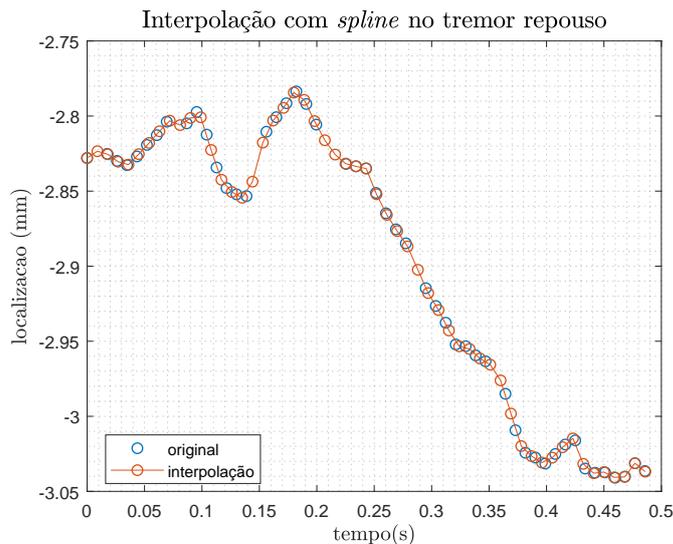
do centro da palma e de cada uma das extremidades dos cinco dedos, o vetor normal ao centro da palma, o instante desde que o LMC foi iniciado e a informação do indivíduo (sexo e idade);

- As listas geradas foram exportadas para ficheiros do tipo *.mat* com a descrição consistindo na data seguida do código do teste, da mão do estudo e da referência do jogo;
- Caso não ocorra uma detenção na fase de teste ou a fs se encontre abaixo de 100 Hz implementou-se, através da sequência (*try/exception*), mecanismos para a não deteção da mão e para impedir o modo robusto. Ocorrendo a conclusão da fase de teste regressando à inicial;
- De modo a garantir a continuidade da aplicação recorreu-se a *multithreadings* nos processos de aquisição e apresentação das *frames*, recorrendo à *library threading*. Neste método ocorre a partilha de dados através do uso de variáveis globais, tendo como condição de término o tempo desde que a aquisição é iniciada até atingir os 15 s (tempo proveniente do processador) ou as 15 repetições do movimento supinação-pronação;
- No jogo *the jelly game* a elipse possui um semieixo maior de 105 e menor de 95 (*pixels*), equivalente a 13,3 por 9,4 mm;
- Imagens adaptadas de [134,135] em *the cheese game*, de [136,137] em *the jelly game* e de [138–141] em *the rocket game*.

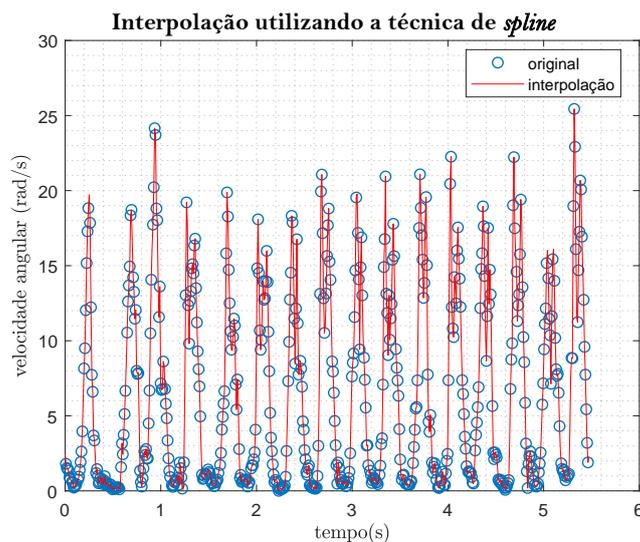
## B.2 Interpolação através do método de *spline*

Partindo das amostras adquiridas pelo LMC interpolou-se a melhor curva representativa da aquisição através do método de *cubic splines*. Para a sua implementação recorreu-se ao comando *spline()* [142].

Nas figuras B.1 e B.2 apresentam-se dois exemplos da implementação desta técnica num sinal de tremor de repouso e da bradicinésia, respetivamente. Partindo dos sinais originais calcularam-se os pontos em falta para obter uma sucessão de deslocamentos/velocidades a uma frequência de amostragem aproximadamente constante.



**Figura B.1:** *Spline* cúbica de uma distribuição de deslocamentos. Aquisição proveniente de um indivíduo saudável no jogo *the cheese game*.

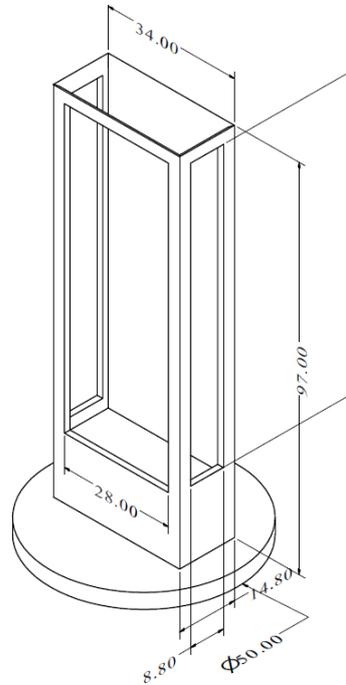


**Figura B.2:** *Spline* cúbica de uma distribuição de velocidades angulares. Aquisição proveniente de um indivíduo saudável no jogo *the rocket game*.

### B.3 Design do suporte presente em *the cheese game*

Por fim, foi desenvolvida a estrutura apresentada na figura B.3, destinada à correta aquisição do tremor de repouso. O LMC é inserido pela parte superior, podendo ser facilmente removido recorrendo às aberturas laterais. Este possui ainda

uma base larga garante a sua estabilidade, reduzindo assim o ruído oriundo da instabilidade gerada pelo peso do LMC e dos cabos. É importante frisar que as especificidades apresentadas na secção A.3 foram mantidas para a construção deste objeto.



**Figura B.3:** Suporte utilizado no teste de avaliação do tremor de repouso, valores em mm.