

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

WAGNER MARTINS DE SOUZA

**ANÁLISE DA TRANSMISSIBILIDADE DE IMPACTOS NOS
MEMBROS INFERIORES ATRAVÉS DA ACELEROMETRIA**

Porto Alegre

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

ANÁLISE DA TRANSMISSIBILIDADE DE IMPACTOS NOS MEMBROS INFERIORES ATRAVÉS DA ACELEROMETRIA

Projeto de Diplomação apresentado ao
Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade
Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos
para Graduação em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Professor Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitor: Rui Vicente Oppermann

Vice-Reitora: Jane Fraga Tutikian

ESCOLA DE ENGENHARIA

Diretor: Luiz Carlos Pinto da Silva Filho

Vice-Diretora: Carla Schwengber Ten Caten

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

Chefe: Aly Ferreira Flores Filho

Chefe Substituto: Luis Fernando Ferreira

de Souza, Wagner Martins

Análise da transmissibilidade de impactos nos membros inferiores através da acelerometria / Wagner Martins de Souza. -- 2018.

105 f.

Orientador: Prof^o. Dr. Alexandre Balbinot.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Engenharia, Curso de Engenharia Elétrica, Porto Alegre, BR-RS, 2018.

1. Acelerometria. 2. Transmissibilidade. 3. Sistema de instrumentação. 4. Comunicação sem fio. I. Balbinot, Prof^o. Dr. Alexandre, orient. II. Título.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

WAGNER MARTINS DE SOUZA

ANÁLISE DA TRANSMISSIBILIDADE DE IMPACTOS NOS MEMBROS INFERIORES ATRAVÉS DA ACELEROMETRIA

Este projeto foi julgado adequado para fazer jus aos créditos da Disciplina de “Projeto de Diplomação”, do Departamento de Engenharia Elétrica e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela UFRGS – Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Rafael Antônio Comparsi Laranja, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Prof^a. Dr^a. Leia Bernardi Basteiro, UFRGS

Doutora pela University of Surrey – Guildford, Inglaterra

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Porto Alegre, Janeiro de 2018.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais e irmão, pelo apoio irrestrito e compreensão durante estes longos anos de graduação. Ao meu tio Aldo Rogério e a minha vó Olma (*in memoriam*) pelo apoio incondicional desde quando a graduação em engenharia na UFRGS ainda era um sonho distante e aos meus amigos que compreenderam a minha ausência durante este período importantíssimo de dedicação exclusiva a vida acadêmica.

AGRADECIMENTOS

A Deus e aos meus guias sem os quais não teria forças para vencer esta importante etapa da minha vida profissional e acadêmica.

Aos meus pais, tios e irmão por todo apoio incondicional e irrestrito durante esta longa caminhada que foi a graduação. Sem o apoio de vocês, isto seria impossível.

Aos professores do Departamento de Engenharia Elétrica da UFRGS pelo auxílio prestado ao longo destes anos de graduação.

Ao professor Alexandre Balbinot pela sua orientação e presteza em ajudar sempre que qualquer dúvida surgia.

Aos colegas de trabalho, especialmente o André Barreto, Gustavo Medeiros e Rodrigo Duarte pelo auxílio durante os ensaios.

A empresa tkE pela flexibilidade e incentivo para concluir esta importante etapa pessoal e profissional de minha vida.

A todos os amigos que compreenderam a minha ausência durante os anos de graduação, obrigado.

A UFRGS por proporcionar que um sonho se tornasse realidade.

RESUMO

Os impactos sofridos diariamente pelas articulações podem apresentar diferentes sintomas, que vão desde uma leve dor ou inchaço na região afetada até mesmo a enfermidades mais severas como periosite ou fascite plantar, por exemplo. O estudo e prevenção deste tipo de lesão são de grande valia não apenas para a medicina esportiva, mas para a medicina ocupacional e terapêutica também. Este trabalho visa analisar a transmissibilidade no corpo humano, bem como a influência de alguns tipos de calçados utilizados durante a caminhada, e a absorção de impacto que este representa durante a caminhada. Este projeto apresenta o desenvolvimento de um sistema de monitoramento utilizando acelerômetros capacitivos de tecnologia MEMS interligados em rede estrela através do protocolo de comunicação wireless 802.15.4 utilizando o módulo ZigBee. Estão incluídas todas as etapas realizadas, o dimensionamento do circuito condicionador a programação dos módulos ZigBee, os testes realizados e o processamento e interpretação dos sinais medidos através do MATLAB[®]. Após a análise dos dados obtidos, constatou-se a influência do tipo de calçado utilizado na transmissibilidade dos impactos através da avaliação dos picos de aceleração nos diferentes cenários avaliados.

Palavras-chaves: Acelerometria. Sistema de Instrumentação Wireless. Impacto. Medição da Transmissibilidade.

ABSTRACT

The impacts suffered daily by the joints may present different symptoms, ranging from mild pain or swelling in the affected region to even more severe diseases such as periositis or plantar fasciitis, for example. The study and prevention of this type of injury are of great value not only for sports medicine, but for occupational and therapeutic medicine as well. This work aims to analyze the transmissibility in the human body, as well as the influence of some types of footwear used during the walk, and the impact absorption that this represents during the walk. This project presents the development of a monitoring system using MEMS capacitive accelerometers interconnected in star network through the 802.15.4 wireless communication protocol using the ZigBee module. Included are all the steps performed, the dimensioning of the conditioning circuit, the programming of the ZigBee modules, the tests performed and the processing and interpretation of the signals measured through MATLAB®. After analyzing the obtained data, we verified the influence of the type of footwear used in the transmissibility of the impacts through the evaluation of the acceleration peaks in the different scenarios evaluated.

Keywords: Accelerometry. Instrumentation Wireless System. Impact. Transmissibility Evaluation

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	11
LISTA DE TABELAS.....	14
1. INTRODUÇÃO	16
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	18
2.1 PRINCIPAIS TIPOS DE ACELERÔMETROS	18
2.1.1 Acelerômetros Piezorresistivos	19
2.1.2 Acelerômetros Piezoelétricos	20
2.1.3 Acelerômetros Capacitivos.....	22
2.2 APLICAÇÕES DA ACELEROMETRIA.....	23
2.3 CONCEITOS BÁSICOS SOBRE VIBRAÇÕES E TRANSMISSIBILIDADE	27
2.4 PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO IEEE 802.1	37
2.4.1 Redes LR-WPAN 802.15.4	37
2.4.2 Módulo XBee	37
3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL	39
3.1 SISTEMA DE ACELEROMETRIA SEM FIO	40
3.1.1 Acelerômetro	40
3.1.2 Módulo XBee	43
3.2 SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO E CIRCUITO PROPOSTO.....	48
3.3 SISTEMA PARA AQUISIÇÃO DE DADOS	50
3.4 CALIBRAÇÃO E PROCESSAMENTO DOS DADOS	54
3.4.1 Calibração do sistema.....	55
3.4.2 Processamento dos dados adquiridos	57
3.4.3 Avaliação do protocolo de comunicação.....	58
3.5 PROCEDIMENTOS DE REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS	59
3.5.1 Protocolo de ensaios	59
3.5.2 Grupo de ensaios	61
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	62
4.1 AUTONOMIA DO SISTEMA.....	62
4.2 PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO.....	63
4.3 AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS	66
4.4 AVALIAÇÃO ESPECTRAL DO SINAL ADQUIRIDO.....	70
4.4 TRANSMISSIBILIDADE DE VIBRAÇÕES	72

4.5 AVALIAÇÃO DO EFEITO DO CALÇADO.....	75
5. CONCLUSÕES.....	78
6. SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS.....	79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80
ANEXOS	86
A1. ROTINA DE ANÁLISE VIA MATLAB.....	86
A2. PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO.....	98
A3. SISTEMA DE CALIBRAÇÃO.....	103

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Modelo de básico de um acelerômetro.	18
Figura 2 - Reposta em Frequência de um acelerômetro genérico.	19
Figura 3 - Modelo de um acelerômetro piezoresistivo MEMS com quatro elementos formando uma ponte de Wheatstone.	20
Figura 4 - Estrutura do PZT – (a) acima da temperatura de Curie – (b) abaixo da temperatura de Curie.	21
Figura 5 - Modelo de uma célula básica de um acelerômetro iMEMS da família ADXL.	22
Figura 6 - Sistema para monitoramento da marcha humana baseado na acelerometria.	26
Figura 7 - Aceleração medida durante a corrida – (a) na cabeça – (b) nas pernas.	27
Figura 8 - Direção de medição da HAV.	28
Figura 9 - Direção de medição da WBV.	29
Figura 10 - Sistema massa mola com um grau de liberdade.	31
Figura 11 - Influência do amortecimento na transmissibilidade.	33
Figura 12 - Transmissibilidade de impactos entre o tornozelo e o joelho.	34
Figura 13 - DEP em relação à tíbia - (a) na coluna - (b) na cabeça.	36
Figura 14 - Transmissibilidade superfície vibratória - cabeça.	36
Figura 15 - Comparação entre as tecnologias de comunicação sem fio.	38
Figura 16 - Topologias de rede utilizando XBee's.	38
Figura 17 - Diagrama de blocos simplificado do sistema proposto para análise da transmissibilidade.	39
Figura 18 - Dispositivos remotos fixados ao corpo humano.	39
Figura 19 – Foto do acelerômetro MEMS ADXL335.	41
Figura 20 - Características de saída de tensão a 0g do acelerômetro ADXL335.	42
Figura 21 – Resposta em frequência de um acelerômetro da linha ADXL.	42
Figura 22 – Saída em gravidade (g) em função da posição cartesiana do acelerômetro ADXL335.	43
Figura 23 – Foto dos módulos XBee e XBee Pro.	43
Figura 24 - Interface gráfica do software DIGI XCTU.	46
Figura 25 – Foto do módulo CON-USBBEE.	46
Figura 26 – Foto dos principais leds indicando o status de transmissão e potência do sinal RF.	47

Figura 27 - Interface de configuração dos dispositivos finais utilizando o XCTU.	47
Figura 28 – Esquema elétrico do circuito desenvolvido para o dispositivo remoto final.	49
Figura 29 – Foto do protótipo desenvolvido.	49
Figura 30 - Cadeia de medidas teórica do dispositivo remoto.	50
Figura 31 - Fluxograma de funcionamento do software desenvolvido.	52
Figura 32 – Interface disponibilizada pelo programa desenvolvido para a aquisição dos dados.	53
Figura 33 – Exemplo da interface desenvolvida representando uma determinada aquisição de dados do sistema proposto.	53
Figura 34 - Arquivo de log com os dados armazenados.	54
Figura 35 - Arquivo de log com os dados previamente processados.	54
Figura 36 - Fluxograma de funcionamento do sistema de calibração.	55
Figura 37 - Software de calibração desenvolvido.	56
Figura 38 - Posicionamento dos acelerômetros no corpo humano para coleta das amostras. ...	56
Figura 39 – Esquema elétrico do circuito retificador de onda completa.	59
Figura 40 - Fluxograma do protocolo de ensaios realizado para cada condição avaliada.	60
Figura 41 - Calçados utilizados durante os ensaios. (a) Calçado "A" - (b) Calçado "B".....	60
Figura 42 - Autonomia do circuito de alimentação do dispositivo remoto em funcionamento.	62
Figura 43 – Tensão digital adquirida pelo dispositivo remoto em função do tempo. Eixo x em vermelho, eixo y em azul e eixo z em preto.	63
Figura 44 – Foto apresentando todo o aparato experimental utilizado para realizar o teste com sinal conhecido.	64
Figura 45 – Representação do sinal de entrada e sinal retificado.	64
Figura 46 - Espectro de magnitude do sinal de entrada.	65
Figura 47 - Espectro de magnitude do sinal de saída.	65
Figura 48 - Resposta em frequência do filtro Butterworth passa baixas utilizado para filtrar os sinais adquiridos.	66
Figura 49 – Sinal adquirido antes da filtragem (azul) e após a filtragem (vermelho).	67
Figura 50 - DEP na cintura (a), no joelho (b) e no tornozelo (c) para um indivíduo caminhando a 8km/h.	70
Figura 51 - DEP na cintura para um indivíduo caminhando a 2km/h (a) e a 8km/h (b).	71
Figura 52 - DEP no calçado para um indivíduo caminhando.	71

Figura 53 - Transmissibilidade joelho - cintura na direção vertical para 8km/h (em azul) e 2km/h (em vermelho).	72
Figura 54 - Transmissibilidade tornozelo - cintura na direção vertical para 8km/h (em azul), 4km/h (em azul claro) e 2km/h (em verde).	72
Figura 55 - Transmissibilidade joelho - cintura na direção horizontal para 8km/h (em vermelho) e 4km/h (em azul).....	73
Figura 56 – Transmissibilidade joelho-cintura para as velocidades de 6km/h (azul), 4km/h (azul claro) e 2km/h (verde).	74
Figura 57 – Função de transferência tíbia-cabeça para diferentes velocidades de marcha.	74
Figura 58 – Transmissibilidade para vibrações de corpo inteiro segundo a ISO 5892:2001. ...	75
Figura 60 – Função de transferência do calçado em função das acelerações medidas.	76
Figura 60 – Função de transferência do calçado ‘A’ para 8km/h (em verde), 4km/h (em azul) e 2km/h (em vermelho).....	76
Figura 61 – Função de transferência do calçado ‘B’ para 8km/h (em verde), 4km/h (em azul) e 2km/h (em vermelho).	77
Figura 62 – Comparação entre o calçado ‘A’ (em azul) e o calçado ‘B’ (em vermelho).....	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características de operação do protocolo 802.15.4.....	37
Tabela 2 – Principais características do acelerômetro ADXL335.....	41
Tabela 3 - Identificação dos terminais dos módulos XBee e XBee-PRO.	44
Tabela 4 - Características elétricas dos módulos XBee e XBee-PRO.....	45
Tabela 5 - Parâmetros de configuração do sistema desenvolvido.	48
Tabela 6 - Estrutura do frame API enviado pelo XBee.	51
Tabela 7 - Características dos indivíduos que compõe o grupo de amostras.	61
Tabela 8 – Média dos picos de aceleração em ‘g’ quando os indivíduos utilizando o calçado A.	67
Tabela 9 – Desvio padrão dos picos de aceleração em ‘g’ considerando os diferentes cenários de teste com o calçado A.	68
Tabela 10 – Média dos picos de aceleração em ‘g’ quando os indivíduos estão utilizando o calçado B.	68
Tabela 11 – Desvio padrão dos picos de aceleração em ‘g’ considerando os diferentes cenários de teste com o calçado B.	68
Tabela 12 – Média dos picos de aceleração em ‘g’ quando os indivíduos estão descalços. ...	68
Tabela 13 – Desvio padrão dos picos de aceleração em ‘g’ considerando os diferentes cenários de teste sem calçado.	69
Tabela 14 – Média dos picos de aceleração em ‘g’ considerando os diferentes cenários de teste.....	69

LISTA DE ABREVIATURAS

AD: Conversor Analógico / Digital
API: *Application Programming Interface*
AT: *Transparent Operation*
ARG: *Active Roller Guide*
BS: *British Standard*
DEP: Densidade Espectral de Potência
FFD: *Full Function Device*
FIFO: *First In First Out*
HAV: *Hand Transmitted Vibration*
LSB: *Less Significant Bit*
MAC: *Medium Access Control*
MEMS: *Micro-electro-mechanical-systems*
MSB: *Most Significant Bit*
PAN: *Personal Area Network*
RFD: *Reduced Function Device*
RMS: *Root Mean Square*
STHT: *Seat to Head Transmissibility*
USB: *Universal Serial Bus*
WBV: *Whole Body Vibration*

1. INTRODUÇÃO

Segundo (WEE & VOLOSHIN, 2013), o corpo humano é constantemente submetido a impactos e vibrações em função de sua interação com o meio externo. Estes impactos são transmitidos e atenuados ao longo do corpo através da musculatura e da estrutura óssea, porém, existem determinadas áreas do corpo humano que são mais suscetíveis a estas influências. O joelho de acordo com (CHEN *et al.*, 2010), é uma das articulações mais sensível a influência dos impactos sofridos durante as atividades esportivas. E segundo (CHEN *et al.*, 2010), em torno de 40% das lesões sofridas no âmbito desportivo estão relacionadas aos joelhos dos praticantes.

O corpo humano, portanto, pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo. Baseando-se em conceitos de cinemática e dinâmica, a Instrumentação Biomecânica do movimento busca explicar como as formas de movimento dos corpos de seres vivos acontecem na natureza (DA COSTA *et al.*, 1996). É importante salientar que o corpo humano pode ser visto como uma refinada estrutura biomecânica, e como consequência trata-se de uma estrutura altamente sensível a impactos e vibrações, sejam oriundas de fontes externas como de meios internos (AMADIO AC, 1996).

Segundo (DERRICK & MERCER, 2003) os efeitos causados pelos impactos sofridos pelo corpo humano dependem da intensidade do impacto, da quantidade de vezes que o corpo é exposto à fonte de impacto e da frequência de ataque do impacto. Estes fatores podem inclusive serem causadores de diferentes tipos de doenças, e no Brasil o Ministério da Saúde (BRASIL 1339/99) considera as vibrações como uma fonte ou agente de risco de natureza ocupacional, ou seja, pode ser o fator causador de algumas doenças relacionadas ao trabalho. Dentre as diversas fontes de vibração, cabe destacar algumas como o transporte de pessoas e o transporte de carga (BALBINOT, 2001).

O estudo das vibrações e de como são transmitidas através do corpo humano é de grande interesse para as diversas áreas da medicina, entre elas a medicina esportiva. De acordo com (DOS SANTOS *et al.*, 2007) é de grande importância determinar os fatores que geram desgaste na estrutura física de atletas e as vibrações estão entre os grandes causadores deste desgaste.

Dentre as metodologias empregadas para mensurar a transmissibilidade da vibração pode-se destacar o uso da acelerometria. De acordo com (SARTORATO, 2008) a acelerometria tem sido utilizada para medir a capacidade de absorção de choques em diferentes partes do

sistema musculoesquelético, e que fixando diversos acelerômetros em pontos previamente determinados no corpo humano é possível medir a atenuação do impacto entre diferentes segmentos corporais. Segundo (AVELAR *et al.*, 2013) diversos estudos comprovam a correlação entre a atividade muscular e a aceleração transmitida durante um estímulo vibratório. Esta afirmação indica que a aceleração pode ser utilizada para medir a sobrecarga do estímulo vibratório aplicado. De acordo com (PETUSHEK *et al.*, 2011) a acelerometria oferece uma possibilidade economicamente mais viável e sem perda de qualidade para a medição da transmissão de impactos quando comparada com outras metodologias alternativas como o uso da vídeometria.

Portanto, o estudo da transmissibilidade de vibrações na medicina esportiva possibilita determinar possíveis fontes de lesões durante a prática de determinada atividade. Segundo (PIUCO *et al.*, 2007), as lesões de tornozelo podem representar até 45% das lesões sofridas em esportes que envolvem saltos, e o basquetebol é o esporte com maior índice de lesões nos Estados Unidos devido ao excesso de impactos sofridos pelos membros inferiores durante os treinamentos e jogos.

Neste contexto o estudo e o desenvolvimento da instrumentação biomédica transformam-se em uma importante ferramenta no estudo do movimento do corpo e, portanto na biomecânica. Empregando os conceitos de acelerometria, pode-se determinar como a vibração de um impacto sofrido pelo corpo é transmitida e atenuada nas três direções cartesianas e considerando esta atenuação por unidade de distância é possível determinar uma função de transferência que possa representar a transmissibilidade do impacto sofrido para um determinado segmento do corpo.

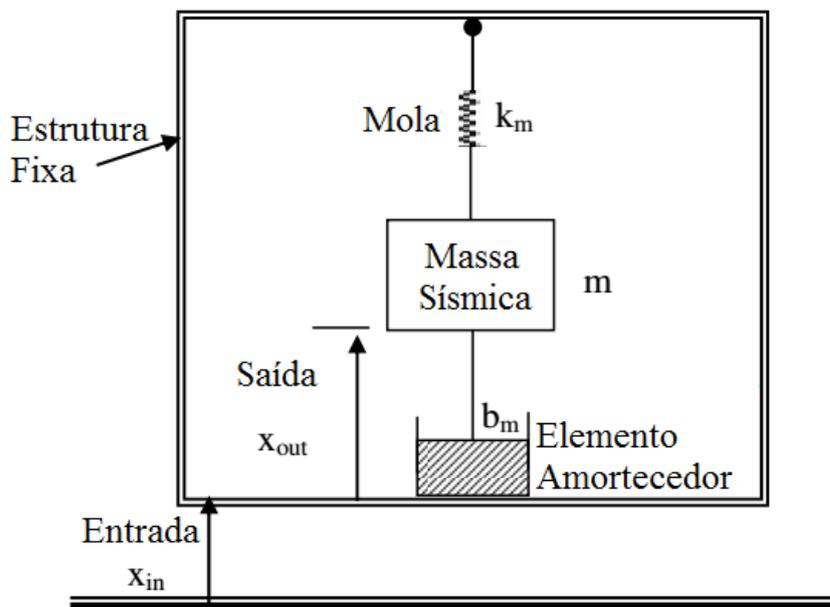
Portanto o objetivo principal deste trabalho é desenvolver um sistema não invasivo com comunicação sem fio e baseado no princípio da acelerometria. De posse deste sistema, medir e avaliar a transmissibilidade dos impactos sofridos pelo corpo humano entre os membros inferiores, especialmente os segmentos tornozelo Joelho-cintura durante a caminhada. Com as medidas realizadas pelo sistema experimental proposto será também avaliada a influência de parâmetros como peso e tipo de calçado na transmissão do impacto sofrido pelo corpo humano.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 PRINCIPAIS TIPOS DE ACELERÔMETROS

Os acelerômetros são sensores/transdutores utilizados para medir aceleração, vibração e impactos mecânicos (BADRI, 2011). De acordo com Kempe (2011, p. 283) “os acelerômetros convertem em aceleração o deslocamento ou força sofrida gerando uma saída elétrica proporcional”. O acelerômetro basicamente é um transdutor de movimento que embora possa apresentar características construtivas diferentes o princípio de funcionamento é basicamente o mesmo, ou seja, uma massa sísmica fixada a uma mola e a um elemento amortecedor. A Figura 1 ilustra um diagrama de blocos básico de um acelerômetro.

Figura 1 - Modelo de básico de um acelerômetro.



Fonte - Adaptado de BADRI, 2011.

O acelerômetro básico ilustrado na Figura 1 pode ser representado pela Equação (1):

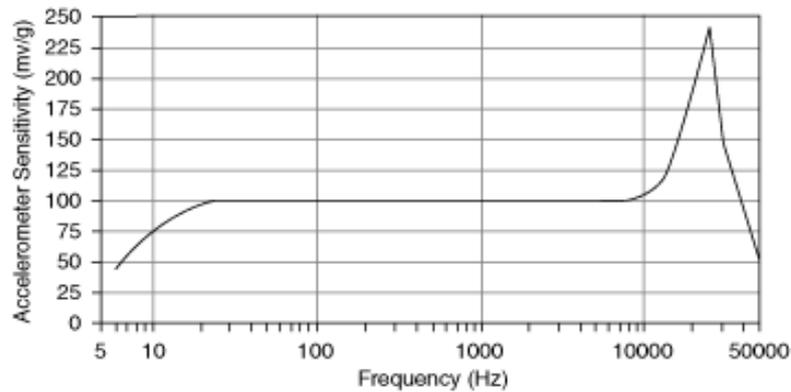
$$m \frac{d^2 x_{out}}{dt^2} + b_m \frac{dx_{out}}{dt} + k_m x_{out} = -m x_{in} \quad (1)$$

onde ‘ m ’ é a massa sísmica, ‘ b_m ’ é o coeficiente de viscosidade do meio e ‘ k_m ’ a constante elástica da mola. Considerando que o sistema está na região de convergência e aplicando a Transformada de Fourier na Equação (1), obtém-se a função de transferência representada pela

Equação (2) que determina a resposta em frequência do acelerômetro básico da Figura 1. A Figura 2 representa a resposta em frequência do acelerômetro básico.

$$\frac{X_{out}(j\omega)}{X_{in}(j\omega)} = \frac{1/m}{(j\omega)^2 + \frac{b}{m}(j\omega) + \frac{k}{m}} \quad (2)$$

Figura 2 - Resposta em Frequência de um acelerômetro genérico.



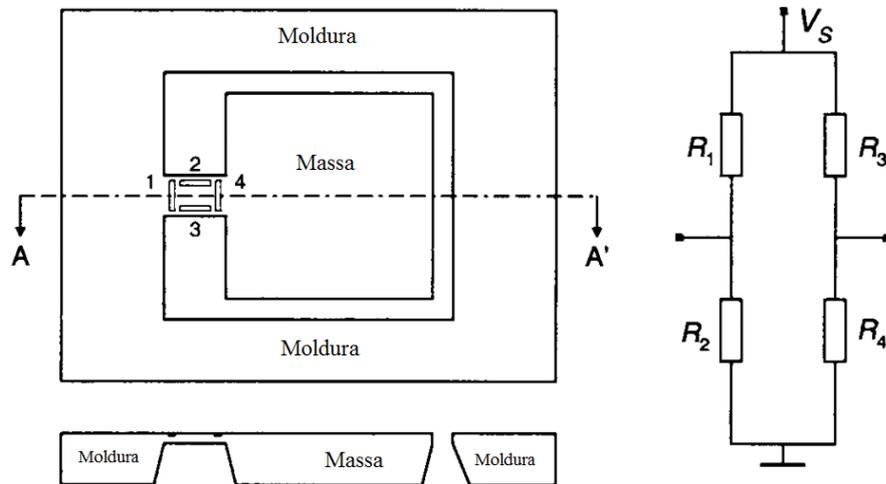
Fonte - National Instruments (2007).

Observando a Figura 2 existe uma faixa de frequências onde o comportamento do acelerômetro básico é linear e isto implica em uma gama de utilizações em que o comportamento do acelerômetro é conhecido, existem diferentes tipos de acelerômetros, cada qual com a sua devida característica de resposta em frequência e aspectos como características construtivas. Dentre os diferentes tipos de sensores/transdutores de aceleração, cabe destacar os transdutores piezorresistivos, piezoelétricos e capacitivos.

2.1.1 Acelerômetros Piezorresistivos

Segundo (BAO, 2004) o primeiro acelerômetro piezorresistivo encapsulado foi fabricado na Universidade de Stanford no ano de 1979. A Figura 3 apresenta um acelerômetro piezorresistivo de maneira simplificada.

Figura 3 - Modelo de um acelerômetro piezoresistivo MEMS com quatro elementos formando uma ponte de Wheatstone.



Fonte - Adaptado de BAO (2004).

O princípio de funcionamento do transdutor é bastante simples. Quando o dispositivo (moldura da estrutura) é submetido a uma aceleração normal ao seu plano, a força inercial atuante na massa faz o sistema flexionar provocando estresse. Este estresse causa uma mudança na resistência do resistor do feixe, conseqüentemente o sinal de saída da ponte de Wheatstone é diretamente proporcional à aceleração (BAO, 2005). Estes transdutores podem apresentar sistema de proteção contra sobrecarga, que evitam danos ao transdutor em função de amplitudes elevadas. Essa família de acelerômetros é indicada para frequências baixas, por exemplo, inferiores a 1 Hz (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011).

2.1.2 Acelerômetros Piezoelétricos

Dispositivos piezoelétricos são capazes de produzir uma carga elétrica em função do estresse mecânico sofrido gerando um campo elétrico. O material piezoelétrico quando estressado gera uma carga 'Q' que através de dois eletrodos gera uma tensão elétrica dada pela Equação (3) sendo 'C' a capacitância entre os eletrodos (KEMPE, 2011).

$$Q = \frac{C}{V} \quad (3)$$

onde:

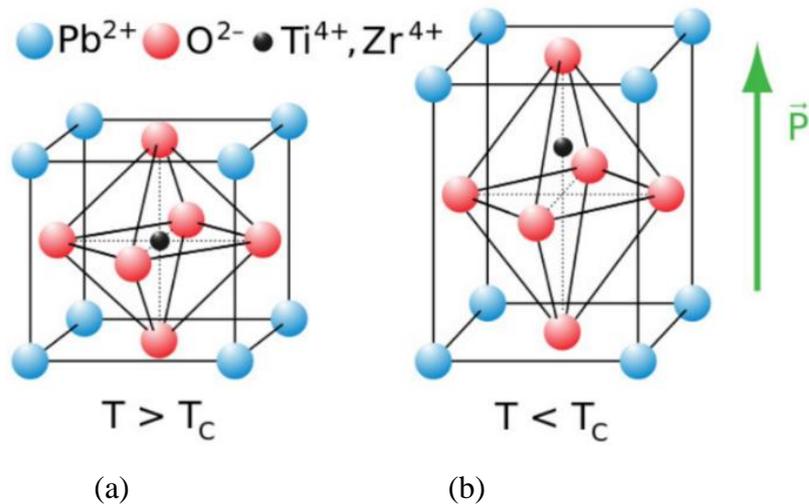
C: capacitância farads

V: tensão elétrica em volts

Q: carga elétrica em coulombs

Os materiais piezoelétricos são aqueles capazes de desenvolver um campo elétrico quando submetidos a uma força mecânica. Existem alguns materiais que já apresentam intrinsecamente a piezoeletricidade como o Quartzo, Mica, Calcita e Turmalina, porém, possuem baixa capacidade de transformar a pressão mecânica em campo elétrico. De acordo com (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011) para o material apresentar efeito piezoelétrico, a estrutura do material não deve possuir centro de simetria. Isto se verifica abaixo da temperatura de Curie como pode ser observada na Figura 4. Observa-se que acima da temperatura de Curie a estrutura apresenta simetria e conseqüentemente não apresentam características piezoelétricas.

Figura 4 - Estrutura do PZT – (a) acima da temperatura de Curie – (b) abaixo da temperatura de Curie.



Fonte - Adaptado de LANZA (2013).

De acordo com (ARNAU, 2008) os irmãos Curie demonstraram através de seus experimentos que a densidade superficial de carga gerada era proporcional a pressão exercida e que a variação desta densidade era proporcional à pressão aplicada sobre o material. Esta relação é determinada pela Equação (4).

$$\vec{P}_p = d \cdot \vec{T} \quad (4)$$

onde: \vec{P}_p é o vetor de polarização piezoelétrico, 'd' a constante de deformação do material piezoelétrico e \vec{T} o carregamento exercido sobre o material em Newtons/metro.

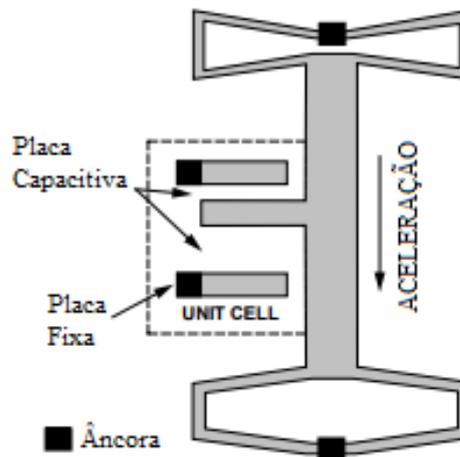
Os transdutores piezoelétricos apresentam elevada sensibilidade quando comparados aos piezoresistivos, e respondem a deformações extremamente pequenas da ordem de 1 μ m

sendo amplamente utilizados em estudos de vibração de baixa amplitude como vibração ocupacional ou humana e testes de impacto (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011). Com base nestes conceitos, os acelerômetros piezoelétricos são transdutores constituídos por uma massa sísmica que atua comprimindo ou cisalhando um cristal piezoelétrico sendo possível determinar a aceleração através da diferença de potencial induzida no cristal (SERRIDGE & LICHT, 1987).

2.1.3 Acelerômetros Capacitivos

Quando o sensor / transdutor da Figura 5 é submetido a uma aceleração externa, a distância entre as placas dos capacitores é alterada afetando a capacitância e conseqüentemente a carga armazenada entre as placas. A carga no capacitor e a sua relação com a corrente são dadas através das Equações (5) e (6), respectivamente.

Figura 5 - Modelo de uma célula básica de um acelerômetro iMEMS da família ADXL.



Fonte – Adaptado de Analog Devices (1998).

$$Q = C \cdot V \quad (5)$$

$$i = \frac{dQ}{dt} \quad (6)$$

onde:

i: corrente elétrica em amperes

Q: carga elétrica em coulombs

t: tempo em segundos

Buscando uma analogia com os parâmetros mecânicos do sensor / transdutor da Figura 5, a força exercida pela mola é proporcional à aceleração sofrida pelo conjunto do sistema. Segundo (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011) a aceleração pode ser determinada utilizando a Lei de Hooke e a Segunda Lei de Newton:

$$kx = F = ma$$

$$a = \left(\frac{k}{m}\right)x \quad (7)$$

onde a variável ‘ a ’ representa a aceleração no SI, ‘ x ’ representa a variação de distância entre as placas e ‘ k ’ e ‘ m ’ são a constante elástica da mola e a massa sísmica, respectivamente. Uma variação infinitesimal ‘ dx ’ na distância entre as placas geraria uma variação ‘ dC ’ na capacitância, com isto pode-se estabelecer a relação descrita na Equação (8):

$$dC = \frac{k\varepsilon_0 A}{d^2} \cdot x \quad (8)$$

onde:

A: área das placas

d: distância entre as placas

k: constante dielétrica

ε_0 : constante de permissividade elétrica do vácuo

C: capacitância farads

Comparando as Equações (7) e (8), é possível estabelecer uma relação de proporcionalidade entre a variação da capacitância e a variação da aceleração quando o acelerômetro é submetido a uma variação de distância entre as placas do capacitor.

2.2 APLICAÇÕES DA ACELEROMETRIA

A acelerometria tem sido utilizada em diversas áreas de estudo em que se faz necessário medir e avaliar a quantidade de movimento. De acordo com (KEMPE, 2011), os acelerômetros são utilizados nos mais variados segmentos tecnológicos, variando desde sismógrafos a dinamômetros. Como por exemplo, a norma ISO 18738:2003 destinada a elevadores estabelece que a aceleração dentro da cabina deva ser utilizada como critério para avaliar o conforto dos passageiros durante a viagem e recentemente segundo (LÓPEZ *et al.*, 2010) a acelerometria tem sido utilizada como um sistema ativo de controle de vibrações em elevadores de passageiros de alta velocidade, este controle é conhecido como ARG. A indústria automotiva

utiliza a acelerometria em larga escala, principalmente na construção de dispositivos de segurança como os *airbags*. Na construção civil, diversas análises estruturais são realizadas através da acelerometria. Segundo (BEIER, 2007) a acelerometria é utilizada na obtenção de modelos aeroelásticos para avaliação das características dinâmicas e aerodinâmicas de pontes estaiadas.

Dentre os campos de aplicação da acelerometria, pode-se mencionar também a Medicina Veterinária. De acordo com (YAM *et al.*, 2010) foi avaliada a atividade física de dez cães para analisar sua reabilitação a vida livre após confinamento em laboratório. Na avaliação de riscos ocupacionais e na medicina de reabilitação, o uso da acelerometria é abordado como uma importante ferramenta no estudo das vibrações, diversos estudos buscam avaliar a relação entre a acelerometria e a forma como a vibração é transmitida ao corpo humano e os possíveis malefícios gerados por estas vibrações. Algumas normas como a ISO 8041:2005, ISO 2361-1:1997:1997, ISO 5982:2001, BS 6841:1987 e BS 6055:1981 utilizam a aceleração como um dos critérios para avaliação da vibração e sua transmissão em diferentes ambientes, assim como, no corpo humano.

Na medicina, a acelerometria possibilita uma série de facilidades no monitoramento do movimento humano uma vez que os acelerômetros respondem a intensidade e frequência do movimento sendo superiores, por exemplo, aos pedômetros. Pois, através destes sensores/transdutores é possível também medir inclinação do corpo humano com alguns tipos de acelerômetros tornando-os bons transdutores de movimento (MATHIE *et al.*, 2004; BAILEY *et al.*, 2016). De acordo com (PEREIRA *et al.*, 2007) os acelerômetros podem ser usados na medicina de reabilitação, ou ainda para determinar o risco de queda de pessoas idosas (que podem resultar em fraturas ou até mesmo morte), em que as causas subjacentes estão relacionadas com uma marcha ou equilíbrio deficientes.

A eficiência dos sistemas baseados em acelerômetros é evidentemente maior quando comparada com os sistemas tradicionais de análise da marcha humana. Algumas vantagens como menor custo, possibilidade de realizar testes e análise da marcha fora de laboratórios e medição nos três eixos tornaram a acelerometria uma poderosa ferramenta no estudo de transmissibilidade de impactos e vibrações (KILIKEVICIUS *et al.*, 2012). Segundo (AVELAR *et al.*, 2013) para avaliar a transmissão do impacto, fixam-se dois acelerômetros em uma dada estrutura, cuja aceleração é medida para determinar a transmissibilidade entre os segmentos de interesse.

A evolução dos sistemas baseados em acelerometria possibilitou a utilização destes sensores/transdutores em diversos estudos relacionados à recuperação de diversas articulações

do corpo humano. (BAILEY *et al.*, 2016; CREABY & SMITH, 2015) avaliaram através da acelerometria a recuperação dos joelhos após cirurgia para reconstrução do ligamento cruzado anterior e fraturas por estresse nas tíbias durante a marcha. Já (CLARK *et al.*, 2010) mediram a aceleração tibial durante a marcha para avaliar a influência do ciclo menstrual nas lesões de joelho em atletas, pois o índice de lesões nos joelhos em atletas femininas é significativamente maior do que em atletas masculinos nos mesmos segmentos esportivos. Segundo (IORIO *et al.*, 2014; CHRISTIANSEN *et al.*, 2015) os sistemas baseados em acelerometria estão sendo utilizados em detrimento de sistemas como câmeras, plataformas de força e eletromiógrafos no monitoramento de pacientes submetidos a artroplastia total dos joelhos.

A utilização de acelerômetros não se dá apenas na análise de traumas e fraturas, segundo (FIGUEIREDO *et al.*, 2007) pode-se também utilizar a acelerometria para avaliar a qualidade do sono através do movimento dos membros superiores do corpo humano. Alguns estudos realizados investigaram a relação entre a prática de atividades físicas e a qualidade do sono. De acordo com (VALENTE, 2014; GUILHERME & PAULA, 2012) foi averiguada com base na acelerometria a influência da obesidade e atividade física na qualidade do sono em crianças do sexo masculino ainda em idade pediátrica e adultos, respectivamente. Também foram realizados estudos referentes ao monitoramento da atividade respiratória e apneia do sono, (CENTENO, 2010) desenvolveu um trabalho através da acelerometria para medir a taxa respiratória durante o sono e com base nos resultados obtidos, determinar se há ou não apnéia do sono.

Diversos estudos relacionados à transmissão de impactos têm sido desenvolvidos com base na acelerometria possuindo foco em diversas aplicações. (ZYLBERBERG, 2012; HEGDE *et al.*, 2016) realizaram uma análise na transmissão de impactos em calçados militares e calçados de passeio respectivamente utilizando acelerômetros posicionados na tíbia de diferentes pessoas conforme pode ser observado na Figura 6. De acordo com (BUTLER *et al.*, 2006; KIISKI *et al.*, 2008; BRUXEL *et al.*, 2010) a acelerometria pode ser utilizada como ferramenta para monitorar a marcha humana e a vibração de corpo inteiro.

Figura 6 - Sistema para monitoramento da marcha humana baseado na acelerometria.



Fonte – Adaptado de HEGDE (2016).

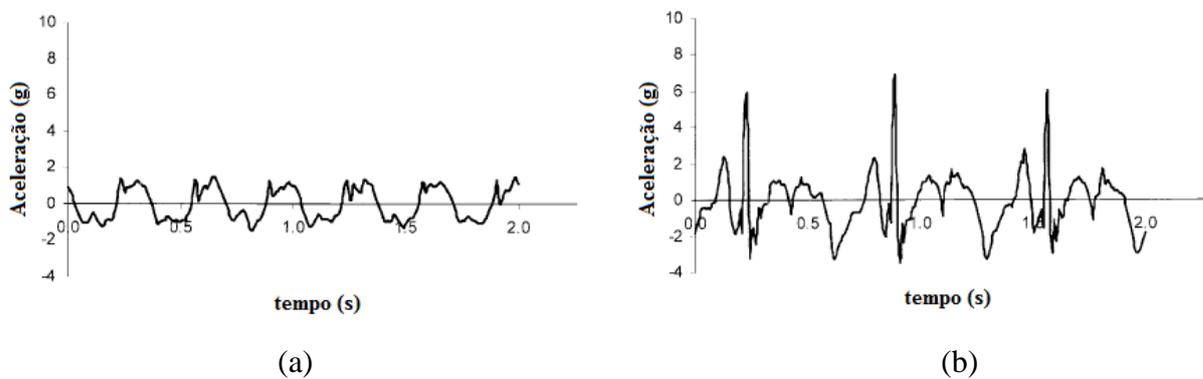
Diversos estudos avaliaram a relação entre a intensidade da atividade física e a aceleração medida. Por exemplo, (POTTHAST *et al.*, 2010) utilizaram uma rede de acelerômetros para medir a atividade muscular e os impactos tibiais e femorais após o corpo humano ser submetido a um impacto externo. Já no trabalho de (KNUTH *et al.*, 2013) utilizaram a acelerometria para avaliar dois grupos de pessoas nascidas em 1993 e 2004. De acordo com (YANG & HSU, 2010) medir a atividade física do corpo humano através de acelerômetros pode fornecer uma estimativa da energia utilizada durante a prática de determinada atividade além de avaliar outros parâmetros como velocidade da caminhada, comprimento do passo ou ainda a cadência e regularidade da marcha, sendo possível assim estimar o risco de quedas e nível de mobilidade de cada indivíduo. Em trabalho desenvolvido por (KOBASAR *et al.*, 2014), avaliaram a precisão de um acelerômetro tri-axial como ferramenta no estudo do movimento entre maratonistas e praticantes de futebol e o resultado obtido apresentou uma precisão de 96%.

Neto *et al.* (2013) utilizaram a acelerometria para estabelecer uma relação entre a atividade física e o IMC de jovens em idade escolar entre 10 e 18 anos. Os dados disponibilizados pelos acelerômetros forneceram uma relação inversamente proporcional entre a atividade física e o IMC dos alunos. Os resultados obtidos estabeleceram que 16,5% dos jovens avaliados apresentavam sobrepeso e 9,3% foram classificados como obesos. Um estudo realizado por (AGIOVLASITIS *et al.*, 2011) comparou a taxa metabólica e a taxa de atividades físicas de pessoas com Síndrome de Down com pessoas sem esta síndrome através de acelerômetros durante a caminhada.

Em outro trabalho apresentado, (MERCER *et al.*, 2004) utilizaram dois acelerômetros uniaxiais para medir a atenuação de impactos entre as pernas e a cabeça de oito corredores em diferentes velocidades e assim avaliar a transmissão do impacto durante a corrida ao longo do

corpo humano conforme ilustrado na Figura 7. A atenuação entre estes dois segmentos é medida através do cálculo entre a relação entre DEP da cabeça e a DEP da perna para cada faixa de frequência. Em um estudo com um grupo de trabalhadores que utilizam tratores, (SALMONI *et al.*, 2009) utilizaram dois acelerômetros tri-axiais para determinar a transmissibilidade das vibrações a qual estão expostos estes trabalhadores. Para este estudo, um acelerômetro foi fixado no assoalho do trator e o outro acelerômetro no assento do motorista, e o cálculo da transmissibilidade era realizado através da razão das acelerações medidas em cada eixo. Foi realizado por (BALBINOT, 2001) um trabalho semelhante avaliando a transmissibilidade de vibrações entre a cabeça e o assento de motoristas de ônibus através de um sistema com seis acelerômetros uni-axiais, avaliando os níveis de vibração e se estes níveis estavam dentro dos limites adequados para a saúde do profissional.

Figura 7 - Aceleração medida durante a corrida – (a) na cabeça – (b) nas pernas.



Fonte - Adaptado de MERCER *et al.* (2004).

Na análise do movimento do corpo humano, (FRIESENBICHLER *et al.*, 2014) utilizaram a acelerometria para medir a transmissibilidade da vibração de corpo inteiro de uma plataforma vibratória para o Quadríceps e o Tríceps. Observou-se que a transmissibilidade dos valores de pico da aceleração e amplitude da fonte de vibração para os músculos são inversamente proporcionais ao valor da frequência da fonte de origem da vibração.

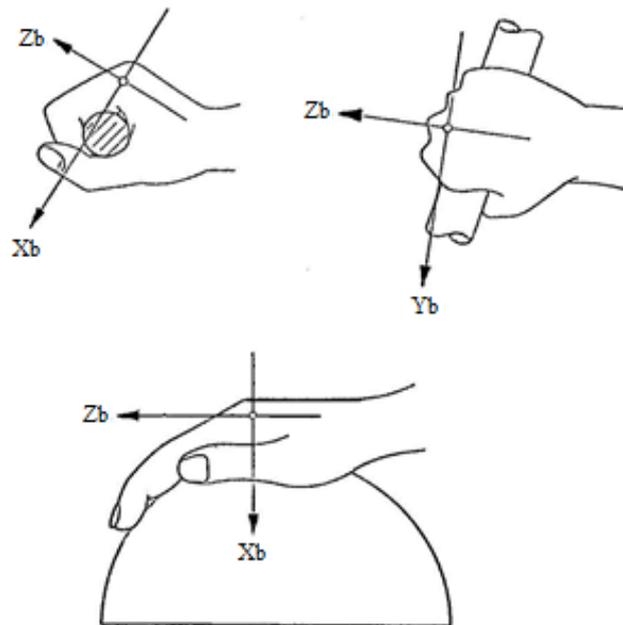
2.3 CONCEITOS BÁSICOS SOBRE VIBRAÇÕES E TRANSMISSIBILIDADE

Por definição, a vibração é um movimento oscilatório onde o movimento não é constante, mas alternadamente grande e pequeno com o mesmo valor médio. A extensão desta oscilação determina a magnitude da vibração e a taxa de ciclos determina a sua frequência de vibração (GRIFFIN, 1990). Segundo (BRAMMER & PETERSON, 2003) a vibração é um

distúrbio variante no tempo de um sistema mecânico ou biológico que está em equilíbrio e que ao longo do tempo este distúrbio tenderá a zero. De acordo com (BRAMMER & PETERSON, 2003) a exposição crônica a vibrações de corpo inteiro aumenta o risco de doenças ligadas a hérnias de disco, dores no nervo ciático quando comparados a pessoas que não são expostas a vibrações.

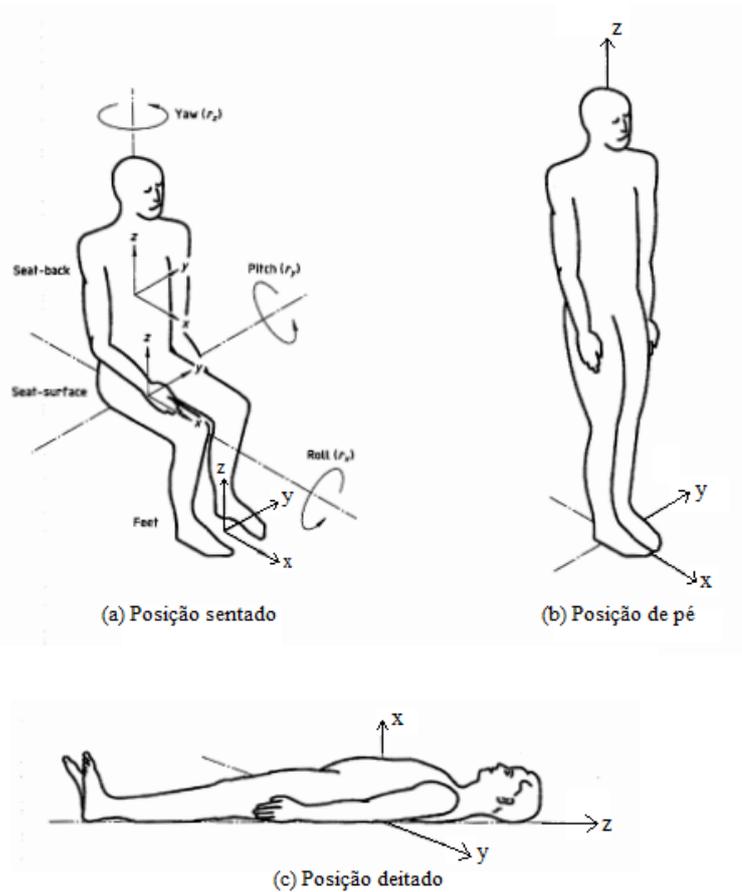
De acordo com (BRAMMER & PETERSON, 2003), devido a complexidade de um organismo vivo e suas propriedades mecânicas, faz-se necessário que haja uma cuidadosa análise dos experimentos que serão realizados. Dentro desta variabilidade, as vibrações podem ser divididas em dois grandes grupos segundo (GRIFFIN, 1990), denominados por: Vibrações de Corpo Inteiro (WBV) e Vibração no Segmento Mão-Braço (HAV). A ISO 2361-1:1997 determina o sentido e direção para a medição das vibrações de corpo inteiro que pode ser observada na Figura 9 e a ISO 5349 determina o sentido de medição das vibrações no segmento mão-braço que pode ser observada na Figura 8.

Figura 8 - Direção de medição da HAV



Fonte – Adaptado de ISO 5349 (1979).

Figura 9 - Direção de medição da WBV.



Fonte – Adaptado de ISO 2361-1:1997 (1997).

As normas ISO 2361-1:1997, ISO 8041:1990, ISO 5008, ISO 5805:1997, ISO 5349:1979 e as normas BS 6841 regulamentam as definições sobre as vibrações de corpo inteiro e como devem ser medidos e interpretados os resultados obtidos. A norma ISO 2361-1:1997 define que a medição de vibração deve ser realizada seguindo algumas regras:

- a vibração deve ser medida de acordo com o sistema de coordenadas definido nesta norma;
- os transdutores devem ser posicionados em posição ortogonal à superfície que será submetida à fonte de vibração;
- o parâmetro de medição da amplitude da vibração é a aceleração eficaz medida em $[m/s^2]$;
- dependendo da aplicação e da postura da pessoa, a medida de aceleração ainda pode ser ponderada por um fator de compensação k_x , k_y ou k_z ;

A medida de aceleração eficaz segundo a ISO 2361-1:1997 é apresentada na Equação (9):

$$a_{RMS} = \left[\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{\frac{1}{2}} \quad (9)$$

onde ‘ a_w ’ é a aceleração de translação ou rotação em função do tempo e ‘ T ’ o período da medição, com ambas as unidades no SI. Quando as vibrações medidas são em coordenadas tridimensionais, a ISO 2361-1:1997 determina que seja utilizada a Equação (10):

$$a_T = \sqrt{(k_x \cdot a_x)^2 + (k_y \cdot a_y)^2 + (k_z \cdot a_z)^2} \quad (10)$$

onde:

a_T : Aceleração total.

a_x : Aceleração em RMS na direção x.

a_y : Aceleração em RMS na direção y.

a_z : Aceleração em RMS na direção z.

k_x : Fator de compensação na direção x.

k_y : Fator de compensação na direção y.

k_z : Fator de compensação na direção z.

Para o correto estudo da biodinâmica das vibrações segundo (GRIFFIN *et al.*, 1990), é necessário o entendimento de alguns parâmetros de grande importância no estudo das vibrações. Dentre estes parâmetros cabe destacar a impedância mecânica, utilizada para medir a vibração transmitida ao corpo e a transmissibilidade que analisa como as vibrações são transmitidas através do corpo humano. A impedância mecânica apresenta uma relação entre a força aplicada em uma determinada frequência e o movimento resultante, seja aceleração, velocidade ou deslocamento (GRIFFIN *et al.*, 1990). A definição matemática da impedância mecânica é apresentada na Equação (11), enquanto o conceito de transmissibilidade será abordado separadamente, pois, é o foco principal deste trabalho.

$$Z(f) = \frac{F(f)}{v(f)} \quad (11)$$

onde:

$Z(f)$: impedância mecânica

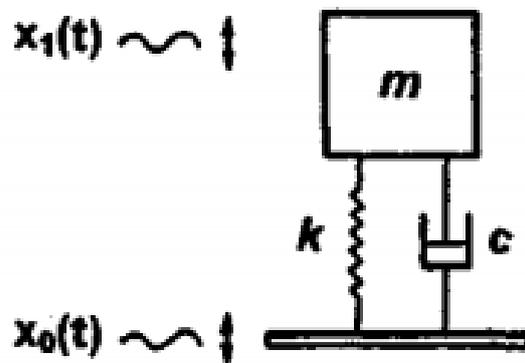
$F(f)$: força aplicada

$v(f)$: velocidade medida no mesmo ponto em que foi aplicada a força

f : frequência de vibração

Segundo a ISO 5982:2001 a transmissibilidade representa a função de transferência do corpo humano para frequências entre 0,5Hz e 20Hz para pessoas sentadas e segundo a ISO 7962:1987 entre 0,2Hz e 31,5Hz quando for considerada a vibração de corpo inteiro. Segundo (BRAMMER & PETERSON, 2003) para frequências de algumas centenas de Hertz o corpo humano pode ser representado teoricamente como um sistema massa-mola apresentado na Figura 10 e sua dinâmica é representada pela Equação (12).

Figura 10 - Sistema massa mola com um grau de liberdade.



Fonte – Adaptado de (BRAMMER & PETERSON, 2003).

$$ma_1(t) + c \left(\frac{d}{dt} [x_1(t)] - \frac{d}{dt} [x_0(t)] \right) + k(x_1(t) - x_0(t)) = 0 \quad (12)$$

onde:

$a_1(t)$: aceleração

c : coeficiente de atrito viscoso

k : constante elástica da mola

m : massa sísmica

Utilizando a segunda Lei de Newton no domínio frequência,

$$F(jw) = M(jw) \times A(jw) \quad (13)$$

$$M(jw) = \frac{F(jw)}{A(jw)} \quad (14)$$

$$M(jw) = \frac{m(jwc + k)}{jwc + k - w^2m} \quad (15)$$

Considerando a Equação (15), pode-se obter a função de transferência da entrada para a saída do sistema massa mola com um grau de liberdade, segundo (GRIFFIN, 1990) esta equação representa a transmissibilidade do movimento. De acordo com (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011) a transmissibilidade é uma grandeza adimensional e que para o sistema ideal representado por (GRIFFIN, 1990) é representada pela Equação (16) e o seu módulo é representado pela Equação (17):

$$H(jw) = \frac{(jwc + k)}{jwc + k - w^2m} \quad (16)$$

$$|H(jw)| = \frac{\sqrt{1 + \left(2\xi \left(\frac{w}{w_n}\right)\right)^2}}{\sqrt{\left(1 - \left(\frac{w}{w_n}\right)^2\right)^2 + \left(2\xi \left(\frac{w}{w_n}\right)\right)^2}} \quad (17)$$

onde:

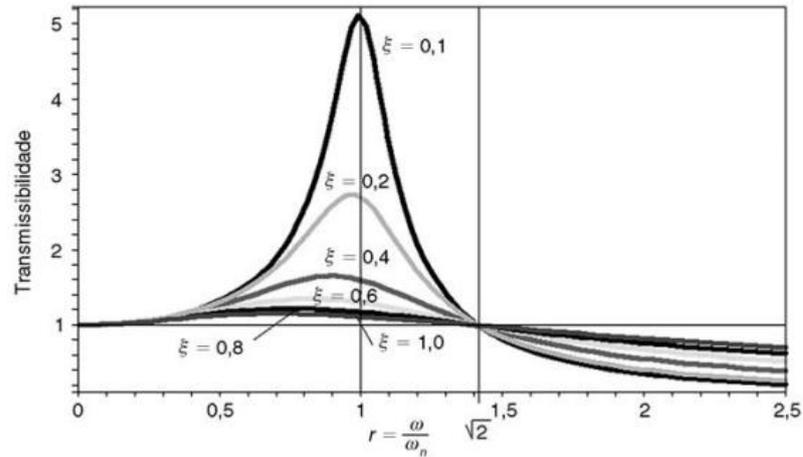
ξ : fator de amortecimento.

w : frequência de excitação.

w_n : frequência natural.

A Figura 11 mostra o efeito do amortecimento sobre a transmissibilidade de uma força aplicada.

Figura 11 - Influência do amortecimento na transmissibilidade.



Fonte – (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011).

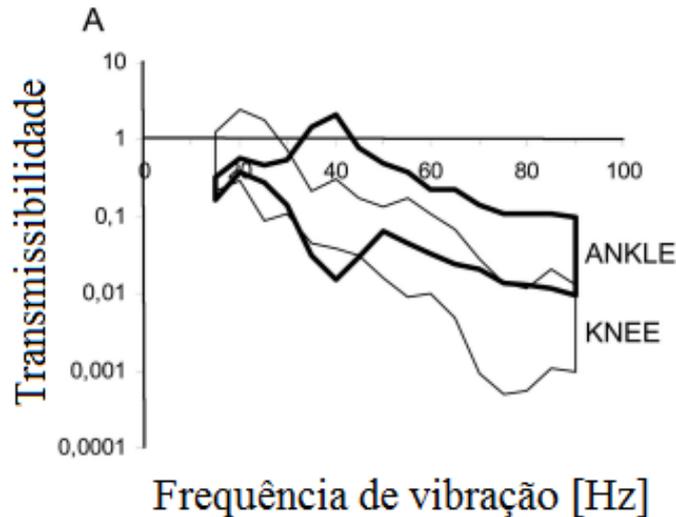
Segundo (GRIFFIN, 1990) a maior parte das pesquisas ligadas à transmissibilidade do corpo humano, buscam relacionar a vibração no sentido vertical desde o seu ponto de origem até cabeça, pelo fato de que algumas frequências podem causar desconforto afetando inclusive a visão. Existem diversos trabalhos (KUMAR & SARAN, 2014; DEMIC & LUKIC, 2008; HINZ *et al.*, 2010) que através dos conceitos de acelerometria determinaram a transmissibilidade ao longo de diferentes segmentos do corpo humano afim de determinar os efeitos causados pelas vibrações. Uma vez que a transmissibilidade representa a função de transferência entre dois segmentos, esta pode ser determinada através das acelerações medidas nos segmentos de interesse do corpo humano. Segundo (KUMAR & SARAN, 2014), a transmissibilidade entre um assento vibratório e a cabeça de uma pessoa sentada pode ser determinada através da comparação entre as acelerações nestes pontos através da Equação (18):

$$STHT(j\omega) = \frac{a_{cabeça}(j\omega)}{a_{acento}(j\omega)} \quad (18)$$

Demic e Lukic (2008) apresentaram um estudo onde o foco era a transmissão das vibrações oriundas dos motores de veículos e como elas afetavam motoristas e passageiros, e obtiveram alguns resultados importantes. Este estudo relatou que a característica de transmissibilidade do corpo humano depende da sua posição espacial, e que fontes diferentes de vibrações afetam a função de transferência do corpo humano devido a não linearidade do corpo humano. De acordo com (KIISKI *et al.*, 2008), a transmissibilidade para os segmentos inferiores do corpo humano apresentou um aumento significativo do pico de aceleração entre

10 e 40Hz para o tornozelo e 10 e 25Hz para os joelhos. Estes resultados são ilustrados na Figura 12.

Figura 12 - Transmissibilidade de impactos entre o tornozelo e o joelho.



Fonte – Adaptado de (KIISKI *et al.*, 2008)

Segundo (PADAN & GRIFFIN, 1998) o estudo da transmissibilidade inclui diversos fatores, pois, a postura do corpo e a tensão muscular apresentam uma grande variação sobre a transmissibilidade do corpo humano, e estas variações implicam em diferentes métodos utilizados entre os diversos estudos para determinar a transmissibilidade no corpo humano. Segundo (GRIFFIN, 1990) através das técnicas da Transformada de Fourier é possível determinar matematicamente a transmissibilidade no corpo humano envolvendo o cálculo da densidade espectral de potência. Considerando $H(f)$ a função de transferência do corpo humano e que esta é uma relação que expressa a razão entre a saída e entrada do sistema analisado, de acordo com (GRIFFIN, 1990) a transmissibilidade pode ser determinada através da Equação (19):

$$H(f) = \frac{G_{io}(f)}{G_{ii}(f)} \quad (19)$$

onde:

$G_{ii}(f)$: DEP cruzada e do sinal de entrada.

$G_{io}(f)$: DEP cruzada e do sinal de saída.

$H(f)$: Função de transferência.

De acordo com (GRIFFIN, 1990) uma vez que $H(f)$ representa uma função complexa, ela pode ser separada em módulo e fase através de suas partes Real e Imaginária. Porém, segundo (GRIFFIN, 1990) apenas a função de transferência não é suficiente para determinar a transmissibilidade, devido ao fato de que nas frequências onde há pouca ou não há energia, o valor calculado de $H(f)$ pode ter seu significado físico não coerente. Para corrigir este inconveniente, utiliza-se também a função de coerência dos sinais que é apresentada na Equação (22) e o seu valor varia sempre entre 0 e 1.

$$|H(f)| = \sqrt{(Re[H(f)])^2 + (Im[H(f)])^2} \quad (20)$$

$$\phi(f) = \tan^{-1} \left\{ \frac{Im[H(f)]}{Re[H(f)]} \right\} \quad (21)$$

$$\gamma^2_{io}(f) = \frac{|G_{io}(f)|^2}{G_{ii}(f)G_{oo}(f)} \quad (22)$$

onde:

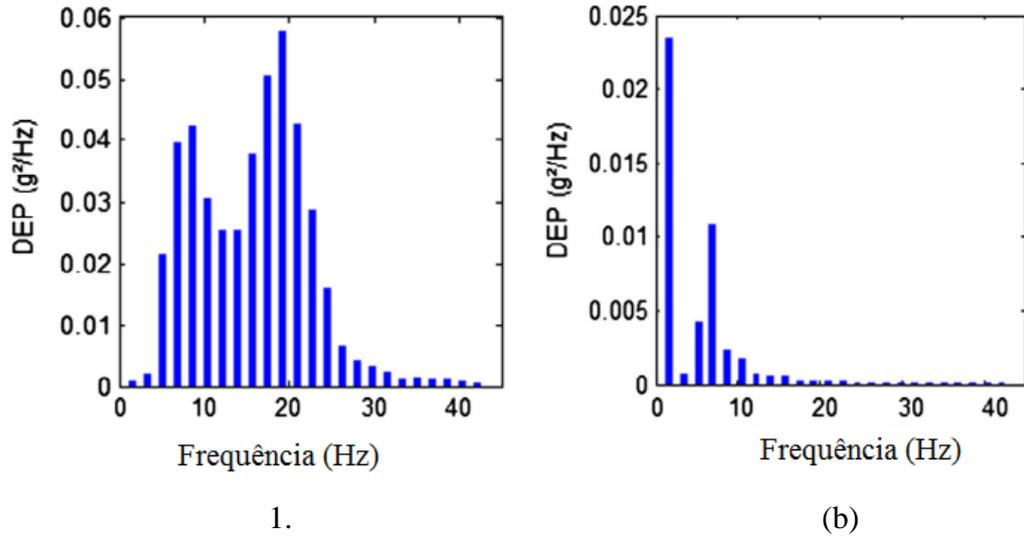
$\gamma_{io}(f)$: função de coerência dos sinais.

$G_{oo}(f)$: densidade espectral do sinal de saída.

Em estudos realizados por (BRUXEL *et al.*, 2013) a transmissibilidade em pessoas com e sem calçados foi avaliada através da DEP medida entre os segmentos tibia-coluna e tibia-cabeça para avaliar a influência dos calçados durante a marcha na amplificação ou atenuação dos impactos sob determinadas frequências de excitação, o resultado obtido pode ser observado na Figura 13. Trabalho semelhante foi feito por (LAFORTUNE *et al.*, 1994) onde a transmissibilidade era medida entre o impacto gerado pela locomoção e a tibia durante a caminhada de cinco indivíduos.

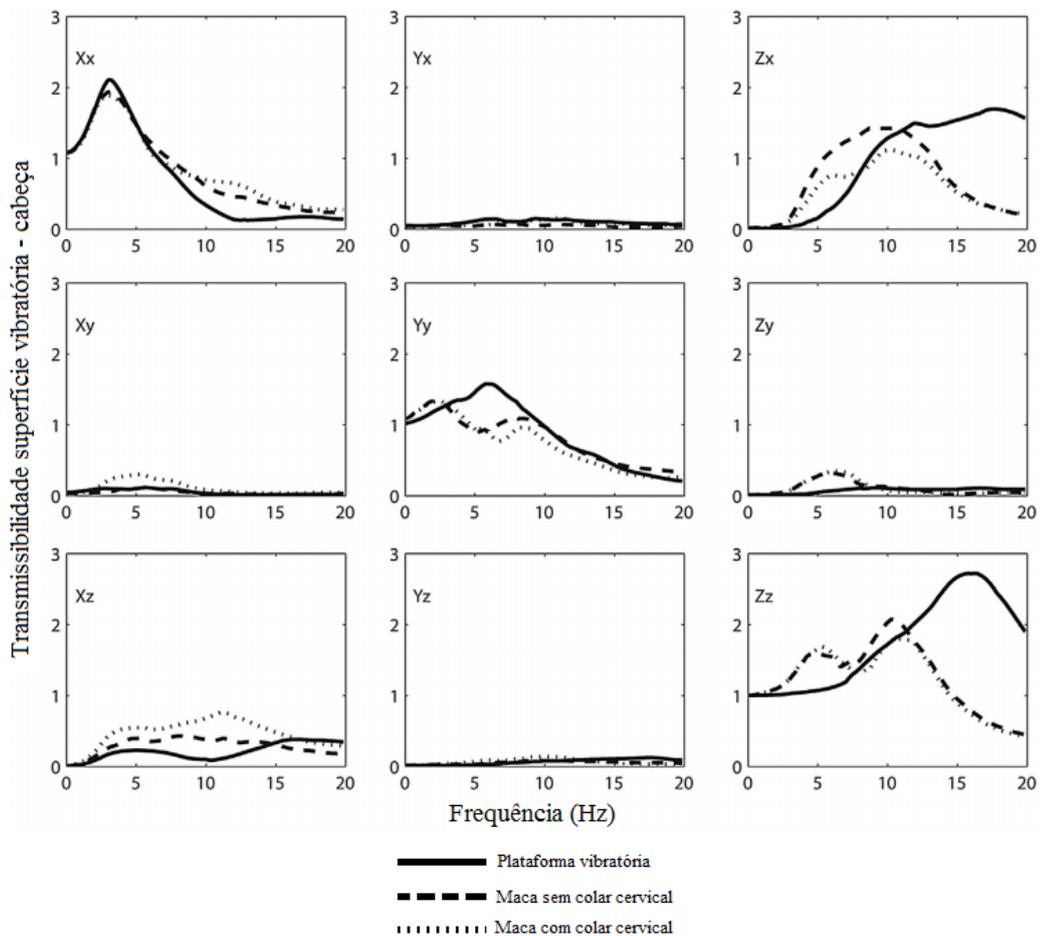
(MEUSCH & RAHMATALLA , 2013) utilizaram os conceitos de transmissibilidade através da DEP para avaliar a transmissão de impactos em pacientes na posição de supino enquanto estão sendo transportados em macas com e sem colar cervical. Para isto, cada paciente foi disposto em uma plataforma de vibração com seis graus de liberdade podendo gerar frequências de até 25Hz e acelerações de até 15m/s². Os resultados obtidos indicaram que os níveis de vibração vertical durante o transporte são maiores como indicado na Figura 14.

Figura 13 - DEP em relação à tibia - (a) na coluna - (b) na cabeça.



Fonte – Adaptado de (Bruxel *et al*, 2013).

Figura 14 - Transmissibilidade superfície vibratória - cabeça.



Fonte – Adaptado de (MEUSCH & RAHMATALLA, 2013).

2.4 PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO IEEE 802.1

Dentre as diversas normas regulamentadoras disponibilizadas pelo IEEE, a norma IEEE 802.1 se refere ao controle e acesso de redes sem fio, as quais podem ser destacadas:

- 802.11 – Redes locais sem fios (WLAN);
- 802.15 – Redes de área pessoal sem fios (WPAN);

2.4.1 Redes LR-WPAN 802.15.4

O protocolo 802.15.4 é destinado a redes de baixo custo e que permitem a comunicação *wireless* entre dispositivos de potência limitada sem necessidade de apresentar um alto desempenho. Este protocolo de comunicação foi desenvolvido para apresentar uma fácil instalação e configuração, com custo extremamente baixo quando comparado com as demais tecnologias de comunicação sem fio. A Tabela 1 apresenta algumas características de desempenho determinadas pela IEEE para o protocolo 802.15.4.

Tabela 1 - Características de operação do protocolo 802.15.4

Protocolo 802.15.4
Taxa de transmissão de dados de 250kb/s, 40kbp/s e 20kbp/s.
Possibilidade de configuração de redes estrela e ponto a ponto.
16 bits no formato " <i>short</i> " havendo a possibilidade de expansão para até 64 bits.
Baixo consumo de potência.
Indicação da qualidade de <i>link</i> (LQI).
27 canais distribuídos em 3 bandas de passagem, sendo 16 canais na banda de 2450MHz, 10 canais na banda de 915MHz e 1 canal na banda de 868MHz.
Operação com dispositivos RFD e FFD.

Fonte – Adaptado de (IEEE 802.15.4 Standards, 2003).

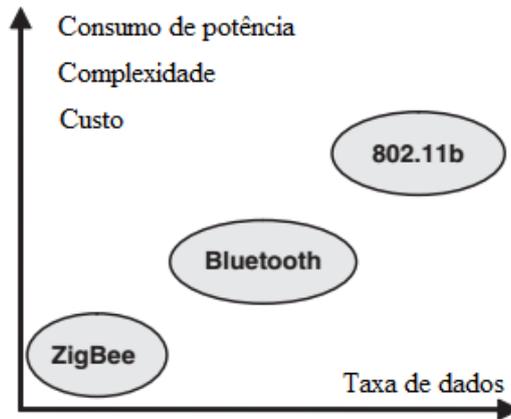
Devido às características deste trabalho, a opção por este protocolo de comunicação fez-se interessante em função da demanda de potência dos módulos XBee e da distância entre os módulos ser inferior a 3 metros. Em função da utilização deste protocolo de comunicação, os demais padrões de comunicação não serão abordados neste trabalho.

2.4.2 Módulo XBee

De acordo com (FARAHANI, 2008) para compreender melhor onde o XBee se enquadra na tecnologia sem fio, pode ser feita uma comparação com o padrão de comunicação

802.11 também utilizado para redes sem fio e com a tecnologia *bluetooth*. A Figura 15, expressa esta comparação entre as tecnologias de comunicação sem fio.

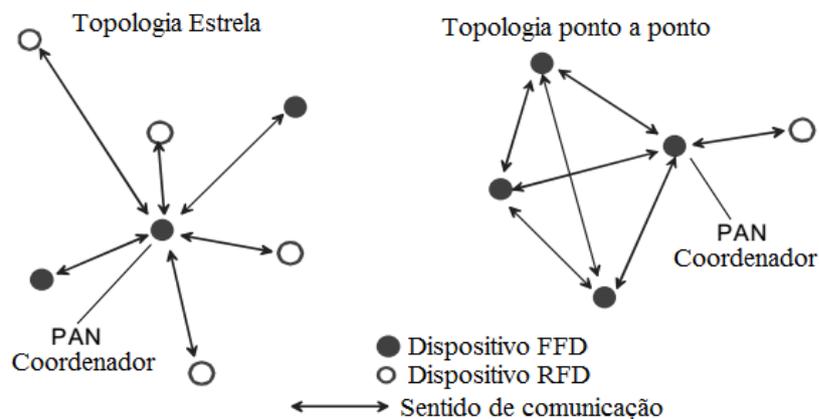
Figura 15 - Comparação entre as tecnologias de comunicação sem fio.



Fonte – Adaptado de (FARAHANI, 2008).

O XBee quando atuando como FFD pode ser configurado como roteador ou coordenador, ambos possuem as mesmas características diferindo apenas que os coordenadores podem criar novas redes. Já quando configurado como RFD, pode apenas enviar informações ao roteador ou coordenador de sua rede. As configurações básicas de conexão de uma rede XBee são exibidas na Figura 16.

Figura 16 - Topologias de rede utilizando XBee's.



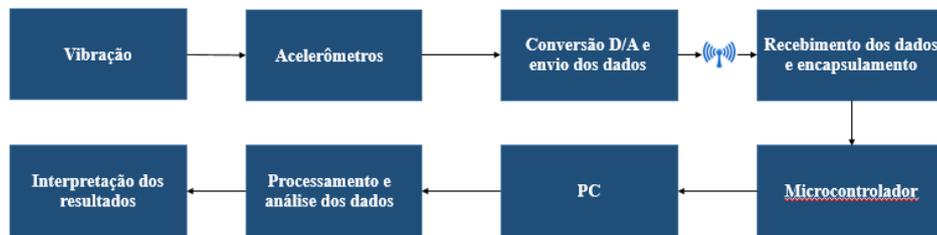
Fonte – Adaptado de (IEEE 802.15.4 Standards, 2003).

Em função das características deste trabalho foi escolhida a topologia estrela para a comunicação entre os módulos XBee, devido ao fato de não haver necessidade de comunicação entre os módulos remotos.

3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

O sistema proposto neste trabalho foi dividido em blocos cada qual responsável por coletar ou processar as medições realizadas. A Figura 17 representa o diagrama de blocos do sistema proposto.

Figura 17 - Diagrama de blocos simplificado do sistema proposto para análise da transmissibilidade.



Com o auxílio de uma tornozeleira, uma joelheira e um cinto os acelerômetros foram fixados no tornozelo, no joelho e na cintura de modo que o contato direto entre o dispositivo remoto e o corpo humano não ocorresse. A Figura 18 ilustra os dispositivos remotos montados em um indivíduo para a aquisição dos dados.

Figura 18 - Dispositivos remotos fixados ao corpo humano.



Os sinais adquiridos pelos acelerômetros são digitalizados e encapsulados pelos módulos XBee e enviados via comunicação sem utilizando *frame* API para o dispositivo coordenador de rede que gerencia todo o processo de recepção dos dados. Após a recepção dos dados pelo dispositivo coordenador de rede, estes dados são transmitidos continuamente para o computador *host* através de uma interface USB utilizando um protocolo de comunicação próprio. Ao fim da recepção, os dados recebidos são armazenados em um arquivo de *log* de maneira que os parâmetros de interesse possam ser extraídos e processados posteriormente. Cada uma destas etapas representadas através da Figura 17 serão discutidas individualmente em seções subsequentes deste trabalho.

3.1 SISTEMA DE ACELEROMETRIA SEM FIO

É através do sistema de acelerometria que as vibrações e impactos incidentes no corpo são identificados e mensurados. O sistema de acelerometria sem fio compreende o módulo sensor e o módulo transmissor. O módulo sensor é compreendido pelo acelerômetro analógico e o transmissor é composto pelo módulo XBee configurado como *end device*. Ambos os módulos são abordados nas próximas subseções.

3.1.1 Acelerômetro

Segundo (MATHIE *et al.*, 2004), a posição que o acelerômetro é fixado é extremamente importante para o estudo do movimento do corpo humano e que o acelerômetro deve ser fixado na região em que o movimento será analisado. A norma ISO 2361-1:1997 recomenda que a aceleração total seja comparada com a componente de maior magnitude da aceleração e é importante ressaltar que, neste trabalho, o interesse é realizar a medição da aceleração e analisar a transmissibilidade nas três direções do eixo cartesiano.

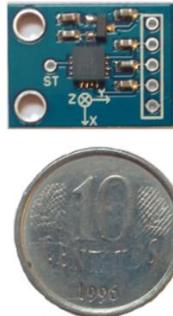
Para realizar estas medições, foi necessário utilizar um acelerômetro triaxial e o modelo escolhido foi o acelerômetro capacitivo MEMS ADXL335 da Analog Devices ilustrado na Figura 18, com saída analógica e sensibilidade de 300mV/g quando submetido a alimentação estável de $+3 \pm 2$ Volts. De acordo com o fabricante os testes foram realizados utilizando +3 Volts como fonte de alimentação, para manter estas características o circuito projetado será alimentado com duas baterias de $+1,5 \pm 0,1$ Volts ligadas em série a fim de assegurar os $+3 \pm 2$ Volts de entrada e manter os parâmetros de saída referenciados no *datasheet* (ADXL335, 2016). A Tabela 2 possui as especificações do acelerômetro utilizado neste trabalho.

Tabela 2 – Principais características do acelerômetro ADXL335.

Parâmetro	Mínimo	Típico	Máximo	Unidade
Range de medição	+/- 3	+/- 3,6	-	g
Sensibilidade (X, Y e Z)	270	300	330	mV/g
Tensão elétrica a 0g nos eixos X e Y	1,35	1,5	1,65	V
Tensão elétrica a 0g no eixo Z	1,2	1,5	1,8	V
Banda de passagem em X, Y	-	1600	-	Hz
Banda de passagem em Z	-	550	-	Hz
Frequência de ressonância	-	5,5	-	kHz
Alimentação	1,8		3,6	V
Corrente	-	350	-	uA

Fonte – Adaptado de Analog Devices (2010).

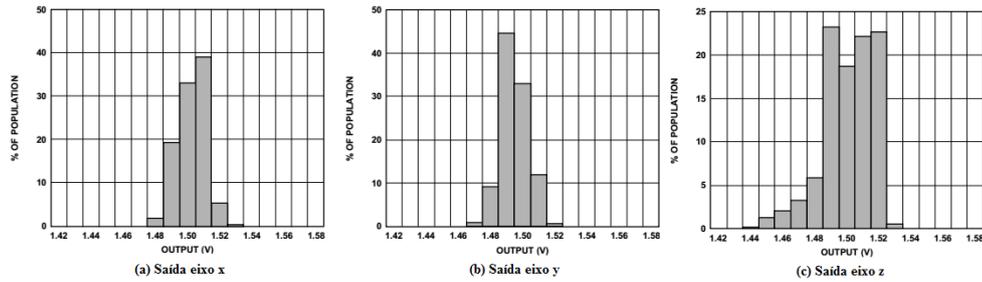
Figura 19 – Foto do acelerômetro MEMS ADXL335.



Fonte – Adaptado de Analog Devices (2010).

A Figura 19 apresenta uma característica muito importante do acelerômetro, a sua tensão de saída quando submetido a uma aceleração de 0g, ou seja, em repouso e sem inclinação. De acordo com o fabricante (Analog Devices), aproximadamente 40% dos acelerômetros fabricados apresentam saída de +1,51V no eixo x, 45% dos acelerômetros apresentam saída de +1,49V no eixo y e 23% apresentam saída de +1,49V no eixo z. Estas informações serão consideradas no momento da calibração do sistema.

Figura 20 - Características de saída de tensão a 0g do acelerômetro ADXL335.



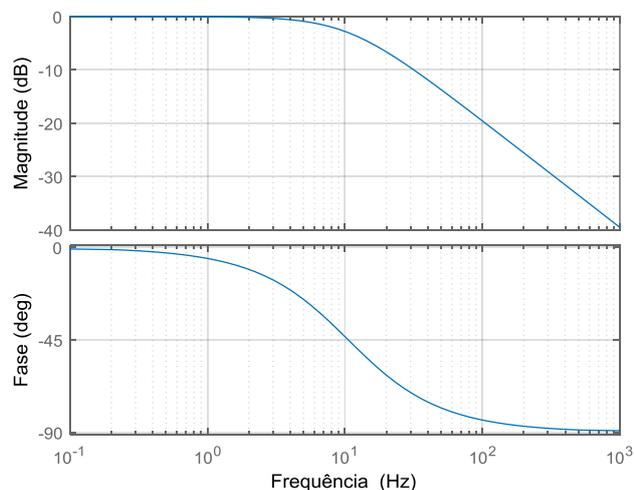
Fonte – Analog Devices (2010).

O acelerômetro ADXL335 usado possui a opção de adicionar capacitores ($C_{(x,y,z)}$) aos terminais de saída x, y e z para implementar um filtro passa baixas de primeira ordem evitando o fenômeno conhecido como *aliasing*. Segundo o fabricante (ANALOG DEVICES, 2004), a resposta em frequência para os acelerômetros da linha ADXL utilizados para medir valores inferiores a 20g é determinada pelo filtro RC formado pelo resistor interno do acelerômetro combinado com o capacitor externo utilizado em cada eixo de leitura. Segundo o fabricante Analog Devices, a expressão que determina o valor dos capacitores a serem utilizados é dada pela Equação (23):

$$F_{-3db} = \frac{1}{2\pi \cdot (32k\Omega * C_{(x,y,z)})} \quad (23)$$

A Figura 21 apresenta a resposta em frequência do acelerômetro ADXL335 considerando o resistor interno de 32k Ω e o capacitor externo de 0,47 μ F.

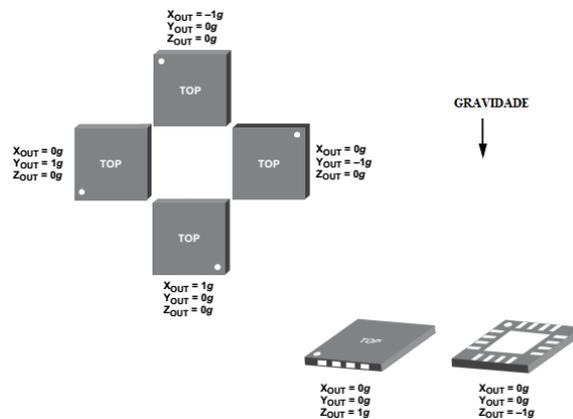
Figura 21 – Resposta em frequência de um acelerômetro da linha ADXL.



Fonte – Adaptado de Analog Devices (Application Note 688, 2004).

A posição espacial em que o acelerômetro é fixado também precisa ser avaliada em função de sua resposta de saída em relação a gravidade. A Figura 22 representa a resposta da saída do acelerômetro ADXL335 em função do posicionamento espacial.

Figura 22 – Saída em gravidade (g) em função da posição cartesiana do acelerômetro ADXL335.



Fonte – Adaptado de Analog Devices (2010).

3.1.2 Módulo XBee

Os módulos XBee, ilustrados na Figura 23, são destinados a aplicações onde a exigência do protocolo de comunicação é baixa e os dispositivos estão próximos um ao outro. Segundo (FARAHANI, 2008) o seu uso é indicado para aplicações onde características como baixo custo, baixa transferência de dados e vida útil elevada do sistema de alimentação são desejadas. Algumas aplicações segundo o próprio Farahani (2008) incluem acompanhamento de pacientes, análise estrutural, entre outros. Nestas aplicações o XBee é utilizado como interface entre o sensor ou transdutor e o sistema de processamento dos dados obtidos.

Figura 23 – Foto dos módulos XBee e XBee Pro.



Fonte – Adaptado de Digi International (2009).

Disponível em duas versões, o módulo XBee pode ser classificado em XBee e XBee PRO e a sua diferença refere-se a potência e alcance do sinal, as características de ambos os módulos são apresentadas na Tabela 4 e a configuração de seus terminais são apresentadas na Tabela 3. Com base nas características do sistema desenvolvido para este trabalho e considerando que todos os dispositivos são utilizados a aproximadamente 2 metros de distância do dispositivo coordenador, a escolha pelo módulo XBee tornou-se mais evidente em função do menor consumo de potência e por apresentar menor custo de mercado possuindo as mesmas funcionalidades do módulo XBee-PRO. De acordo com (FALUDI, 2010) os dispositivos XBee possuem uma série de configurações que devem ser estabelecidas antes de seu uso, estas configurações interferem diretamente no seu modo de operação e devem ser cuidadosamente estabelecidas de acordo com a aplicação em uso.

Tabela 3 - Identificação dos terminais dos módulos XBee e XBee-PRO.

Pino	Funcionalidade	Descrição
1	VCC	Alimentação
2	DOUT	Saída UART
3	DIN / CONFIG	Entrada UART
4	DO8*	Saída digital #8
5	RESET	<i>Reset</i>
6	PWM0 / RSSI	Saída PWM #0 / Indicador de potência do sinal
7	PWM1	Saída PWM #1
8	Reservado	Não utilizado
9	DTR / SLEEP_RQ / DI8	Interrupção para hibernação / Entrada digital #8
10	GND	Terra
11	AD4 / DIO4	Entrada analógica #4 / IO digital #4
12	CTS / DIO7	IO digital #7
13	ON / SLEEP	Indicador de <i>status</i>
14	VREF	Tensão de referência utilizada pelos conversores AD
15	AD5 / DIO5 / Associate	Entrada analógica #5 / IO digital #5
16	RTS / AD6 / DIO6	Entrada analógica #6 / IO digital #6
17	AD3 / DIO3	Entrada analógica #3 / IO digital #3
18	AD2 / DIO2	Entrada analógica #2 / IO digital #2
19	AD1 / DIO1	Entrada analógica #1 / IO digital #1
20	AD0 / DIO0	Entrada analógica #0 / IO digital #0

Fonte – Adaptado de Digi International (2009).

Tabela 4 - Características elétricas dos módulos XBee e XBee-PRO.

Especificação	XBee	XBee-PRO
Alcance em área urbana	30 m	90 m
Alcance em área aberta	90 m	750 m
Potência do sinal transmitida	1 mW (0dBm)	63 mW (18 dBm)
Taxa de dados	250 kbps	250 kbps
Taxa de transmissão serial	1200 bps - 250 kbps	1200 bps - 250 kbps
Sensibilidade do receptor	-92 dBm	- 100 dBm
Tensão de alimentação	2,8 - 3,4 Volts	2,8 - 3,4 Volts
Corrente durante a transmissão	45 mA (com Vcc = 3,3V)	250 mA (com Vcc = 3,3V)
Corrente durante a recepção	50 mA (com Vcc = 3,3V)	55 mA (com Vcc = 3,3V)
Corrente em <i>Stand By</i>	10 uA	10 uA
Canais	16 canais em sequência direta	12 canais em sequência direta

Fonte – Adaptado de Digi International (2009).

Segundo o *datasheet* do fabricante (XBee/XBee-PRO RF Modules, 2009), os módulos XBee podem operar em dois modos de comunicação conhecidos como modo AT ou Transparente e modo API. Quando utilizado em modo AT, todos os dados recebidos através da UART utilizando o terminal DI são enviados em sequência para a transmissão RF e os dados recebidos através da comunicação RF são enviados sequencialmente para o terminal DO. De maneira simplificada, o modo AT opera através do sistema FIFO onde toda a informação é enviada enfileirada e a informação é transmitida de maneira sequencial.

Quando configurado para operar em modo API, o módulo XBee é capaz de processar aplicações em rede com mais dispositivos conectados a um único dispositivo coordenador. Em modo API toda a informação enviada e recebida está contida em frames de tamanho definido com instruções e operações de cada módulo que compõem a rede. O modo de comunicação API proporciona diversas operações que não são possíveis em modo AT, operações como transmitir dados para múltiplos receptores sem a necessidade de comandos diretos, identificação do dispositivo remoto de cada frame recebido e ainda gerenciar se houve ou não perda de informação em cada frame recebido. Devido ao fato de utilizar diversos dispositivos para a avaliação da transmissibilidade, este trabalho utilizará todos os dispositivos configurados em modo API.

Em função das diversas possibilidades de configuração e comunicação disponíveis nos módulos XBee, faz-se necessário estabelecer algumas configurações mínimas para que seja

estabelecida a rede de comunicação entre os dispositivos finais e o dispositivo coordenador da rede. A empresa Digi International fornece o software DIGI XCTU que disponibiliza uma interface de configuração e usabilidade para seus dispositivos, a interface deste software está ilustrada na Figura 24. A interface de *hardware* entre o módulo XBee e o computador é viabilizado pelo adaptador CON-USBEE fornecido pela empresa ROGERCOM ilustrado na Figura 25. Este dispositivo cria uma interface de comunicação serial através da porta USB do computador possibilitando o acesso para configuração, recebimento e envio de dados entre os módulos XBee e o computador. Através do dispositivo CON-USBEE é possível acompanhar algumas informações referentes a comunicação, como o *status* de envio e recebimento e a potência do sinal RF. Para auxiliar compreensão deste texto, a Figura 26 ilustra as principais funções do dispositivo CON-USBEE.

Figura 24 - Interface gráfica do software DIGI XCTU.

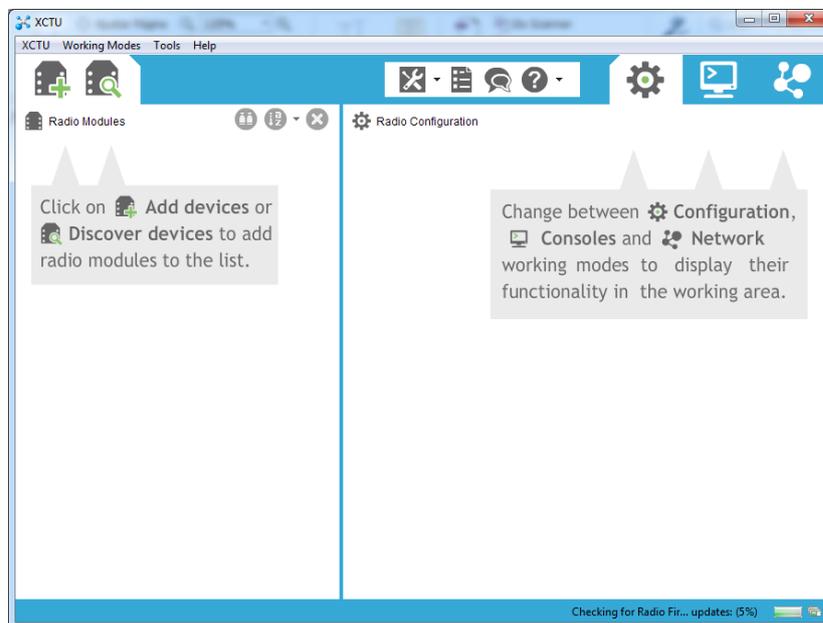
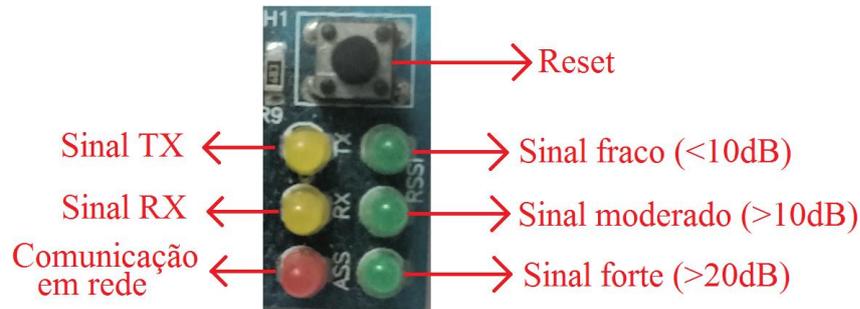


Figura 25 – Foto do módulo CON-USBEE.



Fonte – Adaptado de ROGERCOM (2012).

Figura 26 – Foto dos principais leds indicando o *status* de transmissão e potência do sinal RF.



Fonte – Adaptado de ROGERCOM (2012).

A interface de configuração do XCTU pode ser observada na Figura 27, nesta interface diversos parâmetros de comunicação, frequência de amostragem, estrutura de rede e função dos pinos IO são definidos para cada um dos dispositivos pertencentes a rede. Dentre as diversas opções de configuração, cabe destacar algumas que são fundamentais para o correto funcionamento do sistema e estas configurações estão destacadas na Tabela 5.

Figura 27 - Interface de configuração dos dispositivos finais utilizando o XCTU.

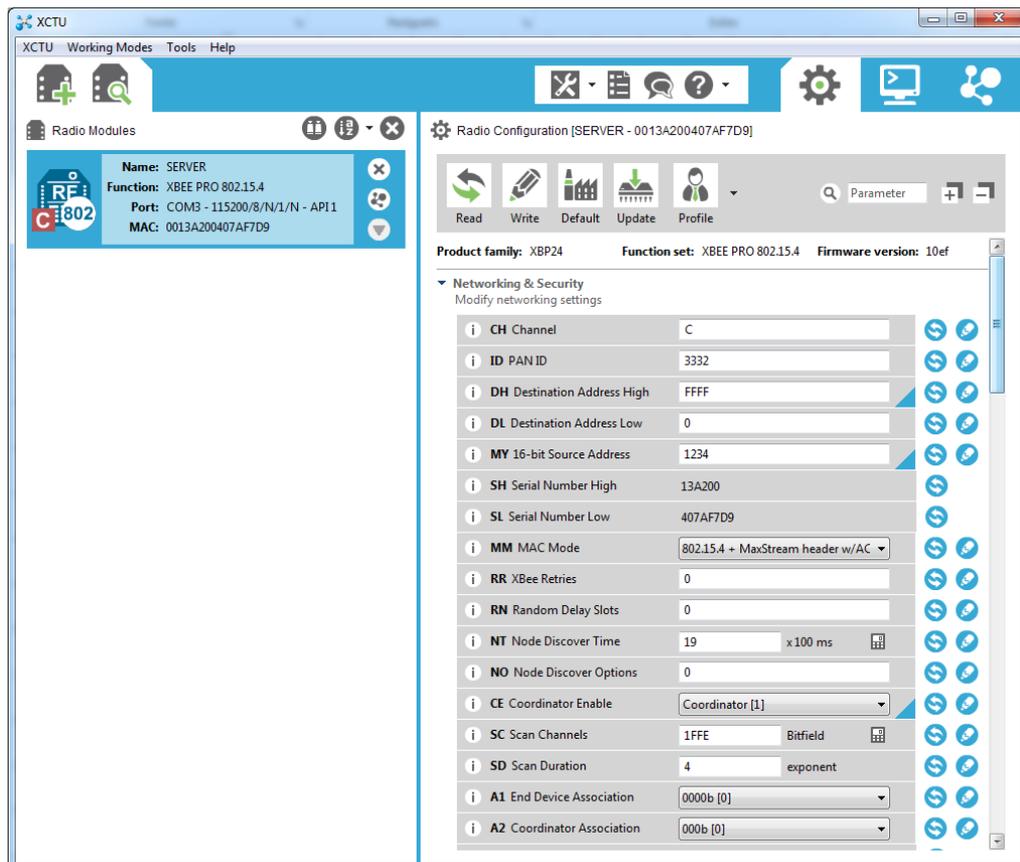


Tabela 5 - Parâmetros de configuração do sistema desenvolvido.

Configuração		Dispositivo			
		Valor			
Classe	Parâmetro	Coordenador	Tornozelo	Joelho	Quadril
Segurança e Rede	CH Channel	C	C	C	C
	PAN ID	3332	3332	3332	3332
	DH Address	FFFF	0	0	0
	DL Address	0	1234	1234	1234
	16 bits address	1234	AAAA	CCCC	DDDD
	Coordinator Enable	Coordinator [1]	End Device [0]	End Device [0]	End Device [0]
	NI Node Identifier	SERVER	TORNOZELO	JOELHO	CINTURA
Comunicação Serial	Baud Rate	115200 [7]	115200 [7]	115200 [7]	115200 [7]
	Paridade	Não	Não	Não	Não
	Time Out	Após 3 tentativas	Após 3 tentativas	Após 3 tentativas	Após 3 tentativas
	Modo API	Habilitado	Habilitado	Habilitado	Habilitado
Pinos I/O	D8 / D3	Desabilitado [0]	Desabilitado [0]	Desabilitado [0]	Desabilitado [0]
	D2	Desabilitado [0]	ADC [2]	ADC [2]	ADC [2]
	D1	Desabilitado [0]	ADC [2]	ADC [2]	ADC [2]
	D0	Desabilitado [0]	ADC [2]	ADC [2]	ADC [2]
Conversor AD e PWM	Freq. De amostragem	-	20Hz	20Hz	20Hz
	PWM0	RSSI [1]	RSSI [1]	RSSI [1]	RSSI [1]
	PWM1	Desabilitado [0]	Desabilitado [0]	Desabilitado [0]	Desabilitado [0]

Fonte – Adaptado de Digi International (2009).

Cabe destacar a escolha de alguns parâmetros, os terminais D2, D1 e D0 foram configurados de modo que cada terminal seja responsável pela leitura de um eixo do acelerômetro e a frequência de amostragem definida com base no critério de amostragem de *Nyquist*, uma vez que de acordo com diversos trabalhos (BRUXEL *et al.* 2013, KOB SAR *et al.* 2014) a frequência durante a caminhada variou entre 2Hz e 5Hz. O parâmetro *DL Address* indica para os dispositivos remotos o endereço do dispositivo coordenador de rede e o parâmetro *16 bits address* representa o ID de rede de cada dispositivo, o parâmetro *NI Node Identifier* é utilizado para atribuir um nome externo a cada dispositivo. O parâmetro *Coordinator Enable* é utilizado para determinar se o módulo será utilizado como administrador de rede ou como dispositivo remoto e o parâmetro Frequência de Amostragem determina a frequência de amostragem que será utilizada pelos conversores A/D para a aquisição dos dados.

3.2 SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO E CIRCUITO PROPOSTO

Devido as características elétricas do XBee e do acelerômetro ADXL335, a tensão de alimentação deve variar entre +2,8 Volts e +3,4 Volts para que atenda ambos os dispositivos e

que possam ser alimentados por uma única fonte. Para atender este requisito e minimizar o tamanho do dispositivo final, foram utilizadas duas pilhas tamanho AAA em série de $+1,5 \pm 0,1$ Volts cada fornecendo assim $+3 \pm 0,2$ Volts de alimentação, tensão elétrica que atende ao funcionamento de ambos os dispositivos utilizados.

A comunicação entre cada acelerômetro e o respectivo módulo XBee foi realizada através da conexão entre as saídas analógicas do acelerômetro e as entradas analógicas disponíveis no módulo XBee. O esquema elétrico do circuito final é apresentado na Figura 26 e o circuito final está ilustrado na Figura 29. Pode-se também observar as conexões já citadas na Tabela 5 entre D2, D1 e D0 com os eixos X, Y e Z do acelerômetro.

Figura 28 – Esquema elétrico do circuito desenvolvido para o dispositivo remoto final.

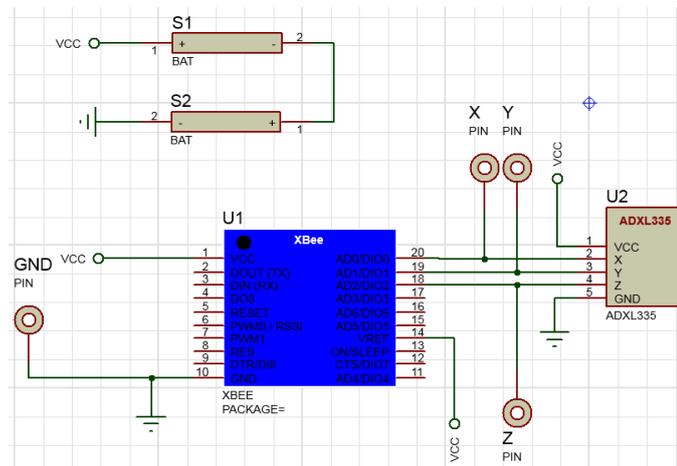


Figura 29 – Foto do protótipo desenvolvido.



Com base no circuito ilustrado na Figura 28, foi possível estabelecer a cadeia de medidas teórica do dispositivo final. A cadeia de medidas apresentada na Figura 30 relaciona o valor em g medido pelo acelerômetro com o valor da tensão digital fornecida pelo XBee ao software de

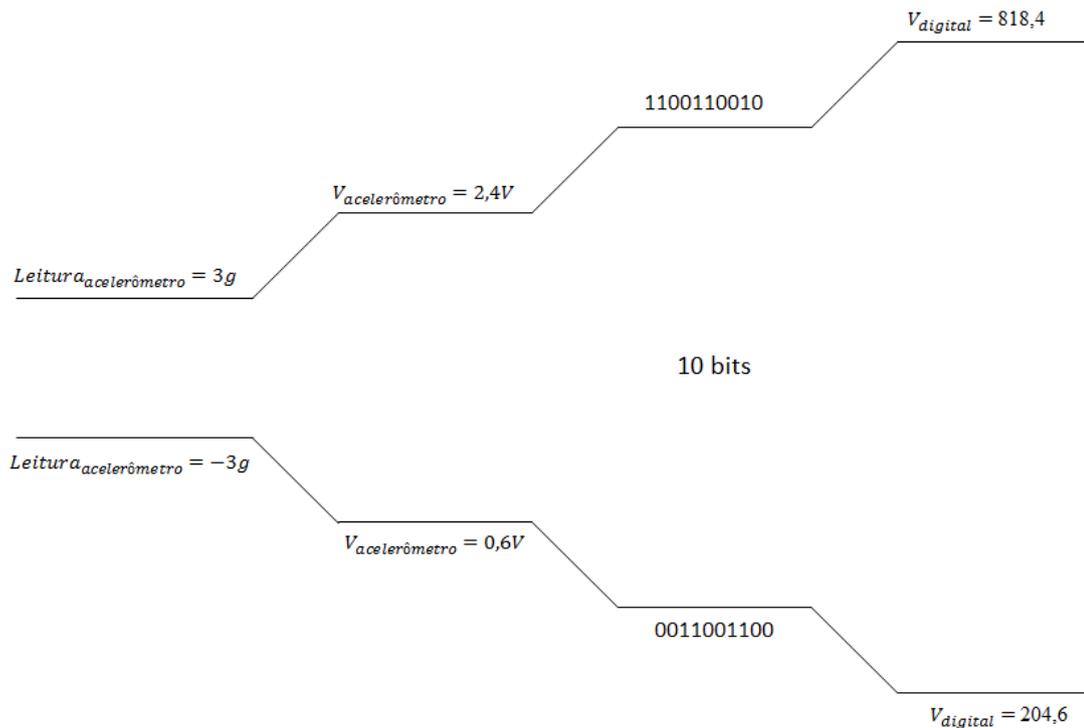
aquisição de dado e a partir desta conversão, é possível determinar em múltiplos de g a aceleração a qual cada um dos três segmentos avaliados está sendo submetida. A Equação (24) expressa a relação entre o sinal digital lido pelo sistema de aquisição e a sua representação em múltiplos de g. Devido a precisão de cada módulo que compõem o dispositivo remoto, calculou-se a propagação do erro através da Equação (25). A Equação (26) apresenta a expressão final para a medida de aceleração através do dispositivo remoto.

$$a_{medida} = \frac{3 * V_{digital}}{818,4} \pm \sigma \text{ [g]} \quad (24)$$

$$\sigma^2 = (0,300)^2 \cdot 0,03^2 + (0,003)^2 \cdot (0,0003)^2 \quad (25)$$

$$a_{medida} = \frac{3 * V_{digital}}{818,4} \pm 0,09 \text{ [g]} \quad (26)$$

Figura 30 - Cadeia de medidas teórica do dispositivo remoto.



3.3 SISTEMA PARA AQUISIÇÃO DE DADOS

Para a aquisição dos dados fornecidos pelos acelerômetros, foi desenvolvido um *software* para realizar a interface entre os dispositivos remotos e o computador utilizando a

linguagem de programação C#. O sistema desenvolvido identifica os *frames* enviados pelos dispositivos remotos e após a identificação, esses *frames* são separados e armazenados em disco rígido para posterior processamento. Para que o sistema apresente um correto funcionamento é necessário compreender a estrutura do frame API enviada pelo XBee, cada *frame* enviado possui 18 *bytes* de informação sendo o primeiro *byte* o sinal de *start* e o último *byte* o *Checksum*. A Tabela 6 mostra a estrutura completa de um *frame* API.

Tabela 6 - Estrutura do *frame* API enviado pelo XBee.

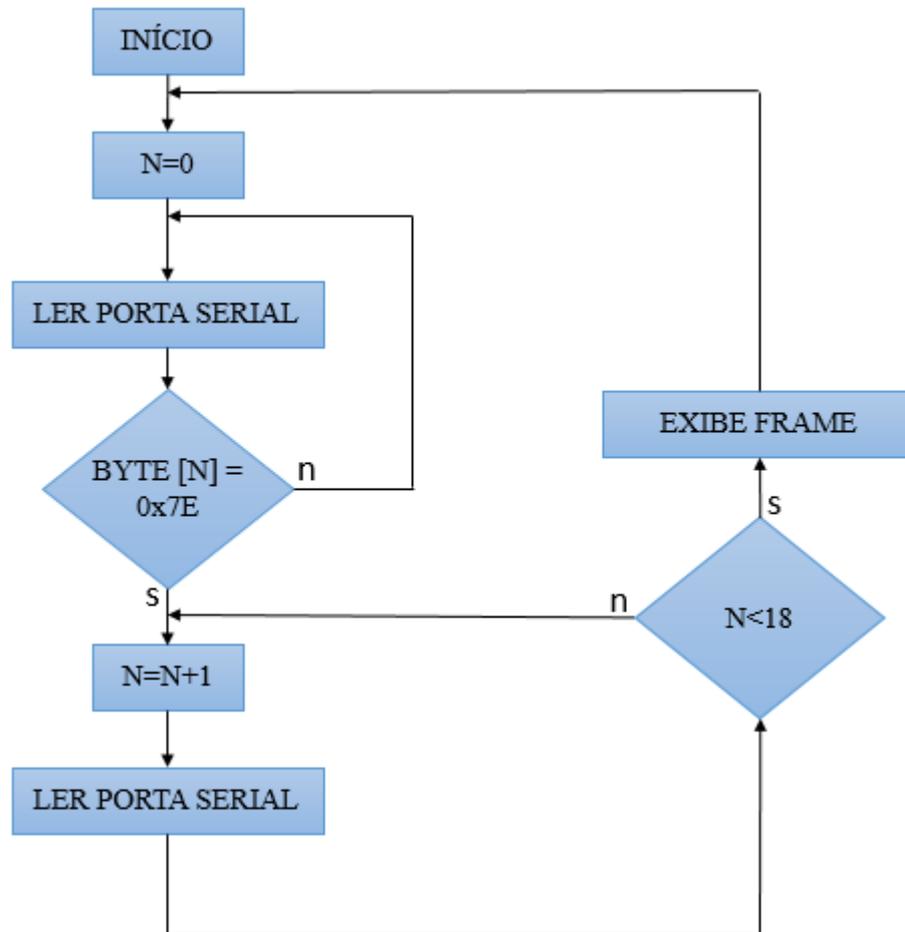
Byte	Informação	Identificação do byte
0	0x7E	<i>Start</i>
1	0x00	Tamanho MSB
2	0x0E	Tamanho LSB
3	0x83	Identificador API
4	0xAA	Endereço do dispositivo [MSB]
5	0xAA	Endereço do dispositivo [LSB]
6	0x2C	Potência do sinal
7	0x00	<i>Byte</i> opcional
8	0x01	Número de amostras
9	0x0E	Indicador de canal [MSB]
10	0x00	Indicador de canal [LSB]
11	0x02	ADC0 [MSB] – Eixo X
12	0x13	ADC0 [LSB] – Eixo X
13	0x02	ADC1 [MSB] – Eixo Y
14	0x03	ADC1 [LSB] – Eixo Y
15	0x02	ADC2 [MSB] – Eixo Z
16	0x5A	ADC2 [LSB] – Eixo Z
17	0x11	<i>Checksum</i>

Fonte – Adaptado de Digi International (2009).

Antes de iniciar o armazenamento e processamento dos *frames* recebidos, é necessário avaliar se o *byte* que identifica o início da transmissão foi recebido pela porta serial. O *byte* chamado de *Start* possui valor fixo de 0x7E e indica que algum dispositivo remoto irá iniciar a transmissão dos dados para o dispositivo coordenador da rede, após receber o *Start* os demais *bytes* que compõem o *frame* são estruturados sequencialmente até completar toda a informação recebida. Após a análise de como as informações são transmitidas entre os módulos XBee, foi

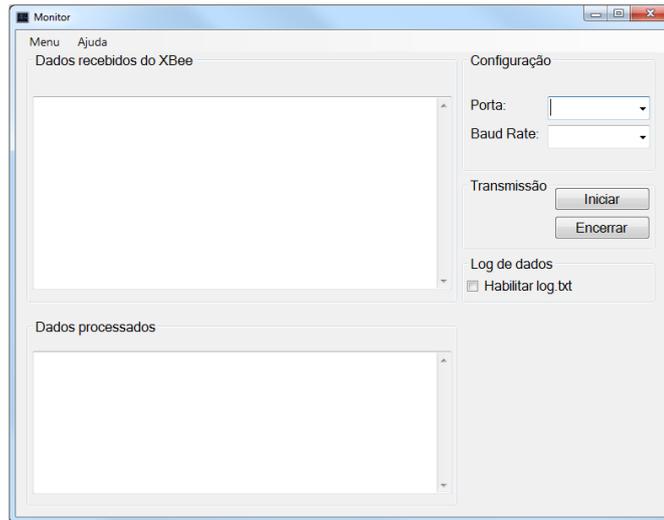
elaborado o fluxograma apresentado na Figura 31 que caracteriza o funcionamento do *software* desenvolvido para comunicar com o dispositivo coordenador de rede e os dispositivos remotos.

Figura 31 - Fluxograma de funcionamento do *software* desenvolvido.



O programa desenvolvido neste trabalho foi implementado através da ferramenta Microsoft Visual Studio 2017, a Figura 32 apresenta a tela inicial que realiza a tarefa de interface homem/máquina com o sistema desenvolvido. Nesta tela, além de exibir em tempo real os dados adquiridos por cada dispositivo remoto, são definidos os parâmetros da comunicação serial como *baud rate*, porta de comunicação e início/fim da recepção dos dados. Aplicativos que possuem interface de comunicação serial precisam de alguns cuidados a fim de evitar a perda de dados durante o processo de amostragem, logo, para evitar que ocorra o *overflow* do *buffer* de armazenamento e conseqüentemente a perda de amostras, o sistema de aquisição disponibiliza um *buffer* de 32 bits para o armazenamento das informações coletadas.

Figura 32 – Interface disponibilizada pelo programa desenvolvido para a aquisição dos dados.



A interface entre o dispositivo coordenador de rede e o computador é realizada através do *driver* de comunicação USB dos módulos XBee fornecido pela fabricante DIGI International. Após o início da transmissão, os dados adquiridos são exibidos na interface homem/máquina conforme ilustrado na Figura 33, onde, na janela superior são exibidos os *frames* enviados pelos dispositivos remotos e na janela inferior são exibidos os parâmetros referentes a aceleração medida em cada eixo de todos os dispositivos remotos conectados à rede. Após a recepção dos dados e a extração dos parâmetros de interesse, os dados adquiridos são armazenados em dois arquivos de texto conforme ilustrado nas Figuras 34 e 35 para que possam ser processados graficamente.

Figura 33 – Exemplo da interface desenvolvida representando uma determinada aquisição de dados do sistema proposto.

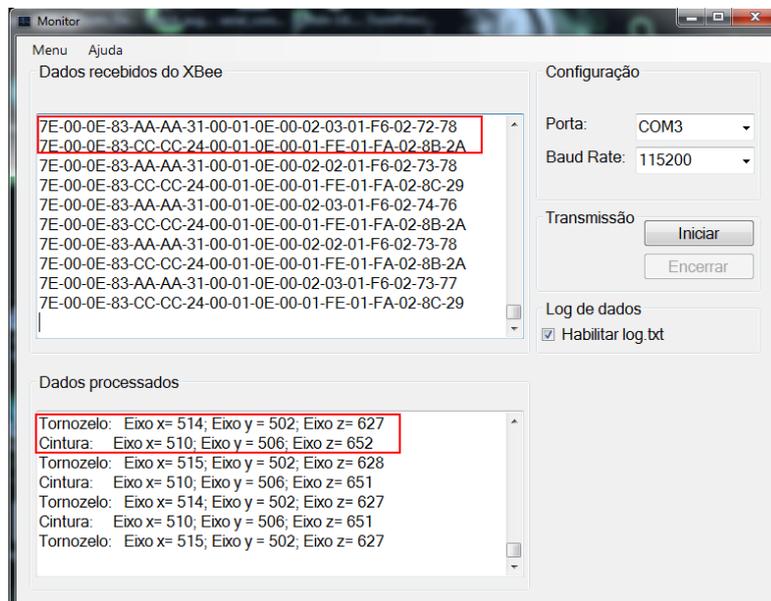
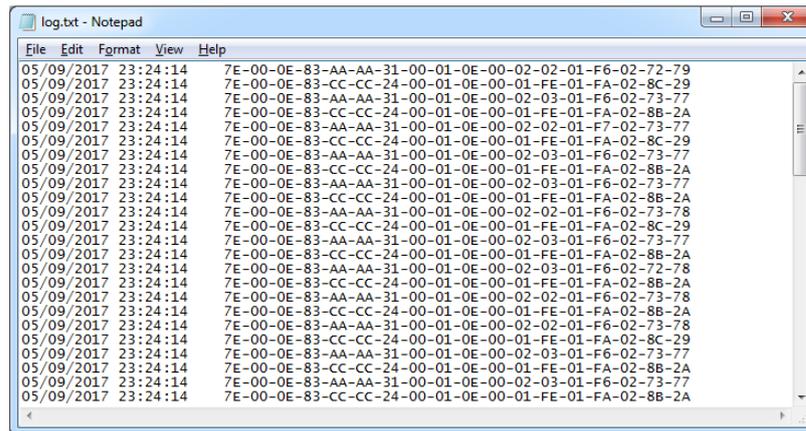
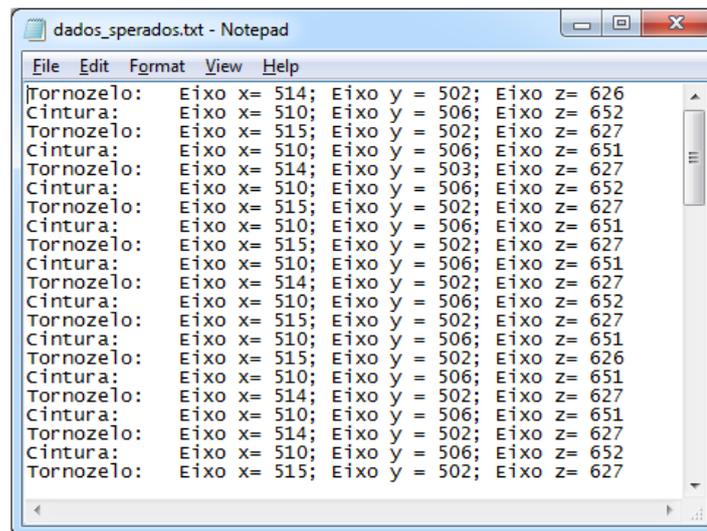


Figura 34 - Arquivo de log com os dados armazenados.



Uma vez que a interface gráfica não é o foco principal deste trabalho e sim apenas uma ferramenta para facilitar a aquisição e interpretação dos dados, o processamento dos dados adquiridos será realizado através do MATLAB evitando assim a necessidade de acrescentar novos módulos ao *software* já desenvolvido. Os processos de calibração e processamento dos dados obtidos serão abordados separadamente, em seções subsequentes.

Figura 35 - Arquivo de log com os dados previamente processados.



3.4 CALIBRAÇÃO E PROCESSAMENTO DOS DADOS

Antes de iniciar a coleta e processamento dos dados adquiridos faz-se necessária realizar a calibração do sistema completo, somente após o processo de calibração pode-se iniciar a coleta das amostras para posterior processamento e análise. A discussão destes dois

procedimentos: calibração e processamento dos dados adquiridos serão realizadas nas subseções seguintes.

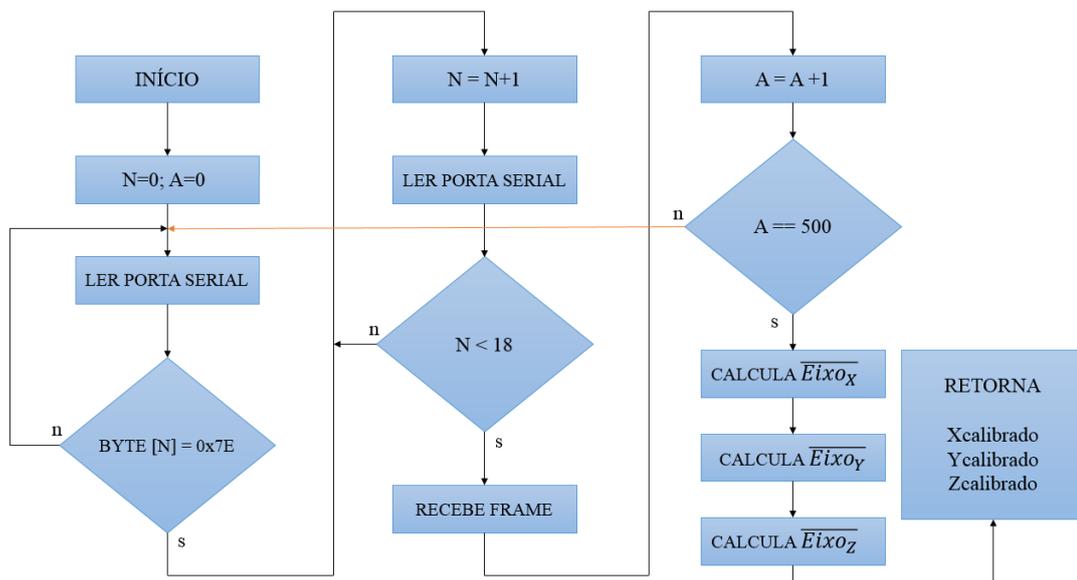
3.4.1 Calibração do sistema

Segundo (KAVANAGH & MENZ, 2008) um acelerômetro pode ser calibrado de duas maneiras: estática e dinâmica. A calibração dinâmica requer uma fonte de excitação externa com movimento constante de modo que seja possível estabelecer uma relação entre o movimento conhecido e a saída do acelerômetro, embora necessite de equipamentos específicos, este procedimento de calibração é mais comum devido a qualidade do processo.

A calibração estática por sua vez, segundo (KAVANAGH & MENZ, 2008) é realizada através da comparação do acelerômetro em estado estacionário com uma aceleração constante, neste caso a aceleração gravitacional. Segundo este processo, a saída do acelerômetro alinhada com o eixo vertical corresponde a $-1g$, ou seja, $-9.81m/s^2$ e a saída perpendicular ao plano vertical possui aceleração zero enquanto o acelerômetro estiver em regime estacionário.

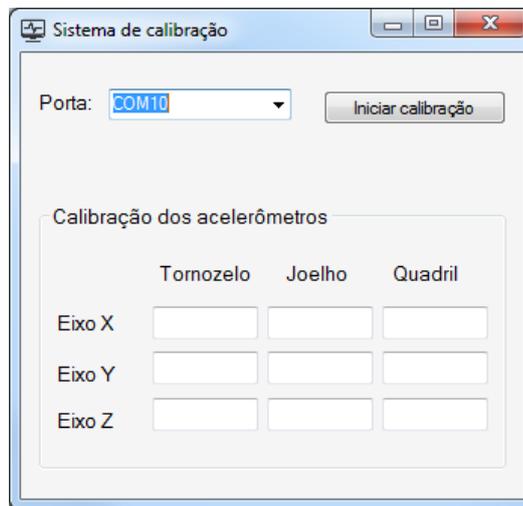
Este trabalho utilizou o procedimento de calibração estática e para possibilitar este procedimento de calibração foi desenvolvido um sistema em C# através da ferramenta Visual Studio. Durante o procedimento de calibração são obtidas 500 amostras e ao término da aquisição destas amostras é calculada a média aritmética da aceleração medida em cada eixo individualmente. O valor de aceleração obtido para cada eixo é o valor de repouso, ou seja, com o indivíduo sobre influência da aceleração gravitacional apenas. Este procedimento pode ser melhor compreendido através do fluxograma ilustrado na Figura 36.

Figura 36 - Fluxograma de funcionamento do sistema de calibração.



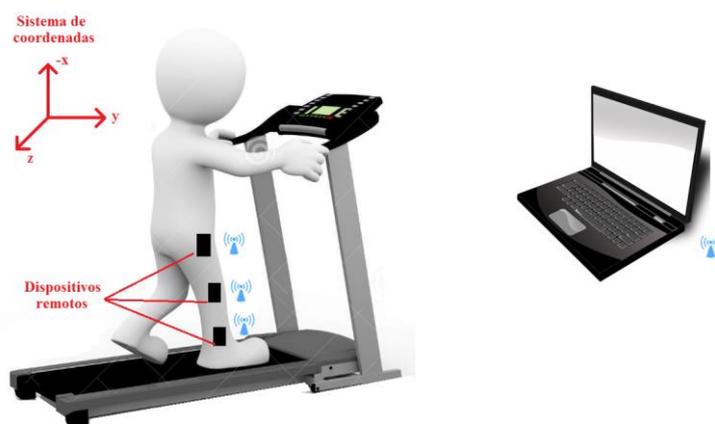
A interface homem/máquina desenvolvida para o procedimento de calibração é apresentada na Figura 37. Nesta interface, são exibidos os valores de cada eixo após o cálculo das 500 amostras para o procedimento de calibração estático antes do início da execução do protocolo de ensaios.

Figura 37 - *Software* de calibração desenvolvido.



Cada dispositivo remoto foi fixado em um segmento do corpo humano conforme ilustrado na Figura 18, um dispositivo foi fixado no tornozelo, outro no joelho e terceiro na cintura. Todos os dispositivos foram fixados de modo a evitar o contato direto entre o dispositivo remoto e o corpo humano. Após a fixação dos dispositivos e com o indivíduo em repouso são coletadas as 500 amostras necessárias para concluir a calibração do sistema completo. Uma vez que o processo de calibração utilizado foi o estático, o sistema deve sempre passar por uma nova calibração antes de novas amostras serem adquiridas.

Figura 38 - Posicionamento dos acelerômetros no corpo humano para coleta das amostras.



3.4.2 Processamento dos dados adquiridos

Em estudos realizados por (WEE & VOLOSHIN, 2012) a transmissibilidade foi determinada através da razão entre as acelerações medidas no mesmo instante de tempo nos segmentos desejados através da relação representada na Equação (27) e a fase entre os sinais de entrada e saída pode ser calculada pela Equação (28). Estes resultados indicam que a transmissibilidade pode ser calculada através das Equações (27) e (28) respectivamente. A partir dos valores de aceleração em múltiplos de ‘g’ obtidos através da Equação (26) e utilizando estes valores nas Equações (27) e (28), é possível calcular a transmissibilidade entre os segmentos inferiores do corpo humano.

$$\text{Transmissibilidade} = \frac{A_{out}}{A_{in}} \quad (27)$$

$$C_{xy}(k) = \frac{1}{N} * \sum_{i=1}^{N-k+1} x_i y_{k+1} \quad (28)$$

onde:

$C_{xy}(k)$: Função de correlação cruzada;

x: sinal de entrada;

y: sinal de saída;

k: variável discreta;

N: número de amostras.

Após a extração dos parâmetros, a metodologia de análise adotada neste trabalho foi a mesma metodologia utilizada por (MERCER *et al.*, 2002) em que a avaliação da transmissibilidade foi realizada através da análise dos valores de pico da aceleração medida em pontos distintos para diferentes faixas de frequência. A partir destes dados, a transmissibilidade pode ser calculada através da razão entre os espectros de potência de dois pontos distintos para diferentes faixas de frequência (GRIFFIN, 1996; HAMILL *et al.*, 1995). A DEP foi normalizada de modo que a soma das potências no domínio frequência fossem equivalentes à média ao quadrado dos valores de aceleração no domínio tempo. Portanto, a transmissibilidade pode ser calculada através da Equação (29):

$$H(\omega) = 10 \log \left(\frac{DEP_{out}(\omega)}{DEP_{in}(\omega)} \right) \quad (29)$$

onde:

$DEP_{out}(W)$ = Densidade Espectral de Potência no membro superior;

$DEP_{in}(W)$ = Densidade Espectral de Potência no membro inferior;

3.4.3 Avaliação do protocolo de comunicação

Para assegurar que os dados recebidos e processados pelo dispositivo coordenador estejam corretos, o processo de validação do protocolo de comunicação foi realizado em duas etapas distintas. A primeira etapa consistiu em validar a conversão realizada pelo conversor ADC dos módulos XBee de modo a garantir que a leitura realizada pelo acelerômetro fosse interpretada de maneira correta pelos módulos XBee. A relação entre a tensão de entrada analógica e a tensão digital de saída do conversor é dada pela Equação (28):

$$V_{ADC} = \frac{V_{in} * (2^n - 1)}{V_{ref}} \quad (30)$$

onde:

n: quantidade de bits do conversor ADC do módulo XBee;

V_{ref} : tensão elétrica de referência utilizada;

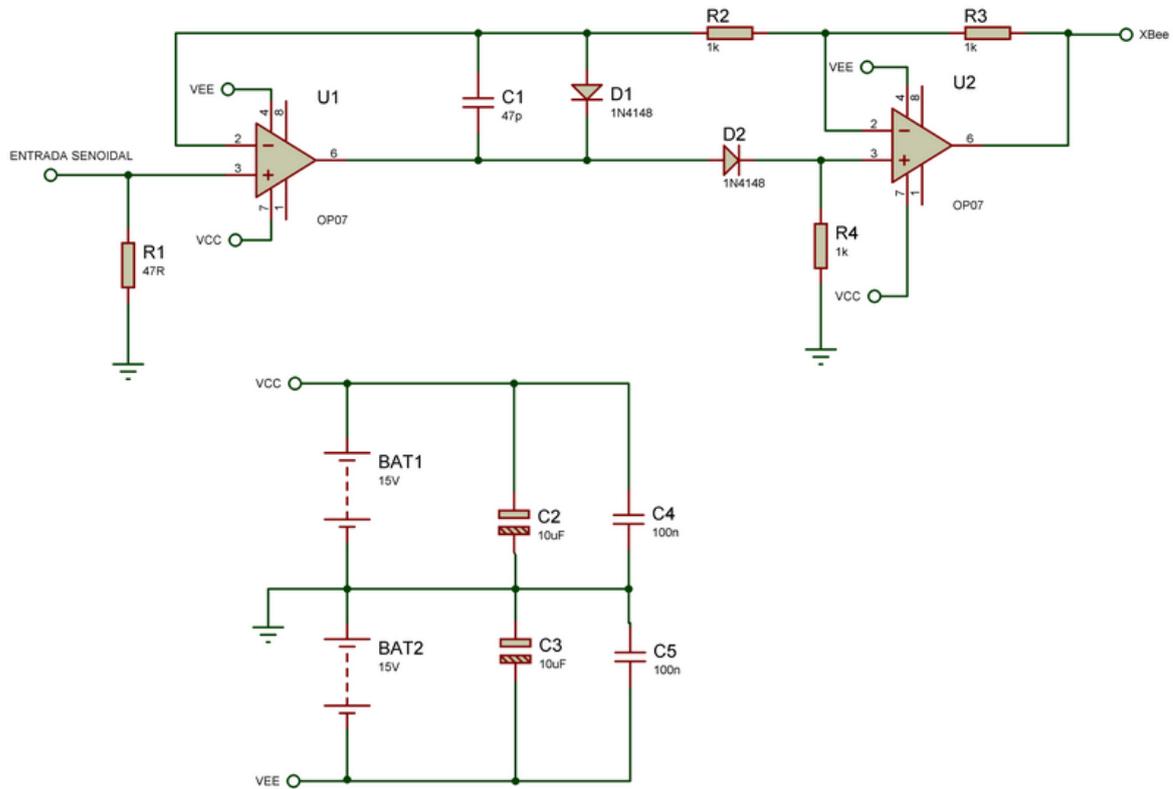
V_{in} : tensão elétrica medida pelo transdutor;

Portanto, considerando que o eixo x do acelerômetro apresente uma leitura de $1,5 \pm 0,1$ volts e a tensão de referência seja $+3,0 \pm 0,2$ volts, a tensão digital convertida pelo ADC através da Equação (28) seria 511,5. Com esta análise preliminar é possível avaliar a existência de erros no processo de aquisição de dados pelo sistema desenvolvido.

A segunda etapa de validação do protocolo de comunicação foi realizada através da excitação do sistema utilizando um sinal conhecido como sinal de entrada. Segundo (KOENIG *et al.*, 2008) esta validação pode ser realizada com a aplicação de um sinal senoidal de amplitude e frequência conhecida na entrada do dispositivo remoto e restaurando o sinal recebido pelo dispositivo coordenador. Utilizando o gerador de funções modelo BK-PRECISION modelo M4003A para gerar uma onda senoidal, o sinal gerado passou por um circuito retificador para adequar o sinal senoidal aos parâmetros de entrada do conversor ADC do módulo XBee. A

Figura 39 ilustra o circuito retificador de onda completa, utilizado para condicionar o sinal proveniente do gerador de funções.

Figura 39 – Esquema elétrico do circuito retificador de onda completa.



3.5 PROCEDIMENTOS DE REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS

Nesta seção, serão abordados os procedimentos adotados para a realização dos ensaios e em quais condições estes foram aplicados. O procedimento e protocolo de ensaios utilizado para a aquisição dos dados serão abordados neste capítulo também.

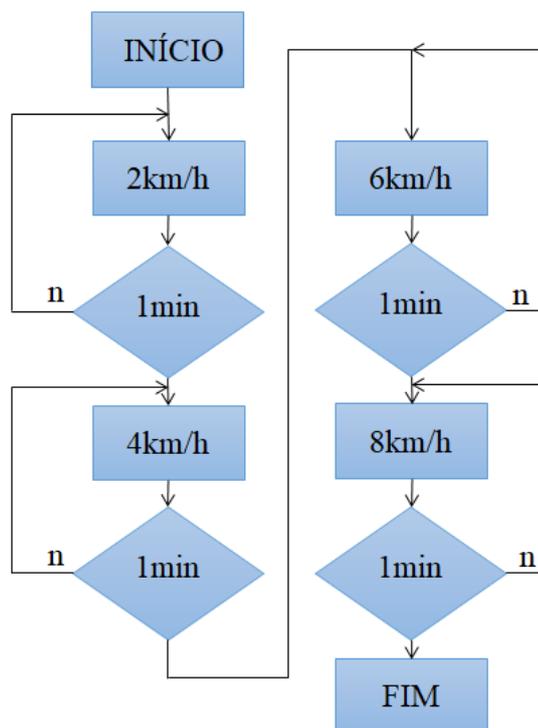
3.5.1 Protocolo de ensaios

Os dados de acelerometria foram coletados a partir de um grupo de quatro pessoas e todos os membros do grupo de amostras cumpriram o mesmo protocolo de ensaios, realizados no mesmo ambiente de forma que qualquer fator externo como clima e equipamentos utilizados possa ser desconsiderado.

O protocolo de ensaios realizado para cada indivíduo dividiu-se em três momentos: avaliação sem calçado, avaliação com o calçado “A” e avaliação com calçado o “B” e a partir desta definição, cada uma das avaliações foi executada seguindo o protocolo ilustrado na Figura

40. Em cada indivíduo foram fixados três dispositivos remotos: um no tornozelo, outro no joelho e o terceiro na cintura.

Figura 40 - Fluxograma do protocolo de ensaios realizado para cada condição avaliada.



A Figura 41, ilustra os dois calçados utilizados durante o protocolo de ensaios. Os calçados foram definidos de modo a atender o único pré-requisito estipulado: devem ser tamanho 41.

Figura 41 - Calçados utilizados durante os ensaios. (a) Calçado "A" - (b) Calçado "B".



(a)



(b)

3.5.2 Grupo de ensaios

O grupo selecionado para a coleta dos dados foi composto por quatro indivíduos com idade média de $23,7 \pm 0,85$ anos e as demais características do grupo podem ser observadas na Tabela 7. A escolha do grupo de ensaios foi realizada de modo a manter a maior homogeneidade possível entre as características físicas dos membros do grupo, com isto, alguns parâmetros como peso e altura não se caracterizariam como fator significativo durante a análise dos dados ou são considerados como fatores de menor influência nos ensaios realizados.

Tabela 7 - Características dos indivíduos que compõe o grupo de amostras.

Indivíduo	Altura (m)	Massa (kg)	Idade (anos)	Número do calçado
1	1,75	76,10	26	41
2	1,73	73,40	24	41
3	1,80	77,50	23	41
4	1,74	78,90	22	41
Média	$1,76 \pm 0,01$	$76,4 \pm 1,17$	$23,75 \pm 1,70$	

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo destina-se a analisar e discutir os aspectos relacionados ao desempenho do sistema desenvolvido a cerca dos dados obtidos e processados, bem como a caracterização da transmissibilidade e seu significado.

4.1 AUTONOMIA DO SISTEMA

A autonomia de dispositivos de comunicação sem fio é um parâmetro de grande relevância, pois, sistemas com elevada autonomia proporcionam uma quantidade maior de amostras sem a necessidade de intervenção externa. Para avaliar a autonomia do sistema desenvolvido, os três dispositivos foram acionados e posicionados a 45° de inclinação com o plano horizontal e iniciou-se a aquisição dos dados até que os módulos XBee parassem de responder. A autonomia do sistema foi de aproximadamente $6,5 \pm 0,6$ horas e foram coletadas 12.694 amostras sem que houvesse perda de dados. A Figura 42 apresenta a relação tensão elétrica x tempo até o momento em que não se obteve mais resposta dos dispositivos remotos, enquanto a Figura 43 ilustra o valor de tensão digital adquirido por um dispositivo remoto durante a execução do protocolo de testes para avaliar a autonomia do sistema de alimentação proposto

Figura 42 - Autonomia do circuito de alimentação do dispositivo remoto em funcionamento.

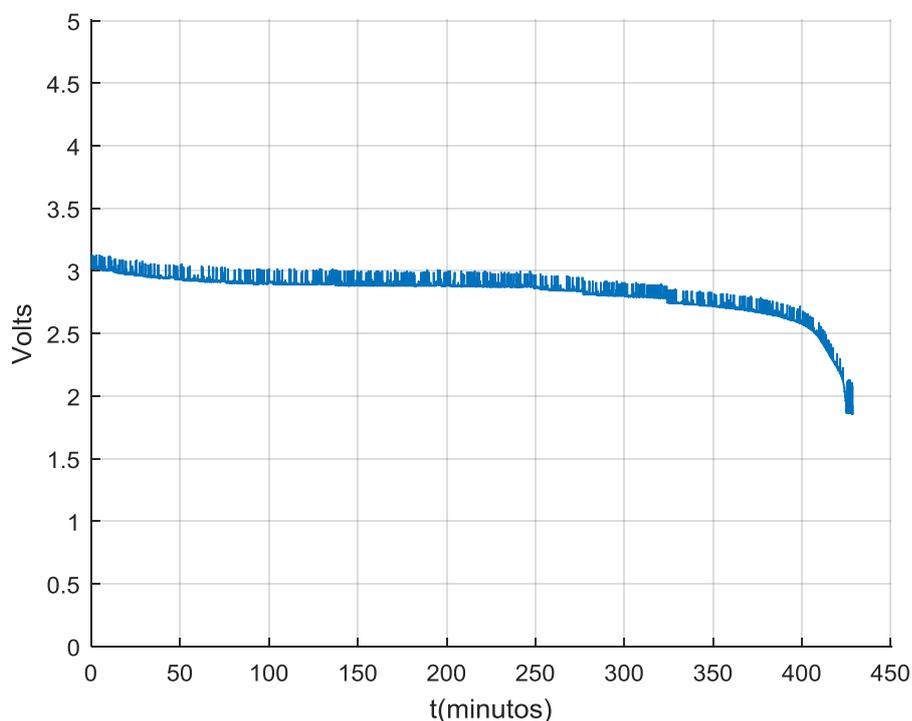
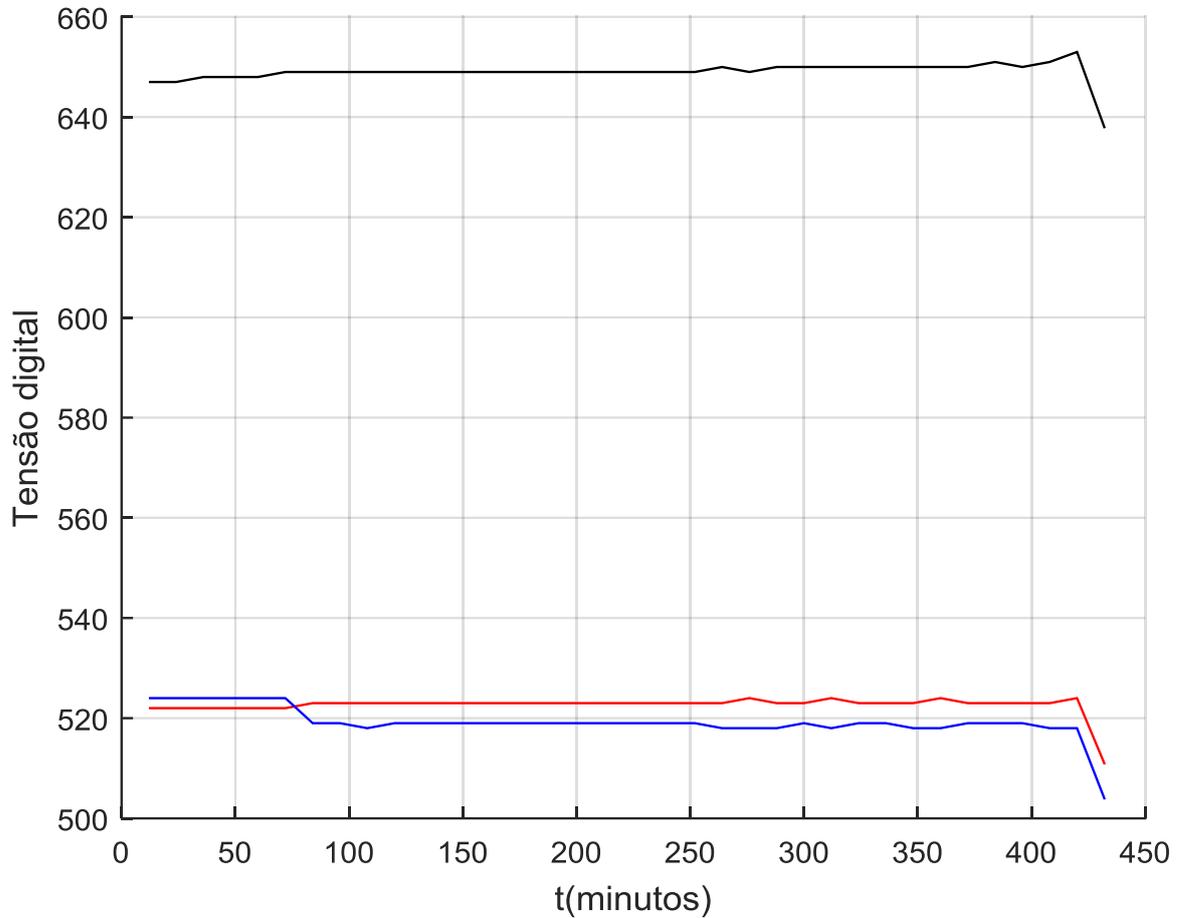


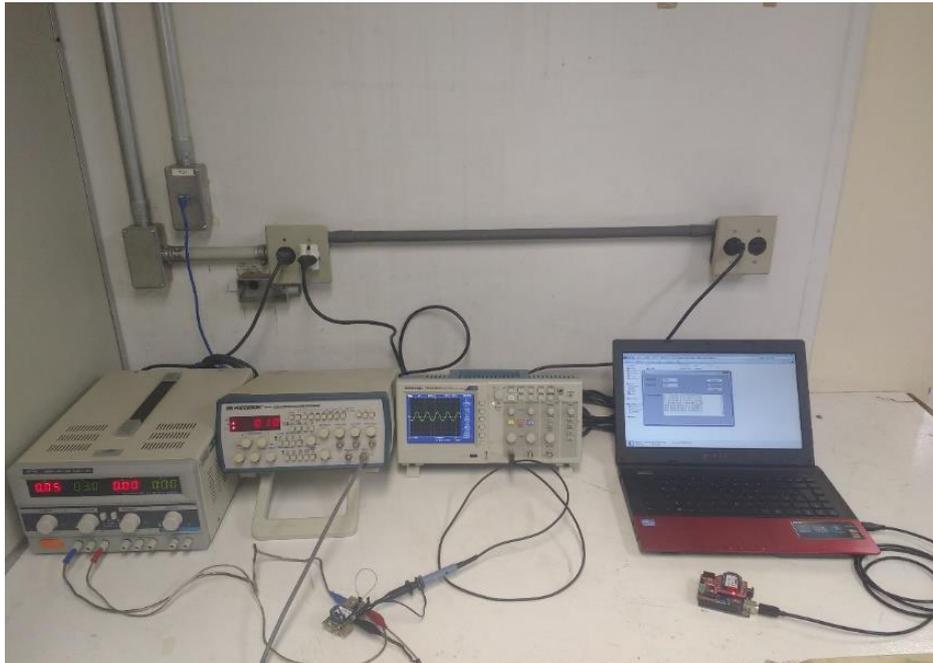
Figura 43 – Tensão digital adquirida pelo dispositivo remoto em função do tempo. Eixo x em vermelho, eixo y em azul e eixo z em preto.



4.2 PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO

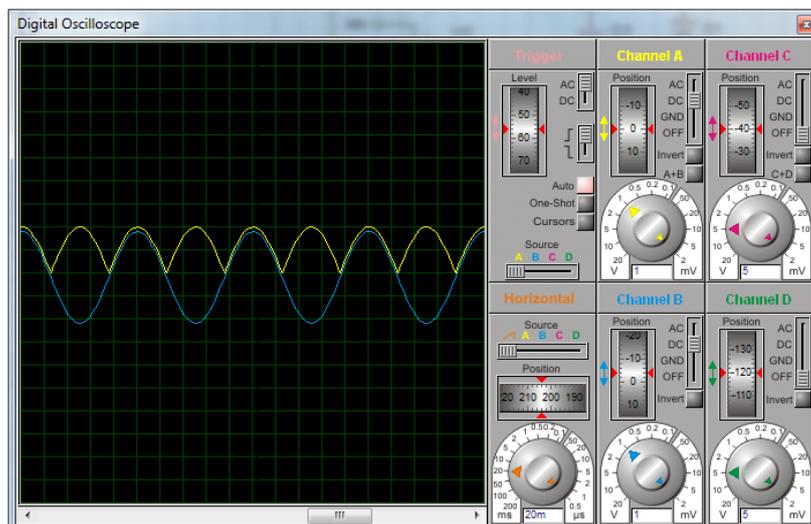
A avaliação do protocolo de comunicação consiste em analisar se os *frames* enviados pelos dispositivos remotos são recebidos corretamente pelo dispositivo coordenador de rede e se o *software* desenvolvido consegue processar de maneira adequada os *frames* recebidos via comunicação serial. Como sinal de entrada, foi utilizado um sinal senoidal de amplitude de $3,0 \pm 0,2V_{pp}$ com frequência de $20 \pm 0,5Hz$ de modo a utilizar toda a excursão de sinal do conversor analógico/digital sem que haja saturação do sinal. A estrutura utilizada para os testes com sinal conhecido é apresentada na Figura 44.

Figura 44 – Foto apresentando todo o aparato experimental utilizado para realizar o teste com sinal conhecido.



A Figura 45 apresenta o sinal de entrada gerado pelo gerador de funções e o sinal retificado sobreposto ao sinal original. Para validar se houve ou não perda de informação é realizada a Transformada de Fourier no sinal recebido e feita a análise no espectro de frequência obtido. Após estas duas análises, pode-se afirmar que não houve perda significativa de informações e o protocolo de comunicação apresenta o funcionamento adequado para a aplicação em questão.

Figura 45 – Representação do sinal de entrada e sinal retificado.



Os dados foram adquiridos através do software desenvolvido durante este trabalho e a análise após a aquisição e processamento do sinal aplicado na entrada do dispositivo final foi realizada utilizando o *software* MATLAB® V2015 através da FFT do sinal adquirido e feita a análise da magnitude do sinal no domínio frequência, esta análise é ilustrada na Figura 46.

Figura 46 - Espectro de magnitude do sinal de entrada.

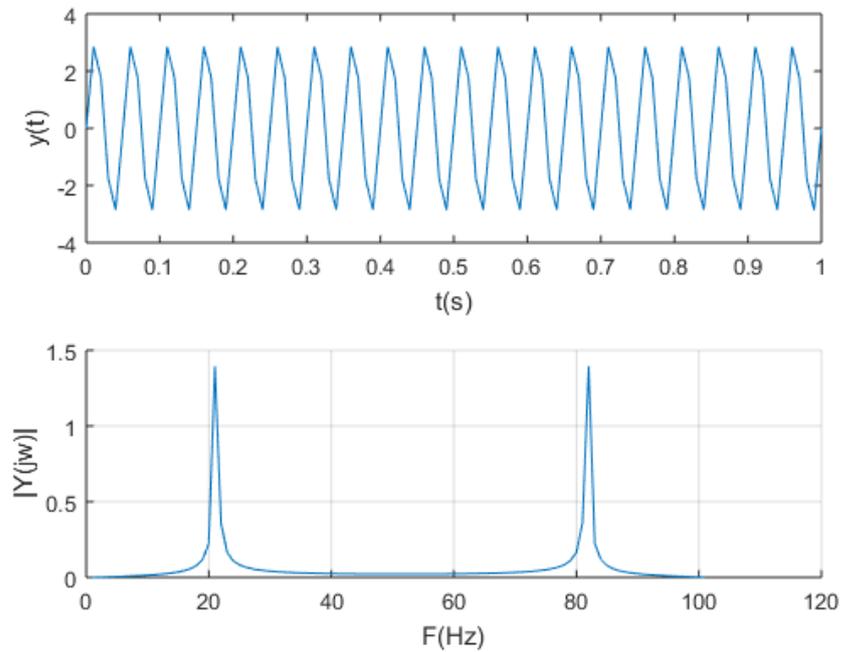
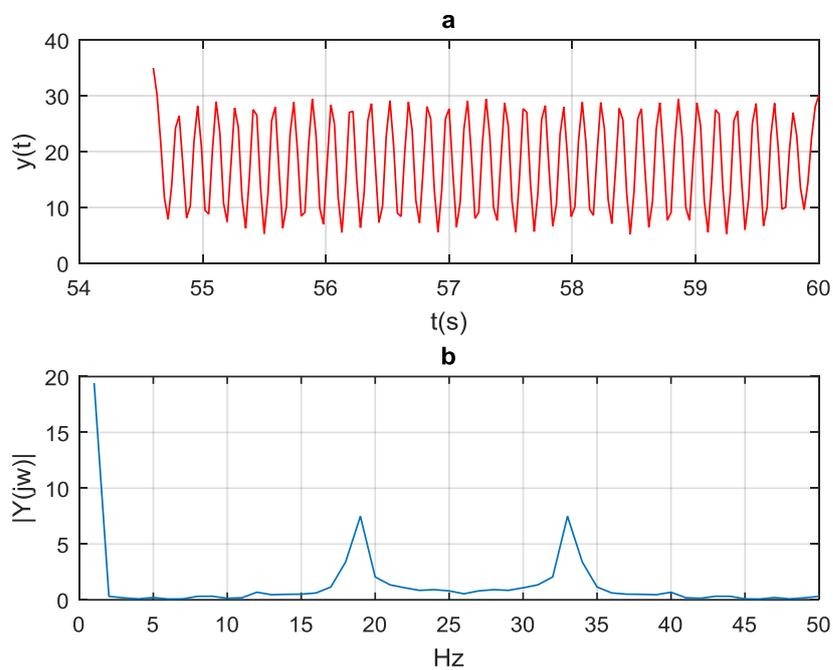


Figura 47 - Espectro de magnitude do sinal de saída.



Observa-se que houve um deslocamento no espectro de magnitude do sinal, deslocando a frequência fundamental de $20 \pm 0,2\text{Hz}$ para $19 \pm 0,5\text{Hz}$. Credita-se esta diferença ao processo de amostragem do conversor A/D e ao processo de reconstrução do sinal via *software* de aquisição.

4.3 AVALIAÇÃO DOS PARÂMETROS

Em cada coleta, foram obtidas em torno de 2700 amostras considerando as amostras obtidas pelos três dispositivos utilizados seguindo o protocolo de ensaios ilustrado na Figura 40. O sinal adquirido passou por um filtro passa baixas para a remoção de espúrios e ruídos que pudessem comprometer a avaliação espectral do sinal, a Figura 48 ilustra os diagramas de magnitude e fase do filtro de *Butterworth* passa baixas de sexta ordem utilizado para filtrar o sinal adquirido e a Figura 49 ilustra o sinal pré e pós filtragem.

Figura 48 - Resposta em frequência do filtro *Butterworth* passa baixas utilizado para filtrar os sinais adquiridos.

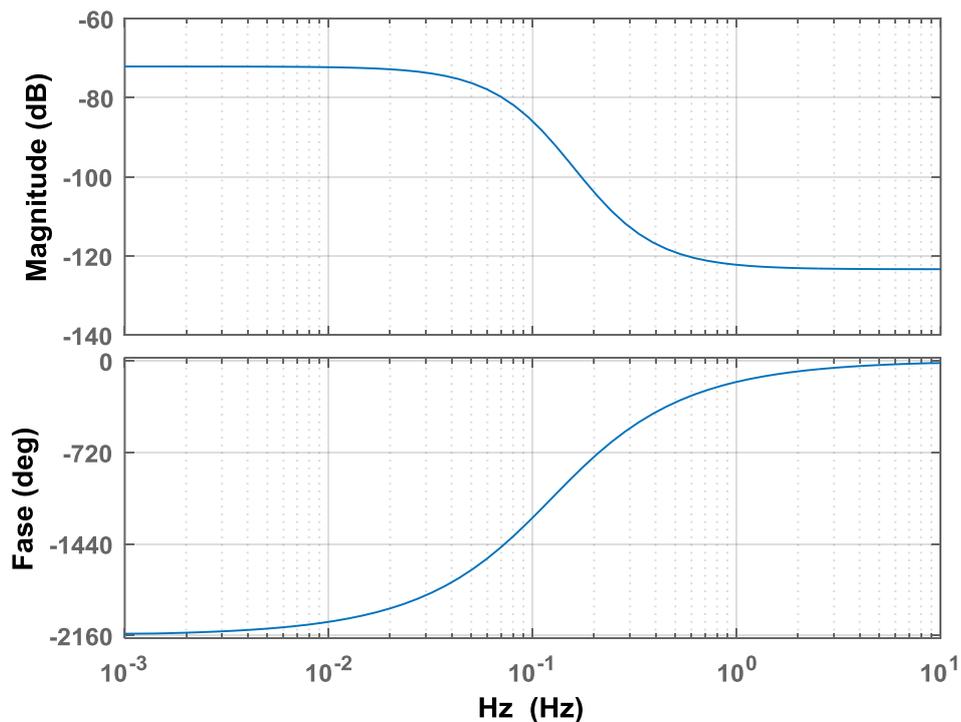
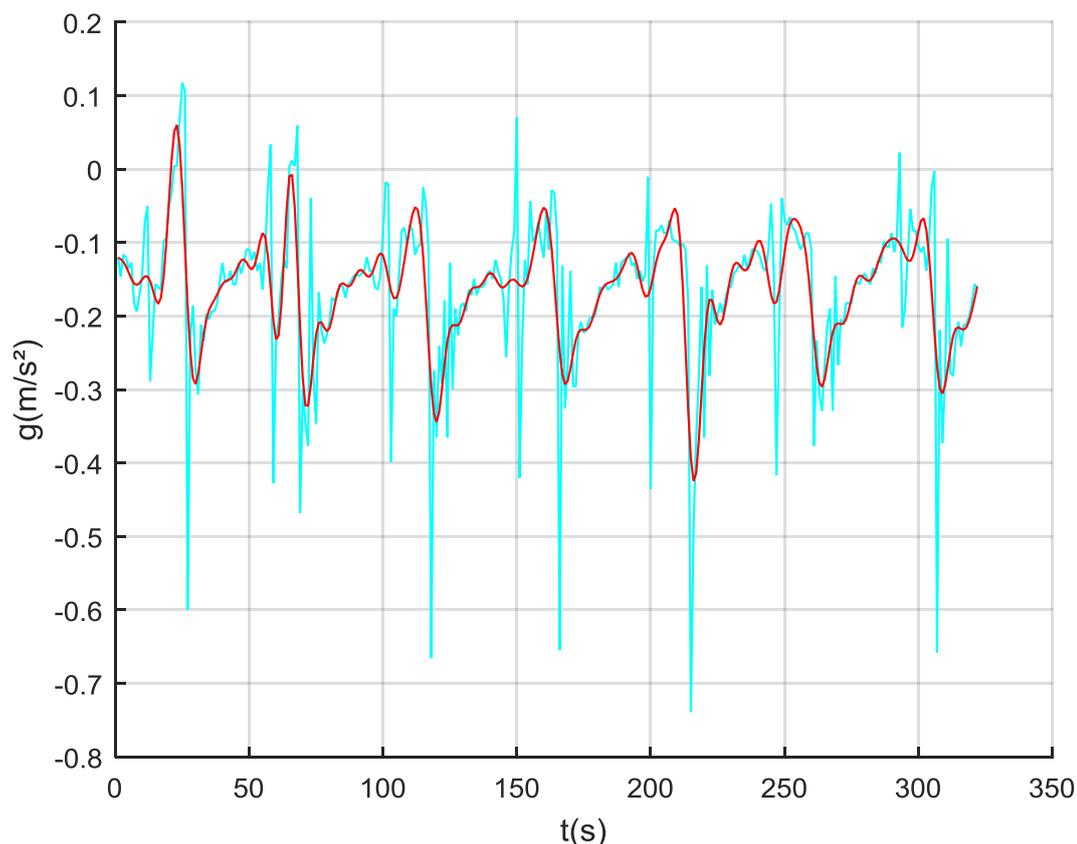


Figura 49 – Sinal adquirido antes da filtragem (azul) e após a filtragem (vermelho).



Após a filtragem do sinal, foram extraídos os picos de aceleração para o cálculo da energia armazenada durante o movimento. As Tabelas 8, 10 e 12 apresentam os picos de aceleração em cada eixo medido sob as três condições avaliadas: calçado A, calçado B e descalço. As Tabelas 9, 11 e 13 apresentam o cálculo do desvio padrão médio para cada calçado utilizado durante o protocolo de testes.

Tabela 8 – Média dos picos de aceleração em ‘g’ quando os indivíduos utilizando o calçado A.

Indivíduo	Média dos picos de aceleração (g) - Calçado A								
	Tornozelo			Joelho			Cintura		
	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
1	2,49	3,16	2,11	2,65	2,19	2,06	3,02	1,79	1,74
2	2,69	2,75	1,80	2,59	2,09	1,74	2,23	1,82	2,06
3	2,75	2,77	1,95	2,52	2,27	1,97	2,51	1,91	1,72
4	2,70	2,76	2,02	2,54	2,32	2,04	2,38	2,18	1,81

Tabela 9 – Desvio padrão dos picos de aceleração em ‘g’ considerando os diferentes cenários de teste com o calçado A.

Indivíduo	Desvio padrão dos picos de aceleração (g) - Calçado A								
	Tornozelo			Joelho			Cintura		
	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
1	0,49	0,70	0,06	0,64	0,21	0,22	0,38	0,79	0,29
2	0,17	0,36	0,09	0,29	0,55	0,16	0,30	0,24	0,07
3	0,29	0,52	0,19	0,61	0,25	0,20	0,34	0,30	0,15
4	0,24	0,51	0,10	0,54	0,26	0,22	0,33	0,28	0,18

Tabela 10 – Média dos picos de aceleração em ‘g’ quando os indivíduos estão utilizando o calçado B.

Indivíduo	Média dos picos de aceleração (g) - Calçado B								
	Tornozelo			Joelho			Cintura		
	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
1	2,62	2,81	2,09	2,57	2,34	2,04	3,08	1,85	1,73
2	2,77	2,77	1,89	2,63	2,26	1,80	2,47	1,87	1,98
3	2,77	2,81	2,02	2,61	2,29	2,01	2,55	1,94	1,78
4	2,70	2,74	2,05	2,59	2,28	2,02	2,42	2,21	1,84

Tabela 11 – Desvio padrão dos picos de aceleração em ‘g’ considerando os diferentes cenários de teste com o calçado B.

Indivíduo	Desvio padrão dos picos de aceleração (g) - Calçado B								
	Tornozelo			Joelho			Cintura		
	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
1	0,44	0,67	0,07	0,64	0,24	0,19	0,41	0,82	0,37
2	0,22	0,46	0,13	0,34	0,63	0,20	0,28	0,26	0,11
3	0,33	0,52	0,15	0,65	0,24	0,21	0,36	0,31	0,25
4	0,26	0,50	0,10	0,50	0,26	0,21	0,31	0,34	0,24

Tabela 12 – Média dos picos de aceleração em ‘g’ quando os indivíduos estão descalços.

Indivíduo	Média dos picos de aceleração (g) - Descalço								
	Tornozelo			Joelho			Cintura		
	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
1	2,69	2,79	2,13	2,70	2,10	2,09	2,95	1,88	1,81
2	2,81	2,80	1,95	2,36	2,08	1,89	2,31	1,79	1,94
3	2,86	2,85	2,08	2,66	2,35	2,04	2,59	1,99	1,85
4	2,70	2,79	2,07	2,63	2,32	2,03	2,51	2,22	1,94

Tabela 13 – Desvio padrão dos picos de aceleração em ‘g’ considerando os diferentes cenários de teste sem calçado.

Indivíduo	Desvio padrão dos picos de aceleração (g) - Descalço								
	Tornozelo			Joelho			Cintura		
	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
1	0,69	0,68	0,18	0,65	0,23	0,18	0,40	0,77	0,23
2	0,65	0,67	0,23	0,13	0,30	0,09	0,08	0,08	0,05
3	0,58	0,62	0,19	0,16	0,23	0,10	0,10	0,10	0,20
4	0,67	0,59	0,20	0,19	0,25	0,10	0,10	0,11	0,16

Analisando os resultados das Tabelas 8, 10, 12 e 14 pode-se observar que a amplitude do impacto aumenta conforme a velocidade de caminhada é incrementada e que este aumento de amplitude ocorre em maior escala na direção perpendicular à esteira, enquanto o pico de aceleração nas demais direções aumenta de maneira mais suave. Ainda observando os dados obtidos, é possível verificar em 75% das medidas realizadas que os picos de aceleração no calçado B são maiores quando comparados com os picos de aceleração obtidos no calçado A nas mesmas condições, isto indica uma menor capacidade de absorção de impactos pelo calçado B em relação ao calçado A.

Tabela 14 – Média dos picos de aceleração em ‘g’ considerando os diferentes cenários de teste.

Calçado	Velocidade [km/h]	Média dos picos de aceleração em 'g' em função da velocidade								
		Tornozelo			Joelho			Cintura		
		Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
A	2	2,26	1,68	1,84	2,22	1,98	1,96	2,20	2,16	1,99
	4	2,31	1,67	1,83	2,23	1,97	1,96	2,21	2,15	1,98
	6	2,37	1,66	1,81	2,23	1,96	1,96	2,21	2,18	1,99
	8	2,41	1,79	1,81	2,23	1,98	1,97	2,18	2,24	1,99
B	2	2,26	1,67	1,83	2,22	2,00	1,97	2,21	2,04	1,98
	4	2,31	1,68	1,83	2,22	1,99	1,96	2,20	2,17	1,97
	6	2,39	1,67	1,79	2,22	1,99	1,95	2,25	2,05	1,98
	8	2,41	1,78	1,80	2,22	2,02	1,95	2,21	2,13	1,98
Descalço	2	2,26	1,67	1,83	2,23	1,93	1,99	2,21	2,08	1,97
	4	2,30	1,69	1,83	2,23	1,94	1,98	2,20	2,16	1,98
	6	2,35	1,70	1,80	2,23	1,96	2,00	2,28	2,13	1,99
	8	2,44	1,79	1,81	2,25	1,97	1,97	2,24	2,11	1,97

4.4 AVALIAÇÃO ESPECTRAL DO SINAL ADQUIRIDO

Observou-se que a medida em que a vibração ia percorrendo o corpo humano, afastando-se do ponto de origem principal da vibração os picos de frequência ocorrem em frequências menores, porém com maior magnitude. Estes resultados estão em consonância com os resultados obtidos por (BRUXEL, 2010) durante a avaliação da energia média armazenada na tíbia, na coluna e na cabeça para um indivíduo caminhando a 5km/h.

A Figura 50 apresenta a DEP calculada em cada um destes pontos para um indivíduo caminhando a 8km/h. Em ambos os casos, a DEP foi calculada considerando todo o período de coleta de dados que foi 57 segundos, pois os períodos de aceleração e desaceleração da esteira foram descartados da análise. Pode-se observar que pela proximidade da fonte de impacto, há a predominância de frequências mais elevadas no tornozelo em relação à cintura em função da atenuação do impacto sofrido pelo corpo. A Figura 51 ilustra a DEP calculada na cintura para as velocidades de 2km/h e 8km/h avaliadas no mesmo indivíduo, observa-se que há uma variação na faixa de frequências predominantes e aumento na magnitude da energia associada em função do aumento da velocidade.

Figura 50 - DEP na cintura (a), no joelho (b) e no tornozelo (c) para um indivíduo caminhando a 8km/h.

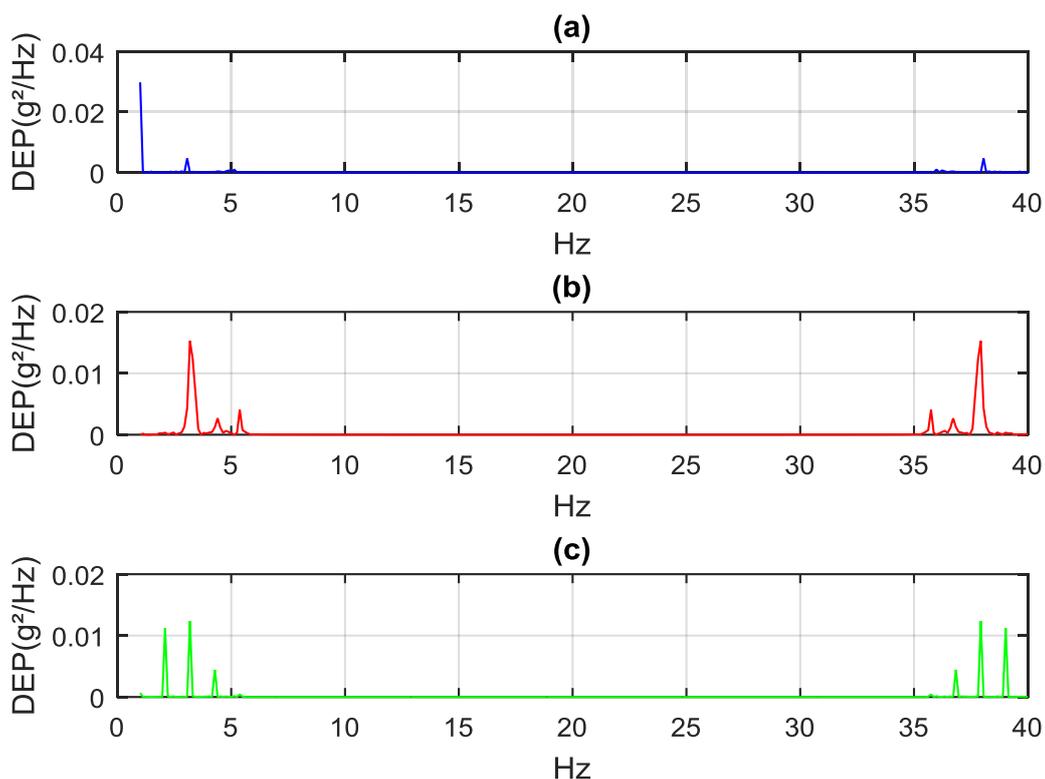
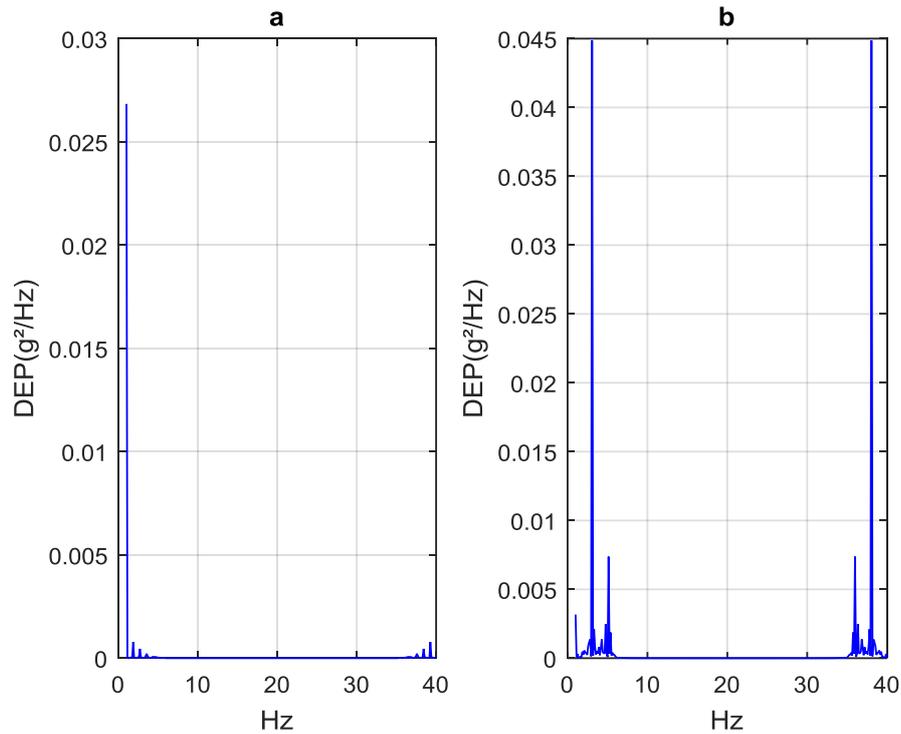
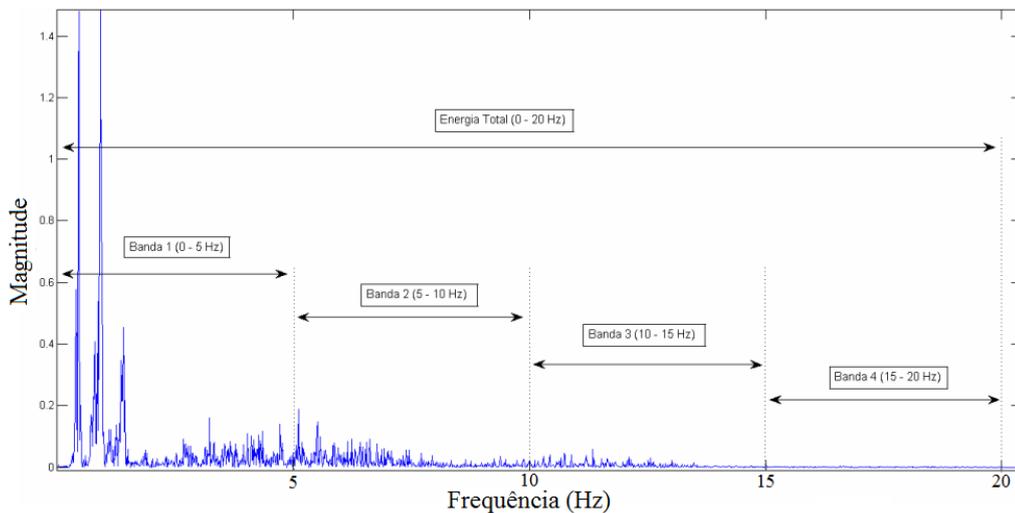


Figura 51 - DEP na cintura para um indivíduo caminhando a 2km/h (a) e a 8km/h (b).



A análise através do espectro de frequência ilustrado na Figura 50, mostrou dois picos entre 1Hz e 3 Hz na cintura e entre 3Hz e 5Hz no joelho e ainda três picos entre 1Hz e 5Hz no tornozelo. Estes resultados são semelhantes aos resultados obtidos por (ZYLBERBERG, 2012) durante a análise da transmissão de impactos em diferentes tipos de calçados militares. Estes resultados podem ser observados na Figura 52.

Figura 52 - DEP no calçado para um indivíduo caminhando.



FONTE: Adaptado de (ZYLBERBERG, 2012).

4.4 TRANSMISSIBILIDADE DE VIBRAÇÕES

A transmissibilidade foi obtida através da razão entre as DEP's médias entre os segmentos tornozelo-cintura e joelho-cintura para as diferentes faixas de velocidade amostradas. As Figuras 53 e 54 ilustram a transmissibilidade na direção vertical entre os segmentos joelho-cintura e tornozelo-cintura respectivamente, o ganho em dB positivo indica que houve amplificação do impacto sofrido sob determinada frequência e caso o ganho em dB seja negativo significa que houve uma redução do impacto em determinada frequência.

Figura 53 - Transmissibilidade joelho - cintura na direção vertical para 8km/h (em azul) e 2km/h (em vermelho).

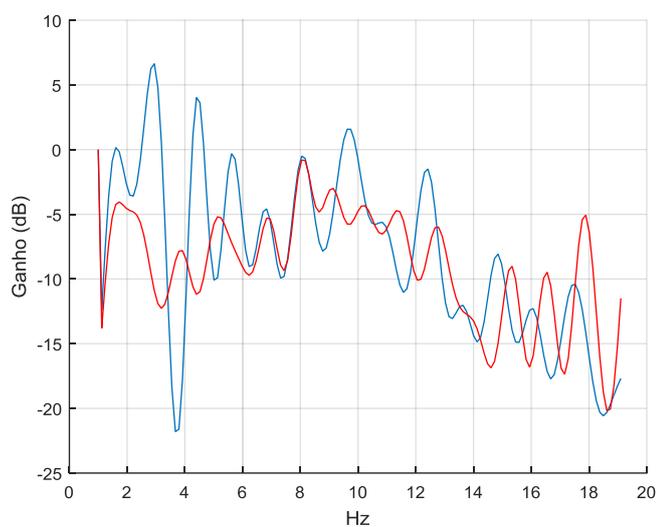
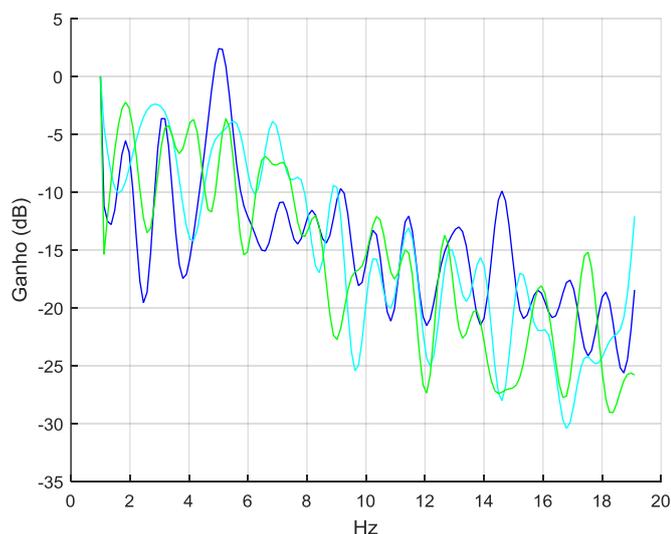


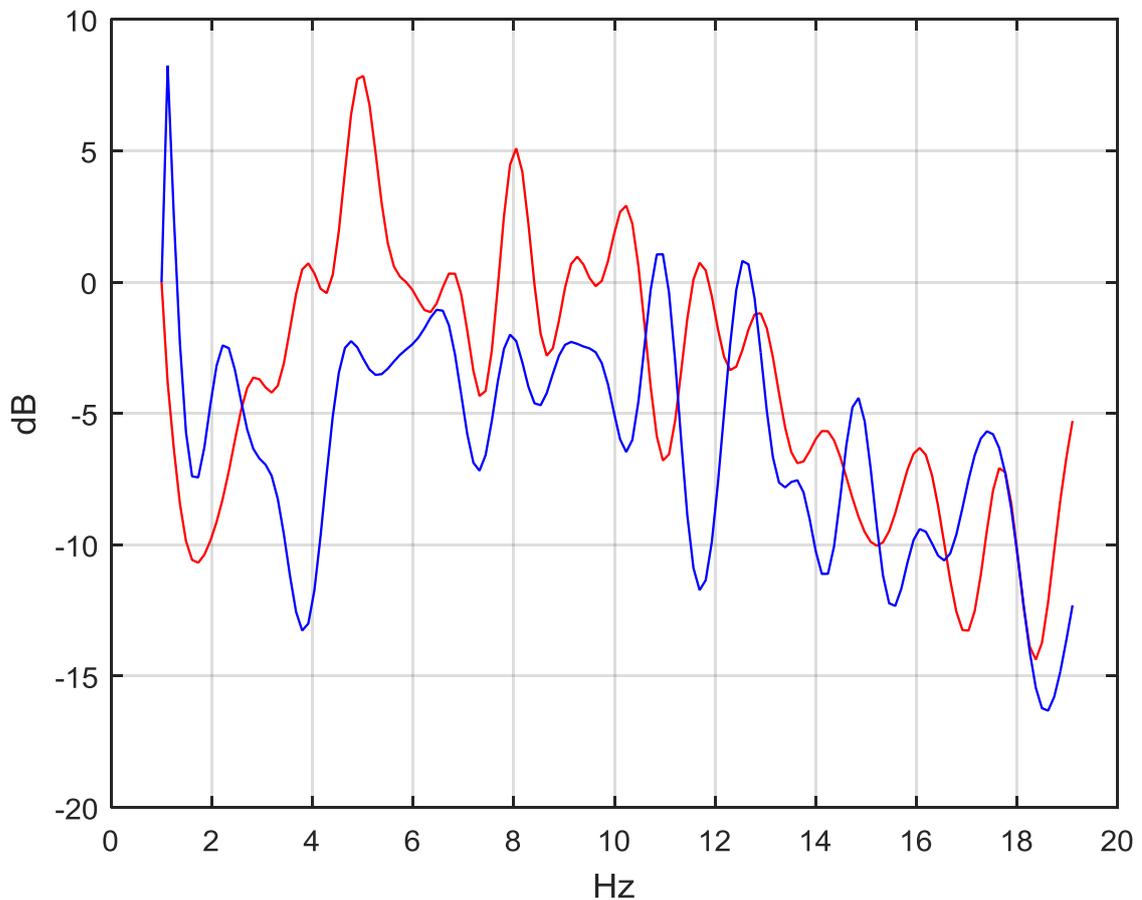
Figura 54 - Transmissibilidade tornozelo - cintura na direção vertical para 8km/h (em azul), 4km/h (em azul claro) e 2km/h (em verde).



Analisando as Figuras 53 e 54 pode-se observar que o corpo humano responde de maneiras diferentes para cada faixa de velocidade e para cada frequência, os resultados obtidos mostram que para frequências inferiores a 20Hz houve um ganho de amplitude da aceleração na cintura em relação ao joelho e também houve um aumento da transmissibilidade na direção vertical juntamente com a velocidade. Estes resultados, são semelhantes aos resultados obtidos por (KIISKI *et. al.*, 2008) em que o corpo humano apresentou um aumento nos picos de aceleração para frequências na ordem de 25Hz para os joelhos e de até 40Hz nos tornozelos.

A análise da Figuras 55, indica uma maior absorção dos impactos sofridos pelo corpo, em frequências superiores a 5Hz no segmento cintura-joelho não houve amplificação dos impactos sofridos pelos membros inferiores do corpo humano. No segmento tornozelo-cintura foram detectados dois picos em frequências próximas a 15Hz e 25Hz, também é possível observar uma menor influência da velocidade na transmissibilidade dos impactos.

Figura 55 - Transmissibilidade joelho - cintura na direção horizontal para 8km/h (em vermelho) e 4km/h (em azul).



Os resultados obtidos para a transmissibilidade neste trabalho são similares a resultados obtidos em outros trabalhos. Em trabalho publicado por (HAMILL *et al.*, 1995) foi obtida a função de transferência para diversas velocidades de marcha e verificou-se que em baixas velocidades os passos apresentavam maior atenuação em comparação a velocidades de marcha mais altas. A Figura 56 ilustra a transmissibilidade joelho-cintura calculada neste trabalho para as velocidades de 2km/h, 4km/h e 6km/h e a Figura 57 ilustra a transmissibilidade tíbia-cabeça obtida para diferentes velocidades de marcha.

Figura 56 – Transmissibilidade joelho-cintura para as velocidades de 6km/h (azul), 4km/h (azul claro) e 2km/h (verde).

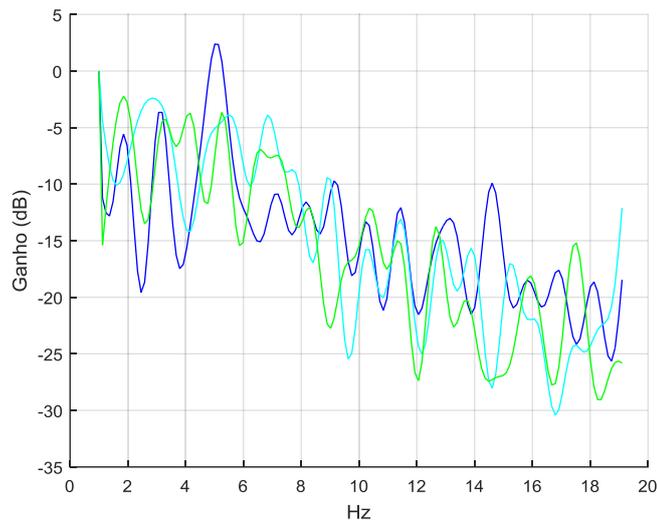
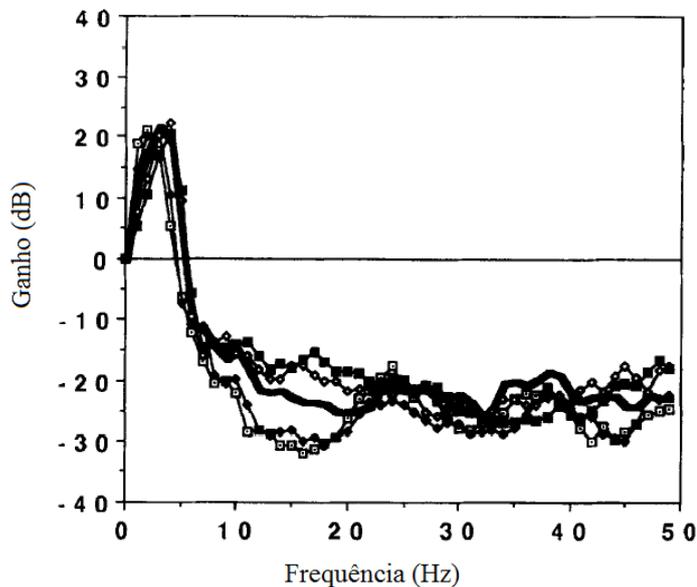


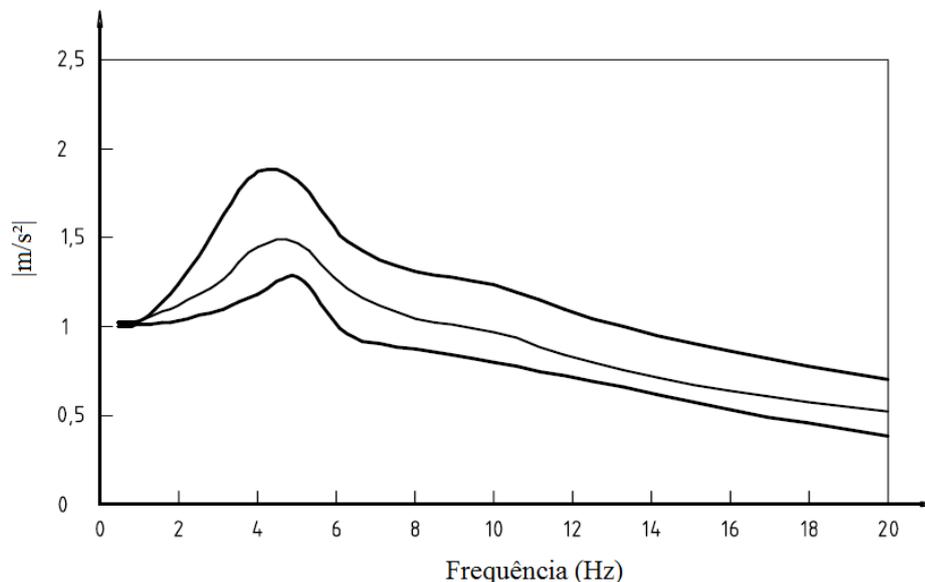
Figura 57 – Função de transferência tíbia-cabeça para diferentes velocidades de marcha.



Fonte: Adaptado de (HAMILL *et al.*, 1995).

Estes mesmos resultados obtidos, estão em consonância com as normas regulamentadoras para a análise de vibrações de corpo inteiro. A Figura 58 ilustra a resposta do corpo humano quando exposto a vibrações de corpo inteiro segundo a ISO 5982:2001.

Figura 58 – Transmissibilidade para vibrações de corpo inteiro segundo a ISO 5892:2001.



Fonte: Adaptado de (ISO 5892:2001).

4.5 AVALIAÇÃO DO EFEITO DO CALÇADO

Embora os dispositivos finais não tenham sido fixados nos calçados, segundo (WÜST, 2009) uma maneira eficaz de determinar o efeito do calçado é através da avaliação dos picos de aceleração medidos, embora o ideal seria acrescentar um acelerômetro ao calçado e analisar o segmento calçado-tornozelo para avaliar sua influência na transmissibilidade. Na Tabela 11 foram calculados os valores médios dos picos de aceleração em cada eixo para os diferentes cenários de teste e com base nestes dados, pode-se concluir que embora não haja grande diferença, o calçado A apresentou uma melhor absorção dos impactos em comparação ao calçado B.

Embora não seja possível determinar a transmissibilidade do calçado com o sistema utilizado, pode-se estimar sua função de transferência. De acordo com (BRUXEL, 2010) o calçado pode ser modelado como a razão entre duas acelerações: a aceleração medida quando o indivíduo está descalço e a aceleração medida com o calçado. Esta relação entre entrada e saída é dada pela função de transferência que representa o calçado utilizado, a Figura 60 ilustra este sistema.

Figura 59 – Função de transferência do calçado em função das acelerações medidas.



Fonte: Adaptado de (BRUXEL, 2010).

As Figuras 60 e 61 ilustram a resposta dos calçados A e B respectivamente, onde pode-se observar a relação entre a atenuação de impactos e a velocidade da caminhada.

Figura 60 – Função de transferência do calçado ‘A’ para 8km/h (em verde), 4km/h (em azul) e 2km/h (em vermelho).

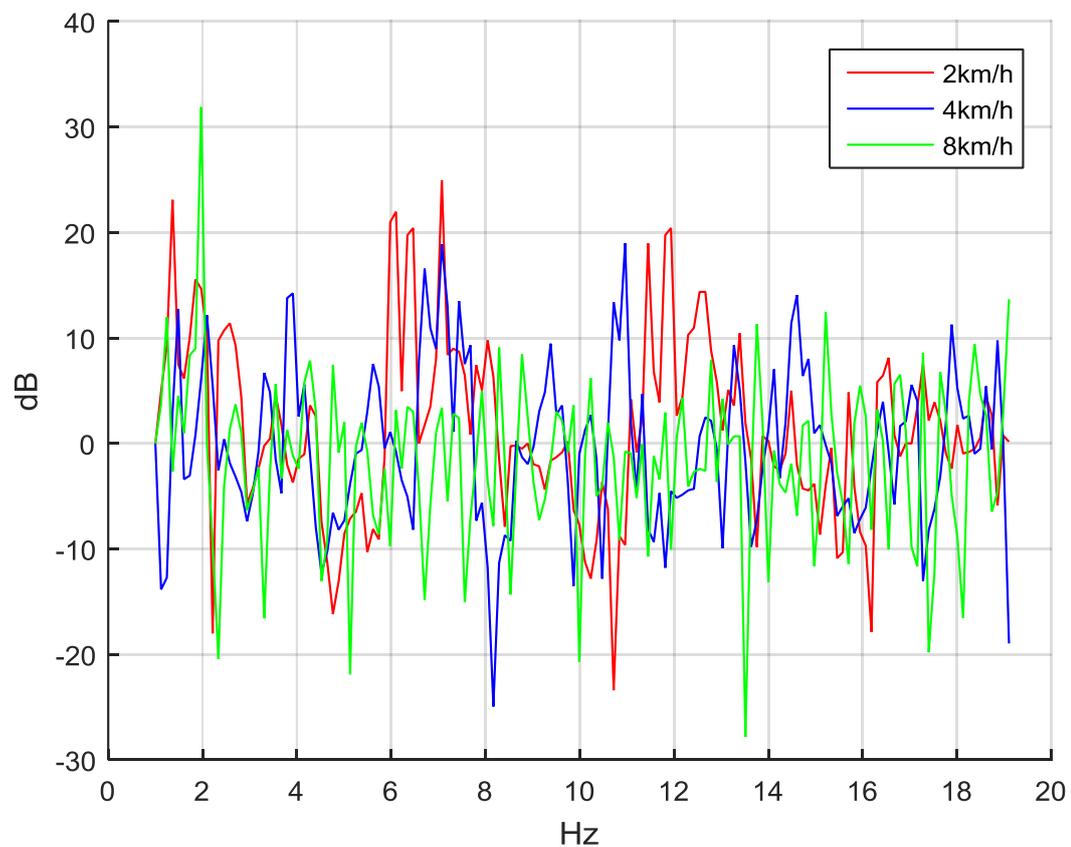
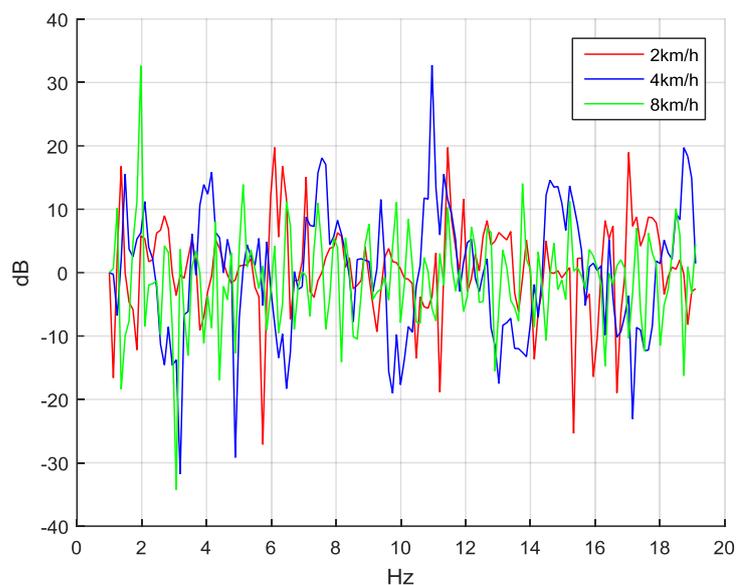
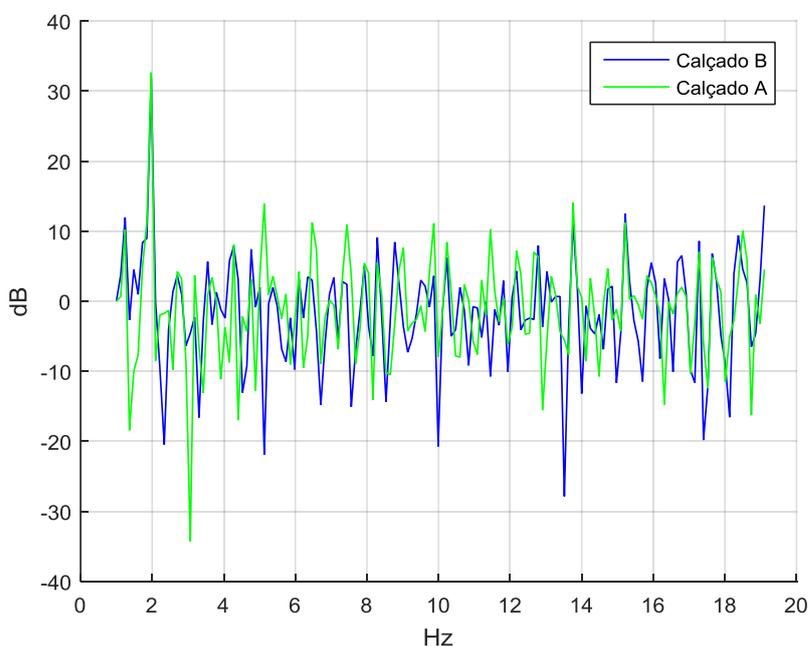


Figura 61 – Função de transferência do calçado ‘B’ para 8km/h (em verde), 4km/h (em azul) e 2km/h (em vermelho).



A Figura 62 ilustra a comparação direta entre os valores de aceleração adquiridos para os calçados A e B durante a caminhada com velocidade de 8km/h. É possível observar que o calçado A apresenta maiores amplitudes em praticamente todas as faixas de frequência quando comparado com o calçado B, este é o mesmo resultado já havia sido obtido através da análise dos picos de aceleração na Tabela 14.

Figura 62 – Comparação entre o calçado ‘A’ (em azul) e o calçado ‘B’ (em vermelho).



5. CONCLUSÕES

Durante este trabalho foram observados diversos aspectos relacionados a implementação de um sistema não invasivo e de baixo custo para a avaliação da transmissibilidade no corpo humano. Todas as etapas do trabalho como a escolha dos acelerômetros, dispositivos de comunicação sem fio, *software* e protocolo de comunicação foram acompanhadas de testes preliminares em módulos independentes até fosse possível o teste e validação do sistema completo.

Embora o grupo de indivíduos submetidos aos testes seja relativamente pequeno, a grande quantidade de variáveis possibilitou uma grande diversidade de dados à serem analisados. A análise dos dados adquiridos apresentou resultados satisfatórios quando comparados com resultados obtidos em outros trabalhos e atenderam ao propósito desejado considerando um sistema de baixo custo. O custo estimado foi de R\$300,00 para cada dispositivo remoto e de R\$260,00 para o dispositivo coordenador de rede.

Não foi possível comprovar a influência do calçado na transmissibilidade de impactos ao longo dos membros inferiores do corpo humano, em função do grupo de indivíduos ser relativamente pequeno os resultados obtidos foram inconclusivos quanto a influência do calçado utilizado. Este trabalho foi desenvolvido com o intuito de utilizar a acelerometria como uma ferramenta de análise que pudesse contribuir para o desenvolvimento científico na área da biomecânica através de um dispositivo portátil e não invasivo para o estudo do movimento humano. Este propósito foi concluído embora o sistema desenvolvido ainda possua margem para ser aprimorado.

6. SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

Durante este trabalho, os acelerômetros foram submetidos a calibração estática. Porém para atingir maior confiabilidade, os mesmos devem ser submetidos a calibração dinâmica através de plataformas vibratórias. Este procedimento de calibração aumentaria a robustez do sistema completo. O protocolo de comunicação bem como o software de aquisição de dados, podem ser aprimorados de modo que o sistema deixe de ser semi portátil e passe a operar de maneira totalmente autônoma com o armazenamento dos dados em um data logger ou na nuvem.

É aconselhável que seja escolhido um grupo de pelo menos 8 indivíduos com características variadas, desta forma além da influência dos calçados utilizados poderá ser avaliado como o biótipo humano interfere na transmissibilidade de impactos no corpo humano.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGIOVLASITIS, S. *et al.* **Metabolic Rate and Accelerometer Output during Walking in People with Down Syndrome.** *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43 (7): 1322-1327. 2011.
- ALBARBAR A; BADRI A; SINHA JK; STARR A. **Performance evaluation of MEMS accelerometers.** *Journal of Measurement*, 42, (5):790-795. 2009.
- AMADIO AC; DUARTE M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento.** São Paulo, EEFUSP, 1996.
- ANFLOR, Carla Tatiana Mota. **Estudo da transmissibilidade da vibração no corpo humano na direção vertical e desenvolvimento de um modelo biodinâmico de quatro graus de liberdade.** 2003. 121 fl. Dissertação. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Engenharia. Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica, Porto Alegre, 2003.
- AVELAR, N. C. P. *et al.* **Influence of the knee flexion on muscle activation and transmissibility during whole body vibration.** *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 23, p. 844-850. 2013.
- BADRI, Abdellatif E. O. **Performance Improvement of MEMS: Accelerometers in Vibration Based Diagnosis.** 2011. 173 fl. Tese. The University of Manchester. School of Mechanical, Aerospace and Civil Engineering. Manchester, 2011.
- BAILEY *et al.*, **Using an accelerometer and step-up-and-over to evaluate the knee function of patients with anterior cruciate ligament reconstruction.** *Clinical Biomechanics* vol. 39, p. 32-37. 2016.
- BALBINOT, Alexandre. **Caracterização dos níveis de vibração em motoristas de ônibus: um enfoque no conforto e na saúde.** Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre. 2001.
- BALBINOT, Alexandre; BRUSAMARELLO, Valner João. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas.** 2ed. Rio de Janeiro: LTC, 2011.
- BALBINOT, Alexandre; MORO, Leonardo. **Evaluation of the Pressure in the Sacrum of a Person on an Automobile Seat Exposed to a Sinusoidal Vibration with ZigBee Network.** *Sensors & Transducers*, 118, 46-58. 2010.
- BAO, Minhang. **Micro Mechanical Transducers: Pressure Transducers, Accelerometers and Gyroscopes.** Amsterdam: ELSEVIER, 2004.

- BAO, Minhang. **Analysis and Design Principle of MEMS Devices**. Amsterdam: ELSEVIER, 2005.
- BECKER, Tiago. **Desenvolvimento de uma mesa vibratória para estudos sobre vibração no corpo humano, medições em um grupo de motoristas e ajuste de um modelo biodinâmico**. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre. 2006.
- BEIER, Marcos Hamann. **O método da vorticidade em partículas para estimar coeficientes aerodinâmicos: Uma validação com três pontes brasileiras**. 2007. 155 fl. Dissertação. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Engenharia. Programa de Pós Graduação em Engenharia Civil, Porto Alegre, 2007.
- BRASIL. Portaria 1339 de 18 de novembro de 1999. **Biblioteca Virtual da Saúde do Ministério da Saúde**. Disponível em: <http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/1999/prt1339_18_11_1999.html>. Acesso em 21 de Abril 2017.
- BRITISH STANDARDS INSTITUTION. **BS 6055:1981**: Methods for measurement of whole-body vibration of the operators of agricultural wheeled tractors and machinery. Londres, 1981.
- BRITISH STANDARDS INSTITUTION. **BS 6841:1987**: Guide to measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock. Londres, 1987.
- BROCH, J. T. **Mechanical Vibration and Shock Measurements**. 2ed. Naerum: Brüel & Kjaer, 1984.
- BRUXEL, Yuri. **Sistema para análise de impacto na marcha humana**. 2010. 86 fl. Trabalho de Conclusão. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Engenharia. Curso de Engenharia Elétrica, Porto Alegre, 2010.
- CAVANAGH PR; LAFORTUNE MA. **Ground reaction forces in distance running**. **Journal of Biomechanics**, 13, 397-406. 1980. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(2), 459–466. 2005.
- CHEN, HUA YEOW; YI HAO, NG; SIN LEE, P.; GOH, J. **Tibial Cartilage Damage and Deformation at Peak Displacement Compression During Simulated Landing Impact**. *The American Journal of Sports Medicine*. Illinois, v. 38, p 816-817, Jan. 2010. Disponível em: <<http://ajs.sagepub.com/content/38/4/816> >. Acesso em: 10 junho 2016.

- CLARK, R. A. *et al.* **Tibial acceleration variability during consecutive gait cycles in influenced by the menstrual cycle.** *Clinical Biomechanics*, 25: 557-562. 2010.
- CREABY, M. W.; SMITH, M. M. F. **Retraining running gait to reduce tibial loads with clinican or accelerometry guided feedback.** *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19, 288-292. 2016.
- DELLAGOSTIN, Jeremias Gelsomino. **Rede de acelerômetros para tecnologia assistiva.** 2011. 77 fl. Trabalho de Conclusão. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Engenharia. Curso de Engenharia Elétrica, Porto Alegre, 2011.
- DEMIC, Miroslav; LUKIC, Jovanka. **Investigation of the transmission of fore and aft vibration though the human body.** Amsterdam: Elsevier. 2008.
- DERRICK, Timothy R.; MERCER, John. **Ground/Foot Impacts: Measurement, Attenuation, and Consequences.** *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Iowa, p. 830-831, Dec. 2003.
- DERRICK, Timothy R. **The Effects of Knee Contact Angle on Impact Forces and Accelerations.** *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Iowa, p. 832-837, Nov. 2003.
- DOS SANTOS, *et al.* **Relação entre alterações posturais, prevalência de lesões e magnitudes de impactos nos membros inferiores em atletas de handebol.** *Fitness Performance Journal* 6(6), 388-393, 2007.
- FALAUDI, Robert. **Building Wireless Sensor Networks.** 1ed, Sebastopol: O'Reilly, 2011.
- FARAHANI, Shahin. **Zigbee Wireless Networks and Transceivers.** Burlington: Newnes, 2008.
- FIGUEIREDO, L. J. *et al.* **Aplicações de Acelerômetros.** 2007. 12 fl. Instrumentação e Aquisição de Sinais. Lisboa, p. 1-12, Dez. 2007.
- FRISENBICHLER, B. *et al.* **Vibration transmission to lower extremity soft tissues during whole-body vibration.** *Journal of Biomechanics*, 47: 2858-2862. 2014.
- GRIFFIN, M. J. **Handbook of Human Vibration.** 1ed. UK, Academic Press.
- HALL, Susan J. **Biomecânica Básica 3ed.** El Paso, Estados Unidos. The University of Texas at El Paso, 2000.
- HAMILL, J. *et al.* **Shock attenuation and stride frequency during running.** *Human Moviment Science*, 14: 45-60. 1995.
- HEGDE, N. *et al.* **A comparative review of footwear-based wearable systems.** *Journal Electronics*, Tuscaloosa, 5(3). 2016

- HINZ, B. *et al.* **Seat-to-Head Transfer Function of Seated Men-Determination with Single and Three Axis Excitations at Different Magnitudes.** *Industrial Health*, 48: 565-583. 2010.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 18738:2003:** *Measurement of ride quality – Part 1: Lifts.* Geneva, 2003.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 2361-1:1997:** *Mechanical Vibration and Shock – Evaluation of human exposure to whole body vibration. Part 1: General requirements.* Geneva, 1997.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 5349-1:2001:** *Mechanical Vibration – Measurement and evaluation of human exposure to hand transmitted vibration. Part 1: General requirements.* Geneva, 2001.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 5805:1997:** *Mechanical Vibration and Shock – Human exposure - Vocabulary.* Geneva, 1997.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 5982:2001:** *Mechanical Vibration and Shock – Range of idealized values to characterize under vertical vibration.* Geneva, 2001.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 7962:1987:** *Mechanical Vibration and Shock – Mechanical transmissibility of the human body in the z direction.* Geneva, 1987.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 8041:2005:** *Human response to vibration – Measuring instrumentation.* Geneva, 2005.
- IORIO, R. *et al.* **Clinical and radiographic outcomes of an accelerometer-based system for the tibial resection in total knee arthroplasty.** *International Orthopedics (SICOT)* (39): 461-466. 2014.
- KAVANAGH, JJ; MENZ, HB. **Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking.** *Gait & Posture*. 28: 1–15. 2008.
- KEMPE, Volker. **Inertial MEMS: Principles and Practice.** Nova Iorque: Cambridge University Press, 2011.
- KIISKI, J. *et al.* **Transmission of Vertical Whole Body Vibration to the Human Body.** *Journal of Bone and Mineral Research*. 23(8): 1318-1325. 2008.
- KILIKVICIUS, A. *et al.* **Application of accelerometry in the research of human body balance.** *Journal of Vibroengineering*, 14: 1892-1897. 2012.
- KOENIG, D. *et al.* **Wireless Network for Measurement of Whole-Body Vibration.** *Sensors*, 8, 3067-3081. 2008.

- KUMAR, V.; SARAN, V.H. **Seat to Head Transmissibility and Reading Discomfort of the Seated Subjects Exposed to Whole Body Vibration.** International Journal of Acoustics and Vibration. 21(1): 67-74. 2014.
- LAFORTUNE MA. **Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running.** Journal of Biomechanics, 24(10): 877-886. 1991.
- LAFORTUNE MA; HENNIG EM. **Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements.** Clinical Biomechanics, 7: 181-184. 1992.
- LAFORTUNE MA; HENNIG EM; VALIANT GA. **Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers.** Journal of Biomechanics, 28 (8): 989-993. 1995.
- LANZA, Alexandre Costa. **Reciclagem do Titanato-Zirconato de Chumbo (PZT) pelo Método Coprecipitado.** 2013. 66 fl. Dissertação. Universidade Federal de Itajubá. Programa de Pós Graduação em Materiais para Engenharia. Itajubá, 2013.
- LÓPEZ, S.M.R. *et al.*. **Adaptive control for an active suspension of an elevator.** ABCM Symposium Series in Mechatronics, 4: p. 62-71, 2010.
- MATHIE, M.J. *et al.*. **Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement.** Physiological Measurement, 25: p. R1-R20, 2004.
- MERCER, J. A. *et al.*. **Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities.** European Journal of Applied Physiology. 87: 403-408. 2002.
- MEUSCH, John; RAHMATALLA, Salam. **Whole-body transmissibility in supine humans: Effects of board litter and neck collar.** Applied Ergonomics 45: 677- 685. 2014.
- NATIONAL INSTRUMENTS. **Vibration Signals and Transducers (Sound and Vibration Measurement Suite).** Disponível em: <http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/372416A-01/svtconcepts/vbr_sig/>. Acesso em 15 julho 2016.
- NETO, A. S. *et al.*. **Correlation between physical activity measured by accelerometry and BMI in adolescents.** Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance, 15(2): 174-183. 2013
- PIUCO, T. *et al.*. **Magnitude dos Impactos Durante as Aterrissagens no Basquete Associado com Lesões nos membros inferiores.** Universidade Federal de Santa Catarina, 2007.
- POTTHAST, W. *et al.*. **The influences of Impact Interface, Muscle Activity, and Knee Angle on Impact Forces and Tibial and Femoral Accelerations Occuring After External Impacts.** Journal of Applied Biomechanics, 26: 1-9. 2010.

- SALMONI, A. *et al.* **Exposure to whole-body vibration and seat transmissibility in a large sample of earth scrapers.** *Work – IOS Press*, 35: 63-75. 2009.
- SARTORATO, R. **Análise Mecânica e Metabólica da Transição entre a Caminhada e a Corrida.** Tese para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2008.
- SERRIDGE, Mark; LICHT Torben R. **Piezoelectric Accelerometer and Vibration Preamplifier Handbook.** Naerum: Bruel & Kjaer, 1987.
- TEE *et al.* **Triaxial Accelerometer Static Calibration.** Proceedings of the World Congress on Engineering, 3. London: UK, 2011.
- VIVES, A. A. **Piezoelectric Transducers and Applications Piezoelectric.** 2ed. Valencia, Espanha: Universidad Politécnica de Valencia, 2008.
- YAM, P. S. *et al.* **Validity, practical utility and reliability of Actigraph accelerometry for the measurement of habitual physical activity in dogs.** *Journal of Animal Practice*, 52: 86-92. 2010
- YANG, C. C.; HSU, Y. L. **A review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring.** *Sensors*, 10, 77772-7788. 2010.
- WEE, H.; VOLOSHIN, A. **Transmission of Vertical Vibration to the Human Foot and Ankle.** *Annals of Biomedical Engineering*, 41(6), 1172-1180, 2013.
- WINTER, David A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** 2 ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1990.
- WOSK J; VOLOSHIN AS. **Low Back Pain: Conservative Treatment with Artificial Shock Absorbers.** *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66(3), 145-148, 1985.
- WÜST E. **Influência do calçado na aceleração tibial.** Dissertação de Mestrado em Ciências do Movimento Humano - Universidade do Estado de Santa Catarina. 2009.
- ZYLBERBERG, Marcel P. **Análise da transmissão de impacto de diferentes calçados militares.** 2012. 81 fl. Dissertação. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia Industrial. Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Rio de Janeiro, 2012.

ANEXOS

A1. ROTINA DE ANÁLISE VIA MATLAB

```

clc
clear all;
indice=0;

N=1024;      %Cria vetor de 1024 posições
FS=40;      %Frequência de amostragem do sinal (definido via software)
FC = 19;    %Frequência de corte do filtro IIR
ordem = 6;  %Ordem do filtro IIR

[num,den] = butter(ordem,FC/FS/2);

XcalibraTornozelo = 3*609/818.4;
YcalibraTornozelo = 3*503/818.4;
ZcalibraTornozelo = 3*529/818.4;

XcalibraJoelho = 3*605.5/818.4;
YcalibraJoelho = 3*537.5/818.4;
ZcalibraJoelho = 3*539/818.4;

XcalibraCintura = 3*602/818.4;
YcalibraCintura = 3*554/818.4;
ZcalibraCintura = 3*534/818.4;

escala=[XcalibraTornozelo;YcalibraTornozelo;ZcalibraTornozelo;XcalibraJoelho;YcalibraJoelho;Zc
alibraJoelho;XcalibraCintura;YcalibraCintura;ZcalibraCintura];

Fator_Escala = 0.00366;

Rodrigo_2km_A(:,1) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','A4:A325'))-
XcalibraCintura];
Rodrigo_2km_A(:,2) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','B4:B325'))-
YcalibraCintura];
Rodrigo_2km_A(:,3) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','C4:C325'))-
ZcalibraCintura];
Rodrigo_2km_A(:,4) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','D4:D325'))-
XcalibraJoelho];
Rodrigo_2km_A(:,5) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','E4:E325'))-
YcalibraJoelho];
Rodrigo_2km_A(:,6) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','F4:F325'))-
ZcalibraJoelho];
Rodrigo_2km_A(:,7) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','G4:G325'))-
XcalibraTornozelo];
Rodrigo_2km_A(:,8) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','H4:H325'))-
YcalibraTornozelo];
Rodrigo_2km_A(:,9) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','I4:I325'))-
ZcalibraTornozelo];

Rodrigo_2km_B(:,1) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','A4:A325'))-
XcalibraCintura];
Rodrigo_2km_B(:,2) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','B4:B325'))-
YcalibraCintura];
Rodrigo_2km_B(:,3) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','C4:C325'))-
ZcalibraCintura];
Rodrigo_2km_B(:,4) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','D4:D325'))-
XcalibraJoelho];

```

```
Rodrigo_2km_B(:,5) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','E4:E325'))-
YcalibraJoelho];
Rodrigo_2km_B(:,6) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','F4:F325'))-
ZcalibraJoelho];
Rodrigo_2km_B(:,7) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','G4:G325'))-
XcalibraTornozelo];
Rodrigo_2km_B(:,8) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','H4:H325'))-
YcalibraTornozelo];
Rodrigo_2km_B(:,9) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado B - Rodrigo Filtrado','I4:I325'))-
ZcalibraTornozelo];
```

```
Rodrigo_2km_D(:,1) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','A4:A325'))-
XcalibraCintura];
Rodrigo_2km_D(:,2) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','B4:B325'))-
YcalibraCintura];
Rodrigo_2km_D(:,3) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','C4:C325'))-
ZcalibraCintura];
Rodrigo_2km_D(:,4) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','D4:D325'))-
XcalibraJoelho];
Rodrigo_2km_D(:,5) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','E4:E325'))-
YcalibraJoelho];
Rodrigo_2km_D(:,6) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','F4:F325'))-
ZcalibraJoelho];
Rodrigo_2km_D(:,7) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','G4:G325'))-
XcalibraTornozelo];
Rodrigo_2km_D(:,8) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','H4:H325'))-
YcalibraTornozelo];
Rodrigo_2km_D(:,9) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Descalço - Rodrigo Filtrado','I4:I325'))-
ZcalibraTornozelo];
```

```
%-----
-----
```

```
Rodrigo_4km_A(:,1) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','K4:K325'))-
XcalibraCintura];
Rodrigo_4km_A(:,2) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','L4:L325'))-
YcalibraCintura];
Rodrigo_4km_A(:,3) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','M4:M325'))-
ZcalibraCintura];
Rodrigo_4km_A(:,4) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','N4:N325'))-
XcalibraJoelho];
Rodrigo_4km_A(:,5) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','O4:O325'))-
YcalibraJoelho];
Rodrigo_4km_A(:,6) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','P4:P325'))-
ZcalibraJoelho];
Rodrigo_4km_A(:,7) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','X4:X325'))-
XcalibraTornozelo];
Rodrigo_4km_A(:,8) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','Y4:Y325'))-
YcalibraTornozelo];
Rodrigo_4km_A(:,9) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Rodrigo\Dados_Rodrigo_2.xlsx','Calçado A - Rodrigo Filtrado','Z4:Z325'))-
ZcalibraTornozelo];
```



```

Andre_8km_A(:,7) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado A - Andre Filtrado','AK4:AK325'))-
XcalibraTornozelo];
Andre_8km_A(:,8) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado A - Andre Filtrado','AL4:AL325'))-
YcalibraTornozelo];
Andre_8km_A(:,9) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado A - Andre Filtrado','AM4:AM325'))-
ZcalibraTornozelo];

Andre_8km_B(:,1) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AE4:AE325'))-XcalibraCintura];
Andre_8km_B(:,2) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AF4:AF325'))-YcalibraCintura];
Andre_8km_B(:,3) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AG4:AG325'))-ZcalibraCintura];
Andre_8km_B(:,4) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AH4:AH325'))-XcalibraJoelho];
Andre_8km_B(:,5) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AI4:AI325'))-YcalibraJoelho];
Andre_8km_B(:,6) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AJ4:AJ325'))-ZcalibraJoelho];
Andre_8km_B(:,7) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AK4:AK325'))-
XcalibraTornozelo];
Andre_8km_B(:,8) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AL4:AL325'))-
YcalibraTornozelo];
Andre_8km_B(:,9) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Calçado B - Andre Filtrado','AM4:AM325'))-
ZcalibraTornozelo];

Andre_8km_D(:,1) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AE4:AE325'))-XcalibraCintura];
Andre_8km_D(:,2) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AF4:AF325'))-YcalibraCintura];
Andre_8km_D(:,3) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AG4:AG325'))-ZcalibraCintura];
Andre_8km_D(:,4) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AH4:AH325'))-XcalibraJoelho];
Andre_8km_D(:,5) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AI4:AI325'))-YcalibraJoelho];
Andre_8km_D(:,6) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AJ4:AJ325'))-ZcalibraJoelho];
Andre_8km_D(:,7) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AK4:AK325'))-
XcalibraTornozelo];
Andre_8km_D(:,8) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AL4:AL325'))-
YcalibraTornozelo];
Andre_8km_D(:,9) = [Fator_Escala.*(xlsread('C:\Users\wmsouza\Documents\Particular\## TCC\#
ENSAIOS\Andre\Dados_Andre_2.xlsx','Descalço - Andre Filtrado','AM4:AM325'))-
ZcalibraTornozelo];

Rodrigo_2km_AF = filtfilt(num,den,Rodrigo_2km_A);
Rodrigo_4km_AF = filtfilt(num,den,Rodrigo_4km_A);
Rodrigo_6km_AF = filtfilt(num,den,Rodrigo_6km_A);
Rodrigo_8km_AF = filtfilt(num,den,Rodrigo_8km_A);

Rodrigo_2km_BF = filtfilt(num,den,Rodrigo_2km_B);
Rodrigo_4km_BF = filtfilt(num,den,Rodrigo_4km_B);
Rodrigo_6km_BF = filtfilt(num,den,Rodrigo_6km_B);
Rodrigo_8km_BF = filtfilt(num,den,Rodrigo_8km_B);

Rodrigo_2km_DF = filtfilt(num,den,Rodrigo_2km_D);
Rodrigo_4km_DF = filtfilt(num,den,Rodrigo_4km_D);
Rodrigo_8km_DF = filtfilt(num,den,Rodrigo_8km_D);

N = length(Rodrigo_8km_D);

DEP_Rodrigo_2km_AF = abs(fft(Rodrigo_2km_AF,N)./N).^2;
DEP_Rodrigo_4km_AF = abs(fft(Rodrigo_4km_AF,N)./N).^2;
DEP_Rodrigo_6km_AF = abs(fft(Rodrigo_6km_AF,N)./N).^2;
DEP_Rodrigo_8km_AF = abs(fft(Rodrigo_8km_AF,N)./N).^2;

DEP_Rodrigo_2km_B = abs(fft(Rodrigo_2km_B,N)./N).^2;

```

```

DEP_Rodrigo_4km_B = abs(fft(Rodrigo_4km_B,N)./N).^2;
DEP_Rodrigo_6km_B = abs(fft(Rodrigo_6km_B,N)./N).^2;
DEP_Rodrigo_8km_B = abs(fft(Rodrigo_8km_B,N)./N).^2;

DEP_Rodrigo_2km_D = abs(fft(Rodrigo_2km_D,N)./N).^2;
DEP_Rodrigo_4km_D = abs(fft(Rodrigo_4km_D,N)./N).^2;
DEP_Rodrigo_8km_D = abs(fft(Rodrigo_8km_D,N)./N).^2;

Andre_2km_AF = filtfilt(num,den,Andre_2km_A);
Andre_4km_AF = filtfilt(num,den,Andre_4km_A);
Andre_6km_AF = filtfilt(num,den,Andre_6km_A);
Andre_8km_AF = filtfilt(num,den,Andre_8km_A);

Andre_2km_BF = filtfilt(num,den,Andre_2km_B);
Andre_4km_BF = filtfilt(num,den,Andre_4km_B);
Andre_6km_BF = filtfilt(num,den,Andre_6km_B);
Andre_8km_BF = filtfilt(num,den,Andre_8km_B);

Andre_2km_DF = filtfilt(num,den,Andre_2km_D);
Andre_4km_DF = filtfilt(num,den,Andre_4km_D);
Andre_8km_DF = filtfilt(num,den,Andre_8km_D);

DEP_Andre_2km_AF = abs(fft(Andre_2km_AF,N)./N).^2;
DEP_Andre_4km_AF = abs(fft(Andre_4km_AF,N)./N).^2;
DEP_Andre_6km_AF = abs(fft(Andre_6km_AF,N)./N).^2;
DEP_Andre_8km_AF = abs(fft(Andre_8km_AF,N)./N).^2;

DEP_Andre_2km_B = abs(fft(Andre_2km_B,N)./N).^2;
DEP_Andre_4km_B = abs(fft(Andre_4km_B,N)./N).^2;
DEP_Andre_6km_B = abs(fft(Andre_6km_B,N)./N).^2;
DEP_Andre_8km_B = abs(fft(Andre_8km_B,N)./N).^2;

DEP_Andre_2km_D = abs(fft(Andre_2km_D,N)./N).^2;
DEP_Andre_4km_D = abs(fft(Andre_4km_D,N)./N).^2;
DEP_Andre_8km_D = abs(fft(Andre_8km_D,N)./N).^2;

% ===== MÉDIAS DOS PICOS DE ACELERAÇÃO =====
%

soma_A_Rodrigo = (Rodrigo_2km_A+Rodrigo_4km_A+Rodrigo_6km_A+Rodrigo_8km_A);
media_A_Rodrigo(:,1) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,1)));
media_A_Rodrigo(:,2) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,2)));
media_A_Rodrigo(:,3) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,3)));
media_A_Rodrigo(:,4) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,4)));
media_A_Rodrigo(:,5) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,5)));
media_A_Rodrigo(:,6) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,6)));
media_A_Rodrigo(:,7) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,7)));
media_A_Rodrigo(:,8) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,8)));
media_A_Rodrigo(:,9) = mean(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,9)));
media_picos_A_Rodrigo = media_A_Rodrigo+escala;

soma_B_Rodrigo = (Rodrigo_2km_B+Rodrigo_4km_B+Rodrigo_6km_B+Rodrigo_8km_B);
media_B_Rodrigo(:,1) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,1)));
media_B_Rodrigo(:,2) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,2)));
media_B_Rodrigo(:,3) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,3)));
media_B_Rodrigo(:,4) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,4)));
media_B_Rodrigo(:,5) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,5)));
media_B_Rodrigo(:,6) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,6)));
media_B_Rodrigo(:,7) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,7)));
media_B_Rodrigo(:,8) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,8)));
media_B_Rodrigo(:,9) = mean(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,9)));
media_picos_B_Rodrigo = media_B_Rodrigo+escala;

soma_D_Rodrigo = (Rodrigo_2km_D+Rodrigo_4km_D+Rodrigo_8km_D);
media_D_Rodrigo(:,1) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,1)));
media_D_Rodrigo(:,2) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,2)));
media_D_Rodrigo(:,3) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,3)));
media_D_Rodrigo(:,4) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,4)));
media_D_Rodrigo(:,5) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,5)));
media_D_Rodrigo(:,6) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,6)));
media_D_Rodrigo(:,7) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,7)));
media_D_Rodrigo(:,8) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,8)));
media_D_Rodrigo(:,9) = mean(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,9)));
media_picos_D_Rodrigo = media_D_Rodrigo+escala;

```

```

soma_A_Andre = (Andre_2km_A+Andre_4km_A+Andre_6km_A+Andre_8km_A);
media_A_Andre(:,1) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,1)));
media_A_Andre(:,2) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,2)));
media_A_Andre(:,3) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,3)));
media_A_Andre(:,4) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,4)));
media_A_Andre(:,5) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,5)));
media_A_Andre(:,6) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,6)));
media_A_Andre(:,7) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,7)));
media_A_Andre(:,8) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,8)));
media_A_Andre(:,9) = mean(findpeaks(soma_A_Andre(:,9)));
media_picos_A_Andre = media_A_Andre+escala;

soma_B_Andre = (Andre_2km_B+Andre_4km_B+Andre_6km_B+Andre_8km_B);
media_B_Andre(:,1) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,1)));
media_B_Andre(:,2) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,2)));
media_B_Andre(:,3) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,3)));
media_B_Andre(:,4) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,4)));
media_B_Andre(:,5) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,5)));
media_B_Andre(:,6) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,6)));
media_B_Andre(:,7) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,7)));
media_B_Andre(:,8) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,8)));
media_B_Andre(:,9) = mean(findpeaks(soma_B_Andre(:,9)));
media_picos_B_Andre = media_B_Andre+escala;

soma_D_Andre = (Andre_2km_D+Andre_4km_D);
media_D_Andre(:,1) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,1)));
media_D_Andre(:,2) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,2)));
media_D_Andre(:,3) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,3)));
media_D_Andre(:,4) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,4)));
media_D_Andre(:,5) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,5)));
media_D_Andre(:,6) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,6)));
media_D_Andre(:,7) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,7)));
media_D_Andre(:,8) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,8)));
media_D_Andre(:,9) = mean(findpeaks(soma_D_Andre(:,9)));
media_picos_D_Andre = media_D_Andre+escala;

Desvio_A_Rodrigo(:,1) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,1)));
Desvio_A_Rodrigo(:,2) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,2)));
Desvio_A_Rodrigo(:,3) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,3)));
Desvio_A_Rodrigo(:,4) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,4)));
Desvio_A_Rodrigo(:,5) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,5)));
Desvio_A_Rodrigo(:,6) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,6)));
Desvio_A_Rodrigo(:,7) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,7)));
Desvio_A_Rodrigo(:,8) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,8)));
Desvio_A_Rodrigo(:,9) = std(findpeaks(soma_A_Rodrigo(:,9)));

Desvio_B_Rodrigo(:,1) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,1)));
Desvio_B_Rodrigo(:,2) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,2)));
Desvio_B_Rodrigo(:,3) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,3)));
Desvio_B_Rodrigo(:,4) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,4)));
Desvio_B_Rodrigo(:,5) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,5)));
Desvio_B_Rodrigo(:,6) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,6)));
Desvio_B_Rodrigo(:,7) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,7)));
Desvio_B_Rodrigo(:,8) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,8)));
Desvio_B_Rodrigo(:,9) = std(findpeaks(soma_B_Rodrigo(:,9)));

Desvio_D_Rodrigo(:,1) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,1)));
Desvio_D_Rodrigo(:,2) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,2)));
Desvio_D_Rodrigo(:,3) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,3)));
Desvio_D_Rodrigo(:,4) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,4)));
Desvio_D_Rodrigo(:,5) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,5)));
Desvio_D_Rodrigo(:,6) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,6)));
Desvio_D_Rodrigo(:,7) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,7)));
Desvio_D_Rodrigo(:,8) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,8)));
Desvio_D_Rodrigo(:,9) = std(findpeaks(soma_D_Rodrigo(:,9)));

Desvio_A_Andre(:,1) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,1)));
Desvio_A_Andre(:,2) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,2)));
Desvio_A_Andre(:,3) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,3)));
Desvio_A_Andre(:,4) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,4)));
Desvio_A_Andre(:,5) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,5)));
Desvio_A_Andre(:,6) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,6)));
Desvio_A_Andre(:,7) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,7)));
Desvio_A_Andre(:,8) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,8)));
Desvio_A_Andre(:,9) = std(findpeaks(soma_A_Andre(:,9)));

Desvio_B_Andre(:,1) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,1)));

```

```

Desvio_B_Andre(:,2) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,2)));
Desvio_B_Andre(:,3) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,3)));
Desvio_B_Andre(:,4) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,4)));
Desvio_B_Andre(:,5) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,5)));
Desvio_B_Andre(:,6) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,6)));
Desvio_B_Andre(:,7) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,7)));
Desvio_B_Andre(:,8) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,8)));
Desvio_B_Andre(:,9) = std(findpeaks(soma_B_Andre(:,9)));

Desvio_D_Andre(:,1) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,1)));
Desvio_D_Andre(:,2) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,2)));
Desvio_D_Andre(:,3) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,3)));
Desvio_D_Andre(:,4) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,4)));
Desvio_D_Andre(:,5) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,5)));
Desvio_D_Andre(:,6) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,6)));
Desvio_D_Andre(:,7) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,7)));
Desvio_D_Andre(:,8) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,8)));
Desvio_D_Andre(:,9) = std(findpeaks(soma_D_Andre(:,9)));

media_picos = [ media_picos_A_Rodrigo media_picos_B_Rodrigo media_picos_D_Rodrigo;
media_picos_A_Andre media_picos_B_Andre media_picos_D_Andre];
desvio = [Desvio_A_Rodrigo Desvio_B_Rodrigo Desvio_D_Rodrigo; Desvio_A_Andre Desvio_B_Andre
Desvio_D_Andre];

%===== CÁLCULO DAS TRANSMISSIBILIDADES
%=====
FT = linspace(0,FS,length(DEP_Rodrigo_2km_AF(:,1)));
Tra_Cint_Torn = 10*log10(DEP_Rodrigo_2km_AF(:,2)./DEP_Rodrigo_2km_AF(:,5));

PICOS = findpeaks(abs(Rodrigo_2km_AF(:,2)));

hold on
figure(1);
subplot(3,1,1)
plot(FT,DEP_Rodrigo_8km_AF(:,1),'blue');
xlabel('Hz');
ylabel('DEP (g²/Hz)');
legend('Cintura');
title(' (a) ');
grid;
subplot(3,1,2)
plot(FT,DEP_Rodrigo_8km_AF(:,4),'blue');
xlabel('Hz');
ylabel('DEP (g²/Hz)');
legend('Joelho');
title(' (b) ');
grid;
subplot(3,1,3)
plot(FT,DEP_Rodrigo_8km_AF(:,7),'blue');
xlabel('Hz');
ylabel('DEP (g²/Hz)');
legend('Tornozelo');
title(' (c) ');
grid;

figure(2)
hold on
subplot(1,2,1)
plot(FT,DEP_Rodrigo_2km_AF(:,2),'blue');
xlabel('Hz');
ylabel('DEP (g²/Hz)');
legend('2km/h');
title('a');
grid;
subplot(1,2,2)
plot(FT,DEP_Rodrigo_8km_AF(:,2),'blue');
xlabel('Hz');
ylabel('DEP (g²/Hz)');
legend('8km/h');
title('b');
grid;

figure(3)
hold on
stem(FT,DEP_Rodrigo_2km_AF(:,7),'red');
stem(FT,DEP_Rodrigo_8km_AF(:,7),'cyan');
xlabel('Hz');

```

```
ylabel('DEP(g2/Hz)');
legend('2km/h.', '8km/h');
grid;

figure(4)
hold on
plot(Rodrigo_2km_A(:,2), 'cyan');
legend('Sinal sem filtro', 'Sinal filtrado');
xlabel('t(s)');
ylabel('g(m/s2)');
hold on
plot(Rodrigo_2km_AF(:,2), 'red');
legend('Sinal sem filtro', 'Sinal filtrado');
xlabel('t(s)');
ylabel('g(m/s2)');

figure (5)
hold on
bode(num,den);

figure (6)
hold on
plot(Rodrigo_2km_AF(:,2), 'cyan');
grid;
hold on
stem(PICOS, 'filled');
grid;

hold off
```

A2. PROTOCOLO DE COMUNICAÇÃO

```

namespace TCC_App
{
    public partial class Principal : Form
    {
        public string _dados;
        public string _H;
        static string mostra_dados;
        static string mostra_xCalibrado;

        Comunicação t = new Comunicação(); // Instancia uma nova classe para tratar a comunicação

        // Variáveis globais do projeto.

        string buffer_string;
        public delegate void portaCOMdelegate(String texto);
        public portaCOMdelegate meusdados;

        public Principal()
        {
            InitializeComponent();
            timerCOM.Enabled = true;
        }

        // ***** Configuração da comunicação serial *****
        *****//
        public void atualizaCOMS()
        {
            int i = 0;
            bool numportas;
            numportas = false;

            if (cboPorta.Items.Count == SerialPort.GetPortNames().Length)
            {
                foreach (string s in SerialPort.GetPortNames())
                {
                    if (cboPorta.Items[i++].Equals(s) == false)
                    {
                        numportas = false;
                    }
                }
            }
            else
            {
                numportas = true;
            }

            if (numportas == false)
            {
                return;
            }

            cboPorta.Items.Clear();

            foreach (string s in SerialPort.GetPortNames())
            {
                cboPorta.Items.Add(s);
                cboPorta.SelectedIndex = 0;
            }

            private void timerCOM_Tick(object sender, EventArgs e)
            {
                atualizaCOMS();
            }
        }
    }
}

```

```
private void cboBaudRate_SelectedIndexChanged(object sender, EventArgs e)
{
    portaCOM.BaudRate = Convert.ToInt32(cboBaudRate.Text);
}
```

```
// ***** Configuração dos controles de transmissão
*****//
```

```
private void btnConectar_Click(object sender, EventArgs e)
{
    if (SerialPort.GetPortNames() == null)
    {
        MessageBox.Show("Erro!" + "/n" + "Não há portas disponíveis");
        portaCOM.Close();
    }

    else
    {
        portaCOM.PortName = cboPorta.Items[cboPorta.SelectedIndex].ToString();
        portaCOM.Open();

        if (portaCOM.IsOpen == true)
        {
            btnConectar.Enabled = false;
            btnDesconectar.Enabled = true;
            cboPorta.Enabled = false;
            cboBaudRate.Enabled = false;
            chkCalibra.Enabled = false;
        }
    }
}
```

```
private void btnCalibra_Click(object sender, EventArgs e)
{
    if (SerialPort.GetPortNames() == null)
    {
        MessageBox.Show("Erro!" + "/n" + "Não há portas disponíveis");
        portaCOM.Close();
    }

    else
    {
        portaCOM.PortName = cboPorta.Items[cboPorta.SelectedIndex].ToString();
        portaCOM.Open();

        if (portaCOM.IsOpen == true)
        {
            btnConectar.Enabled = false;
            btnCalibra.Enabled = false;
            btnDesconectar.Enabled = true;
            cboPorta.Enabled = false;
            cboBaudRate.Enabled = false;
            // chkCalibra.Enabled = true;
            chkLOG.Enabled = false;
        }
    }
}
```

```
private void btnDesconectar_Click(object sender, EventArgs e)
{
    portaCOM.Close();
    btnConectar.Enabled = true;
```

```

    btnCalibra.Enabled = true;
    btnDesconectar.Enabled = false;
    cboPorta.Enabled = true;
    cboBaudRate.Enabled = true;
}

private void Principal_FormClosed(object sender, FormClosedEventArgs e)
{
    if (portaCOM.IsOpen == true)
    {
        portaCOM.Close();
    }
}

//***** Tratamento dos dados recebidos
*****

public void portaCOM_DataReceived(object sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
{
    byte[] buffer = new byte[18];
    bool achou = false;
    while (!achou)
    {
        int bytes = portaCOM.Read(buffer, 0, 1);
        if (bytes == 0) achou = true;
        else if (buffer[0] == 0x7E) // Avalia se o primeiro byte recebido é 0x7E.
        {
            achou = true;
            bytes = portaCOM.Read(buffer, 1, (buffer.Length - 1));
            if (bytes >= 17)
            {
                buffer_string = BitConverter.ToString(buffer);
                this.Invoke(new EventHandler(mostrador));
                t.AglutinaHEX(buffer_string);
                if (chkLOG.Checked == true) // Este laço serve para registrar no arquivo *.txt
                    os dados amostrados.
                    {
                        chkCalibra.Checked = false;
                        string path = @"C:\App_Log\log.txt";
                        string appendText = DateTime.Now.ToString("dd/MM/yyyy HH:mm:ss.fff") + " " + buffer_string +
System.Environment.NewLine;
                        File.AppendAllText(path, appendText);
                        _dados = buffer_string;
                    }
            }
        }
    }
}

public void recebe (string dados_novos)
{
    mostra_dados = dados_novos;
}

public void xCalibrado (string xx)
{
    mostra_xCalibrado = xx;
}

// ***** Rotina para mostrar os dados amostrados
*****//
private void mostrador (object sender, EventArgs e)
{
    strDados.AppendText(buffer_string + System.Environment.NewLine);
}

```

```

        strProc.AppendText(mostra_dados + System.Environment.NewLine);
    }

    //***** Flag de calibração
    //*****//

    public void checaHab()
    {
        if (chkCalibra.Checked == true)
        {
            t.habCalibra = 1;
            btnCalibra.Enabled = true;
            t.testar();
        }
        else
        {
            t.habCalibra = 0;
            t.testar();
        }
    }

    private void chkCalibra_CheckedChanged(object sender, EventArgs e)
    {
        checaHab();
    }

    public void ver()
    {
        xJoelho.Text = mostra_xCalibrado;
    }

    private void xJoelho_TextChanged(object sender, EventArgs e)
    {
        xJoelho.Text = mostra_xCalibrado;
    }

    // ***** Menus de informações
    //*****//

    private void menuSobre_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        MessageBox.Show("Versão 1.0. \n" + "Aplicativo para análise de transmissibilidade", "Sobre");
    }

    private void dadosProcessadosToolStripMenuItem_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        Form FormDadosProcessados = new FormDadosProcessados();
        FormDadosProcessados.Show();
    }

}

namespace TCC_App
{
    public class Comunicação
    {
        calibracao t = new calibracao();

        public string _bufferentrada;
        public string _buffersaida;
        public string modulo;
        static public string identificador;
    }
}

```

```

static public float _xaxis;
static public float _yaxis;
static public float _zaxis;
static string XBee;
string appendText;
public int habCalibra=0;
public int a = 0;

public void AglutinaHEX(string _data)
{
    identificador = _data.Substring(12, 2);
    string _xMSB = _data.Substring(33, 2);
    string _xLSB = _data.Substring(36, 2);
    string _yMSB = _data.Substring(39, 2);
    string _yLSB = _data.Substring(42, 2);
    string _zMSB = _data.Substring(45, 2);
    string _zLSB = _data.Substring(48, 2);

    string _x = (_xMSB + _xLSB);
    string _y = (_yMSB + _yLSB);
    string _z = (_zMSB + _zLSB);

    _xaxis = Convert.ToInt64(_x, 16);
    _yaxis = Convert.ToInt64(_y, 16);
    _zaxis = Convert.ToInt64(_z, 16);

    string path = @"C:\App_Log\dados_sperados.txt";

    switch (identificador)
    {
        case "AA":
            XBee = ("Tornozelo: " + "Eixo x=" + _xaxis + "; Eixo y = " + _yaxis + "; Eixo z= " + _zaxis);
            appendText = XBee + System.Environment.NewLine;
            File.AppendAllText(path, appendText);
            break;
        case "BB":
            XBee = ("Joelho: " + "Eixo x=" + _xaxis + "; Eixo y = " + _yaxis + "; Eixo z= " + _zaxis);
            appendText = XBee + System.Environment.NewLine;
            File.AppendAllText(path, appendText);
            break;
        case "CC":
            XBee = ("Cintura: " + "Eixo x=" + _xaxis + "; Eixo y = " + _yaxis + "; Eixo z= " + _zaxis);
            appendText = XBee + System.Environment.NewLine;
            File.AppendAllText(path, appendText);
            break;
    }

    FormDadosProcessados n = new FormDadosProcessados();
    n.mostraDadosTratados(_xaxis, _yaxis, _zaxis, identificador);

    transfereDados();
}

// Função para transferir parâmetros para outras classes.

public void transfereDados()
{
    Principal mostra = new Principal();
    mostra.recebe(XBee);
}

public void testar()
{
    if (habCalibra == 1)

```

```

    {
        t.habCalibrac(1);
        t.calibra(_xaxis, _yaxis, _zaxis, identificador);
    }
    else t.habCalibrac(0);
}

public string mostrar(string teste)
{
    return XBee;
}
}
}

```

A3. SISTEMA DE CALIBRAÇÃO

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.IO.Ports;
using System.Threading.Tasks;

namespace calibrar
{
    public class comunicacao
    {
        public float _xJoelhoC = 0;
        public float _yJoelhoC = 0;
        public float _zJoelhoC = 0;

        public float _xQuadrilC = 0;
        public float _yQuadrilC = 0;
        public float _zQuadrilC = 0;

        public float _xTornozeloC = 0;
        public float _yTornozeloC = 0;
        public float _zTornozeloC = 0;

        public float _xJoelhoCalibrado = 0;
        public float _yJoelhoCalibrado = 0;
        public float _zJoelhoCalibrado = 0;

        public float _xQuadrilCalibrado = 0;
        public float _yQuadrilCalibrado = 0;
        public float _zQuadrilCalibrado = 0;

        public float _xTornozeloCalibrado = 0;
        public float _yTornozeloCalibrado = 0;
        public float _zTornozeloCalibrado = 0;

        static public string identificador;

        static public float _xaxis;
        static public float _yaxis;
        static public float _zaxis;

        public bool pronto = false;
        static public bool _calibrado = false;

        public void libera_calibracao(bool calibrado)
        {
            _calibrado = calibrado;
        }
    }
}

```

```

public void dados_serial (string dados, Principal F)
{
    identificador = dados.Substring(12, 2);
    string _xMSB = dados.Substring(33, 2);
    string _xLSB = dados.Substring(36, 2);
    string _yMSB = dados.Substring(39, 2);
    string _yLSB = dados.Substring(42, 2);
    string _zMSB = dados.Substring(45, 2);
    string _zLSB = dados.Substring(48, 2);

    string _x = (_xMSB + _xLSB);
    string _y = (_yMSB + _yLSB);
    string _z = (_zMSB + _zLSB);

    _xaxis = Convert.ToInt64(_x, 16);
    _yaxis = Convert.ToInt64(_y, 16);
    _zaxis = Convert.ToInt64(_z, 16);

    calibra(_xaxis, _yaxis, _zaxis, identificador, F);
}

public void calibra(float X, float Y, float Z, string identificador, Principal F)
{
    for (int n = 0; n < 500; n++)
    {
        pronto = false;

        if (identificador == "AA")
        {
            _xJoelhoC = _xJoelhoC + X;
            _yJoelhoC = _yJoelhoC + Y;
            _zJoelhoC = _zJoelhoC + Z;
        }

        if (identificador == "BB")
        {
            _xQuadrilC = _xQuadrilC + X;
            _yQuadrilC = _yQuadrilC + Y;
            _zQuadrilC = _zQuadrilC + Z;
        }

        if (identificador == "CC")
        {
            _xTornozeloC = _xTornozeloC + X;
            _yTornozeloC = _yTornozeloC + Y;
            _zTornozeloC = _zTornozeloC + Z;
        }
    }

    pronto = true;

    if (pronto == true)
    {
        _xJoelhoCalibrado = _xJoelhoC / (float)500.0;
        _yJoelhoCalibrado = _yJoelhoC / (float)500.0;
        _zJoelhoCalibrado = _zJoelhoC / (float)500.0;

        _xTornozeloCalibrado = _xTornozeloC / (float)500.0;
        _yTornozeloCalibrado = _yTornozeloC / (float)500.0;
        _zTornozeloCalibrado = _zTornozeloC / (float)500.0;

        _xQuadrilCalibrado = _xQuadrilC / (float)500.0;
        _yQuadrilCalibrado = _yQuadrilC / (float)500.0;
        _zQuadrilCalibrado = _zQuadrilC / (float)500.0;
    }
}

```

```
F.recebe_dadosX(Convert.ToString(_xTornozeloCalibrado), Convert.ToString(_xJoelhoCalibrado),  
Convert.ToString(_xQuadrilCalibrado));  
F.recebe_dadosY(Convert.ToString(_yTornozeloCalibrado), Convert.ToString(_yJoelhoCalibrado),  
Convert.ToString(_yQuadrilCalibrado));  
F.recebe_dadosZ(Convert.ToString(_zTornozeloCalibrado), Convert.ToString(_zJoelhoCalibrado),  
Convert.ToString(_zQuadrilCalibrado));  
  
    pronto = false;  
    }  
    }  
    }  
}
```