

RESSALVA

Atendendo solicitação da
autora, o texto completo desta dissertação
será disponibilizado somente a partir
de 13/08/2020.



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Ilha Solteira**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

ANDRESSA HELENA MELO COSTA

**DISPOSITIVOS DE ESTIMULAÇÃO VIBRO-TÁTIL PARA REABILITAÇÃO
DE PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON**

Ilha Solteira

2019



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Ilha Solteira

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA

ANDRESSA HELENA MELO COSTA

DISPOSITIVOS DE ESTIMULAÇÃO VIBRO-TÁTIL PARA REABILITAÇÃO
DE PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia do Campus de Ilha Solteira – UNESP como requisito para a obtenção do título de Mestre. Área do conhecimento: Automação.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo
Augusto Assunção Sanches

Ilha Solteira

2019

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

C837d Costa, Andressa Helena Melo.
Dispositivos de estimulação vibro-tátil para reabilitação de pacientes com
Doença de Parkinson / Andressa Helena Melo Costa. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2019
64 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de
Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2019

Orientador: Marcelo Augusto Assunção Sanches
Inclui bibliografia

1. Doença de Parkinson. 2. Sintomas motores. 3. Pistas externas. 4.
Estimulação vibro-tátil. 5. Zigbee.


Raiane da Silva Santos

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: DISPOSITIVOS DE ESTIMULAÇÃO VIBRO-TÁTIL PARA A REABILITAÇÃO DE PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON

AUTORA: ANDRESSA HELENA MELO COSTA

ORIENTADOR: MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em ENGENHARIA ELÉTRICA, área: Automação pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Prof. Dr. MAURO CONTI PEREIRA
Departamento Meca/Elétrica UCDB / Universidade Católica Dom Bosco

Ilha Solteira, 13 de fevereiro de 2019

Dedico esse trabalho à
todos que enfrentam a Doença de
Parkinson.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço ao fisioterapeuta Juliano Pires do Instituto Lucy Montoro de reabilitação de São José do Rio Preto, que nos confiou esse projeto e vem nos auxiliando para a realização do mesmo. Me sinto extremamente feliz em ter a oportunidade de contribuir, mesmo que minimamente, com o propósito de melhorar a qualidade de vida de pessoas com Doença de Parkinson.

Agradeço também à todos os membros do Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica (LIEB). Esses contribuíram não somente com minha formação profissional, como também me enriqueceram pessoalmente. Particularmente, agradeço meus colegas Jorge, Ricardo Taoni, Wilian, Maurício, Rafael, Mariane e Fabian, que nos deu importante apoio técnico. Também membros do grupo de pesquisa do LIEB, agradeço os professores Dr. Carlos Alves e Dr. Antônio de Pádua pelas significativas contribuições. Principalmente, agradeço fortemente o Professor Dr. Aparecido Carvalho, que atuou diretamente nas decisões que envolveram o projeto, contribuindo de forma grandiosa para concretização do mesmo.

Agradeço, imensamente, meu orientador Professor Dr. Marcelo Sanches por todo o conhecimento técnico e científico que me foi transmitido. Sobretudo, agradeço pela confiança depositada em mim e pela oportunidade de trabalhar com um projeto enriquecedor, não apenas tecnicamente.

Aos demais funcionários da UNESP, que tornam nosso trabalho possível, o meu muito obrigada.

Meu agradecimento mais profundo é a minha família, que sempre me apoiou incondicionalmente. Meus pais, Maria Helena e Wilson, que sentiram comigo todas as ansiedades, alegrias e realizações desse período e torceram por mim em cada pequeno objetivo. As minhas irmãs, que sempre me ouviram em momentos de angústia e também comemoram cada pequena conquista minha. Em especial, agradeço a mais nova integrante da família, minha afilhada e sobrinha Ana Lívia, que me inspira e reforça minha esperança de utilizar educação como uma grande ferramenta de transformação social, para que futuramente ela encontre um país com condições dignas para todos. À matriarca da família, minha avó Perpétua, meus mais carinhosos agradecimentos pelo incentivo aos estudos desde a minha infância.

Ao Luciano, meu namorado, não tenho palavras para agradecer todo o apoio, que me deu desde a minha decisão em fazer pós-graduação. Não posso deixar de mencionar sua

compreensão e paciência, que me ajuda a retomar a calma em momentos de aflição. Além disso, é notável sua alegria com as minhas conquistas. Por tudo isso, eu me sinto profundamente grata.

À minha amiga de mais longa data, Lilian, que sempre acompanhou minha trajetória e sempre apoiou minhas decisões, meu muito obrigada.

Deixo meus agradecimentos aos membros da banca pela disponibilidade e pelas contribuições, que certamente enriquecerão a qualidade dessa dissertação e de trabalhos futuros.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001

Por fim, agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro em forma de bolsa de mestrado.

“Cada pessoa deve trabalhar para o seu aperfeiçoamento e, ao mesmo tempo, participar da responsabilidade coletiva por toda a humanidade.”

(Marie Curie)

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo de estimulação vibro-tátil para reabilitação de pacientes com Doença de Parkinson (DP), que é uma doença progressiva e neurodegenerativa. A utilização de dispositivos que proporcionam estímulos externos, denominados pistas externas, podem melhorar os sintomas motores em pacientes com DP, principalmente os relacionados à marcha. Mesmo com evidências sobre a melhora na marcha, ainda não há um consenso sobre qual o melhor tipo de pista e, principalmente, a melhor configuração para a utilização, como posicionamento do dispositivo no paciente, frequência do estímulo, instante de ativação, dentre outros. Desta forma, neste trabalho foi desenvolvido um estimulador vibro-tátil com algumas flexibilidades, permitindo assim que o dispositivo não seja utilizado apenas no tratamento da DP, mas também em trabalhos de investigação sobre a forma mais eficaz de aplicação de pistas vibro-táteis. O dispositivo é composto por módulos independentes, um módulo de controle remoto e módulos de estimulação. Os módulos de estimulação podem ser fixados em diferentes partes do corpo e oferecem frequência variável. O dispositivo permite que o profissional da saúde tenha o controle do momento de aplicação e de retirada do estímulo, apenas utilizando um módulo de controle *wireless*. Os resultados obtidos evidenciaram que o acionamento do dispositivo pode ser realizado a uma distância de até 100 m, sem perder comunicação. A faixa de frequência que pode ser utilizada neste dispositivo é de 170 Hz a 310 Hz. Inicialmente há dois módulos de estimulação, porém pode-se expandir para diversos módulos, pois o protocolo de comunicação utilizado é o *Zigbee*, o mesmo possibilita a comunicação entre diversos dispositivos. Até o momento, o sistema não foi testado em pacientes.

Palavras-chave: Doença de Parkinson. Sintomas Motores. Pistas Externas. Estimulação Vibro-tátil. *Zigbee*.

ABSTRACT

The aim of the present work was to develop a vibro-tactile stimulation device for the rehabilitation of patients with Parkinson's Disease (PD), which is a progressive and neurodegenerative disease. The use of devices that provide external clues, called external cueing, may improve motor symptoms in patients with PD, especially those related to gait. Even with evidence of improvement in gait, there is still no consensus as to the best type of cueing and specially the best configuration for use, such as device positioning in the patient, stimulus frequency, activation time, among others. Thus, in this work a vibro-tactile stimulator with some flexibilities was developed, allowing the device not to be used only in the treatment of PD, but also in research on the most effective way of applying vibro-tactile cueing. The device consists of independent modules, a remote control module and stimulation modules. These can be attached to different parts of the body and offer varying frequency. The device allows the health professional to have control of the moment of application and withdrawal of the stimulus, only using a wireless control module. The obtained results showed that the activation of the device can be carried out from a distance of up to 100m, without losing communication. The frequency range that can be used in this device is 170 Hz to 310 Hz. Initially there are two modules of stimulation, however it can be expanded to several modules, because the communication protocol used is Zigbee, which allows the communication between several devices. To date, the system has not been tested on patients.

Key words: Parkinson's disease. Symptoms Motors. External Cueing. Vibrating Stimulation. Zigbee.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Substância Negra	17
Figura 2 – Períodos e fases da marcha.	29
Figura 3 – Diagrama de blocos do dispositivo de estimulação vibro-tátil.	32
Figura 4 – Tela <i>touch Nextion</i>	33
Figura 5 – Sistema embarcado <i>Arduino</i> Mega 2560.	33
Figura 6 – Módulo <i>Xbee</i> com suas respectivas plataformas de desenvolvimento.	35
Figura 7 – Comunicação de um sistema composto por módulo <i>Xbee</i> e dispositivo <i>host</i>	36
Figura 8 – Representação de um quadro de dados do modo de operação API.	38
Figura 9 – Representação da estrutura de enlace de dados usada para a transmissão de um comando remoto.	39
Figura 10 – Circuito esquemático da placa de <i>driver MAX1749</i>	40
Figura 11 – Motor de vibração ERM.	42
Figura 12 – Esquema do sistema de alimentação dos MoE's.	42
Figura 13 – Sistema de alimentação do MoCR.	43
Figura 14 – Bancada de testes de acionamento do motor.	44
Figura 15 - Bancada de testes de endereçamento de dados.	45
Figura 16 – Bancada de testes dos ensaios de vibração do motor.	45
Figura 17 – Foto do MoCR; a) Tela <i>touch</i> ; b) Entrada AB do <i>Arduino</i> ; c) Entrada de alimentação externa do <i>Arduino</i> ; d) LED de indicação; d) Chave liga/deliga do MoCR.	47
Figura 18 – MoE encapsulado; a) Motor ERM encapsulado; b) chave liga/desliga; c) LED indicador de módulo energizado; d) LED indicador de vibração acionada; e) faixa para fixar o MoE no paciente.	48
Figura 19 – Placa de circuito impresso do MoE.	48
Figura 20 – O dispositivo de estimulação vibro-tátil fixado em dois lugares diferentes. A) Dispositivo fixado no antebraço. B) Dispositivo fixado na perna.	49
Figura 21 – Fluxograma do algoritmo empregado no dispositivo vibro-tátil.	50
Figura 22 – Sinal de PWM com D=25% e forma de onda da tensão no motor.	51
Figura 23 – Sinal de PWM com D=50% e forma de onda da tensão no motor.	51
Figura 24 – Sinal de PWM com D=75% e forma de onda da tensão no motor.	52
Figura 25 – Sinal de PWM com D=100% e forma de onda da tensão no motor.	52

Figura 26 – Sinal resultante dos testes de endereçamento: saída dos pinos digitais dos Xbee's 1 e 2.	53
Figura 27 - Dados de comunicação serial captados na entrada do <i>Xbee</i> do MoCR.	54
Figura 28 – Endereço do <i>Xbee2</i> exibido em <i>bits</i> e em hexadecimal.	54
Figura 29 – Endereço do <i>Xbee3</i> exibido em <i>bits</i> e em hexadecimal.	55
Figura 30 – Tela do osciloscópio durante ensaio de viração dos motores.	56
Figura 31 – Curva de frequência e amplitude de vibração X razão cíclica do motor 1 sem encapsulamento.	56
Figura 32 - Curva de frequência e amplitude de vibração X razão cíclica do motor 2 sem encapsulamento.	57
Figura 33 - Curva de frequência e amplitude de vibração X razão cíclica do motor 1 encapsulado.	58
Figura 34 - Curva de frequência e amplitude de vibração X razão cíclica do motor 2 encapsulado.	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparativo técnico entre os trabalhos apresentados.....	22
Tabela 2 – Génica e características clínica da DP hereditária.	26
Tabela 3 – Comparação entre características dos protocolos <i>Bluetooth</i> e <i>Zigbee</i>	34
Tabela 4 – Principais Características dos Modos de Operação AT e API.	37
Tabela 5 – Relação entre frequência e D adotado para cada motor.	59

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Especificações de projeto da placa de <i>driver</i>	49
Quadro 2 – Parâmetros de configuração dos módulos <i>Xbees</i>	49

LISTAS DE SIGLAS

CdM – Ciclo da Marcha

CM – Congelamento da Marcha

DP – Doença de Parkinson

EMR – *Eccentric Mass Rotating*

ETU – Unidade de Avaliação da Marcha e Transmissão

FI – *Freezing Index*

IHM – Interface Homem Máquina

LEA – Levantar e Andar

MCU – Unidade de Multi-estimulação

MoCR – Módulo de Controle Remoto

MoE – Módulos de Estimulação

MPTP – Metil-fenil-tetrahidropiridina

OMS – Organização Mundial da Saúde

PSD – *Power Spectral Density*

PWM – *Pulse Width Modulation*

RF – Rádio Frequência

SN – Substância Negra

SPI – *Serial Peripheral Interface*

XCTU - *XBee Configuration and Test Utility*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	DOENÇA DE PARKINSON: MANIFESTAÇÃO E TRATAMENTO	16
1.2	ESTADO DA ARTE	18
1.3	OBJETIVO	23
1.4	ESTRUTURA DO TEXTO	23
2	A DOENÇA DE PARKINSON	24
2.1	ETIOLOGIA	25
2.2	SINTOMAS DA DOENÇA DE PARKINSON	27
2.3	O SISTEMA SOMATOSSENSORIAL	30
2.4	AVIBRAÇÃO MUSCULAR COMO TRATAMENTO	31
3	MATERIAIS E MÉTODOS	32
3.1	MÓDULO DE CONTROLE REMOTO (MoCR)	32
3.1.1	<i>Interface Homem Máquina (IHM)</i>	32
3.1.2	<i>Sistema Embarcado Arduino Mega 2560</i>	33
3.1.3	<i>Sistema de Comunicação Wireless</i>	34
3.2	MÓDULOS DE ESTIMULAÇÃO (MoE)	39
3.2.1	<i>Placa de Driver</i>	40
3.2.2	<i>Motor de Rotação de Massa Excêntrica</i>	41
3.3	SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO	42
3.4	METODOLOGIA DOS TESTES	43
3.4.1	<i>Testes de Acionamento do Motor ERM</i>	43
3.4.2	<i>Testes do Sistema de Comunicação sem Fio</i>	44
3.4.3	<i>Ensaio de Vibração do Motor ERM</i>	45
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
4.1	DISPOSITIVO FINAL E SEUS PARÂMETROS	47
4.2	RESULTADOS DOS TESTES DE ACIONAMENTO DO MOTOR ERM	50

4.3	RESULTADO DOS TESTES DO SISTEMA DE COMUNICAÇÃO SEM FIO	53
4.4	RESULTADO DO ENSAIO DE VIBRAÇÃO DOS MOTORES ERM	55
5	CONCLUSÃO	60
5.1	TRABALHOS FUTUROS	60
	REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

A Doença de Parkinson (DP) é uma doença progressiva e degenerativa do sistema nervoso central (SOUZA, et al., 2011; RICK, et al., 1997), que acomete principalmente idosos (ZHAO, et al., 2013). Essa patologia foi definida pela primeira vez há quase 200 anos por James Parkinson, que a chamou de Paralisia Agitante fazendo alusão a um dos sintomas motores mais aparentes, o tremor. Porém, foi Jean Martin Charcot que definiu a doença mais detalhadamente e a chamou de Doença de Parkinson, em homenagem ao pioneiro James Parkinson (FERRAZ, 2005; LEANDRO, 2011).

Quanto aos dados epidemiológicos, a Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que 1% da população mundial acima de 65 anos possua a DP, já no Brasil a estimativa é de que mais de 200 mil pessoas sejam portadoras da DP (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018).

O crescimento acentuado da população idosa, e o consequente aumento das ocorrências de DP, é um dos motivos para que tal patologia, dentre as degenerativas neurológicas, detenha grande atenção dos pesquisadores. Ademais, a DP é o principal modelo para compreender as funções dos núcleos da base, um conjunto de células nervosas importantes para a intercomunicação e ligação de diferentes áreas cerebrais.

Apesar dos esforços para compreender a DP, a mesma permanece sem causa definida (LEANDRO, 2011), sendo a causa multifatorial a mais aceita pela comunidade científica.

1.1 DOENÇA DE PARKINSON: MANIFESTAÇÃO E TRATAMENTO

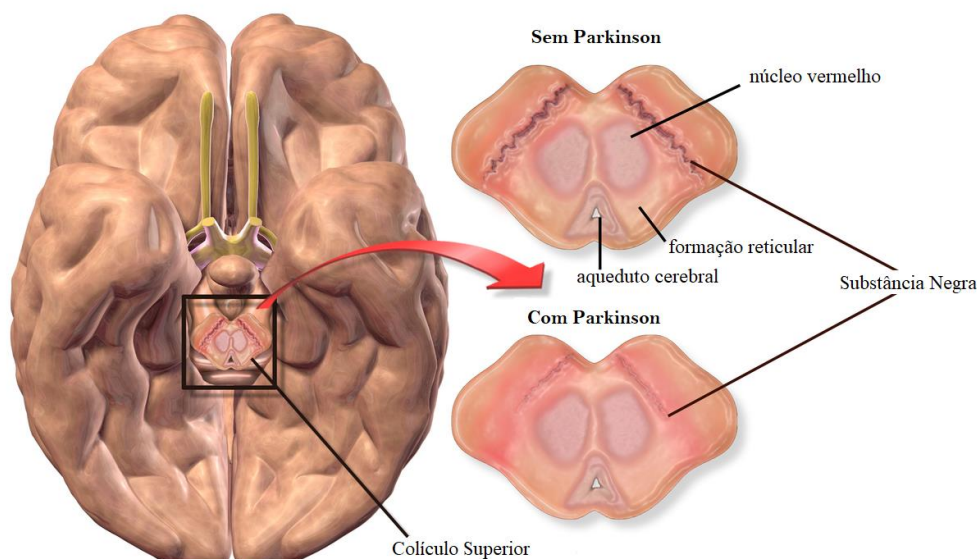
A Doença de Parkinson ocorre, de forma geral, pela degeneração dos neurônios dopaminérgicos, que é um neurotransmissor produzido na zona compacta da Substância Negra (SN), como pode ser vista na Figura 1.

Essa queda acentuada de dopamina provoca desordem do movimento, como bradicinesia, rigidez muscular, tremores e instabilidade postural (LEANDRO, 2011; SOUZA, et al., 2011; FERRAZ, 2005; BÄCHLIN, et al., 2009). Além disso, algumas manifestações não motoras da DP podem ser identificadas, como disfunções autonômicas, alteração de comportamento, anormalidades sensoriais e danos cognitivos (JANKOVIC, 2008).

A DP pode ser descrita por seis características básicas; a bradicinesia, o tremor de repouso, a rigidez, a postura em flexão, a perda de reflexos posturais e as alterações da

marcha como, por exemplo, o Congelamento da Marcha (CM) (ATTA, et al., 2010; LEANDRO, 2011; SOUZA, et al., 2011; FERRAZ, 2005; BÄCHLIN, et al., 2009).

Figura 1: Substância Negra



Fonte: Adaptado de Wikiwand (2018).

Os sintomas cardinais citados, além de provocar sintomas secundários também originam diversas consequências para o cotidiano dos pacientes. Esses sinais motores, somados ao sedentarismos e isolamento social mudam a maneira com que o paciente se locomove, sendo então fatores cruciais no que se refere à qualidade de vida. Além do mais, os sintomas motores são diretamente ligados a algumas ocorrências de quedas, ocasionando fraturas ou até mesmo a morte.

É importante a correta identificação dos sintomas apresentados, pois o diagnóstico da DP depende, em grande parte, das características clínicas que o paciente apresenta (SANT, et al., 2008; LEANDRO, 2011). Mesmo sendo uma doença crônica, que não tem cura, o diagnóstico é muito importante para o tratamento, que apesar de paliativo melhora a qualidade de vida dos pacientes, aliviando os sintomas e amenizando as consequências das deficiências motoras (LEANDRO, 2011).

O tratamento da DP pode envolver três técnicas distintas, abordagens farmacológicas, técnicas neurocirúrgicas e fisioterapia (ZHAO, et al, 2013). Diante do diagnóstico, deve haver o início imediato da administração de medicamentos, e a droga de escolha mais comum é Levodopa, um substituto do neurotransmissor dopamina. Porém, o uso prolongado desse medicamento causa discinesia, que é o distúrbio da atividade motora, e também flutuações na resposta motora, o que é irreversível.

Considerando a evolução da doença, as intervenções cirúrgicas também são tratamentos propostos à pacientes que não se beneficiam ou que não admitem mais o uso de medicamentos, porém esse tipo de terapêutica não é destinados a todos os tipos de pacientes, devido aos grandes riscos.

Apesar da terapia farmacológica ser a base do tratamento, a fisioterapia tem grande relevância, pois seu objetivo é minimizar os problemas motores, ajudando o paciente a manter sua independência cotidiana, melhorando assim, sua qualidade de vida (SANT et al., 2008; HAASE; ZHAO et al., 2013). O progresso da doença compromete as funções motoras, fazendo com que o paciente diminua suas atividades, desencadeando uma atrofia muscular. Os exercícios não impedem a progressão da doença, porém pode modificar ou retardar sua progressão.

São incluídos no programa de tratamento treinamentos ativos e passivos, execução de atividades do cotidiano, estimulação elétrica e hidroterapia (SANT, et al., 2008). Estudos também mostram que pistas externas visuais, auditivas e vibratórias podem melhorar a marcha em pacientes com Doença de Parkinson, diminuindo episódios de congelamento de marcha e, conseqüentemente, evitando quedas e melhorando a execução de atividades (THOMPSON et al., 2017; WINFREE et al., 2013; ZHAO et al., 2013).

As pistas externas são definidas como a aplicação de estimulação sensorial externa, permitindo iniciar a marcha, reiniciar ou manter o ritmo. As pistas visuais podem ser empregadas tanto de forma fixa, como por exemplo demarcações no solo, ou de forma móvel, tendo como exemplo a aplicação de feixes de *laser* em bengalas. Já as pistas auditivas utilizam sons rítmicos, entregues por alto-falantes ou por fones de ouvido. Por fim, as pistas sensoriais, percebidas através do tato, são geralmente oferecidas aplicando-se vibração muscular.

A modulação motora provocada por pistas sensoriais, decorre do seu processamento através do caminho cerebelo-nigro-tálamo-cortical, que permanecem preservados na DP (IVKOVIC; FISHER; PALOSK; 2015).

Considerando o assunto introduzido, o próximo tópico apresentará uma revisão técnica baseada nos principais trabalhos, que desenvolveram e utilizaram dispositivos geradores de pistas externas na reabilitação de pacientes com DP.

1.2 ESTADO DA ARTE

O trabalho de Wegen et al. (2006) investigou o uso da estimulação somatossensorial rítmica em pacientes com DP sob determinadas condições de caminhada. Os testes foram

realizados com a participação de 17 sujeitos com DP. Os resultados mostram, que estimulações rítmicas somatossensoriais são capazes de melhorar o padrão de caminhada em indivíduos com DP.

Bächlin et al.(2009) apresentaram um assistente de saúde com tecnologia vestível para auxiliar pacientes com Doença de Parkinson. O dispositivo oferece estimulação auditiva exatamente nos momentos de Congelamento da Marcha (CM), já que o aparelho procura identificar o CM em tempo real. Para a identificação do CM o sistema se baseia no princípio de Moore et al (2008), que analisa a Densidade Espectral de Potência (PSD – *Power Spectral Density*) do sinal de resposta do acelerômetro, e através de um Índice de Congelamento da marcha (FI – *Freezing Index*) determinado de maneira empírica, é possível determinar momentos de CM de média e longa duração. Referente à percepção do CM pelos próprios pacientes, 5 de 8 voluntários apontaram menos episódios de CM, e 5 de 8 perceberam uma duração menor do CM, 1 sentiu que os eventos de CM tornaram-se mais longos e 2 deles não perceberam mudança.

Quanto ao reconhecimento automático do CM, o sistema não funcionou igualmente para todos os pacientes, apresentando problemas de especificidade, que é a capacidade de diferenciar entre caminhadas e curtos congelamentos, e mostrando também falhas de sensibilidade, que é a aptidão em distinguir entre parada voluntária e congelamento. Com base nos resultados, os autores descreveram algumas mudanças, ajustando o sistema ao estilo de caminhada do usuário, e assim, as falhas mencionadas ocorreram com menos frequência. Além disso, o tempo de latência passou a ser menor, proporcionando uma atuação mais rápida do sistema. Apesar da latência ter diminuído, o tempo mínimo de reconhecimento de CM utilizando essa técnica é de 4,5 s, o que dificulta o reconhecimento de episódios curtos de CM.

Zhao, *et al.* (2013) propuseram o desenvolvimento de uma unidade de multi-estimulação (MuCU). O dispositivo pode fornecer estimulação auditiva e somatossensorial. A operação do dispositivo pode suceder tanto do modo não automático, quando do modo automático. O primeiro modo citado permite a aplicação das pistas de maneira intermitente ou manual (no momento desejado pelo paciente), havendo ainda a possibilidade do uso no modo automático fornecido quando a *MuCU* é conectada com a *MiMed-pant* (ZHAO et al. 2012), que se trata de uma calça integrada de acelerômetro e uma unidade de avaliação da marcha e transmissão (ETU), com a capacidade de identificar o CM em tempo real. Quando o modo automático da *MuCU* está ativado, as pistas são acionadas apenas nos momentos de identificação de CM. Para realizar a identificação do CM, o dispositivo usa duas técnicas

simultaneamente, a Densidade Espectral de Potência (PSD) e a análise de tempo-área. Com essa combinação, a latência do dispositivo é de 1segundo, o que permite a identificação de episódios curtos de CM.

Participaram dos testes 6 pacientes com DP e quadros de CM. Todos utilizaram a *MuCU* em seus pulsos, e testaram o dispositivo de duas formas (intermitente e manual). Apesar da unanimidade de que o dispositivo é leve, um paciente afirmou achar as dimensões perturbadoras. Quatro pacientes perceberam períodos mais curtos de congelamento, os demais não notaram diferença. Quatro pacientes afirmaram que a estimulação seria mais eficiente se só ocorresse em períodos de congelamento. Porém o modo automático usando a *MuCU* e a *MiMed-pant*, não foi testado.

Winfrey et al.(2013) desenvolveram o *PDShoe*, sapatos que dispõem de um sistema vibratório de *biofeedback*. Cada sapato possui três sensores, no retro pé, no médio pé e, no ante pé (hálux), capazes de detectar a marcha. Essa detecção é usada para oferecer as pistas em momentos específicos da marcha. No total, 4 sujeitos participaram dos testes, 2 com DP e 2 pacientes do grupo de controle saudável. Um dos pacientes com DP apresentou episódios de CM, o outro paciente fazia uso de DBS (*Deep Brain Stimulation*). O paciente com CM não demonstrou melhora no teste de equilíbrio, ao contrário do paciente com DBS, e ambos apresentaram melhorias no teste de Tempo Levantar e Andar, como nos índices de marcha e nas medidas clínicas após o uso do *PDShoe* por uma semana.

O trabalho de Lopez et al.(2014) analisou o produto *Listenmee*, um óculos inteligente e um aplicativo de *smartphone* capaz de controlar as funções do produto, que oferece pistas auditivas e visuais. Para avaliar o produto, testes foram realizados em laboratório com a participação de 10 voluntários com DP, todos com dificuldades de iniciar ou manter a marcha. Os testes foram feitos com e sem o oferecimento de pistas visuais pelo dispositivo, e os resultados mostraram, que todos os pacientes melhoraram a qualidade da marcha após o uso do dispositivo na seção de treino. A melhoria média nas três principais variáveis avaliadas, resultado de uma única sessão de análise, foi de 40,6% na caminhada, 30,2% na cadência e 50,3% no comprimento de passo.

Ivkovic, Fisher e Palosk (2015) investigaram a eficácia e as limitações das pistas táteis para a modulação de tarefas motoras. Para tal estudo, utilizou-se um *smartphone* anexado ao braço dominante, ou seja, o braço mais afetado do paciente com DP. As pistas foram controladas por meio de um aplicativo *Android*, e as estimulações foram fornecidas pelo vibrador embutido no celular. O estudo contou com a participação de 20 voluntários, 10 deles

com DP e, 10 controles saudáveis. Os resultados mostraram que as pistas táteis podem ser empregadas para melhorar o desempenho motor simples e complexo em pacientes com DP.

McCandless *et al.* (2015) exploraram três diferentes tipos de pistas externas, somatossensorial, auditiva e visual em 20 pacientes com DP. Diferenças significativas foram observadas usando pistas auditivas. As estimulações sonoras promoveram melhorias quanto a velocidade dianteira e lateral, já a vibração pareceu perturbar os movimentos, quando comparado com a opção sonora. No intuito de aplicar as técnicas avaliadas pelos artigos mencionados, os trabalhos que serão apresentados na sequência, desenvolveram ou avaliaram dispositivos de estimulação para o tratamento de pacientes com DP.

Pereira (2015) se dedicou ao desenvolvimento de um dispositivo de vibração muscular, assim como a avaliação dos efeitos da manipulação do sistema proprioceptivo na locomoção de pacientes com DP. O dispositivo é composto por um módulo que aciona os 8 motores de vibração e, também, por um outro módulo, que por meio de um computador, controla à distância o módulo de acionamento. O módulo de acionamento possui 12 cm de comprimento e 12 cm de largura, e é fixado junto ao corpo do paciente por meio de uma bolsa, presa à cintura, que também armazena a bateria. O módulo de controle, é um pequeno dispositivo, que se conecta ao computador por meio de uma entrada USB e envia informações de um *software* de controle, para o módulo de acionamento. Com esse dispositivo, o fisioterapeuta controla a aplicação de pistas utilizando um computador.

Tal trabalho encontrou efeito relevante quanto ao momento de aplicação da vibração em adultos idosos saudáveis, obtendo melhores resultados quando a aplicação ocorria imediatamente antes do início de uma tarefa. Quanto à manipulação da frequência, não foram encontrados efeitos significativos. O estudo também analisou diferentes posições na perna para a vibração em adultos idosos saudáveis, obtendo os melhores resultados quando o dispositivo foi posicionado no ventre do músculo anterior da tíbia. Quanto aos testes em pacientes com DP destacou-se a piora no desempenho ao levantar e andar, porém percebeu-se melhora na tarefa de iniciar o andar, além de episódios de CM menos graves, quando a vibração era aplicada no membro menos afetado.

Harrington *et al.* (2016) desenvolveram e testaram um sistema de *biofeedback* com estimulação tátil, para aliviar congelamento de marcha. Tal sistema é constituído de três partes: unidade de detecção dos parâmetros da marcha, unidade móvel de controle e uma unidade de atuação para gerar a vibração. Os testes tiveram como objetivo analisar e comparar a marcha dos pacientes e os episódios de CM, na presença de pistas externas e em condições naturais. Durante os testes, os pacientes caminharam inicialmente sem pistas, posteriormente

foi inserido um metrônomo, e por fim, o sistema de *biofeedback*. Os resultados preliminares sugeriram uma aparente diminuição de CM nas condições de uso do metrônomo e do *biofeedback*, Todos os oito pacientes afirmaram que o sistema é de fácil uso.

No trabalho de Thompson *et al.* (2017) desenvolveu-se um dispositivo patenteado, o *ArmSense*, capaz de melhorar as características da marcha, como consequência de um melhor balanço do braço. O *ArmSense* mensura o balanço do braço durante a marcha e oferece pistas externas em tempo real, a fim de incentivar os pacientes a atingirem um ângulo de braço adequado. Participaram dos testes 12 pacientes com DP, e os resultados mostraram que os indivíduos atingiram em mais de 95% os objetivos de comprimento do passo e balanço do braço. Efeitos significativos foram sentidos para cadência e balanço lateral do tronco, porém nenhum efeito foi verificado relacionado a velocidade da marcha.

Na Tabela 1 são apresentadas algumas características técnicas dos trabalhos mencionados.

Tabela 1 - Comparativo técnico entre os trabalhos apresentados.

Dispositivo	Estimulação	Controle	Bateria	Outras Funções	Autor
Assistente Vestível	Auditiva	CM - PSD	Autonomia (6 hr)	- Bluetooth - Fones de ouvido	Bächlin et al.(2009)
Listenmee	Auditiva e Visual	Manual (Aplicativo Androide)	-	- Bluetooth - Wireless - Cartão de Memória	Lopez et al.(2014)
MuCU	Auditiva e Tátil	CM – PSD e Tempo área	Lítio	- Fones de ouvido - Cartão de Memória	Zhao, et al. (2013)
Biofeedback	Tátil	Manual	Recarregável (18 hr)	- Monitor de Movimento Inercial	Harrington, et al. (2016)
PDShoe	Tátil	Momento de pressão	Autonomia (70 min)	- Wireless	Winfree et al.(2013)
ArmSense	Tátil	Ângulo do braço	-	-	Thompson et al. (2017)
Vibração Muscular	Tátil	Manual	-	-	Pereira (2015)

Fonte: Do próprio autor.

Analisando-se os tipos de estimulações dispostas na tabela, nota-se que a estimulação tátil foi a mais utilizada, seguida da estimulação auditiva. Já a estimulação visual foi oferecida somente pelo produto *Listenmee*.

A estimulação auditiva foi, em alguns casos, oferecida com a possibilidade de escolha entre alto-falantes e fones de ouvido, porém qualquer uma dessas possibilidades pode causar constrangimento ao paciente, pois os sons emitidos pelos alto-falantes são notados por pessoas a sua volta, e por outro lado os fones de ouvido podem isolar a audição dos pacientes com relação aos sons externos, conseqüentemente, pode haver a recusa em usar o aparelho no dia a dia. A estimulação visual também pode apresentar a dificuldade mencionada.

Uma comparação da eficácia de cada tipo de estimulação foi apresentada pelo trabalho de McCandless *et al.* (2015). Seus resultados mostraram que a estimulação tátil não obteve os melhores resultados, quando comparado às demais técnicas, porém foi a mais adotada nos trabalhos. Essa escolha pode ser explicada pelo fato de que, apesar de não apresentar os melhores resultados na comparação, é indiscutível que há melhora nos parâmetros da marcha durante e após o uso desse tratamento, além disso, é a técnica mais discreta para uso nos pacientes, possivelmente tornando sua aceitação maior por parte deles.

Mesmo sendo o tipo de estimulação mais adotado pelos trabalhos citados, a literatura apresenta algumas lacunas no que se refere à aplicação das pistas vibratórias como, por exemplo, a melhor frequência de vibração, qual a melhor fase da marcha para oferecer as pistas em pacientes com DP e quanto ao número adequado de pontos de estimulação no corpo, bem como suas posições. Portanto, necessita-se de uma maior investigação quanto ao emprego das pistas vibratórias na reabilitação de pacientes com Doença de Parkinson.

1.3 OBJETIVO

Baseando-se na literatura apresentada e visando promover condições para investigar a melhor forma de empregar as pistas vibratórias, o objetivo desse trabalho foi desenvolver um dispositivo de estimulação vibro-tátil, para reabilitação de pacientes com Doença de Parkinson e para o estudo das questões levantadas quanto ao uso de pistas vibratórias.

1.4 ESTRUTURA DO TEXTO

No capítulo 2 apresenta-se a Doença de Parkinson, sua etiologia, os sintomas motores e não motores decorrentes das alterações fisiológicas, além de abordar a atuação do tratamento usando pistas externas, mostrando seus efeitos sobre os sintomas motores. No capítulo 3 mostra-se os materiais e os métodos utilizados para o projeto e confecção do dispositivo de estimulação. Já no capítulo 4 expõe-se os resultados obtidos e a discussão dos mesmos. Por fim, a conclusão é apresentada no Capítulo 5.

5 CONCLUSÃO

O dispositivo de estimulação vibro-tátil atualmente é constituído de um MoCR e dois MoE's. Porém os MoE's podem ser replicados de acordo com a necessidade do usuário. Os testes realizados com o dispositivo mostraram que o MoCR é capaz de acionar individualmente e a distância os MoE's, e também alterar frequência a ser utilizada, o que permite o usuário ter o controle de acionamento das pistas externas à distância e sem a necessidade de cabos.

Apesar de os MoE's apresentarem frequências diferentes para uma mesma razão cíclica, o problema pode ser solucionado, pois se conhece a curva de resposta dos motores. Dessa forma, adota-se razões cíclicas distintas para cada módulo, correspondente à frequência desejada, obtendo-se então a mesma resposta nos dois módulos ao mesmo tempo.

Os MoE's podem ser fixados em diferentes partes do corpo do paciente, proporcionando que o profissional de saúde investigue formas mais eficientes de se aplicar as pistas.

Como o equipamento desenvolvido por de Pereira (2015), o dispositivo de estimulação desenvolvido nesse trabalho oferece pistas vibratórias. Porém o dispositivo desenvolvido no presente trabalho se distingue em alguns aspectos. O primeiro se refere à dimensão, o módulo de estimulação desenvolvido nesse trabalho tem um menor tamanho quando comparado ao já citado. Com isso, a fixação dos MoE's é feita próxima da área a ser estimulada, evitando a utilização de cabos longos, o que proporciona um maior grau de liberdade para o paciente. Por fim, o fato de o MoCR ser portátil viabiliza que o profissional de saúde mantenha-se próximo do paciente durante as sessões de fisioterapia. Sendo esse um outro aspecto que diferencia esse trabalho e o trabalho de Pereira (2015).

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Com a observação dos resultados obtidos, sugere-se algumas adaptações e trabalhos futuros:

- Testar o dispositivo em condições reais de sessões de reabilitação, com o auxílio de profissionais da área da saúde, após obter permissão do comitê de ética;
- Implementar a verificação do nível das baterias em todos os módulos;
- Reduzir o volume dos MoE's, utilizando componentes SMD (*Surface Mount Device*);
 - Implementar a identificação do Congelamento da Marcha e a identificação dos estados da marcha em tempo real.

REFERÊNCIAS

- AMARAL, P. C.; PÉCORA, C. W. **Introdução do treinamento vibratório**. São Paulo: Paulo Costa Amaral, 2012.
- ATTA, F. J.; LOBO, B.; MELLO, A.; BAPTISTA, A. S.; MENDES, S. M.; SÁ, K. N. Alterações na postura e na marcha do portador da doença de Parkinson. **Revista de Pesquisa em Fisioterapia**, Salvador, v. 1, n. 1, p. 9-18, 2010.
- BÄCHLIN, M.; PLOTNIK, M.; ROGGEN, D.; MAIDAN, I.; HOAUDSORFF, J. M.; GILADI, N.; TRÖSTER, G. Wearable Assistant for Parkinson's Disease Patients With the Freezing of Gait Symptom. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, Piscataway, v. 14, n. 2, p. 436-446, 2009.
- BARELA, A. M. **Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquáticos e terrestres**. 2005. 131 f. Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.
- BOYD, J.; LITTLE, J. J. Biometric gait recognition. **Biometrics School**, [s. l.], v. 3161, p. 19-42, 2005.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Blog da Saúde. **Doença de Parkinson**. Brasília, DF, 2014. Disponível em; <http://www.blog.saude.gov.br/index.php/34589-doenca-de-parkinson>. Acesso em: 05 junho 2018.
- DIGI. XBee ZigBee Mesh Kit. **Application note**. New York: Digi International, 2018.
- FERRAZ, H. B. **Doença de Parkinson: prática clínica e terapêutica**. São Paulo: Atheneu, 2005.
- GALHARDO, M. M.; AMARAL, A. K.; VIEIRA, A. C. Caracterização dos Distúrbios Cognitivos na Doença de Parkinson. **Revista CEFAC**, São Paulo, v. 11, supl. 2, p. 251-257, 2009.
- GUYTON, C. A.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.
- HAASE, D. C.; MACHADO, D.; OLIVEIRA, J. G. Atuação da fisioterapia no paciente com doença de Parkinson. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 21, n. 1, p. 79-85, 2008.
- HARRINGTON, W.; GREENBERG, A.; KING, E.; MACNAMES, J.; HOLMSTROM, L.; HORAK, F. B.; MANCINI, M. Alleviating Freezing of Gait using phase-dependent tactile biofeedback. In: INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE ANNUAL ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 38th., 2016, Orlando. **Proceedings [...]** Piscataway: IEEE, 2016. p. 5841-5844.
- HEREMANS, E.; NIEUWBOER, A.; SPILDOOREN, J.; VANDENBOSSCHE, J.; DERROST, N.; SOETENS, E.; VERCROYSE, S. Cognitive aspects of freezing of gait in Parkinson's disease: a challenge for rehabilitation. **Journal Neural Transm**, Wien, v. 120, n. 4, p. 543-557, 2013.

IVKOVIC, V.; FISHER, S.; PALOSK, W. H. Smartphone-based tactile cueing improves motor performance in Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, London, v. 22, p. 42-47, 2015.

JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal Neurol Neurosurg Psychiatry**, London, v. 79, n. 4, p. 368-376, 2008.

KANDEL, E. R. **Princípios de Neurociência**. Porto Alegre: Sarah Mack, 2014.
KLEINER, A. F.; SCHLITTER, D. X.; SÁNCHEZ-ARIAS, M. d. O papel dos Sistemas Visual, Vestibular, Somatosensorial e Auditivo para o Controle Postural. **Revista Neurociência**, São Paulo, v. 19, n. 2, p. 349-357, 2010.

LAU, M. L.; BRETELER, M. M. Epidemiology of Parkinson's Disease. **Lancet Neurol**, London, v. 124, n. 8, p. 525-535, 2017. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28150045>. Acesso em: 01 jul. 2018.

LEANDRO, L. A. **Fatores associados ao desempenho funcional de idosos portadores da doença de parkinson**. 2011. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2011.

LENT, R. **Neurociência da mente e do comportamento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

LOPEZ, W. O.; HIGUERA, C. A.; FONOFF, E. T.; SOUZA, C. d.; ALBICKER, U.; MARTINEZ, J. A. Listenmee® and Listenmee® smartphone application: Synchronizing walking to rhythmic auditory cues to improve gait in Parkinson's disease. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 37, p. 147-156, 2014.

MAXIM. **SOT23 Vibrator Motor Driver Max1749**: datasheet. New York, 1999.

MCCANDLESS, P. J.; EVANS, B. J.; JANSSEN, J.; SELFE, J.; CHURCHILL, A.; RICHARDAS. Effect of three cueing devices for people with Parkinson's disease with gait initiation difficulties. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 44, p. 7-11, 2015.

MENESES, M. S.; TEIVE, H. A. **Doença de Parkinson: aspectos clínicos e cirúrgicos**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.

MOORE, S. T.; MACDOUGALL, H. G.; ONDOC, W. G. Ambulatory monitoring of freezing of gait in Parkinson's disease. **Journal of Neuroscience Methods**, Amsterdam, v. 167, p. 340-348, 2008.

OTTOBONI, C.; FONTES, S.; FUKUJIMA, M. M. Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por acidente vascular encefálico: aspectos biomecânicos. **Revista Neurociência**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 10-16, 2001.

PELICIONI, P. H. **Impacto da doença de Parkinson sobre as características cinéticas e cinemáticas da tarefa de levantar e andar, em caídores e não caídores**. 2014. 100 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) - Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2014.

PEREIRA, M. P. **Os efeitos da manipulação do sistema proprioceptivo na locomoção de pessoas com doença de parkinson com e sem congelamento da marcha:** desenvolvimento, otimização e aplicabilidade de um sistema de vibração muscular. 2015. 162 f. Tese (Doutorado em Ciência da Motricidade) - Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2015.

RAQUEL, D. F. **Efeito da vibração de corpo todo na qualidade de vida e na mobilidade funcional de indivíduos com doença de Parkinson.** 2015. 35 f. Dissertação (Mestrado Desenvolvimento Humano e Tecnologias) - Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2015.

RICK, M. C.; TZOURIO, C.; BRETELER, M. M.; DARTIGUES, J. F.; AMADUCCI, L.; LOPEZ-POUZA, S.; ROCCA, W. A. Prevalence of parkinsonism and Parkinson's disease in Europe: the Europarkinson. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, London, v. 62, n. 1, p. 10-15, 1997.

RIVERA, A. D. **Redes de Equipamentos sem Fio de Uso Pessoal:** comparação de tecnologias emergentes e análise de tendências. 2010. 115 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

ROCHA, P. A. **Efeitos do uso de pistas externas nos parâmetros da marcha de pacientes com doença de Parkinson:** revisão sistemática. 2014. 97 f. Tese (Mestrado) - Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2014.

SANT, C. R.; OLIVEIRA, S. G.; ROSA, E. L.; SANDRI, J.; DURANTE, M.; POSSER, S. R. Abordagem fisioterapêutica na doença de Parkinson. **Revista Brasileira de Ciência e Envelhecimento Humano**, Passo Fundo, v. 25, n. 1, p. 80-89, 2008.

SCARPEL, R. D. **Doença de Parkinson:** caracterização dos pacientes em diferentes estágios da doença na correlação entre parâmetros fonoarticulatórios e questionário de desvantagem vocal (Voice Handicap Index- VHI). 2007. Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, São Paulo, 2007.

SILVEIRA, A. P. **Efeito agudo da vibração de corpo todo na co-contração muscular e parâmetros espaço-temporais da marcha de indivíduos com doença de Parkinson.** 2018. 59 f. Dissertação (Mestrado em Desenvolvimento Humano e Tecnologias) - Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2018.

SOUZA, A. M. **Extração e classificação dos parâmetros do corpo humano para análise e reconhecimento da marcha.** 2017. 103 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Automação e Sistemas) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2017.

SOUZA, C. F.; ALMEIDA, H. C.; SOUSA, J. B.; COSTA, P. H.; SILVEIRA, Y. S.; BEZERRA, J. C. A Doença de Parkinson e o Processo de Envelhecimento Motor: uma revisão da literatura. **Neurociência**, [S. l.], v. 19, n. 4, p. 718-723, 2011.

THOMPSON, E.; AGADA, P.; WRIGHT, W. G.; REIMANN, H.; JEKA, J. Spatiotemporal gait changes with use of an arm swing cueing device in people with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 58, p. 46-51, 2017.

WEGEN, V. V.; GOEDE, C. D.; LIM, I.; RIETBERG, M.; NIEUWBOER, A.; WILLEMS, A. The effect of rhythmic somatosensory cueing on gait in patients with. **Journal of the Neurological Sciences**, Amsterdam, v. 248, n. 1-2, p. 210-214, 2006.

WERNECK, A. L. Doença de Parkinson: etiopatogenia, clínica e terapêutica. **Revista Hospital Universitário Pedro Ernesto**, Rio de Janeiro, v. 9, n. 1, p. 10-19, 2010.

WINFREE, K. N.; PRETZER-ABOFF, I.; HILGART, D.; AGGARWAL, R.; BEHARI, M.; AGRAWAL, S. K. The Effect of Step-Synchronized Vibration on Patients With Parkinson's Disease: Case Studies on Subjects With Freezing of Gait or an Implanted Deep Brain Stimulator. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Piscataway, v. 21, n. 5, p. 806-811, 2013.

ZHAO, Y.; ANHALT, F.; FIETZEK, U. M.; D'ANGELO, L. T. Multi-cue unit: an independent device and actuator of a wearable system for gait-support in parkinson patients. IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON MICROWAVES, COMMUNICATIONS, ANTENNAS AND ELECTRONIC SYSTEMS, 2013, Tel Aviv. **Proceedings [...]** Piscataway: IEEE, 2013. p. 1-5.

ZHAO, Y.; TONN, K.; NIAZIMAND, K.; FIETZEK, U. M.; D'ANGELO, T. L.. Online FOG Identification in Parkinson's disease with a time-frequency combined Algorithm. In: IEEE-EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL AND HEALTH INFORMATICS, 2012, Hong Kong. **Proceedins [...]** Piscataway: IEEE, 2012. p. 192-195.

WIKIWAND. **Substantia nigra**. [S. l.], 2018. Disponível em: http://www.wikiwand.com/en/Substantia_nigra. Acesso em: 30 jun. 2018.