



**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

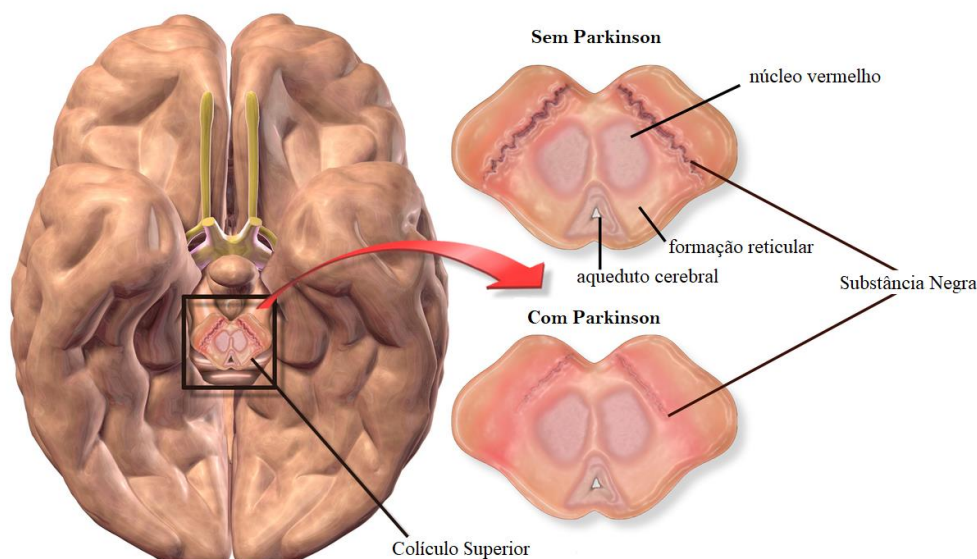
A Doença de Parkinson ocorre, de forma geral, pela degeneração dos neurônios dopaminérgicos, que é um neurotransmissor produzido na zona compacta da Substância Negra (SN), como pode ser vista na Figura 1.

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.

2 A DOENÇA DE PARKINSON

Apesar de as doenças do sistema nervoso não serem as principais responsáveis pelos casos de morte, elas são as maiores responsáveis pelos casos de hospitalização, além de serem as que mais requerem cuidado por um longo período (LENT, 2016).

A degeneração progressiva dos neurônios dopaminérgicos localizados na zona compacta de Substância Negra (SN) é tida, de modo geral, como a causa de alguns sintomas da DP, pois resulta em uma deficiência de dopamina, que é um neurotransmissor, e tendo como consequência a supressão das regiões corticais motora, pré-motora e pré-frontal, acarretando em alterações motoras (FERRAZ, 2005; KANDEL, 2014; WERNECK, 2010).

Tais alterações se tornam perceptíveis quando há uma perda de aproximadamente 60% a 70% dos neurônios dopaminérgicos, causando a síndrome rígido-acinética e provocando tremor e instabilidade postural. Os déficits de dopamina em pacientes com DP podem ser confirmados por meio de exames modernos, além disso, o desaparecimento dos sintomas motores quando há a reposição da dopamina de forma medicamentosa, confirma a relação entre sintoma e déficit dopaminérgico (WERNECK, 2010; FERRAZ, 2005).

Acredita-se que outras estruturas e neurotransmissores também podem estar associados à DP, como por exemplo, deficiência colinérgica, que aparentemente está ligada às disfunções cognitivas. Outros dois neurotransmissores apresentam déficits em alguns pacientes com DP, os noradrenérgicos e os colinérgicos, que apresentam redução superior a 50% (FERRAZ, 2005).

A presença de corpos de *Lewy* também pode ser um indicador neuropatológico da DP, pois foi identificado em pacientes com alguns tipos de DP, sendo a α -sinucleína uma proteína que compõe o corpos de *Lewy*. Corpos de *Lewy* são uma inclusões intracitoplasmáticas eosinofílicahialina de composição bioquímica complexa. Podem se apresentar de forma arredonda, alongada, ou por filamentos radiados. O acúmulo gradual da α -sinucleína com mutações nos neurônios de pacientes aumenta a concentração de moléculas deformadas, tornando o meio tóxico, podendo causar degradação neural (KANDEL, 2014).

Sabe-se que alterações fisiológicas, como as descritas, são algumas das causas de sintomas motores e não-motores em pacientes com Doença de Parkinson. Porém, o que provoca tais mudanças fisiológicas? A subseção seguinte abordará tal tema.

2.1 ETIOLOGIA

Mesmo após 200 anos da primeira definição da DP por James Parkinson, sua etiopatogenia continua sem definição clara. Causas genéticas e ambientais são deduções sustentadas por diversas pesquisas (LEANDRO, 2011; FERRAZ, 2005).

A primeira citação de causa genética da DP foi em 1888, e até essa data a etiologia da doença permanecia como progressiva e desconhecida. Porém, próximo à década de 1940 a ocorrência de diversos casos de contaminação por manganês e cobre, teve como consequência o desencadeamento de sintomas típicos da DP, o que fez diversos pesquisadores suspeitarem que fatores ambientais pudessem estar atrelados à causa da DP.

Diversos trabalhos se dedicaram e ainda se dedicam a descrever, com precisão, a origem da DP. Tais pesquisas apontam tanto casos cuja origem é genética, quanto ocorrências de influência ambiental como originador da DP. Segundo Ferraz (2005) até o momento a DP não pode ser definida com causa de apenas um fator, pois caso o componente genético fosse o principal motivador da DP, era esperado que se encontrasse inúmeros casos de DP em determinadas famílias. De mesmo modo, caso o fator ambiental fosse o único determinante para que alguém desenvolvesse a doença, era de se prever diversos casos em determinadas condições, como a localização geográfica e o trabalho desempenhado (FERRAZ, 2005).

Apesar das associações descritas não há evidências científicas concretas, sendo assim, atualmente a hipótese mais aceita é a chamada causa multifatorial, que é a união de causas genéticas e fatores tóxicos ambientais (SOUZA, 2011). Ainda assim, diversos fatores podem ser associados à etiopatogenia da DP, os quais serão elencados a seguir.

Neurotoxinas Ambientais: A discussão sobre as toxinas está ligada à possibilidade de desenvolvimento da DP em pacientes pré-dispostos e expostos à tais agentes. Como o caso de moradores de zonas rurais, onde o desenvolvimento da DP foi relacionado com o consumo de água de poço artesiano. Outro elemento importante seria a exposição à produtos químicos industriais, como manganês e mercúrio. Dentre as neurotoxinas o uso do MPTP (metil-fenil-tetrahidropiridina), é relacionadas à casos de DP em jovens que faziam uso de drogas, o MPTP provoca a citotoxicidade, consequência da inibição da respiração mitocondrial (FERRAZ, 2005; LAU; BRETELER, 2006).

Estresse Oxidativo: É o desequilíbrio entre a produção de compostos oxidantes e a sua remoção. A causa dessa disparidade é a baixa quantidade de glutathione, uma enzima que defende as células de radicais livres. Esse desequilíbrio pode então, contribuir para o processo de morte das células da Substância Negra. Uma hipótese para a ocorrência de estresse

oxidativo seria o acúmulo de ferro na SN, porém não se sabe o que leva a esse acúmulo (FERRAZ, 2005).

Deficiência Mitocondrial: Ainda não se sabe se as alterações mitocondriais seriam eventos primários ou secundários da DP, ou seja, se estão ligadas à perda neural como causa ou como consequência do processo. Sabe-se que anormalidades no complexo I da cadeia respiratória mitocondrial contribuiriam para a morte neural, sendo esse fator uma das principais contribuições para a manifestação visível da DP (FERRAZ, 2005).

Excitotoxicidade: É uma das causas da degeneração celular, e pode ser ocasionada por dois motivos: 1) toxinas exógenas ou endógenas. 2) disfunção mitocondrial (FERRAZ, 2005).

Fatores Neurotróficos: Sua baixa quantidade, estaria ligada à perda de função e perda neural.

Envelhecimento Natural: Essa hipótese é mencionada por existir uma maior quantidade de casos em pacientes com idade avançada, sendo que o processo de perda neural seria desencadeado por algum agente tóxico. Porém essa hipótese se torna contraditória quando se observa casos de DP precoces e juvenis (FERRAZ, 2005).

Fatores Genéticos: Ainda que os casos de DP esporádicos sejam os mais comuns, estudo do parkinsonismo familiar ajudou a mapear oito *loci* genéticos, exibidos na Tabela 2, sendo que a maioria de seus genes foram identificados (KANDEL, 2014).

Tabela 2: Génica e características clínica da DP hereditária.

Doença	Locus Mapeado	Padrão de Herança	Proteína	Principais Características
PARK1, PARK4	4q21	AD	α -sinucleína	Início P, rigidez e prejuízo cognitivo
PARK2	6q25.2-q27	AR	Parkina	Início IJ, distonia
PARK3	2p13	AD	Desconhecida	Início IA, demência
PARK5	4p14	Provavelmente AD	UCH-L1	Início IA
PARK6	1p36	AR	PINK1	Início P, distonia
PARK7	1p36	AR	DJ-1	Início P, distúrbio comportamental, distonia
PARK8	12q12	AD	LRRK2	DP clássica
PARK10	1p32	Desconhecido	Desconhecida	DP clássica
PARK11	2q36-q37	Desconhecido	Desconhecida	DP clássica

P: Precoce – IJ: Idade Juvenil – IA: Idade Adulta – AR: Autossômica Recessiva – AD: Autossômica Dominante

Fonte: Adaptado de Kandel (2014).

Estresse Proteolítico: As evidências sustentam que a falha no sistema ubiquitina-proteossoma estaria ligada à etiopatogenia das duas formas de DP, esporádica e hereditária. Tal falha causaria o estresse proteolítico, acumulando proteínas indesejadas na SN, e por fim, a morte dos neurônios dopaminérgicos. As evidências sobre tal fator une as duas formas da DP, genética e esporádica.

Demais Fatores: Além dos elementos citados, estudos recentes mostram a possível participação de doenças autoimunes na etiologia da DP (FERRAZ, 2005).

2.2 SINTOMAS DA DOENÇA DE PARKINSON

A DP apresenta sintomas motores e não-motores, porém as manifestações visíveis mais comuns são chamadas de síndrome Parkinsoniana (FERRAZ, 2005), e que segundo Meneses e Teive (2013) se tornam aparente quando há uma perda neural de no mínimo 60%.

Dentre os sintomas não-motores, podemos citar a depressão, alterações da fala e da voz, sialorreia, transtornos respiratórios, alteração do sono, transtornos cognitivos, tonturas, dor e sensações anormais, e a constipação intestinal.

A identificação da depressão, quando existe, é de suma importância para um diagnóstico mais preciso da DP, caso haja dúvidas entre outros distúrbios semelhantes, como por exemplo, demência por corpos de *Lewy e Alzheimer*. Tal sintoma é constantemente identificado na DP, já que entre 30% e 60% dos pacientes apresentam sinais de depressão em algum momento (FERRAZ, 2005; GALHARDO; AMARAL; VIEIRA, 2009).

Um outro sintoma comum aos pacientes é o distúrbio da voz e da fala, que está presente desde o início da doença, contribuindo para uma piora na qualidade de vida do paciente. As primeiras mudanças são, geralmente, notadas pelos familiares. A alteração vocal é caracterizada por redução da intensidade da voz, articulação imprecisa e distúrbios do ritmo (FERRAZ, 2005; SCARPEL, 2007).

A sialorreia, também presente como manifestação da DP, é a produção excessiva de saliva, e tal situação está diretamente ligada ao comprometimento neurológico da DP. Normalmente a deglutição da saliva é feita naturalmente, porém para pacientes com DP essa ação é árdua (GALHARDO; AMARAL; VIEIRA, 2009; FERRAZ, 2005).

Diversos fatores, como por exemplo a não coordenação entre fala e respiração, somados às consequências da sialorreia, podem contribuir para disfunções respiratórias. A acinesia, que é a perda ou ausência de movimentos e afeta diversos músculos, também pode acometer os músculos da parede torácica, dificultando a respiração (GALHARDO, AMARAL, & VIEIRA, 2009; FERRAZ, 2005).

Já as alterações do sono acometem cerca de 90% dos pacientes. Uma das causas é a falta de mobilidade, pois um paciente que se exercita pouco, tende a ter cochilos durante o dia, ocasionando uma progressiva dificuldade para dormir (GALHARDO; AMARAL; VIEIRA, 2009; FERRAZ, 2005; ROCHA, 2014).

Os transtornos cognitivos estão presentes na minoria dos pacientes, afetando, por exemplo, sua memória e a capacidade de realizar cálculos. A demência ocorre em cerca de 20% dos pacientes e geralmente nas fases mais avançadas da doença (FERRAZ, 2005; GALHARDO; AMARAL; VIEIRA, 2009).

A hipotensão, é a principal causa de tonturas, outra manifestação da DP. A hipotensão é, geralmente, causada por efeito de medicamentos, desidratação, hipotensão ortostática e por possível doença cardíaca. A suplementação de sal na alimentação e a suspensão ou a mudança na dosagem dos medicamentos podem aliviar esse sintoma (FERRAZ, 2005).

Devido aos sintomas motores, citados na seção 1.1 e apresentados com mais detalhes no decorrer do texto, o paciente com DP desenvolve poucas atividades físicas, que somado à outros fatores como pouca hidratação, alimentação inadequada, e a própria medicação da DP, pode ocasionar constipação intestinal. Alguns casos podem ser graves e alguns pacientes podem demandar internação hospitalar (FERRAZ, 2005).

O sintomas motores também podem ser a explicação para uma outra manifestação da DP, as dores musculares, pois a rigidez, a alteração postural e o tremor, podem causar fadiga muscular (FERRAZ, 2005).

O tremor, definido como surtos involuntários e rítmicos (FERRAZ, 2005), é o primeiro sintoma motor em 70% dos pacientes, e em aproximadamente 50% dos casos acomete partes diferentes do corpo. Geralmente a manifestação é observada em situação de repouso (SOUZA et al., 2011), se agrava com situações de estresse e cessa durante o sono. Esse sintoma é o mais aparente, por esse motivo, a DP recebeu inicialmente o nome de Paralisia Agitante, por James Parkinson (LEANDRO, 2011).

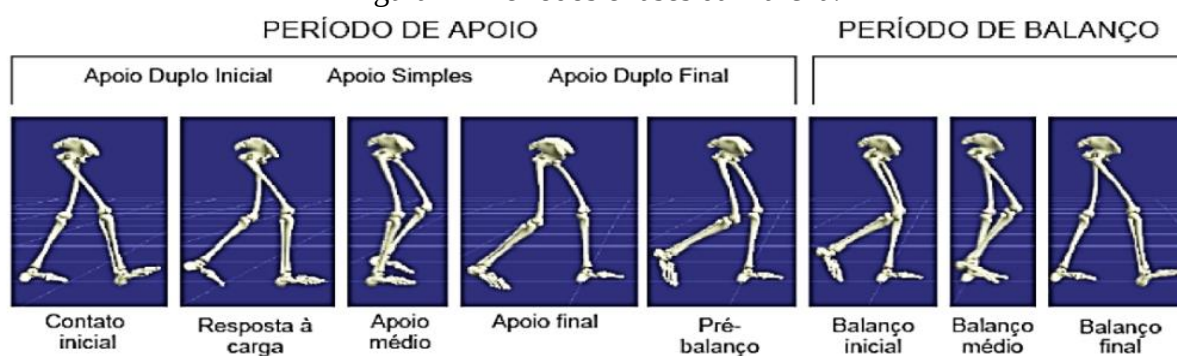
Ainda, outro sintoma comum provocado pela DP é a diminuição dos reflexos posturais. Nesses casos, o indivíduo pode apresentar postura estável em situações de equilíbrio sem perturbações, e mantendo à perfeita atenção, porém a instabilidade postural pode aumentar à proporção que a base de apoio se estreita ou uma variação de atenção é demandada. Nessa situação, o paciente geralmente, fica em uma postura curvada, tornando difícil ajustar a postura quando se inclinam ou mudam subitamente o trajeto, ocasionando quedas. Uma outra consequência da postura é a alteração da marcha, que se torna festinada, ou seja, passos rápidos e curtos (LEANDRO, 2011; SOUZA et al., 2011).

A rigidez muscular, também um sintoma da DP, caracteriza-se pelo aumento da resistência no movimento passivo, pode ser distribuída de maneira heterogênea, e afetar todo o corpo. A necessidade de manter atenção para realizar os movimentos ativos pode aumentar a rigidez muscular, tornando anormal o balanço do braço, que é o sintoma motor mais comum e precoce, que por si só aumenta significativamente o risco de quedas (THOMPSON et al., 2017). A ocorrência de rigidez muscular e bradicinesia causa fraqueza muscular, fadiga e endurecimento, o que preocupa os pacientes (LEANDRO, 2011). Esse sintoma é definido pela dificuldade em iniciar os movimentos, sendo a manifestação mais evidente da doença. Esse sintoma também causa dificuldade em desempenhar movimentos sequenciais e simultâneos (SOUZA et al., 2011; LEANDRO, 2011).

A bradicinesia, uma manifestação anteriormente citada, pode levar ao Congelamento da Marcha (ZHAO et al, 2013), que é caracterizado pela parada não voluntária da caminhada e dificuldade em reiniciá-la (WINFREE, et al., 2013). O CM é um grave problema, pois está associado a ansiedade, perda de mobilidade, quedas e até mesmo morte decorrente da queda (ZHAO et al, 2013). Além disso o CM é altamente incapacitante para o paciente.

Por fim, uma outra alteração motora é a marcha do paciente com a DP, que possui certas características distintas às características da marcha normal. A marcha é um movimento coordenado e cíclico responsável pela locomoção humana, e o chamado Ciclo da Marcha (CdM), como mostra a Figura 2, possui subdivisões repetitivas (SOUZA, 2017; BOYD; LITTLE, 2005).

Figura 2 – Períodos e fases da marcha.



Fonte: BARELA, 2005.

Para identificar doenças da marcha e então tratá-las, os parâmetros da marcha devem ser corretamente identificados. Um desses parâmetros é o ciclo da marcha, que equivale ao comprimento da passada, ou seja, o comprimento da soma do passo direito e do passo esquerdo. A passada é definida como o intervalo entre o primeiro toque do calcanhar de um membro, até o ponto do segundo toque do calcanhar do mesmo membro (OTTOBONI;

FONTES; FUKUJIMA, 2001). A passada ainda pode ser dividida em dois períodos em cada ciclo: 1) O período de apoio; e 2) O período de balanço

A marcha do paciente com a DP possui certas características distintas às características da marcha normal. As diferenças podem ser percebidas já na ação de se Levantar e Andar (LEA), pois na marcha normal as duas ações são realizadas de forma integrada, sem intervalo entre levantar e caminhar.

Tal fato não ocorre em pacientes com DP, já que nesse caso, primeiro o sujeito se levanta por completo, a fim de garantir primeiramente o equilíbrio, e só então a marcha é iniciada (PELICIONI, 2014). Outras alterações da marcha podem ser observadas em pacientes com DP quando os comparamos com idosos saudáveis. Tais alterações são a velocidade da marcha, que se torna mais lenta, a cadência e o comprimento do passo (ATTA et al., 2010).

2.3 O SISTEMA SOMATOSSENSORIAL

O sistema somatossensorial é responsável pela aquisição de informações sensoriais de todo o corpo. Os estímulos podem ser classificados em sensações somáticas, como o tato e posição do corpo, em sensações térmicas, como frio e calor, e por fim, em sensações de dor. As sensações somáticas podem ser classificadas, dentre outras formas, como proprioceptiva, que relacionam uma parte do corpo com relação a uma outra parte, e exproprioceptivas, que são as sensações que relacionam a posição e velocidade do corpo com o ambiente (GUYTON; HALL, 2006; KLEINER, SCHLITTER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2010).

A literatura não trata com clareza, porém sustenta-se que o papel proprioceptivo seja desempenhado pelo núcleo subtalâmico e pelo globo pálido. Como mencionado, além da degeneração dos neurônios dopaminérgicos, outros sistemas neurológicos podem apresentar degeneração na DP, como degeneração dos neurônios do núcleo subtalâmico e do globo pálido e, em consequência dessa degeneração, pessoas com DP apresentam déficits cinestésicos, como por exemplo atingir níveis de alto-força, e menor capacidade de atingir amplitude e velocidade de um membro, quando em movimento passivo. Outras consequência do *déficit* proprioceptivo tratado na literatura é a instabilidade postural, além do mau desempenho motor e dos episódios de congelamento da marcha (PEREIRA, 2015; KLEINER; SCHLITTER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2010).

Estudos mostraram que a perturbação da propriocepção, em um grupo que apresentava CM, provocou mal desempenho da execução de tarefas, quando comparados ao grupo de controle saudável. Do mesmo modo, a literatura também mostra que a estimulação da propriocepção pode facilitar a execução de determinadas tarefas. Sendo assim a estimulação

do sistema somatossensorial, por meio da propriocepção, pode auxiliar no desempenho motor de pacientes com DP (PEREIRA, 2015), já que o uso de pistas externas, como a vibração, se mostrou eficaz ao ajudar os pacientes a se concentrarem na execução da atividade motora (HEREMANS et al., 2013).

Alguns dos trabalhos apresentados usaram pistas vibratórias para estimular o sistema somatossensorial e incentivar a propriocepção, tendo como resultado a melhora de atividades motoras (HARRINGTON et al., 2016; WINFREE et al., 2013; THOMPSON et al., 2017).

2.4 A VIBRAÇÃO MUSCULAR COMO TRATAMENTO

A vibração é um estímulo mecânico, advindo de movimento alternado de um corpo sólido em relação ao seu centro de massa. Tal movimento é gerado por um motor, cujo eixo possui uma massa excêntrica (PEREIRA, 2015; SILVEIRA, 2018; RAQUEL, 2015).

O treinamento vibratório, empregado há algumas décadas, apresenta como uma das finalidades a aplicabilidade terapêutica, como reabilitação, propriocepção e aumento da mobilidade (AMARAL; PÉCORA, 2012). Em 1880, Jean-Martin Charcot percebeu que quando pacientes com DP eram expostos à viagens de trem e cavalos, os sintomas da DP eram amenizados. Com base nessas observações, ele desenvolveu uma cadeira vibratória para tratamento de pacientes com DP (AMARAL; PÉCORA, 2012).

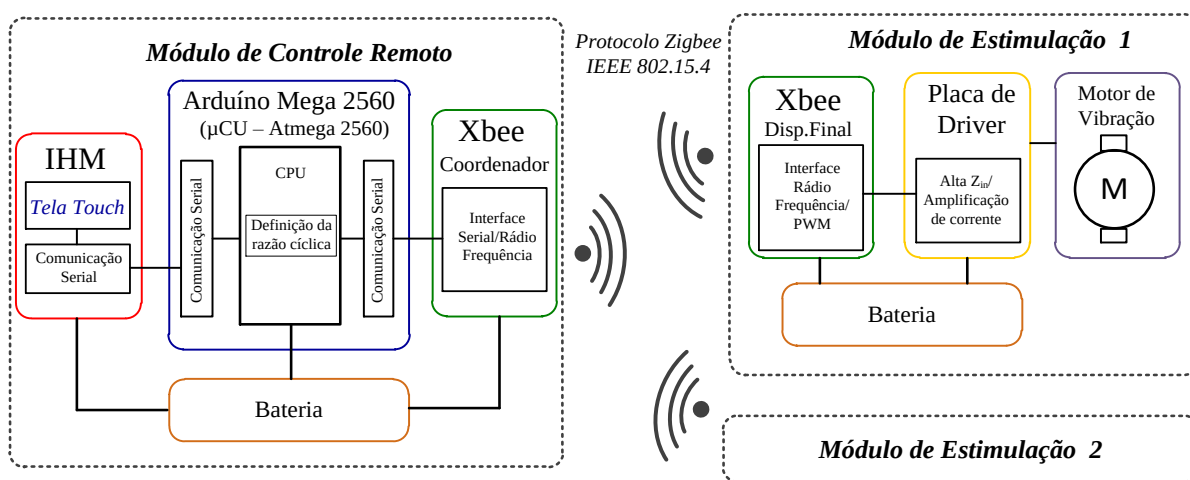
A vibração pode ser aplicada de forma indireta, que é quando a aplicação é feita em uma extremidade e se propaga para todo o corpo usando, por exemplo, uma plataforma vibratória, ou de forma direta, quando a vibração é aplicada diretamente no músculo de interesse (AMARAL; PÉCORA, 2012). Todos os receptores táteis são aptos a detectarem a vibração, porém diferentes tipos de receptores, detectam diferentes frequências de vibração. Isso se deve ao fato de que cada receptor responde às deformações com uma determinada velocidade. Os corpúsculos de *Pacini* podem detectar a vibração com frequências que variam de 30Hz à 800 Hz, já os corpúsculos de *Meissner* podem detectar frequências entre 2Hz e 80Hz. Os sinais de vibração captados são transmitidos pela via da coluna dorsal (GUYTON; HALL, 2006).

O principal produto fisiológico da vibração é a excitação das fibras sensoriais dos fusos neuromusculares posicionados em paralelo com as fibras musculares, e que respondem ao alongamento muscular. Tais fibras têm um papel cinestésico significativo, sendo fundamental para a propriocepção (PEREIRA, 2015). Sendo assim, a vibração muscular pode ser usada com o objetivo de facilitar o desempenho motor de pacientes com DP.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O diagrama de blocos exibido na Figura 3 representa o sistema desenvolvido, que é composto por um Módulo de Controle (MoCR) e dois Módulos de Estimulação (MoE). Se necessário, mais MoE's poderão ser conectados, o que dependerá da necessidade do usuário ou do fisioterapeuta, pois o sistema de comunicação com *Zigbee* possibilita a inserção de diversos dispositivos.

Figura 3 – Diagrama de blocos do dispositivo de estimulação vibro-tátil.



Fonte: Próprio autor.

3.1 MÓDULO DE CONTROLE REMOTO (MoCR)

Este MoCR, representado em parte pela Figura 3, é constituído por uma Interface Homem Máquina (IHM), um microcontrolador embarcado Arduino Mega2560 e um módulo de comunicação *wireless* para enviar as informações aos MoE's.

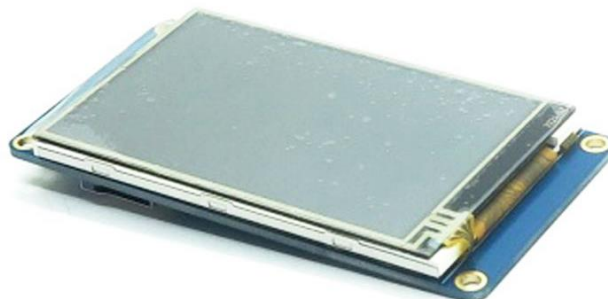
O MoCR possibilita o controle da estimulação vibro-tátil à distância, sem a necessidade de fio (*wireless*). Neste módulo são configurados os parâmetros do MoE, como frequência, intensidade e também o momento de vibrar. Como a literatura ainda não mostra o melhor momento de aplicar o estímulo, nem intensidade e frequência, inicialmente o sistema funciona de forma manual, ou seja, o fisioterapeuta irá configurar os parâmetros para cada paciente e momento de aplicar a estimulação.

3.1.1 Interface Homem Máquina (IHM)

É utilizada uma tela *touch Nextion* de 3,2" (Figura 4) como interface para o usuário. A interface se comporta como um periférico de entrada, permitindo o controle manual da

escolha de frequência de vibração e proporciona controle manual em tempo real da ativação do módulo de atuação, ambos por meio de botões virtuais.

Figura 4 – Tela *touch Nextion*.



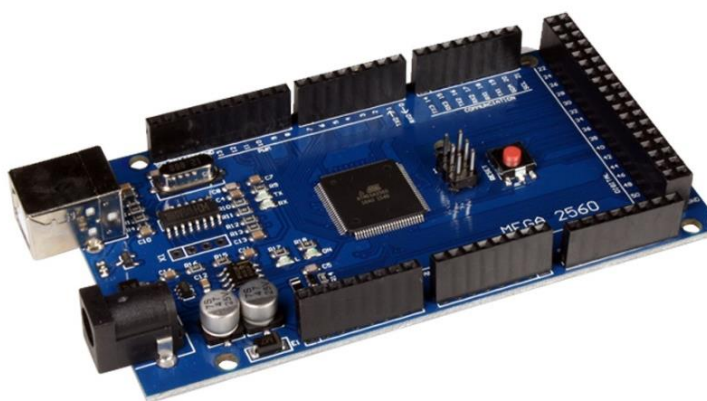
Fonte: Itead (2019).

Dentre as telas disponíveis no mercado, a *Nextion* foi escolhida em razão da forma de desenvolvimento do seu código de programação, pois sua interface gráfica é desenvolvida utilizando o software próprio *Nextion Editor*, e são posteriormente armazenadas na memória da própria tela. Desta forma, menos memória e menos processamento serão requeridos do microcontrolador.

3.1.2 Sistema Embarcado Arduino Mega 2560

O gerenciamento do sistema é realizado pela plataforma de sistemas embarcados *Arduino Mega 2560* (Figura 5).

Figura 5 – Sistema embarcado *Arduino Mega 2560*.



Fonte: Arduino (2019).

Este Arduino tem como microprocessador o ATmega 2560, com memória *flash* de 256kB, 8kB de memória RAM e 4kB de EEPROM, operando em 16MHz. O sistema embarcado possui alguns importantes periféricos, como canais de comunicação serial,

entradas analógicas e saídas de PWM, possui ainda comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*). Esta plataforma é responsável por receber os dados da IHM, vindas da tela *touch*, e enviar informações correspondentes para os MoE's, através de comunicação *wireless*.

3.1.3 Sistema de Comunicação Wireless

O sistema de comunicação sem fio tem a finalidade de garantir o envio dos comandos do MoCR para os MoE's, sem o uso de meio condutor físico, pois é importante que os movimentos dos pacientes possuam um alto grau de liberdade durante os testes.

Comparativo entre Protocolo *Bluetooth* e Protocolo *Zigbee*

Diante da necessidade de comunicação *wireless*, foi realizada uma comparação entre a comunicação *Bluetooth* e o protocolo de comunicação *Zigbee*. A Tabela 3 exibe as principais diferenças entre os dois protocolos mencionados.

O *Bluetooth* é geralmente empregado em celulares, fones de ouvido, computadores de bordo de automóveis, aparelhos médicos, dentre outras aplicações semelhantes. Já o protocolo *Zigbee* é aplicado com maior frequência em redes de sensores, porém seu uso também se faz em redes domésticas, aplicações médicas e em demais finalidades que se deseje baixo consumo, baixo custo (RIVERA, 2010), mas principalmente que possa se comunicar com um grande número de módulos simultaneamente, ou de forma individual, endereçando a informação.

Tabela 3 – Comparação entre características dos protocolos *Bluetooth* e *Zigbee*.

Pontos	<i>Zigbee</i>	<i>Bluetooth</i>
Taxa de Transferência	250kbps	1Mbps-3Mbps
Corrente de Transmissão	30mA	40mA
Corrente em <i>Standby</i>	3μA	200μA
Tempo de Acesso a Rede	30ms	3s
Tempo de Transição de Escravos (de espera para ativo)	15ms	3s
Alcance	1m até >100m	1m até 100m
Número de Dispositivos	65535	8
Duração da Bateria	Anos	Dias

Fonte: Adaptado de Rivera (2010).

As características e aplicações apresentadas de cada protocolo foram consideradas para a escolha do sistema de comunicação que melhor atendesse as necessidades do projeto. Como ambos são empregados em aplicações médicas, outros três pontos foram analisados.

O primeiro critério foi o consumo de energia, por se tratar de módulos que operarão desconectados da rede de energia elétrica e usarão baterias. Analisando-se a Tabela 3, a

corrente em *standby* do dispositivo *Bluetooth* é quase 70 vezes maior que do dispositivo *Zigbee*, o que explica seu maior emprego em sistemas que exigem um baixo consumo.

O segundo ponto foi o tempo de acesso à rede por cada dispositivo, o tempo requerido pelo protocolo *Bluetooth* é 100 vezes maior que o protocolo *Zigbee*.

O terceiro e último ponto foi o tempo de transições dos escravos, que é 200 vezes maior para o protocolo *Bluetooth*. Esses tempo são importantes, pois definem o quão rápida a informação chegará ao dispositivo de destino. Esses critérios de tempo se tornam ainda mais relevantes quando se considera a dinâmica necessária de atuação do sistema, tomando como base o tempo médio de duração de cada passo de um paciente. Dessa forma, um dispositivo *Bluetooth* em *standby* poderia não obedecer os comandos em tempo hábil, prejudicando a atuação dos sistema de estimulação.

Protocolo Zigbee e Hardware Xbee

Considerando os pontos destacados, com velocidade de comunicação e baixo consumo, mas principalmente pela necessidade de comunicar com mais de um módulo sem a necessidade de pareamentos constantes, decidiu-se pela implementação *Zigbee*, que é um protocolo aberto baseado no padrão IEEE 802.15.4. O *Zigbee* é desenvolvido por um consórcio de empresas que compõe a *Zigbee Alliance*.

Para a implementação do protocolo foi utilizado o *hardware Xbee S2C*, da fabricante *Digi*. O *Xbee* é um pequeno módulo de Rádio Frequência (RF), que recebe e transmite dados pelo ar.

A Figura 6 ilustra os módulos usados com dois diferentes tipos de encapsulamento e suas respectivas placas de desenvolvimento, que dentre suas funções, permite fácil acesso aos pinos, adequar o nível de tensão para o módulo *Xbee* e viabilizar a comunicação com um computador por meio de interface serial.

Figura 6 – Módulo *Xbee* com suas respectivas plataformas de desenvolvimento.



Fonte: Digi, 2018.

O conjunto de pinos disponíveis pode ser configurado e usado para diversas funções, como amostragem de dados de um sensor, ou então acionamento de cargas sem o uso de microcontroladores, dentre outros. Dentre as entradas e saídas disponíveis, destacam-se as entradas e saídas digitais (I/O), as entradas analógicas (A/D) e as saídas PWM. Esse último possibilitou a dispensa de um microcontrolador nos MoE's.

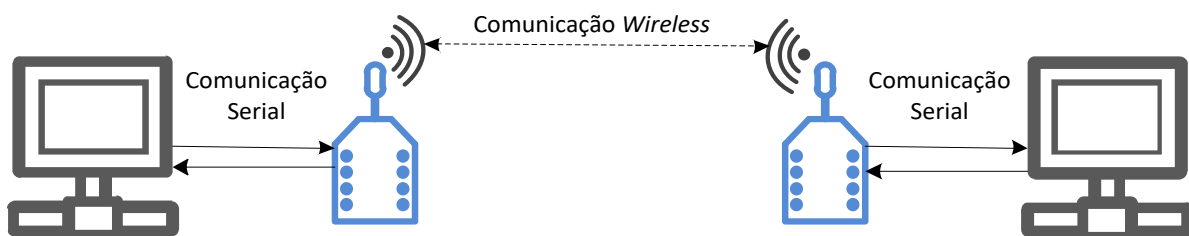
Os dispositivos *Xbees* são configuráveis, o que permite ajustes conforme a necessidade de cada projeto. Essas configurações possibilitam a formação de uma rede de comunicação e a troca de informação entre um grande número de dispositivos conectados nessa rede.

Dentro de uma rede, os dispositivos podem ser denominados como coordenador, roteador ou dispositivo final de rede. Toda rede deve possuir apenas um coordenador e os demais dispositivos podem ser roteadores ou dispositivos finais.

O coordenador deve iniciar a rede, selecionar o canal e o endereço da rede e jamais pode estar em *standby*, já que têm a função de proteger a rede e mantê-la íntegra. Os dispositivos roteadores atuam como mensageiro para comunicação entre dispositivos que estão distantes, e dessa forma também não podem permanecer no modo *sleep*. Os dispositivos finais não podem trocar informações entre eles próprios, mas um ponto importante é a possibilidade de entrarem em estado de *standby*, permitindo economia de energia.

Entre os dispositivos, a comunicação é feita pelo ar utilizando RF, porém os módulos também podem se comunicar com outros dispositivos, como computadores e microcontroladores, por meio de interface serial. Os dispositivos *Xbee* transmitem automaticamente em RF os dados recebidos na interface serial, e também enviam qualquer informação recebida em RF para a saída serial, seja para a transferência de dados, ou para a configuração dos módulos. A combinação desses dois processos permite o controle dos módulos por dispositivos inteligentes. A Figura 7 ilustra o processo descrito.

Figura 7 – Comunicação de um sistema composto por módulo *Xbee* e dispositivo *host*.



Fonte: Adaptado de Digi (2018).

Cada módulo possui diversas combinações de configuração que definem seu comportamento, como o canal usado ou o nome de identificação da rede. A configuração pode ser feita de forma remota ou localmente, sendo que, quando configurado localmente é

necessário o uso do *software* XCTU (*XBee Configuration and Test Utility* – Utilitário Xbee de Configuração e Teste), uma multiplataforma de interface gráfica desenvolvida para a interação dos módulos de RF, que permite a configuração e testes dos mesmos.

Os dispositivos também podem ser configurados remotamente através de comandos enviados por RF, porém essa é uma opção possível apenas quando se utiliza o modo de operação API (*Application Programming Interface*). Os principais parâmetros básicos dos dispositivos a serem configurados são:

- Parâmetro ID: Identificação da rede. Deve ser o mesmo nome para todos dentro da rede.
- Parâmetro JV: Verifica se há um coordenador na rede. Esse parâmetro deve ser verificado pelos roteadores e pelos dispositivos finais.
- Parâmetro CE: Define o dispositivo coordenador, desse forma, esse parâmetro deve ser fixado como ativo apenas para um único dispositivo da rede.
- Parâmetro NI: Define nomes “amigáveis” para cada dispositivo da rede.
- Parâmetro AP: Define o modo de operação da rede, que pode ser AT (*Application Transparent*) ou API (*Application Programming Interface*).

O modo de operação AP envia os dados exatamente da mesma forma que recebeu, ou seja, uma informação recebida pela serial de um *Xbee* será enviada para outro módulo por RF, exatamente da mesma forma como foi recebido, e a informação recebida pelo segundo módulo por RF será enviada à sua porta serial, também da mesma maneira que a informação foi recebida. O modo de operação AT é de fácil uso, porém sua aplicabilidade é limitada.

No modo API, um protocolo determina como ocorre a troca de informações, e para isso, os dados são transmitidos em pacotes chamados de *frames* API (quadros API). Com o uso desse modo é possível formar redes maiores para realizar tarefas, como coletar dados em diversos locais e/ou controlar diversos dispositivos.

A Tabela 4 compara as algumas características, aplicações, vantagens e desvantagens dos dois modos de operação.

Tabela 4 – Principais Características dos Modos de Operação AT e API.

MODO DE OPERAÇÃO AT	MODO DE OPERAÇÃO API
Quando usar.	Quando usar
- Condições não aplicáveis ao modo API.	- Para enviar dados sem fio para vários destinos. - Configuração remota de dispositivo na rede. - Receber pacotes de vários dispositivos. - Receber amostras I/O de dispositivos remotos.

(Continuação)

MODO DE OPERAÇÃO AT	MODO DE OPERAÇÃO API
- Possui interface e aplicação simples.	- Ler ou definir configurações remotamente.
Vantagens	Vantagens
- Trabalha bem com comunicação bidirecional entre dois pontos.	- Transmitir dados para um ou múltiplos destinos.
- Não é possível definir ou ler remotamente a configuração do <i>XBee</i> na rede.	- Dados transmitidos incluem detalhes, como endereço.
- A mudança de destino requer sempre uma nova configuração.	- Interface complexa, os dados são estruturados de forma específica.
- Não identifica a origem dos dados.	- Dados enviados e dados recebidos não são idênticos; pacotes recebidos incluem alguns dados de controle e informações extras.
- Os dados recebidos não incluem detalhes de transmissão.	
- Não oferece recursos avançados do modo API, incluindo redes avançadas diagnósticos e atualizações de <i>firmware</i> .	

Fonte: Adaptado de Digi (2018).

Como mostrado, o modo de operação AT se restringe à aplicações básicas, onde não é necessário o endereçamento de informações usando um pacote de dados. Desta forma, para o desenvolvimento deste sistema de comunicação para o dispositivo vibro-tátil, é necessário o uso do modo de operação API. Visto que existirão dois ou mais MoE, e que a atuação de cada um poderá ser comandada em momentos diferentes, faz-se necessário endereçar a informação para o módulo de destino.

Os pacotes de dados estruturados no modo API são chamados de *frames*. Na Figura 8 pode ser visto como o pacote de dados é organizado, e qual a ordem de envio.

Figura 8 – Representação de um quadro de dados do modo de operação API.

Limite de início	Tamanho		Frame de dados								Checksum
1	2	3	4	5	6	7	8	9	...	n	n+1
0x7E	MSB	LSB	Estrutura específica do modo API								Byte simples

Fonte: Adaptado de Digi (2018).

O “Limite de início” tem sempre o valor 0x7E. Esse primeiro *byte* do *frame* tem a função especial de indicar o início de um pacote de dados.

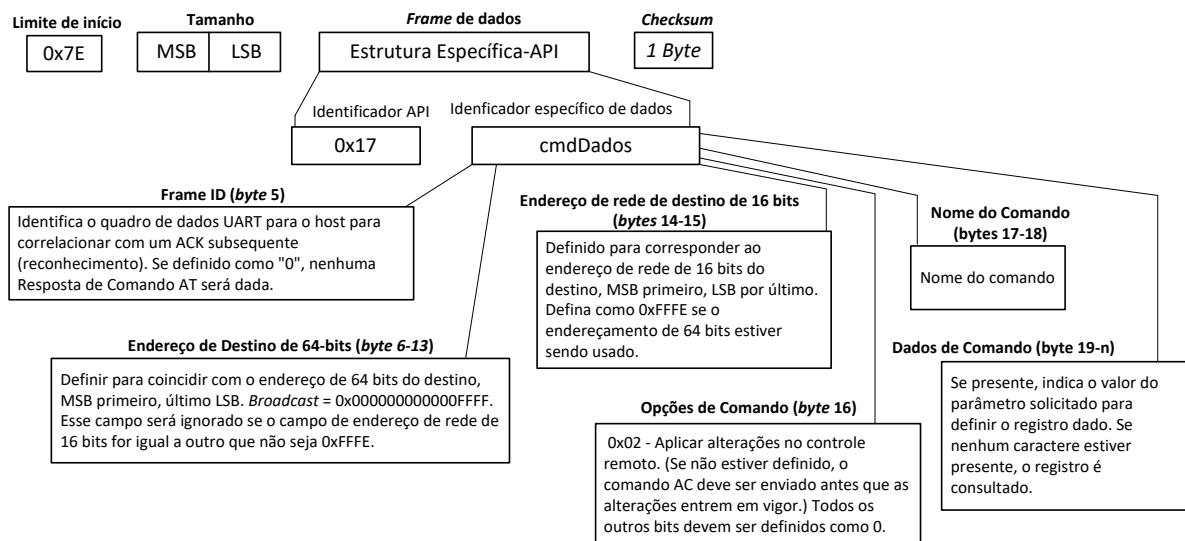
O campo “Tamanho” é composto por dois *bytes* e especifica o número total de *bytes* incluídos no campo “*frame dados*”. O valor especificado nesse campo não deve contabilizar o “Limite de início”, “Tamanho” e nem “*Checksum*”.

O “*Frame de dados*” contém as informações dos dados recebidos ou enviados.

O “*Checksum*” é o último *byte*, ele representa a soma de verificação do “*Frame de dados*”. A soma é feita considerando todo o “*Frame de dados*” + 1.

Os dados recebidos antes do delimitador de início são automaticamente descartados, de mesmo modo, se um quadro não for recebido corretamente, por exemplo, se a soma do número de dados estiver errada, os dados serão descartados. A Figura 9 mostra o tipo de “*Frame de dados*” utilizado para a transferência de informação entre os módulos *Xbee* nesse trabalho.

Figura 9 – Representação da estrutura de enlace de dados usada para a transmissão de um comando remoto.



Fonte: Adaptado de Digi (2018).

O identificador API definido como 0x17 indica que o pacote de dados é referente a um pedido de comando remoto, ou seja, permite a configuração ou consulta remota de parâmetro de um módulo.

Já o quadro de comando de dados engloba especificações extremamente importantes, como endereço de módulo e de rede, além do tipo de comando a ser enviado.

3.2 – MÓDULOS DE ESTIMULAÇÃO (MoE)

O MoE, representado em parte da Figura 3, recebe os comandos provenientes do MoCR (frequência e momento de aplicação) e assim, gera o sinal de vibração que será então

aplicado no paciente. Este módulo poderá ser fixado no paciente em diversas partes do corpo, como braço(s), perna(s), ou demais lugares que o (a) fisioterapeuta julgar conveniente para realizar os testes, já que a literatura ainda não tem definições concretas a respeito do melhor posicionamento.

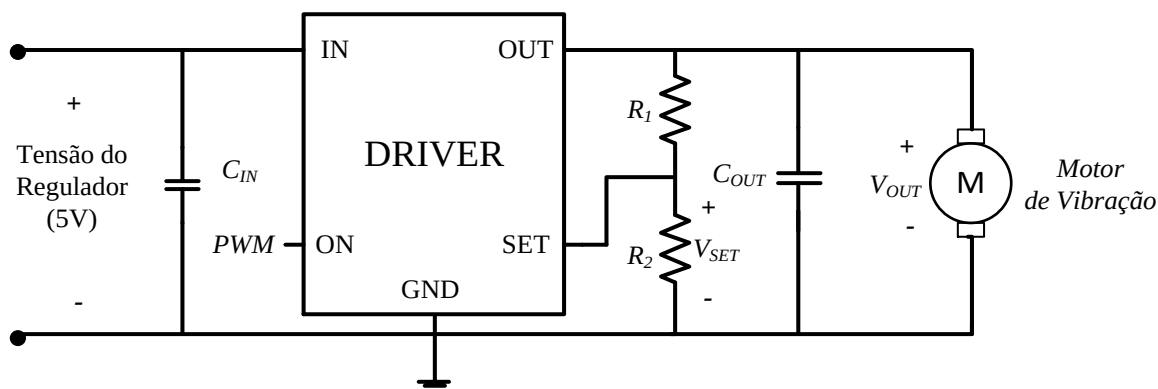
O MoE é constituído por um módulo de comunicação *wireless*, configurado como dispositivo final, para receber as informações do MoCR, também possui uma placa de *driver* de corrente, que aciona um motor de Rotação de Massa Excêntrica, para gerar vibração.

Inicialmente foram desenvolvidos dois MoE's, porém outros poderão ser confeccionados conforme necessidade do usuário, pois o sistema utilizando *ZigBee* permite comandar diversos dispositivos finais (MoE's).

3.2.1 Placa de Driver

O dispositivo de recepção *Xbee*, contido no MoE, não é capaz de fornecer corrente suficiente para o funcionamento nominal do motor de massa excêntrica, pois o *Xbee* tem como finalidade principal a transmissão e não alimentar elementos de potência. Sendo assim, para garantir a corrente necessária, utilizou-se o *driver* MAX1749, apresentado no esquemático da Figura 10.

Figura 10 – Circuito esquemático da placa de *driver* MAX1749.



Fonte: Adaptado de MAXIM, 1999.

O sinal em RF é recebido pelo módulo *ZigBee* do MoE, que o converte para sinal elétrico de PWM, e o insere no pino ON do driver.

O sinal de PWM, por meio da variação de sua razão cíclica (D – Duty Cycle), controla a tensão média nos terminais do motor, variando proporcionalmente a corrente drenada por ele. Desta forma, varia-se a frequência de vibração do motor, pois quanto maior a tensão, maior será a corrente drenada, elevando a velocidade de rotação do motor.

O ajuste da tensão é realizado com resistores externos de realimentação (R_1 e R_2). Essa configuração permite que a tensão média de saída varie entre 1,25 V a 6,5 V. O valor máximo desejado de tensão média na saída pode ser calculado por:

$$R_1 = R_2 \left(\frac{V_{OUT}}{V_{SET}} - 1 \right) \quad (1)$$

Sendo:

R_1 - Resistência de *feedback* calculada;

R_2 - Resistência de *feedback* igual à 100 k Ω para otimizar o consumo de potência;

V_{OUT} - Tensão média de saída requerida;

V_{SET} - Valor fixo em 1,25 V.

Como a máxima tensão aplicada nos terminais do motor deve ser de 5 V, a resistência R_1 foi calculada de forma a garantir esse valor como sendo o limite. Desta forma, quando o sinal de PWM possuir $D = 100\%$, o motor será alimentado por 5 V.

3.2.2 Motor de Rotação de Massa Excêntrica (ERM)

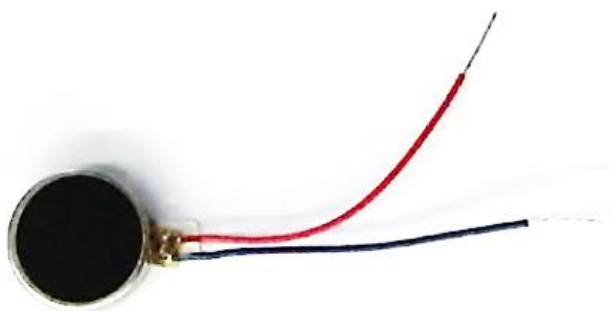
A vibração foi o estímulo externo escolhido para ser implementado no dispositivo de estimulação e essa escolha considerou dois pontos. O primeiro ponto está relacionado com a parceria entre o LIEB (Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica) e o Instituto de Reabilitação Lucy Montoro de São José do Rio Preto, que expôs a demanda de desenvolvimento de um dispositivo de vibração para ser aplicado na reabilitação de pacientes com DP. O segundo ponto refere-se a melhor aceitação desse estímulo pelos pacientes, quando se compara com outros tipos de estimulação.

Para empregar esse estímulo, utilizou-se um motor de vibração. O motor que compõe esse sistema é mostrado pela Figura 11.

O motor mostrada é de Rotação de Massa Excêntrica (ERM - *Eccentric Rotating Mass*), um motor C.C. (Corrente Contínua), cuja vibração é resultado do movimento centrípeto de uma carga descentrada, pois o elevado número de rotações por minuto faz com que o motor seja constantemente deslocado de forma assimétrica, gerando as vibrações.

A dimensão do motor é de 1 cm de diâmetro e admite tensão de alimentação de até 5V. Sua frequência de vibração pode ser controlada através da tensão média entregue ao motor. A tensão média, que varia entre 1,5V a 5V, é controlada através de um sinal de PWM, e entregue pela placa de *driver*.

Figura 11 – Motor de vibração ERM.



Fonte: Do próprio autor.

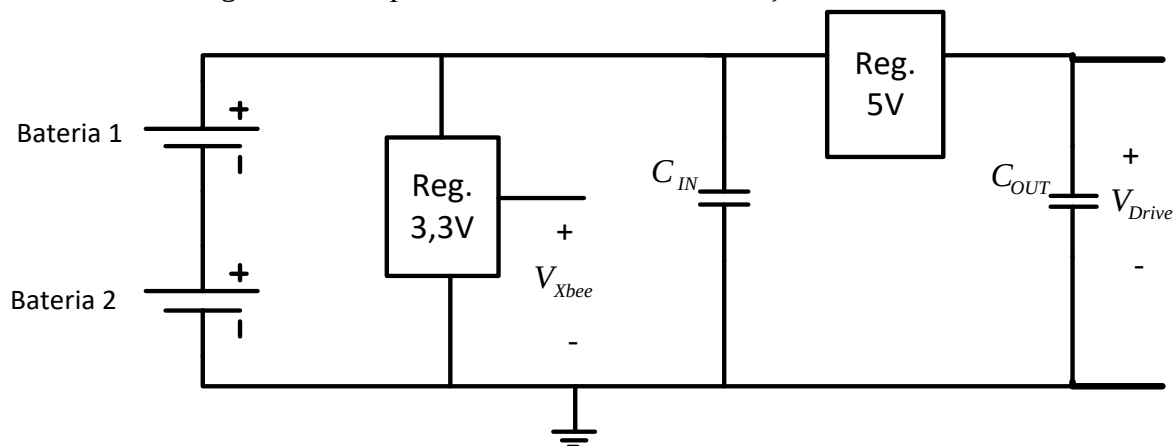
3.3 SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO

O sistema de alimentação é composto por duas baterias de polímero de lítio de 3,7V - 850mAh, ligadas em série, para que houvesse uma tensão superior a 7V, o valor mínimo de tensão necessário para um adequado funcionamento do regulador de 5V.

Alimentação dos MoE's

O esquema da Figura 12 ilustra a alimentação dos MoE's. Esse sistema regula a tensão em dois diferentes níveis, já que o módulo Xbee é alimentado em 3,3V e o circuito de *driver* do motor 5V. Para fornecer a tensão de 3,3V utilizou-se o regulador AMS1117, que é capaz de fornecer até 800mA de corrente. A tensão de 5V é garantida pelo regulador LM7805, que fornece até 500mA de corrente.

Figura 12 – Esquema do sistema de alimentação dos MoE's.

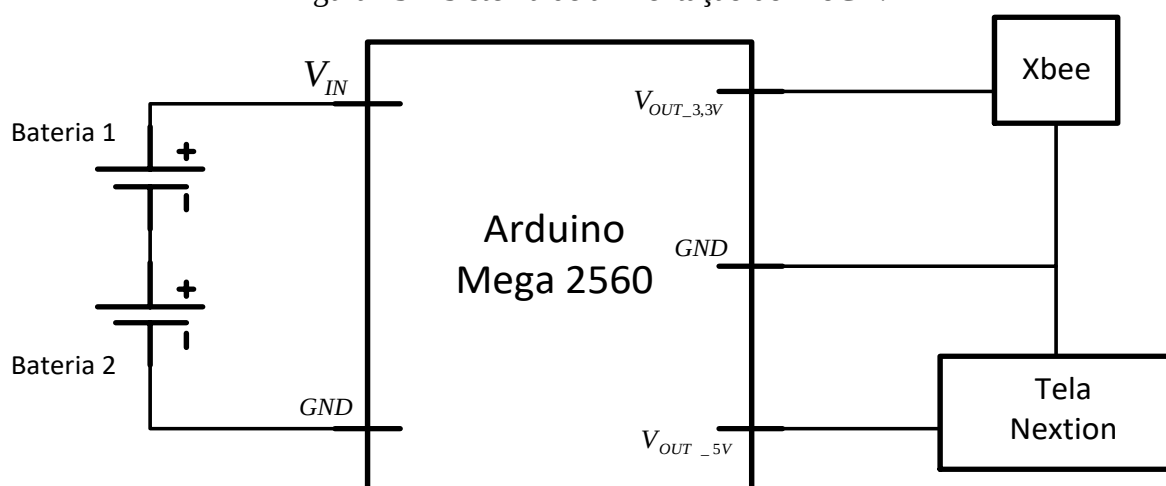


Fonte: Do próprio autor.

Alimentação do MoCR

O sistema de alimentação do MoCR também é composto por duas baterias de polímero de lítio de 3,7V - 850mAh conectadas em série, pois o Arduino Mega 2560 admite tensão de alimentação entre 7V e 12V. A plataforma Arduino, por sua vez, alimenta a tela Nextion e o módulo Xbee, através de seus próprios reguladores de tensão de 5V e 3,3V. A Figura 13 ilustra esse sistema.

Figura 13 – Sistema de alimentação do MoCR.



Fonte: Do próprio autor.

3.4 METODOLOGIA DOS TESTES

Os testes foram realizados com a finalidade de avaliar o dispositivo e identificar características intrínsecas do mesmo. Cada metodologia empregada é descrita nas subseções seguintes.

3.4.1 Testes de Acionamento do Motor ERM

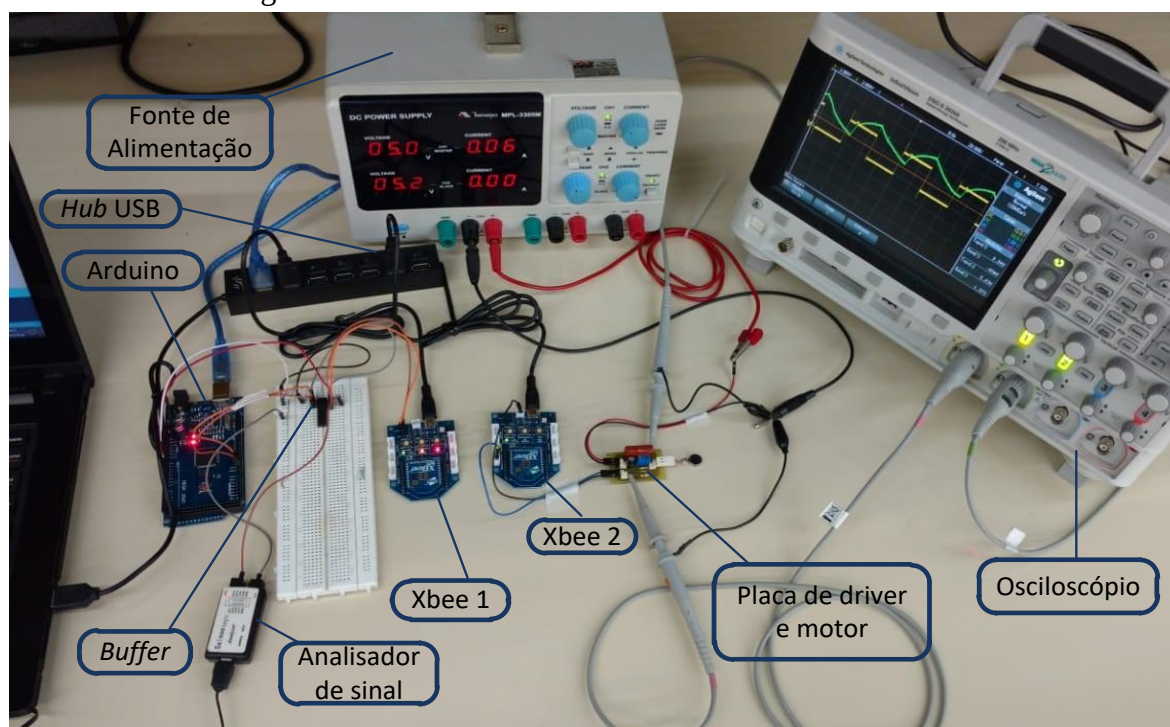
Foram realizados testes para avaliar a controlabilidade à distância dos motores de vibração. Os testes também verificaram a variação da tensão média entregue ao motor, com relação a variação da razão cíclica do sinal de PWM.

Para os testes foram utilizadas quatro diferentes valores de razão cíclica (D): D = 25%, D = 50%, D = 75% e D = 100%. Os valores de D foram definidos em programação.

Os comandos foram enviados do Arduino para o Xbee1, que por sua vez, transmitiu-os por meio de RF para o Xbee2. A Figura 14 mostra a disposição dos componentes na bancada para a realização do referido teste.

Com o auxílio do osciloscópio analisou-se o sinal de PWM na entrada do *drive* e o sinal de tensão entregue ao motor de vibração.

Figura 14 – Bancada de testes de acionamento do motor.



Fonte: Do próprio autor.

3.4.2 Testes do Sistema de Comunicação sem Fio

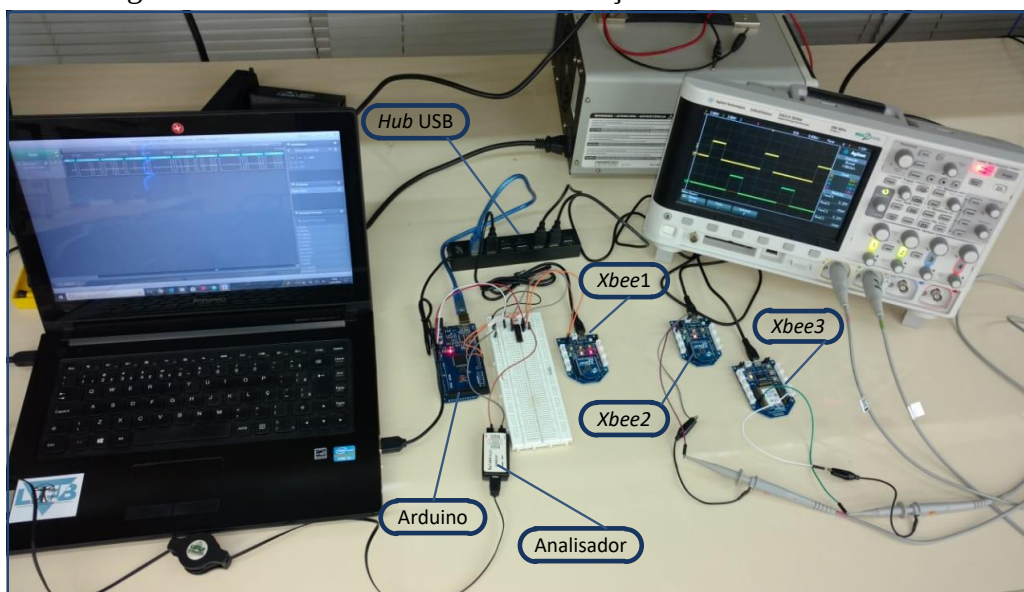
Para avaliar o sistema de comunicação, analisou-se a capacidade do sistema de enviar informações diferentes e endereçadas.

Portanto, comandos foram enviados do Arduino para o Xbee do MoCR, este por sua vez, enviou informação via RF para os Xbee's dos MoE's. Dessa forma, para verificar qual informação estava sendo enviada, analisou-se as vias de comunicação serial entre o Arduino e o Xbee do MoCR utilizando um analisador de sinal digital (Saleae Logic) e seu software próprio.

Com o auxílio do osciloscópio foi verificado se as mudanças ocorridas nos pinos digitais dos Xbee's dos MoE's eram coerentes com as informações adquiridas pelo analisador de sinal digital. A Figura 15 mostra a disposição dos componentes na bancada para a realização do referido teste. Esse arranjo, mostra de forma prática parte do diagrama da Figura 3.

O Arduino, juntamente com o Xbee1 são os elementos do MoCR, responsáveis por enviar a informação para os receptores dos diferentes MoE's, neste caso representados pelos Xbee's 2 e 3.

Figura 15 - Bancada de testes de endereçamento de dados.

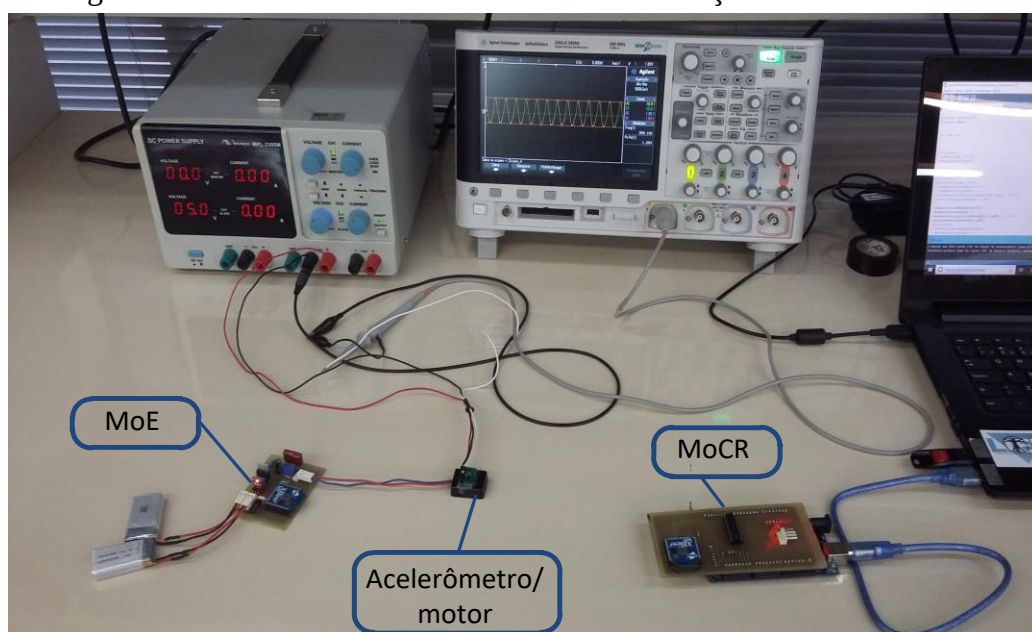


Fonte: Do próprio autor.

3.4.3 Ensaio de Vibração do Motor ERM

Com o objetivo de relacionar a razão cíclica do sinal de PWM com a frequência de vibração dos motores utilizados nos MoE's, foram realizados ensaios de vibração utilizando o acelerômetro MMA7341L. Como os motores devem ser fixados no paciente, se fez necessário o encapsulamento do mesmo, sendo assim, os testes realizados analisaram o motor sem e com encapsulamento, para verificar possíveis variações de comportamento. A Figura 16 mostra a disposição dos elementos para o referido teste.

Figura 16 – Bancada de testes dos ensaios de vibração do motor.



Fonte: Do próprio autor.

Primeiramente, o acelerômetro foi fixado diretamente no motor, o sinal de aceleração foi mensurado com relação a um de seus eixos. Por fim, o acelerômetro foi fixado no encapsulamento do motor e o mesmo eixo foi medido.

A alimentação do acelerômetro foi suprida pela fonte de tensão controlada. O sinal resultante do acelerômetro durante os testes foi visualizado no osciloscópio, e foi mensurado por meio da medida da frequência do sinal e da amplitude de tensão de pico a pico do mesmo.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

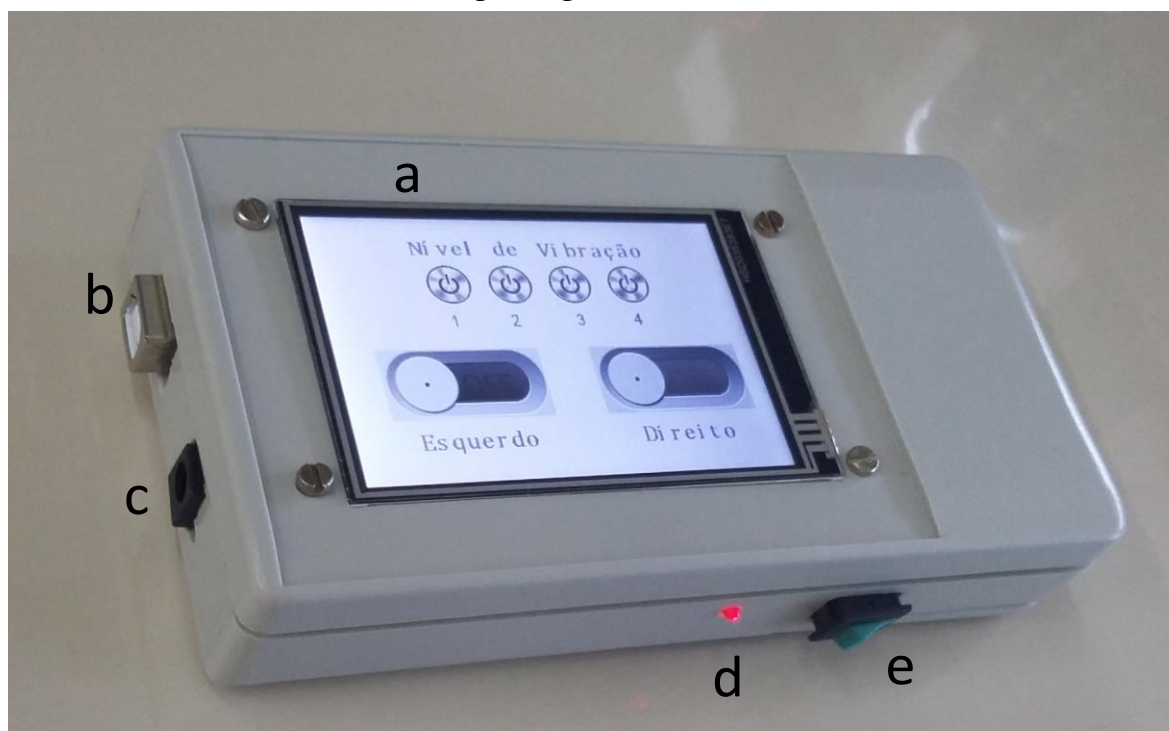
Neste capítulo é apresentado o dispositivo de estimulação vibro-tátil desenvolvido. São também expostos os resultados referentes ao acionamento e controle à distância dos MoE's e ensaios de vibração do motor ERM.

4.1 DISPOSITIVO FINAL E SEUS PARÂMETROS

O dispositivo de estimulação vibro-tátil é composto por um Módulo de Controle (MoCR) e dois Módulos de Estimulação (MoE).

Na Figura 17 é apresentado uma foto do MoCR ligado. A interface com o usuário é feita por uma tela *touch*. Este módulo possui as seguintes dimensões: 16,0 cm de comprimento, 8,5 cm de largura e 3,0 cm de espessura.

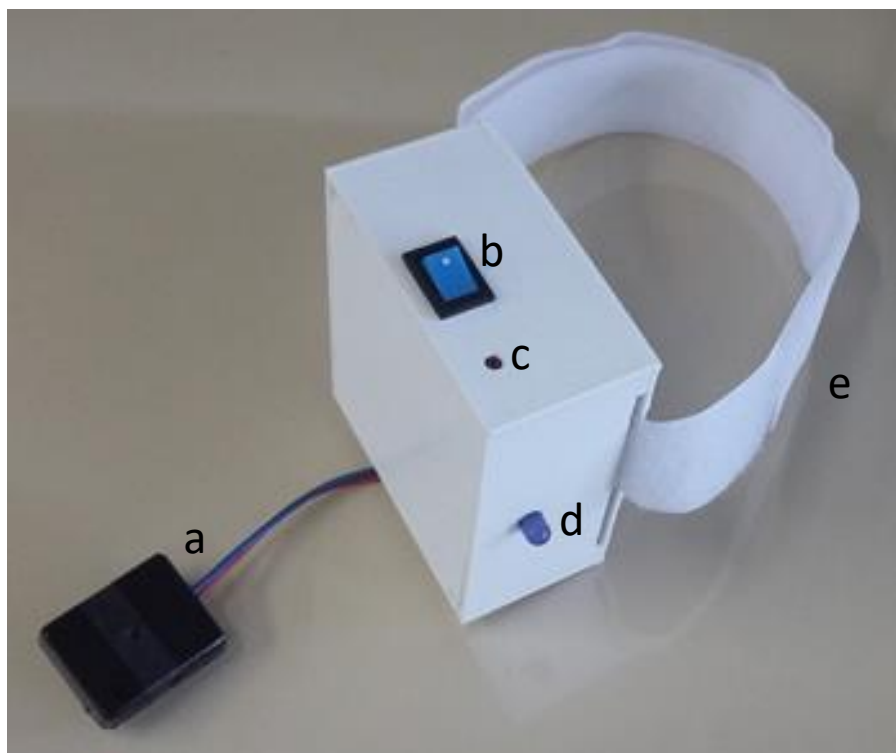
Figura 17 – Foto do MoCR; a) Tela *touch*; b) Entrada AB do Arduino; c) Entrada de alimentação externa do Arduino; d) LED de indicação de módulo energizado; e) Chave liga/deliga do MoCR.



Fonte: Do próprio autor.

Na Figura 18 é apresentado uma foto do MoE, que possui as seguintes dimensões: 7,3 cm de comprimento 6,2 cm de largura e 3,3 cm de espessura. O encapsulamento do MoE foi confeccionado em material PLA (plástico de ácido poliláctico) em uma impressora 3D. O motor foi encapsulado separadamente dos demais componentes do MoE, para que as vibrações possam ser direcionadas em partes específicas do corpo.

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.



Fonte: Do próprio autor.

Na Figura 19 pode-se verificar o circuito do MoE.

Figura 19 – Placa de circuito impresso do MoE.

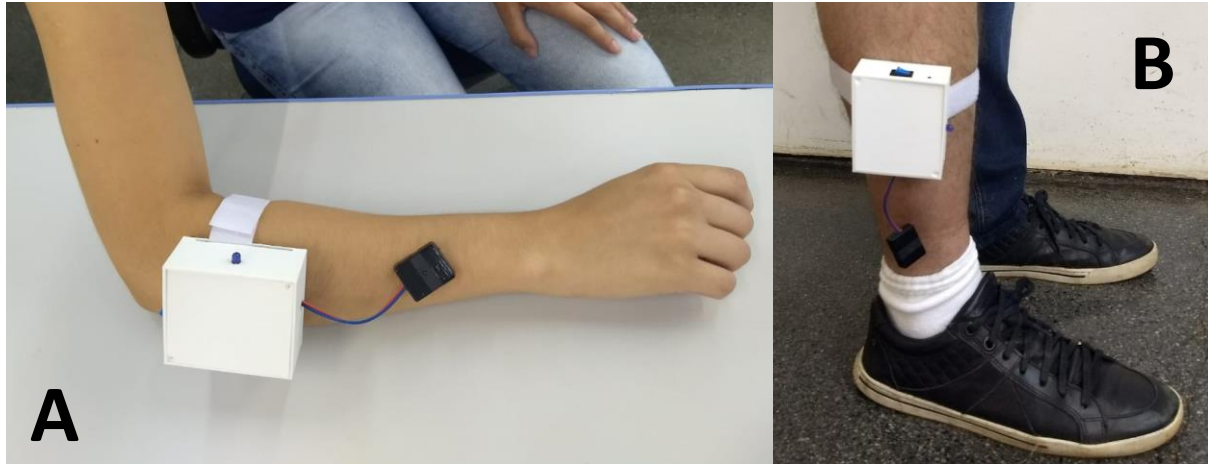


Fonte: Do próprio autor.

A placa de drive mede 6,9 cm de comprimento e 5,8 cm de largura.

A Figura 20 mostra exemplos de fixação do dispositivo em duas diferentes partes do corpo.

Figura 20 – O dispositivo de estimulação vibro-tátil fixado em dois lugares diferentes. A) Dispositivo fixado no antebraço. B) Dispositivo fixado na perna.



Fonte: Do próprio autor.

Baseado na Equação 1, e considerando a máxima tensão aplicada nos terminais do motor em 5V, foram calculados os valores dos componentes do circuito de *driver*, como apresentados no Quadro 1.

Quadro 1 – Especificações de projeto da placa de *driver*.

Símbolo	Valor Calculado	Valor comercial
R_1	300k Ω	Resistor de 270 k Ω + <i>Trimpot</i> de 50 k Ω
R_2	100k Ω	Resistor de 100 k Ω
C_{IN}	Valor estipulado	1 μ F
C_{OUT}	Valor estipulado	1 μ F

Fonte: Do próprio autor.

A resistência R_1 é composta pela conexão em série entre um resistor fixo e um *trimpot*, para possibilitar um ajuste fino, considerando a tolerância de $\pm 5\%$ do resistor comercial.

O Quadro 2 apresenta os parâmetros para a configuração da rede de comunicação e seus respectivos valores selecionados.

Quadro 2 – Parâmetros de configuração dos módulos *Xbees*.

Parâmetro	<i>Xbee 1</i>	<i>Xbee 2</i>	<i>Xbee 3</i>
ID	2018	2018	2018
JV	0	1	1
CE	1	0	0
NI	<i>Coordinator</i>	<i>Router</i>	<i>Router</i>
AP	API-1	API-1	API-1

Fonte: Do próprio autor.

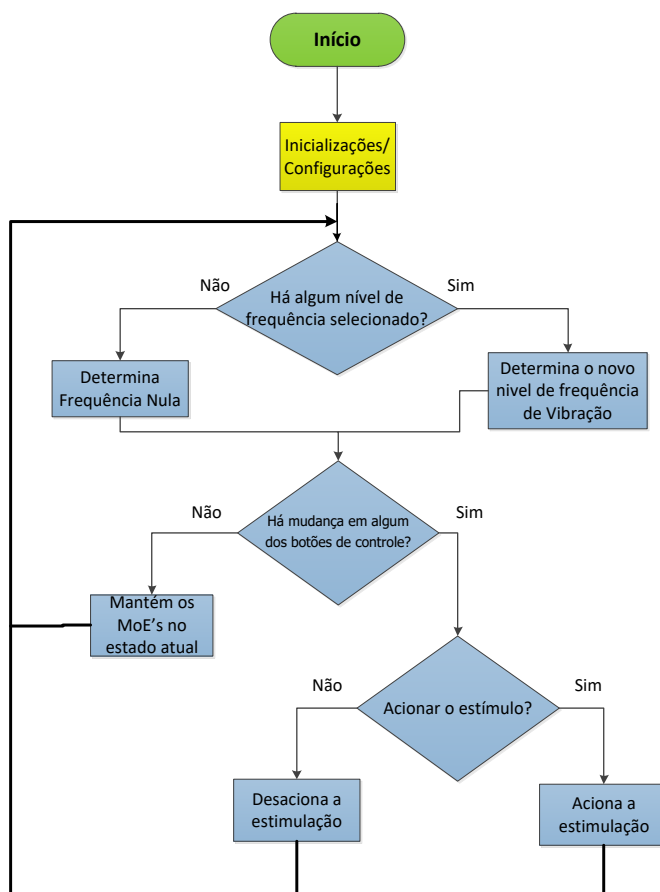
Os parâmetros foram configurados utilizando o *software* XCTU e a placa Xbee de desenvolvimento.

O algoritmo do dispositivo é representado pelo fluxograma da Figura 21.

O objetivo do algoritmo é verificar alterações dos botões de comando para acionar ou desligar as pistas vibratórias do MoCR. A primeira verificação do *loop* é entorno da seleção de um nível de frequência de vibração, caso haja um nível selecionado, esse será adotado para os futuros comandos de acionamento dos MoE's. A frequência selecionada será a mesma para os dois MoE's.

Após a determinação da frequência, o algoritmo verifica se os botões de acionamento dos MoE's tiveram seus estados alterados, e caso a resposta seja positiva, o algoritmo verifica se a mudança corresponde ao comando liga ou desliga e então, envia o devido comando para ligar ou desligar o MoE correspondente ao botão selecionado no MoCR.

Figura 21 – Fluxograma do algoritmo empregado no dispositivo vibro-tátil.



Fonte: Do próprio autor.

4.2 RESULTADOS DOS TESTES DE ACIONAMENTO DO MOTOR ERM

Essa seção apresenta os resultados referentes aos testes de acionamento do motor ERM, cujos métodos estão descritos em materiais e métodos.

Na Figura 22 é mostrado o resultado para o comando correspondente a uma razão cíclica de 25%.

Figura 22 – Sinal de PWM com D=25% e forma de onda da tensão no motor.

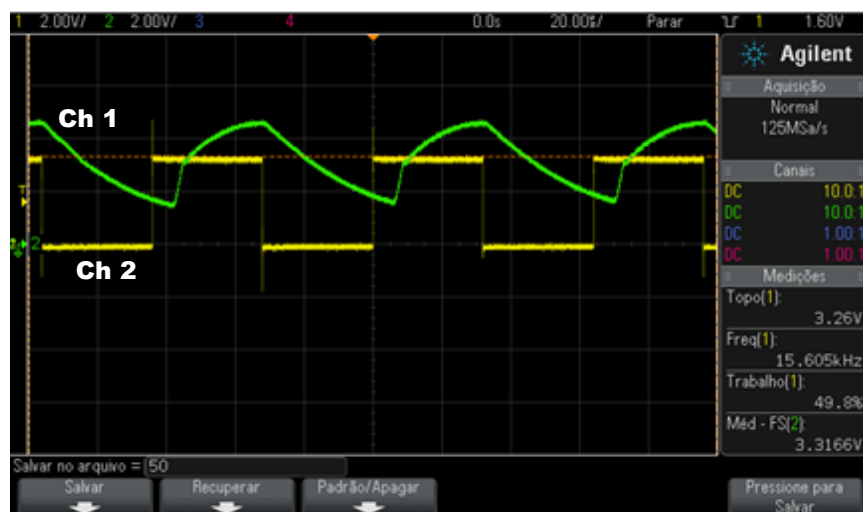


Fonte: Do próprio autor.

No canal 1 é possível analisar o sinal V_{ON} , que é o sinal de PWM originado do módulo Xbee2 (MoE), já o canal 2 mostra o sinal de tensão no motor (V_{OUT}). Na imagem é possível verificar os valores da medição de algumas grandezas no canal 1 como frequência, amplitude e razão cíclica do sinal de PWM, além da tensão média no motor mensurada pelo canal 2. O sinal de PWM possui frequência fixada pelo *hardware* Xbee no valor de 15k Hz, um valor próximo a esse pode ser observado nas medições exibidas na Figura 22. O sinal de PWM originado do Xbee possui nível lógico baixo igual a zero e nível lógico alto igual 3,3 V. Valores próximos a esses também podem ser verificados na imagem do osciloscópio.

Na Figura 23 é mostrado o resultado das medições para comandos de acionamento do motor com D = 50%.

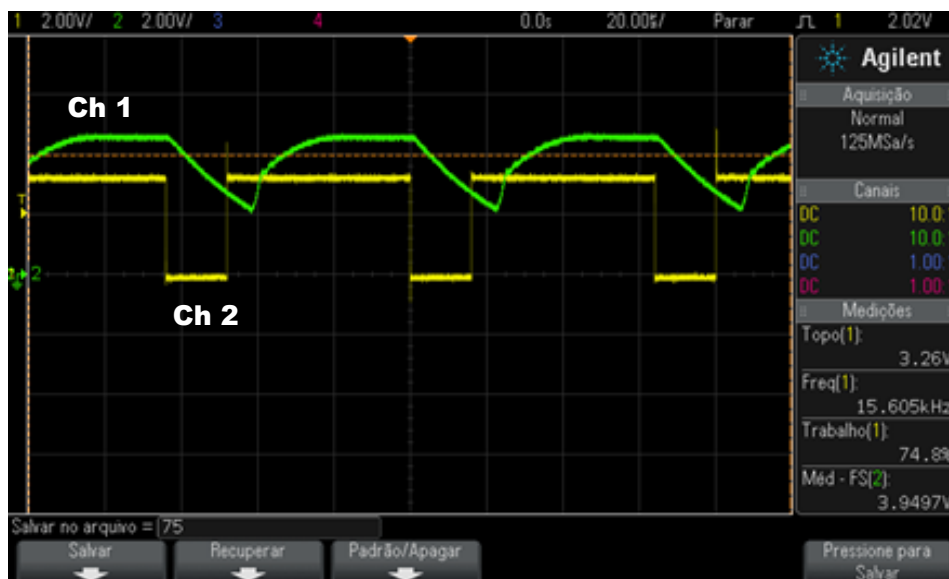
Figura 23 – Sinal de PWM com D=50% e forma de onda da tensão no motor.



Fonte: Do próprio autor.

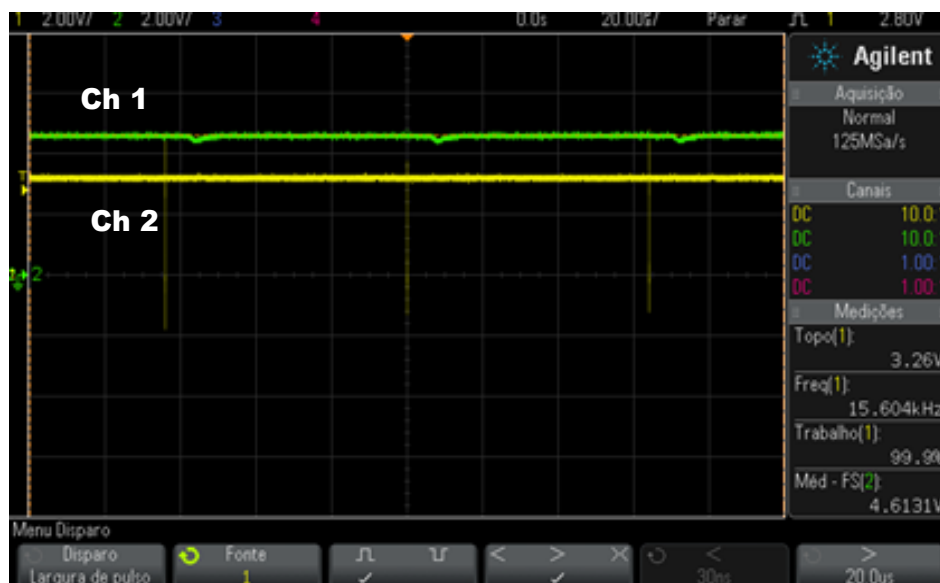
A Figura 24 mostra o resultado das medições para comandos de acionamento do motor com $D = 75\%$. Na Figura 25 é mostrado o resultado para $D = 100\%$.

Figura 24 – Sinal de PWM com $D=75\%$ e forma de onda da tensão no motor.



Fonte: Do próprio autor.

Figura 25 – Sinal de PWM com $D=100\%$ e forma de onda da tensão no motor.



Fonte: Do próprio autor.

Como as imagens mostram, o percentual de trabalho do canal 2 é bem próximo à razão cíclica determinada pelo comando de acionamento dos módulos. Sendo assim, pode-se controlar a tensão média entregue à carga.

Os testes de acionamento também verificaram a máxima distância que o MoCR aciona o MoE. Os resultados mostraram que o MoE pode ser ativado, com segurança, à 100 m de distância do MoCR.

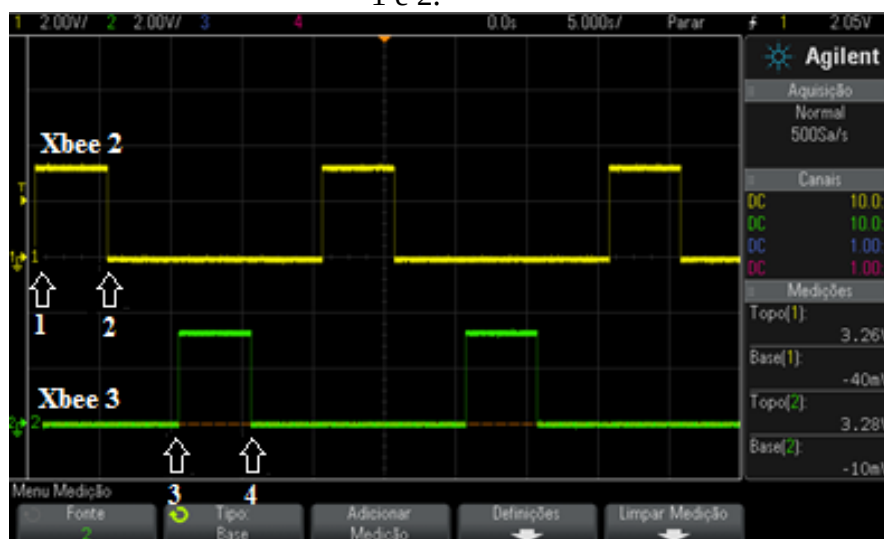
4.3 RESULTADO DOS TESTES DO SISTEMA DE COMUNICAÇÃO SEM FIO

Estes testes têm a finalidade de demonstrar a capacidade que o sistema de comunicação sem fio tem de transmitir informações distintas para diferentes endereços de módulos.

A informação enviada pelo microcontrolador, através da porta serial para o *Xbee1*, é recebida, convertida em RF e transmitida para o módulo, cujo endereço está determinado no pacote de dados. Dessa forma, informações diferentes podem ser transmitidas para endereços diferente, e em instantes diferentes, ou seja, diversos MoE's, podem ser utilizados.

A Figura 26 mostra a aquisição dos sinais em uma das portas I/O do *Xbee 2* e do *Xbee 3* (mostrados na Figura 15).

Figura 26 – Sinal resultante dos testes de endereçamento: saída dos pinos digitais dos *Xbee's* 1 e 2.



Fonte: Do próprio autor.

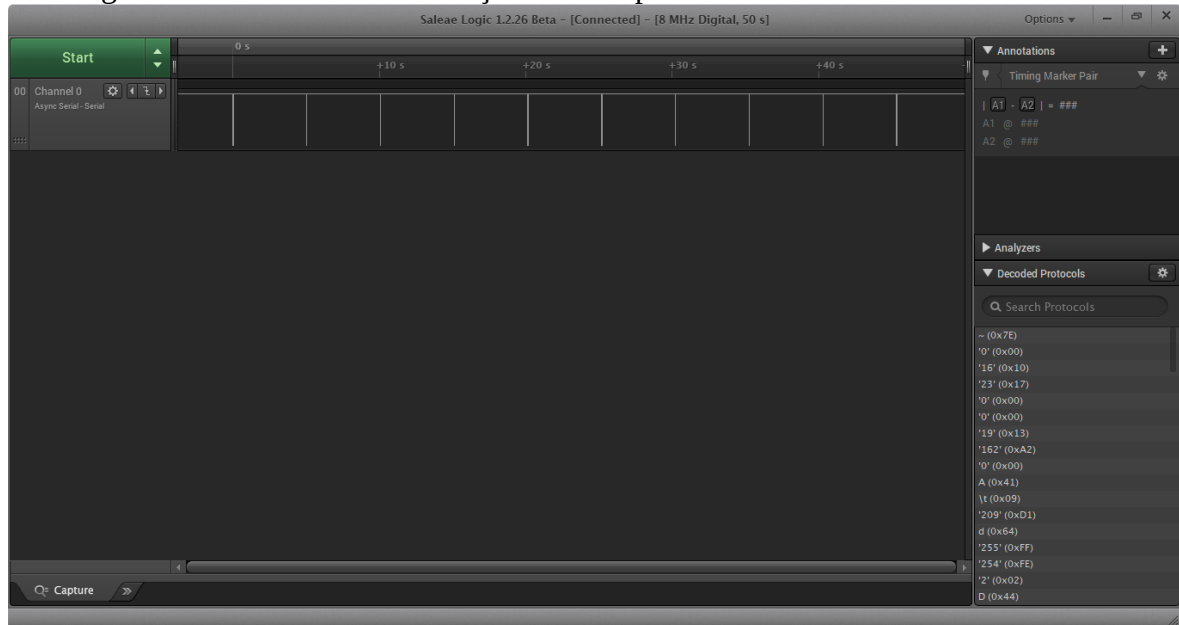
As portas digitais recebem comandos para alterarem seus estados, ora para nível alto, ora nível baixo, em tempos distintos, atrasados 10s um do outro. Os comandos foram definidos em programação.

Inicialmente um comando leva apenas a saída digital do dispositivo 2 para nível alto. Após 5s, no instante 2, outro comando retorna a saída digital para nível baixo. Após 10s, no instante 3, um comando leva uma saída do *Xbee 3* para nível alto e, 5s depois, instante 4, outro comando retorna a mesma saída para nível baixo. Este procedimento foi repetido por diversas vezes, como mostra a Figura 26 é repetido por 50s.

Como descrito nos procedimentos metodológicos de testes da subseção 3.4.2, um analisador lógico foi utilizado para verificar os pacotes de dados responsáveis por enviar comandos aos MoE's. A Figura 27 mostra 50s de dados, que foram analisados pelo *software* do analisador lógico digital. Cada pulso visualizado representa um conjunto de dados

enviados a cada 5s. Na parte inferior direita da tela é possível ver o *frame* de dados em comandos hexadecimais e em comandos da tabela ASCII. O *frame* de dados é enviado *byte a byte* representados por pares de hexadecimais. A composição de cada *frame* foi retratada na Figura 9.

Figura 27 - Dados de comunicação serial captados na entrada do *Xbee* do MoCR.



Fonte: Do próprio autor.

A Figura 28 mostra um *zoom* no primeiro pulso da Figura 23, sendo possível identificar o endereço do *Xbee 2* (MoE 1) dentro do primeiro pacote de dados enviado. Esse pacote foi responsável por levar a saída digital do dispositivo para nível lógico alto, como mostra o instante 1 da Figura 26.

Figura 28 – Endereço do *Xbee2* exibido em *bits* e em hexadecimal.



Fonte: Do próprio autor.

A Figura 29 destaca o endereço do *Xbee* 3 dentro do pacote de dados enviado no instante 3 da Figura 26, e representado pelo terceiro pulso da Figura 27.

Figura 29 – Endereço do *Xbee3* exibido em *bits* e em hexadecimal.



Fonte: Do próprio autor.

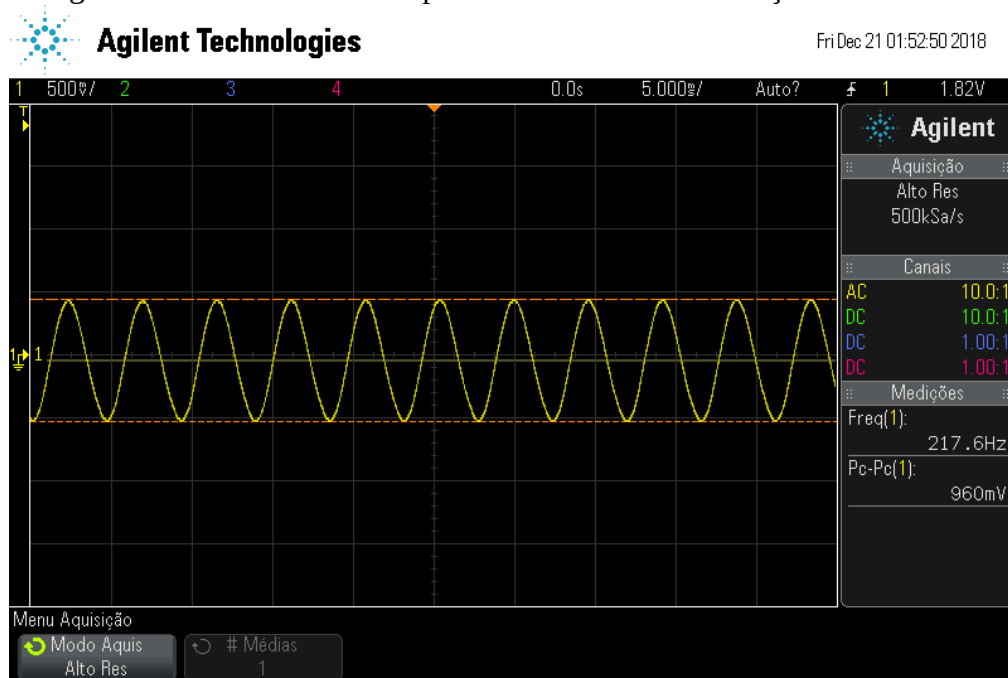
Em ambas as figuras, Figura 28 e Figura 29, o retângulo da parte superior está destacando o endereço do dispositivo Xbee, representado em *bits*, e a direita, os mesmos endereços, porém em hexadecimal. Pode-se observar que a parte mais significativa do endereço, representada pelos quatro primeiros pares de números hexadecimais, são iguais aos dois módulos, e serão sempre iguais a qualquer outro módulo do fabricante, já os demais pares se diferenciaram entre si.

4.4 RESULTADO DO ENSAIO DE VIBRAÇÃO DOS MOTORES ERM

A Figura 30 mostra a imagem da tela do osciloscópio durante a realização de um ensaio de vibração em um dos motores. A forma de onda visualizada é resultante da saída analógica do acelerômetro, que está fixado no motor, ou seja, a vibração apresentada é proveniente do motor. Na imagem também é possível verificar a frequência e amplitude.

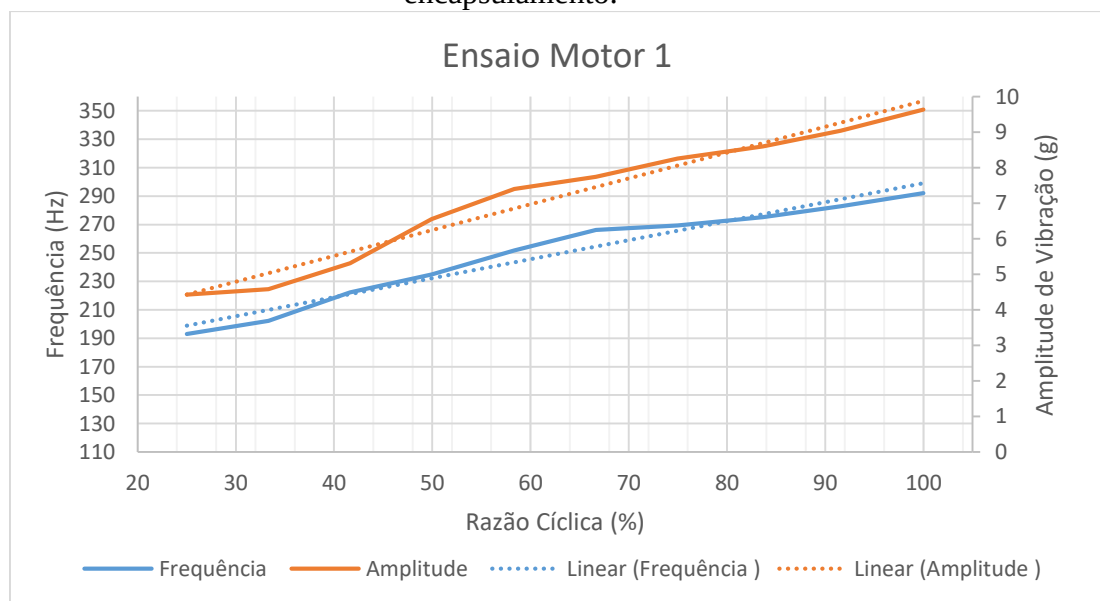
A Figura 31 e 32 exibem os resultados referentes ao ensaio de vibração do motor 1 e 2, sem o encapsulamento. Nos resultados exibidos por essas figuras, é possível verificar o comportamento dos dois motores de vibração e fazer uma comparação entre os mesmos. Também pode-se analisar a vibração relacionando-se D com a frequência e com a amplitude de vibração.

Figura 30 – Tela do osciloscópio durante ensaio de vibração dos motores.



Fonte: Do próprio autor.

Figura 31 – Curva de frequência e amplitude de vibração X razão cíclica do motor 1 sem encapsulamento.

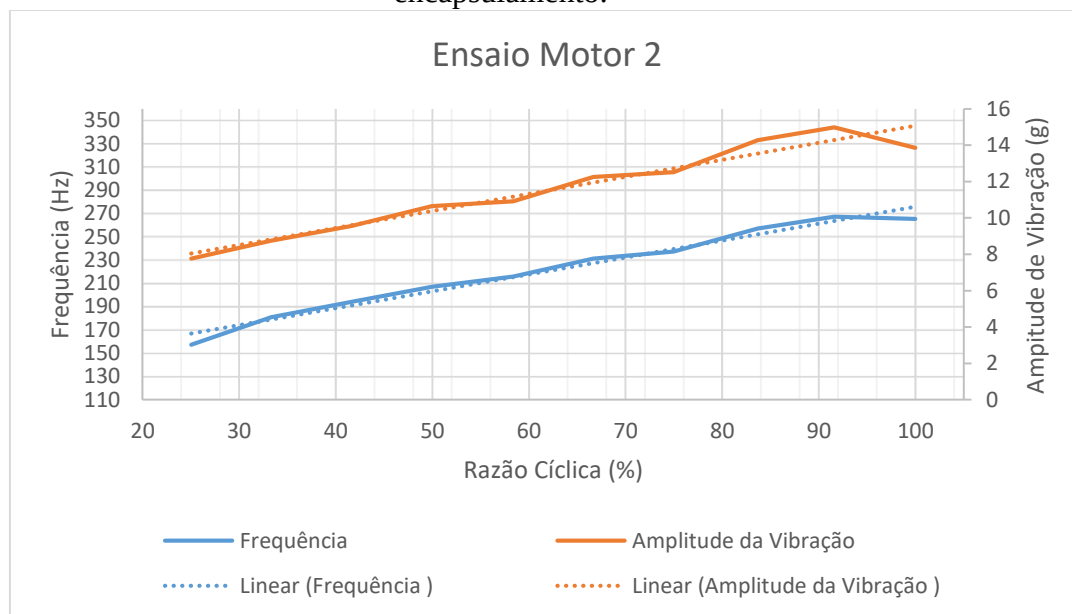


Fonte: Do próprio autor.

O gráfico da Figura 31 mostra a frequência e amplitude de vibração do motor 1 com relação à razão cíclica do sinal de PWM. A frequência de vibração varia entre 190Hz e 290Hz, quando se varia D entre 25% e 100%. A amplitude de vibração varia entre 5g e 10g, sendo g a aceleração da gravidade. Nota-se, que as duas grandezas relacionadas com D possuem comportamento muito próximo da linearidade.

O gráfico da Figura 32 mostra a frequência e amplitude de vibração do motor 2 com relação à razão cíclica do sinal de PWM.

Figura 32 - Curva de frequência e amplitude de vibração X razão cíclica do motor 2 sem encapsulamento.



Fonte: Do próprio autor.

A frequência de vibração do motor 2 varia entre 150Hz e 270Hz, e sua amplitude de vibração varia entre 8g e 16g.

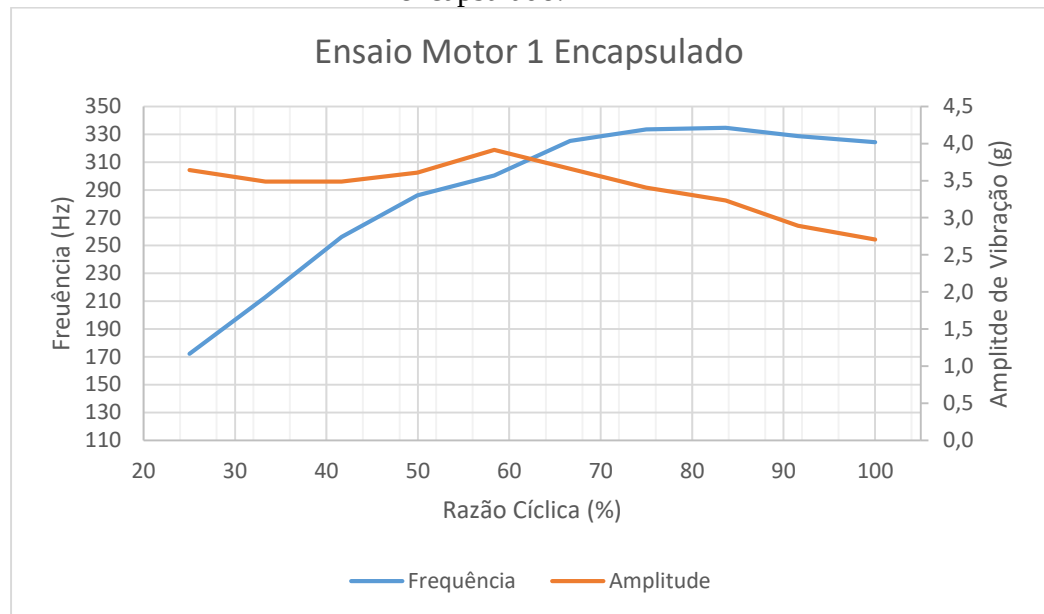
Apesar dos dois motores apresentarem comportamento linear e semelhante, os limites máximos e mínimos de frequência e amplitude de vibração são diferentes. Mesmo sendo eles de mesmo modelo, esse comportamento díspar pode ser explicado por características intrínsecas dos motores.

A Figura 33 e 34 mostram os resultados do ensaio de vibração referente ao motor 1 e 2, porém agora encapsulados.

A frequência de vibração do motor 1 encapsulado varia entre 270Hz e 330Hz, porém a frequência satura próximo a razão cíclica de 70%. Já a amplitude de vibração varia entre 2,5g e 4g, contudo o pico de amplitude acontece próxima a razão cíclica de 60%, sendo que a partir desse ponto há um declínio com direção à amplitude mínima.

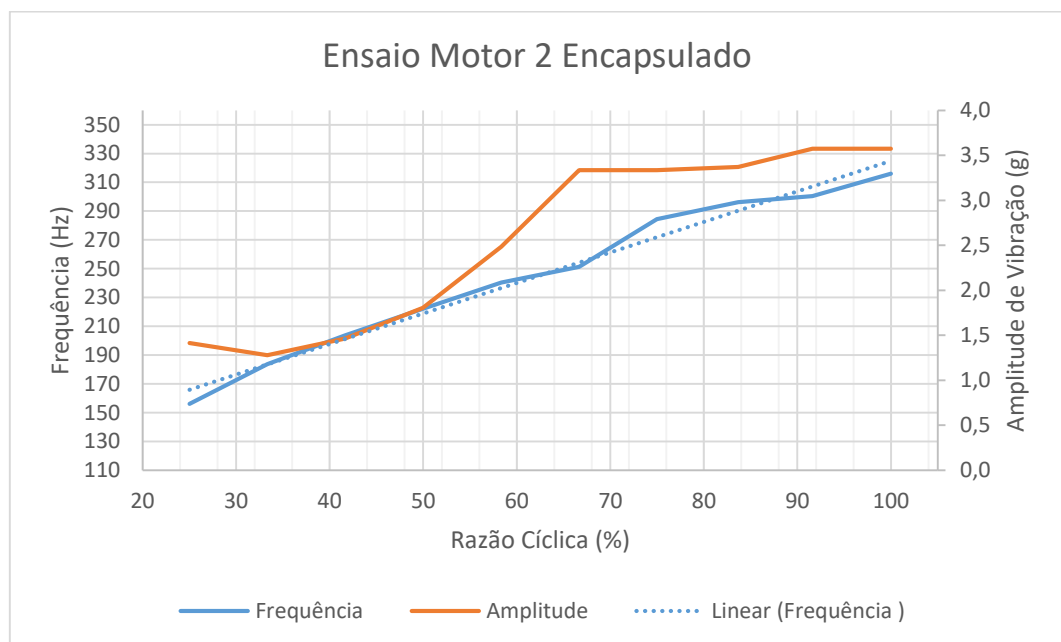
Dessa forma, nenhuma das grandezas apresenta comportamento linear, diferentemente do motor não encapsulado. Além disso, a frequência no motor sem encapsulamento atingia um valor máximo de 270Hz, menor que a frequência do motor encapsulado. Em contrapartida, a amplitude de vibração do motor encapsulado se limita à 4g, sendo que a amplitude do motor sem encapsulamento chegava à 10g.

Figura 33 - Curva de frequência e amplitude de vibração X razão cíclica do motor 1 encapsulado.



Fonte: Do próprio autor.

Figura 34 - Curva de frequência e amplitude de vibração X razão cíclica do motor 2 encapsulado.



Fonte: Do próprio autor.

A frequência de vibração do motor 2 encapsulado varia entre 150Hz e 310Hz e apresenta um comportamento linear. Já a amplitude de frequência varia entre 1,5g e 3,5g e não possui comportamento linear. Em comparação com o motor sem encapsulamento, a

frequência do motor encapsulado é maior. Além disso a amplitude da vibração do motor sem o encapsulamento chega à 16g.

Com essa análise, nota-se que as grandezas medidas variaram quando comparou-se os motores sem e com encapsulamento. Para podermos justificar tal comportamento duas hipóteses podem ser adotadas. A primeira refere-se a forma de fixação do acelerômetro no motor, que devido ao encapsulamento um outro método de fixação foi utilizado. A outra justificativa está relacionada à disposição do motor dentro do encapsulamento, pois foram fixados de maneira diferente no plano XY.

Como foi verificado pelos resultados apresentados nessa seção, apesar de os motores serem de mesmo modelo, suas características mecânicas se mostraram diferentes. Além disso, as características mecânicas também variaram quando se comparou as propriedades do motor com e sem encapsulamento.

Então, tendo em vista as características citadas e a necessidade de garantir a mesma frequência de vibração nos dois MoE's, adotou-se diferentes razões cíclicas para cada MoE. A Tabela 5 mostra a relação entre razão cíclica e frequência de vibração para os dois motores encapsulados.

Tabela 5 – Relação entre frequência e D adotado para cada motor.

Frequência (Hz)	D Motor 1 (%)	D Motor 2 (%)
170	25	30
215	35	48
260	45	70
310	62	100

Fonte: Do próprio autor.

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.; VERCHEY, 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.