



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA – UFU
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

AMANDA GOMES RABELO

AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS TEMPORAIS E INERCIAIS PARA A
CARACTERIZAÇÃO DA BRADICINESIA PARKINSONIANA DURANTE A
EXTENSÃO DO PUNHO

UBERLÂNDIA
AGOSTO DE 2016

AMANDA GOMES RABELO

**AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS TEMPORAIS E INERCIAIS PARA A
CARACTERIZAÇÃO DA BRADICINESIA PARKINSONIANA DURANTE A
EXTENSÃO DO PUNHO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas
Orientador: Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade
Co-orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

UBERLÂNDIA

AGOSTO DE 2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

- R114 a
2016 Rabelo, Amanda Gomes, 1989-
Avaliação de parâmetros temporais e inerciais para a caracterização da bradicinesia parkinsoniana durante a extensão do punho / Amanda Gomes Rabelo. - 2016.
48 f. : il.
- Orientador: Adriano de Oliveira Andrade.
Coorientador: Lucio Pereira Neves.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.
Inclui bibliografia.
1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Parkinson, Doença de - Teses. 3. Bradicinesia - Teses. I. Andrade, Adriano de Oliveira. II. Neves, Lucio Pereira. III. Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

AMANDA GOMES RABELO

**AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS TEMPORAIS E INERCIAIS PARA A
CARACTERIZAÇÃO DA BRADICINESIA PARKINSONIANA DURANTE A
EXTENSÃO DO PUNHO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade – UFU
Orientador

Prof. Dr. Edgard A. Lamounier Júnior – UFU
Coordenação

Uberlândia-MG, 29 de agosto de 2016.

AMANDA GOMES RABELO

**AVALIAÇÃO DE PARÂMETROS TEMPORAIS E INERCIAIS PARA A
CARACTERIZAÇÃO DA BRADICINESIA PARKINSONIANA DURANTE A
EXTENSÃO DO PUNHO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Banca de Avaliação:

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade – UFU
Orientador

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves – UFU
Co-orientador

Prof. Dra. Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza- UFTM
Membro

Uberlândia-MG, 29 de agosto de 2016.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus ao dom da vida e oportunidade em desfrutar de tantas bênçãos que me aconteceram desde o início deste trabalho.

“Orientador educacional, vocacional, profissional, o especialista que orienta o aluno e o acompanha em sua vida escolar, que o aconselha nos rumos que deve seguir nos estudos imediatos, segundo suas aptidões, motivações, personalidade, predileções...” Minha eterna gratidão ao meu orientador Professor Adriano Andrade que foi exatamente tudo isso! Obrigada professor pela oportunidade me dada em ver a engenharia com outros olhos, de enxergar novas perspectivas, de todo conhecimento compartilhado e a disponibilidade de sempre em me auxiliar!

Aos professores Lucio Pereira Neves e Ana Paula Perini que além de todo o conhecimento compartilhado comigo durante este período, me deram todo apoio psicológico nos momentos difíceis.

À professora Luciane que tanto contribuiu neste trabalho e aceitou o convite de compor a banca.

À professora Viviane Viana que foi o melhor acaso que já me aconteceu. Graças a você, professora, tudo isso se concretizou. Muito obrigada pelos melhores conselhos que alguém poderia receber em apenas uma hora de conversa (você mudou, literalmente, o rumo da minha vida).

À minha família pelo amor incondicional e presença constante em minha vida. Em especial, a minha mãe que é o meu porto seguro e minha maior fonte de inspiração.

Aos meus companheiros de laboratório tanto do NIATS, NTA e BioLab por fazer desses ambientes lugares agradáveis de se trabalhar e pela disponibilidade sempre que precisei de ajuda. Em especial, a Ana Bittar, Ana Pazeto, Maria José, Thaila, Fábio, Gustavo, Ludy, Mari, Rodolfo, Felipe, Iago e Tutu que são presentes da vida.

À CAPES, pelo apoio financeiro.

À secretária do curso de pós-graduação em engenharia biomédica, em especial a Marli, pelo apoio, atenção e disponibilidade.

RESUMO

A caracterização da bradicinesia parkinsoniana tem sido foco de vários trabalhos e a maioria desses estudos utiliza escalas subjetivas para a sua avaliação. Recentemente, algumas pesquisas têm proposto a avaliação da bradicinesia por meio de sensores inerciais e eletromiográficos. Uma das principais dificuldades na realização desses estudos é relacionada à identificação de parâmetros extraídos dos sinais mensurados, que possibilitem a caracterização de padrões de normalidade e bradicinesia. Neste sentido, essa pesquisa investigou o padrão de oito parâmetros temporais e inerciais, com a finalidade de caracterizar grupos de indivíduos hígidos e com a doença de Parkinson, sendo esses, cinco temporais – tempo para atingir a máxima velocidade angular ($T_{VangMax}$), aceleração linear (T_{AccMax}), variação do campo magnético (T_{MagMax}), contração muscular (T_{EMGMax}) e o tempo total de execução da tarefa (T_{TASK}); e três inerciais - velocidade angular máxima (V_{AngMax}), aceleração máxima (Acc_{Max}) e variação de campo magnético máxima (Mag_{Max}). No total 27 indivíduos participaram do estudo, sendo 12 hígidos ($60,1 \pm 6,1$ anos) e 15 com a doença de Parkinson ($65,3 \pm 9,1$ anos). A severidade da bradicinesia dos indivíduos com a doença de Parkinson foi avaliada pelo neurologista com base na escala UPDRS. Todos os indivíduos executaram o movimento de extensão de punho antigravitacional com o antebraço apoiado em pronação. Os movimentos foram executados com e sem a presença de uma carga de 92 gramas posicionada no dorso da mão. A avaliação comparativa entre os parâmetros estimados para cada grupo baseou-se na aplicação do teste Wilcoxon com $p < 0,05$. O teste foi aplicado tanto inter quanto intra grupos, para verificar quais as características são significativas para discriminar pacientes com e sem a doença de Parkinson (inter) e a comparação intra grupos verificou-se a influência da carga na bradicinesia. Os resultados mostraram que todos os parâmetros estimados, com

exceção do Mag_{Max} , possibilitaram a discriminação entre os grupos. Eles mostram ainda que a carga utilizada não influenciou na bradicinesia. Esses achados são relevantes para estudos clínicos que necessitam de parâmetros objetivos para a avaliação e monitoramento da eficácia de terapias relacionadas ao controle da bradicinesia parkinsoniana.

Palavras-chave: Bradicinesia, sensores inerciais, características temporais, características inerciais, extensão de punho.

ABSTRACT

Many researchers have been characterizing bradykinesia manifested in Parkinson's disease using a subjective scale. Recently, some researchers proposed the use of inertial sensors and electromyography to identify bradykinesia symptom in Parkinson's patient. One of the main problems found in these studies is related to the identification of the parameters extracted from the signals, which allows the recognition of patterns that discriminates normality from bradykinesia symptom. In this context, this research investigated the pattern of 8 temporal and inertial parameters in order to characterize healthy subjects and subjects with Parkinson's disease. The temporal parameters were: time to achieve maximum angular velocity ($T_{V_{angMax}}$), linear acceleration (T_{AccMax}), variation in the magnetic field (T_{MagMax}), muscle contraction (T_{EMGMax}) and total time to perform the task (T_{TASK}). The inertial parameters were: maximum angular velocity (V_{AngMax}), maximum acceleration (Acc_{Max}) and maximum variation in the magnetic field (Mag_{Max}). A total of 27 subjects participated in this research, 12 healthy subjects (60.1 ± 6.1 years) and 15 with Parkinson's disease (65.3 ± 9.1 years). A neurologist evaluated how severe was the subject's Parkinson's disease using a UPDRS scale. All individuals performed a supported forearm wrist extension. The movements were performed with and without a load of 92 grams. The Wilcoxon test was used to make a comparative evaluation of the parameters resulting in a $p < 0.05$. The results of this research show the load does not have any influence on the estimated parameters, excepted the Mag_{Max} , which enabled the discrimination between groups. These results are relevant for clinical studies that need these parameters to assess and monitor the

efficiency of therapies, related to the control of the bradykinesia symptom in Parkinson's disease.

Key-words: Bradykinesia, inertial sensors, temporal features, inertial features, wrist extension.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Acc_{Max}	Varição máxima da aceleração linear
A_{facc}	Aceleração linear máxima atingida
A_{iacc}	Aceleração linear inicial
AVDs	Atividades da vida diária
IMU	Inertial-measurement unit
Mag_{Max}	Varição máxima do campo magnético
MEMS	Sistema Micro-eletromecânico
M_{fmag}	Valor de campo magnético máximo atingido
M_{imag}	Campo magnético inicial
T_{AccMax}	Período da máxima da aceleração linear
T_i	Tempo inicial
T_{facc}	Tempo final do acelerômetro
T_{EMGMax}	Período da máxima contração muscular
T_{femg}	Tempo final do sensor eletromiográfico
T_{fgyro}	Tempo final do giroscópio
T_{fmag}	Tempo final do magnetômetro
T_{MagMax}	Período da variação máxima do campo magnético
T_{TASK}	Tempo total de execução da tarefa de extensão de punho
T_{total}	Tempo total de coleta
UPDRS	Unified Parkinson's Disease Rating Scale
$T_{VangMax}$	Período da máxima da velocidade angular
V_{AngMax}	Varição máxima da velocidade angular

V_{fgyro} Velocidade angular máxima atingida

V_{igyro} Velocidade angular inicial

Sumário

1 INTRODUÇÃO	17
1.1 MOTIVAÇÃO	17
1.2 OBJETIVO GERAL	18
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	19
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	20
2.1 BRADICINESIA.....	20
2.2 QUANTIFICAÇÃO DA BRADICINESIA	21
2.3 SENSORES.....	22
2.3.1 SENSORES INERCIAIS	22
2.3.2 SENSOR ELETROMIOGRÁFIO (EMG)	24
3 MÉTODOS PARA CARACTERIZAÇÃO DA BRADICINESIA	25
3.1 DEFINIÇÃO DOS GRUPOS DE PESQUISA	25
3.2 HARDWARE PARA AQUISIÇÃO DOS DADOS	28
3.3 PROCESSAMENTO DE SINAIS	29
3.4 ANÁLISES ESTATÍSTICAS	33
4 RESULTADOS.....	34
5 DISCUSSÃO	39
CONCLUSÃO.....	43
TRABALHOS FUTUROS.....	43
TRABALHOS PUBLICADOS	43
REFERÊNCIAS.....	45

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Posicionamento do sensor inercial (IMU) no dorso da mão, com o braço apoiado, e do sensor eletromiográfico sobre os músculos extensores. A orientação dos eixos X, Y e Z do sensor inercial está indicada na figura.	27
Figura 2 - Tarefa de extensão de punho: (A) Mão livre. (B) Antebraço em prono e palma da mão para baixo. (C) Movimento articular de extensão completa de punho. (D) Retorno posição inicial.	28
Figura 3 - Suporte para a carga de 92 gramas.	28
Figura 4 - Sinal eletromiográfico de um indivíduo com a doença de Parkinson. (Esquerda) Sinal bruto com a presença do tremor. (Direita) Sinal filtrado com a remoção do tremor.	30
Figura 5 - Marcações temporais e inerciais dos sensores. Na figura (A) têm-se as marcações do giroscópio, na qual a marcação 1-A representa o T_i eVigyro, a 1-A: T_{fgyro} e V_{fgyro} e a 3-A: T_{total} . Já na figura (B) estão as marcações do acelerômetro, sendo 1-B: T_i	31
Figura 6 - Características temporais dos grupos G1, G2, G3 e G4.	36
Figura 7 - Características inerciais dos grupos G1, G2, G3 e G4.....	36
Figura 8 - Macacões comparativas entre sujeito com a doença de Parkinson e hígido. Em A é apresentada a carência de movimentos nos sujeitos com a doença de Parkinson. Em B percebe-se a rigidez presente no indivíduo com a doença de Parkinson quando comparado ao sujeito hígido.....	37
Figura 9 - Comparação dos sinais eletromiográficos entre sujeitos com a doença de Parkinson e sujeitos hígidos. É possível notar a presença da roda dentada (rigidez) no indivíduo com a doença de Parkinson.	38

Figura 10 - Comparação dos sinais do giroscópio de sujeitos com a doença de Parkinson e sujeitos hígidos. A presença da acinesia no sinal do indivíduo com a doença de Parkinson. 38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Dados clínicos dos sujeitos com a doença de Parkinson..... 26

Tabela 2 - Comparação das características entre os grupos G1 e G3 pelo teste Wilcoxon

..... 35

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

Atualmente a avaliação dos sinais e sintomas motores da doença de Parkinson acontece de maneira qualitativa por meio de escalas clínicas feitas por observações de neurologistas. A Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson (UPDRS, do inglês *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*) é a escala mais utilizada, no ambiente clínico (Goetz *et al.* 2008; Ramaker *et al.* 2002). A grande limitação em utilizar a UPDRS é devido os resultados dependerem da percepção dos examinadores, podendo variar de acordo com cada examinador. Vários estudos estão sendo realizados, a fim de tornar esta avaliação e o gerenciamento da doença mais objetivos (Dai *et al.* 2013; Heldman *et al.* 2012; Jun *et al.* 2011; Niazmand *et al.* 2011; Salarian *et al.* 2003). Para a quantificação da bradicinesia, muitas pesquisas utilizam giroscópios e características derivadas da velocidade angular (Dai, Lin, and Lueth 2015; Jun *et al.* 2011; Salarian *et al.* 2003).

Todos os trabalhos citados acima, que envolvem a caracterização da bradicinesia, utilizam os movimentos e membros sugeridos pela escala UPDRS para avaliação deste sinal, porém tendo em vista a complexidade da doença de Parkinson, a bradicinesia pode ser avaliada e explorada por meio de outros movimentos e membros (Mentzel *et al.* 2016).

Alguns dos trabalhos utilizam mais de um sensor para a caracterização da bradicinesia a fim de obter informações ainda não exploradas (Heldman *et al.* 2012;

Martinez-Manzanera *et al.* 2016). Porém, mesmo com a fusão destes sensores estes trabalhos exploram, apenas, as medidas inerciais. Entretanto, parâmetros temporais são importantes e devem ser considerados também, uma vez que a bradicinesia consiste na lentidão ao executar movimentos. Sendo assim, o tempo de reação ao executar uma tarefa simples, de um sujeito com a doença de Parkinson, é maior que um indivíduo hígido (Berardelli *et al.* 2001). Esses trabalhos também não utilizam o sensor eletromiográfico na caracterização da bradicinesia, porém de acordo com Berardelli *et al.* (2001) o sinal eletromiográfico de sujeitos com a doença de Parkinson são mais lentos para atingir o máximo da atividade elétrica muscular, se comparado com sujeitos hígidos. Sendo assim, é importante extrair características temporais do sensor eletromiográfico, para caracterização da bradicinesia.

Ainda neste contexto de caracterização da bradicinesia, há uma carência de estudos que avaliem o efeito do uso de cargas na bradicinesia, já que estas são capazes de atenuar o tremor, que poderia interferir no tempo de reação e sincronismo de movimentos (Berardelli *et al.* 2001; Ma *et al.* 2009; Seki *et al.* 2011).

1.2 OBJETIVO GERAL

Esta pesquisa tem como objetivo principal caracterizar a bradicinesia no movimento de extensão de punho, diferenciando os sujeitos com a doença de Parkinson de indivíduos hígidos, por meio de extração de características temporais e inerciais de sensores híbridos, juntamente com um sensor eletromiográfico.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir o objetivo geral citado acima, formulou-se alguns objetivos específicos:

- 1) Definir qual atividade e membro será avaliado.
- 2) Definir os parâmetros inerciais relevantes.

- 3) Definir os parâmetros temporais importantes na caracterização da bradicinesia.
- 4) Definir os pontos nos quais foram feitas as marcações nos sinais para avaliação.
- 5) Organizar um banco de dados com os sinais e suas marcações de maneira otimizada para facilitar o processamento de sinais.
- 6) Definir o valor de carga para avaliação da influencia desta na bradicinesia.
- 7) Definir cada etapa e as técnicas de processamento dos sinais.
- 8) Definir os métodos de comparação entre as características.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Os capítulos foram organizados conforme uma sequência detalhada de cada etapa desenvolvida neste trabalho. A dissertação foi dividida em cinco capítulos:

No capítulo 2 realizou-se uma fundamentação teórica no qual tem uma breve revisão da literatura sobre os conceitos da doença de Parkinson, Bradicinesia, trabalhos que quantificam a bradicinesia e os sensores utilizados neste trabalho.

No capítulo 3 são descritos a coleta de dados e grupos avaliados. Apresenta-se o hardware e detalhes da estratégia para o processamento de dados.

No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos neste trabalho.

No capítulo 5 os resultados são discutidos, posteriormente conclusão é apresentada e os trabalhos futuros são propostos.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 BRADICINESIA

O termo bradicinesia foi usado pelo médico James Parkinson em 1817 para descrever um dos principais sintomas cardinais da doença de Parkinson (Berardelli *et al.* 2001). Posteriormente foi descoberto que além da bradicinesia a doença de Parkinson é caracterizada por outros sinais e sintomas motores, como: tremor de repouso, rigidez e instabilidade postural (Jankovic 2003). A doença de Parkinson é uma doença neurodegenerativa progressiva, sendo relacionada à degeneração de neurônios dopaminérgicos no sistema negroestriatal, levando a redução drástica dos níveis de dopamina no corpo estriado (Brand 2004). Essa redução provoca a diminuição dos movimentos que levam aos sinais e sintomas cardinais da doença (Berardelli *et al.* 2001).

A bradicinesia consiste na lentidão ao executar movimentos e muitas vezes esse termo se mistura com os conceitos de hipocinesia e acinesia. Hipocinesia está ligado à carência de movimentos e esses movimentos possuem baixa amplitude. Já acinesia refere-se à dificuldade em iniciar o movimento. Há motivos primários e secundários os quais contribuem para a bradicinesia. As causas secundárias são alguns dos próprios sintomas motores da doença de Parkinson como: tremor, rigidez, hipocinesia, acinesia e instabilidade postural. Já as causas primárias acontecem pelas desordens do controle central de movimento (Berardelli *et al.* 2001), como descrito acima, no qual há uma destruição de neurônios dopaminérgicos da substância negra (Birkmayer e Hornykiewicz 1998). Isso faz com que o tempo de reação para realizar um movimento

de um sujeito com a doença de Parkinson seja maior quando comparado a um indivíduo hígido com a mesma idade (Berardelli *et al.* 2001).

A avaliação dos sinais e sintomas da doença de Parkinson acontece por meio de escalas clínicas subjetivas. A escala mais utilizada no meio clínico para essa avaliação é a UPDRS, do inglês *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (Goetz *et al.* 2008; Ramaker *et al.* 2002). Essa escala possui 42 itens que são divididos em quatro partes: atividade mental, comportamental e de humor; atividades da vida diária (AVDs) - exploração motora e complicações da terapia e medicamentosa. A pontuação dessa escala varia de 0 a 4, sendo que 0 representa normalidade e 4 maior grau de comprometimento da doença. A parte 3 corresponde à avaliação motora dos sinais e sintomas da doença de Parkinson, na qual foi utilizada neste trabalho.

2.2 QUANTIFICAÇÃO DA BRADICINESIA

Alguns trabalhos vêm sendo realizados com o objetivo de tornar a caracterização da bradicinesia mais quantitativa. Alguns estudos optaram em usar giroscópios ao realizar os movimentos utilizados pela escala UPDRS para avaliarem a bradicinesia (Dai *et al.* 2013, 2015; Jun *et al.* 2011; Kim *et al.* 2011; Salarian *et al.* 2003). Foram extraídos parâmetros derivados da velocidade angular para essa avaliação (Dai *et al.* 2013, 2015; Jun *et al.* 2011; Kim *et al.* 2011; Salarian *et al.* 2003). Salarian *et al.* (2003) extraíram tais características, como: mobilidade da mão e média do alcance de rotação da mão ao realizar tarefas do cotidiano. Dai *et al.* (2013, 2015) em seus dois trabalhos extraíram a frequência dominante, a amplitude e o desvio padrão ao executar o movimento de abrir e fechar a mão. Jun *et al.* (2011) extraíram o valor médio de ângulo, pico de potência e potência total ao executar o movimento de pronação e supinação da mão. Kim *et al.* (2011) extraíram os parâmetros de ângulo, pico de

potência e potência média do movimento de batidas dos dedos.

Já Niazmand *et al.* (2011) apresentaram uma luva inteligente para avaliação quantitativa dos sinais e sintomas cardinais da doença de Parkinson na qual possui acelerômetro, sensor de força e sensor de toque. Para avaliação da bradicinesia Niazmand *et al.* (2011) usaram dois metais de contato, que funcionam como sensores de toque, posicionando um dos metais no dedo indicador e outro sob o polegar para medir o intervalo de batidas dos dedos. Foram calculados a média e o desvio padrão do movimento entre as batidas dos dedos.

Martinez-Manzanera *et al.* (2016) a fim de obterem uma avaliação objetiva da bradicinesia extraíram as características inerciais da fusão de três sensores inerciais (3-D acelerômetro, 3-D giroscópio e 3-D magnetômetro). Tais características extraídas são: média da frequência, média da amplitude e desvio padrão dos movimentos de avaliação da bradicinesia pela escala UPDRS.

2.3 SENSORES

2.3.1 SENSORES INERCIAIS

Sensores inerciais são capazes de rastrear movimentos baseados nas leis de Newton do movimento. Neste trabalho utilizou-se uma junção de três sensores inerciais (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) para detectar o movimento de extensão do punho e extrair características inerciais e temporais destes sensores. Estes sensores utilizam a tecnologia MEMS (sistema microeletromecânico) no qual consiste em sistemas embarcados que são capazes de desenvolver dispositivos que são utilizados em sistemas de controle e sensoriamento (Shaeffer 2013). Esses tipos de sensores são utilizados na quantificação da bradicinesia (Martinez-Manzanera *et al.* 2016).

2.3.1.1 ACELERÔMETRO

Os acelerômetros medem a aceleração linear com relação a um referencial, normalmente a unidade de medida usada é g. Geralmente são usados em sistemas de posicionamento e inclinação. São bastante utilizados em dispositivos moveis, sensoriamento de telas e jogos (Shaeffer 2013).

O princípio de funcionamento do acelerômetro depende do tipo de sensor. Há acelerômetros que utilizam material pizoelétrico os quais possuem uma massa presa a este material que ao sofrer uma aceleração, aumentam a compressão dessa massa em relação a um material pizoelétrico gerando uma variação de tensão proporcional a uma medida da aceleração (Li-Peng 2003). Existem acelerômetros baseados em sistemas eletromecânicos massa/mola que é uma massa presa a uma mola, no qual o deslocamento da massa é convertido para alterações da aceleração por meio de transdutores (Shaeffer 2013).

2.3.1.2 GIROSCÓPIO

Esse sensor mede velocidade angular e a unidade de medida mais utilizada é graus por segundo ($^{\circ}/s$) (Shaeffer 2013). Assim como o acelerômetro, o princípio de funcionamento do giroscópio depende do tipo de sensor utilizado. Existem aqueles que utilizam o método eletromecânico massa/mola, estes funcionam com base no princípio de detecção da aceleração de Coriolis no qual age sobre uma determinada massa de prova de vibração proporcional a taxa de rotação ao longo de um eixo ortogonal ao eixo vibratório. Ao medir a aceleração de Coriolis, a velocidade de rotação pode ser calculada, desde que a amplitude da velocidade da massa de prova seja conhecida (Shaeffer 2013).

2.3.1.3 MAGENTÔMETRO

Magnetômetros ou sensores magnéticos são usados para medir direção, sentido e intensidade de campos magnéticos (Foner 1959), geralmente é usada a unidade de medida Gauss.

Quanto ao princípio de funcionamento existem alguns tipos, um deles é o sensor magnético de efeito Hall no qual transforma informações do campo magnético em tensão elétrica. Existem também os magnetômetros baseados na força de Lorentz no qual se medem deslocamentos mecânicos usando métodos pizoresistivos ou transdutores eletrostáticos (Kabata and Vitorello 2007).

2.3.2 SENSOR ELETROMIOGRÁFIO (EMG)

É o sensor capaz de medir o sinal EMG observado na superfície da pele. O sinal eletromiográfico (EMG) é a soma de todos os potenciais elétricos (também conhecidos como potencial de ação) provenientes das fibras musculares quando excitadas e são detectadas sob área dos eletrodos (Cram, Kasmann, e Holtz 1998). Alguns aspectos influenciam esse sinal, tais como: propriedade da anatomia muscular e fisiológica, controle do sistema nervoso periférico e os instrumentos utilizados na aquisição dos sinais.

Neste trabalho utilizou-se sensores eletromiográficos de superfície, não invasivos, que são eletrodos localizados sobre a região cutânea. Estes foram usados de forma bipolar, no qual é feita uma subtração do sinal captado, eliminando os artefatos do sinal.

CAPÍTULO 3

MÉTODOS PARA CARACTERIZAÇÃO DA BRADICINESIA

3.1 DEFINIÇÃO DOS GRUPOS DE PESQUISA

Este estudo é do tipo transversal quantitativo e foi aprovado pelo comitê de ética local e pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa do Conselho Nacional de Saúde (CAAE: 07075413.6.0000.5152). Antes do experimento uma explicação detalhada aos participantes foi dada e todos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Os participantes foram divididos em dois grupos homogêneos quanto à idade, sendo 12 hígidos ($60,1 \pm 6,1$ anos) e 15 diagnosticados com a doença de Parkinson ($65,3 \pm 9,1$ anos) e avaliados quanto à severidade da bradicinesia por meio da escala UPDRS.

A Tabela 1 mostra dados clínicos dos indivíduos com a doença de Parkinson que participaram dessa pesquisa. Para a avaliação da bradicinesia foram levados em consideração os itens 24 e 25 da avaliação motora da escala UPDRS. Esses itens foram escolhidos, pois tratam de avaliação de movimentos na mão. O item 24 avalia movimentos ao abrir e fechar a mão e o item 25 movimentos de pronação e supinação também na mão.

Tabela 1- Dados clínicos dos sujeitos com a doença de Parkinson.

Sujeito	Idade	Sexo	Tempo da doença (anos)	Tratamento	Score UPDRS item 24	Score UPDRS item 25
1	70	M	13	Prolopa, Leranz, Venlaxin	2	1
2	51	M	11	Prolopa, Sifrol, Prolopa HBS, Mantidan	0	0
3	63	M	9	Estalevo	1	1
4	58	M	9	Acneton, Enalapril	1	1
5	53	F	9	Prolopa BD, Prolopa HBS, Mantidan, Promiprexol	0	0
6	64	F	2	Losartan, Prolopa, Glifagem	2	1
7	61	F	17	Prolopa, Sifrol, Mantidan	1	1
8	64	F	10	Prolopa, Sifrol, Contan, Mantidan	1	0
9	68	M	8	Indisponível	1	1
10	75	F	8	Mantidan, Sinfrol, Prolopa, Diavotril, Dramin	1	2
11	70	M	12	Prolopa, Biperidan	2	2
12	65	F	2	Sifrol, Prolopa	2	2
13	53	M	6	Acneton	1	1
14	82	M	3	Indisponível	2	1
15	75	F	5	Indisponível	1	1
Média e desvio padrão					1,2 ± 0,68	1 ± 0,65

Não foram recrutados potenciais participantes que tinham evidências clínicas de demência, declínio cognitivo, alguma lesão ou alteração musculoesquelética do membro superior ou limitação que poderiam interferir na execução dos protocolos experimentais

propostos.

O experimento foi dividido em duas etapas, sendo a primeira a análise clínica feita pelo neurologista na qual avaliou-se os sinais e sintomas motores da doença de Parkinson e posteriormente, iniciou-se a etapa de coleta de dados com os sensores inerciais posicionados no dorso da mão e o sensor eletromiográfico no músculo e extensor ulnar do carpo.

Todos os participantes executaram movimento de extensão neutra de punho com o antebraço apoiado em um suporte com uma unidade de sensor inercial (MinIMU 9, ST Microelectronics, Suíça) no dorso da mão. Os eixos X, Y e Z foram orientados nas direções verticais, médio-lateral e antero-posterior, e os sensores eletromiográficos nos músculos extensores conforme mostrado na Figura 1.



Figura 1- Posicionamento do sensor inercial (IMU) no dorso da mão, com o braço apoiado, e do sensor eletromiográfico sobre o músculo ulnar do carpo. A orientação dos eixos X, Y e Z do sensor inercial está indicada na figura.

Na tarefa de extensão ativa do punho neutra sem desvios, os participantes, sentados, mantiveram o antebraço apoiado a um suporte com a mão pendente em pronação. Em seguida, realizou-se a extensão de punho no qual iniciou com a mão livre (Figura 2 – A), o antebraço em prono e palma da mão para baixo (Figura 2 – B), o

movimento articular de extensão completa de punho (Figura 2 – C), no plano sagital. Não foram levados em consideração na análise os dados coletados com a mão livre, mostrado na Figura 2 – A. Esta tarefa foi executada sem a presença da carga (3 repetições) e com a presença da carga de 92 gramas (3 repetições) adaptada com um suporte na mão (Figura 3).



Figura 2 - Tarefa de extensão de punho. (A) Mão livre. (B) Antebraço em prono e palma da mão para baixo. (C) Movimento articular de extensão completa de punho.



Figura 3 - Suporte para a carga de 92 gramas.

Posteriormente, os dois grupos foram subdivididos em quatro grupos, sendo o grupo 1 (G1) composto por indivíduos hígidos e sem carga, o grupo 2 (G2) por indivíduos hígidos e com carga, o grupo 3 (G3) por indivíduos com a doença de Parkinson e sem carga e o grupo 4 (G4) por indivíduos com a doença de Parkinson e com carga.

3.2 HARDWARE PARA AQUISIÇÃO DOS DADOS

Nesta pesquisa foi utilizado o sistema TREMSSEN (*Precise Tremor Sensing Technology*) desenvolvido em nosso laboratório (Instituto Nacional de Propriedade

Intellectual - Brasil- Processo BR 10 2014 023282 6). O sistema é composto de um hardware e software para a aquisição, armazenamento e visualização de dados em tempo real.

A IMU baseia-se na tecnologia MEMS composta por um giroscópio L3G4200D (três eixos e saída digital), um acelerômetro e um magnetômetro LSM303DLM (três eixos e saída digital). A comunicação do IMU com o microcontrolador é por meio do protocolo I²C. O condicionador de atividade eletromiográfica é responsável por filtrar o sinal bruto de modo a estimar a envoltória do sinal.

As configurações da sensibilidade dos sensores inerciais podem ser alteradas individualmente por meio da comunicação I²C:

- Giroscópio: ± 245 , ± 500 , ou $\pm 2000^\circ/\text{s}$;
- Acelerômetro: ± 2 , ± 4 , ± 6 , ± 8 , ou ± 16 g;
- Magnetômetro: ± 2 , ± 4 , ± 8 , ou ± 12 gauss.

Para este estudo o giroscópio teve sua sensibilidade ajustada para $\pm 245^\circ/\text{s}$, o acelerômetro ± 2 g e o magnetômetro ± 2 gauss.

A conversão dos dados analógicos em digitais é feita pelo conversor A/D de 12 bits. O microcontrolador lê as informações dos sensores e transmite os dados ao PC pela comunicação serial (USB). A frequência de amostragem dos dados é de 50 Hz.

3.3 PROCESSAMENTO DE SINAIS

Para a análise da bradicinesia em pessoas com a doença de Parkinson o tremor deve ser removido, uma vez que este influencia no resultado e tem sido uma das principais causas de análises equivocadas da bradicinesia (Jun *et al.* 2011; Kim *et al.*

2011; Salarian *et al.* 2003). Para eliminar o efeito do tremor utilizou-se um filtro passa-baixa com frequência de corte em 5 Hz (Jun *et al.* 2011; Salarian *et al.* 2003). A Figura 4 mostra o sinal eletromiográfico de um indivíduo com a doença de Parkinson antes e após a remoção do tremor.

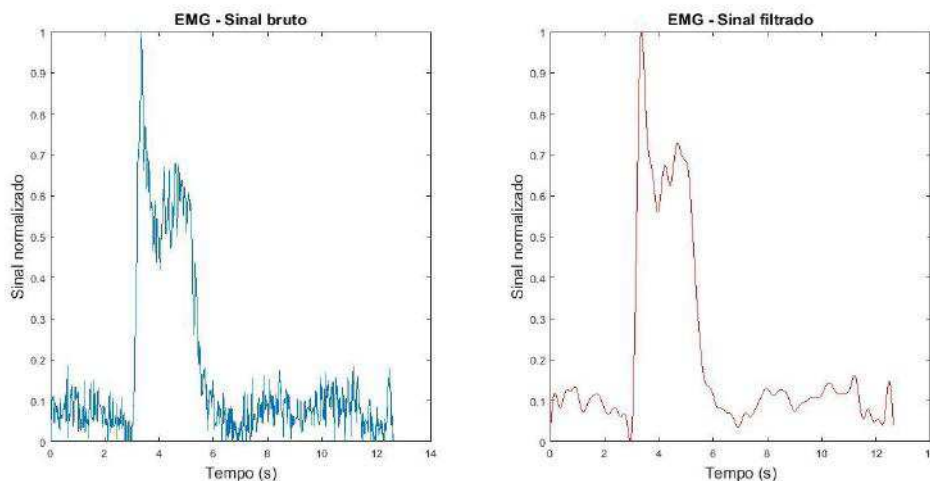


Figura 4 - Sinal eletromiográfico de um indivíduo com a doença de Parkinson. (Esquerda) Sinal bruto com a presença do tremor. (Direita) Sinal filtrado com a remoção do tremor.

Após filtrar os dados realizou-se marcações do tempo inicial e final de eventos relevantes registrados por cada sensor. Essa marcação foi realizada manualmente para a extração de características temporais e inerciais, para posterior análise estatística no software R. O tempo inicial consiste no início da execução da atividade de extensão de punho. Já o tempo final é o tempo em que a amplitude do sinal registrado atinge seu valor máximo. As marcações aconteceram apenas em um dos eixos dos sensores inerciais: giroscópio (eixo Y), acelerômetro (eixo X) e o magnetômetro (eixo Z). A escolha dos eixos para análise ocorreu com base na posição de cada sensor no dorso da mão e o movimento de extensão do punho. No movimento de extensão a velocidade angular varia de acordo com o eixo Y do giroscópio. Já a aceleração linear varia com o eixo X do acelerômetro e o magnetômetro está relacionado com o campo magnético terrestre e varia no eixo Z como mostra na Figura 1.

O tempo inicial (T_i) foi igual para todos os registros e foi baseado nos sinais do giroscópio para marcar o início da atividade de extensão de punho, assim como o tempo total de coleta (T_{total}) que registra o fim da tarefa de extensão de punho. Ao marcar os tempos iniciais dos sensores, identificou-se também a velocidade angular inicial (V_{igyro}) para o giroscópio, aceleração linear inicial (A_{iacc}) do acelerômetro e o campo magnético inicial (M_{imag}) do magnetômetro, como mostra a Figura 5. O tempo final marcado para o giroscópio (T_{fgyro}) consiste no tempo para atingir a velocidade angular máxima; neste mesmo ponto marcou-se também a velocidade angular máxima atingida (V_{fgyro}), como mostra a Figura 5 (A). O tempo final do acelerômetro (T_{facc}) baseia-se no momento no qual ocorreu a máxima aceleração linear (A_{facc}), como mostrado na (B). O tempo final do magnetômetro (T_{fmag}) ocorreu no ponto em que se atingiu o máximo valor de campo magnético (M_{fmag}) apresentado na Figura 5 (C). A marcação do tempo final do sensor eletromiográfico (T_{femg}) corresponde à contração máxima dos músculos extensores como visto na Figura 5 (D).

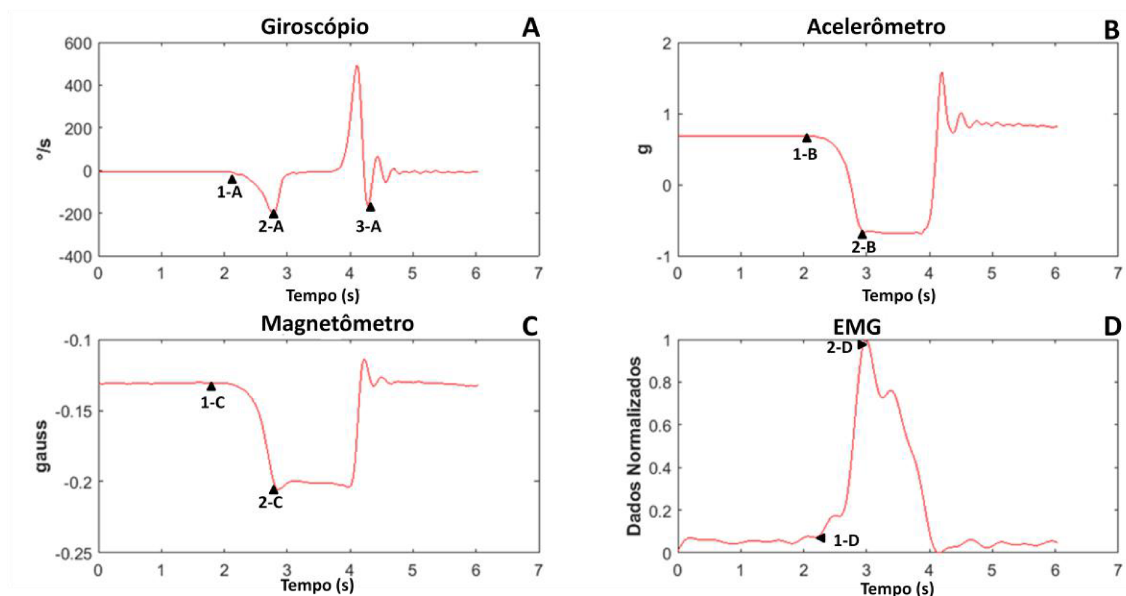


Figura 5 - Marcações temporais e inerciais dos sensores. Na figura (A) têm-se as marcações do giroscópio, na qual a marcação 1-A representa o T_i e V_{igyro} , a 2-A: T_{fgyro} e V_{fgyro} e a 3-A: T_{total} . Já na figura (B) estão as marcações do acelerômetro, sendo 1-B: T_i

Para retirar efeitos da gravidade e offset dos dados, os sinais finais de tempo e de medidas inerciais foram subtraídos dos sinais iniciais de tempo e de medidas inerciais, respectivamente, obtendo o período para as características temporais e as variações para as características inerciais de cada sensor. Sendo assim, o período ($T_{VangMax}$) (1) para atingir a variação máxima da velocidade angular (V_{AngMax}) (2) :

$$T_{VangMax} = T_{fgyro} - T_i \quad (1)$$

$$V_{AngMax} = V_{fgyro} - V_{igyro} \quad (2)$$

O período (T_{AccMax}) (3) para atingir a variação máxima da aceleração linear (Acc_{Max}) (4):

$$T_{AccMax} = T_{facc} - T_i \quad (3)$$

$$Acc_{Max} = A_{facc} - A_{iacc} \quad (4)$$

O período (T_{MagMax}) (5) para atingir a variação máxima do campo magnético (Mag_{Max}) (6):

$$T_{MagMax} = T_{fmag} - T_i \quad (5)$$

$$Mag_{Max} = M_{fmag} - M_{imag} \quad (6)$$

O período para atingir a contração muscular máxima (T_{EMGMax}) (7):

$$T_{EMGMax} = T_{femg} - T_i \quad (7)$$

O tempo total de execução da tarefa de extensão de punho (T_{TASK}) (8):

$$T_{TASK} = T_i - T_{total} \quad (8)$$

3.4 ANÁLISES ESTATÍSTICAS

Os dados temporais e inerciais foram exportados para o software R (“The R Project for Statistical Computing,” n.d). Em seguida, foi calculada a média de todos os parâmetros temporais e inerciais das três coletas de cada participante.

A normalidade de cada variável foi verificada por meio da utilização do teste de Shapiro-Wilk com um nível de significância de 0,05 ($p < 0,05$).

Após, o teste de normalidade, foi feito o teste Wilcoxon com nível de significância de 95% ($p < 0,05$) que compara os grupos e verifica quais as características serão usadas para discriminar o grupo de participantes hígidos do grupo de pacientes com a doença de Parkinson e também avaliar o efeito da carga na bradicinesia. A comparação intra grupo acontece para verificar se a carga de 92 gramas influencia na bradicinesia. Já a comparação inter grupo verifica quais as características são significantes para discriminar os grupos de hígidos e sujeitos com a doença de Parkinson.

Em seguida, foram calculadas a média e o erro padrão das características de cada grupo.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

O teste de normalidade Shapiro aplicado mostrou que a maioria das características não obedece a uma distribuição normal ($p < 0,05$). Então, aplicou-se o teste Wilcoxon de comparação pareada para dados não-paramétricos entre os grupos (G1, G2, G3 e G4).

A comparação intra grupos (G1 e G2, G3 e G4) que se diferenciavam pela presença ou ausência de carga mostrou que não há diferença significativa ($p < 0,05$) entre as características dos grupos. Portanto, a carga de 92 gramas não influencia na bradicinesia.

Já a comparação entre os grupos de sujeitos hígidos e com a doença de Parkinson (G1 e G3) observou-se que todas as características, exceto o parâmetro Mag_{Max} possui diferença significativa ($p < 0,05$), como mostra a Tabela 2.

. Sendo assim, estas características discriminam o grupo de hígidos e dos indivíduos com a doença de Parkinson.

Tabela 2 - Comparação das características entre os grupos G1 e G3 pelo teste Wilcoxon

Características	Teste Wilcoxon
<i>Temporais</i>	
T _{VangMax}	33,5 ($p < 0,01$)*
T _{EMGMax}	42 ($p < 0,02$)*
T _{MagMax}	25 ($p < 0,00$)*
T _{AccMax}	38 ($p < 0,01$)*
T _{TASK}	39($p < 0,01$)*
<i>Inerciais</i>	
V _{AngMax}	39 ($p < 0,00$)*
Mag _{Max}	125 ($p < 0,09$)
Acc _{Max}	21 ($P < 0,05$)*
Os dados com * representam ($p < 0,05$).	

A média e o erro padrão foram calculados para os grupos e foi possível reforçar os resultados encontrados na Tabela 2.

Como mostra a Figura 6 com a média e o erro padrão das características temporais foi possível discriminar os grupos de sujeitos com Parkinson dos hígidos. Já a comparação entre os grupos com relação à presença e ausência de carga mostrou que não há diferenças significativas (G1 e G3; G2 e G4).

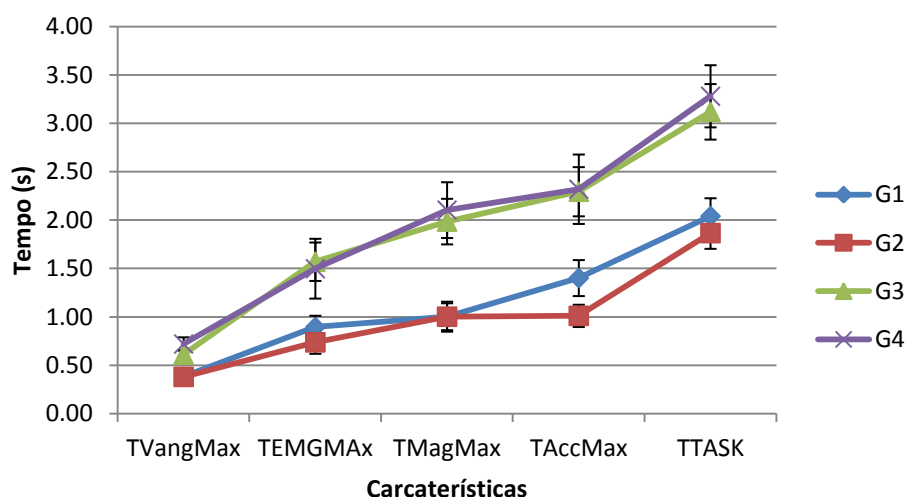


Figura 6 - Características temporais dos grupos G1, G2, G3 e G4.

O cálculo da média e erro padrão para as características inerciais, exceto a Mag_{Max} , discriminou também os grupos de pessoas com Parkinson e hígidos, sendo que a velocidade angular e aceleração do grupo de hígidos é praticamente o dobro da velocidade angular e aceleração do grupo de indivíduos com a doença de Parkinson (Figura 7).

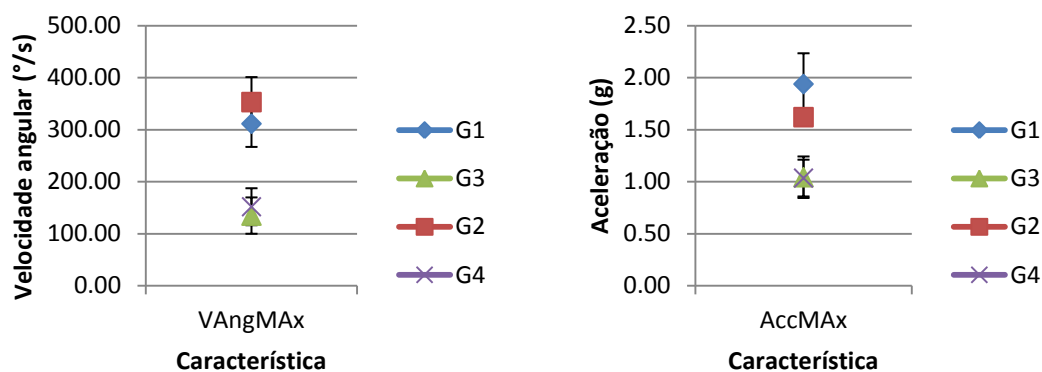


Figura 7 - Características inerciais dos grupos G1, G2, G3 e G4.

O banco de dados feito por meio das marcações dos sinais coletados permitiu observar alguns dos outros sintomas da doença de Parkinson também, como: hipocinesia, acinesia e rigidez durante a execução da tarefa de extensão de punho. Na Figura 8 na marcação A é possível observar a carência de movimentos de indivíduos

com a doença de Parkinson, o sintoma hipocinesia, se comparado com o sinal do indivíduo hígido. É possível observar em B também a presença do sinal de rigidez em sujeitos com a doença de Parkinson, uma vez que não há a presença da oscilação da mão (sujeitos hígidos B) ao retornar a posição inicial.

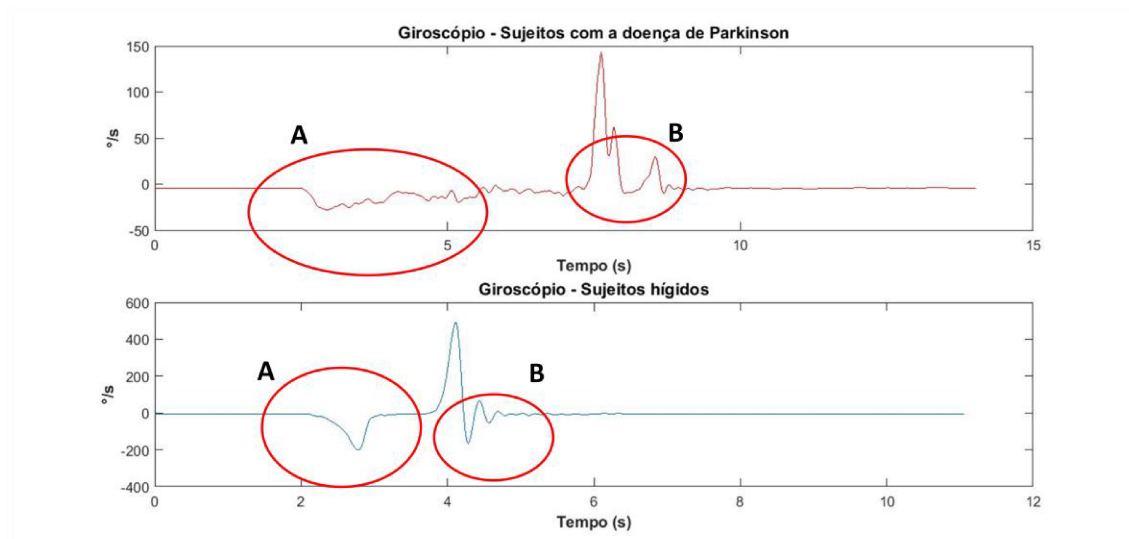


Figura 8 - Macacões comparativas entre sujeito com a doença de Parkinson e hígido. Em A mostra a carência de movimentos nos sujeitos com a doença de Parkinson. Em B percebe-se a rigidez presente no indivíduo com a doença de Parkinson quando comparado ao sujeito hígido.

O efeito do sinal roda dentada que é característico da rigidez, sintoma presente na doença de Parkinson, também pode ser visto nas marcações do sinal do sensor eletromiográfico conforme Figura 9. É possível observar a dificuldade do sujeito com a doença de Parkinson em atingir a contração muscular máxima ao executar o movimento de extensão.

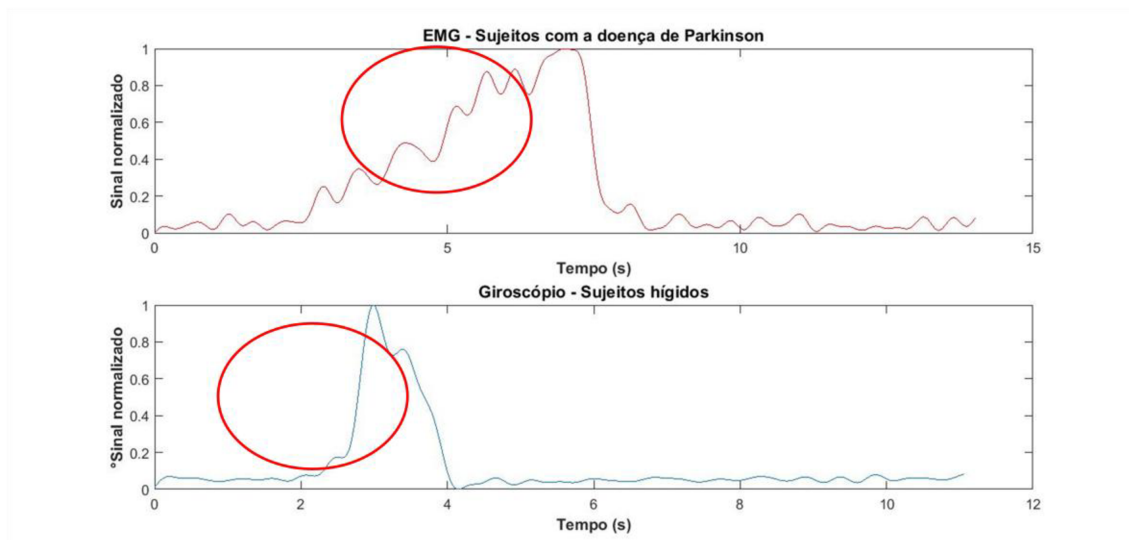


Figura 9 - Comparação dos sinais eletromiográficos entre sujeitos com a doença de Parkinson e sujeitos hígidos. É possível notar a presença da roda dentada (rigidez) no indivíduo com a doença de Parkinson.

É possível observar por meio da Figura 10 a presença da acinesia no sujeito com a doença de Parkinson. Nesse sinal é perceptível a dificuldade em iniciar o movimento do indivíduo com a doença de Parkinson, quando comparado ao sinal do sujeito hígido.

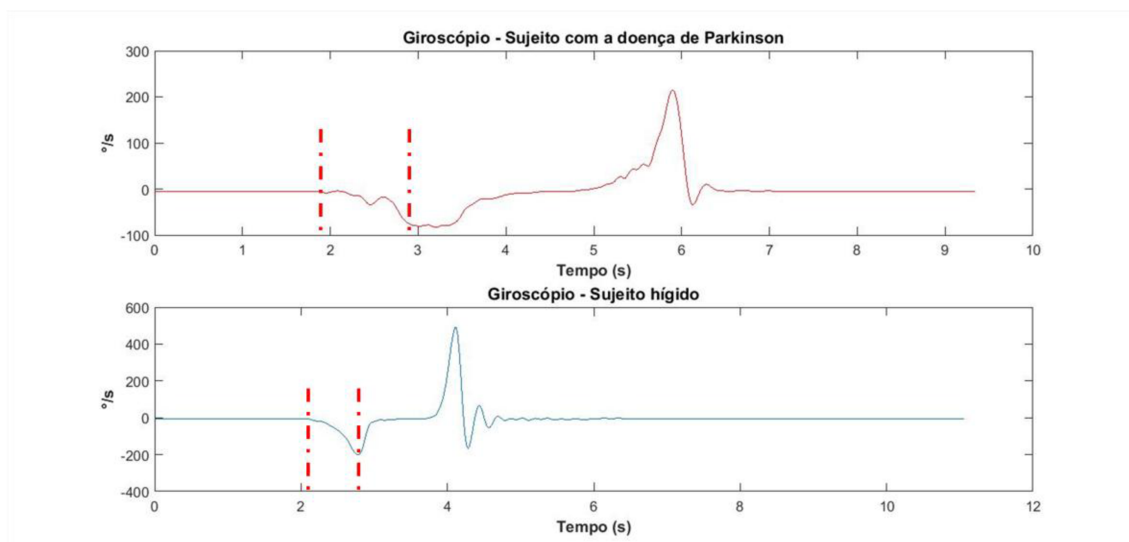


Figura 10 - Comparação dos sinais do giroscópio de sujeitos com a doença de Parkinson e sujeitos hígidos. A presença da acinesia no sinal do indivíduo com a doença de Parkinson.

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO

Este estudo propõe a avaliação de novos parâmetros para a caracterização da bradicinesia parkinsoniana, ao executar o movimento de extensão do punho, baseada no uso de sensores inerciais (giroscópio, acelerômetro e magnetômetro) posicionados no dorso da mão e sensor eletromiográfico no músculo extensor ulnar do carpo e também avaliação do efeito de uma carga de 92 gramas sobre a bradicinesia.

A maioria dos estudos que avalia a bradicinesia utiliza os movimentos e membros sugeridos pela escala UPDRS(Dai *et al.* 2013, 2015; Heldman *et al.* 2012; Jun *et al.* 2011; Kim *et al.* 2011; Martinez-Manzanera *et al.* 2016; Niazmand *et al.* 2011; Rissanen *et al.* 2013; Salarian *et al.* 2003), porém a doença de Parkinson é complexa e provoca alterações em diversas partes do corpo. Há estudos que propõem movimentos além dos apresentados na escala para análise da bradicinesia. Mentzel *et al.* investigaram quais as tarefas são as mais confiáveis para avaliação da bradicinesia. Das atividades analisadas concluíram que além dos movimentos propostos pela escala UPDRS, como: marcha, pronação/supinação, agilidade da perna, a flexão e extensão de cotovelo são tarefas adequadas na discriminação entre os grupos de indivíduos hígidos e que apresentam bradicinesia(Mentzel *et al.* 2016). Diante disso, este estudo avaliou a bradicinesia na execução do movimento de extensão de punho, já que esta tarefa é funcional, simples execução, participa de movimentos de pinça e preensões e se mostrou adequada na avaliação da bradicinesia como mostram os resultados apresentados na Tabela 2.

.

Grande parte dos trabalhos que envolvem a quantificação da bradicinesia utilizam os parâmetros inerciais extraídos do giroscópio, acelerômetro ou magnetômetro (Dai *et al.* 2013, 2015; Heldman *et al.* 2012; Jun *et al.* 2011; Kim *et al.* 2011; Martinez-Manzanera *et al.* 2016; Salarian *et al.* 2003). Contudo, parâmetros temporais também devem ser investigados, uma vez que a bradicinesia consiste na lentidão ao executar movimentos (Morris 2000), então, esperava-se que indivíduos com a doença de Parkinson executassem as tarefas com um tempo maior se comparado com os indivíduos hígidos, como provou este trabalho (Figura 6). Sendo assim, este estudo contemplou além da extração de características inerciais a extração e análise de parâmetros temporais para caracterização da bradicinesia como mostra a Tabela 2. Para a extração de parâmetros o tempo final da execução do movimento de extensão de punho foi marcado na primeira oscilação como visto na marcação 3-A da Figura 5 (A), uma vez que as oscilações posteriores se dão pelo fato da mão estar livre e oscilar ao retornar a posição inicial.

Foi possível confirmar também por meio da Tabela 2 que todas as características temporais extraídas no movimento de extensão de punho e as características inerciais, velocidade angular e aceleração linear, são capazes de discriminar o grupo de doentes com Parkinson e hígidos. E essas características extraídas são redundantes, uma vez que é possível discriminar os sujeitos com a doença de Parkinson das pessoas hígidas utilizando somente uma das características ($p < 0,05$) ou todas as características com significância de 95%. Considerando-se as características inerciais investigadas, apenas, a variação do campo magnético (Mag_{Max}) não é capaz de discriminar os grupos. Mesmo alguns dos sujeitos com a doença de Parkinson avaliados por examinadores por meio dos itens 24 e 25 da escala UPDRS tendo scores 0 nos dois itens avaliados como mostra Tabela 1, o resultado do trabalho é coerente (Tabela 2, uma

vez que a análise feita não foi individual e sim do conjunto de sujeitos com a doença de Parkinson.

Além do mais, estes trabalhos usam, apenas, um, dois ou três sensores (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) para avaliações de sintomas/sinais da doença de Parkinson e tendo em vista a complexidade da doença, a junção de vários sensores traz aspectos ainda não explorados como visto na Figura 6.

A Figura 6 mostra que as características temporais discriminam os dois grupos. O grupo com a doença de Parkinson levou mais tempo tanto para a execução completa da tarefa quanto para atingir os picos das medidas inerciais. E mesmo levando mais tempo para atingir as medidas inerciais máximas, essas eram praticamente a metade do valor se comparado com os hígidos como visto na Figura 7. Na Figura 7 é possível observar que tanto a velocidade angular máxima como a aceleração linear máxima atingida pelo grupo de pessoas com Parkinson é praticamente a metade dos valores atingidos pelo grupo de hígidos.

Alguns trabalhos utilizam as cargas para atenuar o tremor. Hui *et al.* propuseram o uso de um peso nos utensílios de alimentação para suavizar o tremor, facilitando o movimento ao alimentar (Ma *et al.* 2009). Sendo assim, este trabalho investigou se uma carga de 92 gramas também atenuaria a bradicinesia. Foi possível observar que o uso desta carga não influencia no sinal da bradicinesia e no movimento de extensão de punho de indivíduos hígidos, como observado nas Figura 6 e 7. Não houve diferença significativa na comparação intra grupos (com carga e sem carga).

A hipocinesia também pode ser observada na marcação A da Figura 8 no qual o sinal do movimento de um sujeito com a doença de Parkinson é de baixa amplitude se comparado ao sinal de um indivíduo hígido e há uma carência de movimento (Berardelli

et al. 2001). Na marcação B da Figura 8 há a presença da rigidez, impedindo que a mão livre, retorne a posição inicial do movimento de extensão oscilando como acontece com sujeitos hígidos, isso acontece devido à rigidez impedir o relaxamento completo dos músculos (Jankovic 2003).

A rigidez com efeito de roda dentada também foi observada na Figura 9 no sinal eletromiográfico. Esse sintoma contribui para a bradicinesia, uma vez que é possível observar que este efeito influencia no movimento, contribuindo na lentidão do sujeito com a doença de Parkinson em atingir a contração muscular se comparado ao sujeito hígido (Berardelli *et al.* 2001).

De acordo com Berardelli *et al.* indivíduos com a doença de Parkinson possuem tempo de reação maior que pessoas hígidas, uma vez que há uma dificuldade em começar a se mover, acinesia (Berardelli *et al.* 2001). É possível comprovar isso por meio da Figura 10 na qual é perceptível que o intervalo para início da execução da tarefa do sujeito com a doença de Parkinson é superior a do indivíduo hígido. Daí *et al.* mostraram a presença da acinesia em sujeitos com a doença de Parkinson no trabalho de quantificação da bradicinesia (Dai and Angelo 2013).

CONCLUSÃO

Este estudo caracterizou a bradicinesia parkinsoniana no movimento de extensão do punho por meio de sensores inerciais (acelerômetro, giroscópio e magnetômetro) e da atividade eletromiográfica. Foram extraídas características inerciais e temporais destes sensores. Todas as características temporais mostram-se significativas, utilizando o teste Wilcoxon ($p < 0,05$), para discriminar o grupo de pessoas com Parkinson do grupo de indivíduos hígidos. Das características inerciais analisadas, apenas, o parâmetro extraído do magnetômetro (Mag_{Max}) não é significativo ($p < 0,05$). Verificou-se também que a carga de 92 gramas não influencia na bradicinesia e nem no movimento de extensão de punho dos indivíduos hígidos. Finalmente, este estudo pode ser usado para a discriminação de sujeitos com Parkinson e indivíduos hígidos e contribuir na avaliação da progressão da doença e efeitos de terapias ou medicamentos.

TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros é interessante retirar os efeitos da hipocinesia e acinesia dos sinais para a caracterização da bradicinesia. Seria importante também utilizar as características na avaliação da severidade da bradicinesia, confrontando os resultados com a avaliação da UPDRS.

TRABALHOS PUBLICADOS

- “Avaliação preliminar de um método para mensuração do tremor por meio da variação do campo magnético“ Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technologies, Vitória, 2015.

- “Comparação dos valores de campo magnético medidos por um sensor inercial Pololu MinIMU-9 v3 com relação a Lei de Biot-Savart” SEFIS - Semana da física, Uberlândia, 2015.
- “Avaliação da detecção de campo magnético pelo magnetômetro LSM303D” Simpósio de Engenharia Biomédica, Uberlândia, 2015.
- “Análise de um novo método para mensuração do tremor fisiológico por meio do magnetômetro LSM303D imerso em um campo magnético”, SIIM - Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas, Campinas, 2015.

REFERÊNCIAS

- Berardelli, A., J. C. Rothwell, P. D. Thompson, and M. Hallett. 2001. "Pathophysiology of Bradykinesia in Parkinson ' S Disease." *Brain* 124:2131–46.
- Birkmayer, W. and O. Hornykiewicz. 1998. "The Effect of L -3 , 4-Dihydroxyphenylalanine (= DOPA) on Akinesia in Parkinsonism." *Parkinsonism & Related Disorders* 4:59–60.
- Brand, Marcus Lira. 2004. *As Bases Biológicas Do Comportamento - Introdução à Neurociência*. São Paulo.
- Carvalho, Mateus et al. n.d. "Caracterização de Nanopartículas Magnéticas Utilizando Magnetômetro Versátil de Efeito Hall."
- Cram, Jeffrey R., Glenn S. Kasmann, and Jonathan Holtz. 1998. *Introduction to Surface Electromyography*. Maryland.
- Dai, Houde and L. T. D. Angelo. 2013. "A Portable System for Quantitative Assessment of Parkinsonian Bradykinesia during Deep-Brain Stimulation Surgery." *2nd International Conference on Advances in Biomedical Engineering A* 77–80.
- Dai, Houde, Haijun Lin, and Tim C. Lueth. 2015. "Quantitative Assessment of Parkinsonian Bradykinesia Based on an Inertial Measurement Unit." *BioMedical Engineering OnLine* 1–13.
- Dai, Houde, Bernward Otten, Jan Hinnerk Mehrkens, L. T. D. Angelo, and Tim C. Lueth. 2013. "A Novel Glove Monitoring System Used to Quantify Neurological

- Symptoms During Deep-Brain Stimulation Surgery.” IEEE SENSORS JOURNAL (9):3193–3202.
- Foner, Simon. 1959. “Versatile and Sensitive Vibrating-Sample Magnetometer.” The Review of Scientific Instruments (7):548.
- Goetz, Christopher G. et al. 2008. “Movement Disorder Society-Sponsored Revision of the Unified Parkinson ’ S Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale Presentation and Clinimetric Testing Results.” Movement Disorder Society EXPEDITED (15):2129–70.
- Heldman, Dustin A. et al. 2012. “The Modified Bradykinesia Rating Scale for Parkinson’s Disease: Reliability and Comparison with Kinematic Measures.” Mov Disord. (10):1859–63.
- Jankovic, Joseph. 2003. “Pathophysiology And Clinical Assessment Of Parkinsonian Symptoms And Signs.” Pp. 71–107 in Handbook of Parkinson’s Disease.
- Jun, Jae-hoon et al. 2011. “Quantification of Limb Bradykinesia in Patients with Parkinson ’ S Disease Using a Gyrosensor – Improvement and Validation.” INTERNATIONAL JOURNAL OF PRECISION ENGINEERING AND MANUFACTURING (3):557–63.
- Kabata, Wanderli and Icaro Vitorello. 2007. “CONFIGURAÇÕES ALTERNATIVAS PARA MAGNETÔMETROS ‘FLUXGATE’ COM NÚCLEO AMORFO.” Revista Brasileira de Geofísica (2):159–69.
- Kim, Ji-Won et al. 2011. “Quantification of Bradykinesia during Clinical Finger Taps Using a Gyrosensor in Patients with Parkinson ’ S Disease.” Med Biol Eng Comput (2011) (49):365–71.

- Ma, Hui-Ing, Wen-juh Hwang, Pei-luen Tsai, and Yung-wen Hsu. 2009. "The Effect of Eating Utensil Weight on Functional Arm Movement in People with Parkinson's Disease: A Controlled Clinical Trial." *Clinical Rehabilitation* (23):1086–92.
- Martinez-Manzanera, O. et al. 2016. "A Method for Automatic and Objective Scoring of Bradykinesia Using Orientation Sensors and Classification Algorithms." *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING* (5):1016–24.
- Mentzel, Thierry Q. et al. 2016. "Instrumental Assessment of Bradykinesia: A Comparison Between Motor Tasks." *IEEE JOURNAL OF BIOMEDICAL AND HEALTH INFORMATICS* (2):521–26.
- Morris, Meg E. 2000. "Movement Disorders in People With Parkinson Disease: A Model for Physical Therapy." *Physical Therapy* (6):578–97.
- Niazmand, K. et al. 2011. "Quantitative Evaluation of Parkinson's Disease Using Sensor Based Smart Glove." *24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems* 978–1 – 4577–1189 – 3.
- Ramaker, Claudia, Johan Marinus, Anne Margarethe Stiggelbout, and Bob Johannes Van Hilten. 2002. "Systematic Evaluation of Rating Scales for Impairment and Disability in Parkinson's Disease." *Movement Disorders Society* (5):867–76.
- Rissanen, Saara M. et al. 2013. "Analysis of EMG and Acceleration Signals for Quantifying the Effects of Deep Brain Stimulation in Parkinson's Disease Saara." *IEEE Trans Biomed Eng.* (9):1–21.
- Salarian, A. et al. 2003. "AN AMBULATORY SYSTEM TO QUANTIFY BRADYKINESIA AND TREMOR IN PARKINSON'S DISEASE." *4th Annual IEEE Conf on Information Technology Applications in Biomedicin* 35–38.

- Seki, Masatoshi et al. 2011. "The Weight Load Inconsistency Effect on Voluntary Movement Recognition of Essential Tremor Patient." International Conference on Robotics and Biomimetics 901–7.
- Shaeffer, Derek K. 2013. "COMMUNICATIONS MEMS Inertial Sensors : A Tutorial Overview." IEEE Communications Magazine (April):100–109.
- The R Project for Statistical Computing. at. Disponível em: <<https://www.r-project.org/>>. Acesso em: 30 de junho de 2016.
- Wang, Li-Peng et al. 2003. "Design, Fabrication, and Measurement of High-Sensitivity Piezoelectric Microelectromechanical Systems Accelerometers." *Microelectromechanical Systems* (4):433–39.