

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GILBERTO CUARELLI

**Implementação de novas tecnologias para a avaliação do controle postural e análise da
marcha humana**

Guaratinguetá - SP
2019

GILBERTO CUARELLI

Implementação de novas tecnologias para a avaliação do controle postural e análise da marcha humana

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Celso Freire Junior
Coorientador: Prof. Dr. Guillaume Thomann

Guaratinguetá - SP
2019

Cuarelli, Gilberto
C961i Implementação de novas tecnologias para a avaliação do controle
postural e análise da marcha humana / Gilberto Cuarelli– Guaratinguetá,
2019
187 f. : il.
Bibliografia: f. 168-175

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de
Engenharia de Guaratinguetá, 2019.

Orientador: Prof Dr José Celso Freire Junior

Coorientador: Guillaume Thomann

1. Marcha humana 2. Biossensores 3. Equilíbrio postural I.Título

CDU 612.766(043)

GILBERTO CUARELLI

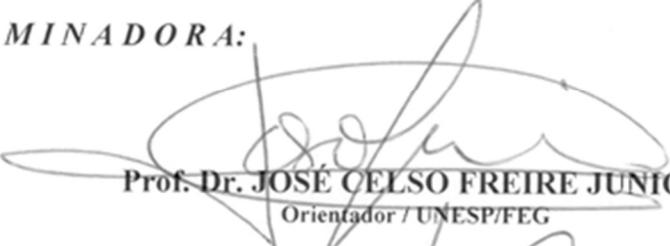
ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”

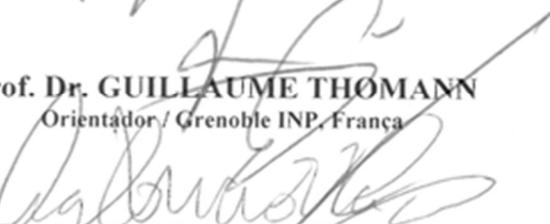
PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


p/ Prof. Dr. Ana Paula Rosifini Alves Claro
Coordenadora

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ CELSO FREIRE JUNIOR
Orientador / UNESP/FEG


Prof. Dr. GUILLAUME THOMANN
Orientador / Grenoble INP, França


Prof. Dr. AGNELO MAROTTA CASSULA
UNESP/EEG


Prof. Dr. JOSÉ LUIZ DA SILVA NETO
UFRJ

POR VIDEO CONFERÊNCIA
Prof. Dr. GUY BOURHIS
Université de Lorraine, França

POR VIDEO CONFERÊNCIA
Prof. Dr. STÉPHANIE BUISINE
École d'Ingénieurs CESI, França

Dezembro de 2018

DADOS CURRICULARES

NASCIMENTO	13/11/1964 – São Paulo - SP
FILIAÇÃO	Ismael Cuarelli Maria Aparecida Leal Cuarelli
1984 - 1989	Graduação em Engenharia Elétrica, ênfase em Eletrônica. Faculdade de Engenharia São Paulo, FESP, Brasil.
2000 - 2001	Curso de Pós-Graduação, nível de Especialização MBA - Negócios em Telecomunicações, na Universidade Federal Fluminense, UFF, Brasil.
2003 - 2004	Curso de Pós-Graduação, nível de Especialização em Engenharia da Computação, na Universidade Federal de Uberlândia, UFU, Brasil.
2011 - 2013	Curso de Pós-Graduação, nível de Mestrado em Engenharia de Automação e Controle, no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia, IFSP, Brasil.
2014 - 2018	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.
2017 - 2018	Estágio de Doutorado Sanduíche no Laboratório G-SCOP no <i>Institut Polytechnique</i> de Grenoble, França, com bolsa PDSE da CAPES.
2017 - 2018	Curso de Pós-Graduação em “ <i>Génie Industriel: Conception et Production</i> ” nível de Doutorado em Cotutela, na <i>Communauté Université Grenoble Alpes</i> , França.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer calorosamente ao Sr. José Luiz da Silva Neto, professor da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Brasil, por ter feito a honra de presidir meu júri de tese. Desejo expressar meus agradecimentos a Stéphanie Buisine, professora do CESI em Paris e Guy Bourhis, professor de universidades na Universidade de Lorraine, por terem aceito ser relatores da versão em francês deste trabalho e por sua participação no júri.

Aos professores e amigos do campus São Paulo do IFSP Ricardo Pires, Wagner Aguiar, Amauri dos Santos e toda a equipe do Departamento de Elétrica pelo incentivo, em voltar aos estudos.

À toda equipe de pesquisadores, administração e amigos do Laboratório G-SCOP pela acolhida nesses 18 meses de trabalho na França, em especial à pesquisadora Julia Misset por sua importante contribuição na fase inicial deste trabalho, e a pesquisadoras Adriana Gomes Lisboa de Souza por sua grande ajuda nas etapas de pesquisa e coleta de dados e a pesquisadora Angelina Dias Leão Costa pela sua grande contribuição na etapa comportamental. Não poderia também deixar de agradecer a pesquisadora e amiga Katyanne Farias pelo apoio constante nas importantes questões de adaptação na cidade de Grenoble.

À equipe da CHU Grenoble, em particular Olivier Daniel, pela disponibilização da sala de marcha humana e pelo fornecimento dos dados dos equipamentos de filmagem.

Aos professores da UNESP / FEG em particular José Elias Tomazini e à pesquisadora Vania Cristina dos Reis Miranda pelo seu trabalho de pesquisa, o qual foi dada à continuidade e a equipe da Secretaria de Pós-Graduação, Biblioteca e Direção pela dedicação e seu pronto atendimento;

Ao meu Coorientador e amigo Professor Guillaume Thomann por sua presença constante, sempre com muita dedicação e perfeccionismo e por ter cedido preciosas horas de seu sono e de seu tempo de convivência no lar, em prol deste trabalho. Agradeço ao meu Orientador e amigo Professor José Celso Freire Junior pelo grande incentivo em desenvolvermos juntos esse trabalho e pelas muitas horas cedidas por ele, dos preciosos momentos com sua família, nos aviões e aeroportos do mundo, nos breves intervalos de suas viagens de trabalho.

A CAPES pelo apoio financeiro, através do Programa de Doutorado-Sanduiche no Exterior (PDSE).

Enfim, agradeço a minha esposa, meus filhos, meu pai, meus irmãos e toda a minha família, pelo apoio nos difíceis momentos de minhas ausências.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 88881.133082/2016-01

RESUMO

Algumas necessidades específicas da Fisioterapia, área que estuda o Equilíbrio Postural e a Análise da Marcha Humana estão entre as principais razões para o desenvolvimento deste trabalho de pesquisa. Ele, tem por base uma plataforma de força, desenvolvida em 2016 por pesquisadores da UNESP e do Laboratório G-SCOP, da instituição Grenoble INP da França. A esta solução foram adicionadas duas interfaces eletrônicas. A primeira, com objetivo de fornecer informações sobre as forças de reação do solo, de um paciente que está sobre a plataforma e a segunda para controlar a estabilidade da plataforma, simulando dois níveis de dificuldades para o paciente se manter em equilíbrio. Aplicativos foram desenvolvidos para fazer a captura de dados e a análise gráfica dos resultados. Além de calcular informações sobre o deslocamento dos centros de pressão e de massa do paciente, eles asseguram o sincronismo entre os dados capturados por sensores de força, instalados na plataforma e um sensor de movimento Kinect. O tratamento dos dados do sensor de movimento possibilita a criação de um modelo tridimensional detalhado, na forma de um esqueleto digital, que apresenta a cinemática de várias articulações do corpo humano e o seu respectivo comportamento posicional, em função do tempo. O trabalho apresenta também um estudo comparativo entre o sistema desenvolvido e um ambiente de referência padronizado, que utiliza um sistema de filmagem, com várias câmeras infravermelho de alta definição, disponível em sala dedicada do Hospital Universitário de Grenoble. Esta análise avalia a possibilidade da criação de novos produtos para a análise da marcha humana, com custo reduzido e que tenham facilidade de implementação e transporte. Como o sensor Kinect foi descontinuado em 2017, o trabalho apresenta também uma avaliação sobre as características necessárias para a definição de dispositivos similares que possam ser utilizados em aplicações similares às desenvolvidas no trabalho. Todo o trabalho realizado foi feito de forma cooperativa, através de uma colaboração com uma equipe de trabalho composta por pesquisadores das áreas de Arquitetura, Saúde e Engenharias Elétrica e de Produção, do Laboratório G-SCOP na França. Essa equipe tem entre seus objetivos, buscar alternativas de baixo custo para sistemas utilizados na área da saúde, ao mesmo tempo que tem um olhar voltado à popularização da ciência, divulgando seu trabalho, em escolas da região e na comunidade.

PALAVRAS-CHAVE: Marcha Humana. Sensor de movimento Kinect. Plataforma de força. Salas dedicadas.

ABSTRACT

Some specific needs of Physiotherapy, an area that studies the Postural Equilibrium and the Gait Analysis are among the main reasons for the development of this research work. It is based on a force platform, developed in 2016 by researchers from UNESP and the G-SCOP Laboratory of the Grenoble INP institution in France. Two electronic interfaces were added to this solution. The first one, to provide information about the ground reaction forces, from one patient on the platform and the second to control the stability of the platform, simulating two levels of difficulty for the patient to keep in balance. Applications were developed to capture data and graphically analyze the results. In addition to calculating information about the displacement of the patient's pressure and mass centers, they ensure synchronization between the data captured by force sensors installed on the platform and a Kinect motion sensor. The treatment of motion sensor data allows the creation of a detailed three-dimensional model, in the form of a digital skeleton, which presents the kinematics of various joints of the human body and their respective positional behavior, as a function of time. The work also presents a comparative study between the developed system and a standardized reference environment, using a multi-camera high-definition infrared camera system, available in a dedicated room of the University Hospital of Grenoble. This analysis evaluates the possibility of creating new products for the analysis of human gait, with reduced cost and that have ease of implementation and transportation. As the Kinect sensor was discontinued in 2017, the work also presents an assessment of the characteristics needed to define similar devices that can be used in applications like those developed at work. All the work done was done in a cooperative way, through a collaboration with a team composed of researchers from the Architecture, Health and Electrical and Production Engineering areas of the G-SCOP Laboratory in France. This team has among its objectives, to look for low-cost alternatives for systems used in the health area, while looking at the popularization of science, disseminating its work, in schools in the region and in the community.

KEYWORDS: Gait Analysis. Motion detector Kinect. Platform of force. Dedicated rooms.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Plataforma de força desenvolvida no Brasil.....	24
Figura 2 - Plataforma de Força Desenvolvida na França	26
Figura 3 – Organização do trabalho de pesquisa.....	27
Figura 4 – Estrutura do documento de tese	31
Figura 5- Controle do equilíbrio postural.....	33
Figura 6 - Termos usados para descrever a posição ou direção relativa	34
Figura 7 – Parâmetros de uma plataforma de força para cálculo do CoP	38
Figura 8 - Modelo de plataforma de força retangular (cálculo do CoP).....	39
Figura 9 – Plataforma de força tridimensional	40
Figura 10 – Plataforma de força em dois estágios.....	41
Figura 11 - Comparação entre o sinal CoP e três pontos do sensor Kinect.....	42
Figura 12 – Pontos e articulações detectados pelo Kinect versões 2.0	45
Figura 13 – O sensor Kinect versão 1.0	46
Figura 14 – O sensor Kinect versão 2.0	46
Figura 15 – O sistema Xtion PRO LIVE.....	50
Figura 16 – O sistema de sensores DepthSense 311	50
Figura 17 – Câmera Intel RealSense D415 e D435.....	51
Figura 18 – Centro de massa calculado e visualizado	53
Figura 19 – Parâmetros da marcha humana.....	55
Figura 20 – Fases da marcha humana.....	56
Figura 21 – Resultado de análise de marcha utilizando acelerômetro	59
Figura 22 – Acelerômetro aplicado à escala de Tinetti	60
Figura 23 – O sistema Vicon Motus 10.....	61
Figura 24 – Detalhe de construção da plataforma de força francesa.....	65
Figura 25 – Plataforma de força desenvolvida no laboratório G-SCOP	65
Figura 26 – Plataforma de força desenvolvida pelo Laboratório G-SCOP	66
Figura 27 – Sensor de pressão Tedeia-Huntleigh modelo 1242.....	67
Figura 28 – Curva de resposta característica [mV/Kg] de um sensor de pressão	68
Figura 29 – Diagrama elétrico do circuito integrado INA125P	70
Figura 30 – Protótipo do circuito eletrônico de amplificação	71
Figura 31 – Sinal de entrada senoidal e sinal de saída amplificado e ceifado.....	72
Figura 32 – Captura da saída dos sensores de força.....	72

Figura 33 – Esquemático do circuito amplificador com ajuste de polaridade.....	73
Figura 34 – Tensão de saída nos sensores de força, após o “Ajuste de zero”	74
Figura 35 – Ajuste de “zero” em escala ampliada.....	75
Figura 36 – Leiaute do circuito amplificador – Lado componentes.....	76
Figura 37 – Amplificador – Circuito final.....	76
Figura 38 – Massas combinadas, utilizadas na calibração da plataforma de força	78
Figura 39 – Curva de calibração – plataforma estável	79
Figura 40 – Curva de calibração média – plataforma estável.....	79
Figura 41 – Curva de calibração sensores de força – plataforma instável	81
Figura 42 – Curva de calibração média – plataforma instável	81
Figura 43 – Coeficiente angular - curva de tensão média nos sensores de força	82
Figura 44 – Trava eletromagnética Mecaletro modelo MF-3013-07	85
Figura 45 – Dispositivo multi-função da <i>National Instruments</i> – USB-6008.....	86
Figura 46 – Esquemático eletrônico de acionamento da trava eletromagnética.....	87
Figura 47 – Leiaute eletrônico de acionamento – lado componentes.....	87
Figura 48 - Bloco de programação do sensor Kinect	88
Figura 49 – IHM versão 1.0	89
Figura 50 – Interface homem-máquina versão 1.0, antes da captura de dados	90
Figura 51 – Interface homem-máquina, durante a captura de dados da plataforma.....	91
Figura 52 – Interação de aluna com a plataforma de força	95
Figura 53 – IHM versão 2.0	97
Figura 54 – Capturas automáticas de telas, em diferentes posições dos pés.....	98
Figura 55 – Leiaute do ambiente de análise de equilíbrio postural - experimento 2.....	100
Figura 56 – Ambiente de análise do equilíbrio postural - Laboratório G-SCOP	101
Figura 57 – Falha na determinação do esqueleto	102
Figura 58 – CoP e CoM - Interface gráfica de coleta de dados em diferentes escalas.....	105
Figura 59 – Ajuste dos sistemas de referência entre a plataforma de força e Kinect.....	106
Figura 60 – Interface gráfica para construção dos gráficos do CoM e CoP.....	107
Figura 61 – Localizar o arquivo para análise do CoP e/ou CoM	108
Figura 62 – Exemplo de Curva do CoP - Sem ajuste do sistema de referência	108
Figura 63 – Exemplo de Curva do CoM - Sem ajuste do sistema de referência.....	109
Figura 64 – Trecho de programação para ajustes do sistema de coordenadas	109
Figura 65 – Curvas do CoP e CoM, após ajustes do sistema de coordenadas.....	110
Figura 66 – Ajuste de proporcionalidade entre CoP e CoM	111

Figura 67 – Curvas do CoP e CoM, após ajustes de proporcionalidade	111
Figura 68 – Proporcionalidade entre CoP e CoM	112
Figura 69 – Curvas do CoP e CoM – Olhos abertos, plataforma estável e pés afastados	112
Figura 70 – Curvas do CoP e CoM – olhos abertos, plataforma estável e pés em tandem	113
Figura 71 – Curvas do CoP e CoM – olhos abertos, plataforma estável e pés encostados	113
Figura 72 – Curvas do CoP e CoM – olhos abertos, plataforma estável e um pé	114
Figura 73 – O aplicativo KiMe ² - IHM de configuração.....	116
Figura 74 – O aplicativo KiMe ² - pausa sobre a plataforma de força	117
Figura 75 – O aplicativo KiMe ² - Erro para pequenas distâncias.....	118
Figura 76 – Leiaute da sala dedicada à análise da marcha – CHU de Grenoble.....	120
Figura 77 – Disposição dos sensores Kinect – hospital de Grenoble.....	121
Figura 78 – A sala dedicada de marcha humana - Hospital CHU de Grenoble	122
Figura 79 - Resultado do CoP - Plataforma estável e olhos abertos.....	125
Figura 80 - Resultado do CoP - Plataforma estável e olhos fechados.....	126
Figura 81 - Resultado do CoP - Plataforma instável e olhos abertos	126
Figura 82 - Resultado do CoP - Plataforma instável e olhos fechados.....	127
Figura 83 - Superfícies do CoP - Plataforma Estável e Olhos Abertos.....	128
Figura 84 - Superfícies do CoP - Plataforma Estável e Olhos Fechados	128
Figura 85 - Superfícies do CoP - Plataforma Instável e Olhos Abertos	129
Figura 86 - Superfícies CoP - Plataforma Instável e Olhos Fechados.....	129
Figura 87 - Velocidade média do CoP - posição dos pés afastados	130
Figura 88 - Evolução da variável de proporcionalidade, plataforma estável	134
Figura 89 - Evolução da variável de proporcionalidade, plataforma instável.....	137
Figura 90 – Média - Coeficiente de Proporcionalidade entre o CoP e CoM.....	139
Figura 91 – Ântero Posterior - Amplitudes do CoP	140
Figura 92 – Ântero-Posterior - Amplitudes do CoM.....	140
Figura 93 – Médio-Lateral - Amplitudes do CoP.....	141
Figura 94 – Médio-Lateral - Amplitudes do CoM	141
Figura 95 – Comparação entre CoP e CoM - sem o ajuste de proporcionalidade.....	143
Figura 96 – Comparação entre CoP e CoM - após o ajuste de proporcionalidade.....	143
Figura 97 – Comparação dos movimentos do joelho, direção, direção AP.....	148
Figura 98 – Comparação dos movimentos do joelho, direção VT	149
Figura 99 – Comparação deslocamento joelhos, direção ML	150
Figura 100 - “Fête de la Science” e “Parvis des Sciences”, Grenoble 2017	152

Figura 101– Pôster do evento “ <i>Parvis des Sciences</i> ”	152
Figura 102 – Pôster do estande com o Tema “O que é equilíbrio postural?	153
Figura 103 - Estande “Equilíbrio Postural” - "Fête de la Science"	154
Figura 104 - A divulgação científica com uma turma da escola fundamental	155
Figura 105 - Estudante na plataforma durante a "Fête de la Science"	155
Figura 106 – O módulo ESP32.....	159
Figura 107 – Interface Homem Máquina – LabVIEW versão 2.0	168
Figura 108 – Bloco de programação dos sensores Kinect.....	169
Figura 109 – Detecção do esqueleto pelos sensores Kinect	169
Figura 110 – Programação da instabilidade da plataforma de força	170
Figura 111 – Entrada de dados pessoais do sujeito	171
Figura 112 – Geração de arquivo de base de dados e gráficos do CoM e CoP.....	171
Figura 113 – O programa MATLAB1 (1).....	172
Figura 114 – O programa MATLAB1 (2).....	173
Figura 115 – A interface gráfica do programa MATLAB2.....	174
Figura 116 – Programa MATLAB2 (1).....	174
Figura 117 – Programa MATLAB2 (2).....	175
Figura 118 – Programa MATLAB2 (3).....	176
Figura 119 – Programa MATLAB2 (4).....	177

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Cronograma de etapas para a pesquisa	22
Tabela 2 – Pontos e articulações detectadas pelo Kinect versão 2.0	44
Tabela 3 – Erros de medição - Kinect versão 2.0	48
Tabela 4 – Coeficientes de massa do corpo humano	52
Tabela 5 – Parâmetros espaço-temporais da marcha humana	57
Tabela 6 – Resposta do sensor de pressão em função de carga estática.....	68
Tabela 7 – Ajuste de “zero” dos sensores de força, após etapa de calibração.....	74
Tabela 8 - Resultado da calibração da plataforma de força estável.....	78
Tabela 9 - Resultado da calibração da plataforma de força instável	80
Tabela 10 - Erro médio - plataforma estável e instável.....	84
Tabela 11 - Características da trava eletromagnética	85
Tabela 12 – Cabeçalho do arquivo de coleta de dados.....	93
Tabela 13 - Trecho de coleta de dados da plataforma de força e do sensor Kinect	94
Tabela 14 - Trecho de coleta de dados da plataforma de força – v2.0	97
Tabela 15 – Protocolo - Tipos de ensaios para a fase estática – experimento 2.....	103
Tabela 16 – Protocolo - Ordem sequencial para a fase estática – experimento 2	104
Tabela 17 – Protocolo - Ordem sequencial para a fase estática – experimento 2	107
Tabela 18 – Descrição das funções da IHM do KiMe ²	115
Tabela 19 – Indicativos na IHM do KiMe ²	116
Tabela 20 – Protocolo - Ordem sequencial para a fase dinâmica – experimento 4.....	123
Tabela 21 - Comparação da plataforma G-SCOP com trabalhos similares	131
Tabela 22 – Análise da proporcionalidade entre o CoP e CoM - plataforma estável.....	133
Tabela 23 – Análise da proporcionalidade entre o CoP e CoM - plataforma instável	135
Tabela 24 - Média da variável de proporcionalidade ao longo dos 16 ensaios.....	136
Tabela 25 - Média da variável de proporcionalidade ao longo dos 16 ensaios.....	138
Tabela 26 – Parâmetros informados pelo equipamento na sala dedicada	145
Tabela 27 – Trecho de dados capturados pelo sistema VICON	146
Tabela 28 – Trecho de dados capturados pelo Kinect, em sala dedicada.....	147

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i> (Conversor Analógico/Digital)
AP	Ântero-Posterior
AQM	Análise Quantificada de Marco
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CC	Corrente Contínua
CE	<i>Closed Eyes</i> (Olhos fechados)
CHU	Centro Hospitalar Universitário
CNC	Controle Numérico Computadorizado
CoM	<i>Center of Mass</i> (Centro de Massa)
CoP	<i>Center of Pressure</i> (Centro de Pressão)
CSI-2	<i>Camera Serial Interface 2</i>
DP	Desvio Padrão
EMG	Eletromiografia
GND	Terra
H	Hipótese
HD	<i>High Definition</i> (Alta Definição)
I ² C	Circuito Inter-integrado
IDMME	<i>Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering</i>
IS	Inferior- Superior
IHM	Interface Homem Máquina
MEMS	Sistema Micro-Eletromecânico
MFM	<i>Motor Function Measure</i>
MIPI	<i>Mobile Industry Processor Interface Alliance</i>
ML	Médio-Lateral
OE	<i>Open Eyes</i> (Olhos Abertos)
PDSE	Programa de Doutorado-Sanduiche no Exterior
RGB	<i>Red, Green, Blue</i> (Vermelho, Verde, Azul)
RMS	Valor médio quadrático
RMSD	Desvio do valor médio quadrático
RMSE	Erro do valor médio quadrático
SDK	Kit de desenvolvimento de software
TE	Teste Experimental
VT	Vertical

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
1.1 OBJETIVOS	18
1.2 JUSTIFICATIVA	19
1.3 ORGANIZAÇÃO DA TESE E METODOLOGIA DE PESQUISA	21
1.3.1 Cronograma	22
1.3.2 O trabalho no Brasil.....	23
1.3.3 O trabalho na França	25
1.3.4 Sinopse do trabalho de tese.....	27
1.3.5 Hipóteses de Pesquisa e Experimentos	27
1.3.6 Estrutura do documento	29
2. CONTEXTUALIZAÇÃO DO TRABALHO	32
2.1 CONCEITOS DE EQUILÍBRIO POSTURAL.....	32
2.2 O CENTRO DE MASSA	37
2.3 O CENTRO DE PRESSÃO	37
2.4 PLATAFORMA DE FORÇA E SUA CALIBRAÇÃO	39
2.5 SENSORES DE MOVIMENTO	42
2.5.1 O sensor Kinect.....	43
2.5.2 O Sensor Xtion PRO LIVE.....	49
2.5.3 O Sensor DepthSense 311	50
2.5.4 O Sensor Intel RealSense	51
2.6 PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DO CENTRO DE MASSA	52
2.7 ANÁLISE DA MARCHA HUMANA.....	54
2.7.1 Métodos convencionais de análise de marcha.....	57
2.7.2 Acelerômetros e Giroscópios	58
2.7.3 Procedimento de medição com o Kinect.....	60
2.8 CONSIDERAÇÕES SOBRE O ESTADO DA ARTE	62
3. TECNOLOGIA DESENVOLVIDA E METODOLOGIA EXPERIMENTAL	64
3.1 ETAPA ESTÁTICA: EXPERIMENTO 1 - DESENVOLVIMENTO TÉCNICO E DE APLICATIVOS.....	64
3.1.1 A Plataforma de força	64
3.1.2 Sensores de Pressão utilizados na Plataforma de Força	66

3.1.3 Circuito Eletrônico Amplificador de Sinais	69
3.1.4 Calibração da plataforma de força	77
3.1.5 Circuito Eletrônico de controle da trava eletromagnética	84
3.1.6 Aquisição dos dados do sensor de movimento	87
3.1.7 Interface Homem-Máquina (IHM)	88
3.2 ETAPA ESTÁTICA: EXPERIMENTO 2 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL E AQUISIÇÃO DE DADOS	98
3.2.2 Protocolo experimental utilizado na análise estática	99
3.2.3 Aquisição de dados na análise estática: Ajuste dos sistemas de referência entre a plataforma de força e Kinect	105
3.3 ETAPA DINÂMICA: EXPERIMENTO 3 - DESENVOLVIMENTO TÉCNICO E DE APLICATIVOS	114
3.3.1 Especificação do sensor de movimento adotado	115
3.3.2 Aplicativo de operação	115
3.4 ETAPA DINÂMICA: EXPERIMENTO 4 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL E AQUISIÇÃO DE DADOS	118
3.4.1 Protocolo utilizado na análise dinâmica - experimento 4	119
3.4.2 Tempo de Medição	123
4. ANÁLISE DE RESULTADOS	124
4.1 AVALIAÇÃO DOS EXPERIMENTOS ESTÁTICOS DE ANÁLISE DO EQUILÍBRIO POSTURAL	124
4.1.1 Validação da plataforma de força do G-SCOP	124
4.1.2 Análise da proporcionalidade entre o CoP e CoM	132
4.1.3 A variável de proporcionalidade na análise do equilíbrio postural	139
4.2 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS DINÂMICOS DE ANÁLISE DA MARCHA HUMANA	144
4.2.1 A análise da marcha humana no Hospital de Grenoble	144
4.2.1 Estudo comparativo dos dados do Kinect e VICON	145
4.2.2 Estudo comparativo dos dados do Kinect com os do sistema VICON	146
4.2.3 Confiabilidade do sensor de movimento na análise da marcha	150
4.3 RESULTADO DO EXPERIMENTO COMPORTAMENTAL	151
5. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS	157
5.1 CONCLUSÃO DA ETAPA ESTÁTICA	157
5.2 CONCLUSÃO DA ETAPA DINÂMICA	157

5.3 CONCLUSÃO DA ETAPA COMPORTAMENTAL	158
5.4 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	158
5.4.1 Melhorias tecnológicas	159
5.4.2 Perspectivas.....	160
REFERÊNCIAS	162
APÊNDICE A – PROGRAMAÇÃO DO LABVIEW	168
APÊNDICE B – PROGRAMAÇÃO EM MATLAB.....	172
APÊNDICE C - AUTORIZAÇÃO DE PESQUISA.....	178
APÊNDICE D - MINHAS REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	179

1. INTRODUÇÃO

Este trabalho, envolve uma aplicação de fisioterapia está inserido em um projeto de cooperação interinstitucional, desenvolvido através de uma parceria entre a UNESP – Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" e a instituição Grenoble INP (*Institut Polytechnique*) de Grenoble, França, através do Laboratório G-SCOP (*Laboratoire des Sciences pour la Conception, l'Optimisation et la Production* de Grenoble). Seu desenvolvimento foi feito através de uma tese em cotutela.

A parceria foi estabelecida considerando diferentes fatores e habilidades complementares. O laboratório G-SCOP possui experiência no campo da saúde, especialmente para o projeto colaborativo de produtos médicos, com diversas publicações sobre o tema. O professor-pesquisador, coorientador na França trabalha com uma equipe de estudantes, engenheiros e pesquisadores das áreas de engenharia mecânica e de produção, no G-SCOP do Grenoble INP. Em colaboração com a UNESP, Guaratinguetá, essa equipe trabalha no desenvolvimento de plataformas de força há cerca de 5 anos.

Um dos projetos atuais da equipe do laboratório G-SCOP, conta com a colaboração de fisioterapeutas do hospital de Grenoble, com atuação em vários tópicos relacionados à biomecânica (MAGNIER et al., 2010), entre as quais pode-se citar, por exemplo, o desenvolvimento de próteses de membros superiores. No laboratório G-SCOP, uma atividade de pesquisa também utiliza sensores de movimento para desenvolver um sistema de medição de capacidade motora para crianças com deficiências (COTON et al., 2015). Isso prova, além da expertise dos pesquisadores do G-SCOP que usam esse sensor, que seu uso é muito interessante para pesquisadores em biomecânica.

Os principais objetivos técnicos deste trabalho de pesquisa são desenvolver formas eficientes para medir os parâmetros cinemáticos associados à análise do equilíbrio postural e ao mesmo tempo, avaliar conceitos desenvolvidos para a análise da marcha humana. Neste caso, busca-se comparar a qualidade das medições feitas por novas tecnologias de baixo custo, com aquelas usadas atualmente em salas dedicadas de hospitais. A parceria entre os membros da UNESP e do G-SCOP foi crucial para a realização dos objetivos de pesquisa descritos na próxima seção.

Como discutido ao longo deste trabalho, para alcançar esses objetivos técnicos, foi necessário construir um sistema (1) que torna possível a leitura da posição cinemática e o centro de massa de um sujeito¹ ao longo do tempo (2) que relata a posição do centro de pressão exercida por um sujeito sobre uma plataforma de força e (3) que fornece todas essas informações, em tempo real ao profissional de saúde.

1.1 OBJETIVOS

Este trabalho de pesquisa tem com foco principal, oferecer uma ferramenta que auxilie na reabilitação de pessoas com algum tipo de deficiência, em seu equilíbrio postural, ou dificuldades de locomoção e posterior aplicação desses conceitos adquiridos, na análise da marcha humana. Pretende-se também contribuir para a disseminação da ciência. Esses objetivos serão alcançados, através de três etapas, as quais projetam uma visão resultante de um trabalho multidisciplinar. Estas etapas de trabalho são descritas na sequência.

O primeiro passo, o principal desta tese, tem como foco a melhoria de uma plataforma de força existente, apoiada por molas. As plataformas de força são as ferramentas utilizadas de maneira padronizada pelos fisioterapeutas. Elas fornecem informações sobre a posição do centro de pressão do paciente (CoP). A análise do CoP permite que os fisioterapeutas realizem avaliações do equilíbrio postural. A partir da existência de uma plataforma de força, o trabalho de tese consiste no desenvolvimento de soluções, que permitam a captura automática de dados recebidos por sensores de força instalados na plataforma, para posterior análise. Estes são utilizados para a produção de informação gráfica sobre a evolução do centro de pressão. A solução também deve possibilitar a recuperação síncrona dos sinais correspondentes ao centro de massa (CoM) de um sujeito sobre a plataforma de força. Eles são recuperados em tempo real graças ao uso do sensor de movimento *Microsoft Kinect 2.0*. O Kit de Desenvolvimento de Software Microsoft (SDK versão 2.0), em conjunto com o aplicativo LabVIEW, da *National Instruments* são usados para criar essa interface de comunicação, entre o sensor Kinect e o computador pessoal. Um sistema de controle, que permite a transição do estado estável para o instável da plataforma também foi desenvolvido. Ele é controlado através da interface eletrônica desenvolvida, a qual permite que o fisioterapeuta analise os movimentos do paciente sob condições de plataforma “estável” ou “instável”. O objetivo deste desenvolvimento é possibilitar que se compare os sinais de CoP e CoM, para que seja possível oferecer aos

¹ “participantes” de pesquisas (SPINK, 2011).

profissionais de saúde, especializados na análise do equilíbrio postural, equipamentos baseados no uso de um sensor de movimento. Toda essa solução foi desenvolvida e testes foram realizados por estudantes e pesquisadores do laboratório G-SCOP. Alguns resultados foram apresentados em conferências nacionais e internacionais, e artigos para revistas científicas foram submetidos.

A segunda etapa, envolve a comparação dos sinais capturados por sensores de movimento e sinais provenientes de câmeras HD RGB, instaladas em uma sala dedicada, no Hospital de Grenoble, França. Esta etapa do trabalho demonstra até que ponto, sensores de movimento podem ser usados para substituir um sistema dedicado e de custo elevado para analisar a marcha humana.

A terceira etapa, essencial para promover e divulgar a pesquisa científica no Brasil, consiste na popularização da ciência. O objetivo é divulgar aos jovens estudantes, estudantes e público em geral, a pesquisa desenvolvida nos laboratórios de pesquisas das universidades. Como experimento para replicação no Brasil, apresenta-se atividade realizada pela equipe do laboratório G-SCOP durante o evento intitulado "*Fête de la Science*", realizado em outubro de 2017 no pavilhão de eventos "Louis Néel" (Minattec / Grenoble Alpes / Grenoble INP). Nele foram apresentadas a utilização da plataforma de força operacional e do sensor de movimento. No estande intitulado "Análise do equilíbrio postural", alunos das turmas primárias e secundárias aprenderam sobre essas novas tecnologias e suas aplicações. Conceitos científicos e técnicos muito simples foram usados para explicar o atual trabalho de pesquisa e justificar seus desenvolvimentos.

1.2 JUSTIFICATIVA

A natureza internacional desta pesquisa, caracterizada pela parceria entre o departamento de engenharia Elétrica da FEG / UNESP e o Laboratório G-SCOP se justifica, entre outras razões, porque incentivou a descoberta e uso o sensores de movimento, o desenvolvimento da avaliação de controle postural e solução de análise de marcha humana, com conhecimentos compartilhados entre professores e pesquisadores brasileiros e franceses.

O foco principal deste trabalho é melhorar a avaliação do equilíbrio postural. Uma plataforma de força desenvolvida no laboratório G-SCOP foi usada para propor a nova solução, que deve facilitar a utilização por profissionais de saúde. O sistema aqui proposto permite a fácil calibração, através de um procedimento padrão que também foi desenvolvido. Além disso,

é importante ressaltar que a atenção dos profissionais da saúde, em seu dia a dia, deve permanecer dedicada às fases de avaliação clínica. Elas são as mais nobres e representam os fatores motivadores para o profissional, sendo ao mesmo tempo as mais importantes para o paciente. O profissional precisa de tempo para entender e trabalhar com o paciente e fazer a avaliação mais adequada. A proposta deste trabalho considera este fator.

Para que o sistema dê respostas a questões associadas a redução de custos, compreensão das informações fornecidas, fácil manuseio, entre outros, propõe-se alterar a plataforma existente, integrando um sensor de movimento e aplicativos dedicados. Por estas razões, este trabalho foi desenvolvido, com a colaboração de profissionais de saúde, engenheiros e pesquisadores, de diferentes habilidades técnicas e científicas.

O uso de salas dedicadas aplicadas na Fisioterapia, apesar de produzir resultados muito precisos, ainda é pouco acessível, devido ao seu alto custo. O custo aproximado para implementação de um sistema de filmagem com sala dedicada inicia-se por volta de US\$ 200.000,00 contemplando apenas os equipamentos e aplicativos de software envolvidos e pode até triplicar de valor, dependendo da quantidade de câmeras envolvidas e do grau de precisão necessário. Outros custos permanentes devem ser considerados, como o espaço físico e os profissionais especializados que farão a manutenção do sistema.

Em função dessa característica, no Brasil, apenas grandes complexos hospitalares possuem sistemas deste tipo, o que torna difícil o acesso à grande maioria da população. A utilização de sensores de movimento, proposta neste trabalho como solução alternativa, pode viabilizar uma redução significativa de custos, já que os valores estimados para implementar um sistema com sensores similares ao Kinect, com todos os aplicativos necessários, não deverão ultrapassar a faixa de US\$ 1.000,00, considerando que no Brasil, um sensor Kinect versão 2.0 era comercializado na faixa de US\$ 200,00 (base Junho/2017).

Além disso, nos procedimentos convencionais para a análise da marcha, o paciente necessita se deslocar aos grandes centros para realizar exames, em salas dedicadas, e várias análises em um mesmo paciente devem ser realizadas para acompanhar sua evolução. Para moradores de áreas remotas, ou distantes dos grandes centros hospitalares, esta situação constitui um grande dificultador para acesso ao tratamento.

Em relação à análise da marcha, foram possíveis discussões avançadas com a equipe do Centro Hospitalar Universitário de Grenoble (CHU) composta por um engenheiro biomecânico,

fisioterapeutas e especialistas em análise da marcha humana. A esses especialistas foram apresentados os resultados do projeto. De início, eles se demonstraram motivados e interessados em verificar a possibilidade de obterem dados precisos e detalhados, semelhantes aos obtidos nas salas dedicadas, mas desta vez, com baixo custo de produção, portátil e não invasivo, sem o uso de eletrodos, ou marcadores conectados ao paciente. Devido a esses recursos, os sensores de movimento são muito apreciados pelos profissionais da área da saúde. Essa colaboração permitiu o uso de uma sala de análise de marcha dedicada (com câmeras, marcadores, plataforma de força integrada) no período fora de pico da coleta de dados. O CHU atende a uma média de dois a três pacientes por semana. Na fase de coleta de dados, o protocolo usual praticado com os pacientes foi utilizado sincronizado com o uso do sensor de movimento Kinect.

1.3 ORGANIZAÇÃO DA TESE E METODOLOGIA DE PESQUISA

Nesta seção se irá apresentar o cronograma indicativo do desenvolvimento do trabalho e também questões associadas à metodologia utilizada para o desenvolvimento deste trabalho de pesquisa.

1.3.1 Cronograma

O trabalho de pesquisa desenvolvido nesta tese foi realizado parte no Brasil e parte no laboratório do G-SCOP na França. Suas diversas etapas são apresentadas no Cronograma da Tabela 1 e detalhados nas próximas seções.

Tabela 1 – Cronograma de etapas para a pesquisa

ATIVIDADES	2014		2015		2016		2017		2018	
	1º S	2º S								
Disciplinas do programa de Pós-Graduação										
Estudo da plataforma UNESP Guaratinguetá										
Revisão bibliográfica										
Desenvolvimento de circuitos eletrônicos e aplicativos para plataforma de força (etapa estática)										
Desenvolvimento de aplicativos para Kinect (etapa estática)										
Calibração da plataforma de força (etapa estática)										
Análise, comparação dos dados e obtenção dos resultados – fase estática (etapa estática)										
Eventos de popularização da ciência (etapa comportamental)										
Comparação com sistema de referência em sala dedicada (etapa dinâmica)										
Análise, comparação dos dados e obtenção dos resultados – fase final (etapa dinâmica)										
Qualificação										
Elaboração da Tese / artigos										
Defesa da Tese (Brasil e França)										

Legenda:



Etapa realizada no Brasil



Etapa realizada na França

Fonte: Autor

1.3.2 O trabalho no Brasil

A fase de pesquisa no Brasil teve a duração de dois anos e seis meses. O trabalho teve início em agosto de 2014 com o acompanhamento e validação de disciplinas específicas, com foco na área de projetos. As disciplinas necessárias para validar o trabalho de doutorado são resumidas a seguir:

- Ferramentas de diagnóstico de máquinas: Análise de dados de tempo e frequência, aplicados a falhas mecânicas de rolamentos de máquinas. O estudo revelou novas ferramentas e conceitos matemáticos. O uso do aplicativo MATLAB durante os cursos permitiu o mesmo e o aplicar na análise de dados da plataforma de força e do sensor Kinect utilizados neste trabalho.
- Programação Orientada a Objetos: Fundamentos e aplicações dos conceitos de programação orientada à objetos. Foi utilizado o ambiente de programação Java, mas os conceitos adquiridos podem ser aplicados a qualquer outro ambiente de programação. Esta disciplina foi fundamental na fase de elaboração dos aplicativos utilizados, tanto no LabVIEW, como no MATLAB.

No ano de 2015, já com o contato com o laboratório G-SCOP estabelecido, foram cursadas as disciplinas ligadas a área de Semiologia descritas a seguir.

- Fundamentos da Aquisição e Tratamento de Dados: Disciplina focada nas técnicas de aquisição de dados (coleta) e suas diversas formas de tratamento para obter os resultados referentes às grandezas físicas a serem investigadas. Foram abordadas, durante as aulas, ferramentas do LabVIEW e MATLAB que foram importantes na solução de problemas abordados nesta pesquisa.
- Cinemática e Dinâmica do Corpo Humano: Modelagem matemática aplicada ao sistema de locomoção humana. Na disciplina foi feito um amplo estudo de soluções para a resolução de problemas no cálculo de trajetórias e outras grandezas físicas voltadas ao corpo humano. Ela foi importante na análise de questões associadas a marcha humana.
- Instrumentação em biomecânica: Disciplina apresentando os principais métodos de instrumentação para a coleta e análise de dados, no campo da biomecânica. As aplicações dos sensores do tipo acelerômetro e giroscópio, sensores de força e suas características e magnitudes foram estudadas. Ainda na fase de pesquisa no Brasil, foi

utilizada a plataforma experimental existente no Laboratório de Biomecânica da FEG/UNESP Guaratinguetá (c.f. Figura 1). Esta plataforma foi desenvolvida em conjunto com o Laboratório G-SCOP no âmbito da tese de doutoramento de Miranda (2016). A plataforma utiliza sensores de deslocamento indutivos e não dispõe de ferramentas de controle automático de estabilidade. Com esta plataforma foram realizados testes laboratoriais com o objetivo de calibração da plataforma e teve início o desenvolvimento dos aplicativos.

Figura 1 – Plataforma de força desenvolvida no Brasil



Fonte: Autor

Em 2016, iniciou-se o trabalho de pesquisa bibliográfica. Este trabalho permitiu a avaliação de trabalhos existentes e das tecnologias propostas em relação à análise do equilíbrio postural e da marcha, através do uso de plataformas de força, sensores de movimento e outras ferramentas de medição. Paralelamente ao trabalho de pesquisa bibliográfica, a interação com plataforma existente permitiu compreender as escolhas iniciais de tecnologia e familiarizar-se com seu uso. Suas vantagens e desvantagens foram observadas e puderam ser exploradas para o desenvolvimento de uma nova plataforma experimental no laboratório G-SCOP.

Em paralelo à pesquisa bibliográfica, foi elaborado o pré-projeto para estágio no exterior que foi submetido à CAPES no edital de agosto de 2016, tendo sido aprovado em janeiro de 2017. Este financiamento permitiu que a etapa francesa do trabalho pudesse ser desenvolvida a partir de abril de 2017.

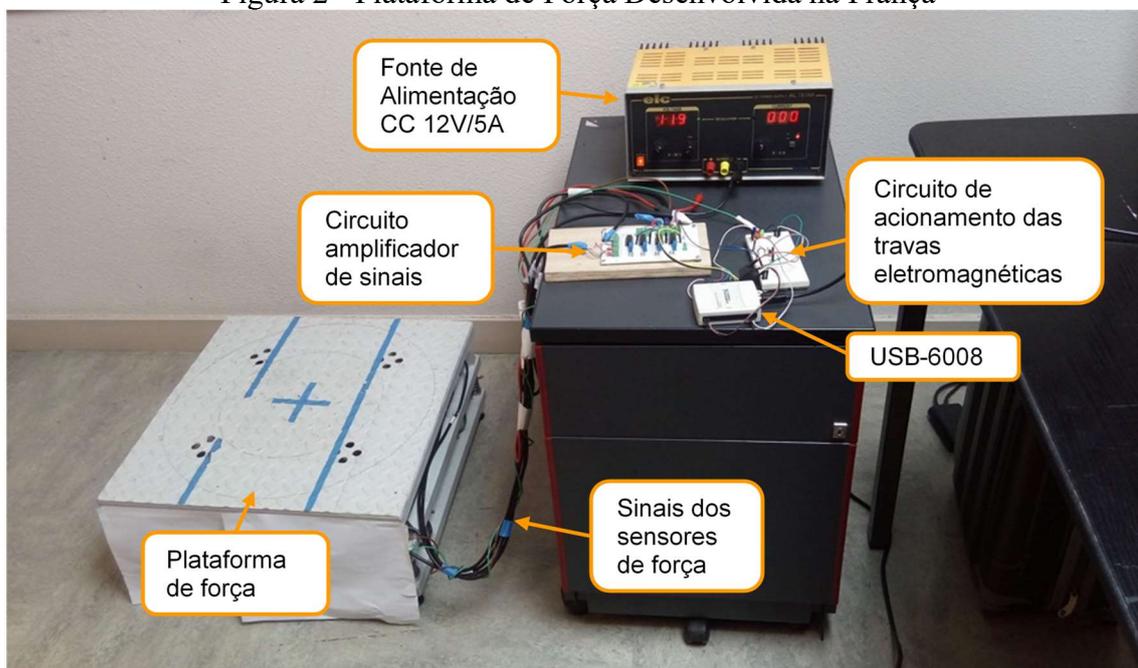
1.3.3 O trabalho na França

O período francês da tese foi realizado no laboratório G-SCOP do Grenoble INP. Esta escolha se deveu às atividades desenvolvidas por este laboratório nas áreas da Ciência para Design, Otimização e Produção. Entre outras atividades, o trabalho desenvolvido por uma equipe do laboratório que usa sensores de movimento para obter parâmetros relacionados à biomecânica, foi determinante para a escolha. Além disso, membros deste laboratório mantêm fortes relações acadêmicas com a FEG / UNESP, campus de Guaratinguetá, no estado de São Paulo. Essa relação assegurou ao longo dos últimos anos o intercâmbio de alunos em ciclos de engenharia, estagiários e professores visitantes.

Uma plataforma de força foi o ponto de partida do trabalho de estágio de doutorado na França (c.f. Figura 2). Depois de vários trabalhos de estudantes de engenharia da instituição e de um engenheiro da plataforma tecnológica GI-Nova² da rede francesa S.mart, esta plataforma foi concebida e desenvolvida em etapas. A compreensão das tecnologias escolhidas e utilizadas durante o seu projeto foram as primeiras fases do trabalho na França. As atividades eram naturalmente orientadas em torno de (1) a escolha dos componentes eletrônicos necessários para a aquisição dos dados medidos pela plataforma de força (2) a aquisição de conhecimentos teóricos relacionados à análise do equilíbrio postural e (3) a busca por tecnologia apropriada relacionada à captura de movimento.

² <http://genie-industriel.grenoble-inp.fr/les-ressources-pedagogiques/la-plateforme-technologique-gi-nova-586830.kjsp>

Figura 2 - Plataforma de Força Desenvolvida na França



Fonte: Autor

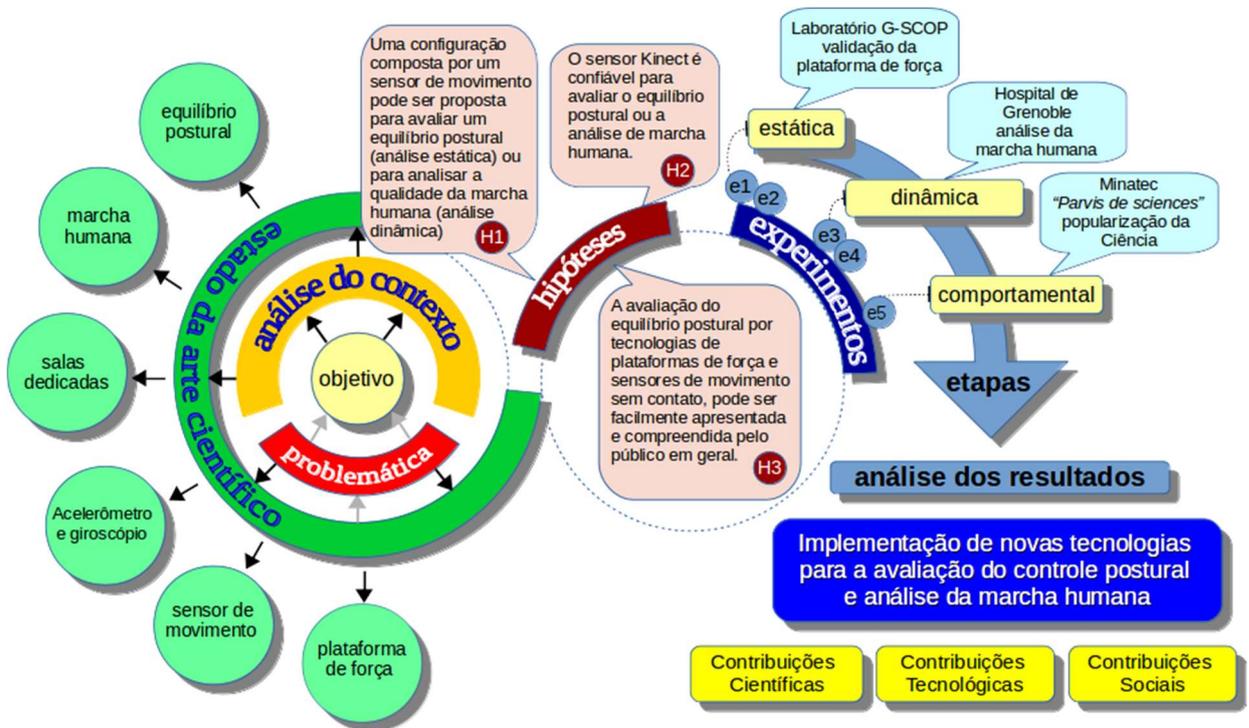
Durante esta pesquisa, ocorreu a oportunidade de apresentar, para um público muito amplo, desenvolvimentos tecnológicos e objetivos científicos do trabalho durante o evento nacional francês “*Fête de la Science*” realizado em Grenoble em outubro de 2017. Esse exercício de divulgação científica foi muito benéfico para toda a equipe do laboratório G-SCOP e foi uma experiência fantástica pessoal para Autor, como professor brasileiro.

Além do trabalho relatado anteriormente, em torno da plataforma de força, as ferramentas e tecnologias estudadas no Brasil também despertaram o interesse para a integração com as atividades de pesquisa na análise da marcha humana desenvolvidas no Hospital Universitário de Grenoble. Durante as visitas ao laboratório de análise da marcha humana deste hospital, foram disponibilizados equipamentos para avaliar a qualidade da marcha humana. Decidiu-se então iniciar atividades nesta área para explorar as capacidades do sensor de movimento, já utilizado, em conjunto com a plataforma de força.

1.3.4 Sinopse do trabalho de tese

Para ajudar a compreender o desenvolvimento desta tese como um todo, a Figura 3 apresenta um diagrama global descrevendo todas as fases do trabalho de pesquisa. Nesta figura se pode observar da problemática adotada às soluções implementadas, qual foi o percurso realizado no desenvolvimento deste trabalho de pesquisa. Três hipóteses foram formuladas (H1 a H3) e cinco experimentos (e1 a e5) foram definidos para a provável produção de respostas. Essas hipóteses e experimentos são apresentados na próxima seção.

Figura 3 – Organização do trabalho de pesquisa



Fonte: Autor

1.3.5 Hipóteses de Pesquisa e Experimentos

Este trabalho de pesquisa foi organizado considerando três tópicos de interesse para o estudo da temática "Avaliação do Controle Postural e Análise da Marcha Humana". Para tentar encontrar respostas a essas três questões, cinco experimentos foram propostos, sendo eles de três tipos, estático, dinâmico e comportamental.

A partir da avaliação do estado da arte, incluindo apresentações de tecnologias e aplicações no campo da captura de movimento, as seguintes hipóteses de pesquisa (H) foram propostas:

- H1 - Uma configuração composta por um sensor de movimento pode ser proposta para avaliar um equilíbrio postural (análise estática) ou para analisar a qualidade da marcha humana (análise dinâmica)? A avaliação desta hipótese é feita através da Experiência 1 e Experiência 3.
- H2 - O sensor de movimento é confiável para avaliar o equilíbrio postural ou a análise da marcha humana? A avaliação desta hipótese é feita através da Experiência 2 e Experiência 4.
- H3 - A avaliação do equilíbrio postural por tecnologias de plataformas de força e sensores de movimento sem contato, pode ser facilmente apresentada e compreendida pelo público em geral? A avaliação desta hipótese é feita através da Experiência 5.

Para confirmar ou não as hipóteses apresentadas acima, os experimentos foram numerados com a cronologia que foram desenvolvidos. Inicialmente, para tratar as questões associadas ao equilíbrio postural foram propostos dois experimentos.

- **Experimento 1 - Estático - Desenvolvimento técnico e de aplicativos:** os profissionais de saúde usam atualmente o valor do CoP medido por plataformas de força para avaliar o equilíbrio postural. É proposta uma configuração experimental usando uma plataforma de força e um sensor de movimento para medir, de forma síncrona, o CoP e o CoM. Essas duas medições serão conectadas por meio de um sistema de aquisição de dados e ligadas a uma interface homem-máquina para controlar e tratar os dados produzidos. O desenvolvimento técnico desta fase de trabalho é detalhado na seção 3.1, página 64.
- **Experimento 2 - Estático - Aquisição e análise de dados:** de acordo com um protocolo experimental, definido pelos engenheiros e fisioterapeutas do Laboratório G-SCOP que se envolveram com este trabalho, foi analisado um grupo de 20 pessoas sãs, com idades entre 22 e 58 anos. O princípio dessa experiência é conhecer as posições do CoP e CoM geradas quando uma pessoa permanece em pé, imóvel por 20 segundos e em várias situações: olhos abertos / fechados, plataforma estável / instável, 4 posições diferentes dos pés. A metodologia experimental desta fase do

trabalho é detalhada na seção 3.2, página 98. A análise de dados para avaliar a confiabilidade do sensor de movimento sem contato, para avaliação do equilíbrio postural é apresentada na seção 5.1, página 157.

- **Experimento 3 - Dinâmico: Desenvolvimento técnico e de aplicativos:** o mesmo sensor de movimento utilizado para a localização do CoM em tempo real é utilizado. O objetivo desta fase é definir e avaliar a possibilidade de desenvolvimento de um ambiente paralelo para capturar os dados medidos pelo sistema de aquisição do laboratório de análise do Hospital de Grenoble, de maneira síncrona com aqueles medidos pelo sensor de movimento. O desenvolvimento técnico desta fase de trabalho é detalhado na seção 3.3, página 110.
- **Experimento 4 - Dinâmico - Aquisição e análise de dados:** o objetivo deste experimento é medir o posicionamento de certos pontos de uma pessoa ao caminhar. A metodologia experimental desta fase do trabalho é detalhada na seção 3.4, página 118. A análise de dados para avaliar a confiabilidade do sensor de movimento sem contato, para a avaliação do movimento humano, é apresentada na seção 4.2, página 144.
- **Experimento 5 - Comportamental:** o ambiente criado como parte do Experimento 1 foi introduzido durante o evento intitulado “*Parvis des Sciences*” que é realizado como parte da “*Fête de la Science*”, um evento nacional francês, que visa promover intercâmbios entre pesquisadores e cidadãos. Esse evento ocorre uma vez por ano, nos meses de outubro, desde o ano de 1991 com o objetivo específico de popularizar a ciência para jovens estudantes e público em geral, obter informações sobre questões tecnológicas e divulgar aplicações que são desenvolvidas em laboratórios de pesquisa na França. Esse experimento é apresentado em mais detalhes na seção 5.3, página 158.

1.3.6 Estrutura do documento

Esta tese está organizada segundo o esquema apresentado na Figura 4. O Capítulo 1 introduz os objetivos e as justificativas deste trabalho de pesquisa.

O Capítulo 2 apresenta uma revisão da literatura, que começa com uma explicação do conceito de controle do equilíbrio postural humano. Como as ferramentas atuais para análise

do equilíbrio postural são desenvolvidas através do estudo do comportamento do CoP e o CoM, serão dedicadas a eles duas seções deste Capítulo. Neste capítulo também se discutem os sistemas de medição e tecnologias para calcular esses dados: plataformas de força e diferentes sensores de movimento. A avaliação da qualidade da marcha humana também é realizada. Após a apresentação de alguns métodos de análise, os sistemas de medição mais comuns, que permitem a medição dos parâmetros necessários para esta análise são detalhados.

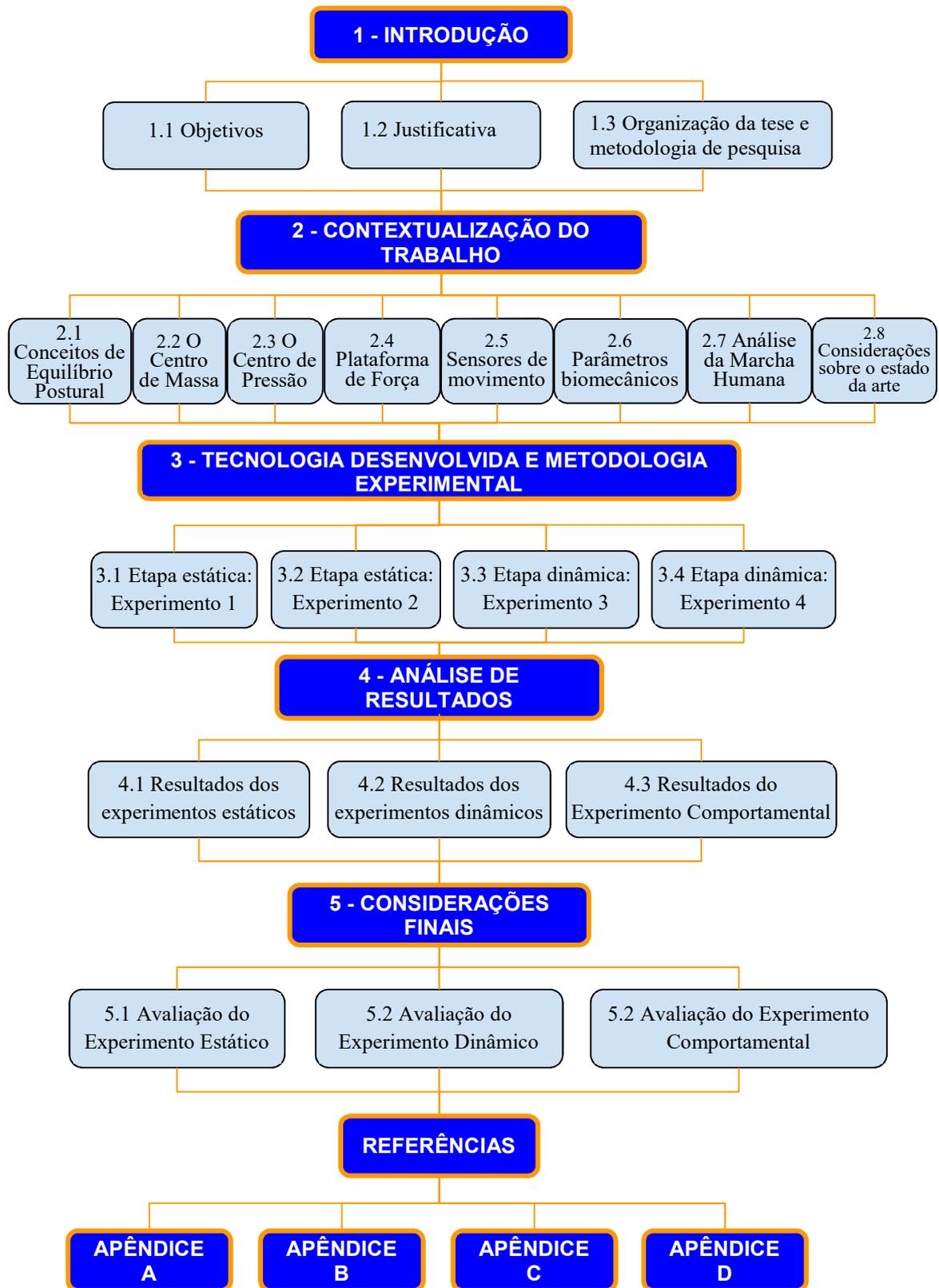
O Capítulo 3 descreve o desenvolvimento do trabalho técnico e de aplicativos. Está estruturado em quatro seções. As duas primeiras dizem respeito à parte estática (estudo do equilíbrio postural) e as duas seguintes dizem respeito à parte dinâmica (estudo da análise da marcha). Cada um destes dois estudos (estático e dinâmico) é descrito através de seu desenvolvimento técnico e de aplicativos, protocolo experimental e aquisição de dados. Este Capítulo fornece respostas sobre a hipótese H1.

O Capítulo 4 apresenta a análise dos resultados previamente adquiridos. O início do Capítulo é dedicado aos resultados obtidos com os experimentos relativos ao estudo do equilíbrio postural (estático). Na sequência se estuda resultados obtidos com os experimentos relativos a qualidade da marcha (dinâmico). Em ambos os casos, os dados recuperados pelo sensor de movimento são analisados e comparados aos sistemas de medição tradicionais para avaliar sua confiabilidade. Este trabalho oferece respostas à hipótese H2.

Finalmente, o Capítulo 5 reúne as considerações e recomendações relacionadas a este trabalho de pesquisa. Conclusões sobre cada experimento são feitas e perspectivas de pesquisa são propostas. No final do Capítulo, uma revisão do trabalho realizado durante a "*Fête de la Science*" permite responder à hipótese H3.

Quatro apêndices são adicionados a este trabalho de pesquisa. O primeiro contém os elementos de software desenvolvidos com o aplicativo LabVIEW (Apêndice A página 168). Os programas desenvolvidos na aplicação MATLAB estão disponíveis no Apêndice B, página 172. O modelo de documento (em francês) que autoriza o uso de dados de pesquisa, apresentado a voluntários que participaram de experimentos de coleta de dados durante os estudos estáticos e dinâmicos, é apresentado no Apêndice C, página 178. Os documentos originais preenchidos estão arquivados no laboratório G-SCOP. Por questões de confidencialidade, nenhum nome dos voluntários envolvidos nos experimentos é apresentado nesta tese. Os artigos e publicações feitos durante este trabalho de pesquisa estão agrupados no Apêndice D, página 179.

Figura 4 – Estrutura do documento de tese



2. CONTEXTUALIZAÇÃO DO TRABALHO

Este Capítulo apresenta os diferentes conceitos necessários a uma boa compreensão do trabalho realizado. Uma primeira parte foca na compreensão do equilíbrio postural. As noções de CoM e CoP são explicadas a seguir. Algumas plataformas de força são apresentadas com suas peculiaridades. Um estudo de sensores de movimento, suas vantagens e desvantagens em aplicações envolvendo atividades estáticas (equilíbrio postural) e dinâmicas (análise de marcha) são apresentados. O Capítulo continua com apresentações de métodos de análise da qualidade da marcha e termina com uma revisão deste estado da arte e sua exploração.

2.1 CONCEITOS DE EQUILÍBRIO POSTURAL

O objetivo desta seção está sintetizado na avaliação da literatura associada ao conceito do sistema de controle da estabilidade postural humana, a partir do qual o problema é considerado no quadro de pesquisa. A primeira parte introduz as definições necessárias para uma boa compreensão do equilíbrio postural: os conceitos físicos relacionados ao centro de massa e ao centro de pressão e sua relação com o este trabalho são definidos.

O termo postura é definido como a posição relativa de alguns segmentos do corpo em relação a outros segmentos e com respeito a uma marca de referência inercial externa ao corpo. O homem é capaz de adotar uma infinidade de posturas, no entanto, os termos "postura" ou "postural", classicamente referem-se à posição bipolar, chamada "postura ereta fundamental" (PAILLARD, 1976).

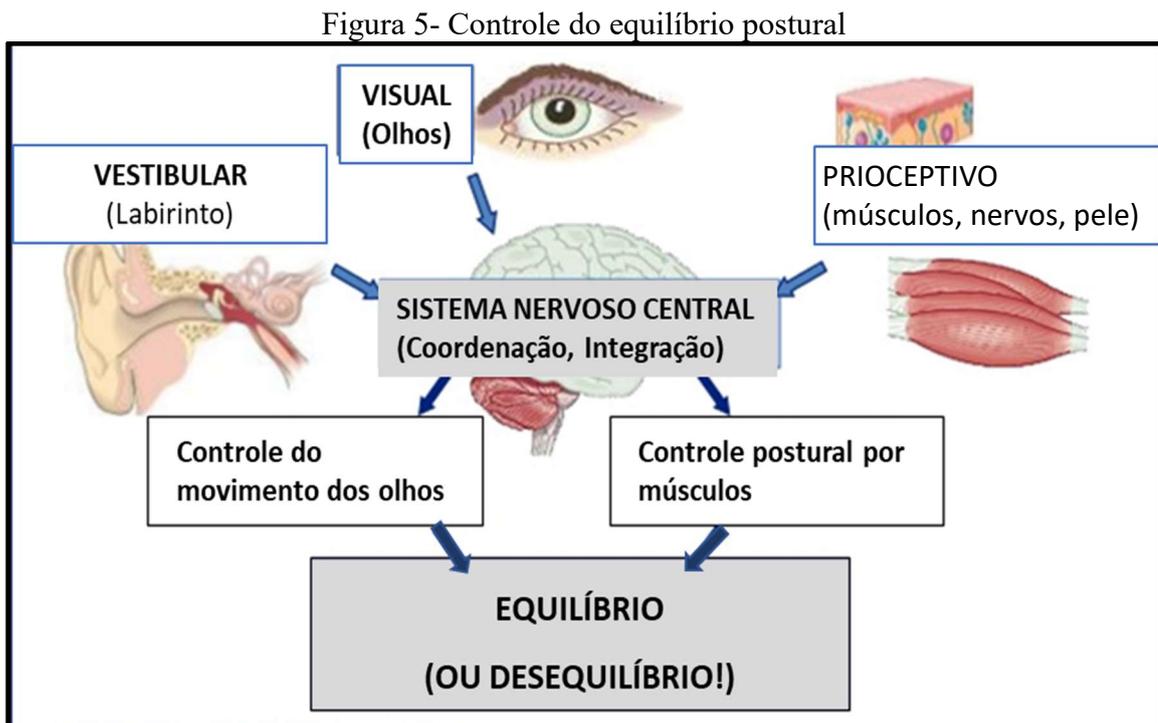
Um dos aspectos do controle postural é a atividade motora, pois proporciona condições de estabilidade e orientação para os segmentos corporais necessários à ação do movimento corporal. Deste modo, o controle postural está associado também a atividade motora, pois fornece condições de estabilidade e orientação dos segmentos do corpo necessárias para realizar uma ação de movimento do corpo (ROUIS, 2015).

A função de estabilização visa contrariar a força gravitacional e as forças de reação do solo para manter a superposição dos segmentos corporais, devido à rigidez das articulações e músculos. Também visa regular a posição do corpo, em relação à superfície de apoio, garantir seu equilíbrio e controlar as perturbações do ambiente, em torno do indivíduo. A função de orientação é ajustar a posição geométrica dos segmentos do corpo, em relação ao mundo exterior para a percepção e organização de uma ação (PAILLARD, 1976).

Todos os seres vivos executam movimentos involuntários, sejam elas realizadas por órgãos internos, ou pelo sistema que controla o equilíbrio. Este fenômeno é chamado de "motilidade". A motilidade humana provém da coordenação do sistema musculoesquelético, sob o controle do sistema nervoso central e periférico, com sua densa rede de sensores fisiológicos. Desta forma, o controle da postura (equilíbrio estático) e a locomoção (equilíbrio dinâmico) são duas atividades fundamentais para o sistema motor do corpo humano. A execução de um movimento, gera uma perturbação da postura, o que requer ajustes para compensar essa interrupção e manter o equilíbrio (ROUIS, 2015). Por exemplo, os resultados do controle postural podem levar à imobilização das partes do esqueleto, em determinadas posições, para compor uma atitude geral e de acordo com a interação das diferentes funções cognitivas, sensoriais, motoras e biomecânicas (PAILLARD, 1976).

O equilíbrio do corpo é controlado por três sistemas sensoriais. São eles, o sistema vestibular (controla a posição e movimento da cabeça), o visual e o proprioceptivo (percepção do próprio corpo, através de músculos, nervos, pele), conforme ilustra a

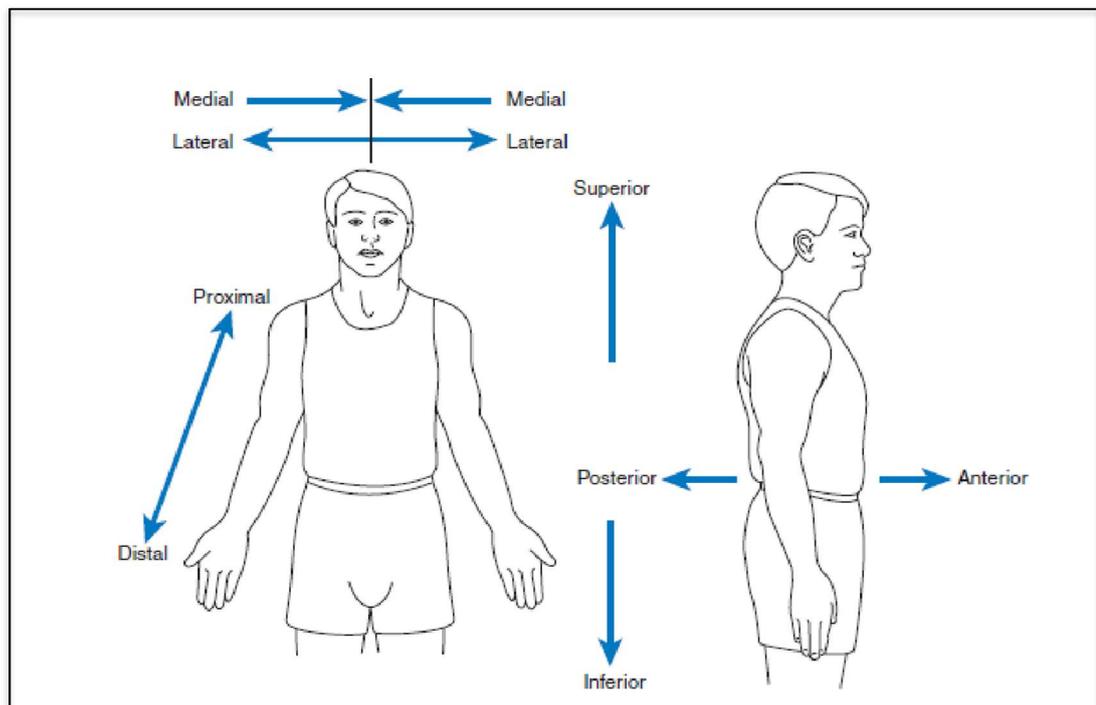
Figura 5. O comprometimento postural do indivíduo pode ocorrer da alteração proprioceptiva (percepção da postura e da movimentação do corpo), vestibular (vertigem), ou visual (relações espaciais), o que pode causar problemas de equilíbrio e interferir na qualidade de vida (MASSUKAWA ODA; GANANÇA, 2015).



Fonte: Goebel (2000); Shepard; Solomon (2000)

As descrições dos termos que regem os movimentos do corpo humano e sobretudo o sistema de controle de equilíbrio postural são baseadas nos planos de secção que passam através do corpo considerando-o em uma posição padrão, ou posição anatômica. A posição anatômica é definida quando o corpo se encontra em postura ereta fundamental, com os dois pés apoiados ao solo, olhar no horizonte e frontal, palmas voltadas para a frente (HAMILL, 2015), conforme ilustra a Figura 6.

Figura 6 - Termos usados para descrever a posição ou direção relativa



Fonte: Hamill (2015)

Através da posição anatômica são definidos os sistemas de referência utilizados neste trabalho, a saber: Ântero-Posterior (AP); Médio-Lateral (ML); Inferior-Superior (IS), ou Vertical (VT). O sistema de controle do equilíbrio postural nos seres humanos, não atua na direção Inferior-Superior (WHITTLE, 2007). Na etapa estática deste trabalho serão considerados como parte do sistema de referência, as direções Ântero-Posterior e Médio-Lateral.

A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal em humanos é garantida pelo adequado funcionamento do sistema de controle postural. A pesquisa nesse tema tem despertado interesse em profissionais de diversas áreas, tais como, Fisioterapia, Educação Física, Engenharia, Física, Medicina, Psicologia. Várias técnicas têm sido estudadas e consequentemente resultados variados têm sido apresentados (ROUIS, 2015).

A postura pode ser compreendida como, o conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo, sendo que o ser humano adota uma infinidade de posturas diferentes durante suas atividades diárias. Mesmo quando se está parado, em postura ereta, ocorrem oscilações que variam entre cada indivíduo. A cada nova postura, respostas neuromusculares são necessárias para manter o corpo em equilíbrio. Para manter o equilíbrio é fundamental que a projeção vertical do centro de massa do corpo, seja mantida dentro do polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés, o que permite a realização de diversos movimentos do corpo (DUARTE; FREITAS, 2010).

O equilíbrio postural é essencial para que um indivíduo tenha uma boa qualidade de vida. É muito importante um diagnóstico preventivo e mesmo um tratamento às pessoas com algum problema de equilíbrio postural. Deve-se avaliar seu desempenho, em cada fase proposta pelo profissional da área da saúde. Existem várias formas de se estudar o comportamento do sistema de equilíbrio postural, pois este sistema é complexo e dinâmico, com diferentes variações para cada pessoa analisada. Sua aplicação se faz muito útil em diferentes áreas, como na educação física, reabilitação e diagnóstico de doenças por distúrbios do equilíbrio. Também entre os idosos por ser um problema natural e com o aumento da expectativa de vida, o estudo do equilíbrio tem uma grande parcela aplicada a esse grupo (CHAUDHRY et al., 2004).

Dentre os sistemas utilizados atualmente como ferramenta de diagnóstico de problemas de equilíbrio postural, a maioria analisa basicamente duas grandezas físicas: o centro de pressão e o centro de massa (WHITTLE, 2007).

A região do objeto que está em contato com a superfície de apoio se dá o nome de base de apoio. Os limites definidos para uma região onde haja estabilidade do equilíbrio postural humano dependem da área da base de apoio, delimitada pelos pés, da projeção vertical do CoM, da altura do CoM e do peso da massa do indivíduo. Os limites de estabilidade também dependem da interação entre a posição e velocidade do CoM. Quando o indivíduo estiver muito próximo da borda da base de apoio e a velocidade do CoM for alta, nessa condição se torna mais difícil recuperar a estabilidade, em comparação à situação do mesmo indivíduo estar no centro da base de apoio com velocidade igualmente alta. Um limite real de estabilidade, em sujeitos normais, é determinado por limitações biomecânicas e neuromusculares como força e rapidez da resposta muscular (COELHO; DUARTE, 2008).

Winter (1995) observou que a análise da postura em posição anatômica foi, na maioria dos casos estudados por ele, reduzida ao estudo da trajetória do CoP. No entanto, o controle postural consiste no controle do CoM comparado com o CoP. Ele indica também que o CoM só pode ser estimado, através do uso de um modelo do corpo humano.

Crétual (2015), vinte anos após a observação de Winter, se propõe a determinar quais modelos são utilizados na análise postural. Para este propósito, uma seleção representativa de 252 artigos que tratam da postura em posição anatômica foi estudada. Como resultado, observou-se que o modelo usando apenas o CoP é o mais utilizado (quase dois terços da seleção). Outros modelos, CoP / CoM, contemplando um, dois, ou mais segmentos são menos utilizados. O estudo indica que essa escolha de modelo não parece ser guiada pelo tipo de população estudada. Por fim, o estudo indica também que o cálculo do CoM continua sendo um limiar para a obtenção de uma análise postural mais completa. Isto implica em afirmar que o modelo é escolhido por razões tecnológicas. Estudos constantes em bioengenharia são produzidos para garantir que os desenvolvimentos possam superar a esse limite.

A seguir é apresentado um resumo de constatações observadas na literatura envolvendo as principais aplicações do uso do CoP para a análise do equilíbrio postural:

- Fisioterapeutas e pesquisadores utilizam a imagem gerada do CoP para emitirem um diagnóstico. Duas representações são comumente utilizadas, o estatocinesigrama (construção de um gráfico do CoP nos planos Antero-Posterior – AP e Médio Lateral – ML) e o estabilograma (variação do CoP nas direções AP ou ML em função do tempo) (DUARTE; FREITAS, 2010), (SCOPPA et al., 2013).
- As variáveis globais caracterizam a amplitude dos componentes resultantes ML e AP dos traçados de CoP. Se a amplitude, ou os desvios de uma variável global forem grandes, a estabilidade postural é baixa (SCOPPA et al., 2013). No estatocinesigrama é plotada uma elipse contendo entre 90 a 95% dos pontos de oscilação do CoP nas direções ML e AP. Para obter-se um índice geral de desempenho postural deve-se calcular a área dessa elipse: quanto menor a área, melhor o desempenho (MEHDIKHANI et al., 2014), (Critério 1).
- A amplitude de deslocamento é a distância entre os deslocamentos máximo e mínimo do CoP para cada direção: quanto maiores os valores, pior a estabilidade postural (IHLEN et al., 2013).

- A velocidade de variação do CoP é calculada dividindo a excursão CoP no momento da coleta de dados. A velocidade reflete a eficácia do sistema de controle postural: uma baixa velocidade indica melhor controle postural (IHLEN et al., 2013), (Critério 2).

Os Critérios 1 e 2 especificados acima contém os parâmetros escolhidos para validar o desempenho da plataforma de força proposta (seção 4.1.1, página 124).

2.2 O CENTRO DE MASSA

Segundo Robertson et al. (2014), o CoM é a representação de um corpo, através de um único ponto no espaço tridimensional, o qual se comporta como se toda a massa estivesse concentrada nele e como se todas as forças atuantes nesse corpo agissem sobre esse único ponto.

Um corpo qualquer pode ser considerado um conjunto de partículas. Se o centro de massa de cada partícula é conhecido, também é possível determinar o CoM desse corpo. Para uma análise simples, considerando-se somente duas dimensões e corpos com distribuição uniforme de suas massas, pode-se encontrar o CoM, através de uma análise geométrica (COELHO; DUARTE, 2008).

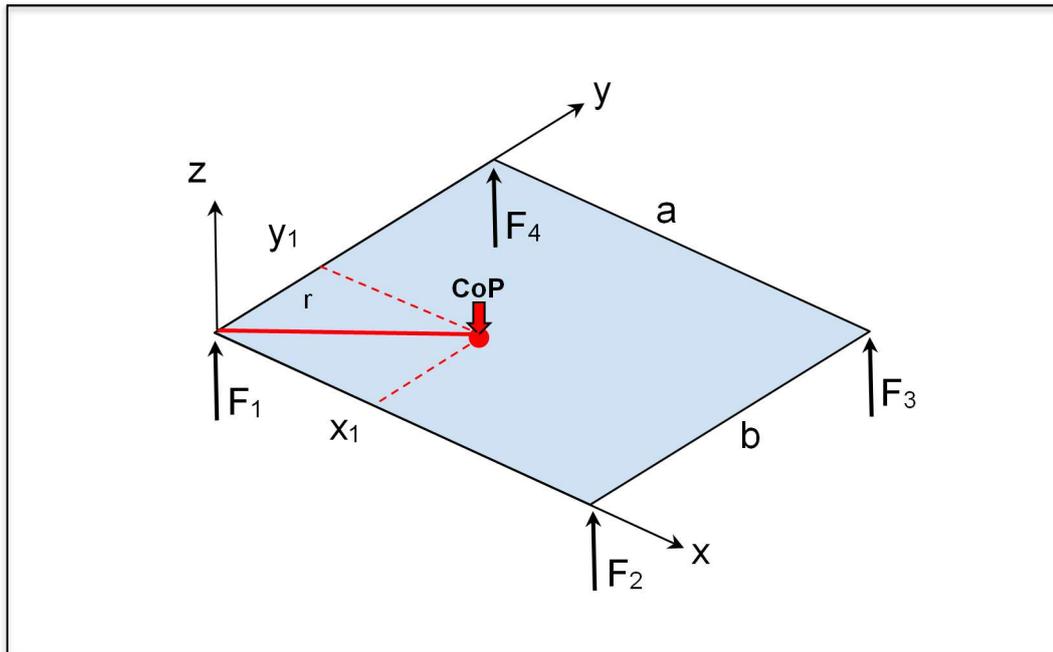
Na análise de um corpo tridimensional, mas ainda considerando corpos de distribuição de massa uniformes, o processamento vetorial também pode ser usado para definir o CoM. No caso do corpo humano, a distribuição de massa não é uniforme e varia de uma maneira específica para cada pessoa, o que torna necessário o uso de outra metodologia para a definição do CoM.

Com este objetivo, as escolhas dos parâmetros biomecânicos para a determinação do CoM são explicadas na seção 2.6, página 52. Neste trabalho, a medição do CoM será feita usando sensores de movimento.

2.3 O CENTRO DE PRESSÃO

O CoP pode ser definido como o ponto de aplicação do vetor que representa a força exercida pelo solo sobre um corpo em contato com ele. Para medir este vetor e determinar sua localização, é necessário considerar uma superfície de suporte, representada aqui por uma Plataforma de Força, que deve ter as dimensões e características dos sensores de força conhecidos, como ilustrado na Figura 7.

Figura 7 – Parâmetros de uma plataforma de força para cálculo do CoP



Fonte: Autor

Na Figura 7, deve-se considerar:

- a,b: distâncias entre os sensores de força;
- F_1, F_2, F_3, F_4 : Forças de reação, lidas pelos sensores de força;

O cálculo do CoP (Figura 7) em um ponto de coordenadas $(x_1, y_1, 0)$ é realizado conforme equações apresentadas a seguir:

$$\text{CoP} = - \sum_{n=1}^4 F_n \quad (1)$$

$$F = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 \quad (2)$$

$$-(r \times F) = \sum_{n=1}^4 (r_i \times F_n) \quad (3)$$

$$x_1 F = (F_2 + F_3) a \quad (4)$$

$$y_1 F = (F_3 + F_4) b \quad (5)$$

$$x_1 = \frac{(F_2 + F_3)a}{F} \quad (6)$$

$$y_1 = \frac{(F_3 + F_4)b}{F} \quad (7)$$

Neste trabalho foram adotadas como referência do CoP: x_1 na direção ML e y_1 na direção AP.

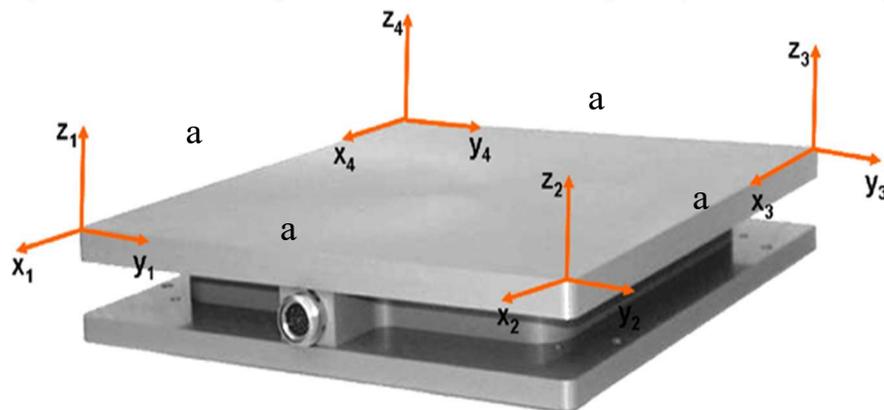
2.4 PLATAFORMA DE FORÇA E SUA CALIBRAÇÃO

Uma plataforma de força é um equipamento através do qual é possível obter, através de sensores, informações sobre as forças de reação do solo e posteriormente calcular a coordenada do CoP, através de aplicativos específicos (WINTER, 1987).

Na literatura atual, vários modos de construção de plataformas são apresentados. Eles diferem de acordo com o posicionamento dos sensores de força, sendo possível citar três tipos: a-) a plataforma com apenas um sensor em seu centro; b-) a plataforma triangular com sensores em seus três ângulos; c-) a plataforma retangular com sensores em seus quatro cantos, como mostrado na Figura 8.

Este último modo de construção é o mais comumente utilizado no mercado para a análise da marcha e do equilíbrio postural. Para calcular as coordenadas do CoP, os sistemas de coordenadas locais devem ser colocados em um único sistema de referência (WHITTLE, 2007). Este modo de plataforma retangular, ilustrado na Figura 7, será adotado neste trabalho de pesquisa.

Figura 8 - Modelo de plataforma de força retangular (cálculo do CoP)

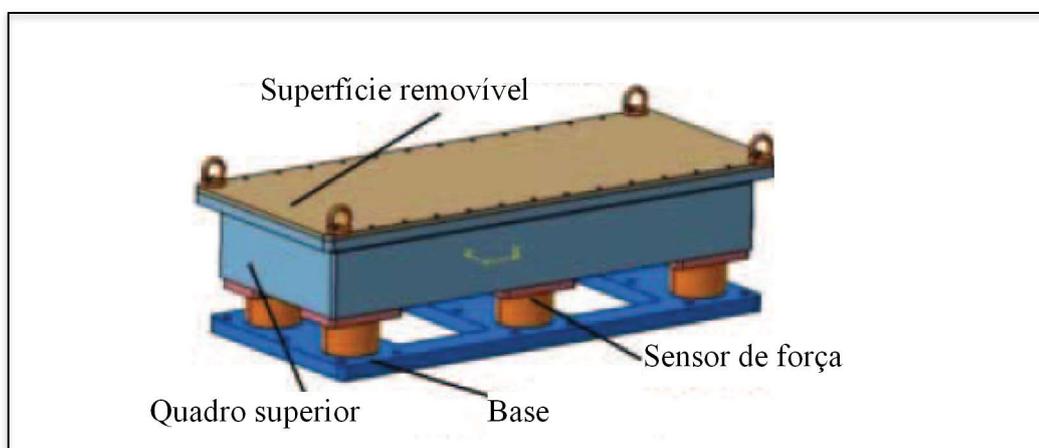


Fonte: Whittle (2007)

No modelo proposto por Whittle (2007), cada sensor coleta informações independentes e as envia, através de uma interface de condicionamento de sinais, à um computador central para processamento. Em geral, nas plataformas de força comerciais deste tipo, o fabricante não disponibiliza ao usuário suas curvas características de funcionamento. Além disso, trabalham com aplicativos proprietários, o que tornam sua utilização pouco flexível (CHAUDHRY et al., 2004).

Yang (2017) introduz um modelo denominado plataforma 3D composto por seis sensores de força, conforme ilustrado na Figura 9.

Figura 9 – Plataforma de força tridimensional

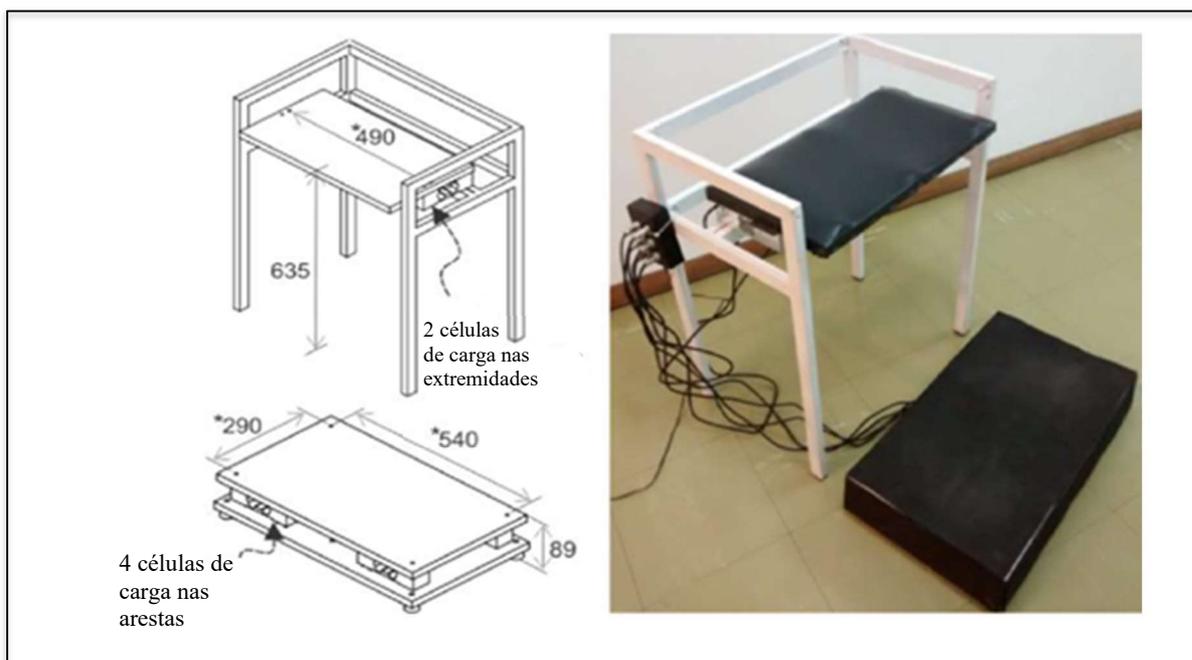


Fonte: Yang (2017)

Inicialmente o autor indica que é possível calibrar a plataforma por um método de tentativa e erro, mas deixa claro que devido ao erro médio relativo associado a este tipo de calibração ser superior à 1% para cada sensor, este método não deve ser usado. Na sequência, o autor apresenta outro método que utiliza uma técnica de simulação prévia dos resultados, em conjunto com um novo procedimento próprio de ajuste de zero, que consiste em identificar inicialmente os valores que cada sensor detecta, quando não há carga sobre a plataforma, para então medir novos valores, quando pequenas cargas conhecidas são aplicadas. O erro médio relativo à cada carga é analisado para que seja proposto um sistema de otimização de sensibilidade visando a diminuição do erro. Os resultados apresentados comprovam a eficiência do método, principalmente em casos onde o erro for superior ao valor limitante. Após a aplicação da técnica proposta, esse erro cai para patamares bem abaixo de seu limite máximo, o que garante a confiabilidade e precisão dos resultados da calibração (YANG, 2017).

Lavarda et al. (2016) apresentam um sistema formado por duas plataformas, compostas por dois estágios distintos, conforme esquematizado na Figura 10. O estágio superior dessa plataforma é utilizado como apoio a pessoas com dificuldades em se manterem na condição de equilíbrio ereto e conta com duas células de carga para monitorar as forças incidentes e o deslocamento lateral do tronco. A plataforma inferior emprega quatro células de carga para medir o CoP. As células de carga adotadas foram produzidas em alumínio, com capacidade de 200 kg, e sensibilidade de 2 mV / V, com saída de tensão linear em função das forças aplicadas. O módulo de aquisição de sinais utiliza um microcontrolador modelo MSP430G2552 fabricado pela Texas Instruments que lê as amostras de força digitalizada das seis células de carga e envia essas amostras para um computador por meio de um módulo Bluetooth, modelo HC-06 do fabricante Wavesen.

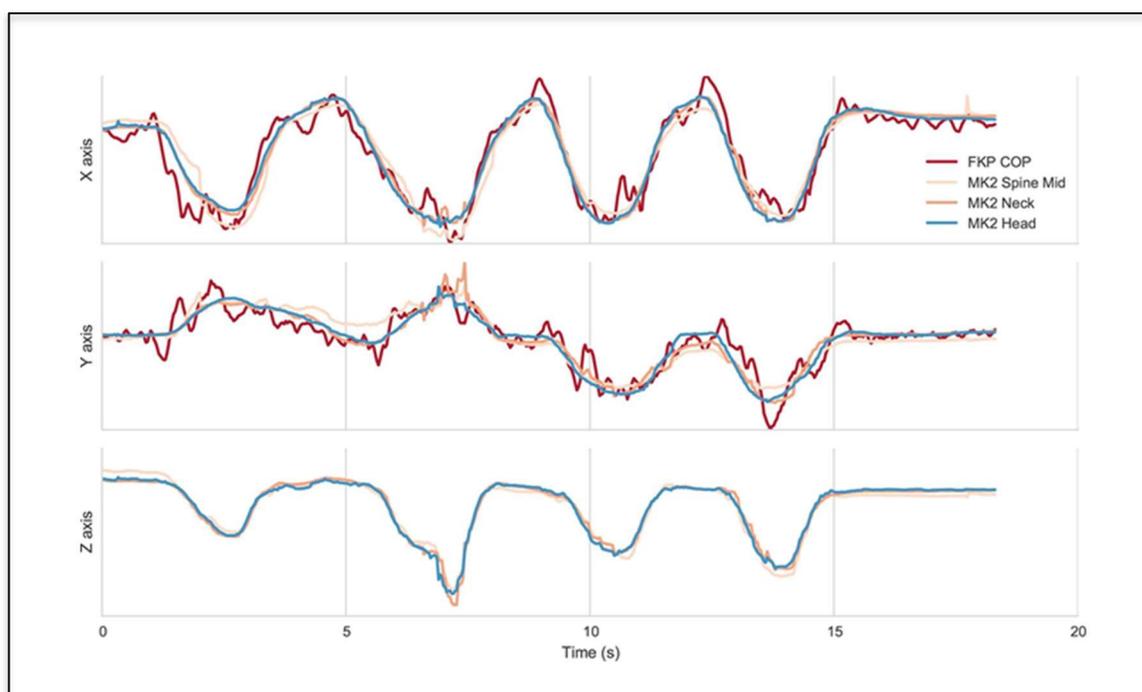
Figura 10 – Plataforma de força em dois estágios



Fonte: Lavarda et al. (2016)

No trabalho de Dehbandi et al. (2017), os pesquisadores utilizam uma plataforma de força para realizar um estudo com 12 voluntários para comparar resultados do equilíbrio postural dessas pessoas sentadas em três condições posturais diferentes: a-) Com os pés apoiados no chão; b-) Com um pé apoiado no chão e outro suspenso; e c-) Com dois pés suspensos. Nessas condições foram efetuadas medições simultâneas do CoP e CoM (através de um sensor Kinect). Uma caixa foi ajustada no centro da plataforma de força para que os voluntários ficassem sentados durante as fases de coleta de dados. Em resultados apresentados de forma gráfica, foram sobrepostos dados obtidos pela plataforma de força e pelo Kinect. Esses dados mostraram-se similares, mas apresentaram dispersão em relação à cada sujeito analisado. A escala proposta por BERG (1995) foi adaptada e os resultados foram apresentados graficamente. Os dados obtidos pela plataforma de força e Kinect sobrepostos são apresentados na Figura 11. A similaridade de padrões, entre o CoP e CoM foi confirmada, mas sempre apresentou uma dispersão em relação a cada sujeito analisado.

Figura 11 - Comparação entre o sinal CoP e três pontos do sensor Kinect



Fonte: Dehbandi et al. (2017)

2.5 SENSORES DE MOVIMENTO

Nesta seção serão apresentados diferentes sensores que podem ser utilizados para capturar o movimento realizado por pessoas que se colocam à frente deles. O dispositivo utilizado neste trabalho é introduzido e alternativas são citadas.

2.5.1 O sensor Kinect

O sensor Kinect gera, a uma taxa de amostragem de 30Hz, dados representando as coordenadas (x; y; z) de 25 pontos calibrados em locais específicos no corpo humano. Os pontos identificados são descritos na Tabela 2. O sensor está equipado com um algoritmo de reconhecimento de um perfil representado por uma pessoa em pé, faces e vozes. Pode capturar até 6 pessoas simultaneamente, cada uma com 25 articulações. Entretanto, a versão V1.0 deste sensor permite apenas a identificação de 2 pessoas com 20 pontos cada (SCOPPA et al., 2013).

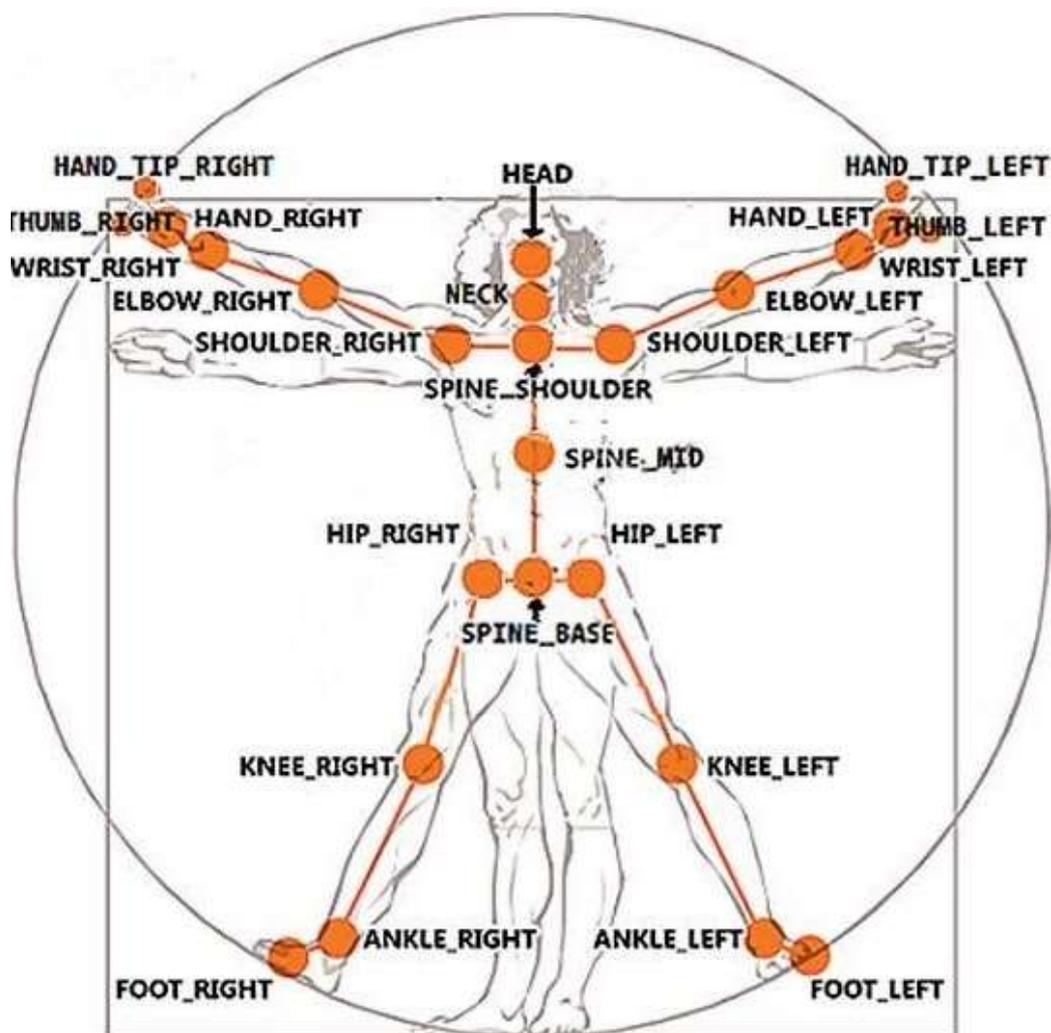
Tabela 2 – Pontos e articulações detectadas pelo Kinect versão 2.0

Termo utilizado na programação	Ponto de articulação equivalente	Posição
SpineBase	Base Coluna vertebral	Centro
SpineMid	Ponto médio da Coluna vertebral	Centro
Neck	Pescoço	Centro
Head	Cabeça	Centro
ShoulderLeft	Ombro	Esquerdo
ElbowLeft	Cotovelo	Esquerdo
WristLeft	Pulso	Esquerdo
HandLeft	Mão	Esquerdo
ShoulderRight	Ombro	Direito
ElbowRight	Cotovelo	Direito
WristRight	Pulso	Direito
HandRight	Mão	Direito
HipLeft	Quadril	Esquerdo
KneeLeft	Joelho	Esquerdo
AnkleLeft	Tornozelo	Esquerdo
FootLeft	Pé	Esquerdo
HipRight	Quadril	Direito
KneeRight	Joelho	Direito
AnkleRight	Tornozelo	Direito
FootRight	Pé	Direito
SpineShoulder	Coluna vertebral x ombro	Centro
HandTipLeft	Palma da mão	Esquerdo
ThumbLeft	Polegar	Esquerdo
HandTipRight	Palma da mão	Direito
ThumbRight	Polegar	Direito

Fonte: Microsoft (2017)

Para uma melhor compreensão da localização desses pontos e articulações, eles são apresentados na Figura 12.

Figura 12 – Pontos e articulações detectados pelo Kinect versões 2.0



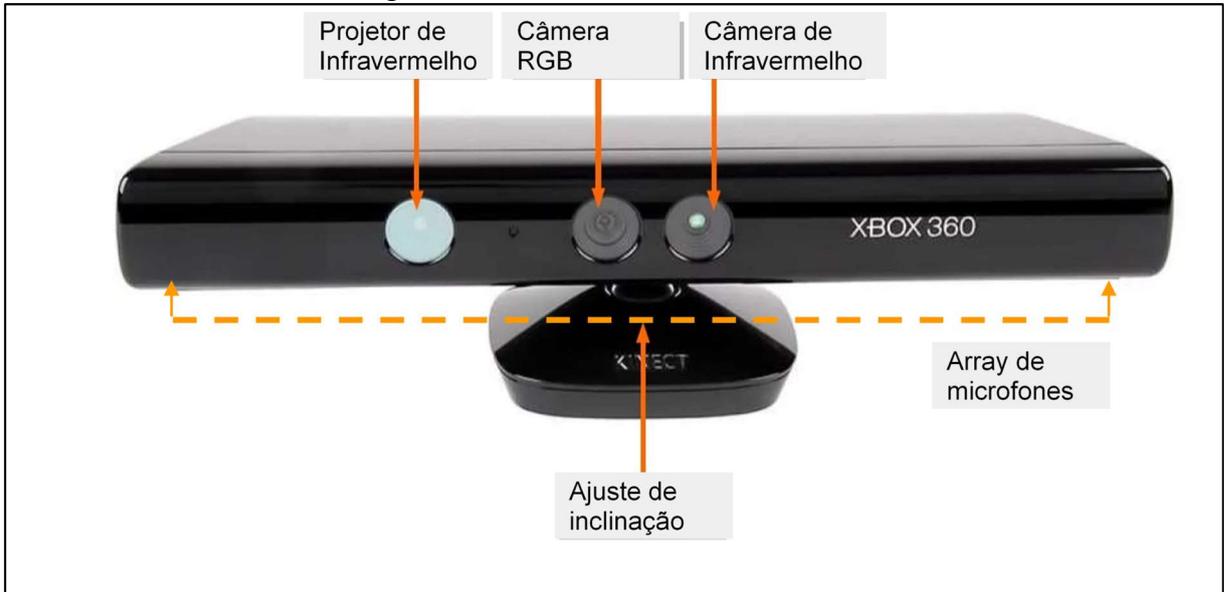
Fonte: Microsoft (2017)

O sensor Kinect versão 1.0, apresentava as seguintes características: Câmeras RGB e de Infravermelho (profundidade), Microfone com reconhecimento de voz, Sensor motorizado para rastreamento de movimentos, Campo de visão horizontal de 57 graus, Campo de visão vertical de 43 graus, Margem de deslocamento do sensor de ± 27 graus, Alcance do sensor de 1,2 m à 3,5 m, Fluxo de dados com resolução de 320×240 em cores de 16 bits a 30 quadros por segundo e em 640×480 , em cores de 32 bits a 30 quadros por segundo, áudio de 16 bits em 16 KHz.

Apresentava também um sistema de reconhecimento físico capaz de reconhecer até 6 pessoas e 2 jogadores ativos (4 jogadores ativos com o SDK 1.0), 20 articulações pelo esqueleto

bem como reconhecimento de voz multilíngue. A Figura 13 apresenta uma ilustração deste sensor.

Figura 13 – O sensor Kinect versão 1.0



Fonte: Microsoft (2017)

A versão 2.0 do sensor Kinect (c.f. Figura 14) foi lançada em 2013 em conjunto com a console de jogos Xbox One que atingiu a marca de mais de 35 milhões de unidades vendidas. Aplicações relacionadas à análise do movimento estão disponíveis, como por exemplo a detecção de gestos, o que possibilita a interação de menus para escolha entre várias opções de ações, sem a necessidade de contato físico com o dispositivo

Figura 14 – O sensor Kinect versão 2.0



Fonte: Microsoft (2017)

Este novo sensor apresentava as seguintes características extra:

- Lentes detectando cor e profundidade (Infravermelho) que permitem ao dispositivo escanear o ambiente a sua volta em três dimensões, mesmo com baixa iluminação. Na versão anterior ocorriam erros de detecção de profundidade; esses erros foram corrigidos na versão 2.0.
- Microfone com reconhecimento de voz capaz de diferenciar os ruídos externos. Dessa forma, barulhos ao fundo não atrapalham a operação do Kinect, O microfone também é capaz de detectar várias pessoas diferentes em uma sala.
- Alcance do sensor: 0,5 m à 4,5 m
- Fluxo de dados: 1920 x 1080 pixels a 30 quadros por segundo
- áudio de 16 bits em 16 KHz
- Sistema de reconhecimento físico para até 6 pessoas, 25 articulações do esqueleto humano e Reconhecimento de gestos
- Reconhecimento de voz multilíngue que possibilita que o dispositivo seja programado para ações do tipo ligar/desligar o próprio aparelho. São disponibilizados um total de 49 comandos disponíveis em vários idiomas, inclusive o português (HONDORI; KHADEMI, 2014).

Napoli et al. (2014) relatam em seu trabalho erros de medição apresentados pelo sensor Kinect, em relação à medição instantânea (estática) e em condições de movimento (dinâmica). Esses erros são relatados na Tabela 3.

Tabela 3 – Erros de medição - Kinect versão 2.0

	correlação				erro				métrica resumida			
	AP	VT	ML	Média	AP	VT	ML	Média	AP	VT	ML	Média
cabeça	0.93	0.98	0.93	0.95	3.85	4.99	5.58	4.80	1.59	1.32	0.72	1.21
coluna topo	0.73	0.78	0.68	0.73	3.17	2.42	1.75	2.45	0.68	0.69	0.35	0.57
coluna centro	0.72	0.86	0.73	0.77	3.44	2.54	1.67	2.55	0.65	1.37	0.45	0.82
coluna base	0.81	0.97	0.86	0.88	4.74	4.48	2.99	4.07	2.69	1.65	0.68	1.67
ombro esquerdo	0.91	0.98	0.95	0.95	3.54	4.61	5.33	4.49	1.13	0.81	0.74	0.89
ombro direito	0.69	0.54	0.67	0.63	2.97	2.90	1.47	2.45	1.27	0.72	0.58	0.86
cotovelo esquerdo	0.66	0.54	0.70	0.63	3.45	3.37	1.41	2.74	1.84	1.16	0.96	1.32
cotovelo direito	0.75	0.77	0.68	0.73	3.08	2.51	1.73	2.44	1.35	1.23	1.02	1.20
pulso esquerdo	0.94	0.71	0.88	0.84	2.57	2.12	1.27	1.99	1.02	1.28	1.54	1.28
pulso direito	0.62	0.60	0.63	0.62	7.30	3.70	1.82	4.27	0.94	1.19	1.42	1.18
mão esquerda	0.78	0.87	0.75	0.80	3.22	2.82	1.94	2.66	1.01	1.38	1.67	1.35
mão direita	0.80	0.62	0.75	0.73	2.19	2.49	1.23	1.97	0.92	1.25	1.41	1.20
quadril esquerdo	0.96	0.82	0.90	0.89	6.23	4.97	2.76	4.66	1.03	1.50	0.93	1.15
quadril direito	0.84	0.97	0.88	0.89	4.34	4.70	3.26	4.10	1.01	0.98	0.77	0.92
joelho esquerdo	0.84	0.68	0.84	0.79	3.50	2.82	1.19	2.51	0.95	2.03	0.39	1.12
joelho direito	0.83	0.65	0.79	0.76	3.34	3.19	1.24	2.59	0.96	1.60	0.33	0.97
calcanhar esquerdo	0.50	0.47	0.56	0.51	5.28	2.96	1.88	3.37	0.93	1.63	0.53	1.03
calcanhar direito	0.52	0.46	0.59	0.52	4.41	3.48	1.95	3.28	1.12	1.92	0.45	1.16
pé esquerdo	0.93	0.98	0.95	0.96	3.50	4.86	5.30	4.55	2.59	2.81	0.75	2.05
pé direito	0.94	0.98	0.93	0.95	3.81	5.36	6.08	5.08	2.35	3.34	0.75	2.14

AP = Ântero-Posterior, VT = Vertical, ML = Médio-Lateral

Fonte: Napoli et al. (2017)

Para um melhor entendimento da tabela anterior verificou-se que o erro é medido em milímetros e representa a diferença entre um sistema VICON e o Kinect. Já a métrica resumida é um valor que se refere a um subtotal, uma meta conforme critérios adotados pelo autor e indica uma tendência do erro. Já a correlação entre duas variáveis lineares, segundo Montgomery e Runger (2012) assume valores entre -1 (correlação negativa: uma aumenta e outra diminui) a 1 (correlação positiva: uma aumenta e a outra também aumenta) e a seguinte classificação:

- 0.9 para mais ou para menos indica uma correlação muito forte.
- 0.7 a 0.9 positivo ou negativo indica uma correlação forte.
- 0.5 a 0.7 positivo ou negativo indica uma correlação moderada.
- 0.3 a 0.5 positivo ou negativo indica uma correlação fraca.

- 0 a 0.3 positivo ou negativo indica uma correlação desprezível.

Coton et al. (2014 e 2016) apresentam um trabalho em que foi usado um sensor Kinect em uma primeira etapa da captura de movimento para caracterizar as habilidades físicas de crianças com deficiências motoras. O trabalho realizado demonstrou as capacidades deste sensor para capturar as coordenadas relativas a um paciente de acordo com sua postura. Por exemplo, o sensor Kinect V2.0 foi usado, através do aplicativo “Kime²”, em 14 das 32 escalas de medição MFM - *Motor Function Measure*, (ou Medição da Função Motor). Os 14 exercícios são aqueles em que o paciente está de pé, ou sentado, ou na transição entre essas posições. O mesmo aplicativo “Kime²” é utilizado neste trabalho para a coleta de dados, relativo à etapa dinâmica.

Em outubro de 2017, a Microsoft anunciou o final da produção do Kinect V2.0. Felizmente, ela não é o único fornecedor disponível no mercado. Embora o laboratório G-SCOP já tenha vários sensores Kinect V1.0 e V2.0, foi fundamental avaliar alternativas. Essas são apresentadas na sequência.

2.5.2 O Sensor Xtion PRO LIVE

Em CAMPUS (2013), o autor relacionou tecnologias existentes similares ao Kinect e entre eles se destaca o Xtion PRO LIVE, ilustrado na Figura 15.

. Este sensor, foi desenvolvido pela ASUS, em parceria com a Primesense, que é a mesma empresa que fez parceria com a Microsoft para o desenvolvimento dos sensores Kinect. O Xtion PRO LIVE é composto por um sensor de infravermelhos, uma câmara RGB e um conjunto de 2 microfones e apresenta a possibilidade de detectar e seguir corpos humanos, assim como gestos. O sistema de sensores o Xtion PRO LIVE pode ser utilizado em diferentes sistemas operacionais e não apenas Microsoft.

Em 2012 e 2013 várias ferramentas para detecção de mãos com base em informações de profundidade foram desenvolvidas ou adaptadas para integrar o Kinect e o Xtion. Bons exemplos são o TipTep Skeletonizer e o Candescend NUI. Entretanto, segundo o trabalho de Korn (2014), essas ferramentas não apresentaram versões estáveis e estudos laboratoriais recentes mostram que eles ainda têm problemas de rastreamento e latência a partir da baixa resolução da imagem de profundidade.

Figura 15 – O sistema Xtion PRO LIVE



Fonte: ASUS (2017)

2.5.3 O Sensor DepthSense 311

Outro produto similar é o sistema de sensores DepthSense 311, apresentado na Figura 16. Ele foi desenvolvido pela Soft-Kinetic e lançado inicialmente em dezembro de 2011. Possui aplicações de uma simples câmara RGB, mas incorpora funções de um sensor de profundidade, o que possibilita a criação de aplicações que realizam seguimento de movimentos. A versão atual conta com um sistema de reconhecimento de até 325 gestos diferentes.

Em oposição ao Kinect e ao Xtion, o DepthSense 311 trabalha com um chipset de detecção 3D ToF, da Texas Instruments, sendo esse produto especializado no rastreamento integrado de dedos e mãos (KORN, 2014).

Figura 16 – O sistema de sensores DepthSense 311



Fonte: Sony (2017)

2.5.4 O Sensor Intel RealSense

Outra opção é a família de câmeras Intel RealSense. Os modelos da Intel, RealSense D415 e D435, ilustrados na Figura 17 apresentam grande compatibilidade com aplicativos existentes. As principais diferenças entre os dois modelos são que o modelo D415 trabalha de 0,16 metros a 10 metros e tem um campo de visão com 69,4° horizontal x 42,5° vertical x 77° diagonal (+/- 3°), enquanto o modelo D435 trabalha de 0,11 metros a 10 metros e tem um maior campo de visão, de 91,2° horizontal x 65,5° vertical x 100,6° diagonal (+/- 3 °). Ambos apresentam dimensões de 99 mm x 20 mm x 23 mm (Comprimento x Profundidade x Altura).

Figura 17 – Câmera Intel RealSense D415 e D435



Fonte: Intel (2017)

A família de câmeras Intel RealSense apresenta as seguintes características:

- Um processador de visão que suporta até 5 dispositivos MIPI CSI-2 (*Mobile Industry Processor Interface Alliance - Camera Serial Interface 2*) para processar imagens de profundidade em tempo real e acelerar a saída.
- Algoritmo de profundidade estéreo para percepção de profundidade precisa e longo alcance.
- Um conjunto de sensores de imagem que permitem a captura de disparidades entre imagens com resolução de até 1280 x 720 a 30 quadros/s.
- Suporte para o novo Intel® RealSense SDK 2.0 de multiplataforma e código-fonte aberto.
- Processador de sinal de imagem em cores dedicado para ajustes de imagem e dimensionamento de dados de cores.
- Projetor infravermelho ativo para iluminar objetos para melhorar os dados de profundidade.

A decisão de utilizar o sensor de movimento Kinect foi tomada em função da experiência adquirida pela equipe do Laboratório G-SCOP desde o seu lançamento na versão 1.0. Considerou-se também que, os trabalhos publicados nos últimos quatro anos em toda a comunidade científica que estuda aplicações voltadas ao uso dos sensores de movimento, em sua grande maioria utilizam os sensores de movimento da Microsoft. Outra decisão importante foi a pronta disponibilidade dessa tecnologia no Laboratório francês.

2.6 PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DO CENTRO DE MASSA

A determinação do CoM do corpo humano é um procedimento complexo porque sua distribuição de massa não é uniforme e varia de acordo com a forma específica de cada indivíduo. Neste trabalho, os dados envolvidos neste cálculo são medidos por um sensor Kinect V2.0 e são processados no momento da execução do movimento do paciente ou durante uma análise a posteriori pelo fisioterapeuta. As posições dos 25 pontos do corpo humano identificadas pelo Kinect V2.0 são coletadas e armazenadas em um banco de dados.

Ao coletar dados desses 25 pontos do corpo humano, é possível calcular o CoM usando as informações da tabela antropométrica apresentada na Tabela 4, a qual é disponível em domínio público. Ela contém informação estatística sobre a distribuição da massa para cada "segmento" do corpo, os quais têm um coeficiente de peso específico (proporção de massa do segmento de massa corporal / total). Existem várias tabelas antropométricas na literatura, todas produzidas por meio de estudos estatísticos. Dependendo da tabela utilizada, pode haver pequenas diferenças no cálculo do CoM. Entretanto, para os profissionais de saúde, essas diferenças ainda são insignificantes (COELHO; DUARTE, 2008).

Tabela 4 – Coeficientes de massa do corpo humano

Segmento	Ponto proximal	Ponto distal	R	P
Cabeça	Ombro	Cabeça	1	0.081
Torso	Bacia	Ombro	0.53 (0.5)	0.355
Bacia	Bacia	-	-	0.142
Braço	Ombro	Cotovelo	0.436	0.028
Antebraço	Cotovelo	Punho	0.43	0.016
Mão	Mão	-	-	0.006
Coxa	Quadril	Joelho	0.433	0.1
Perna	Joelho	Calcanhar	0.433	0.0465
Pé	Pé	-	-	0.0145

Fonte: Coelho; Duarte (2008)

O CoM é, portanto, calculado usando o centro de gravidade de cada segmento do corpo. Um segmento é calculado pela distância entre duas articulações (RHEA et al., 2015). Assim, para calcular o CoM a partir dos pontos medidos pelo Kinect, são aplicadas as equações (8) e (9) nas quais os coeficientes R e P são extraídos da Tabela 4:

$$CoM_{segmento} = PONTO_{proximal} + (PONTO_{distal} - PONTO_{proximal}) * R_{proximal} \quad (8)$$

$$CoM_{total} = \sum_{i=1}^n CoM_{segmento\ i} * P\ i \quad (9)$$

Onde:

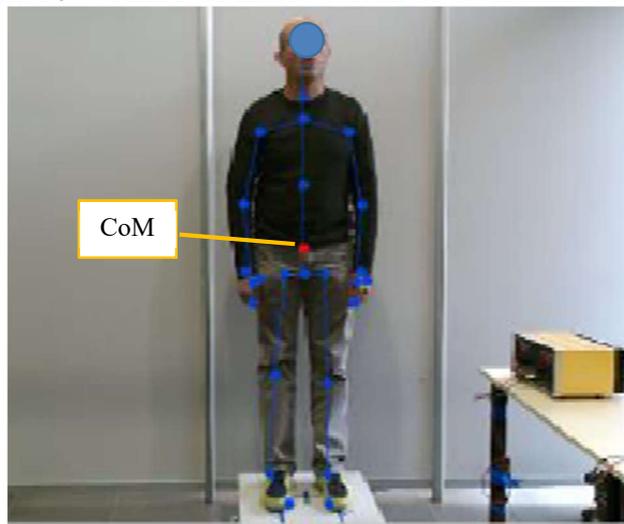
n = número de segmentos

P = coeficiente de massa do segmento, em relação ao corpo

R = posição do baricentro, no segmento

Esses pontos também são utilizados para a programação da interface homem-máquina desenvolvida, na qual é necessário visualizar o CoM e sua evolução em função do tempo para as aplicações que envolvem o estudo da avaliação postural. A Figura 18 mostra o resultado do CoM calculado e visualizado, através da interface homem-máquina desenvolvida.

Figura 18 – Centro de massa calculado e visualizado



Fonte: Autor

2.7 ANÁLISE DA MARCHA HUMANA

Mundermann; Corazza; Andriacchi (2006) indicam que os primeiros estudos a registrar e analisar de forma comercial a marcha humana foram realizados na década de 1940. Na época foram utilizadas técnicas de medições com base em luzes estroboscópicas, inserção de pinos e marcadores retro reflexivos, passarelas de vidro e eletromiografia (EMG).

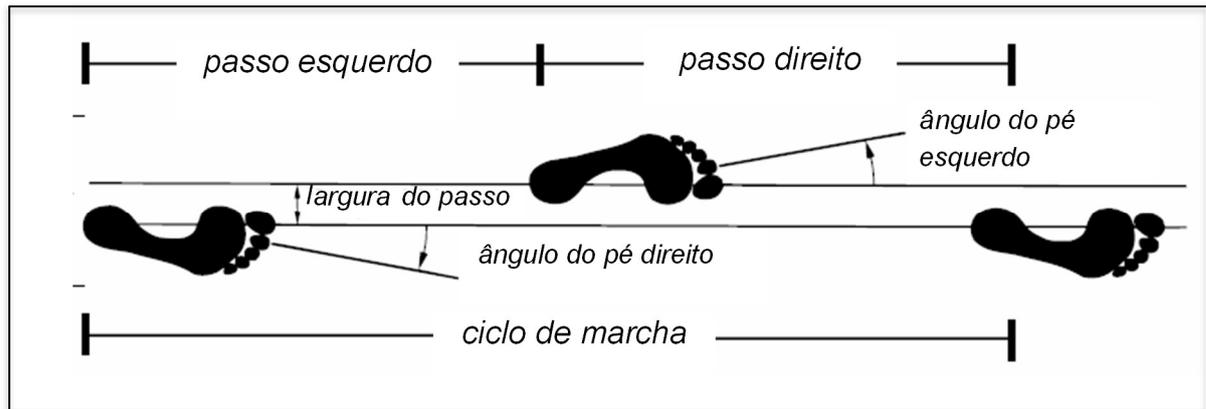
Nas investigações de Perry (2005) indica-se que as pesquisas passaram a envolver a dinâmica da locomoção humana, como o gasto de energia em pessoas normais, em comparação com pessoas que sofrem de algum tipo de deficiência motora e sobre os efeitos da imobilização de articulações por tratamento de fraturas.

Novos estudos têm sido realizados em busca de uma melhor compreensão das características do padrão da marcha humana e para tanto são utilizadas técnicas de estimação de parâmetros de um sistema propostas por Montgomery e Runger (2012) que constituem um processo pelo qual valores de certos parâmetros de interesse, e que não são diretamente mensuráveis, são deduzidos indiretamente por meio de cálculos e com certa margem de erro, a partir de medições de parâmetros diretamente mensuráveis.

A biomecânica contribuiu para o contexto deste estudo ao utilizar a cinemática para descrever variáveis espaço-temporais (posição, velocidade e aceleração) e dinâmica para medir variáveis em relação às forças aplicadas. Assim, o uso conjunto de câmeras de vídeo, plataformas de força e eletromiografia, tornou-se cada vez mais comum na análise da qualidade da marcha humana, fornecendo um sistema de avaliação quantitativa, tanto para indivíduos normais, como para pacientes com patologias. Esta análise aprofundada é agora oficialmente chamada de Análise Quantificada de Marco (AQM).

Devido à disponibilidade, durabilidade e facilidade de uso de câmeras de vídeo modernas, os sistemas de imagem têm sido um dos métodos mais utilizados para análise qualitativa do movimento humano (PERRY, 2005). No entanto, os sistemas de análise, por meio de câmeras de vídeo, são bastante caros e difíceis de implantar, o que às vezes os torna inutilizáveis ou inacessíveis. No mesmo estudo, Perry (2005), define os parâmetros espaço-temporais necessários para a análise da marcha humana, conforme ilustrado na Figura 19.

Figura 19 – Parâmetros da marcha humana

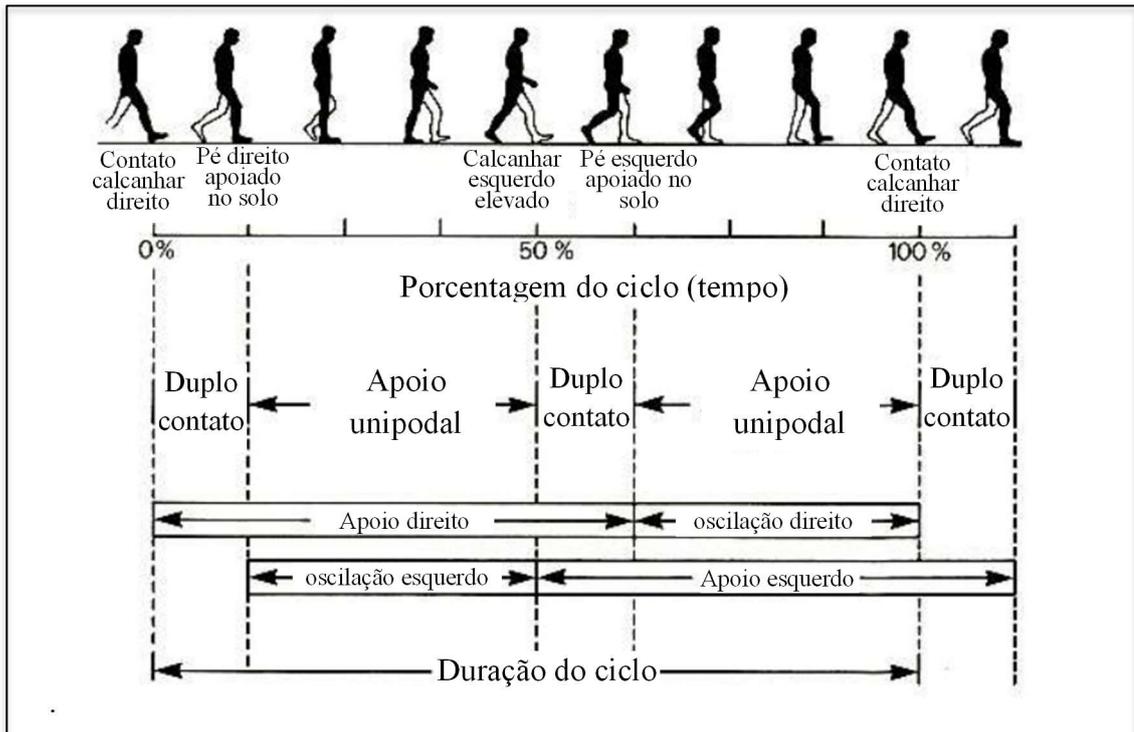


Fonte: Perry (2005)

O ciclo de marcha, ilustrado na Figura 19, começa com o contato inicial do calcanhar e termina com quando o mesmo pé é toca o solo novamente. O ciclo de marcha é dividido em duas fases, a fase de suporte e a fase oscilante. A fase de suporte corresponde a aproximadamente 60% do ciclo, enquanto o balanço representa os 40% restantes.

A fase de apoio é subdividida em: a-) contato do calcanhar pé no chão, b-) apoio unipodal e c-) duplo contato. A fase oscilante é subdividida entre os períodos: a-) oscilação do pé direito e b-) oscilação do pé esquerdo. Cada período de oscilação é subdividido em: a-) oscilação inicial, b-) oscilação média e c-) oscilação terminal. A Figura 20 ilustra esses diferentes períodos.

Figura 20 – Fases da marcha humana



Fonte: Perry (2005)

A análise clínica da marcha permite a medição e avaliação a partir do ponto de vista da biomecânica. Através da análise se pode compreender as dificuldades do paciente que serão perceptíveis, em comparação às características normais. Isso facilita a identificação de características anormais e a prescrição de alternativas para tratamento. Os principais parâmetros espaço-temporais da marcha a serem medidos durante a análise da marcha humana são ilustrados na Tabela 5.

Tabela 5 – Parâmetros espaço-temporais da marcha humana

Parâmetro	Definição	Unidade de medida
Passo	Espaço compreendido entre o contato inicial de um pé, e o contato inicial do pé oposto no solo	[m]
Duração do passo	Tempo compreendido entre o contato inicial de um pé, e o contato inicial do pé oposto no solo	[s]
Comprimento do passo	Passo direito ou passo esquerdo	[m]
Comprimento do ciclo de marcha	Distância entre os pontos em que um mesmo pé tocou o solo	[m]
Largura do Passo	Distância lateral entre o ponto de contato inicial de um dos pés e ponto de contato do outro pé	[m]
Ângulo do pé direito	Inclinação do pé direito, em relação ao sentido de deslocamento da marcha	[m]
Ângulo do pé esquerdo	Inclinação do pé esquerdo, em relação ao sentido de deslocamento da marcha.	[m]
Tempo do Ciclo	Tempo entre dois apoios sucessivos do mesmo pé	[s]
Cadência	Número de passos, em determinado período de tempo	[Passos/s]
Velocidade	Deslocamento por unidade de tempo	[m/s]

Fonte: Autor

2.7.1 Métodos convencionais de análise de marcha

Métodos convencionais de análise são aqueles que envolvem a utilização de uma sala dedicada, construída com esse fim. Kim et al. (2014) indicam que essas salas permitem a gravação em vídeo da marcha pela utilização de câmeras de gravação de luz infravermelha, com a fixação de marcadores externos no paciente. O monitoramento da interação paciente / solo, com a avaliação das forças de reação do solo é feita através da utilização de uma plataforma de força. Nessas salas é possível realizar medidas das três categorias apresentadas a seguir.

- Cinemática: movimentos angulares do quadril e dos membros nos planos frontal, sagital e transversal, bem como de deslocamentos e velocidades lineares (BERG et al., 1989).
- Dinâmica: Momentos de articulação e potência mecânica (BERG; WOOD-DAUPHINEE; WILLIAMS, 1995).
- Eletromiografia: Análise de tempo e frequência do sinal EMG (CLARK et al., 2015).

2.7.2 Acelerômetros e Giroscópios

Segundo Titterton e Weston (2005), acelerômetros são a única classe de dispositivos disponíveis atualmente para a medição de aceleração linear, a qual seus eixos estão submetidos, de forma direta. O seu funcionamento pode se dar através de diversos princípios aplicados a determinadas faixas de medição. Acelerômetros MEMS são dispositivos muito pequenos e leves o que torna possível que sejam acoplados ao corpo de um paciente sem que isso interfira nas medições e nem causem nenhum desconforto. Mesmo em um corpo que permanece em posição estática haverá a incidência dos efeitos da aceleração da gravidade, o que pode ser medido por um acelerômetro. Ao integrar essa aceleração, em função do tempo é possível a obtenção da velocidade desse corpo. Com uma nova integração da velocidade em função do tempo, calcula-se o deslocamento desse corpo. Entretanto a derivação desses valores apresenta problemas, pois o erro introduzido se acumula e se torna muito elevado. Devido a essas possibilidades, o acelerômetro é também utilizado em pesquisas para análise do equilíbrio postural e da marcha humana. Na literatura são comumente chamados de sensores inerciais.

O problema associado a derivação, é atenuado utilizando-se outro sensor inercial, o giroscópio, que mede velocidades angulares de um corpo utilizando o efeito de Coriolis. Ainda assim, os ruídos aleatórios inerentes aos sensores inerciais produzem um efeito indesejável no processo de estimação de parâmetros em navegação inercial. Desta forma, os acelerômetros são utilizados preferencialmente na medição de velocidade ou posição direta, pois estas necessitam de referências externas, e o acelerômetro somente em medições internas (TITTERTON E WESTON, 2005).

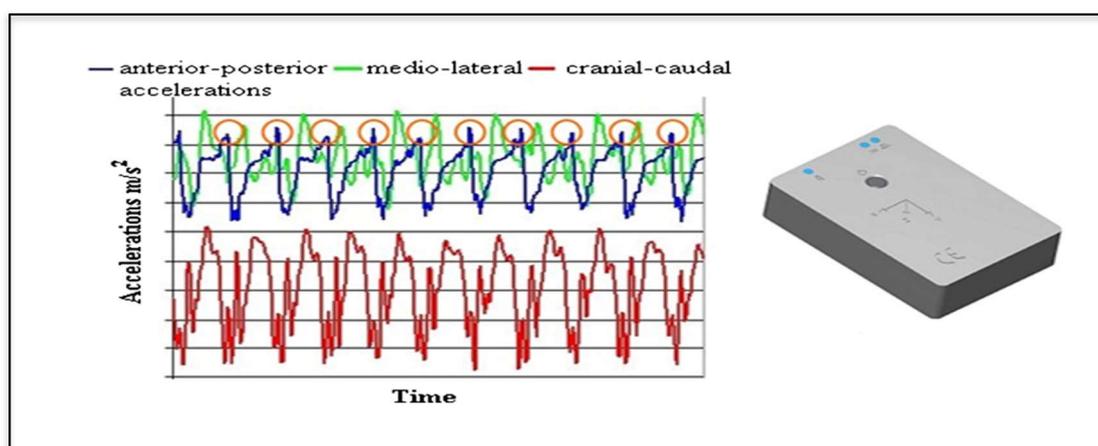
Como com todo sensor, com acelerômetros e giroscópios deve-se considerar também os erros gerados, pois os dos acelerômetros comprometem a determinação de velocidade e posição do corpo, e o dos giroscópios interferem na determinação dos ângulos que representam a atitude do corpo. Os erros que podem ser modelados por equações diferenciais e eliminados são chamados erros determinísticos. Mas quando o processo apresenta erros que não podem ser representados por uma equação determinística, estes são considerados processos estocásticos (MONTGOMERY; RUNGER, 2012).

No trabalho de Oliveira (2014), um sistema utilizando somente acelerômetros, apresentou elevado *RMSE (Root Mean Square Error)*, na ordem de 14,85 graus e baixa resposta em frequência, apesar do erro não se acumular com o tempo. Já o sistema que utilizou somente giroscópios, apresentou erro na ordem de 1,72 graus e resposta em frequência bem maior, em

comparação com o acelerômetro. Apesar das vantagens do giroscópio em relação ao acelerômetro, verificou-se uma grande incidência do erro acumulado com o giroscópio, devido a técnicas de integração da velocidade angular para a determinação da atitude. Para minimizar o erro, novos dispositivos MEMS têm sido produzidos, compostos de um conjunto integrado de acelerômetros e giroscópios, ambos tri-axiais. Entretanto, em aplicações onde medições simultâneas entre diferentes pontos são necessárias, o processo de sincronização dos sistemas de referências são ainda um grande desafio.

No estudo de Senden et al. (2012) foram desenvolvidos algoritmos para obter os parâmetros de marcha espaço-temporais, relação harmônica, aceleração vertical e valor quadrático médio (RMS) dos dados do acelerômetro correlacionando resultados encontradas entre os grupos e todos os parâmetros da marcha humana, através da utilização da escala de TINETTI (1986). Conforme se pode observar na Figura 21, o padrão de aceleração da marcha é medido pelo acelerômetro através do uso de um algoritmo que associa o sinal de aceleração Ântero-Posterior (azul) e detecta o momento de pico máximo (identificado por uma elipse), o que corresponde ao contato do pé com o solo. Não é mencionado o tipo de acelerômetro utilizado, nem a posição de fixação no corpo, pois o foco desse estudo estava em realizar uma análise estatística de um grupo de cem sujeitos com idade na faixa de 69 a 85 anos.

Figura 21 – Resultado de análise de marcha utilizando acelerômetro

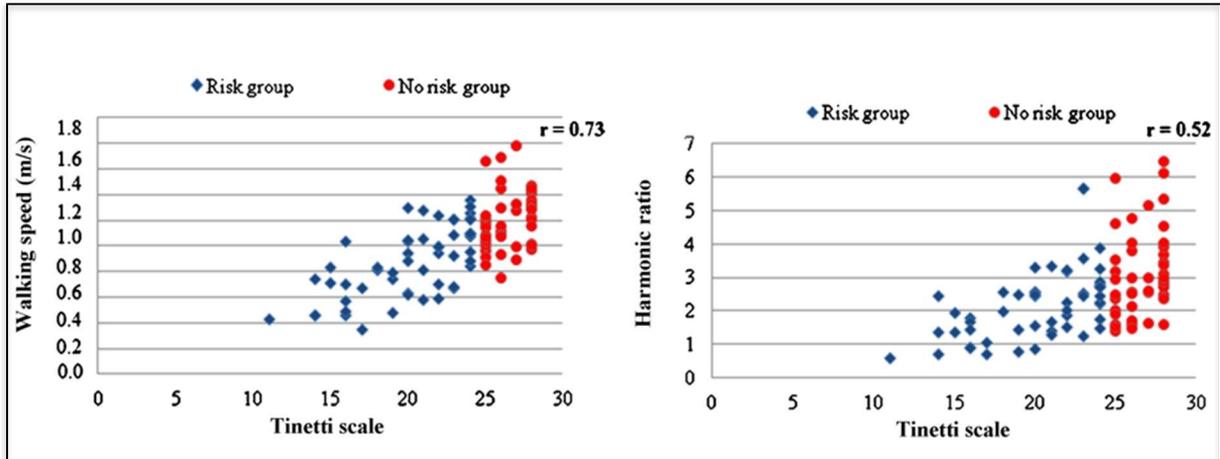


Fonte: Senden et al. (2012)

Ao se utilizar a escala de Tinetti, (1986), verificou-se que apenas os parâmetros velocidade de marcha, comprimento do passo e RMS, apresentaram correlações de moderadas a fortes o que permite avaliar as disfunções de mobilidade em idosos e o risco de queda em indivíduos diagnosticados com as doenças de Parkinson e Huntington. Pode-se também prever

quedas entre idosos saudáveis. Senden et al. (2012) concluíram que mudanças sutis de marcha que foram previamente relacionadas ao risco de queda não são capturadas pela avaliação por acelerometria.

Figura 22 – Acelerômetro aplicado à escala de Tinetti



Fonte: Senden et al. (2012)

Acelerômetros e giroscópios são técnicas de análise isoladas, ou seja, no trabalho de Senden, o autor não detalha o número de acelerômetros utilizados, nem os pontos de fixação no corpo. Entretanto, pode-se afirmar que apenas um acelerômetro de três eixos não é suficiente para medir todos os parâmetros da marcha. São necessários um conjunto para cada segmento do corpo e um sistema complexo de sincronização dos sistemas de referência.

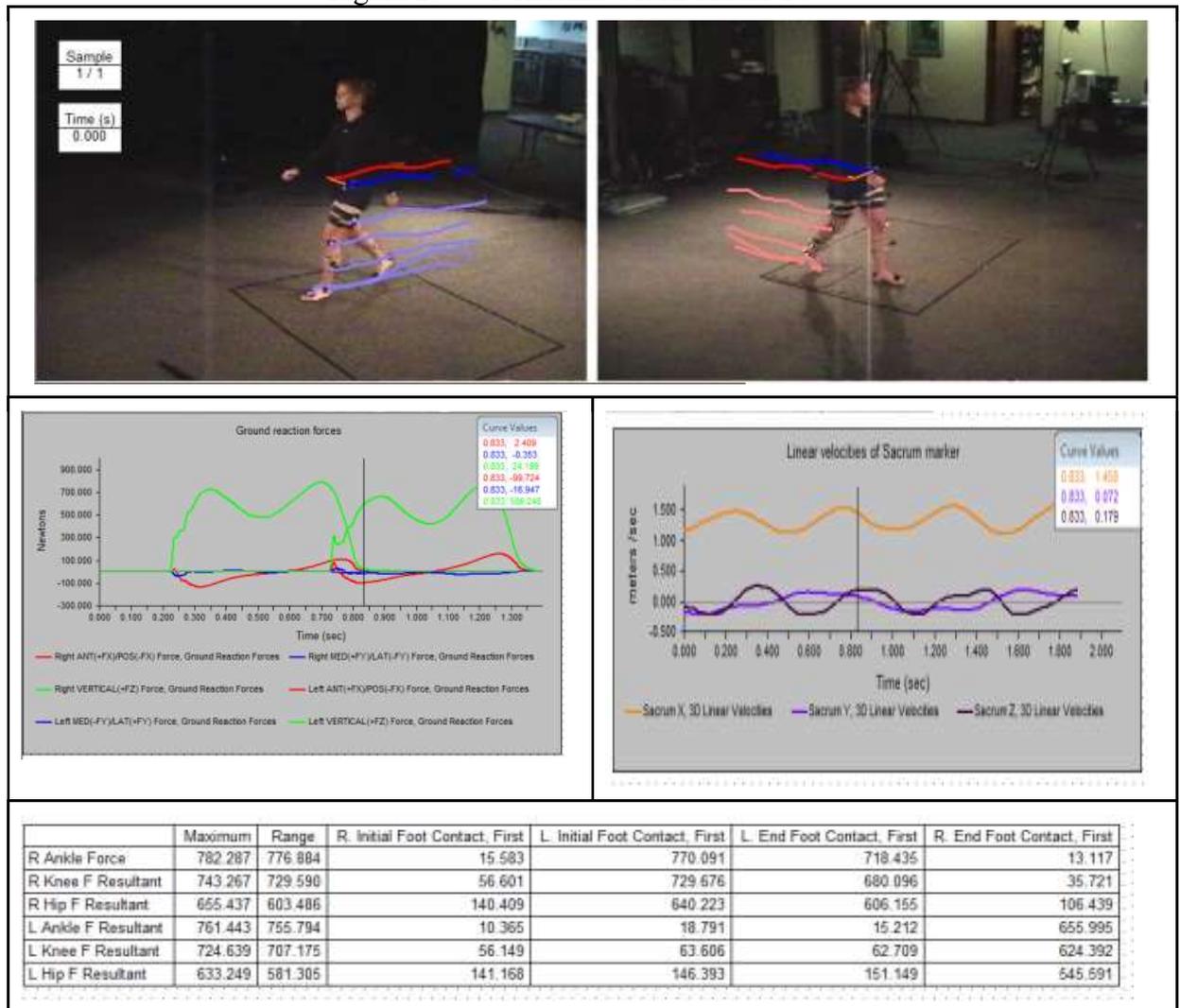
2.7.3 Procedimento de medição com o Kinect

O Kinect é utilizado na análise cinemática tridimensional em diferentes situações. Dolatabadi, Taati e Mihailidis (2016) descrevem sua utilização, através do emprego do protocolo definido no BMFClinic com uso de 2 Kinects no espaço de aproximadamente 0,8 metros da pista de marcha e em cada extremidade da pista de marcha. Eltoukhy et al. (2017) descrevem uma utilização com marcadores e pacientes caminhando em uma pista com 5 metros de extensão. O Kinect é posicionado a 5 metros do ponto de partida do sujeito a uma altura de 0,75 metros. A distância de 5 metros foi escolhida para garantir que o ciclo de marcha fosse registrado quando o sujeito, após iniciar uma caminhada de teste, esteja entre 2,5 e 3 metros do Kinect, pois nessa faixa se concentra a região de melhor qualidade para captura de dados. Já Clark et al. (2013) apresentam um estudo com apenas um Kinect, onde indivíduos caminharam em ritmo auto selecionado ao longo de uma passarela de 2,5 metros, começando em 3,8 metros e começando a desacelerar para 1,3 metros do Kinect, alternando o primeiro passo de cada teste.

Foram relatadas limitações do algoritmo de rastreamento do esqueleto, em distâncias menores que 1,8 metros e superiores a 3,5 metros do Kinect.

Em Campus (2013), o autor relacionou tecnologias existentes para análise da marcha humana, e entre elas cita o sistema “*Motus 10*”, desenvolvido pela *VICON*. Trata-se de um sistema de captura de vídeo que possibilita a análise de padrões de movimento. Permite ter até 12 câmeras conectadas ao mesmo. Com isso, esse sistema possui algumas facilidades de utilização que agradam ao profissional de fisioterapia, como o acompanhamento de padrões, onde o utilizador pode definir um determinado padrão em uma imagem como, por exemplo, o joelho esquerdo. Após, o sistema é capaz de seguir essa zona na imagem sem necessidade de recorrer a marcadores ou qualquer tipo de intervenção. A Figura 23 apresenta um exemplo de utilização desse sistema.

Figura 23 – O sistema Vicon Motus 10



Fonte: Contemplas (2017)

Otte et al. (2016) apresentam um estudo onde avaliam dezenove indivíduos saudáveis. Eles foram gravados simultaneamente com um sensor Kinect V2.0 e sistema de captura de movimento de referência (VICON). Foram consideradas a precisão dos movimentos monitorados e a precisão e repetibilidade dos parâmetros clínicos definidos. Seis diferentes tarefas de movimento foram registradas por ambos os sistemas, com a cinemática 3D de todo o corpo. As tarefas incluíram andar em diferentes condições, equilíbrio e controle postural. A conclusão deste trabalho enfatiza dois pontos: (1) os marcadores usados para os sistemas VICON e os pontos usados pelos sensores Kinect V2 são diferentes; (2) O sistema VICON é muito mais preciso para movimentos pequenos e de baixa amplitude.

2.8 CONSIDERAÇÕES SOBRE O ESTADO DA ARTE

As análises realizadas neste Capítulo, indicam que há uma tendência ao uso de dispositivos inerciais, do tipo acelerômetros e giroscópios para aplicações onde seja monitorado um mínimo de pontos, pois ainda não existe na literatura atual um sistema de leitura integrado para diversos pontos de medição do corpo humano. Todos os trabalhos nessa linha de dispositivos citam a necessidade dessa integração futura. Portanto, para a necessidade atual para medição de equilíbrio postural, essa técnica ainda não atende às especificações mínimas necessárias.

Os sensores de movimento similares ao Kinect, ainda não apresentam grande representação na comunidade científica, mas é importante a atenção ao surgimento de melhorias significativas nesses dispositivos. Apesar de ainda dependerem de sistemas operacionais padrão Microsoft, os sensores Kinect apresentaram um número bem maior de aplicações desenvolvidas na área científica, sendo, portanto, adotado para utilização neste trabalho. Conforme apresentado, os sensores Kinect foram projetados para operarem em sistemas operacionais no padrão Microsoft. Entretanto, hoje já existem soluções que utilizam esses sensores em plataformas abertas, ou seja, é possível atualmente desenvolver aplicativos que atendam a diferentes sistemas operacionais, o que tornam os sensores Kinect ainda mais atrativos (OPENKINECT, 2017).

Esse estudo possibilitou destacar os dados utilizados pelos profissionais de saúde para avaliar o equilíbrio postural. Foi apurado que a medição da CoP é feita utilizando a plataforma de força e que o CoM pode ser calculado a partir do uso de um sensor de movimento como o Kinect da Microsoft. Portanto, é confirmado que essas duas tecnologias podem ser usadas juntas.

No próximo Capítulo, é apresentado o desenvolvimento de sistemas de medição que são utilizados para permitir avaliações de equilíbrio postural e medidas de qualidade de marcha, com a aplicação do sensor de movimento Kinect V2.0.

3. TECNOLOGIA DESENVOLVIDA E METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Este Capítulo apresenta as diferentes tecnologias envolvidas na implementação deste projeto de pesquisa. Alguns dos experimentos realizados para apoiar o trabalho apresentado neste documento são também descritos. A partir da análise desses experimentos, apresenta-se também as técnicas que foram utilizadas para atingir os objetivos propostos.

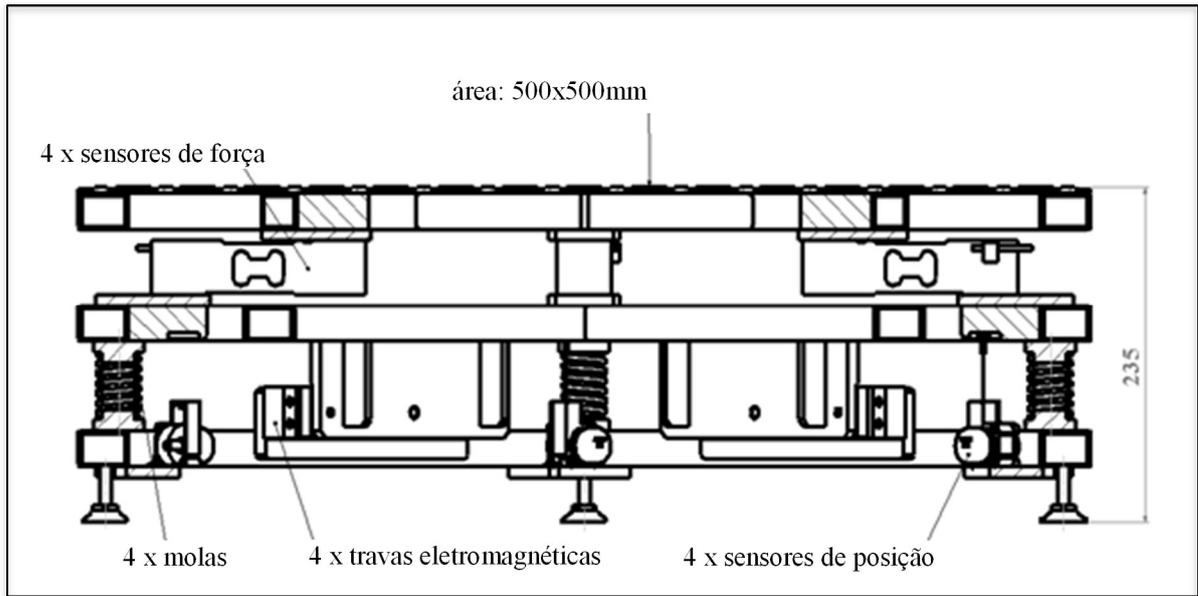
3.1 ETAPA ESTÁTICA: EXPERIMENTO 1 - DESENVOLVIMENTO TÉCNICO E DE APLICATIVOS

Para oferecer uma resposta a hipótese H1, este experimento tem como objetivo determinar como é possível usar / configurar um sensor de movimento de baixo custo para avaliar o equilíbrio postural. Para tanto, o experimento consistiu primeiro em verificar o bom funcionamento de uma nova versão da plataforma de força produzida em Grenoble. Esta plataforma possui um sistema de controle de estabilidade composto de atuadores eletromagnéticos (ventosas), controlados através de uma interface gráfica. Durante o desenvolvimento desta nova plataforma, circuitos eletrônicos específicos foram implementados para permitir a recuperação sincronizada dos sinais dos sensores de pressão e do Kinect. A calibração da plataforma foi realizada e um sistema de aquisição de dados foi montado por uma equipe de pesquisadores composta por engenheiros e fisioterapeutas. Um protocolo experimental baseado na literatura atual foi proposto para uso deste espaço experimental para mensuração do equilíbrio postural.

3.1.1 A Plataforma de força

Esta seção apresenta o projeto da plataforma de força realizado em conjunto entre a UNESP Guaratinguetá e o Laboratório G-SCOP de Grenoble, França. A Figura 24, em corte, ilustra o detalhe técnico de construção da plataforma produzida na França.

Figura 24 – Detalhe de construção da plataforma de força francesa

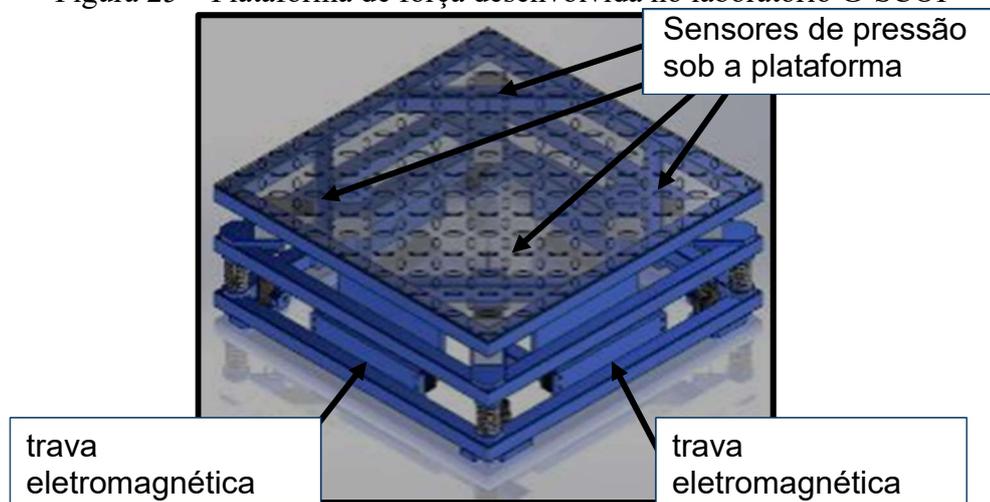


Fonte: Autor

A parte mecânica da plataforma francesa foi construída em 2015. Ela contempla a utilização de 4 sensores de força, 4 sensores de posição e 4 travas eletromagnéticas. Um dos objetivos deste trabalho foi o desenvolvimento de um sistema de interface entre os sensores de força e um computador pessoal, bem como os aplicativos com uma interface homem-máquina para captura de dados e análise de resultados. Também foi desenvolvida uma interface eletrônica para acionamento e desacionamento das travas eletromagnéticas para o controle de estabilidade da plataforma (estável ou instável).

A Figura 25, ilustra a plataforma de força desenvolvida pelo laboratório G-SCOP.

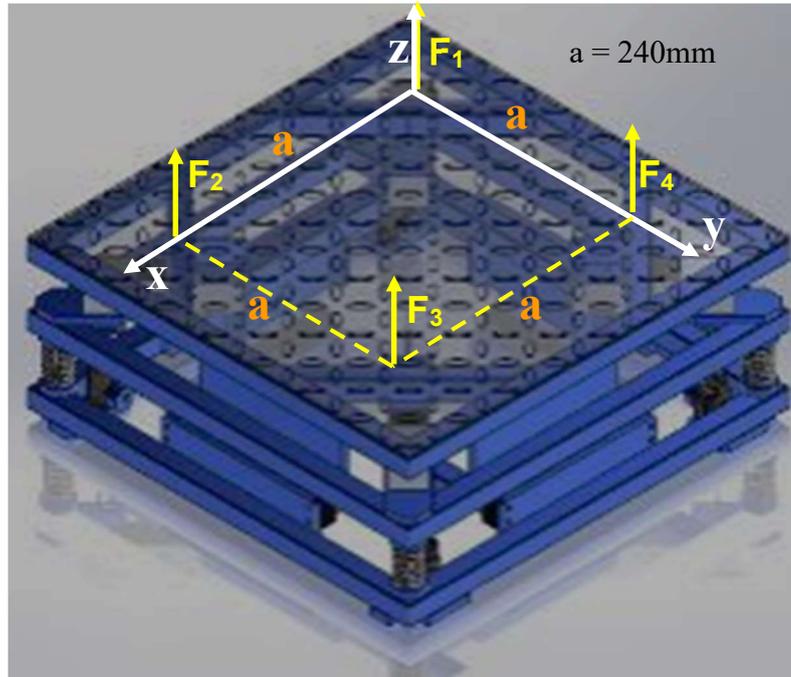
Figura 25 – Plataforma de força desenvolvida no laboratório G-SCOP



Fonte: Thomann (2017)

Para o cálculo do CoP foi necessário adequar a plataforma desenvolvida. Os sensores existentes na plataforma de força desenvolvida não estavam posicionados em suas arestas, sendo necessário para este cálculo, considerar a abordagem ilustrada na Figura 26.

Figura 26 – Plataforma de força desenvolvida pelo Laboratório G-SCOP



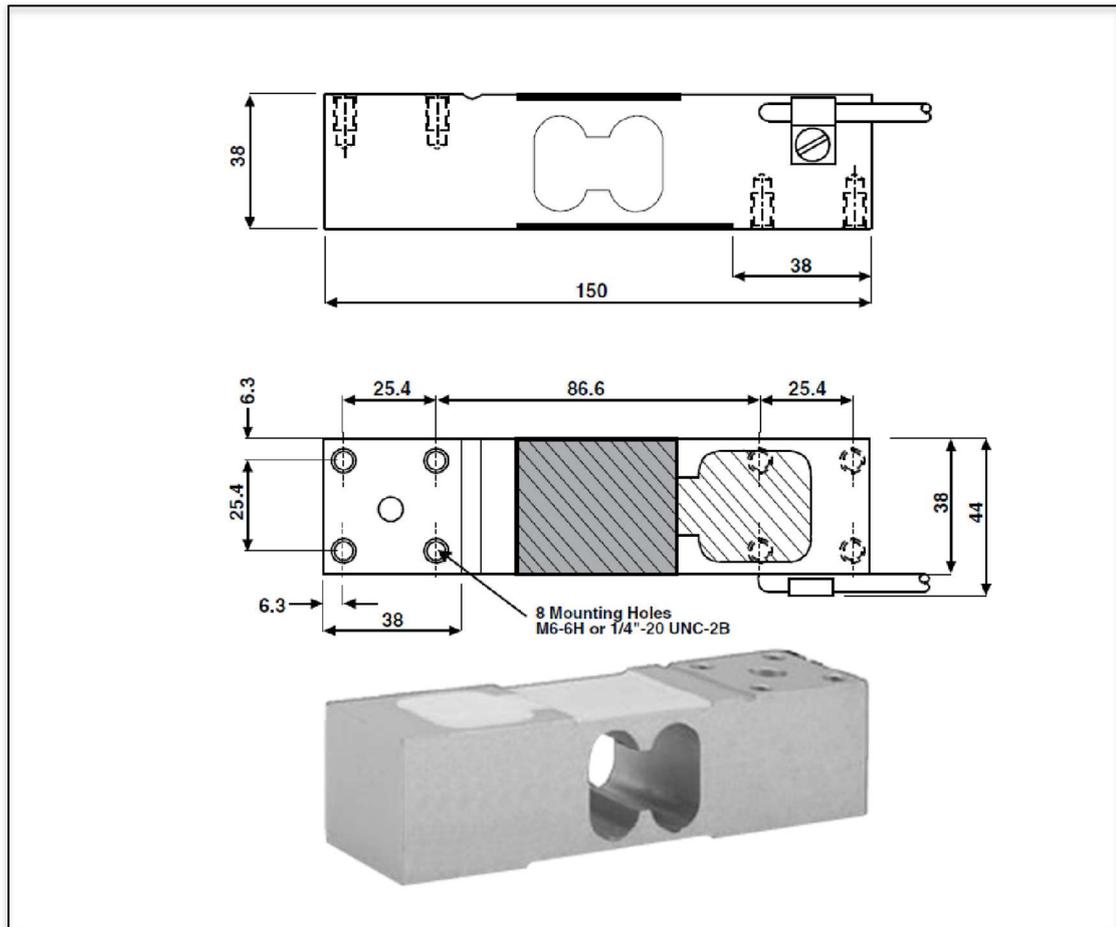
Fonte: Thomann (2017)

A seguir são apresentados os sensores utilizados na plataforma, suas características mecânicas e elétricas e em seguida os detalhes de desenvolvimento das interfaces eletrônicas e aplicativos com sua interface homem-máquina.

3.1.2 Sensores de Pressão utilizados na Plataforma de Força

Para a obtenção dos valores do Centro de Pressão da plataforma de força, foram instalados quatro sensores de pressão, (ou células de carga) Tedeia-Huntleigh modelo 1242, fabricada pela VPG, conforme ilustrado na Figura 27.

Figura 27 – Sensor de pressão Tedeia-Huntleigh modelo 1242



Fonte: Tedeia-Huntleigh (2017)

O sensor de pressão utilizado possui capacidade de 900 N e sensibilidade de 2 mV/V cada. Deste modo, na condição da plataforma de força sem carga, obtém-se o valor de 2mV na saída de cada sensor e de forma bem linear, obtém-se 22 mV para uma carga de 100Kg, no centro da plataforma, conforme apresentado na Tabela 6.

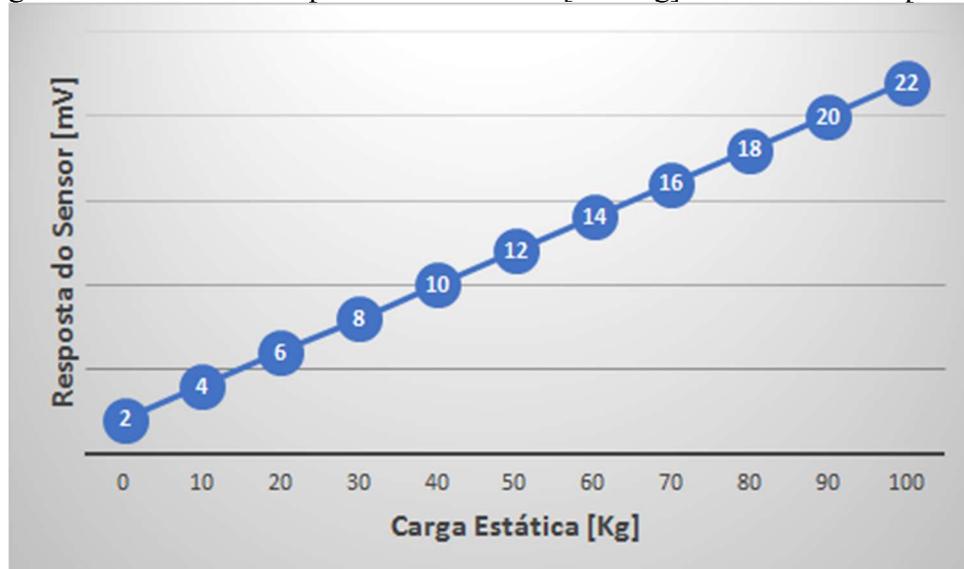
Tabela 6 – Resposta do sensor de pressão em função de carga estática

Carga Estática [Kg]	Resposta do Sensor [mV]
0	2
10	4
20	6
30	8
40	10
50	12
60	14
70	16
80	18
90	20
100	22

Fonte: Tedeia-Huntleigh (2017)

Com base nos dados apresentados na Tabela 6, pode-se plotar a curva característica do sensor de pressão utilizado que é similar a ilustrada no gráfico da Figura 28.

Figura 28 – Curva de resposta característica [mV/Kg] de um sensor de pressão



Fonte: Tedeia-Huntleigh (2017)

3.1.3 Circuito Eletrônico Amplificador de Sinais

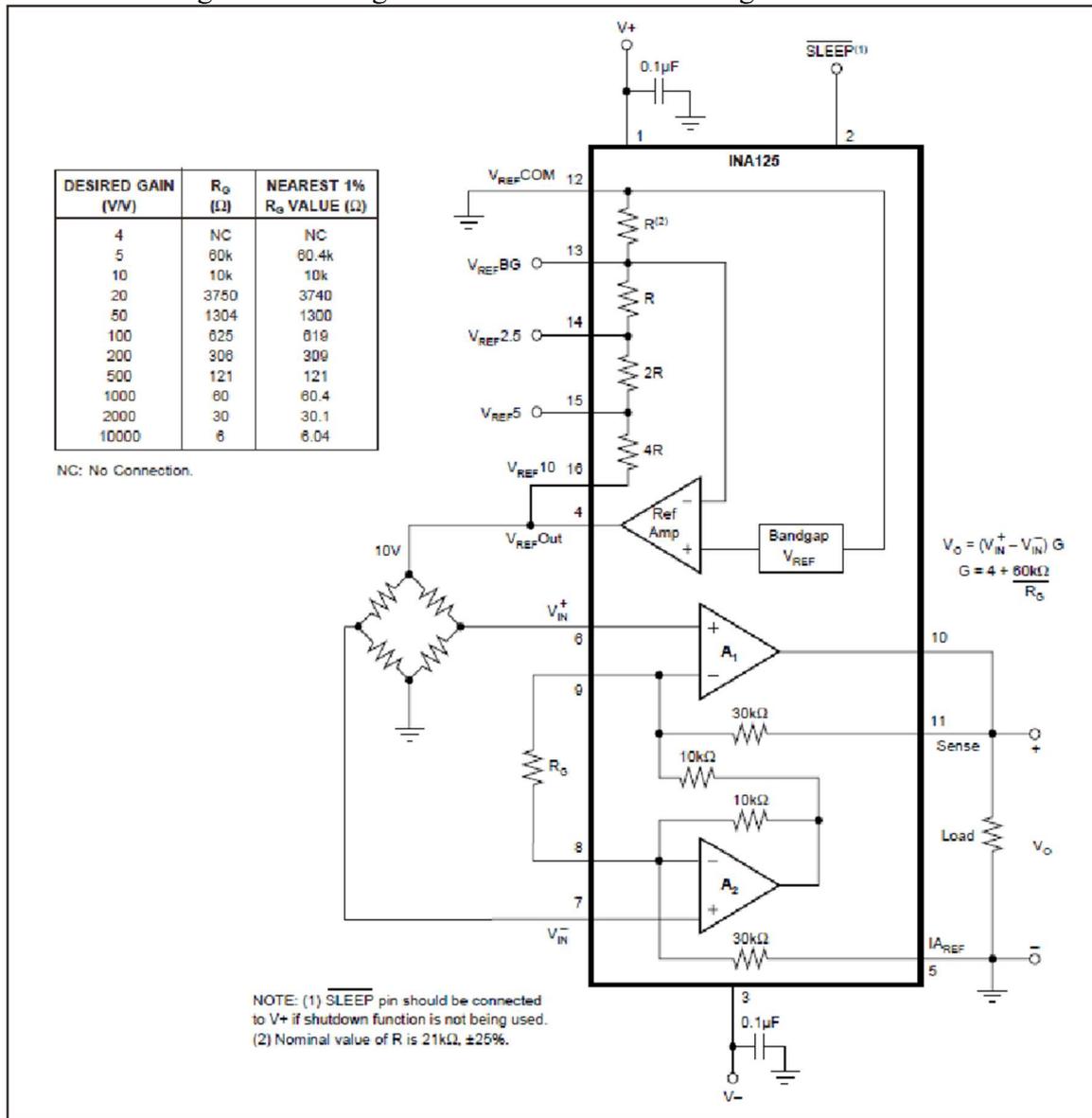
Nesta seção é apresentado o circuito eletrônico desenvolvido neste trabalho com o objetivo de amplificar os sinais provenientes dos sensores de pressão da plataforma de força. O sistema utilizado anteriormente era composto por placas de captura de dados proprietárias.

Um dos objetivos propostos neste trabalho foi o de desenvolver uma interface eletrônica para a captura dos sinais provenientes de cada sensor de pressão e envio para um computador, utilizando-se de componentes comerciais não proprietários. Após pesquisa de algumas possíveis soluções, optou-se pela utilização do circuito integrado INA125P, que é um amplificador operacional de aplicações instrumentais, fabricado em parceria por várias empresas eletrônicas como *Texas Instruments* e *Burr-Brown Corporation*.

Os sensores utilizados neste trabalho geram pequenos sinais elétricos, com variações na ordem de grandeza de mV/V. Essa faixa de valores de operação é muito sensível a ruídos exteriores o que torna difícil a leitura dos dados capturados. Também verificou-se que mesmo sendo produzidos em escala industrial, cada um dos quatro sensores de pressão utilizados produziu uma faixa de variação linear, porém com mínimos e máximos em diferentes posições. Além disso, como cada um desses sensores é formado internamente por pequenas resistências dispostas no formato de uma "ponte de *Wheatstone*", em cada sensor, a faixa de saída produzida pode ser de polaridade elétrica diferenciada.

Um primeiro experimento foi realizado, com o intuito de verificar a viabilidade de utilização do INA125P com base nas informações fornecidas pelos fabricantes, conforme ilustra a Figura 29.

Figura 29 – Diagrama elétrico do circuito integrado INA125P



Fonte: Burr-Brown, (1998).

O ganho G do dispositivo depende do valor do resistor R_g , e é calculado pela equação fornecida pelo fabricante conforme ilustrado abaixo:

$$G = 4 + \frac{60K [ohm]}{R_g [ohm]} \quad (10)$$

$$R_g = \frac{60000}{G - 4} [ohm] \quad (11)$$

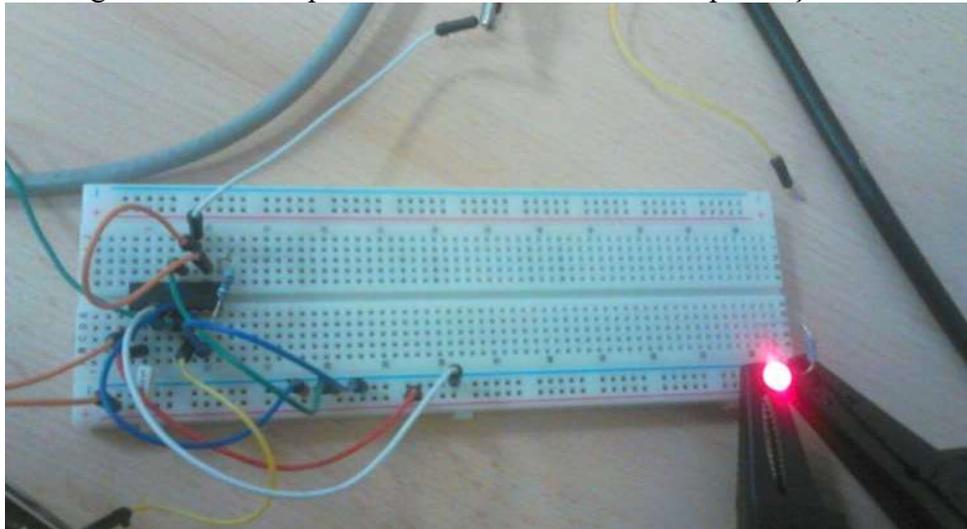
Onde:

- G é um número adimensional;
- R_g é o resistor de ganho, em ohms [Ω].

Utilizou-se para R_g o valor comercial de 56 K Ω . Neste caso, o ganho ficou próximo de cinco vezes o valor de entrada, considerando-se o valor positivo do sinal.

Antes da confecção do circuito definitivo, para confirmar a qualidade do sinal amplificado na saída do circuito eletrônico, desenvolveu-se em um protótipo seguindo o modelo definido na Figura 29. A Figura 30, exibe o protótipo do circuito experimental implementado para verificar o ganho obtido na etapa de amplificação do sinal de entrada.

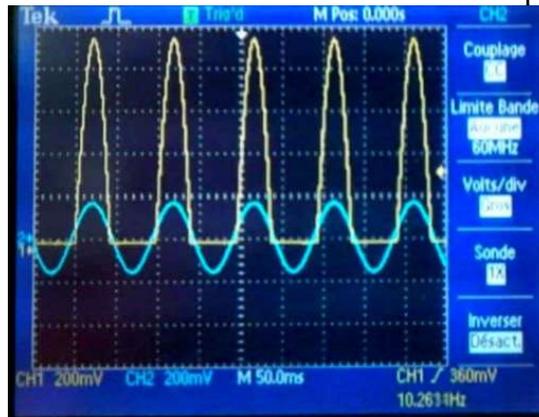
Figura 30 – Protótipo do circuito eletrônico de amplificação



Fonte: Autor

Um pequeno sinal senoidal bipolar foi aplicado a entrada do circuito protótipo para validar o circuito amplificador. O esperado é que seja amplificado o sinal na saída desse circuito e a parte negativa do sinal de saída seja ceifada. A Figura 31 exibe o resultado obtido, com o sinal de entrada aplicado ao canal CH2 e o sinal de saída com a parte negativa ceifada mostrado no canal CH1 de um osciloscópio.

Figura 31 – Sinal de entrada senoidal e sinal de saída amplificado e ceifado

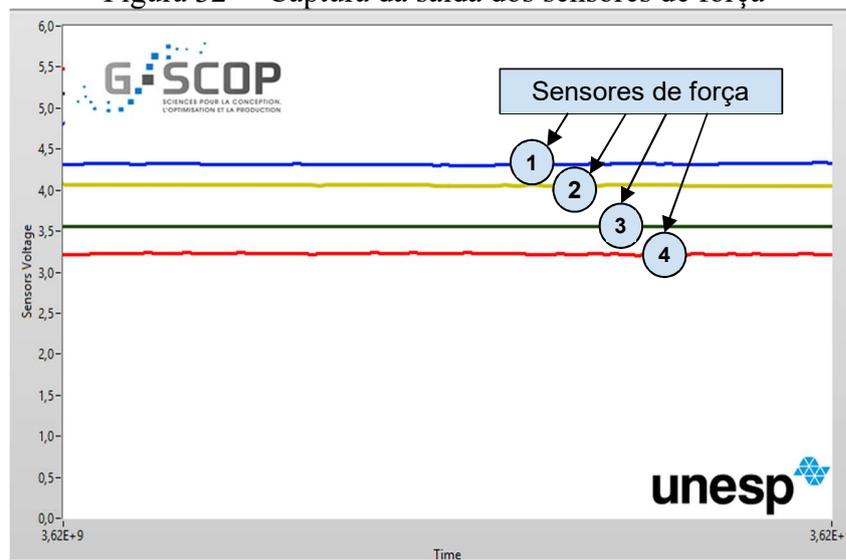


Fonte: Autor

3.1.3.4 Ajuste de zero dos sensores de força

Após a verificação do circuito de amplificação, cada sensor foi conectado à entrada de um amplificador distinto e analisou-se o sinal de saída. Nesta situação, observou-se uma saída linear, mas com valores mínimos e máximos distintos, inclusive com inversão de polaridade, como previsto pelas informações do fabricante. A Figura 32 exibe, na interface gráfica desenvolvida no LabVIEW, o gráfico resultante da captura de dados dos sensores de força. Nela se pode verificar que o comportamento distinto de cada sensor.

Figura 32 – Captura da saída dos sensores de força

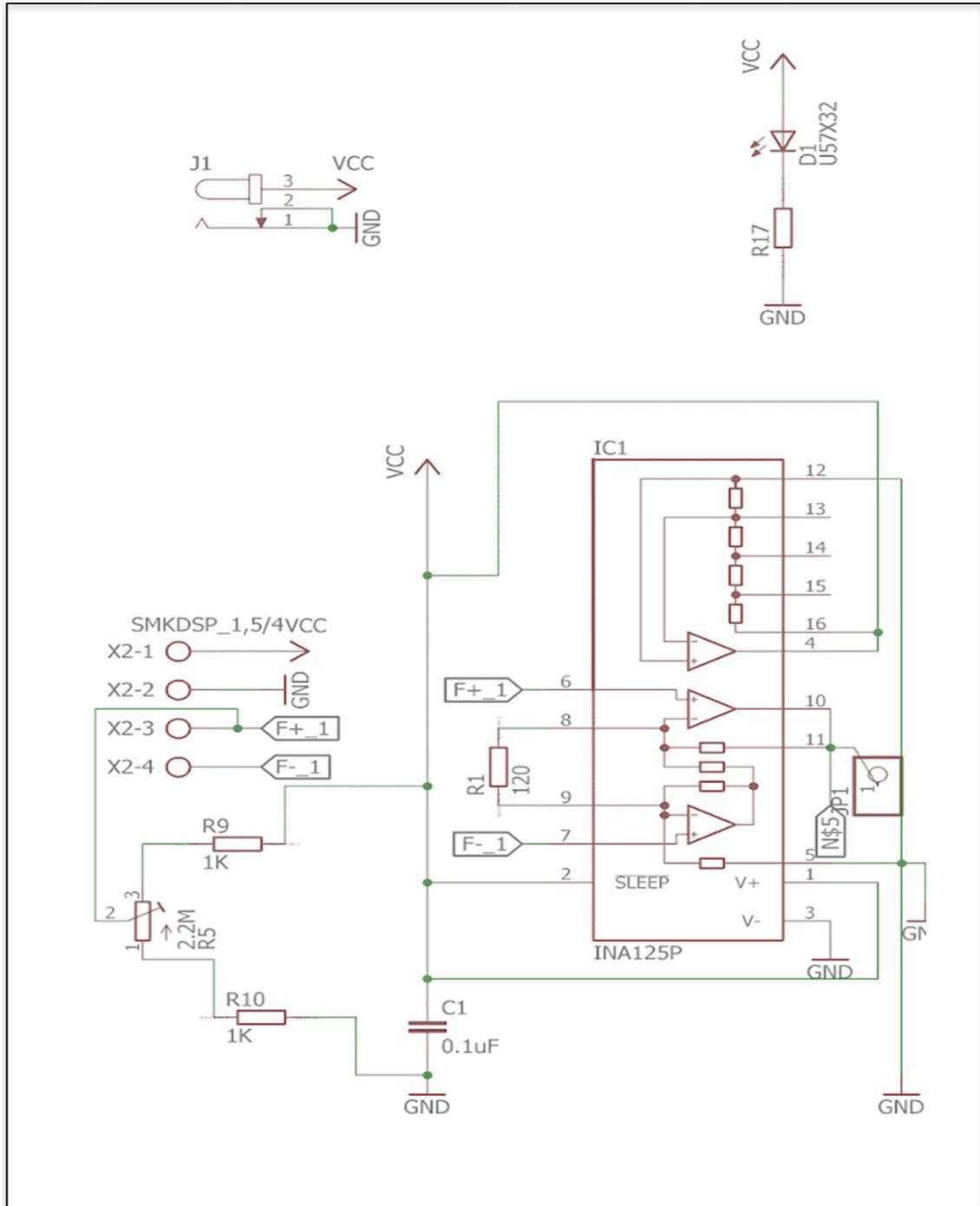


Fonte: Autor

Para resolver os problemas associados a polaridade e diferença de mínimos e máximos de cada sensor de pressão, mantendo-se a escala linear de resposta dos sensores, implementou-

se o circuito apresentado na Figura 33, com um potenciômetro de ajuste e resistores de segurança.

Figura 33 – Esquemático do circuito amplificador com ajuste de polaridade



Fonte: Autor

Com o circuito desenvolvido, se pôde implementar um procedimento chamado de "ajuste de zero", que consiste em ajustar todos os sensores para que eles forneçam o mesmo valor de medida estando a plataforma de força na condição de repouso (sem carga). A Tabela 7 apresenta

uma nova captura de dados feita com o circuito desenvolvido, utilizando-se o procedimento de "ajuste de zero", através de calibração com o potenciômetro existente no circuito de cada canal.

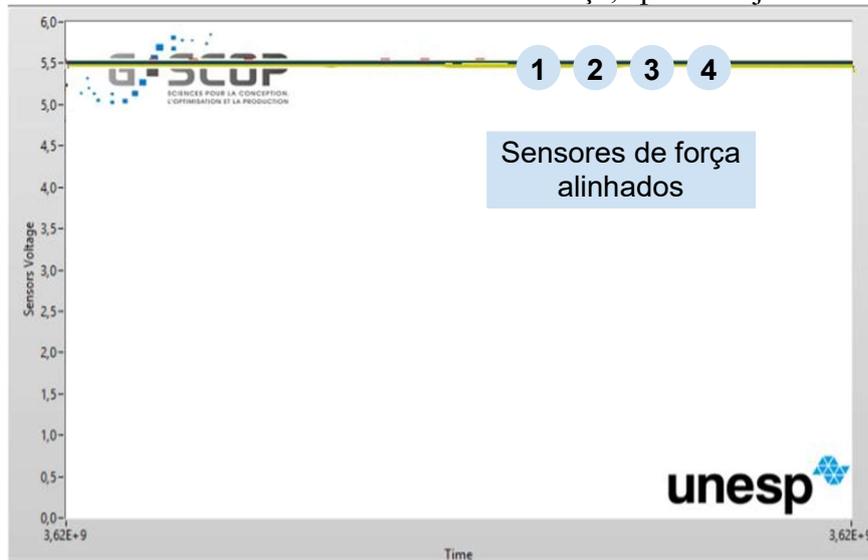
Tabela 7 – Ajuste de “zero” dos sensores de força, após etapa de calibração

sensor1 [V]	sensor2 [V]	sensor3 [V]	sensor4 [V]
5,5555	5,5554	5,5556	5,5554
5,5555	5,5555	5,5553	5,5554
5,5555	5,5553	5,5556	5,5554
5,5556	5,5556	5,5555	5,5554
5,5554	5,5554	5,5555	5,5554
5,5556	5,5555	5,5553	5,5554
5,5554	5,5556	5,5555	5,5554
5,5555	5,5553	5,5555	5,5554
5,5553	5,5553	5,5554	5,5555
5,5555	5,5555	5,5555	5,5554
5,5553	5,5553	5,5555	5,5554
5,5555	5,5554	5,5555	5,5554
5,5553	5,5554	5,5555	5,5554
5,5554	5,5555	5,5555	5,5554
5,5554	5,5553	5,5555	5,5554
5,5554	5,5554	5,5553	5,5553
5,5555	5,5554	5,5554	5,5554
5,5554	5,5555	5,5554	5,5554

Fonte: Autor

Na Figura 34 se pode observar que as leituras dos sensores de força aparecem sobrepostas quando cada sensor é ajustado na condição da plataforma de força sem carga.

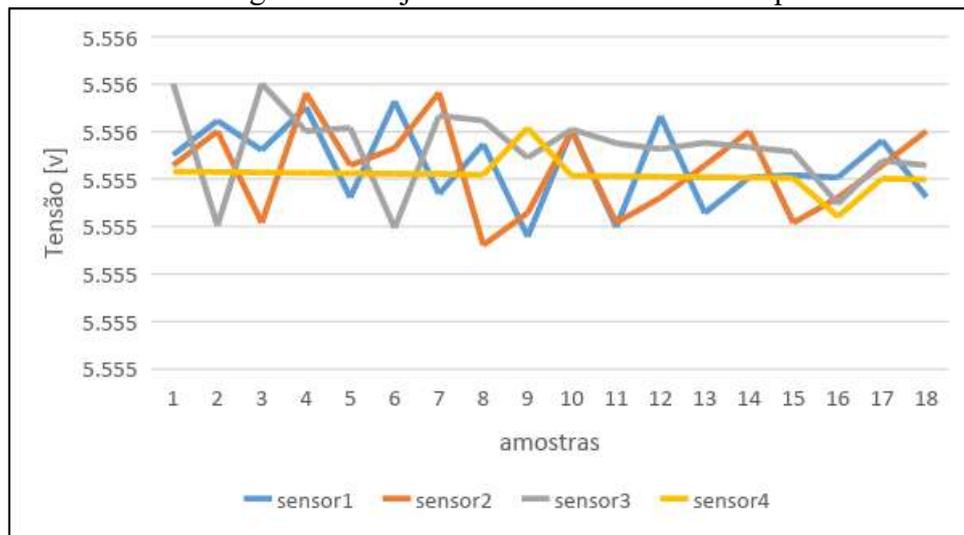
Figura 34 – Tensão de saída nos sensores de força, após o “Ajuste de zero”



Fonte: Autor

Uma análise mais detalhada dos valores apresentados na Tabela 7, utilizando-se uma escala ampliada, permite observar a presença de ruído provocado por exemplo, por vibrações do ambiente, causando uma pequena perturbação média, próxima de 0,0005 V. Esse efeito foi considerado neste experimento como “desprezível” em comparação com os valores utilizados e principalmente porque esse tipo de erro não é acumulativo. A Figura 35, exibe o comportamento da tensão em cada sensor de força em um gráfico com escala ampliada.

Figura 35 – Ajuste de “zero” em escala ampliada

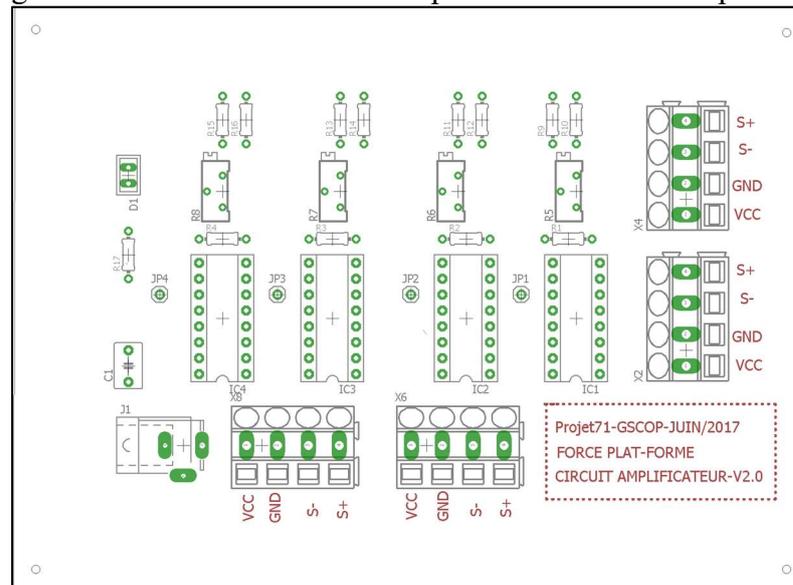


Fonte: Autor

A adoção deste circuito, permitiu validar o protótipo eletrônico produzido. Com ele verificou-se com sucesso, a possibilidade de ajuste dos pontos de trabalho de cada sensor de força. Com o circuito do protótipo validado, passou-se ao desenvolvimento da placa de circuito impresso com o aplicativo AutoDesk Eagle, o qual gera vários arquivos gráficos necessários para a produção da placa de circuito impresso em uma máquina CNC - Controle Numérico Computadorizado.

A Figura 36, ilustra o leiaute da placa de circuito impresso, lado componentes.

Figura 36 – Leiaute do circuito amplificador – Lado componentes

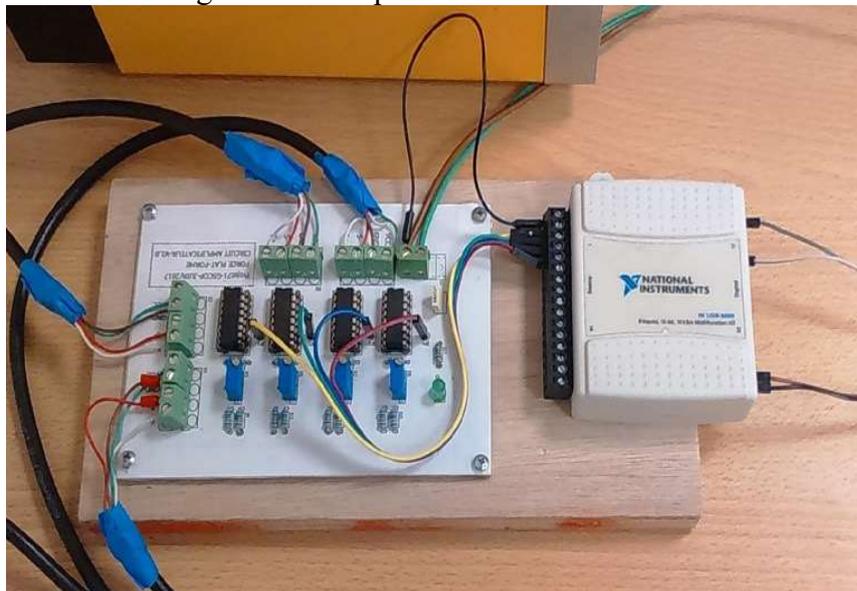


Fonte: Autor

Com o projeto finalizado, os arquivos com a extensão “gerber” foram exportados pelo o aplicativo *Eagle* da *Autodesk* e enviados ao Laboratório de Eletrônica do Grenoble INP. Lá, em uma máquina de fresa mecânica dedicada especificamente a produção de circuitos impressos.

Logo após os testes de continuidade e verificação de curtos-circuitos na placa, foram montados e soldados todos os componentes eletrônicos. A Figura 37 ilustra o resultado, com o circuito amplificador acoplado à plataforma de força e através da interface USB-6008 da *National Instruments*, ao computador.

Figura 37 – Amplificador – Circuito final



Fonte: Autor

A plataforma de força foi desenvolvida com o objetivo de tratar aplicações relacionadas à análise do equilíbrio postural (estático). No entanto há a possibilidade de usá-la também em situações de análise dinâmica, como por exemplo com “saltos sobre a plataforma”.

Nessa nova condição, irão atuar na base móvel da plataforma forças de grandezas superiores às originalmente pensadas. Como o projeto de seus amplificadores foi concebido considerando uma faixa de sinais elétricos de baixa amplitude, para aplicações de análise dinâmica, ao serem amplificados os sinais lidos pelos sensores de força, irá ocorrer saturação dos sinais amplificados. De acordo com o fabricante do dispositivo INA125, o ganho de tensão deste componente é limitado a 80% da tensão de alimentação. No trabalho atual, uma fonte de 12 Vcc é usada. Para tornar viável esta possibilidade de análise dinâmica, sem alterar a montagem eletrônica, se trabalhou na escolha dos componentes da placa com a possibilidade de modificação da tensão da fonte de alimentação e das características das curvas de calibração dos sensores de força. Uma fonte de tensão de até 36 Vcc, permitida como o valor máximo estabelecido pelo fabricante foi utilizada. As placas de circuitos eletrônicos foram então projetadas para atender a faixa de valores de 2,4 Vcc a 35 Vcc. O fator que determina a fonte de alimentação está relacionado ao ganho de tensão desejado e ao tipo de aplicação específica executada.

3.1.4 Calibração da plataforma de força

Seguindo as orientações do fabricante dos sensores de força, após a implementação do circuito amplificador, foi realizada uma etapa de calibração, com um ajuste individual para cada sensor. O faixa de trabalho de cada sensor de força varia entre 0 a 10 V. O fabricante sugere um valor próximo ao centro da faixa de trabalho, na condição de não haver carga sobre a plataforma. Após vários ensaios com o circuito amplificador desenvolvido, foi definido como ajuste ideal para a plataforma sem carga, o valor de 5,4 V, o qual representou a melhor resposta encontrada, considerando o circuito amplificador e sua faixa de ajustes. Foram feitos ensaios com massas conhecidas variando de 4,1 a 90,0 Kg e de forma combinada para obter o maior número de pontos de coleta de dados para a calibração. Essas massas foram posicionadas no centro da plataforma de força, uma a uma e por um tempo de aproximadamente 20s, os dados dos sensores de força foram registrados. Esse procedimento foi utilizado inicialmente na condição da plataforma estável e logo após, repetido na condição da plataforma instável. A Figura 38, ilustra um exemplo do posicionamento das massas na plataforma de força, durante a etapa de calibração.

Figura 38 – Massas combinadas, utilizadas na calibração da plataforma de força



Fonte: Autor

O resultado da coleta de dados dos sensores é exibido na Tabela 8. Eles foram registrados em um arquivo no formato texto e após foi extraída sua média em uma planilha eletrônica. O erro calculado nessa tabela, se refere ao erro de leitura, nos sensores de força [V].

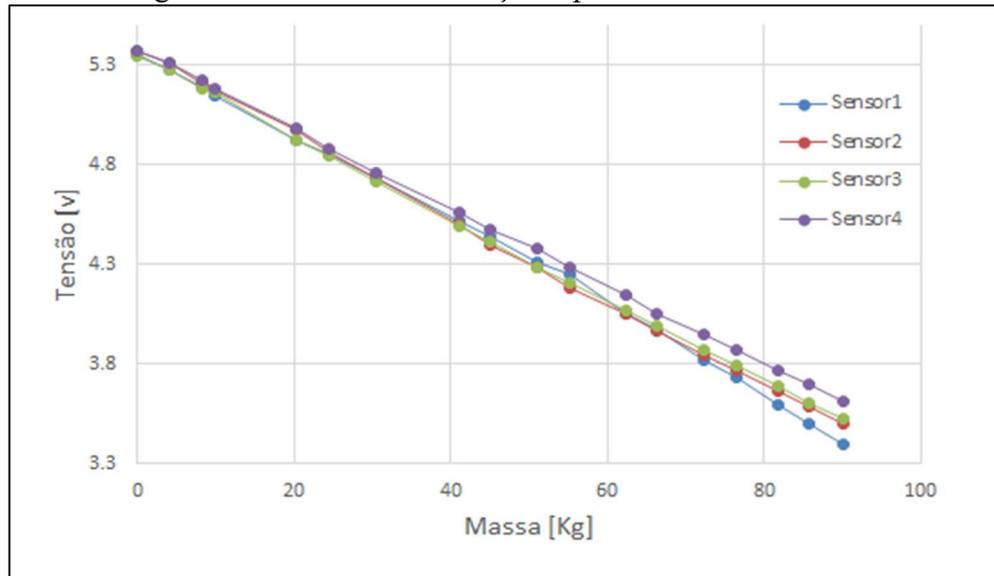
Tabela 8 - Resultado da calibração da plataforma de força estável

Massa (kg)	Sensor 1 (V)	Sensor 2 (V)	Sensor 3 (V)	Sensor 4 (V)	Média (V)	Erro (V)
0	5,3511	5,3701	5,3505	5,3700	5,3604	0,01
4,1	5,2760	5,3089	5,2755	5,3153	5,2939	0,02
8,3	5,1899	5,2075	5,1856	5,2224	5,2013	0,02
10	5,1490	5,1728	5,1683	5,1836	5,1684	0,01
20,4	4,9222	4,9762	4,9227	4,9859	4,9518	0,03
24,4	4,8519	4,8600	4,8500	4,8838	4,8614	0,02
30,4	4,7340	4,7335	4,7203	4,7635	4,7378	0,02
41	4,5157	4,4990	4,4921	4,5591	4,5165	0,03
45,1	4,4391	4,4022	4,4184	4,4742	4,4335	0,03
51	4,3135	4,2865	4,2823	4,3797	4,3155	0,05
55,1	4,2474	4,1820	4,2120	4,2831	4,2311	0,04
62,3	4,0514	4,0566	4,0672	4,1468	4,0805	0,04
66,4	3,9757	3,9643	3,9935	4,0568	3,9976	0,04
72,3	3,8182	3,8494	3,8706	3,9465	3,8712	0,05
76,4	3,7327	3,7699	3,7921	3,8710	3,7914	0,06
81,7	3,5984	3,6657	3,6873	3,7725	3,6810	0,07
85,8	3,4995	3,5843	3,6091	3,6981	3,5978	0,08
90	3,3964	3,5016	3,5287	3,6178	3,5111	0,09

Fonte: Autor

O gráfico apresentado na Figura 39, exibe as curvas resultantes da leitura de cada um dos quatro sensores de força, em função das massas padrões de calibração. As curvas foram obtidas após amplificação dos sinais desses sensores de força na condição da plataforma estável. Verifica-se uma pequena distorção, entre os valores dos quatro sensores, para cargas acima de 40Kg.

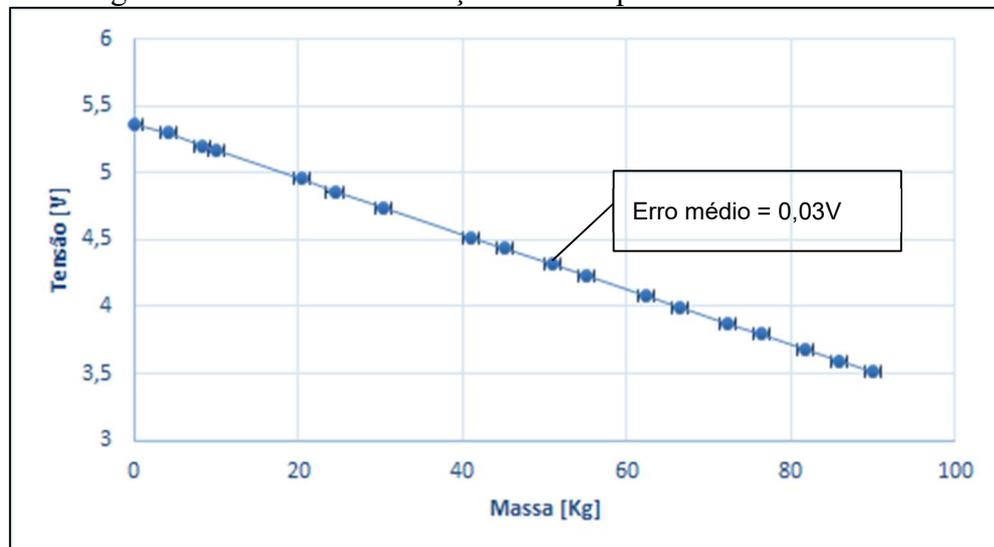
Figura 39 – Curva de calibração – plataforma estável



Fonte: Autor

Embora cada sensor produza uma resposta diferente, ao se calcular a média dos valores obtidos é possível verificar que se obtém uma resposta linear, conforme se pode observar na Figura 40.

Figura 40 – Curva de calibração média – plataforma estável



Fonte: Autor

Com a plataforma na condição instável foram feitos ensaios com condições similares às apresentadas anteriormente, sendo o resultado exibido na Tabela 9, também com a média calculada entre os quatro sensores de força em função das massas padrões.

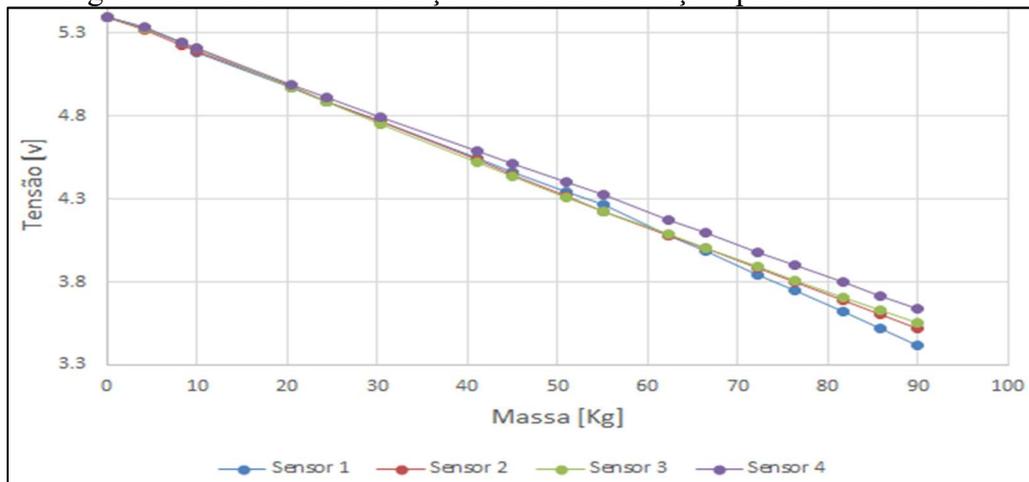
Tabela 9 - Resultado da calibração da plataforma de força instável

Massa (kg)	Sensor 1 (V)	Sensor 2 (V)	Sensor 3 (V)	Sensor 4 (V)	Média (V)	Erro (V)
0	5,3936	5,4003	5,3953	5,3998	5,3972	0
4,1	5,3272	5,3208	5,3317	5,3330	5,3282	0
8,3	5,2408	5,2268	5,2402	5,2470	5,2387	0,01
10	5,1848	5,1921	5,2107	5,2066	5,1986	0,01
20,4	4,9685	4,9798	4,9693	4,9912	4,9772	0,01
24,4	4,8863	4,8912	4,8852	4,9166	4,8948	0,01
30,4	4,7657	4,7667	4,7480	4,7940	4,7686	0,02
41	4,5475	4,5393	4,5244	4,5940	4,5513	0,03
45,1	4,4604	4,4460	4,4387	4,5174	4,4656	0,03
51	4,3440	4,3144	4,3114	4,4025	4,3431	0,04
55,1	4,2659	4,2272	4,2264	4,3289	4,2621	0,04
62,3	4,0767	4,0846	4,0918	4,1721	4,1063	0,04
66,4	3,9902	4,0026	4,0080	4,0967	4,0244	0,04
72,3	3,8461	3,8822	3,8974	3,9830	3,9022	0,05
76,4	3,7517	3,8023	3,8116	3,9039	3,8174	0,05
81,7	3,6219	3,6882	3,7089	3,8006	3,7049	0,06
85,8	3,5218	3,6048	3,6328	3,7195	3,6197	0,07
90	3,4188	3,5228	3,5513	3,6427	3,5339	0,08

Fonte: Autor

No gráfico apresentado na Figura 41, ilustrando uma condição da plataforma estável, se pode observar uma pequena distorção para massas acima de 40 Kg. Entretanto, quando se calcula a média entre os sensores, conforme indicado na Figura 42, pode-se observar que essa distorção é compensada e a curva resultante passa a ser praticamente linear.

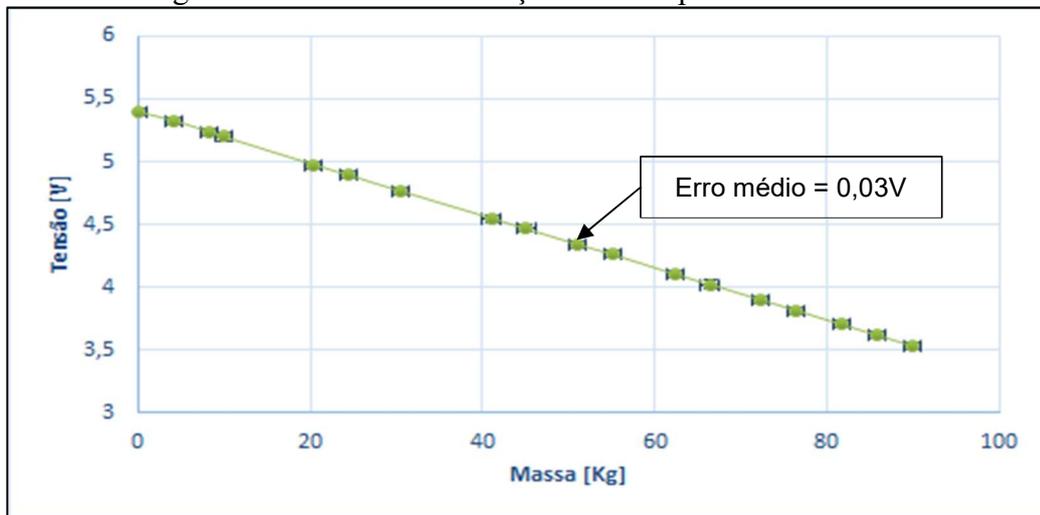
Figura 41 – Curva de calibração sensores de força – plataforma instável



Fonte: Autor

O erro, em relação à média da leitura dos sensores de força foi de 0,03 [V] (c. f. Figura 42).

Figura 42 – Curva de calibração média – plataforma instável



Fonte: Autor

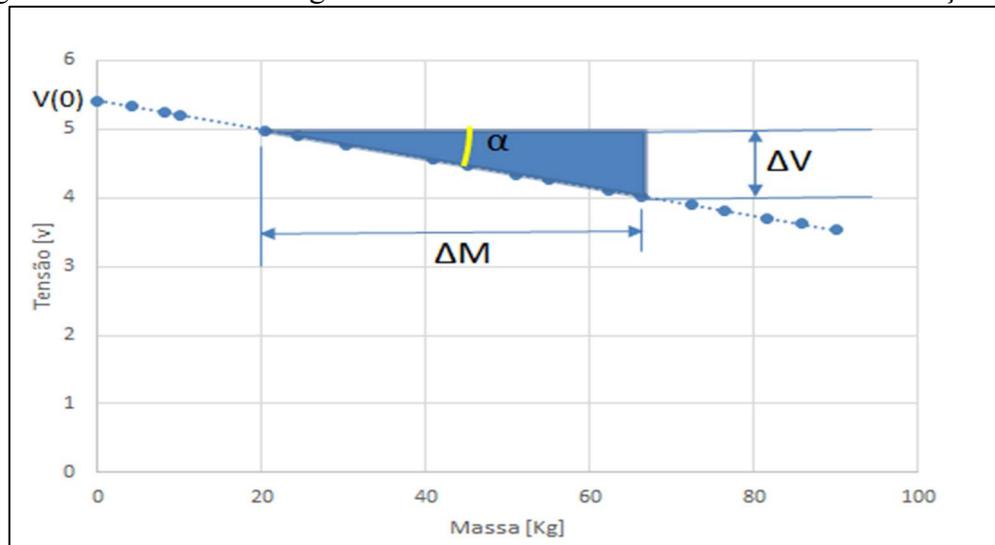
Devido às características de projeto e fabricação do circuito de amplificação, as curvas obtidas durante a calibração têm um coeficiente de direção oposto à curva original dos sensores de força (c.f. Figura 28, página 68).

Na Figura 41 e também na Figura 42, observa-se que ao aumentar a massa na plataforma de força, a tensão diminui. Esta situação não compromete os resultados porque a linearidade

está presente e uma transformação linear é suficiente para obter a força correspondente. Comparando os gráficos de calibração obtidos com a plataforma sob condições estáveis e instáveis, verificou-se que o comportamento, em relação à resposta dos sensores de pressão, apresentou características muito semelhantes nas duas condições de estabilidade da plataforma.

Dado o comportamento linear apresentado pelas curvas, é necessário conhecer as curvas de calibração e seus respectivos coeficientes direcionais para transformar os valores dos sensores de força obtidos em [V], em unidades de magnitude tais que [N] ou [Kg]. Este coeficiente é caracterizado pelo ângulo entre a inclinação da linha e o eixo horizontal conforme ilustrado na Figura 43.

Figura 43 – Coeficiente angular - curva de tensão média nos sensores de força



Fonte: Autor

Onde:

- $\tan \alpha =$ coeficiente angular
- $V(0) =$ tensão sem carga na plataforma de força
- $\Delta V =$ intervalo de tensão, entre duas medidas de cargas diferentes
- $\Delta M =$ intervalo de massa, entre duas medidas de cargas diferentes

Em relação às curvas de calibração obtidas tem-se que:

- $\Delta V = 5,36 - 3,51 = 1,85$ [V]

- $\Delta M = 90 - 0 = 90$ [Kg]
- $V(0) = 5,36$ [V]

Sendo então, o cálculo do coeficiente angular dado por:

- $\tan \alpha = \frac{\Delta V}{\Delta M}$ (12)

Aplicando-se a equação (12) se obtém:

- $\tan \alpha = \frac{1,85}{90}$
- $\tan \alpha = 0,0205$ [V/Kg]

Para obter o valor correspondente à massa utiliza-se processo inverso. Por exemplo, para uma carga desconhecida, onde a média dos sensores de força = 4,01[V],

- $\Delta V = 5,36 - 4,01 = 1,35$ [V]
- $M = \Delta V / \tan \alpha$
- $M = 1,35 / 0,0205$
- $M = 65,85$ [Kg]

A Tabela 10 apresenta o erro médio, em relação à massa equivalente [Kg] obtido após o cálculo do coeficiente angular - curva de tensão média nos sensores de força para as duas situações de plataforma estável e instável.

Tabela 10 - Erro médio - plataforma estável e instável

Massa [Kg]	Plataforma Estável			Plataforma Instável		
	Média [V]	Erro [Kg]	Erro [v]	Média [V]	Erro [Kg]	Erro [v]
0	5,36	0,02	0,01	5,40	0,01	0,00
4,1	5,29	0,88	0,02	5,33	0,74	0,00
8,3	5,20	0,56	0,01	5,24	0,58	0,01
10	5,17	0,66	0,01	5,20	0,32	0,01
20,4	4,95	0,49	0,03	4,98	0,08	0,01
24,4	4,86	0,08	0,01	4,89	0,10	0,01
30,4	4,74	0,05	0,02	4,77	0,25	0,02
41	4,52	0,15	0,03	4,55	0,25	0,03
45,1	4,43	0,09	0,03	4,47	0,33	0,03
51	4,32	0,05	0,04	4,34	0,41	0,04
55,1	4,23	0,03	0,04	4,26	0,26	0,04
62,3	4,08	0,11	0,04	4,11	0,66	0,04
66,4	4,00	0,06	0,04	4,02	0,56	0,04
72,3	3,87	0,33	0,05	3,90	0,62	0,05
76,4	3,79	0,12	0,05	3,82	0,65	0,05
81,7	3,68	0,20	0,06	3,70	0,84	0,06
85,8	3,60	0,16	0,07	3,62	0,90	0,07
90	3,51	0,19	0,08	3,53	0,88	0,08

Fonte: Autor

3.1.5 Circuito Eletrônico de controle da trava eletromagnética

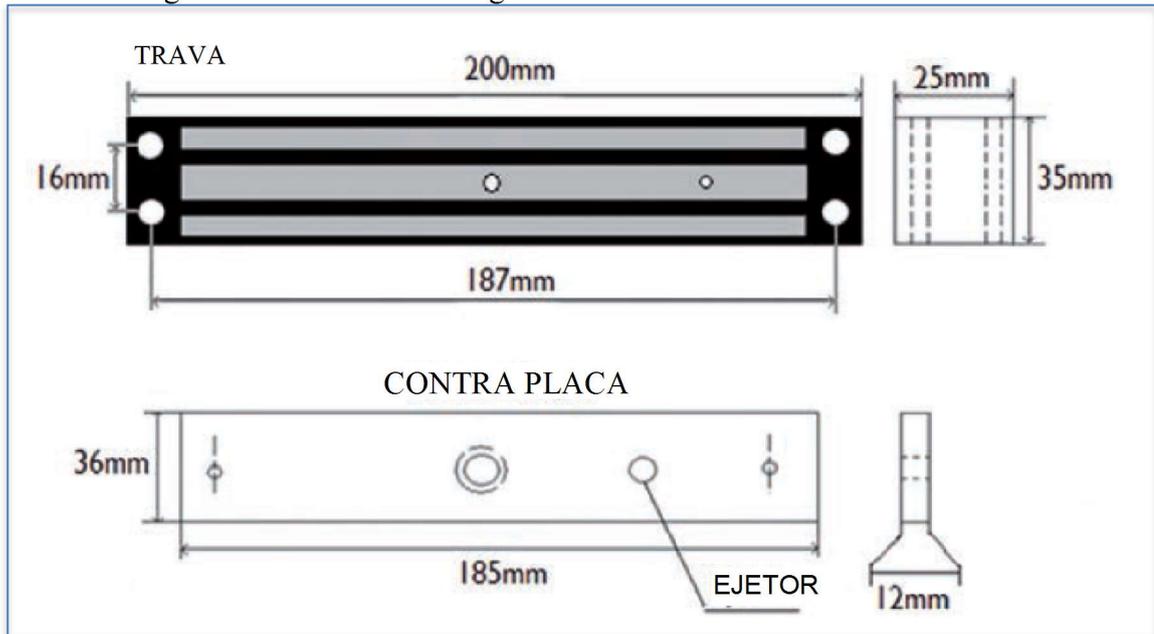
Na análise do equilíbrio de uma pessoa posicionada sobre uma plataforma de força, diversos trabalhos sobre controle de equilíbrio postural indicam a necessidade de separar a análise em dois grupos: estável e instável (HUURNINK et al., 2013), (MIRANDA et al., 2014) e (RHEA et al., 2015). Para viabilizar esta análise desenvolveu-se um circuito eletrônico para acionamento e desacionamento da trava eletromagnética da plataforma de força para simular essas situações de estabilidade e instabilidade. Esse circuito será detalhado nesta seção.

Manter-se em equilíbrio significa manter o corpo em uma postura ereta, com o mínimo de oscilação (CYARTO et al., 2008). Para simular essa condição é necessário que se impeça a ação das molas presentes na plataforma e para tanto se irá acionar uma trava eletromagnética. Já na condição de instabilidade, ainda segundo CYARTO et al. (2008), existe algum tipo de perturbação externa que dificulta a orientação do corpo para manter-se em equilíbrio. Na

plataforma de força, esta situação será simulada pela liberação da trava eletromagnética, o que tornará a plataforma instável pela ação das molas existentes em cada vértice.

A plataforma de força utiliza trava eletromagnética modelo MF-3013-07, fabricada pela empresa Mecalectro e ilustrada na Figura 44. Essa trava possui as características técnicas descritas na Tabela 11.

Figura 44 – Trava eletromagnética Mecalectro modelo MF-3013-07



Fonte: Mecalectro (2017)

Tabela 11 - Características da trava eletromagnética

Item	Valor
Tensões de alimentação	12 / 24Vcc
Consumo de energia	6 W
Classe de proteção	IP 42
Padrões de referência	NF C 79300
Temperatura ambiente em uso	- 5 ° C, + 40 ° C
Classe térmica	B
Peso	1850 g
Dimensões	25 x 35 x 185 mm
Força de retenção	300 daN

Fonte: Mecalectro (2017)

O circuito eletrônico desenvolvido foi projetado para fazer a interface entre o equipamento USB-6008 da *National Instruments* (c.f. Figura 45), que é um dispositivo de aquisição de dados multifuncional e as travas eletromagnéticas instaladas na plataforma de força. O USB-6008 possui 8 entradas analógicas, 2 saídas analógicas e 12 entradas / saídas digitais, com precisão de 12 bits e frequência de amostragem de 150 Hz.

Figura 45 – Dispositivo multi-função da *National Instruments* – USB-6008

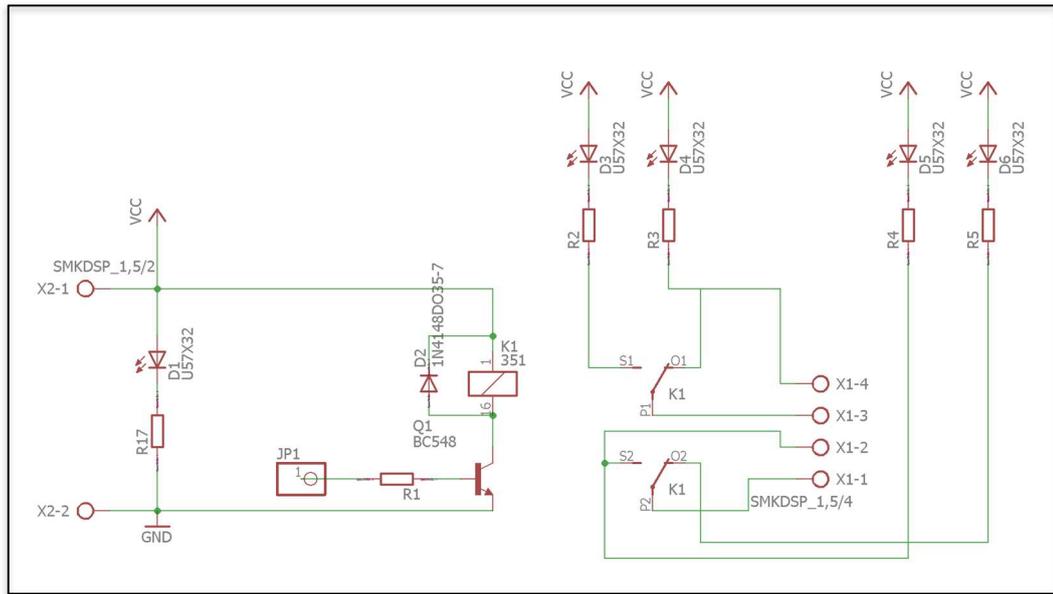


Fonte: National (2017)

Devido às características do acionamento e desacionamento das travas, tanto em relação à possibilidade de geração de ruídos eletromagnéticos quanto pela possibilidade de retorno de corrente ao circuito de interface, decidiu-se desenvolver um circuito para isolar a parte de sinal de controle acoplada ao USB-6008 da parte de potência, utilizada para alimentar a trava.

Este circuito tem como componentes básicos um relé de contatos duplos para o acionamento da trava eletromagnética e um transistor NPN operando como chave para acoplar o sinal de acionamento à bobina do relé. Desta forma se isola o circuito digital de controle e o lado de potência. No sentido inverso, para a redução do efeito da força contra eletromotriz, produzida pelo desacionamento do relé, foi utilizado um diodo de sinal do tipo 1N4148 minimizando sinais de retorno ao computador. O diagrama elétrico do circuito desenvolvido é ilustrado na Figura 46.

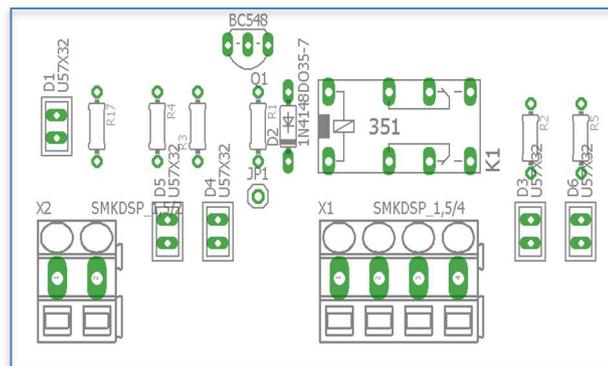
Figura 46 – Esquemático eletrônico de acionamento da trava eletromagnética



Fonte: Autor

Novamente com a utilização do aplicativo AutoDesk Eagle, passou-se ao desenvolvimento da placa de circuito impresso para montagem do circuito de acionamento da trava eletromagnética, onde na Figura 47, se apresenta o leiaute da mesma (lado componentes).

Figura 47 – Leiaute eletrônico de acionamento – lado componentes



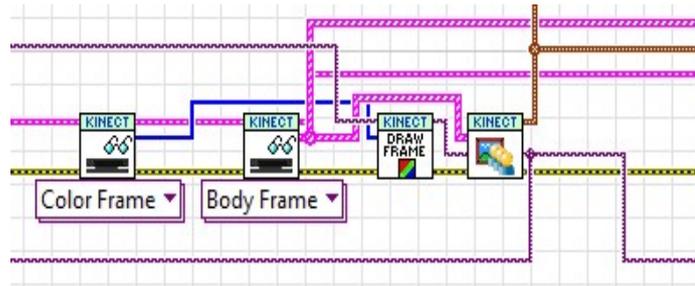
Fonte: Autor

3.1.6 Aquisição dos dados do sensor de movimento

Para a aquisição dos dados do sensor de movimento, utilizou-se o aplicativo *LabVIEW* da *National Instruments*. Os aplicativos desenvolvidos e suas interfaces estão detalhados no Apêndice A, página 168. Pontos medidos do corpo humano podem ser acessados diretamente no *LabVIEW* usando os termos em inglês mostrados na Tabela 2, página 44.

A Figura 48 mostra o bloco de programação usado na interface LabVIEW para definir o tipo de função usada pelos sensores Kinect para exibir a imagem normal da câmera e, em seguida, o esqueleto digital, diretamente na Interface Homem Máquina.

Figura 48 - Bloco de programação do sensor Kinect



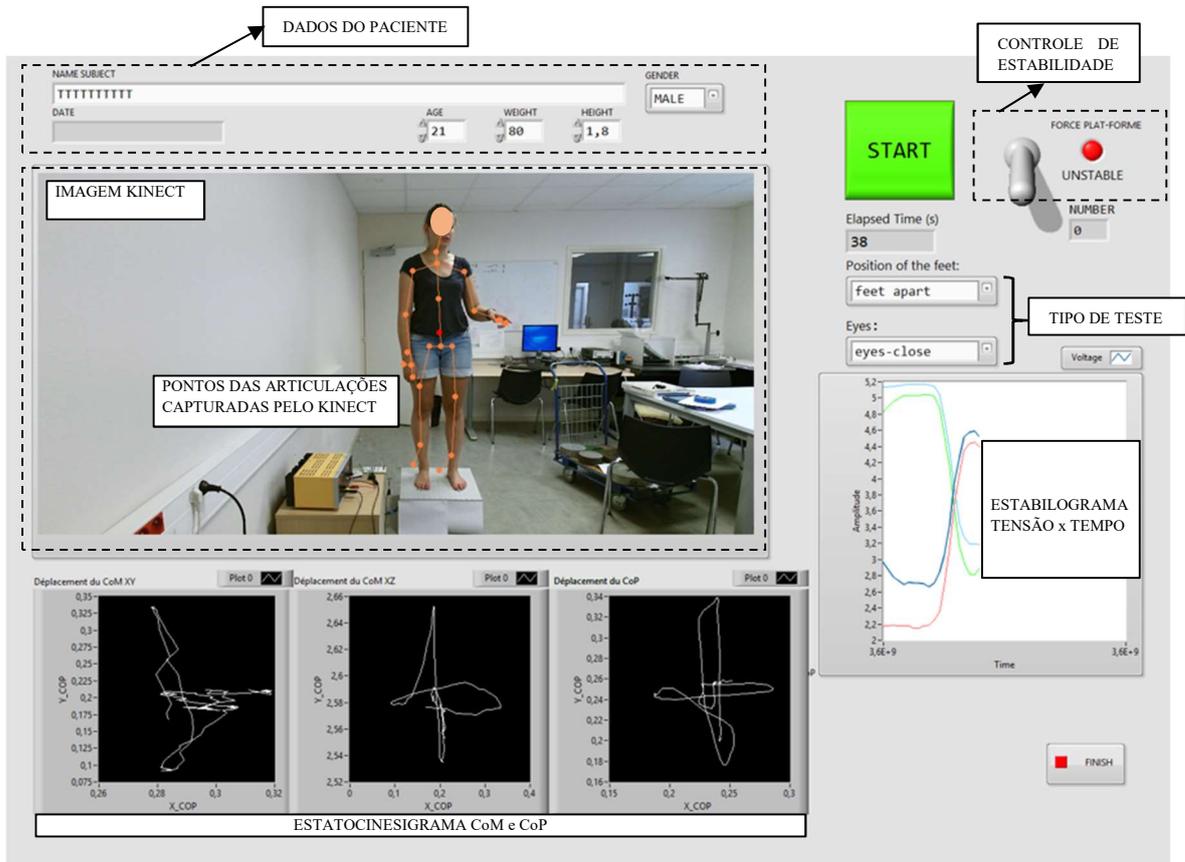
Fonte: Autor

3.1.7 Interface Homem-Máquina (IHM)

Nesta seção, apresenta-se o aplicativo desenvolvido para controlar a interação com a plataforma de força. Como o dispositivo multifuncional de aquisição de dados USB-6008 da NI foi usado, por motivos de compatibilidade, o aplicativo NI *LabVIEW* foi escolhido para o desenvolvimento da interface.

Uma primeira versão da IHM foi desenvolvida para controlar a operação da plataforma de força e do sensor de movimento do Kinect. A Figura 49 mostra essa primeira GUI (versão 1.0).

Figura 49 – IHM versão 1.0

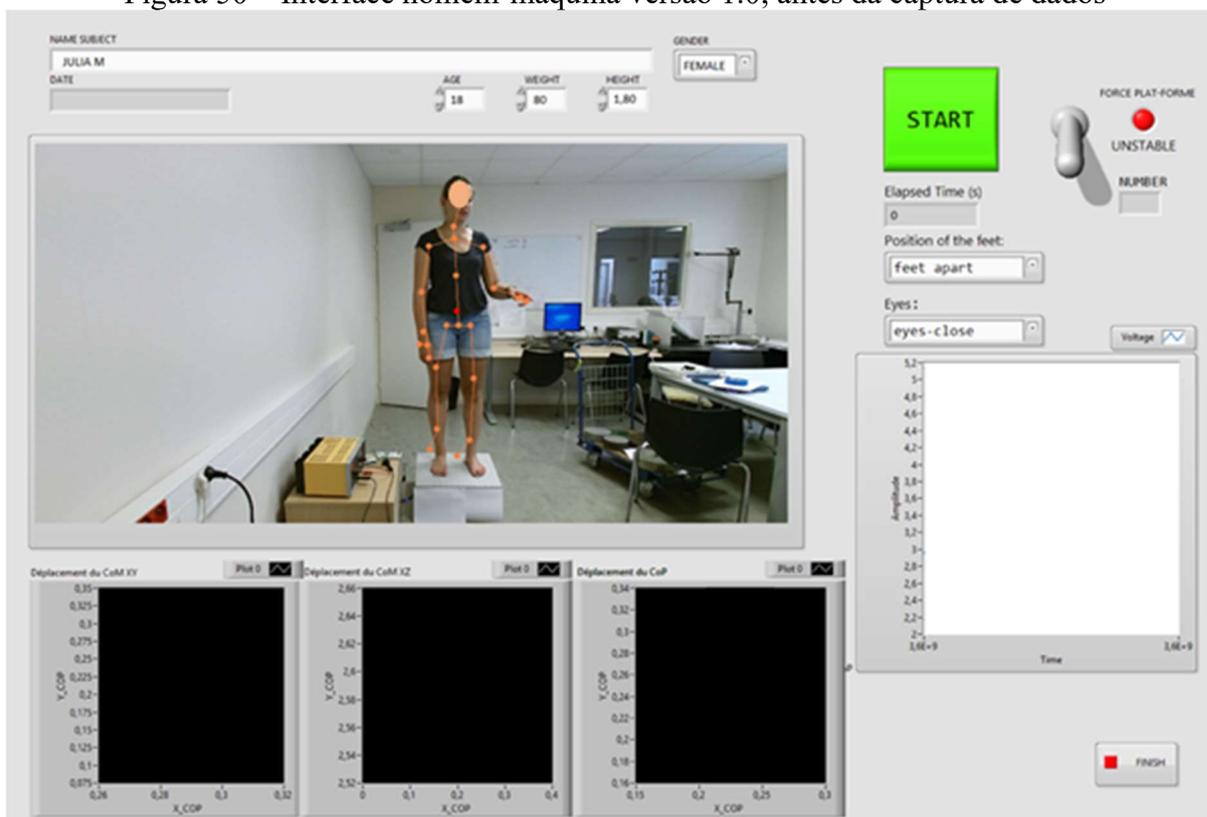


Fonte: Autor

Para iniciar a captura de dados, o operador do sistema, neste caso o fisioterapeuta, com a interface do programa já aberta, informa os dados pessoais do sujeito a ser analisado (nome completo, sexo, idade, peso e altura) e o tipo de análise a ser realizada (posição dos pés, condição dos olhos abertos, ou fechados e condição da plataforma, instável ou estável).

Após o preenchimento dos dados pessoais, solicita que o sujeito se posicione sobre a plataforma e aguarde alguns segundos até que o sensor Kinect detecte que uma nova pessoa entrou em cena e atribua a ela um desenho esquelético em função da posição de suas principais articulações e seus respectivos pontos médios. Após a verificação do desenho esquelético, o fisioterapeuta inicia a captura ao clicar no botão “START”. A Figura 50, exibe uma captura da tela inicial, antes do início da captura de dados.

Figura 50 – Interface homem-máquina versão 1.0, antes da captura de dados

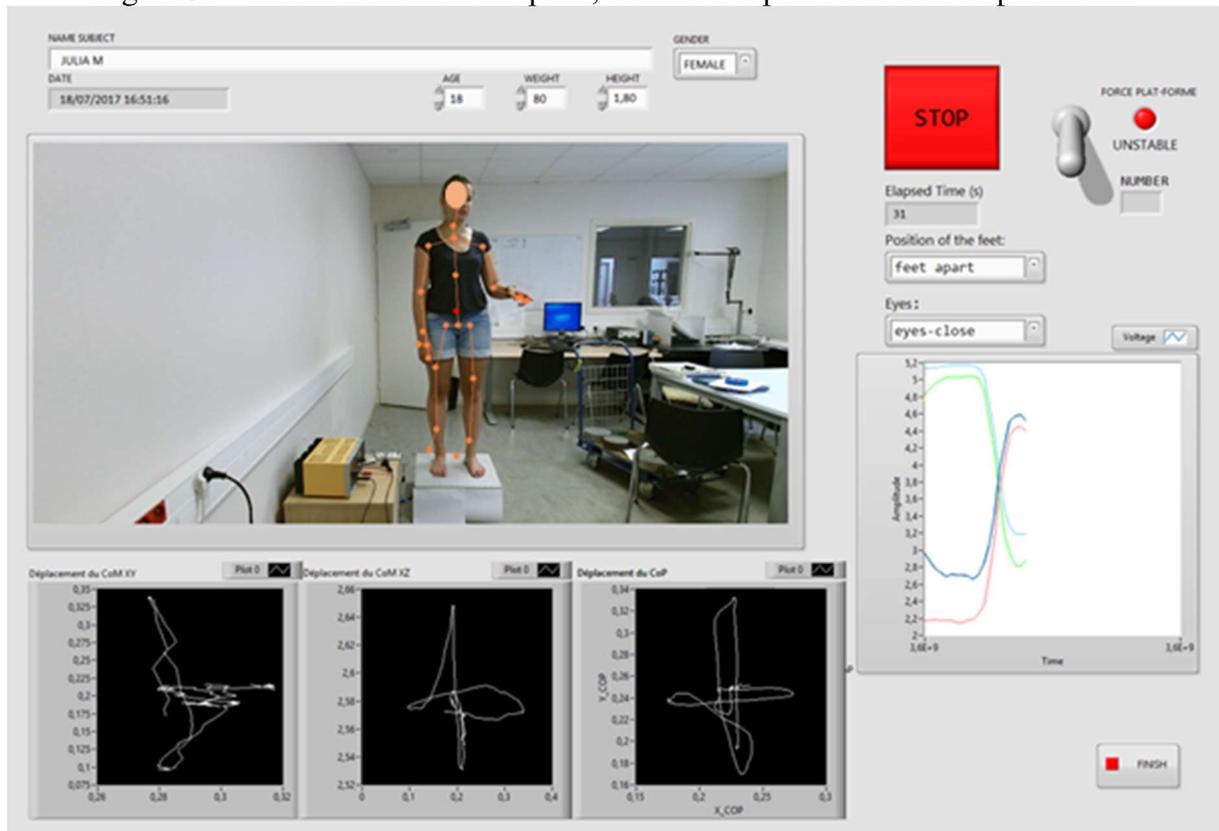


Fonte: Autor

Após o início da captura, o sujeito deverá se manter na posição indicada pelo fisioterapeuta, de acordo com o protocolo de análise previamente selecionado. O tempo decorrido de coleta será exibido em segundos na interface e o fisioterapeuta controlará o encerramento da captura de dados, ao clicar no botão “STOP” e avisando o sujeito. Em um procedimento de coleta de dados oficial, o fisioterapeuta aguardará o tempo de amostragem definido em seu protocolo de testes para assim, encerrar a coleta.

Ao clicar no botão “STOP”, a imagem exibida será congelada, assim como os gráficos e dados do sujeito. Para iniciar uma nova coleta, poderão ser aproveitados os dados pessoais do sujeito, alterando-se, apenas os parâmetros de testes desejados e assim uma nova coleta poderá ser iniciada, seguindo-se o protocolo proposto. O comportamento do sujeito analisado será projetado nos gráficos da interface, conforme apresentado na Figura 51.

Figura 51 – Interface homem-máquina, durante a captura de dados da plataforma



Fonte: Autor

Quando o processo de captura terminar, um arquivo texto será automaticamente gerado na pasta padrão do LabVIEW, em uma pasta com o nome do sujeito em análise. O nome desse arquivo levará em consideração os dados pessoais do sujeito e o tipo de análise realizado conforme apresentado a seguir:

```
%Pasta_Padrão_LabVIEW\NOME DO SUJEITO\NOME DO SUJEITO;sexo;
idade; peso;altura;condição dos pés;condição dos olhos;
estabilidade da plataforma.
```

Para o campo estabilidade, se utiliza o seguinte padrão, “0” para plataforma instável e “1” para plataforma estável. Por exemplo ao se utilizar um usuário “PHELMA”, para análise de um sujeito de nome Julia, sexo feminino, 18 anos, 80 Kg, 1,80m, para o teste nas condições: pés afastados, olhos fechados e plataforma instável, o arquivo gerado terá o seguinte nome:

```
C:\Users\PHELMA\Documents\LabVIEW Data\JULIA M\JULIA M;FEMALE;
18;80;1.80;feet apart;eyes-closed;0.
```

As demais capturas do mesmo sujeito serão armazenadas na mesma pasta, alterando apenas o nome do arquivo de dados, em função das diferentes situações. Esse arquivo conterá

um cabeçalho e as informações de cada sensor de força e também informações do sensor Kinect, como as coordenadas (x, y, z) , em relação ao centro de massa do sujeito, em função do tempo. Para controle, também será informado o momento da coleta (*time stamp*).

O arquivo gerado é composto por informações de cabeçalho, representado com um exemplo na Tabela 12 que exibe o cabeçalho do arquivo gerado (com informações sobre as condições no momento da execução do procedimento e que no LabVIEW é composto por duas partes) após coleta de dados para uma situação em que foram feitos 16 ensaios com um sujeito. O que interessa para o cálculo do CoP e CoM são os dados que se iniciam logo após o cabeçalho. Desta forma, para o processamento e geração das informações na IHM, o programa identifica o cabeçalho e o separa dos dados referentes à leitura dos sensores.

Tabela 12 – Cabeçalho do arquivo de coleta de dados

LabVIEW								
Writer_Version	2							
Reader_Version	2							
Separat	Tab							
Decimal_Separator	,							
Multi_Headings	No							
X_Colu	No							
Time_Pr	Absolut							
Operato	PHELM							
Date	06/11/							
Time	47:52,2							
***End_of_Heade								
Channel	8							
Samples	1	1	1	1	1	1	1	1
Date	06/11/	06/11/	06/11/	06/11/	06/11/	06/11/	06/11/	06/11/
Time	15:47:5	15:47:5	15:47:5	15:47:5	15:47:5	15:47:5	15:47:5	15:47:5
X_Dime	Time							
X0	0,00E+							
Delta_X	1	1	1	1	1	1	1	1
***End_of_Heade								

Fonte: Autor

A Tabela 13 exibe um trecho de coleta de dados para um ensaio específico, após extração do cabeçalho do arquivo. Nela se apresenta informações sobre a leitura dos quatro sensores da plataforma de força (Sensor 1, Sensor2, Sensor 3, Sensor 4), em sincronismo com os eixos (x, y, z) do sensor de movimento Kinect. A coluna “tempo” mostra o instante decorrido, após o início da coleta de cada amostra (linha). A coluna “X_Value” não foi utilizada, portanto é desprezada na programação.

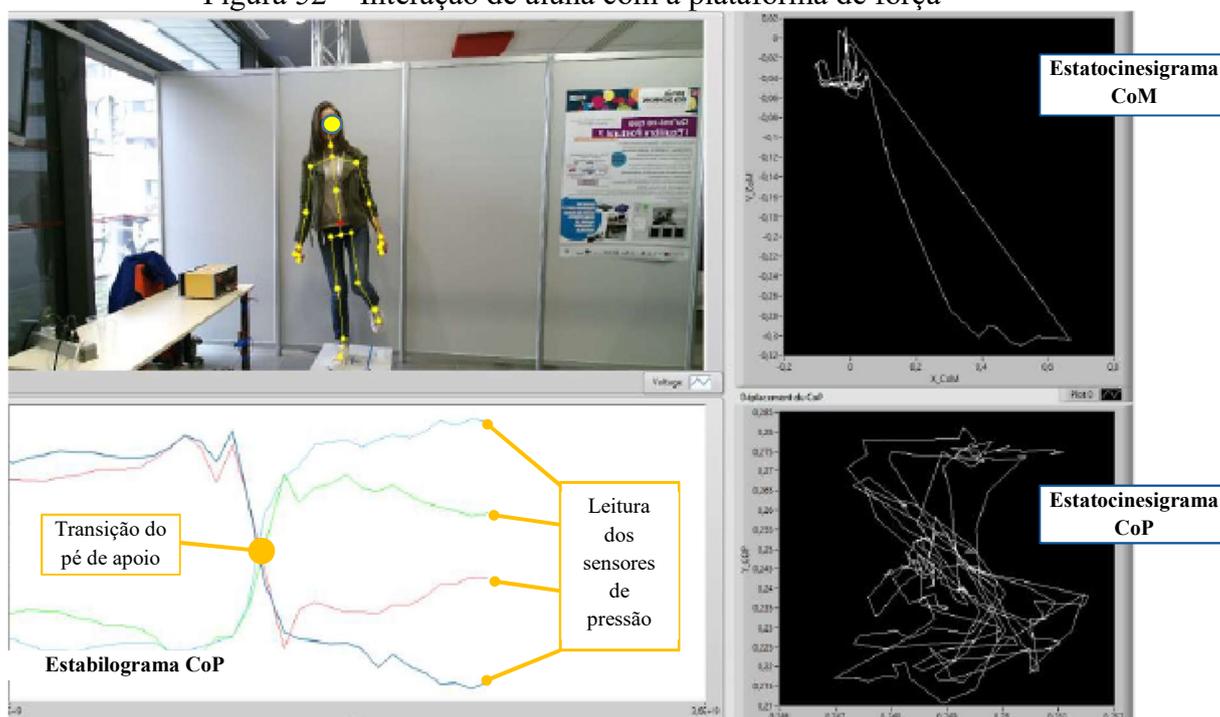
Tabela 13 - Trecho de coleta de dados da plataforma de força e do sensor Kinect

X_Valu	Sensor1	Sensor2	Sensor3	Sensor4	x	y	z	tempo
	4,40897	3,51442	4,05455	2,91714	0,29856	0,26753	2,57165	0,00000
	4,41917	3,51442	4,06475	2,90694	0,29873	0,26751	2,57135	0,11393
	4,41407	3,50422	4,08004	2,89674	0,29893	0,26702	2,57164	0,21073
	4,39878	3,48383	4,11573	2,90184	0,29803	0,26851	2,57064	0,30911
	4,36819	3,45833	4,15141	2,91714	0,29798	0,26812	2,57072	0,40438
	4,33250	3,45833	4,14122	2,96814	0,29784	0,26730	2,57099	0,52514
	4,30700	3,46343	4,11063	3,00384	0,29717	0,26786	2,57044	0,62463
	4,30191	3,47363	4,10043	3,01914	0,29705	0,26763	2,57075	0,72289
	4,29681	3,48383	4,08004	3,03953	0,29688	0,26725	2,57045	0,81555
	4,30191	3,49912	4,05455	3,04973	0,29666	0,26765	2,56983	0,91714
	4,30700	3,50422	4,02906	3,03953	0,29663	0,26826	2,56900	1,01108
	4,31720	3,51952	4,01377	3,04973	0,29667	0,26660	2,56894	1,10784
	4,31720	3,52971	3,99338	3,04463	0,29674	0,26610	2,56871	1,20184
	4,32230	3,53991	3,98318	3,05483	0,29660	0,26790	2,56756	1,30121
	4,32740	3,53991	3,98318	3,03953	0,29634	0,26663	2,56712	1,39751
	4,33760	3,54501	3,98318	3,03443	0,29652	0,26575	2,56700	1,49620
	4,33760	3,52971	3,99848	3,00384	0,29666	0,26583	2,56688	1,59325
	4,34269	3,52462	4,02397	2,99364	0,29713	0,26581	2,56661	1,71793
	4,35289	3,52462	4,02906	2,99874	0,29765	0,26529	2,56736	1,81253
	4,35799	3,52462	4,03416	2,98344	0,29781	0,26612	2,56725	1,90551
	4,36819	3,51952	4,04946	2,96304	0,29786	0,26572	2,56756	2,00647
	4,37329	3,51442	4,05455	2,97324	0,29779	0,26702	2,56804	2,10318
	4,36819	3,50422	4,06985	2,95284	0,29790	0,26585	2,56886	2,20319
	4,36309	3,49912	4,07494	2,95794	0,29790	0,26583	2,56806	2,30077
	4,36309	3,49402	4,08514	2,95284	0,29811	0,26596	2,56827	2,39893
	4,37329	3,49912	4,08514	2,94264	0,29814	0,26658	2,56859	2,49302
	4,38858	3,48893	4,10043	2,91714	0,29826	0,26616	2,56895	2,59078
	4,39878	3,48893	4,11063	2,90694	0,29822	0,26613	2,56944	2,68635
	4,38858	3,47873	4,12592	2,89674	0,29851	0,26605	2,56972	2,78644
	4,36819	3,47873	4,11573	2,93244	0,29847	0,26655	2,56995	2,87951
	4,33760	3,47873	4,11063	2,96814	0,29778	0,26737	2,56996	2,97559
	4,32230	3,47873	4,11063	2,98344	0,29797	0,26685	2,57147	3,07127
	4,33760	3,47873	4,11063	2,97324	0,29782	0,26664	2,57142	3,17738
	4,36309	3,46853	4,13102	2,92734	0,29770	0,26624	2,57082	3,27676
	4,38858	3,47363	4,14632	2,89674	0,29765	0,26627	2,57094	3,37740
	4,40388	3,47363	4,14632	2,86105	0,29756	0,26753	2,57090	3,47370
	4,39878	3,48383	4,12592	2,88654	0,29756	0,26753	2,57090	3,57278
	4,39878	3,49402	4,09534	2,90694	0,29769	0,26735	2,57116	3,66885
	4,39368	3,50422	4,08514	2,92734	0,29800	0,26580	2,57178	3,76701
	4,37838	3,49402	4,10043	2,92224	0,29836	0,26566	2,57211	3,86097
	4,37329	3,48383	4,12592	2,92734	0,29853	0,26848	2,57139	3,95761
	4,36819	3,47363	4,12592	2,91204	0,29857	0,26636	2,57170	4,05330
	4,37838	3,47873	4,13102	2,92224	0,29873	0,26720	2,57161	4,14925
	4,37838	3,47873	4,12592	2,90694	0,29886	0,26656	2,57180	4,24633
	4,39368	3,48383	4,11573	2,90694	0,29870	0,26628	2,57214	4,34291
	4,40897	3,48383	4,13612	2,87125	0,29895	0,26708	2,57181	4,44401
	4,41407	3,47873	4,14632	2,86105	0,29892	0,26777	2,57157	4,54162
	4,41407	3,48383	4,13612	2,87635	0,29907	0,26758	2,57203	4,64192
	4,41407	3,48383	4,13612	2,86105	0,29941	0,26639	2,57237	4,74153
	4,41917	3,48383	4,13612	2,86105	0,29949	0,26657	2,57227	4,84205

Fonte: Autor

A Figura 52 mostra um sujeito sobre a plataforma de força durante o evento “Parvis des Sciences - 2017”. Uma interface simplificada foi especificamente proposta para a ocasião. Os objetivos eram (1) permitir que as crianças fossem facilmente movidas na plataforma graças à câmera do Kinect (2) mostrar a evolução dos sinais dos 4 sensores de força e (3) observar se as curvas de CoP e CoM são desenhadas em tempo real. O registro dos sistemas de referência dos sinais CoP e CoM, na época não estavam totalmente sincronizados, o que explica a grande diferença entre as duas curvas da Figura 52.

Figura 52 – Interação de aluna com a plataforma de força



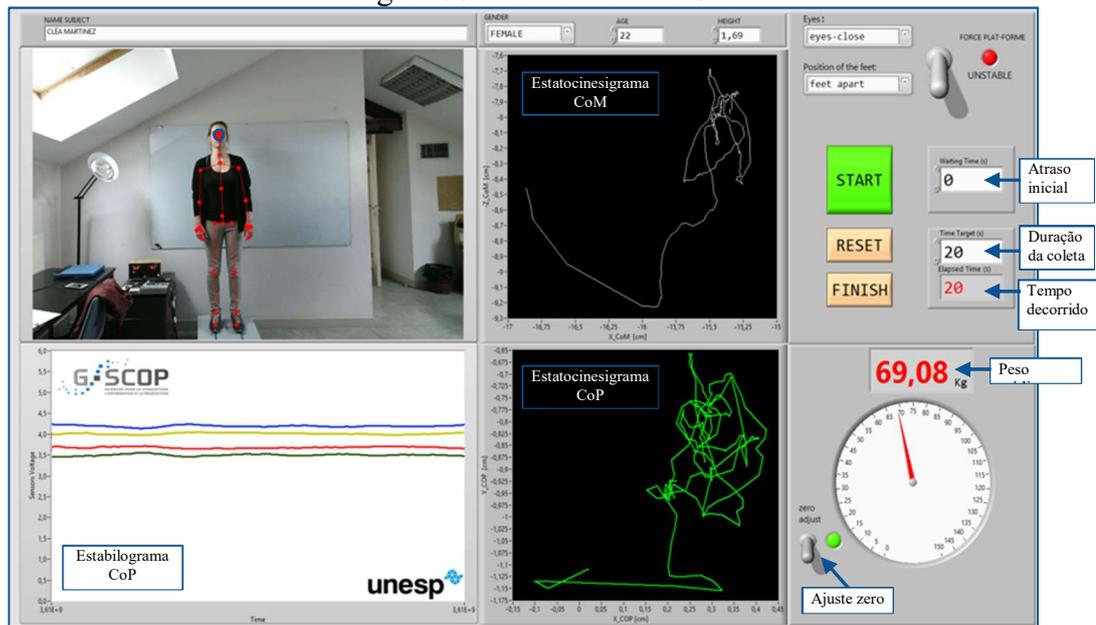
Fonte: Autor

Em abril de 2018, uma nova interface gráfica foi desenvolvida (versão 2.0), melhorando a usabilidade da mesma. Nessa nova versão, apresentada na Figura 53 foram implementadas as funções descritas a seguir:

- Controle automático do tempo de coleta: o fisioterapeuta pode definir o tempo de duração da coleta de dados. Na versão 1.0, o controle era manual, iniciado pelo profissional, através do botão “START” e o término era definido pelo acionamento do botão ”STOP”. Na versão 2.0 o profissional avisa ao sujeito que o teste será iniciado, em seguida, ele aciona o botão “START” o que dá início à coleta de dados. Durante o decorrer da coleta, o tempo decorrido será informado pela interface até atingir o período programado e então o arquivo de dados gerado será registrado.

- Ajuste de zero da balança: antes que um sujeito suba na plataforma e antes de cada nova captura de dados, o fisioterapeuta deve indicar o tipo de estabilidade desejado, Instável ou Estável, e após acionar o botão de ajuste de zero para que os sensores de força da plataforma sejam reajustados. Esse procedimento deve ser realizado antes do início de cada ensaio. Para tanto, o sujeito deve descer da plataforma, após o término de uma coleta, e subir novamente após autorização do fisioterapeuta (indica que este já fez o ajuste de zero).
- Aviso sonoro: o sistema gera automaticamente um aviso sonoro na forma de dois “bips” na frequência de 400 Hz e duração de 0,5 segundos, espaçados de 0,5 segundos de silêncio para avisar automaticamente ao sujeito analisado e ao fisioterapeuta sobre o término do procedimento.
- Captura automática de dados na finalização do teste: o sistema registra o momento exato do término da coleta, armazenando informações sobre o tipo de ensaio, condição dos sensores de força, gráficos do CoP e CoM e sobretudo, a imagem do sujeito, indicando sua posição e condição dos olhos. Um arquivo gráfico no formato “.png” é gerado na mesma pasta onde os dados são salvos.
- Cálculo do peso médio do sujeito: a função “balança” é implementada através da captura dos valores dos quatro sensores de força com posterior cálculo do peso do sujeito em função da curva de calibração dos sensores. O peso médio obtido será utilizado nas análises estatísticas da população em questão. No arquivo de dados uma coluna referente ao peso instantâneo foi incluída na versão 2.0, conforme apresentado na Tabela 14, na qual mostra parte de um processo de captura de dados.

Figura 53 – IHM versão 2.0



Fonte: Autor

A Tabela 14 exibe um exemplo de coleta de dados e a nova coluna implementada na versão 2.0 da Interface Gráfica. Conforme se pode observar, para cada linha de coleta é informado o peso resultante. O cabeçalho se manteve sem alterações, em relação a versão 1.0.

Tabela 14 - Trecho de coleta de dados da plataforma de força – v2.0

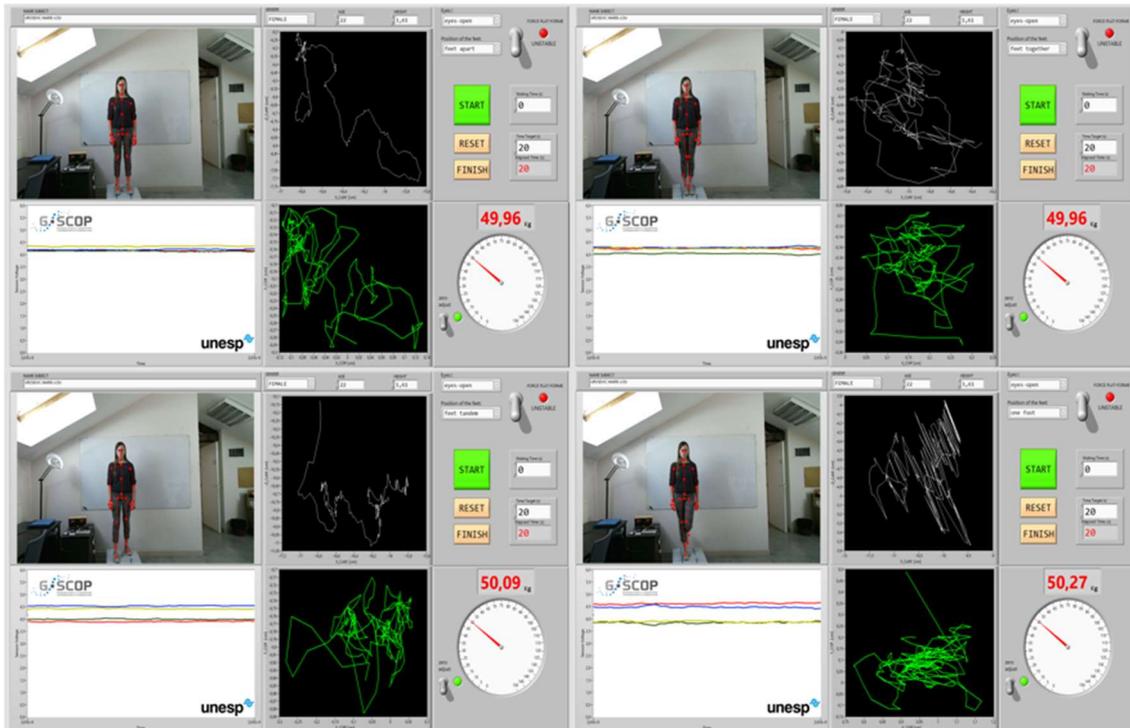
X_Val	Sensor	Sensor	Sensor	Sensor	zk	Xk	yk	tempo	pes
	4,4344	4,5239	3,3605	3,5855	-	-	-	0,0000	49,9
	4,4599	4,4219	3,3710	3,5855	-	-	-	0,1139	50,6
	4,5160	4,4066	3,2894	3,6824	-	-	-	0,2107	50,0
	4,5211	4,3811	3,2486	3,7486	-	-	-	0,3091	49,9
	4,5109	4,3658	3,2792	3,8098	-	-	-	0,4043	49,1
	4,5466	4,3709	3,2333	3,7843	-	-	-	0,5251	49,5
	4,5466	4,3556	3,1874	3,8200	-	-	-	0,6246	49,8
	4,4752	4,3352	3,2945	3,9067	-	-	-	0,7228	48,6
	4,2764	4,1721	3,3353	3,9271	-	-	-	0,8155	52,2
	4,1285	4,0701	3,3871	4,0494	-	-	-	0,9171	49,5
	3,8532	3,8917	3,8656	4,1973	-	-	-	1,0110	50,0
	3,7053	3,8254	3,9523	4,2482	-	-	-	1,1078	50,9
	3,7971	3,9426	4,0849	4,1667	-	-	-	1,2018	48,8
	3,8175	3,9375	4,0339	4,1208	-	-	-	1,3012	49,8
	3,7767	3,7846	4,0339	4,4267	-	-	-	1,3975	48,5
	3,5218	3,7438	4,2124	4,4216	-	-	-	1,3680	49,9

Fonte: Autor

A Figura 54 apresenta capturas automáticas de telas implementadas com a nova interface (versão 2.0) nas condições da plataforma de força “INSTÁVEL” e olhos “ABERTOS”. Cada

captura representa o momento final de uma coleta de dados, em diferentes posições dos pés. Ficam registradas todas as informações sobre cada ensaio efetuado.

Figura 54 – Capturas automáticas de telas, em diferentes posições dos pés



Fonte: Autor

A diferença entre os pesos apresentados na IHM versão 2.0 é tolerável nesse tipo de análise e é devida ao posicionamento dos pés e a pequenos movimentos durante a coleta. Para efeito estatístico será considerada a média de todos os pesos de cada sujeito e aplicado uma regra de arredondamento para um número inteiro próximo. No exemplo da Figura 54, o peso médio é considerado como 50 Kg.

3.2 ETAPA ESTÁTICA: EXPERIMENTO 2 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL E AQUISIÇÃO DE DADOS

Nesta seção é apresentado o protocolo experimental de coleta de dados para experimentos de fase estática (equilíbrio postural). O objetivo desse experimento é avaliar as condições de equilíbrio de um sujeito, em postura ereta fundamental e tem como princípio experimental medir o CoP (plataforma de força) e de forma sincronizada, calcular o CoM (sensor de movimento) por um período de 20 segundos. Dezesesseis coletas de dados foram realizadas para cada sujeito, com quatro diferentes posições dos pés, variando as condições de estabilidade da

plataforma de força e nas situações de olhos abertos e olhos fechados. Todos os detalhes sobre o protocolo elaborado e utilizado neste experimento são expostos.

Para que as atividades experimentais previstas possam ocorrer de forma adequada, é necessário que se estabeleça um protocolo de execução. A importância da utilização de protocolos é explicitada a seguir.

O protocolo constitui passo importante na realização da pesquisa. É a transcrição do método científico à pergunta formulada pelo pesquisador. Isto ocorre porque as questões científicas são frequentemente imprecisas, os instrumentos de medidas das variáveis são comumente não confiáveis ou não disponíveis, e as relações entre as variáveis são muitas vezes enganosas. Além disso, pode constituir um momento especial para o pesquisador aprofundar as ideias básicas do projeto, considerando os aspectos teóricos e práticos de sua operacionalidade [...]. Também quando se planeja realizar várias medidas em intervalos regulares, utilizando-se de exames laboratoriais e clínicos, é crucial que haja preocupação com a sua padronização, garantindo tanto a sua reprodutibilidade como a sua precisão. Isto deve ser realizado através da descrição detalhada e de forma sequencial dos procedimentos (Luna Filho, 1998, p.735-740).

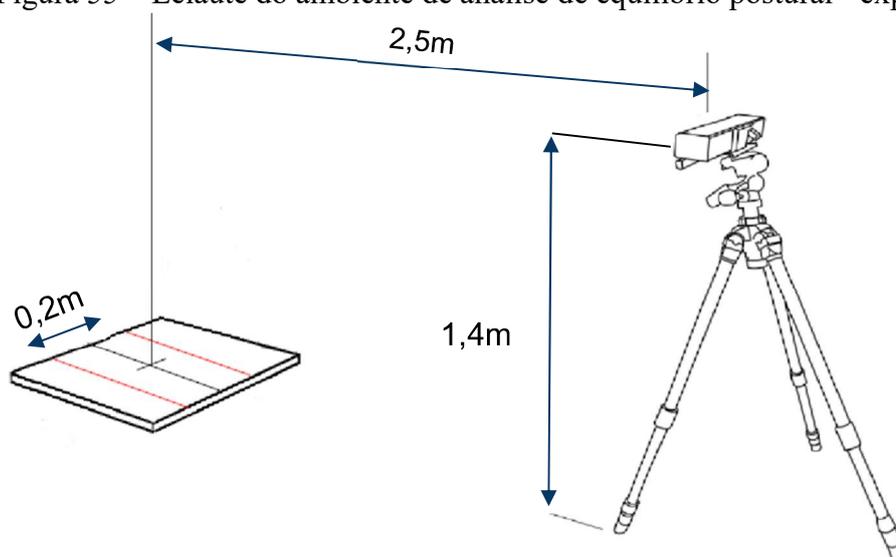
3.2.2 Protocolo experimental utilizado na análise estática

Para detalhar o protocolo utilizado no experimento 2, o mesmo foi dividido em três partes: (1) Leiaute do ambiente de coleta (2) Tipos de ensaios e (3) Procedimento experimental. Essas três partes são apresentadas a seguir.

3.2.2.1 Leiaute do ambiente de coleta.

A Figura 55 ilustra a montagem utilizada para experimentos relacionados a fase estática. Considera-se que a plataforma de força está apoiada sobre o solo em uma sala de piso e nível uniforme. As definições das distâncias envolvidas foram adaptadas da literatura pesquisada, em concordância com a recomendação dos fabricantes para a obtenção de resultados dentro de padrões adequados. A plataforma está posicionada a 2,5 metros do sensor de movimento Kinect, Ele mesmo está localizado a uma altura de 1,4 metros do chão. Na posição natural (pés afastados), os pés do paciente se mantêm a 0,2 metros de distância, de acordo com uma informação visual (linhas paralelas) desenhadas na plataforma de força.

Figura 55 – Leiaute do ambiente de análise de equilíbrio postural - experimento 2

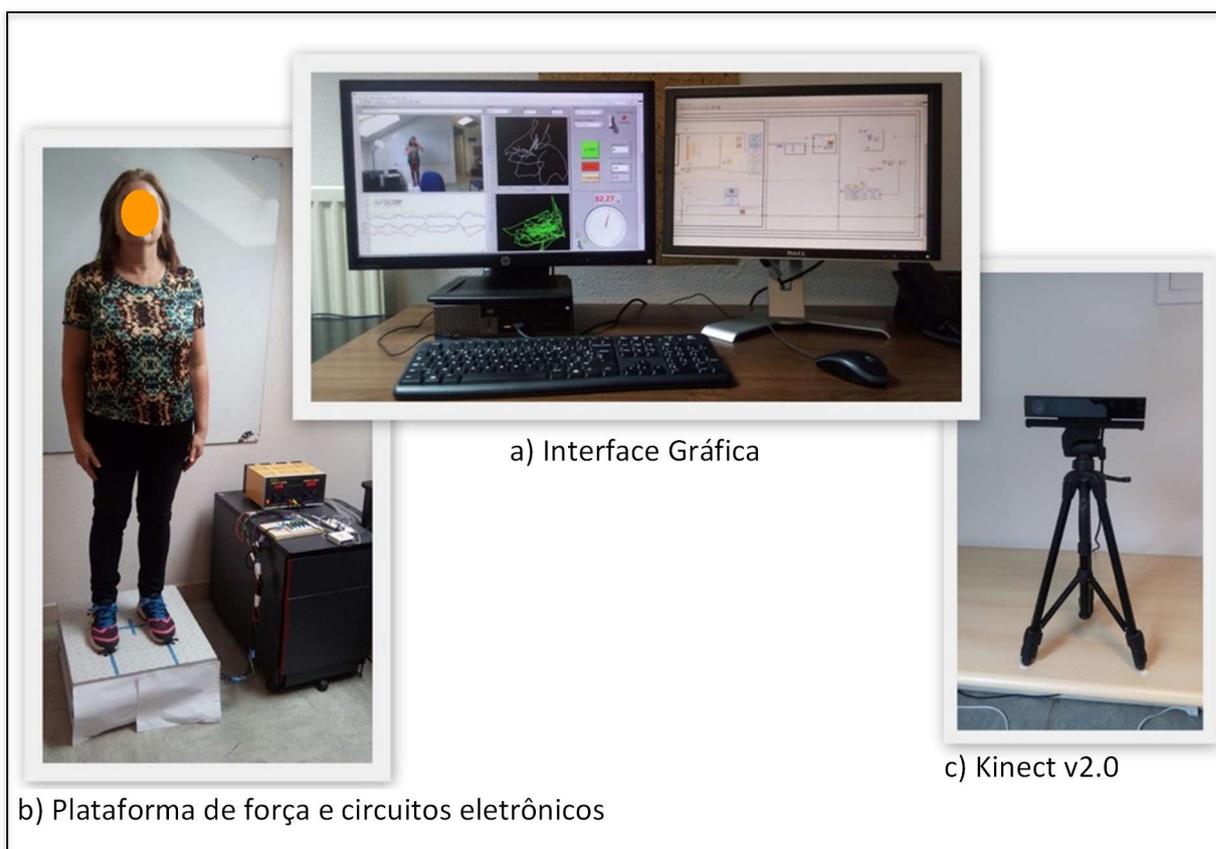


Fonte: Dehbandi et al. (2017)

Uma sala foi disponibilizada no Laboratório G-SCOP para montagem da instalação e desenvolvimento dos aplicativos e posterior coleta de dados para efeito de uma pesquisa estatística. Os dados coletados e sua análise validam as escolhas feitas.

A Figura 56, apresenta a montagem real, sendo que a Figura 56-a exibe a IHM e o ambiente de programação desenvolvido. Na Figura 56-b, se pode observar que a plataforma de força utilizada possui uma base elevada em relação ao solo (0,235m). A Figura 56-c, mostra o sensor Kinect que foi posicionado à uma distância de 2,5 metros do centro da plataforma de força; seu sistema de referência foi ajustado de forma a que seu eixo “x” ficasse coincidente com o eixo “Médio-Lateral”, tendo ainda seu ponto “zero” também coincidente com o centro da plataforma.

Figura 56 – Ambiente de análise do equilíbrio postural - Laboratório G-SCOP



Fonte: Autor

A iluminação também é fator determinante para uma boa coleta de dados. Neste trabalho optou-se por uma sala com paredes brancas e de iluminação artificial por lâmpadas fluorescentes com emissão de luz branca fria. Verificou-se que em ambientes com incidência de luz natural, através de janelas e principalmente logo pela manhã, ou à tarde, a identificação dos pontos do corpo pelo sensor Kinect para a formação do esqueleto numérico, ocorreu com falhas.

Conforme se pode observar na Figura 57, verificou-se também que o contraste de cores da roupa do sujeito, também exerce influência. Nesse caso, além do problema de iluminação do ambiente, o sujeito portava acessórios (cachecol), o que dificultou a identificação pelo sensor Kinect. Essa imagem foi registrada pela captura de tela, durante o evento “*Parvis des Sciences*” e foi utilizada como base para a especificação das condições de iluminação ideal e também para a definição do tipo e cores de roupas indicadas para a realização da coleta de dados.

Figura 57 – Falha na determinação do esqueleto



Fonte: Autor

3.2.2.2 Tipos de ensaios;

Para uma análise consistente com a revisão bibliográfica, os testes foram realizados com diferentes posições dos pés do sujeito e em duas condições, olhos abertos e olhos fechados. A estabilidade da plataforma foi obviamente levada em consideração durante os testes. No total, foram identificadas 16 situações diferentes para cada sujeito. Elas estão descritas na Tabela 15. Para cada uma das 16 situações, um arquivo contendo as informações capturadas por cada sensor de força e as coordenadas do CoM calculadas a partir do esqueleto digital foi sincronizado em função do tempo.

Tabela 15 – Protocolo - Tipos de ensaios para a fase estática – experimento 2

Número do procedimento	Plataforma de força	Condição dos olhos	Posição dos pés
01	Estável	Abertos	Afastados (à 20 cm)
02	Estável	Abertos	Tandem ³
03	Estável	Abertos	Encostados
04	Estável	Abertos	Um pé (ao centro)
05	Estável	Fechados	Afastados (à 20 cm)
06	Estável	Fechados	Tandem
07	Estável	Fechados	Encostados
08	Estável	Fechados	Um pé (ao centro)
09	Instável	Abertos	Afastados (à 20 cm)
10	Instável	Abertos	Tandem
11	Instável	Abertos	Encostados
12	Instável	Abertos	Um pé (ao centro)
13	Instável	Fechados	Afastados (à 20 cm)
14	Instável	Fechados	Tandem
15	Instável	Fechados	Encostados
16	Instável ⁴	Fechados	Um pé (ao centro)

Fonte: Autor

3.2.2.3 Procedimento experimental.

A sequência de ações para a padronização das coletas é de extrema importância para garantir a confiabilidade dos dados obtidos.

A Tabela 16 exhibe a ordem sequencial que deve ser executada para cada um dos 16 ensaios propostos. A execução dos passos deve ser utilizada em conjunto com a interface gráfica (aplicativo LabVIEW).

³ postura em tandem (isto é, pés em diagonal)

⁴ Por questões de segurança ficou estabelecido inicialmente, que o ensaio na condição da plataforma instável, olhos fechados e apoio unipodal seria opcional e não faria parte da pesquisa, pois nessas condições o grau de dificuldade em se manter em equilíbrio estático é o mais crítico, em comparação às demais condições. Mas como a grande maioria concordou em sua realização (19, de um total de 20 sujeitos), na forma de um desafio pessoal, optou-se por utilizar os dados gerados, pois os resultados demonstram uma grande diferença de grandezas de área e velocidade do CoP e CoM, por se tratar do teste que mais exigiu concentração. Na literatura, esse teste geralmente não é executado, porque as pesquisas são quase sempre realizadas com pessoas que possuem problemas de equilíbrio, o que torna o teste inviável.

Tabela 16 – Protocolo - Ordem sequencial para a fase estática – experimento 2

Sequência	Nome	Descrição
1	Formulário de Autorização de coleta e divulgação	Cada sujeito lê a proposta de pesquisa, preenche com seus dados pessoais (informação confidencial) e assina. Modelo apresentado no APÊNDICE C.
2	Calibragem	Procedimento descrito na seção 3.1.3.4 Ajuste de zero dos sensores de força, página 72. Deve ser executado sempre que verificado diferenças entre as leituras dos sensores de força.
3	Ajuste tempo	Selecionar 20 segundos
4	Dados do Sujeito	Digitar Nome; Sexo; Idade; Altura; (o peso será calculado pela interface, através da leitura dos sensores de força)
5	Tipo de ensaio	Selecionar conforme Tabela 15.
6	Estabilidade da plataforma	Selecionar conforme o tipo de ensaio, as opções de “ESTÁVEL” ou “INSTÁVEL”
7	Ajuste de “zero”	Verificar ajuste de “zero”
8	Subir na plataforma	Solicitar ao sujeito subir na plataforma
9	Verificar esqueleto	Conferir se todo o esqueleto é captado pelo Kinect
10	Posição do Sujeito	Pés e olhos de acordo com o tipo de ensaio. O sujeito deve olhar para um ponto fixo posicionado acima do Kinect (1,8m do solo) e manter-se a partir desse momento em postura ereta fundamental.
11	Iniciar coleta	Avisar o sujeito do início do teste, aguardar 5 segundos e clicar no botão “START” da interface gráfica
12	Término da coleta	Após aviso sonoro solicitar ao sujeito descer da plataforma e aguardar o próximo ensaio. Caso o próximo ensaio seja efetuado com o mesmo sujeito seguir para o passo 5; Caso o sujeito seja outro, seguir para o passo 3

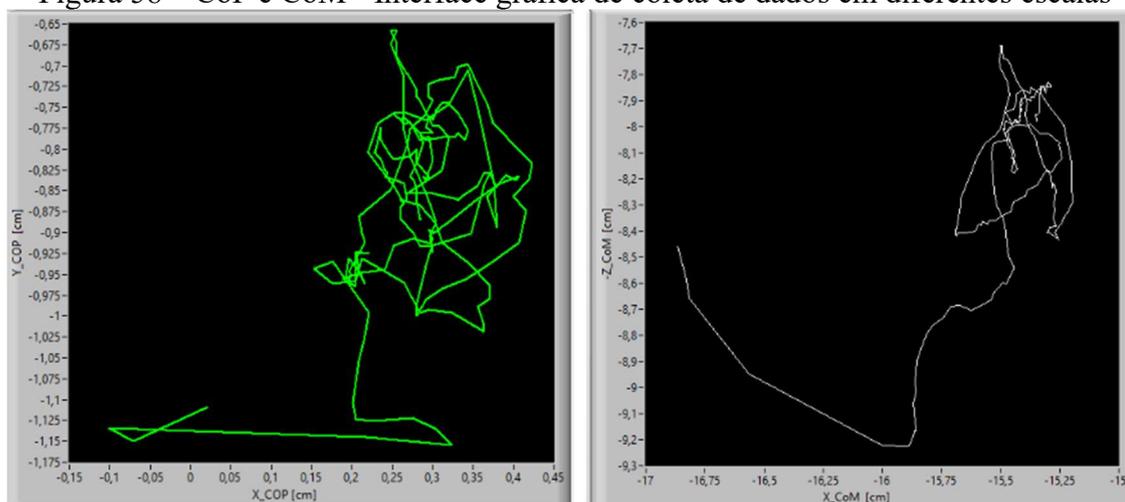
Fonte: Autor

O experimento, que tem como objetivo avaliar o equilíbrio postural, envolveu um grupo de 20 pessoas, saudáveis, voluntários, na maioria composto por estudantes e pesquisadores do Laboratório G-SCOP, com idade variando de 22 a 58 anos. O princípio do experimento foi calcular para um sujeito que se equilibra em postura ereta fundamental sobre a plataforma de força, o centro de pressão quando a pessoa permanece estática por 20 segundos. Foram efetuados dezesseis coletas de dados para cada sujeito, em quatro posições diferentes dos pés, repetindo as mesmas posições, mas variando a condição de estabilidade da plataforma de força e combinando as condições de executar os mesmos ensaios, com olhos abertos e olhos fechados (critério de exclusão adotado: distúrbio conhecido do equilíbrio postural - não houve exclusões).

3.2.3 Aquisição de dados na análise estática: Ajuste dos sistemas de referência entre a plataforma de força e Kinect

Para realizar uma análise comparativa entre o CoP e CoM, o fisioterapeuta deve realizar uma verificação visual, referente ao aspecto dos estatocinesigramas gerados (área da superfície e distribuição). Para isso a interface gráfica desenvolvida já disponibiliza essa informação na forma de duas figuras separadas e com escalas relacionadas aos instrumentos de medida utilizados (plataforma de força para o CoP, sensor Kinect para o CoM) conforme se pode observar na Figura 58 que exibe o resultado de uma coleta de dados com 20 segundos de duração. Nela, pode-se verificar uma similaridade entre as curvas do CoP e CoM, em relação à sua distribuição e superfície ocupada, na direção ML.

Figura 58 – CoP e CoM - Interface gráfica de coleta de dados em diferentes escalas



Fonte: Autor

Pelas características das análises necessárias, o fisioterapeuta necessita de uma comparação sobreposta de dados provenientes de dois sistemas de referências distintos. Para proporcionar este tipo de análise é necessário um rearranjo nos dois sistemas, para definir um sistema de referência comum entre a plataforma de força e o Kinect, conforme ilustra a Figura 59.

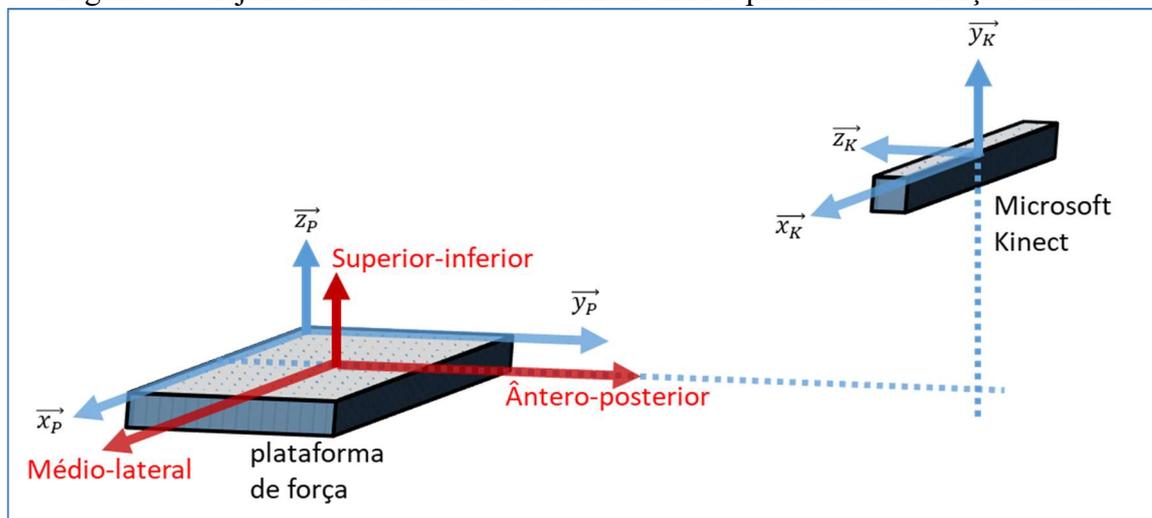
Esse ajuste consiste em sobrepor esses dois sistemas de referência considerando as seguintes equações:

$$\vec{x}_p = \vec{x}_k \quad (13)$$

$$\vec{y}_p = -\vec{z}_k \quad (14)$$

$$\vec{z}_p = \vec{y}_k \quad (15)$$

Figura 59 – Ajuste dos sistemas de referência entre a plataforma de força e Kinect



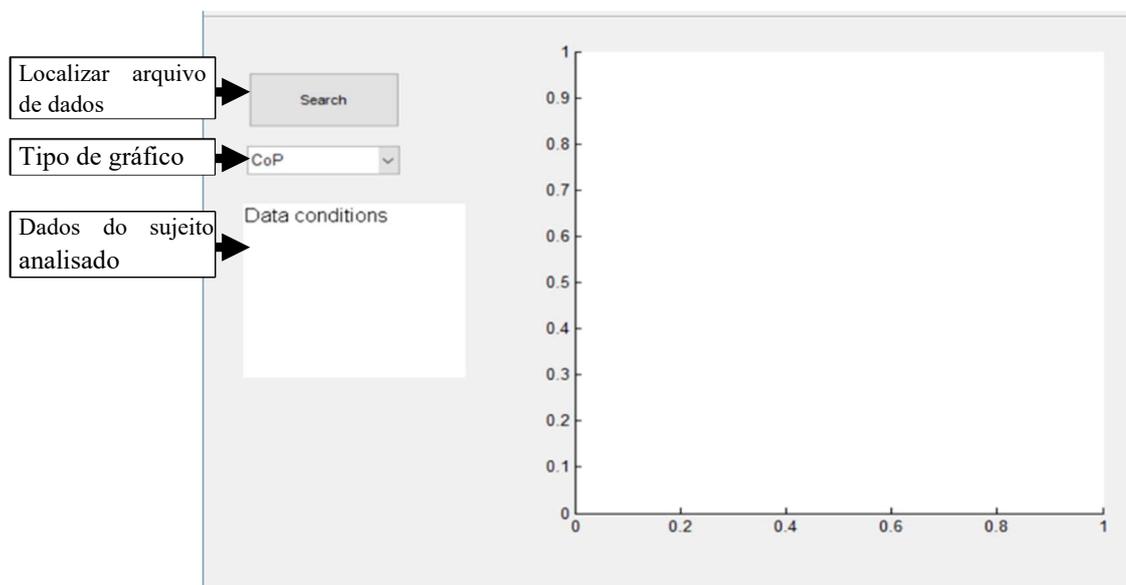
Fonte: Autor

Na literatura utilizam-se os termos já mencionados para o sistema de referência, AP, ML, V (SI). Para uma correta correspondência entre os sistemas de referências existentes os seguintes critérios são adotados:

- O CoP é representado na referência (X_COP ; Y_COP) correspondente aos eixos (X_p ; Y_p).
- O CoM é representado na referência (X_COM ; $-Z_COM$) correspondente aos eixos (X_k ; $-Z_k$).

Para realizar os ajustes dos sistemas de referências e obtenção dos valores do CoM e CoP, em uma mesma escala foi utilizado um aplicativo MATLAB, com a interface gráfica ilustrada na Figura 60, no qual os dados capturados e registrados no arquivo texto são tratados.

Figura 60 – Interface gráfica para construção dos gráficos do CoM e CoP



Fonte: Autor

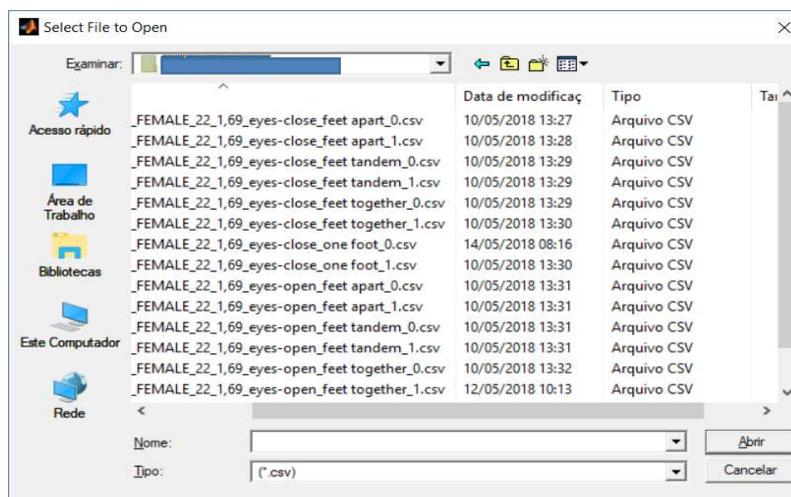
Para a realização da análise (obtenção do gráfico desejado) deve-se seguir o procedimento descrito na Tabela 17.

Tabela 17 – Protocolo - Ordem sequencial para a fase estática – experimento 2

Sequência	Procedimento	Descrição
1	Escolher o tipo de gráfico	a. CoP – Gráfico do Centro de Pressão; b. CoM - Gráfico do Centro de Massa; c. CoP & CoM - Gráfico do Centro de Pressão e Centro de Massa; d. Gráfico de Amplitude.
2	Clicar no botão "SEARCH"	localizar o arquivo desejado, gerado pelo LabVIEW, no formato ".csv" (c.f. Figura 60)
3	Selecionar o tipo de análise	clicar no botão "Abrir" (c.f. Figura 60) referente ao tipo de ensaio a ser analisado

Fonte: Autor

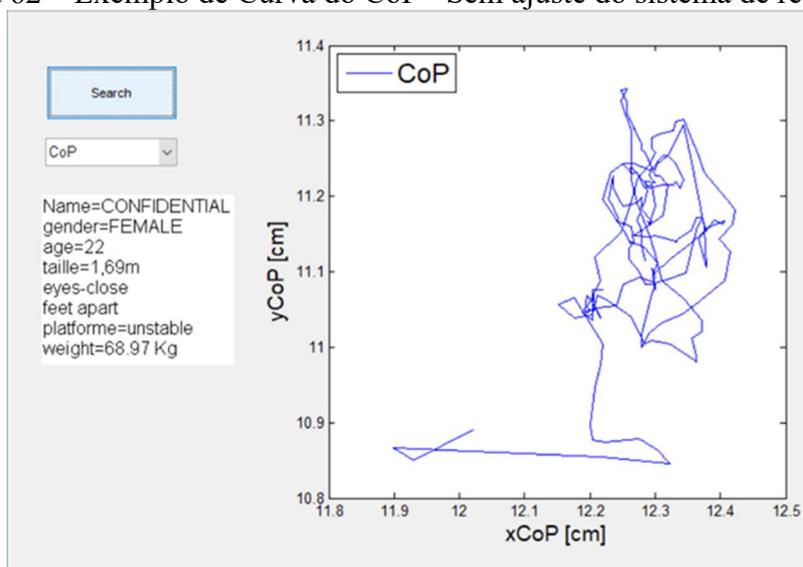
Figura 61 – Localizar o arquivo para análise do CoP e/ou CoM



Fonte: Autor

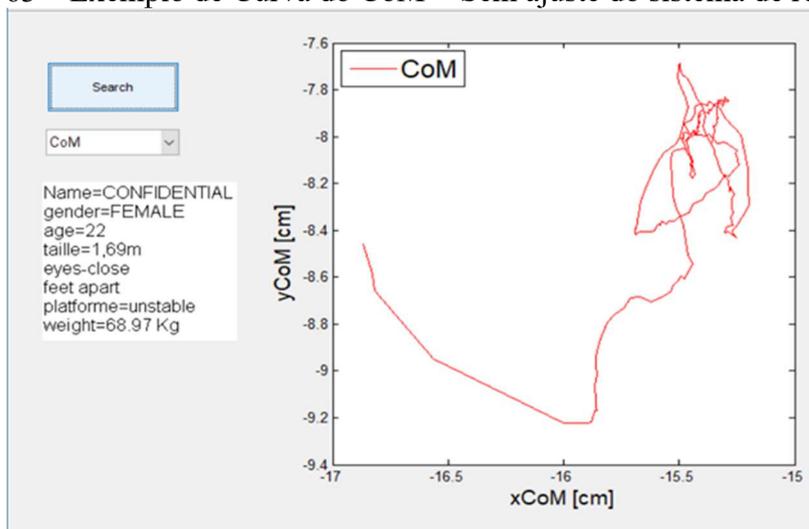
A Figura 62 e a Figura 63 exibem respectivamente gráficos CoP e CoM, gerados de forma simultânea, antes de ajustar os sistemas de referência.

Figura 62 – Exemplo de Curva do CoP - Sem ajuste do sistema de referência



Fonte: Autor

Figura 63 – Exemplo de Curva do CoM - Sem ajuste do sistema de referência



Fonte: Autor

Ao comparar as curvas do CoP e CoM na Figura 62 e na Figura 63, verifica-se uma diferença de escalas e dos sistemas de coordenadas. Isso se deve ao fato de cada análise utilizar inicialmente seu próprio sistema de referência. Através do processamento, explicado no início desta seção foi elaborada a superposição desses dois valores. Para tanto, os dois sistemas de referências foram ajustados de forma a que seus centros sejam transferidos ao ponto central do sistema de coordenadas (0,0). Este ajuste foi realizado no MATLAB e para tanto verificou-se os pontos mínimos e máximos de cada curva. Após foi calculado o deslocamento do ponto central, em relação à origem, conforme trecho de programação ilustrado na Figura 64.

Figura 64 – Trecho de programação para ajustes do sistema de coordenadas

```

% pontos mínimo e máximo CoP
a_ml=max(ml)-min(ml);
a_ap=max(ap)-min(ap);

% pontos mínimo e máximo CoM
a_kx=max(kx)-min(kx);
a_kz=max(kz)-min(kz);

% deslocamento do centro
d_ml=(max(ml)+min(ml))/2;
d_ap=(max(ap)+min(ap))/2;
d_kx=(max(kx)+min(kx))/2;
d_kz=(max(kz)+min(kz))/2;

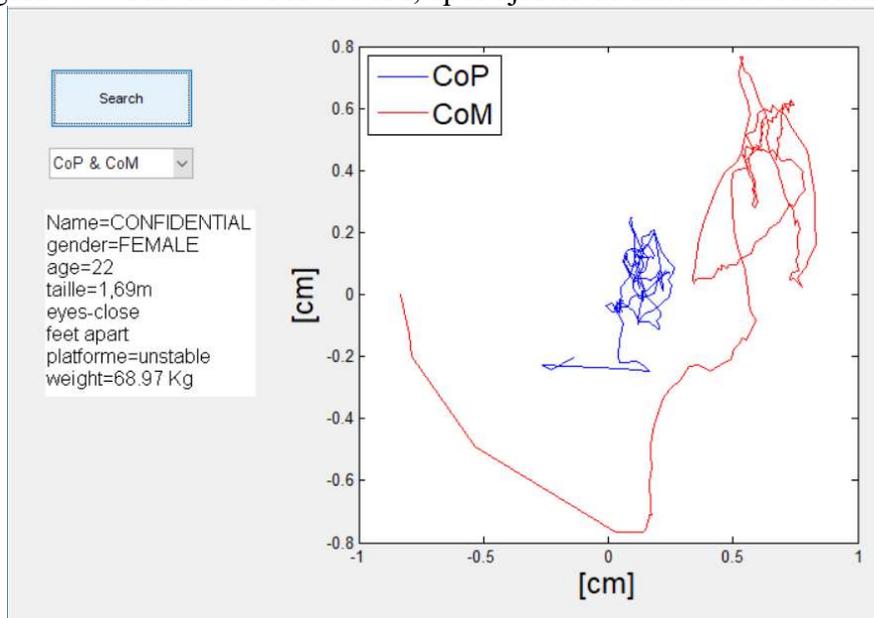
% cálculo após ajustes de coordenadas
ml_new=ml-d_ml;
ap_new=ap-d_ap;
kx_new=kx-d_kx;
kz_new=kz-d_kz;

```

Fonte: Autor

Após o ajuste do sistema de referência, uma diferença na amplitude entre o CoP e o CoM foi observada no mesmo plano de referência. Isto é visível na Figura 65 para um sujeito que realiza uma experiência específica (olhos fechados, pés afastados, plataforma instável).

Figura 65 – Curvas do CoP e CoM, após ajustes do sistema de coordenadas



Fonte: Autor

Ao observar o resultado da sobreposição das curvas CoP e CoM é possível notar a similaridade de sua forma. Por outro lado, um ajuste proporcional das escalas se mostra necessário para permitir que os profissionais da saúde explorem melhor os dados fornecidos pelo sensor do movimento. Essa relação, chamada de fator de proporcionalidade, foi calculada considerando a amplitude máxima média entre todos os 20 sujeitos pesquisados, considerando o CoP nas direções ML e AP, em relação à amplitude máxima do CoM e ao longo dos eixos k_z e k_x . Como a plataforma G-SCOP foi previamente validada, a amplitude correspondente do CoP foi usada como sistema de referência. Este fator de proporcionalidade será, portanto, usado para ajustar o CoM em uma amplitude similar ao CoP. O algoritmo do MATLAB desenvolvido com este fim, é mostrado na Figura 66.

Figura 66 – Ajuste de proporcionalidade entre CoP e CoM

```

%ajuste de proporcionalidade entre CoP e CoM
fator_prop=median([a_ml/a_kz,a_ap/a_kx]);

% cálculo após ajustes de coordenadas
% CoP
ml_new=ml-d_ml;
ap_new=ap-d_ap;

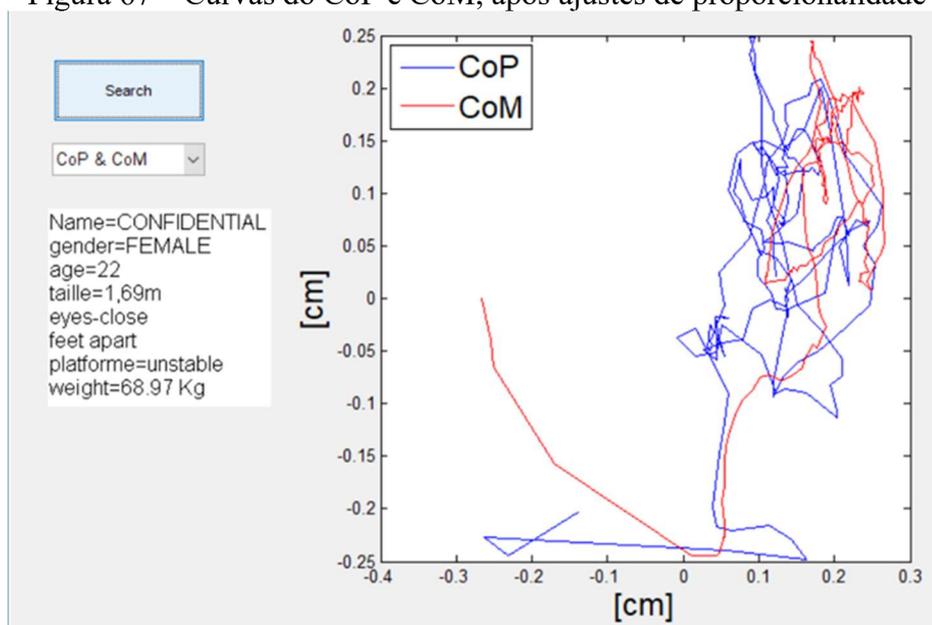
% CoM
kx_new=(kx-d_kx)*fator_prop;
kz_new=(kz-d_kz)*fator_prop;

```

Fonte: Autor

Após o ajuste de proporcionalidade é possível reconstruir os gráficos do CoP e CoM sobrepostos, conforme ilustrado na Figura 67. A análise apresentada nesta figura foi feita considerando um sujeito nas condições de olhos fechados, plataforma instável e pés afastados.

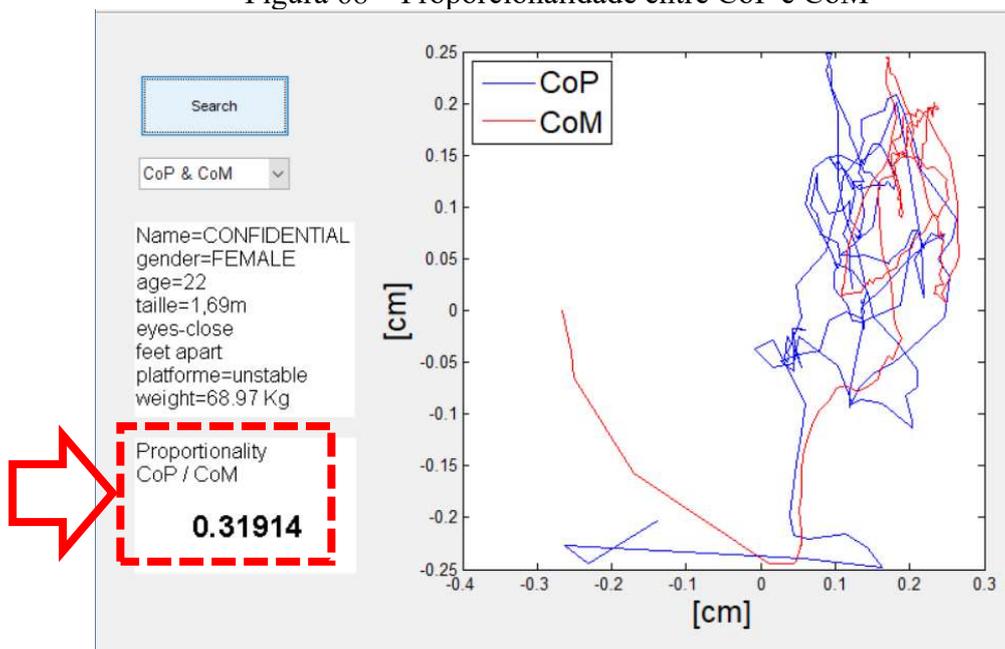
Figura 67 – Curvas do CoP e CoM, após ajustes de proporcionalidade



Fonte: Autor

Para um melhor acompanhamento dessa nova variável de proporcionalidade entre o CoP e o CoM, um campo específico representando esse parâmetro foi incluído na interface gráfica desenvolvida, como mostra a Figura 68.

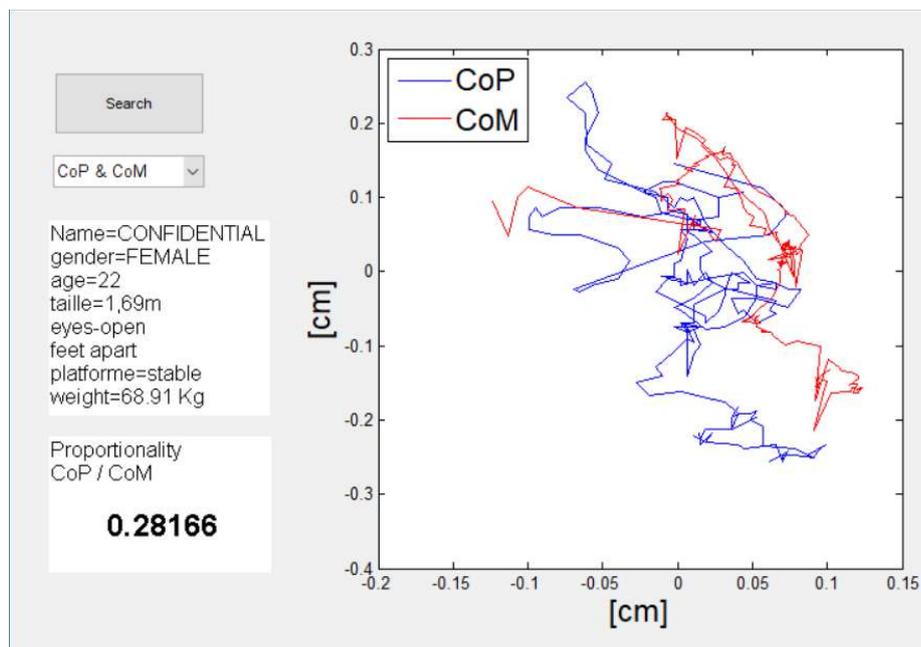
Figura 68 – Proporcionalidade entre CoP e CoM



Fonte: Autor

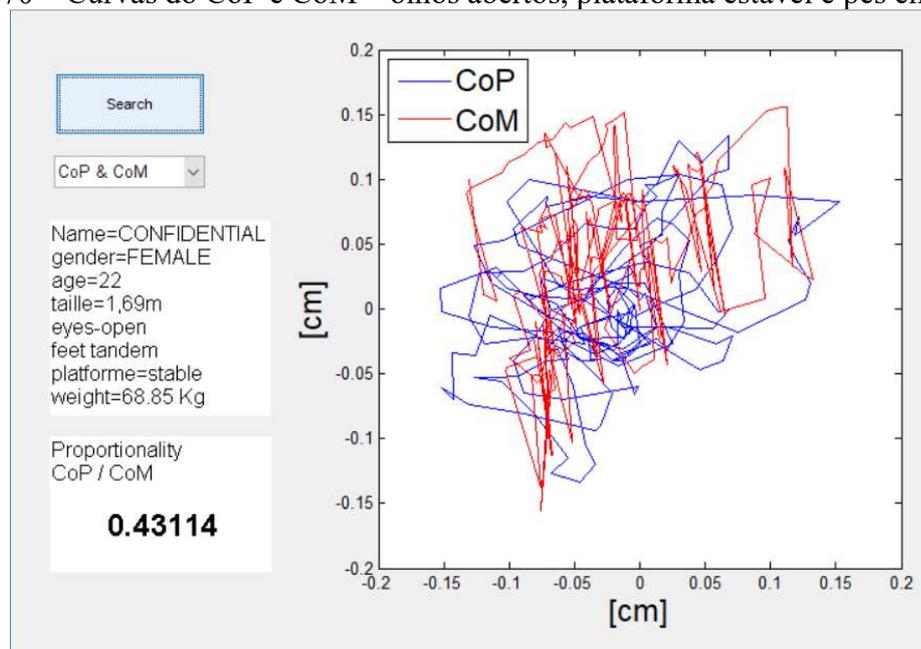
Para avaliar questões associadas a proporcionalidade entre o CoP e CoM, foram realizadas análises em diferentes situações experimentais. Os resultados obtidos a partir dessas análises são apresentados a partir da Figura 69, até a Figura 72.

Figura 69 – Curvas do CoP e CoM – Olhos abertos, plataforma estável e pés afastados



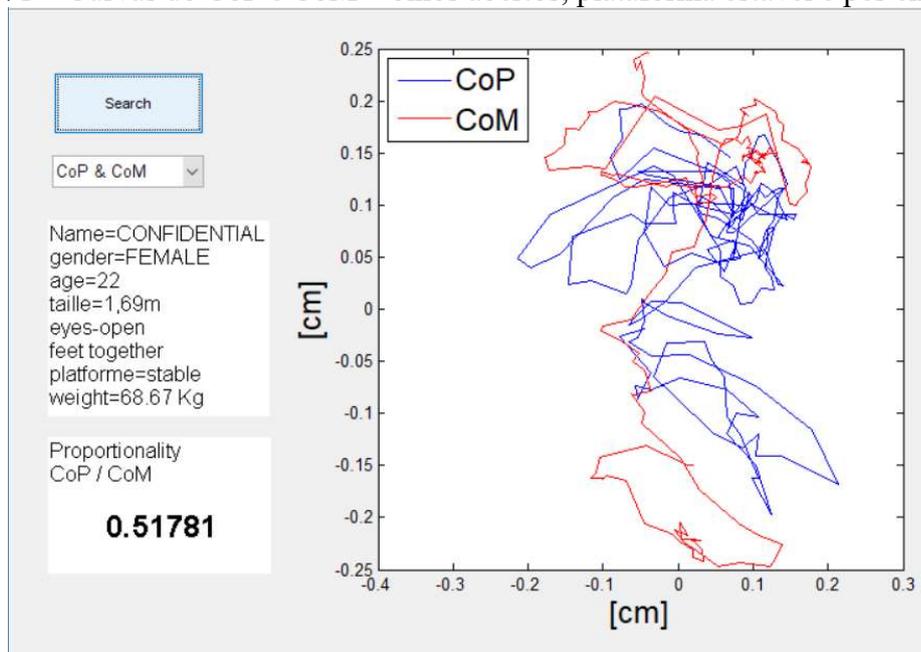
Fonte: Autor

Figura 70 – Curvas do CoP e CoM – olhos abertos, plataforma estável e pés em tandem



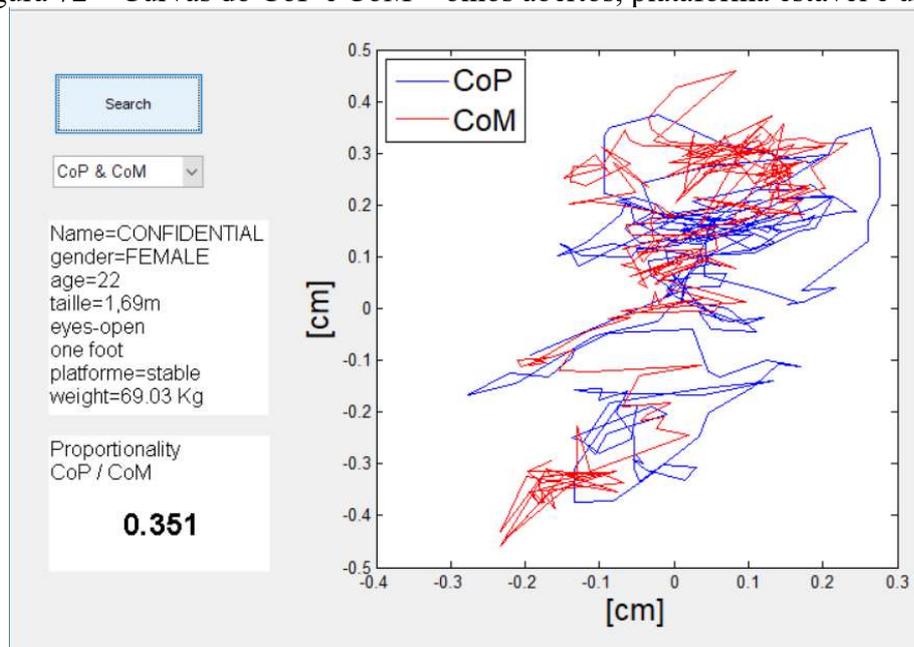
Fonte: Autor

Figura 71 – Curvas do CoP e CoM – olhos abertos, plataforma estável e pés encostados



Fonte: Autor

Figura 72 – Curvas do CoP e CoM – olhos abertos, plataforma estável e um pé



Fonte: Autor

Dada a metodologia utilizada para a construção das curvas CoM e CoP, os demais testes realizados não serão apresentados pois repetem o procedimento descrito anteriormente. Entretanto, a análise dos dados de todos os voluntários que participaram da pesquisa experimental estática será apresentada na seção 4.1.2.

3.3 ETAPA DINÂMICA: EXPERIMENTO 3 - DESENVOLVIMENTO TÉCNICO E DE APLICATIVOS

Para dar resposta à hipótese H1 em relação a análise da marcha humana foi especificado e realizado o experimento 3, em parceria com o Hospital de Grenoble. Desenvolveu-se avaliações sobre o comportamento posicional do indivíduo analisado, em tempo real (ângulos entre as articulações, velocidades e acelerações envolvidas). Para tanto, foram utilizados os equipamentos (um conjunto de 6 câmeras de vídeo de alta definição e aplicativos dedicados) já instalados neste hospital em sala dedicada à análise da marcha humana. Um único sensor Kinect foi utilizado para uma primeira captura de dados com objetivo de desenvolver após conclusão desse estudo prévio, um sistema mais completo e dedicado para a análise da marcha humana, com sincronização de dois sensores Kinect para aumentar a área de alcance.

3.3.1 Especificação do sensor de movimento adotado

Em função da pesquisa sobre o estado da arte e dos resultados preliminares dos experimentos de etapas estáticas, decidiu-se manter o uso do sensor Kinect para a parte de medição dinâmica. A verificação das distâncias mínima e máxima para detectar um sujeito específico para o sensor foi incluída. O experimento 3 consiste em configurar sua instalação na sala de marcha do hospital para capturar dados do indivíduo saudável durante a atividade de marcha. O experimento 4 consiste em analisá-los.

3.3.2 Aplicativo de operação

O aplicativo KiMe², construído em linguagem C# e desenvolvido pela equipe de trabalho do Laboratório G-SCOP foi utilizado para a captura de dados provenientes de um sensor Kinect em diversas condições. Este trabalho adaptou a função de captura dinâmica do KiMe² e aplicou à análise da marcha humana, verificando a viabilidade do Kinect como sensor de movimentos para análise da marcha humana. Uma descrição das funções utilizadas no KiMe² é feita na Tabela 18, em relação às referências ilustradas na Tabela 15.

Tabela 18 – Descrição das funções da IHM do KiMe²

Referência na Figura 73	Procedimento	Descrição
1	Funções de filmagem	a. captura de tela; b. dados pessoais; c. análise gráfica; d. configuração; e. modo de operação.
2	Tipo de coleta	optar entre vários tipos de análises que irão capturar partes do corpo conforme seleção. Neste trabalho optou-se pela análise “31”, onde a captura é de todas as articulações e segmentos do corpo.
5	Manual	Instruções detalhadas de operação do aplicativo.
6	Calibração do sistema	antes do início da primeira coleta do dia.

Fonte: Autor

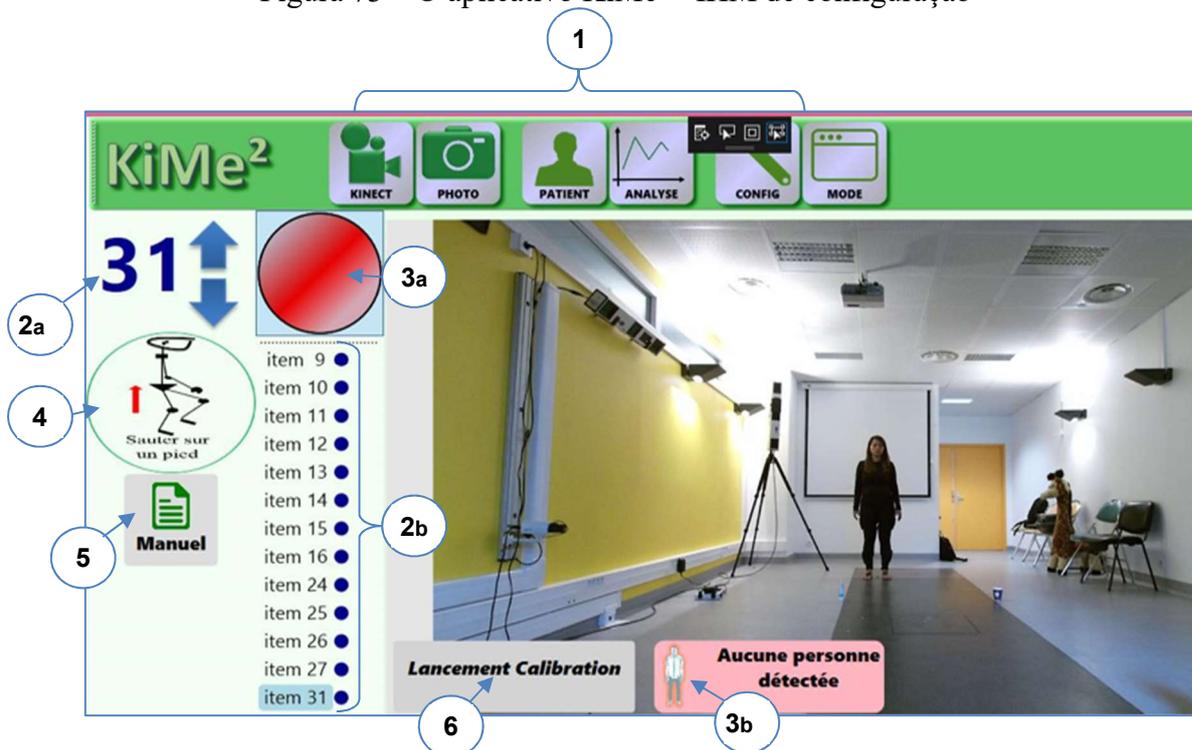
A Tabela 19 exibe a descrição dos indicativos visuais existentes na IHM do aplicativo KiMe² em relação às referências ilustradas na Tabela 19.

Tabela 19 – Indicativos na IHM do KiMe²

Referência na Figura 73	Sinal de alerta, ou indicativo	Descrição
3a	vermelho	não foi detectado o esqueleto numérico.
3a	verde	foi detectado o esqueleto numérico.
3a	salmão	houve perda de informações no esqueleto numérico
2b	pontos de coleta	O aplicativo permite a escolha de coleta de um ponto específico, partes do corpo, ou corpo todo.
4	postura inicial	Para cada tipo de ensaio, uma postura inicial é pré-definida.

Fonte: Autor

A Figura 73 exibe uma captura de tela durante a etapa de calibração do experimento 4. Quando a distância entre o sujeito e o Kinect é maior que 4,2 metros, o sistema não detecta o esqueleto digital.

Figura 73 – O aplicativo KiMe² - IHM de configuração

Fonte: Autor

O aplicativo KiMe² não foi, a princípio, desenvolvido para a análise da marcha humana. Ele avalia a postura inicial do paciente em função da opção escolhida na IHM de acordo com o padrão MFM. A versão utilizada não contempla como posição inicial a postura ereta

fundamental. Para poder utilizar a versão atual na análise da marcha, foi considerada como postura inicial a “posição 31”, conforme Figura 73.2a, onde o sujeito deve iniciar o teste, em posição ereta, mas com apoio unipodal (um pé). Dessa forma, ocorre um aviso de inconsistência, mas os dados são coletados normalmente.

A Figura 74 exibe o esqueleto numérico capturado pelo Kinect devido ao tipo de teste escolhido (posição 31). Uma janela é exibida e questiona se os dados serão validados ou não. Deve-se validar para gerar o arquivo com os dados coletados (botão “*valider*”).

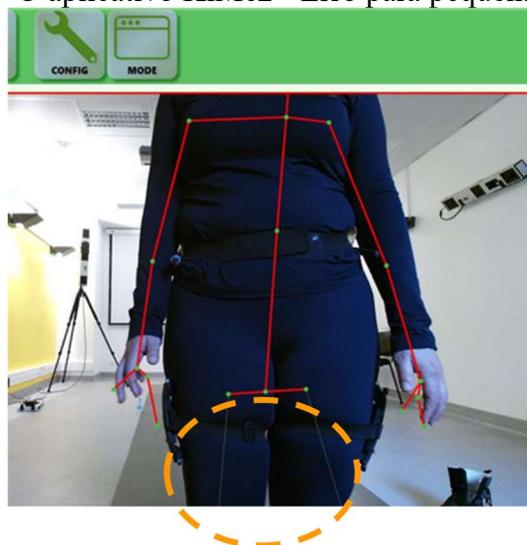
Figura 74 – O aplicativo KiMe² - pausa sobre a plataforma de força



Fonte: Autor

De forma inversa, em distâncias menores que 0,8 metros o Kinect perde visibilidade de todo o corpo (c.f. Figura 75). Por esta razão, neste trabalho foi adotado como distância mínima a distância de 0,8 metros.

Figura 75 – O aplicativo KiMe2 - Erro para pequenas distâncias



Fonte: Autor

Experimentalmente, na sala dedicada de análise da marcha humana, a distância máxima a que foi possível detectar sistematicamente o sujeito foi de 4,2 metros e a distância mínima de 0,8 metros. Embora o fabricante especifique uma faixa mais ampla, 0,5 a 4,5 metros, observou-se que na distância mínima, o sensor Kinect devido ao seu ângulo de visão, não consegue capturar totalmente uma pessoa adulta. Constatou-se também que a partir de 4,2 metros, uma perda significativa de informação é percebida, tornando o equipamento não confiável fora da faixa de segurança verificada neste trabalho.

3.4 ETAPA DINÂMICA: EXPERIMENTO 4 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL E AQUISIÇÃO DE DADOS

Esta etapa tem como objetivo validar preliminarmente o uso do sensor Kinect para a análise da qualidade da marcha humana, substituindo eventualmente equipamentos de alto custo, que equipam salas dedicadas, existentes em hospitais e clínicas especializadas. Para isso é necessário estudar as informações das câmeras de alta definição nas salas dedicadas e compará-las com as informações coletadas pelo sensor Kinect.

Conforme apresentado na seção anterior, as características do sensor Kinect limitam a detecção do objeto a uma faixa de 3,4 metros de distância (de 0,8 a 4,2 metros). No procedimento praticado pela análise da marcha humana pelos profissionais de saúde, indica-se

a avaliação de um percurso de 6 m entre o início e o final da atividade. Neste experimento 4, inicialmente foi planejado colocar dois sensores Kinect no sistema de medição original para obter informações sobre a qualidade da marcha do paciente, em uma distância suficientemente longa percorrida. Problemas técnicos encontrados para sincronizar os dois sensores Kinect e a falta de tempo para alocar a esta tarefa não tornaram possível a instalação do segundo sensor.

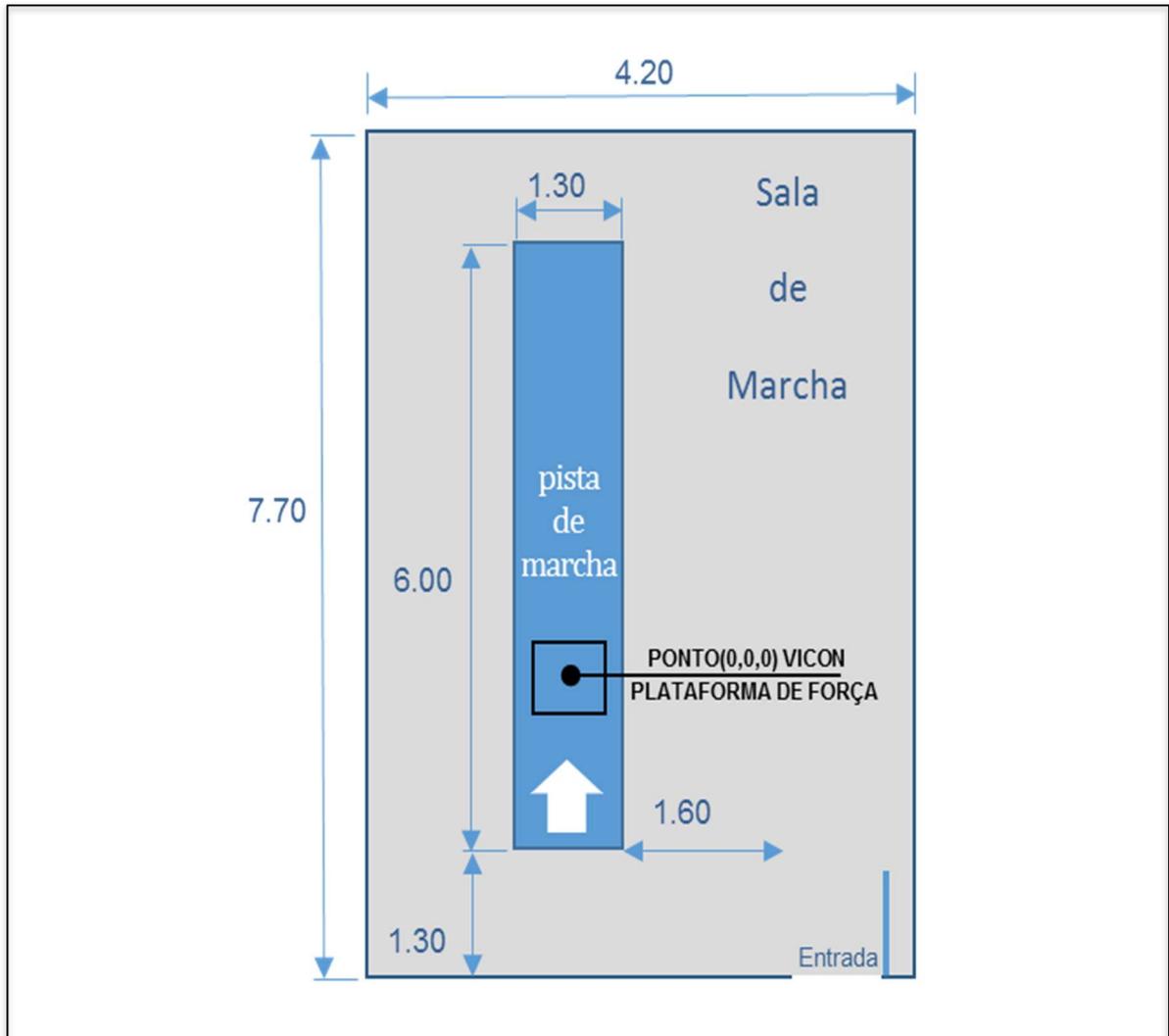
A fim de comprovar ou não, a viabilidade desta solução de baixo custo e mostrar se ela responde com uma precisão adequada às necessidades específicas dos fisioterapeutas, especialistas profissionais em análise da marcha humana foram contatados no CHU de Grenoble e seus equipamentos dedicados foram prontamente disponibilizados.

3.4.1 Protocolo utilizado na análise dinâmica - experimento 4

Nesta seção é apresentado o protocolo utilizado no experimento 4. Este procedimento se refere ao experimento realizado no Hospital Universitário de Grenoble, em sala dedicada à análise da marcha humana.

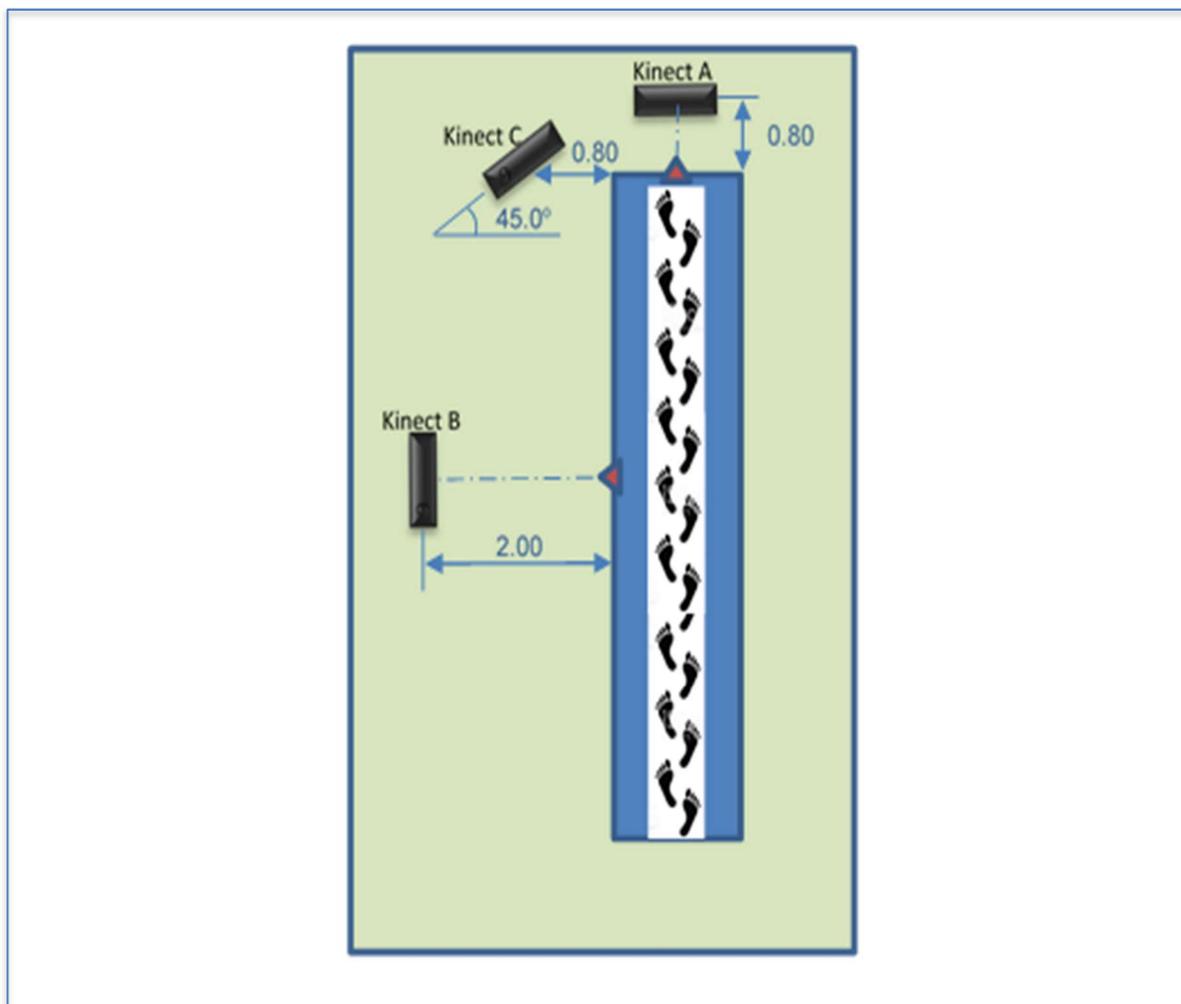
O atual sistema de análise de marcha do Hospital Universitário de Grenoble conta com equipamentos de captura de dados e imagens VICON, bem como o correspondente sistema de informações gerenciais. O equipamento de captura de imagens consiste em seis câmeras de alta definição VICON. A pista de marcha do salão também incorpora uma plataforma de controle de força localizada no meio da pista (que não fará parte dessa experiência). A origem (0, 0, 0) do referencial do sistema de captura VICON está localizada no centro da plataforma de força, na pista de marcha. A Figura 76 apresenta o leiaute do ambiente da sala dedicada de marcha humana, enquanto a Figura 77 ilustra a disposição dos sensores Kinect no procedimento experimental adotado.

Figura 76 – Leiaute da sala dedicada à análise da marcha – CHU de Grenoble



Fonte: Autor

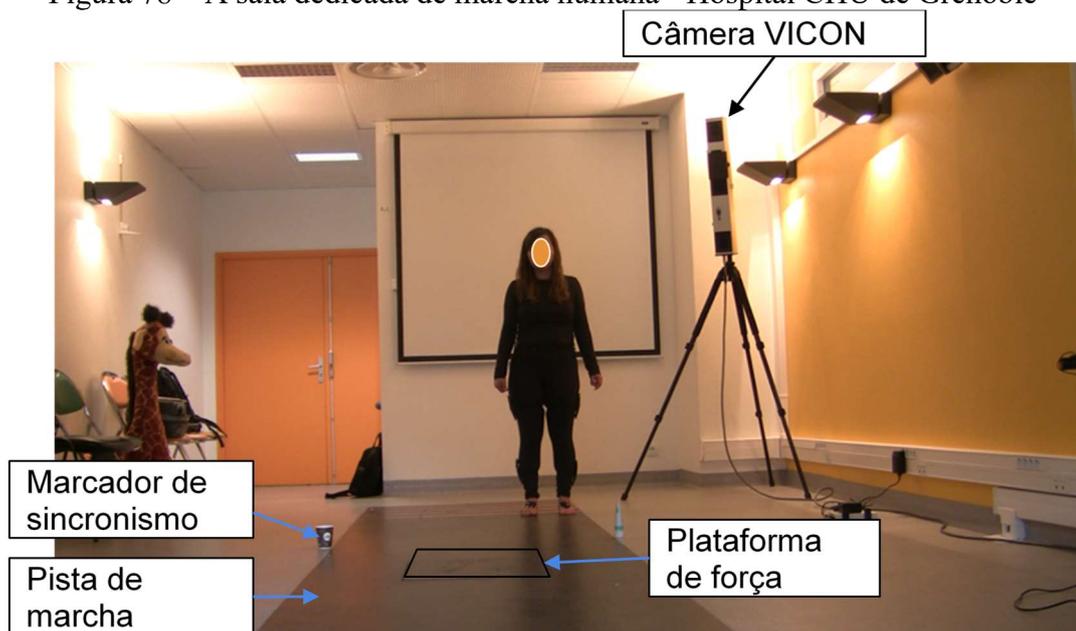
Figura 77 – Disposição dos sensores Kinect – hospital de Grenoble



Fonte: Autor

Na Figura 78 se pode observar as propostas de posicionamento do sensor Kinect na sala dedicada à análise da marcha. Devido às limitações técnicas do sensor Kinect, em termos de distância mínima e máxima de detecção do sujeito e em relação às dimensões da sala, as medições foram definidas com o Kinect colocado na posição “A”. Nas demais posições, propostas inicialmente, verificou-se grande interferência entre os dois sistemas (VICON e Kinect) devido a emissão de infravermelho, bem como, em trechos da posição “A”.

Figura 78 – A sala dedicada de marcha humana - Hospital CHU de Grenoble



Fonte: Autor

Para cada posição do sensor Kinect, um objeto foi colocado ao lado da pista para marcar o ponto de partida da sincronização entre os sistemas (câmeras VICON e Kinect) levando em conta as distâncias mínimas e máximas envolvidas. Um segundo objeto, marca o final do percurso. Esses pontos de sincronização devem ser redefinidos para cada posição do sensor Kinect.

A Tabela 20 apresenta o protocolo que deve ser adotado para a realização do experimento.

Tabela 20 – Protocolo - Ordem sequencial para a fase dinâmica – experimento 4

Sequência	Nome	Descrição
1	Posicionamento do Kinect	Posicionar conforme cada posição (A, B, C)
2	Aplicativo KiMe2	Abrir Interface e selecionar teste com Kinect
3	Dados do Sujeito	Digitar Nome do Sujeito
4	Tipo de ensaio	Selecionar “Posição 31”
5	Verificar esqueleto	Conferir se o esqueleto é captado pelo Kinect à distância de 4,2 metros (máxima) e 0,8 metros (mínima).
6	Posição do Sujeito	Solicitar ao sujeito aguardar antes do início da pista de marcha
7	Verificar sistema VICON	Aguardar instruções do operador do sistema VICON para início da coleta. Uma lâmpada sinalizadora avisa o início do procedimento em conjunto com aviso sonoro.
8	Iniciar coleta	clicar no botão “START” da interface gráfica
9	Término da coleta	O tempo de coleta depende da velocidade do sujeito, marcha em ritmo natural. Após o sujeito atingir o final da pista de marcha, parar a coleta. Os dados serão salvos automaticamente em uma pasta com o nome do sujeito. Repetir todos os passos para um novo posicionamento do Kinect, ou novo sujeito.

Fonte: Autor

3.4.2 Tempo de Medição

Cada gravação feita pelo Kinect deve ter no máximo 60 segundos. Este período máximo foi definido como o tempo necessário para o sujeito atravessar a pista, considerando que esse trabalho foi realizado com pessoas saudáveis. Esse tempo pode ser redefinido de acordo com a metodologia de pesquisa e a população analisada. Os resultados obtidos com este experimento são apresentados no próximo Capítulo.

4. ANÁLISE DE RESULTADOS

Este Capítulo tem como objetivo analisar os dados coletados durante os experimentos 2 (equilíbrio postural) e 4 (qualidade da marcha) descritos no Capítulo anterior. Essas análises devem possibilitar a validação ou não das hipóteses estabelecidas no início deste trabalho. A terceira seção do Capítulo fornecerá o resultado do experimento 5 (comportamental). Nela se descreve como o protótipo, ainda em fase de desenvolvimento foi apresentado a um público leigo e amplo.

4.1 AVALIAÇÃO DOS EXPERIMENTOS ESTÁTICOS DE ANÁLISE DO EQUILÍBRIO POSTURAL

Conforme descrito, os experimentos realizados para análise do equilíbrio postural visam principalmente comparar o desempenho de CoP de cada sujeito, em relação ao comportamento do CoM, em 16 diferentes situações experimentais. A estratégia foi de capturar simultaneamente os dois dados, de forma síncrona, através da plataforma de força desenvolvida e do sensor Kinect. Por razões de confidencialidade, os nomes dos voluntários que participaram da pesquisa não foram identificados nos resultados apresentados neste documento.

As bibliotecas fornecidas pela Microsoft ajudaram no desenvolvimento dos aplicativos que calculam rapidamente o CoM do sujeito analisado (ver Seção 2.6 do Capítulo 2, página 52). Isto garante ao usuário do sistema de medição, que o esqueleto digital seja visualizado, em tempo real na interface gráfica, o que permite validar a coleta de dados.

A análise do equilíbrio postural apresentada envolve um indivíduo saudável, seguindo o protocolo experimental proposto na seção 3.2.2, página 99. Todos os testes com os voluntários foram realizados na presença de um membro da equipe de pesquisa. Os primeiros testes também foram feitos sob a supervisão de um fisioterapeuta. Uma frequência de amostragem de aproximadamente 10 Hz foi utilizada, resultando na geração de um banco de dados contendo 200 amostras por teste realizado. Os algoritmos completos desenvolvidos no MATLAB são apresentados no Apêndice B.

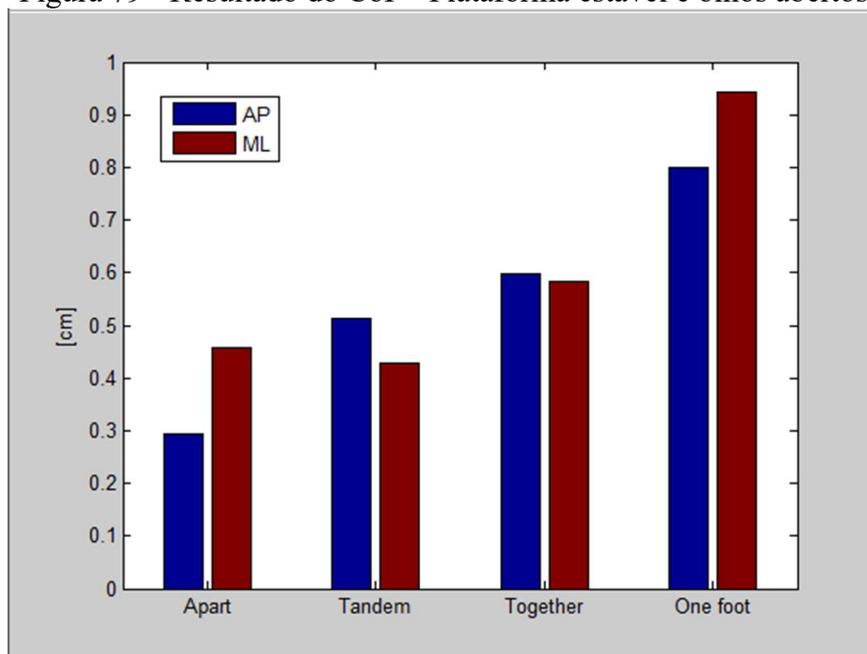
4.1.1 Validação da plataforma de força do G-SCOP

Para validar o desempenho da plataforma de força desenvolvida no laboratório G-SCOP, optou-se por uma comparação dos resultados obtidos em trabalhos similares. Os

parâmetros escolhidos para esta comparação são a área de oscilação total e a velocidade média do CoP. Esses parâmetros (critério 1 e critério 2 especificados na página 37 na seção 2.1) são os mais utilizadas por fisioterapeutas durante a avaliação do equilíbrio postural. Em trabalhos onde a população de pesquisa é composta por sujeitos saudáveis, verifica-se que a ordem de grandeza desses parâmetros é menor, em comparação à trabalhos associados à sujeitos portadores de alguma deficiência ou problema relacionados a perda de equilíbrio. Quanto maior a amplitude de oscilação do CoP, menor será a estabilidade postural.

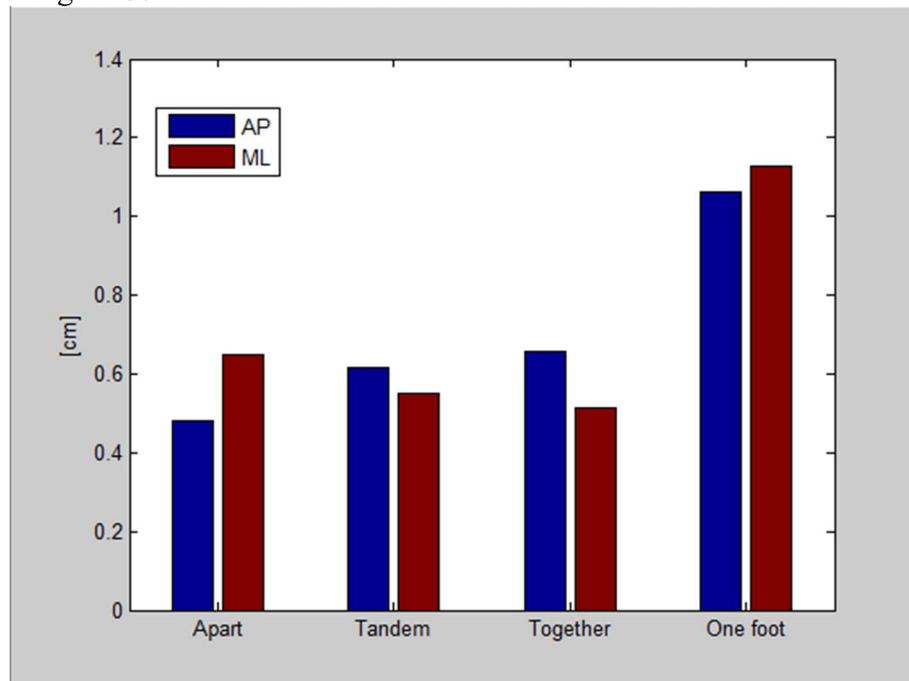
Na sequência, a partir da Figura 79 até a Figura 82 apresentam os resultados obtidos considerando a média das amplitudes do CoP dos sujeitos nas direções ML e AP para as 16 situações apresentadas na Tabela 15, página 103. Os valores obtidos classificam os níveis de dificuldade de cada ensaio. Verifica-se, por exemplo que o teste considerado de menor grau de dificuldade é o realizado com os pés afastados, onde os resultados são os de menores amplitudes. Já o de maior amplitude está sempre relacionado aos testes realizados com um único pé de apoio (maior grau de dificuldade). Também é verificado, conforme o esperado, que os ensaios efetuados com os olhos fechados obtenham amplitudes maiores, quando comparados àqueles efetuados com os olhos abertos. Da mesma forma, ocorrem diferenças significativas ao se comparar os resultados entre as condições da plataforma estável e instável.

Figura 79 - Resultado do CoP - Plataforma estável e olhos abertos



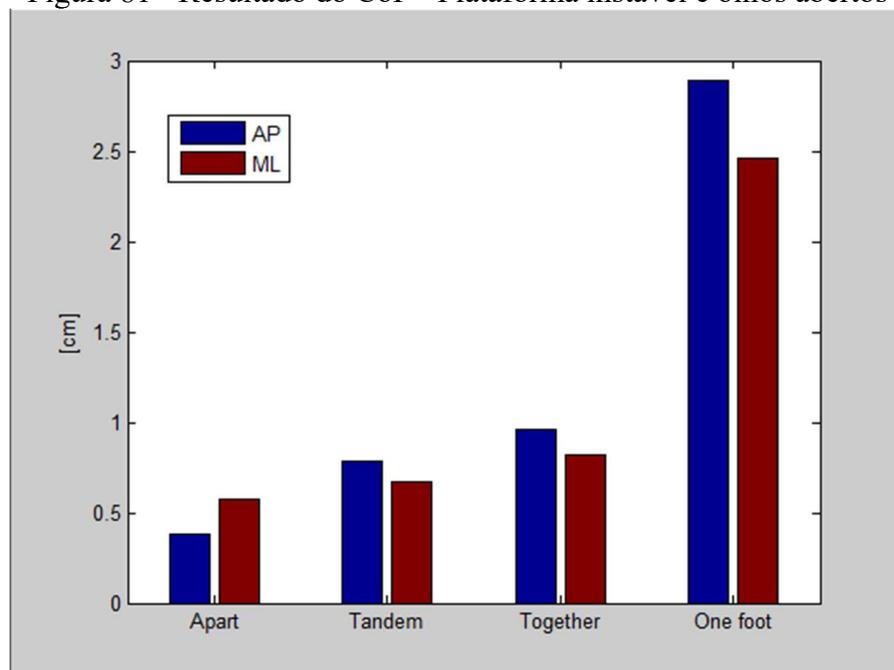
Fonte: Autor

Figura 80 - Resultado do CoP - Plataforma estável e olhos fechados



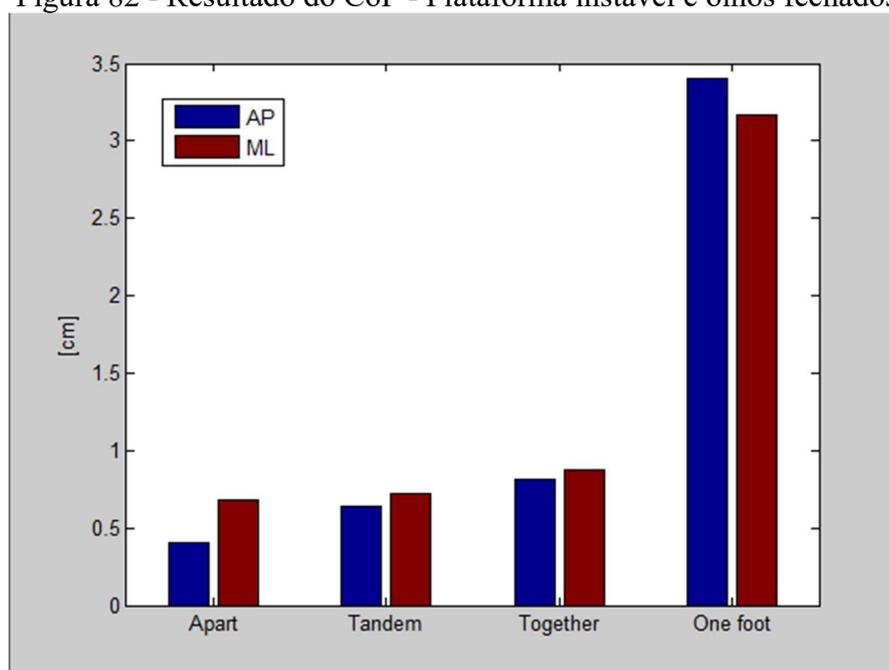
Fonte: Autor

Figura 81 - Resultado do CoP - Plataforma instável e olhos abertos



Fonte: Autor

Figura 82 - Resultado do CoP - Plataforma instável e olhos fechados

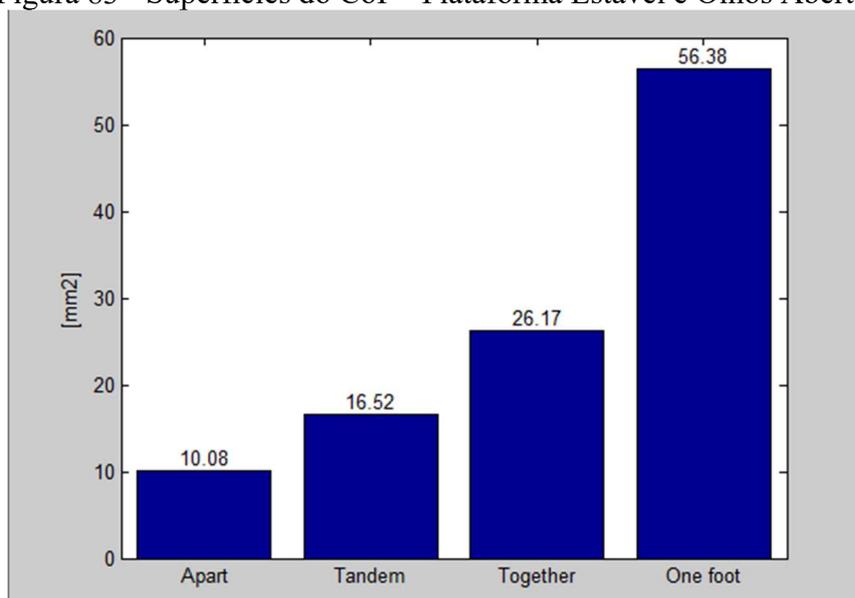


Fonte: Autor

As figuras apresentadas a seguir mostram os resultados do cálculo da área de oscilação total média para os 20 sujeitos na condição de pés afastados, para as 4 seguintes situações:

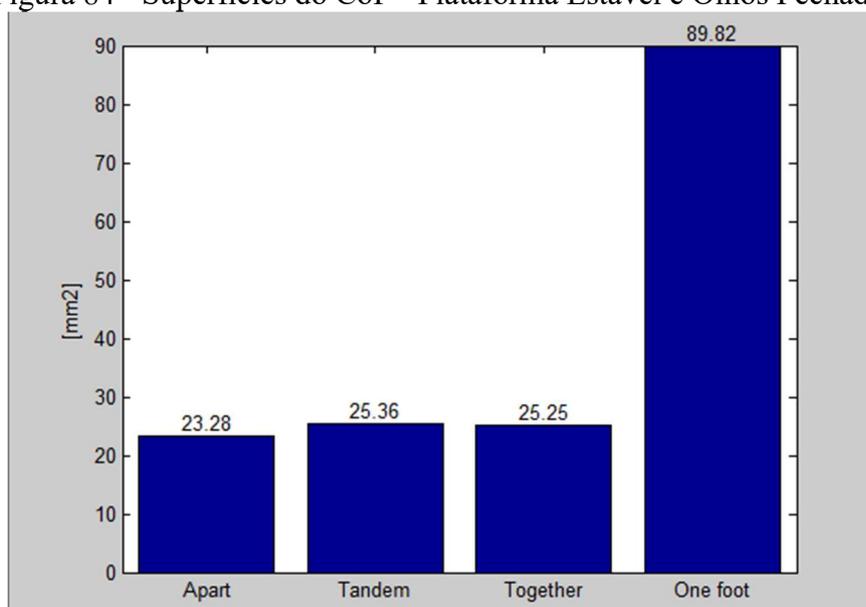
- plataforma estável e olhos abertos (*OE - Stable*)
- plataforma instável e olhos abertos (*OE - Unstable*)
- plataforma estável com olhos fechados (*CE - Stable*)
- plataforma instável e olhos fechados (*CE - Unstable*)

Figura 83 - Superfícies do CoP - Plataforma Estável e Olhos Abertos



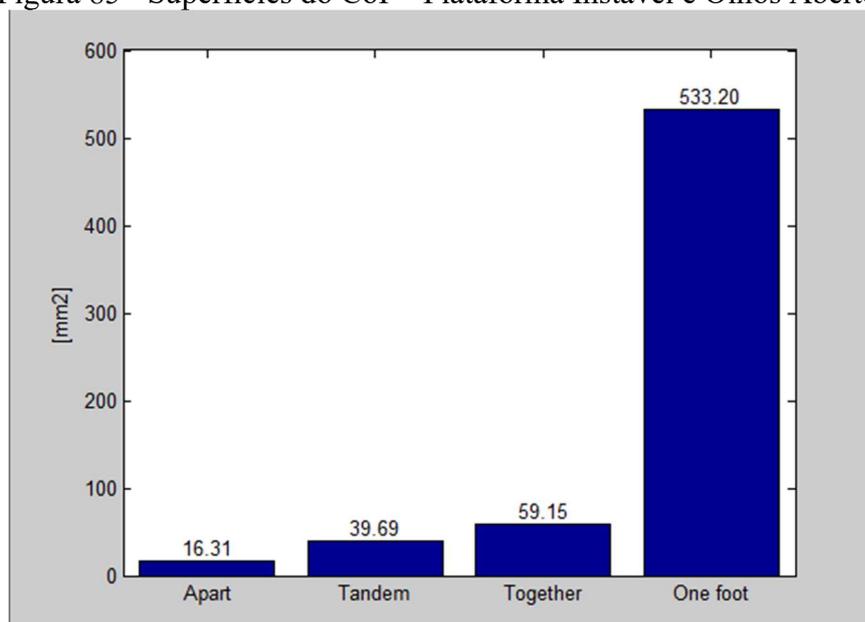
Fonte: Autor

Figura 84 - Superfícies do CoP - Plataforma Estável e Olhos Fechados



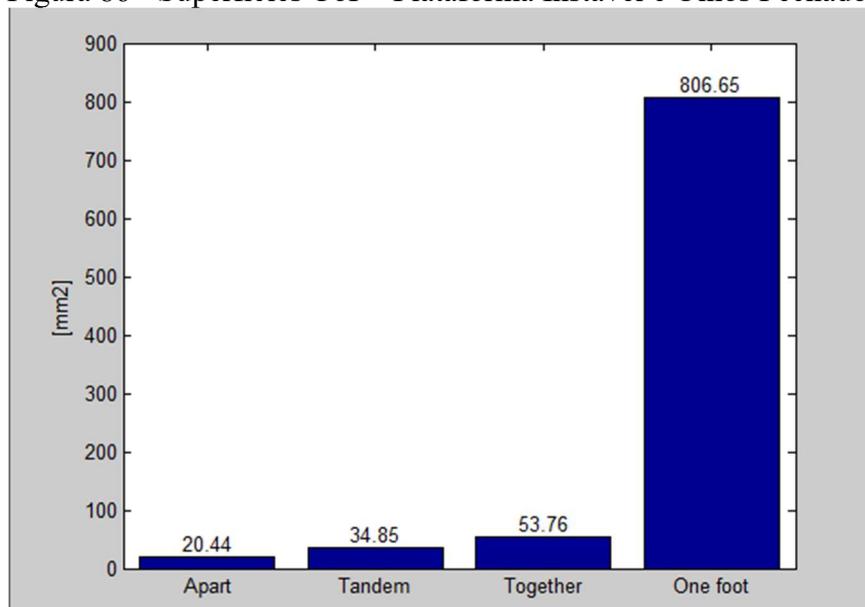
Fonte: Autor

Figura 85 - Superfícies do CoP - Plataforma Instável e Olhos Abertos



Fonte: Autor

Figura 86 - Superfícies CoP - Plataforma Instável e Olhos Fechados

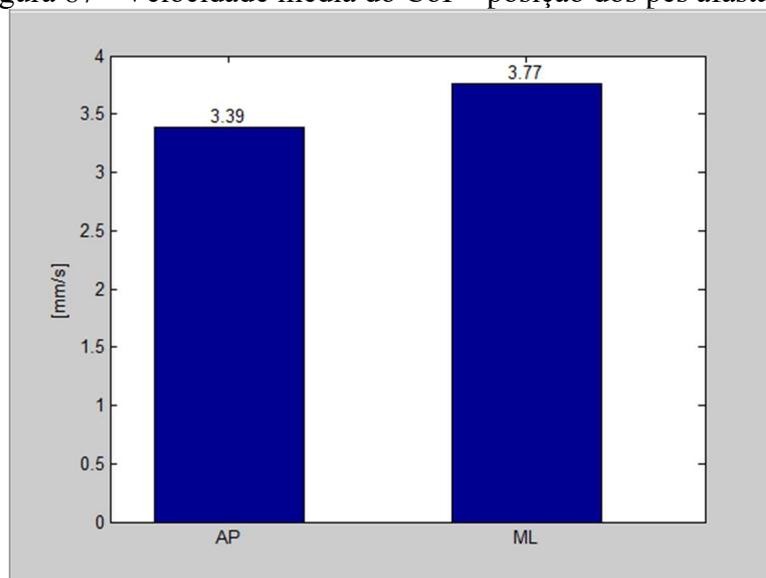


Fonte: Autor

A área da superfície do CoP indica o grau de dificuldade de cada ensaio. Resultados com menores superfícies representam proporcionalmente, ensaios em condições de menor dificuldade. Com os resultados apresentados para cada tipo de ensaio, o fisioterapeuta irá utilizá-los como padrão de referência de área do CoP para uma população saudável e usa essa referência para avaliar um futuro paciente. O mesmo conceito será aplicado ao padrão de referência da velocidade do CoP. A Figura 87 apresenta o resultado do cálculo da velocidade

média do CoP, em relação aos 20 sujeitos, na condição dos pés afastados, para as mesmas 4 situações.

Figura 87 - Velocidade média do CoP - posição dos pés afastados



Fonte: Autor

A velocidade média do CoP é calculada pela equação:

$$v_m = \sqrt{v_{AP}^2 + v_{ML}^2} \quad (15)$$

onde:

- v_m = velocidade média
- Na condição da posição dos pés separados: $v_m = 5,07$ [mm / s]

Os 4 valores médios de amplitude e velocidade do CoP nas 4 situações experimentais são comparados com outras plataformas de força e os resultados são apresentados na Tabela 21.

Tabela 21 - Comparação da plataforma G-SCOP com trabalhos similares

Bibliografia	Área de oscilação total do CoP (95%) (mm ²)				Velocidade Média do CoP (mm/s)			
	OE	OE	CE	CE	OE	OE	CE	CE
	Stable	Unstable	Stable	Unstable	Stable	Unstable	Stable	Unstable
G-SCOP (healthy)	10,08	16,31	23,28	20,44	5,07	8,09	12,05	14,13
Miranda, 2016 (healthy)	313,88	655,45	740,13	650,72	5,58	7,01	7,55	7,32
Fujimoto et al., 2009 (healthy)	221,00	471,00	366,00	1457,00	11,00	16,40	16,90	39,00
Cusin et al., 2010 (healthy)	168,00	-	180,00	762,00	7,30	-	9,00	76,20
Garcia et al., 2013 (healthy)	39,97	104,63	80,50	748,62	11,00	19,00	16,00	57,00
Garcia et al., 2013 (Vestibular disease)	267,00	-	453,00	1300,00	8,50	-	11,10	26,80
Carneiro et al., 2013 (healthy)	-	-	-	-	12,90	15,20	13,40	18,10

Fonte: Autor

A primeira plataforma apresentada nesta tabela é a plataforma G-SCOP. A segunda é a plataforma da UNESP desenvolvida antes do início da tese e disponível no laboratório de biomecânica da FEG / UNESP. As outras são plataformas similares, encontradas na literatura científica.

Nesta tabela também se apresenta uma avaliação do equilíbrio postural, através da representação de CoP, situando desta forma a plataforma desenvolvida em relação a outras desenvolvidas em projetos similares. Devido ao controle de estabilidade implementado, a situação experimental proposta pela plataforma do G-SCOP apresenta melhores resultados, pois é a que fornece a superfície de oscilação total e a menor velocidade média do CoP. Na condição plataforma estável, olhos abertos, pés afastados, os resultados obtidos pela plataforma desenvolvida são inferiores aos demais apresentados na Tabela 21, e ao mesmo tempo, bastante

satisfatórios, em ordens de magnitude que podem ser encontrados, por exemplo, no trabalho de (GARCIA et al., 2012) sobre sujeitos saudáveis.

Esses resultados comparativos, segundo parâmetros definidos pelos critérios 1 e critério 2, permitem validar a plataforma de força G-SCOP como um sistema de referência para calibrar o sensor de movimento proposto.

A similaridade dos resultados gráficos do CoP e do CoM, com ambos apresentando padrões similares de amplitude, área e velocidade e com mesmo comportamento, após os devidos ajustes de proporcionalidade, indicam que é possível utilizar um sensor de movimento na composição de um sistema para avaliar o equilíbrio postural, o que apresenta desta forma, uma resposta parcial, pois se refere aos resultados da experiência 2, adequada à hipótese de pesquisa H1. A complementação desta resposta será feita após a apresentação dos resultados da experiência 4.

4.1.2 Análise da proporcionalidade entre o CoP e CoM

Decidiu-se focar a pesquisa na variável “fator de proporcionalidade” para validar a confiabilidade do CoM quanto a avaliação do equilíbrio postural (H2). As perguntas feitas, avaliam, portanto, a variabilidade desse fator considerando diferentes situações experimentais. A ideia geral da análise feita é verificar se um único valor do fator de proporcionalidade pode ser aplicado sistematicamente para diferentes situações.

A Tabela 22 mostra o comportamento da variável “fator de proporcionalidade” para a plataforma estável, considerando cada um dos 20 sujeitos classificados por faixa etária. Observa-se que para cada sujeito, essa variável se manteve dentro de uma faixa estreita. Entretanto, em alguns casos ocorreram variações com o dobro do valor para a mesma situação experimental.

Tabela 22 – Análise da proporcionalidade entre o CoP e CoM - plataforma estável

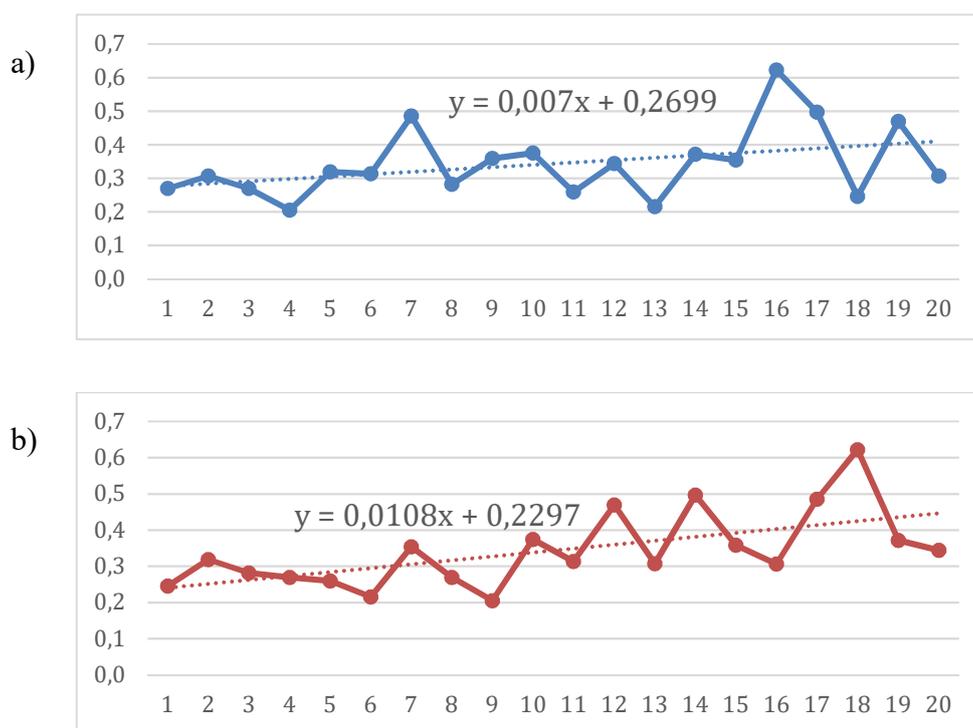
Sujeito	Idade	(m)	(kg)	Olhos Abertos				Olhos Fechados			
				0,25	0,21	0,21	0,24	0,20	0,24	0,26	0,28
18	22	1,61	0,32	0,28	0,37	0,47	0,37	0,32	0,39	0,35	0,32
5	22	1,69	0,28	0,22	0,34	0,28	0,32	0,28	0,28	0,30	0,28
8	23	1,58	0,27	0,31	0,35	0,31	0,34	0,47	0,53	0,33	0,27
1	23	1,81	0,26	0,32	0,25	0,20	0,20	0,19	0,06	0,23	0,26
11	24	1,61	0,22	0,20	0,24	0,29	0,24	0,21	0,27	0,20	0,22
13	25	1,62	0,35	0,40	0,30	0,37	0,30	0,34	0,22	0,18	0,35
15	28	1,6	0,27	0,37	0,34	0,29	0,34	0,31	0,25	0,41	0,27
3	28	1,68	0,21	0,10	0,23	0,15	0,25	0,30	0,32	0,31	0,21
4	29	1,76	0,37	0,32	0,39	0,31	0,40	0,42	0,43	0,39	0,37
10	31	1,72	0,31	0,42	0,38	0,44	0,45	0,37	0,55	0,56	0,31
6	33	1,8	0,47	0,31	0,36	0,32	0,44	0,46	0,57	0,34	0,47
19	39	1,57	0,31	0,37	0,36	0,28	0,39	0,32	0,46	0,55	0,31
2	40	1,77	0,50	0,66	0,40	0,39	0,46	0,47	0,48	0,42	0,50
17	42	1,74	0,36	0,44	0,42	0,02	0,48	0,33	0,49	0,52	0,36
9	49	1,79	0,31	0,37	0,36	0,46	0,36	0,58	0,45	0,44	0,31
20	53	1,75	0,49	0,33	0,46	0,47	0,39	0,39	0,41	0,56	0,49
7	54	1,71	0,62	0,40	0,40	0,44	0,36	0,49	0,43	0,41	0,62
16	56	1,72	0,37	0,50	0,49	0,51	0,47	0,59	0,34	0,56	0,37
14	56	1,75	0,34	0,36	0,30	0,31	0,29	0,26	0,32	0,42	0,34
12	58	1,65	0,25	0,21	0,21	0,24	0,20	0,24	0,26	0,28	0,25
Média	36,75	1,70	68,45	0,34	0,34	0,35	0,33	0,35	0,37	0,38	0,39
DP	13,22	0,08	9,94	0,11	0,12	0,07	0,12	0,09	0,11	0,13	0,12

TE = Teste Experimental, DP = Desvio Padrão.

Fonte: Autor

Os dois gráficos mostrados na Figura 88 apresentam curvas de tendência para essa variável de proporcionalidade nas situações dos sujeitos, em uma ordem aleatória (Figura 88.a) e para sujeitos classificados por idade crescente (Figura 88.b). Conforme se pode observar, há um aumento da inclinação na curva dessa variável, quando os indivíduos são classificados por faixa etária e na condição de plataforma estável, o que demonstra a tendência do fator de proporcionalidade crescer em função da idade do sujeito.

Figura 88 - Evolução da variável de proporcionalidade, plataforma estável
 a) ordem aleatória dos sujeitos, b) sujeitos classificados por idades crescentes



Fonte: Autor

A Tabela 23 mostra o comportamento da variável “fator de proporcionalidade” para a plataforma instável considerando cada um dos 20 sujeitos classificados por faixa etária. Novamente, para cada sujeito, essa variável pode variar de forma simples para algumas pessoas, ou assumir valores que podem dobrar em outras pessoas, com a mesma situação experimental. Há também um aumento maior nessa variável para indivíduos classificados por faixa etária na condição da plataforma instável, o que comprova, a tendência de crescimento do fator de proporcionalidade em função da idade do sujeito, visto que a instabilidade da plataforma não teve grande influência no resultado final.

Tabela 23 – Análise da proporcionalidade entre o CoP e CoM - plataforma instável

Sujeito	Idade	(m)	(kg)	Olhos Abertos				Olhos Fechados			
		Altura	Peso	TE9	TE10	TE11	TE12	TE13	TE14	TE15	TE16
18	22	1,61	50	0,25	0,28	0,27	0,25	0,28	0,27	0,26	0,29
5	22	1,69	69	0,71	0,28	0,36	0,43	0,50	0,52	0,47	0,35
8	23	1,58	57	0,34	0,35	0,31	0,30	0,37	0,29	0,36	0,31
1	23	1,81	72	0,44	0,42	0,35	0,42	0,33	0,37	0,34	0,44
11	24	1,61	48	0,38	0,33	0,25	0,31	0,23	0,21	0,22	0,26
13	25	1,62	52	0,28	0,03	0,32	0,27	0,29	0,29	0,07	0,38
15	28	1,6	73	0,38	0,60	0,47	0,43	0,40	0,42	0,49	0,49
3	28	1,68	77	0,30	0,45	0,58	0,47	0,46	0,57	0,45	0,46
4	29	1,76	62	0,15	0,12	0,25	0,10	0,16	0,21	0,31	0,23
10	31	1,72	76	0,67	0,52	0,51	0,62	0,54	0,47	0,32	0,51
6	33	1,8	75	0,52	0,42	0,63	0,41	0,50	0,44	0,79	0,50
19	39	1,57	74	0,44	0,43	0,57	0,45	0,35	0,38	0,38	0,44
2	40	1,77	67	0,51	0,35	0,38	0,53	0,46	0,42	0,44	0,40
17	42	1,74	72	0,75	0,55	0,55	0,52	0,59	0,48	0,49	0,69
9	49	1,79	77	0,50	0,44	0,68	0,52	0,54	0,37	0,39	0,46
20	53	1,75	82	0,51	0,35	0,35	0,53	0,47	0,43	0,34	0,43
7	54	1,71	78	0,61	0,61	0,50	0,47	0,59	0,41	0,42	0,49
16	56	1,72	70	0,62	0,47	0,50	0,44	0,40	0,32	0,53	0,58
14	56	1,75	75	0,49	0,69	0,51	0,50	0,46	0,67	0,52	0,46
12	58	1,65	63	0,48	0,26	0,49	0,34	0,31	0,33	0,31	0,35
Média	36,75	1,70	68,45	0,47	0,40	0,44	0,42	0,41	0,39	0,40	0,43
DP	13,22	0,08	9,94	0,16	0,16	0,13	0,12	0,12	0,12	0,15	0,11

TE = Teste Experimental, DP = Desvio Padrão.

Fonte: Autor

A Tabela 24 mostra o valor médio da variável proporcionalidade para cada um dos sujeitos, classificados por idade e em todas as situações experimentais.

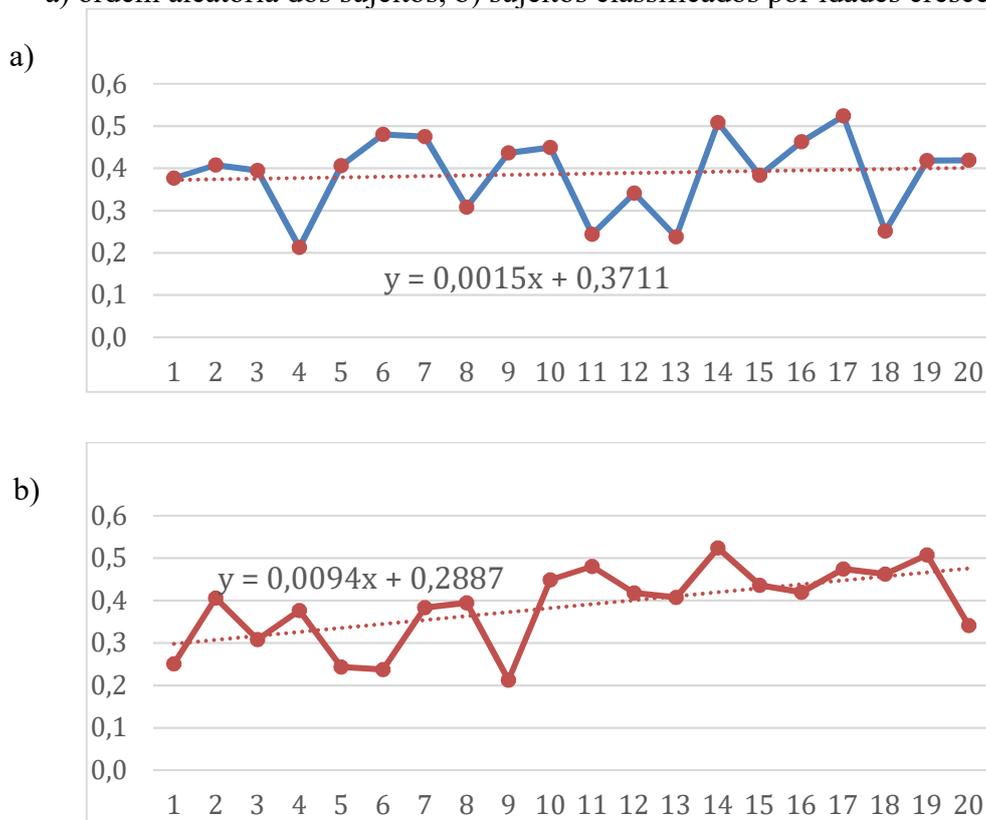
Tabela 24 - Média da variável de proporcionalidade ao longo dos 16 ensaios

Sujeito	Idade	Altura	Peso	Média	DP
18	22	1,61	50	0,25	0,03
5	22	1,69	69	0,41	0,11
8	23	1,58	57	0,31	0,04
1	23	1,81	72	0,38	0,07
11	24	1,61	48	0,24	0,07
13	25	1,62	52	0,24	0,09
15	28	1,6	73	0,38	0,10
3	28	1,68	77	0,40	0,10
4	29	1,76	62	0,21	0,08
10	31	1,72	76	0,45	0,10
6	33	1,8	75	0,48	0,12
19	39	1,57	74	0,42	0,08
2	40	1,77	67	0,41	0,08
17	42	1,74	72	0,52	0,10
9	49	1,79	77	0,44	0,14
20	53	1,75	82	0,42	0,08
7	54	1,71	78	0,47	0,08
16	56	1,72	70	0,46	0,09
14	56	1,75	75	0,51	0,09
12	58	1,65	63	0,34	0,07
Média	36,75	1,70	68,45	0,39	0,09
DP	13,22	0,08	9,94	0,09	0,03

Fonte: Autor

Os dois gráficos apresentados na Figura 89.a e na Figura 89.b mostram as curvas de tendência para essa variável de proporcionalidade nas situações dos sujeitos em ordem aleatória (Figura 89.a) e para os sujeitos classificados por idade crescente (Figura 89.b). Há também um aumento “maior” nessa variável para indivíduos classificados por faixa etária como parte da plataforma instável.

Figura 89 - Evolução da variável de proporcionalidade, plataforma instável
 a) ordem aleatória dos sujeitos, b) sujeitos classificados por idades crescentes



Fonte: Autor

A Tabela 25 fornece, para os 20 sujeitos analisados, uma visão geral das médias das variáveis de proporcionalidade para cada uma das 16 situações experimentais.

Tabela 25 - Média da variável de proporcionalidade ao longo dos 16 ensaios

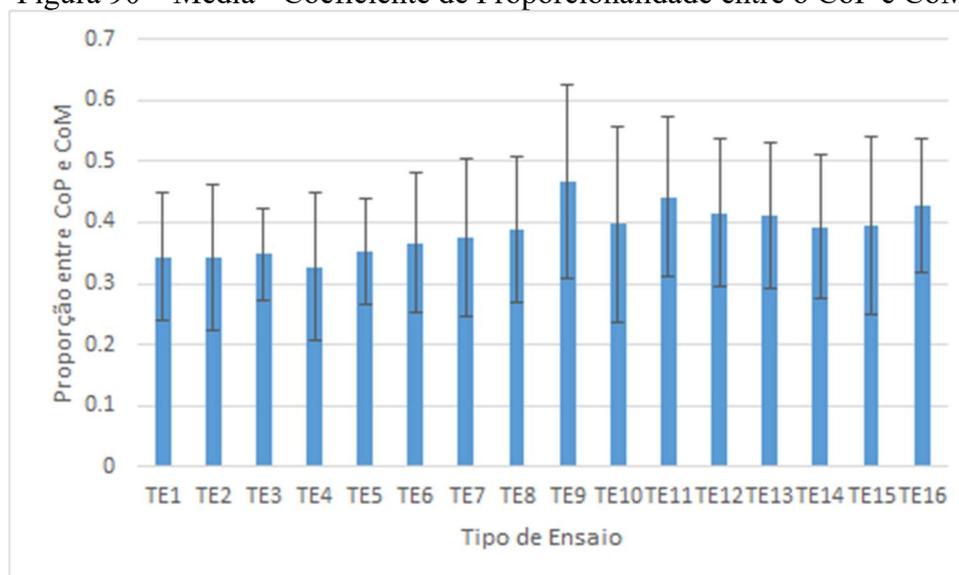
		(m)	(kg)	Olhos Abertos				Olhos Fechados			
	Idade	Altura	Peso	TE1	TE2	TE3	TE4	TE5	TE6	TE7	TE8
Média	36,75	1,697	68,45	0,343	0,343	0,348	0,327	0,353	0,367	0,376	0,388
DP	13,22	0,077	9,94	0,105	0,119	0,075	0,122	0,087	0,114	0,129	0,120

		(m)	(kg)	Olhos Abertos				Olhos Fechados			
	Idade	Altura	Peso	TE9	TE10	TE11	TE12	TE13	TE14	TE15	TE16
Média	36,75	1,697	68,45	0,466	0,397	0,441	0,415	0,411	0,393	0,395	0,426
DP	13,22	0,077	9,94	0,158	0,161	0,131	0,121	0,120	0,116	0,145	0,109

Fonte: Autor

O gráfico exibido na Figura 90, compara as médias dos 20 indivíduos e suas variáveis de fator de proporcionalidade para cada uma das 16 situações experimentais. A média da variável de proporcionalidade nas oito primeiras situações experimentais (plataforma estável) é de 0,356. A média da variável de proporcionalidade nas últimas 8 situações experimentais (plataforma instável) é 0,418. Conclui-se que o comportamento dessa variável está diretamente relacionado ao fator idade (crescente), aumentando também quando são comparados com testes elaborados com maior grau de dificuldade em se manter o equilíbrio (crescente).

Figura 90 – Média - Coeficiente de Proporcionalidade entre o CoP e CoM



Fonte: Autor

Os gráficos apresentados, acima de tudo validam a tendência da variável fator de proporcionalidade aumentar, quando o ambiente global é mais instável. Seja em relação ao número da situação proposta no protocolo experimental, ou em relação à classificação etária, essa variável tende a aumentar. Essa situação sobre o comportamento do Coeficiente de Proporcionalidade entre o CoP e CoM não foi proposta originalmente e não identificada na literatura atual, portanto é sugerido uma melhor investigação sobre esse tema, em trabalhos futuros. A equipe de pesquisa verifica a possibilidade de uma publicação, a partir dos resultados coletados no trabalho atual.

Isso significa que a amplitude do CoM (em sua projeção no plano da plataforma de força) aumenta mais significativamente que a amplitude do CoP em situações instáveis (plataforma ou situação). Se forem consideradas as possibilidades de riscos de quedas realmente existentes entre os idosos, pode-se supor que o sistema de medição envolvendo o Kinect é mais sensível do que a plataforma de força, ou seja, um sensor de movimento percebe mais claramente as pequenas variações. Mas isso será avaliado com mais profundidade, através da experimentação descrita na próxima seção.

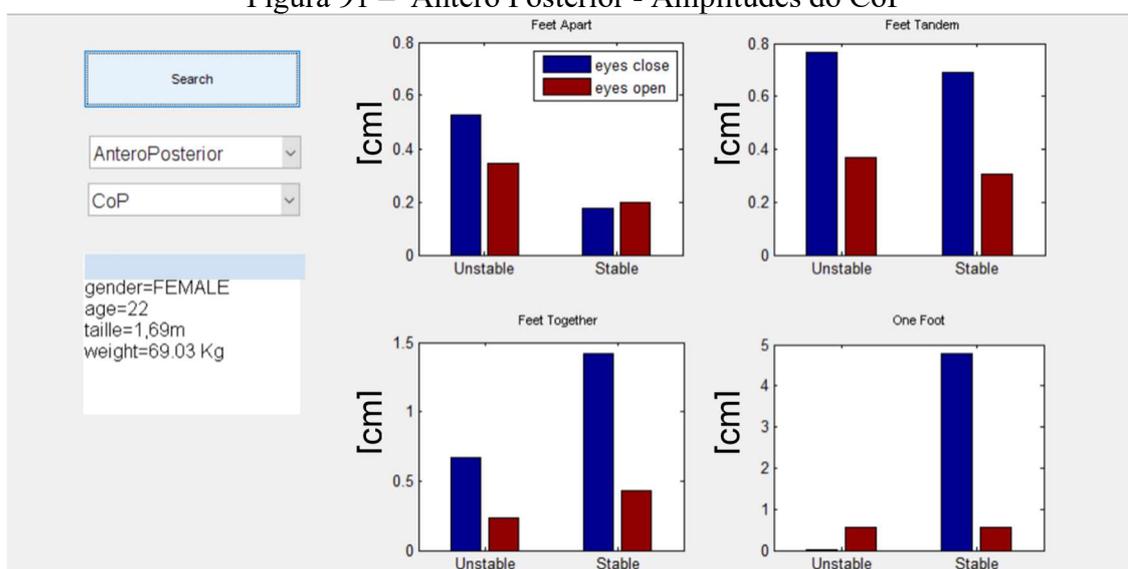
4.1.3 A variável de proporcionalidade na análise do equilíbrio postural

Para analisar a ordem de grandeza entre o CoP e CoM e obter valores, os mais próximos possíveis, foi feita uma comparação, em um mesmo ensaio, entre os valores das amplitudes do

CoP e CoM, antes e após a aplicação do coeficiente de proporcionalidade médio, em relação aos resultados de um único sujeito (aleatório).

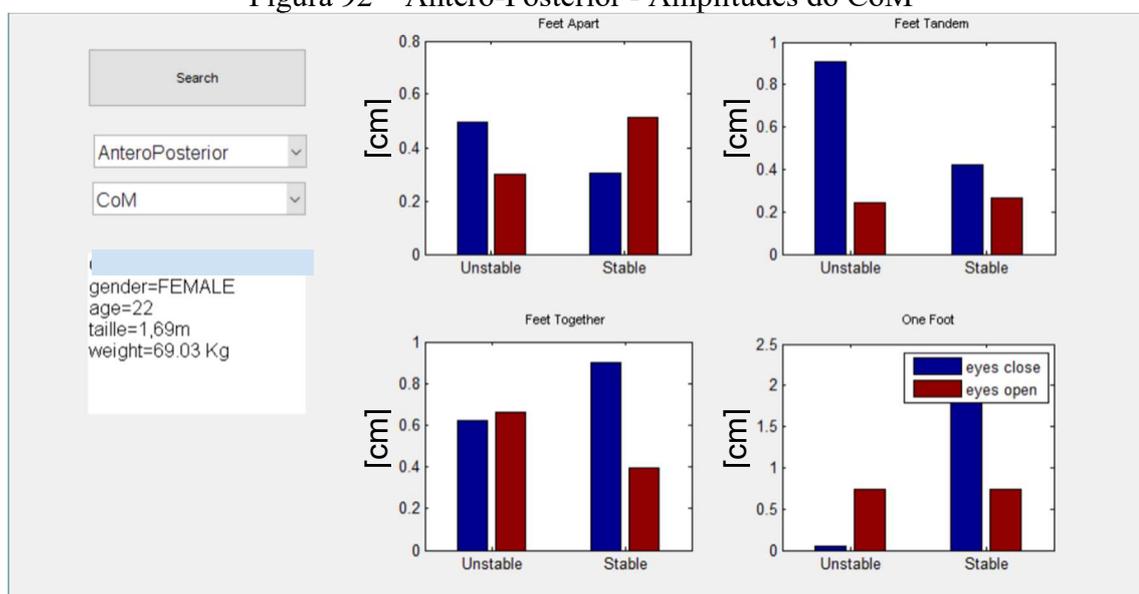
Para tanto, inicialmente se verificou as amplitudes AP do CoP (Figura 91) e CoM (Figura 92) nas 16 situações, sem aplicar a coeficiente de proporcionalidade. Na figura, se pode observar uma amplitude menor para a situação de olhos abertos e para a situação de plataforma instável. Deve-se ressaltar que se optou por não realizar o ensaio com a plataforma instável e olhos fechados.

Figura 91 – Ântero Posterior - Amplitudes do CoP



Fonte: Autor

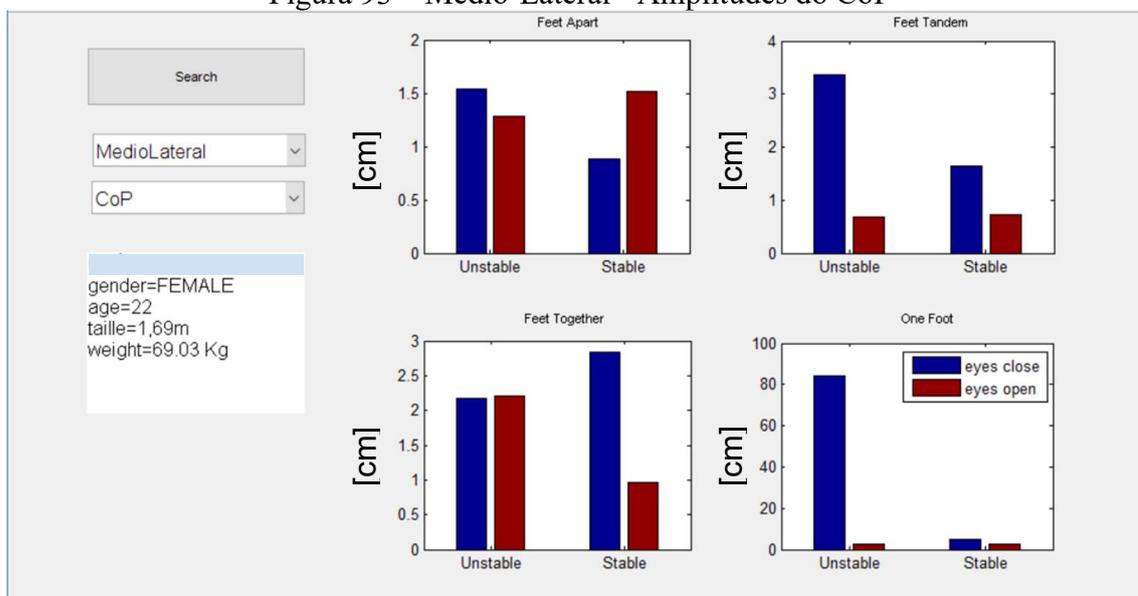
Figura 92 – Ântero-Posterior - Amplitudes do CoM



Fonte: Autor

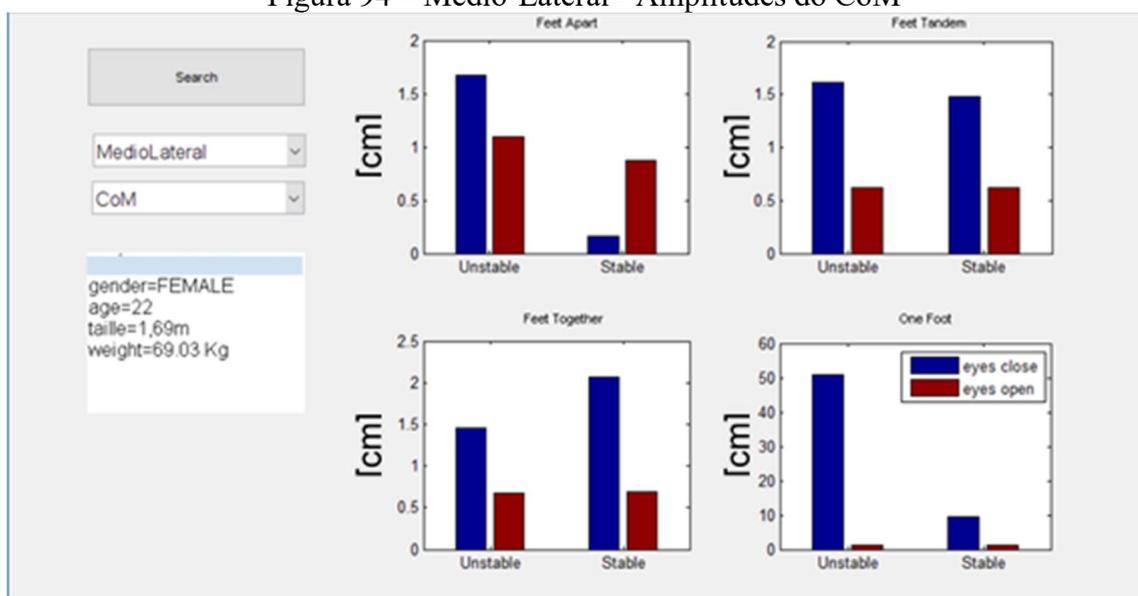
As amplitudes ML de CoP e CoM são mostradas nas Figura 93 e Figura 94, respectivamente. As mesmas observações feitas acima se aplicam.

Figura 93 – Médio-Lateral - Amplitudes do CoP



Fonte: Autor

Figura 94 – Médio-Lateral - Amplitudes do CoM



Fonte: Autor

Os valores obtidos caracterizam a amplitude dos movimentos resultantes nas direções ML e AP para o CoP e CoM. Ou seja, quanto maior a amplitude de um desses valores, menor a estabilidade postural. Em geral, a dificuldade é muito maior quando o mesmo teste é realizado

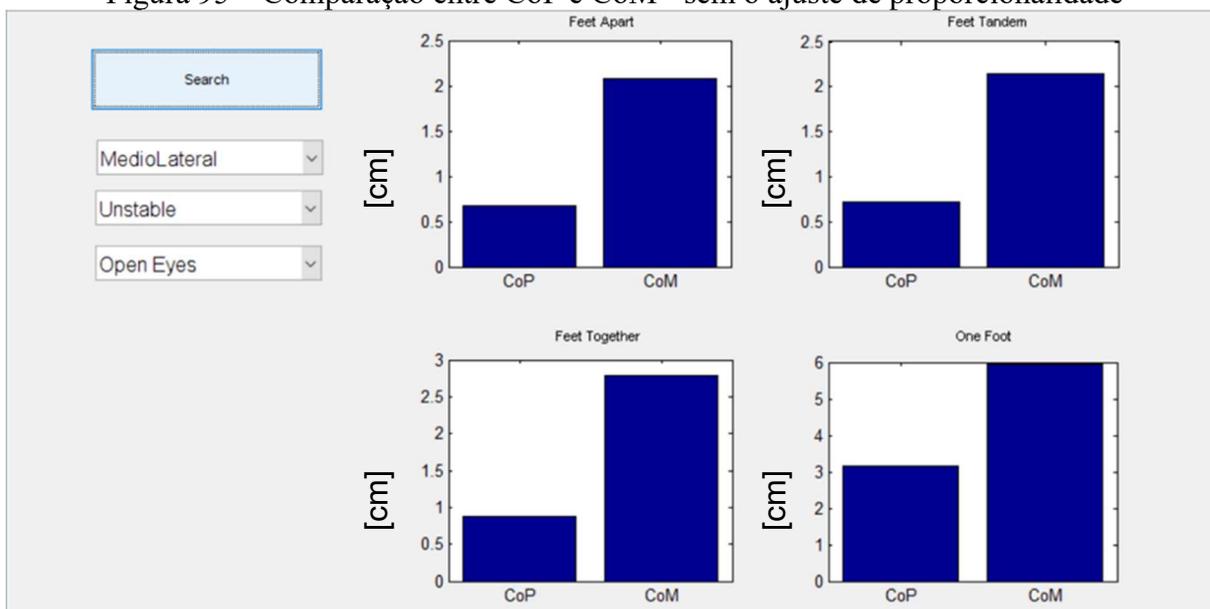
na condição de olhos fechados. O teste com maior grau de dificuldade foi realizado com o apoio de um pé, olhos fechados e em plataforma instável. Neste caso, verifica-se no exemplo da Figura 95, uma situação de alto risco de queda, especialmente com a plataforma na condição instável.

Para validar o uso de dados gerados pelo sensor Kinect, gráficos comparativos com as amplitudes máximas de CoP e CoM são apresentados na Figura 95. Nessa figura, as amplitudes são apresentadas a partir dos valores brutos dos dois sistemas de medição, sem a aplicação da variável de proporcionalidade. Os valores exibidos correspondem à média dos valores dos 20 sujeitos, nas 4 situações de posicionamento dos pés.

Como observado anteriormente, as amplitudes da superfície da CoM são maiores que as da CoP. Além disso, estes valores aumentam de acordo com a dificuldade da situação experimental.

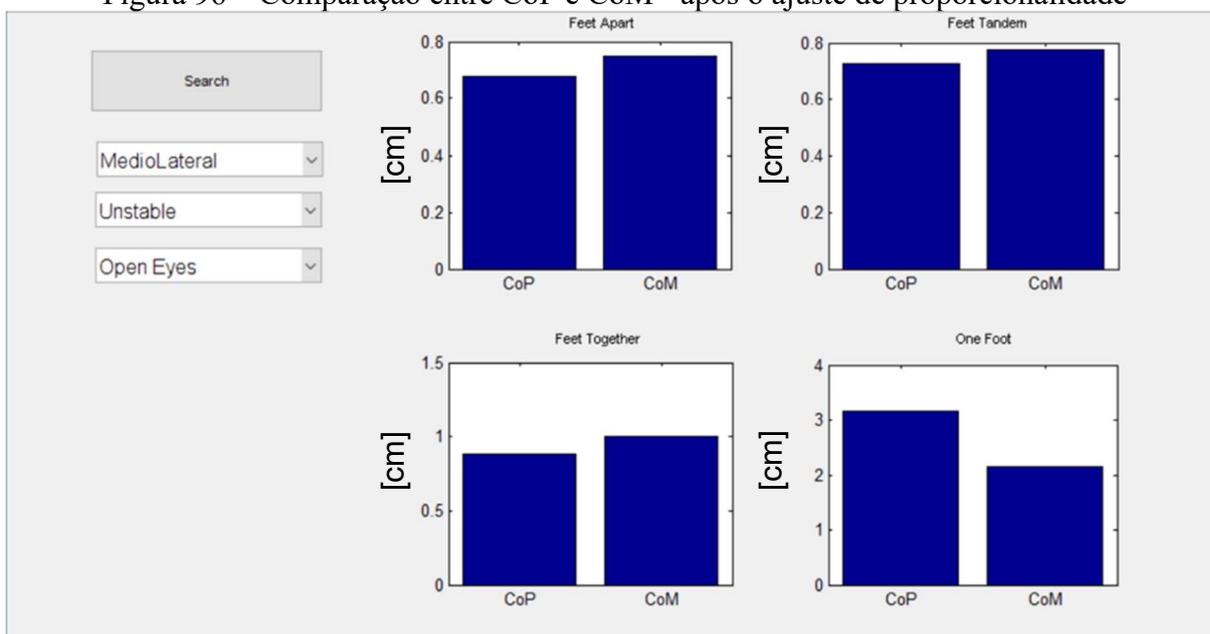
Para poder imaginar o uso desses valores do CoM e, portanto, do sensor de movimento de baixo custo, propõe-se uma comparação entre esse mesmo valor de CoP e o valor de CoM após a aplicação da variável de proporcionalidade média (em todos sujeitos). O valor médio da variável de proporcionalidade utilizada é 0,4 (valor calculado a partir dos 20 valores de proporcionalidade obtidos para esta situação experimental). Os resultados desta investigação são mostrados nas Figura 95 e Figura 96.

Figura 95 – Comparação entre CoP e CoM - sem o ajuste de proporcionalidade



Fonte: Autor

Figura 96 – Comparação entre CoP e CoM - após o ajuste de proporcionalidade



Fonte: Autor

A aplicação deste coeficiente de proporcionalidade logicamente tende a levar a uma grande proximidade entre os valores do CoP e CoM. Esse é o caso de todas as situações experimentais. Um valor médio da variável de proporcionalidade foi aplicado aqui para verificar seu impacto nos novos valores do CoM. Os dados são relativamente próximos para a maioria das situações, mas existem algumas exceções.

Os resultados deste último comparativo validam parcialmente a confiabilidade do uso do sensor de movimento para avaliar o equilíbrio postural (H2). Percebeu-se que essa variável aumenta significativamente com as situações de instabilidade da plataforma e idade do sujeito. Esses elementos tendem a favorecer a busca de uma variável de proporcionalidade específica para um sujeito, antes de propor o uso de um sensor de movimento de baixo custo. No entanto, os resultados obtidos demonstram que esta variável estaria bastante adaptada, em nossa situação de mensuração do equilíbrio postural para encontrar valores correspondentes ao CoP, através das medições efetuadas por um sensor de movimento sem a necessidade da utilização de uma plataforma de força.

4.2 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS DINÂMICOS DE ANÁLISE DA MARCHA HUMANA

Nesta seção, os resultados comparativos dos dados coletados pelas câmeras infravermelhas de alta definição VICON e o sensor de movimento Kinect são apresentados. Esses dois conjuntos de dados foram obtidos simultaneamente, iniciando as gravações de forma síncrona em um sujeito que caminha por uma pista de marcha. O objetivo desta seção é analisar a validade das hipóteses H1 e H2 referentes ao uso do sensor Kinect para realizar uma análise da marcha humana. Conforme apresentado anteriormente, esta análise, tem como objetivo propor o uso de um sensor de movimento sem contato tipo Kinect em substituição a uma sala dedicada em uma instalação específica.

4.2.1 A análise da marcha humana no Hospital de Grenoble

As principais etapas da análise da marcha humana se desenvolveram entre maio de 2017 e maio de 2018. Elas envolveram experimentos conjuntos realizados com especialistas responsáveis pela análise da marcha humana no Hospital de Grenoble. Os experimentos foram realizados na sala dedicada do hospital para (1) compreender o protocolo experimental seguido (2) conhecer o ambiente de trabalho e (3) ter um primeiro contato com o equipamento utilizado nas análises desenvolvidas no hospital.

Também era essencial verificar a natureza dos dados capturados pelas câmeras infravermelhas de alta definição VICON da sala dedicada. Os parâmetros relativos aos dados capturados foram fornecidos pelo engenheiro responsável do hospital de Grenoble. A Tabela 26 apresenta as “áreas” do paciente que são usadas para analisar a qualidade da marcha.

Tabela 26 – Parâmetros informados pelo equipamento na sala dedicada

Termo informado	Tradução	Esquerdo e Direito	Central	Coordenadas x,y,z
Sacrum	sacro		x	x
ASIS	bacia	x		x
FMT	primeiro metatarso	x		x
MidMT	terceiro metatarso	x		x
Hip	cabeça femoral	x		x
Knee	joelho	x		x
Ankle	tornozelo	x		x
Calcaneus	calcanhar	x		x

Fonte: Autor

4.2.1 Estudo comparativo dos dados do Kinect e VICON

Antes de instalar um sistema de medição com o sensor Kinect na sala de análise de marcha foi importante familiarizar-se com os dados digitais coletados pelo sistema dedicado. A Tabela 27 ilustra os dados que são coletados com a passagem de um paciente pela pista de marcha. Conforme se pode observar, eles incluem as coordenadas dos joelhos esquerdo e direito do paciente.

Tabela 27 – Trecho de dados capturados pelo sistema VICON

X joelho esquerdo [mm]	Y joelho esquerdo [mm]	Z joelho esquerdo [mm]	X joelho direito [mm]	Y joelho direito [mm]	Z joelho direito [mm]
1291,78215	-123,15921	407,58581	1155,79202	19,983136	402,334678
1291,78215	-123,15921	407,58581	1155,79202	19,983136	402,334678
1291,78215	-123,15921	407,58581	1144,29903	20,080556	404,268145
1291,78215	-123,15921	407,58581	1130,64198	20,4791851	405,929306
1291,78215	-123,15921	407,58581	1117,28522	20,8571643	407,007261
1287,36529	-124,16692	406,718022	1104,01742	20,6030829	407,907977
1282,98491	-124,3485	406,185255	1092,15074	19,8878851	408,293369
1278,85639	-123,7972	406,12897	1081,23919	19,289361	407,918775
1274,61539	-123,74456	405,976921	1071,3324	18,566051	406,822497
1270,42389	-123,64849	405,887346	1062,2558	17,6671989	405,224253
1265,60982	-122,76741	405,825415	1052,96667	17,4206345	403,187463

Fonte: Autor

4.2.2 Estudo comparativo dos dados do Kinect com os do sistema VICON

A fim de comparar os dados capturados pelas câmeras VICON, com os dados coletados pelo Kinect, as informações desses dois sistemas de medição foram sintetizadas em planilhas e comparadas, utilizando um formato único. Ambos os sistemas de medição fornecem dados tridimensionais de vários pontos do corpo humano em função do tempo. Por outro lado, os dois algoritmos utilizados "anexam" esses pontos de medição a diferentes áreas do paciente. Os joelhos direitos e esquerdos sendo áreas comuns medidas por ambos os sistemas, foram usados como pontos de comparação na análise realizada. A Tabela 28 mostra os dados coletados pelo sensor Kinect para os joelhos esquerdo e direito.

Tabela 28 – Trecho de dados capturados pelo Kinect, em sala dedicada

X joelho esquerdo [cm]	Y joelho esquerdo [cm]	Z joelho esquerdo [cm]	X joelho direito [cm]	Y joelho direito [cm]	Z joelho direito [cm]
0,1589	-0,5352	3,2049	0,3103	-0,5323	3,2178
0,1589	-0,5352	3,2049	0,3103	-0,5324	3,2178
0,1589	-0,5351	3,2047	0,3103	-0,5325	3,2177
0,1588	-0,5353	3,205	0,3105	-0,5328	3,2181
0,1589	-0,5353	3,205	0,3107	-0,5323	3,2179
0,159	-0,5355	3,2053	0,3107	-0,5324	3,218
0,1589	-0,5355	3,2053	0,3104	-0,5326	3,2181
0,1589	-0,5355	3,2053	0,3106	-0,5329	3,2184
0,1589	-0,5357	3,2054	0,3106	-0,5329	3,2184
0,1591	-0,5357	3,2051	0,3106	-0,533	3,2182
0,1591	-0,5356	3,2051	0,3106	-0,5326	3,2182
0,1592	-0,5359	3,205	0,3106	-0,5326	3,2181
0,1592	-0,5359	3,2052	0,3105	-0,5326	3,218
0,1592	-0,536	3,2053	0,3106	-0,5325	3,218
0,1593	-0,536	3,2054	0,3106	-0,5325	3,2181
0,1591	-0,5365	3,2057	0,3106	-0,533	3,2182
0,1591	-0,5365	3,2057	0,3107	-0,5327	3,218
0,1592	-0,5363	3,2057	0,3109	-0,5326	3,218
0,1592	-0,5361	3,2057	0,3109	-0,5327	3,2179
0,1592	-0,5362	3,2057	0,3107	-0,5326	3,2179
0,1592	-0,536	3,2059	0,3108	-0,5326	3,218

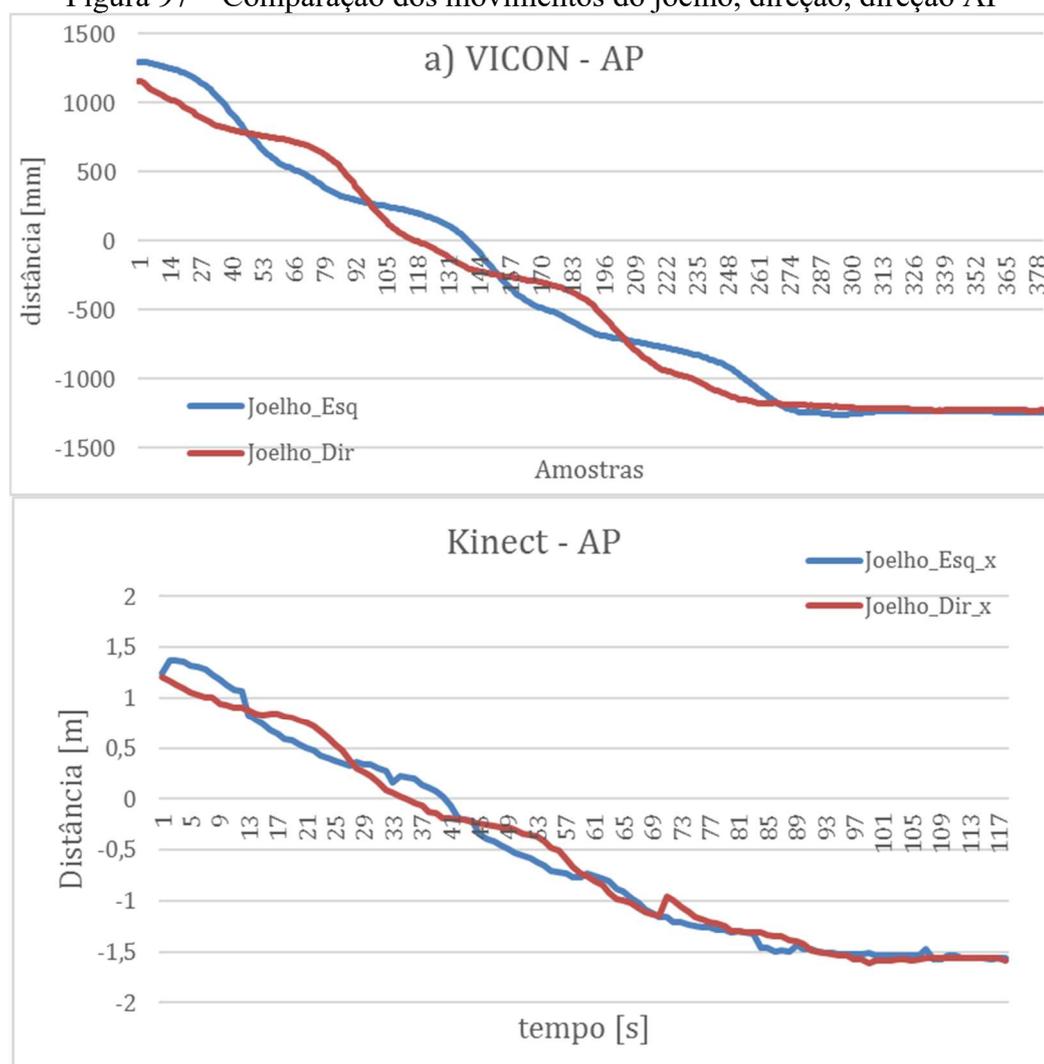
Fonte: Autor

As curvas apresentadas na Figura 97 foram construídas considerando os dados apresentados na Tabela 27 e na Tabela 28.

As curvas representam as posições dos joelhos na direção AP (direção -z para o sensor Kinect e direção x para as câmeras VICON). Para o sensor Kinect, a origem do sistema de referência é colocada no sensor, o que explica uma taxa de curva decrescente de 3,6 metros para cerca de 1,9 metros. Para as câmeras VICON, a origem do sistema de referência está no meio da pista de marcha, e por esta razão a curva diminui de 1,2 metros para cerca de -1,2 metros.

A comparação dos sinais processados pelo sensor Kinect e pelo sistema VICON quanto a representação do movimento do joelho direito e esquerdo, permite afirmar que nos dois casos as curvas apresentam um comportamento similar. Entretanto, é possível também observar que o sistema VICON é muito mais preciso, em especial, o alternar entre o joelho direito e esquerdo que é melhor evidenciado neste sistema.

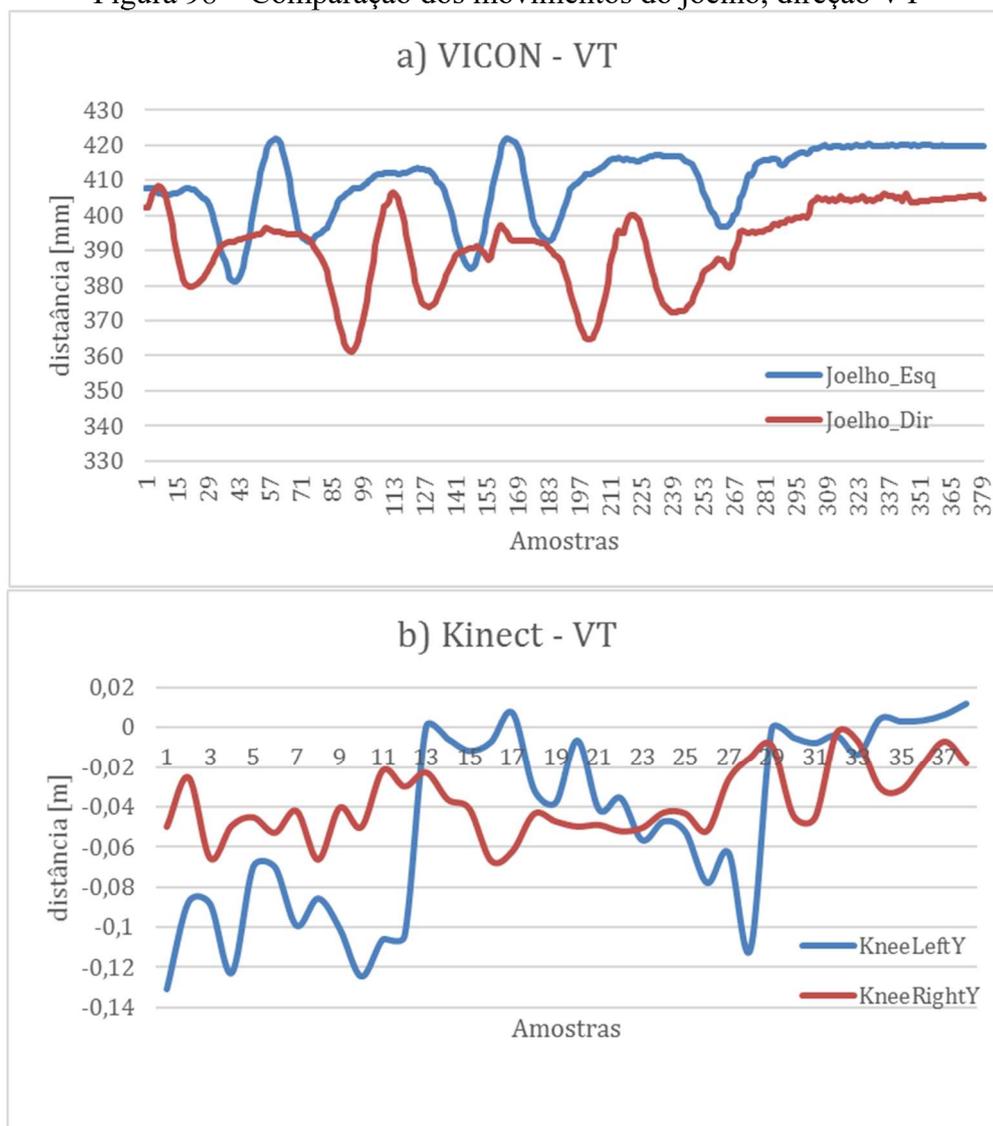
Figura 97 – Comparação dos movimentos do joelho, direção, direção AP



Fonte: Autor

A análise dos deslocamentos do joelho na direção vertical dá resultados ainda mais convincentes da diferença na precisão dos dois sistemas de medição (Figura 98.a e Figura 98.b): não apenas o sensor Kinect não obtém a precisão do sistema VICON, como os saltos nos valores dos dados também são claramente visíveis (distúrbios de registro).

Figura 98 – Comparação dos movimentos do joelho, direção VT

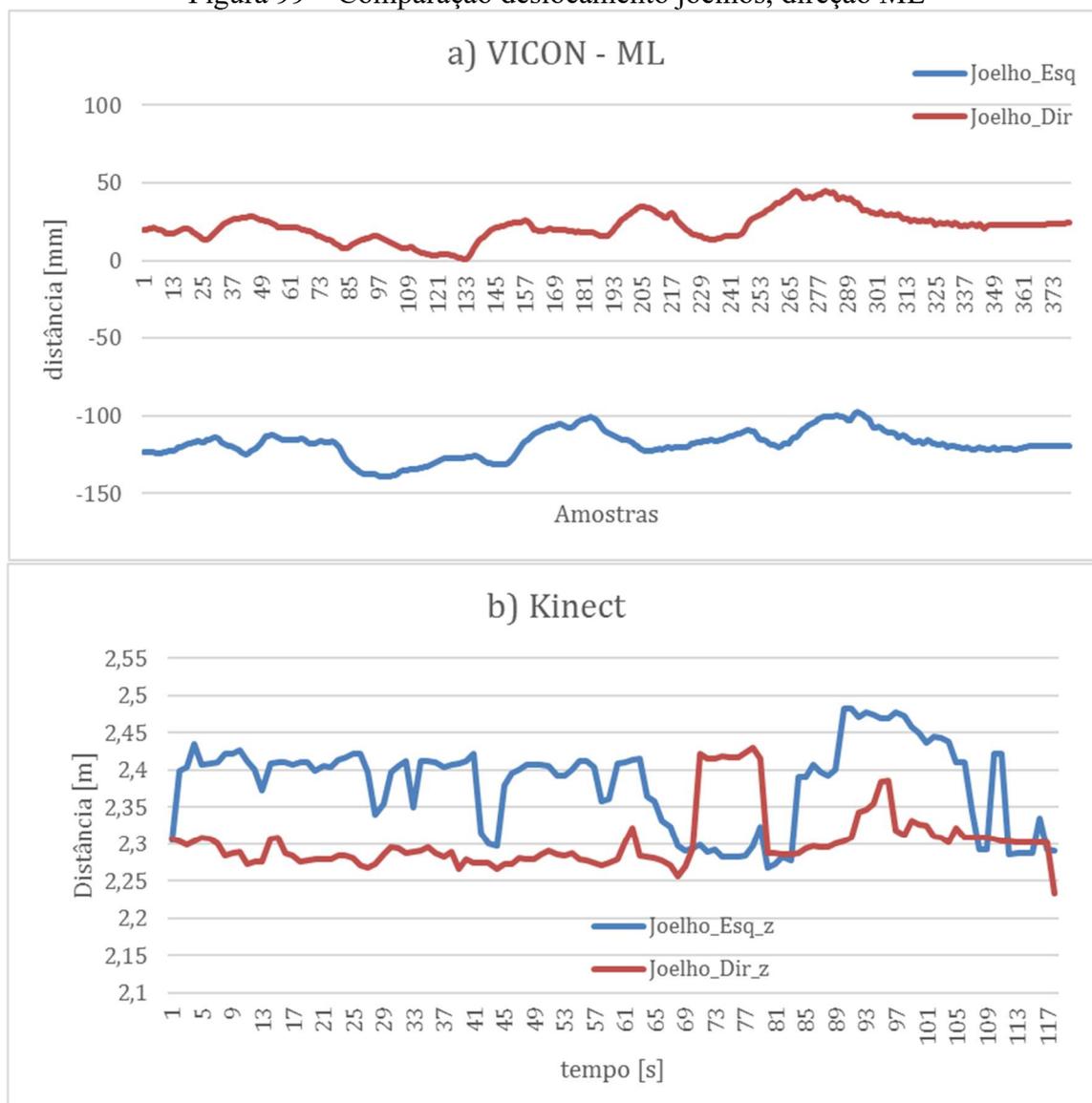


Fonte: Autor

A comparação dos sinais processados pelo sensor Kinect e pelo sistema VICON na direção vertical indica que é possível prever um ciclo de subida e descida para uma captura com o sistema VICON. Ao capturar com o Kinect, um ligeiro aumento nos valores pode ser observado. Isso se deve ao fato de que o paciente está se aproximando da câmera e que o ponto correspondente ao joelho é finalmente observado.

Outra análise é apresentada através da Figura 99.a e da Figura 99.b, onde é possível observar o movimento dos joelhos na direção ML.

Figura 99 – Comparação deslocamento joelhos, direção ML



Fonte: Autor

O mesmo efeito de diferentes observadores aparece na análise da direção médio-lateral, ou seja, o gráfico obtido pelos sistemas VICON e Kinect não são idênticos, pois estão em posições muito diferentes e conseqüentemente seus sistemas de referência não são os mesmos.

4.2.3 Confiabilidade do sensor de movimento na análise da marcha

Os resultados gráficos apresentados na seção anterior não permitem afirmar, que seja possível configurar um único sensor de movimento para realizar uma avaliação da análise da marcha humana (análise dinâmica - H1). Os ensaios realizados são certamente modestos, mas notou-se relativamente rápido que o uso de um único sensor Kinect para analisar um paciente ao longo do comprimento da pista não é adequado. No entanto, os experimentos realizados

indicam que algumas variáveis, como no exemplo das coordenadas dos joelhos seriam eventualmente comparáveis com o sensor Kinect e o sistema VICON, pois os dois sistemas estudados tratam essas mesmas variáveis de forma similar. Já alguns outros pontos do corpo humano não são equivalentes, entre os dois sistemas, sendo necessário a criação de um sistema de conversão dos pontos capturados pelo sensor de movimento para o sistema VICON equivalente. Verificou-se também, a necessidade de aumentar significativamente a frequência de amostragem e conseqüentemente a precisão dos dados correspondentes. Identificou-se dois caminhos distintos para a continuidade da pesquisa:

- a) Modificar a configuração com utilização de um único sensor de movimento similar ao Kinect, mas com faixa maior de alcance. Nessa condição todo o material de software desenvolvido poderia ser preservado, mas certamente seria necessário realizar pequenos ajustes.
- b) Trabalhar com a sincronização de dois sensores de movimento, aumentando a faixa de alcance. Nessa condição o impacto, em relação ao material de software desenvolvido seria muito maior, com a necessidade do desenvolvimento de novos aplicativos para a nova configuração, desprezando os aplicativos anteriores, o que aumentaria significativamente os custos envolvidos.

4.3 RESULTADO DO EXPERIMENTO COMPORTAMENTAL

Nesta seção são apresentados os resultados coletados a partir da participação em outubro de 2017 no evento “*Parvis des Sciences*” que ocorreu durante a “*Fête de la Science*” realizada no centro de convenções do edifício *Minatec*, em Grenoble, França.

Segundo a CAPES (2016), embora se observem iniciativas pontuais de interação entre os programas de pós-graduação das diversas áreas da engenharia com o ensino médio, nas Engenharias III (seção temática deste trabalho de doutorado) não há programas com ações ou políticas voltadas a divulgação dos estudos científicos produzidos no país, como forma de incentivo ao envolvimento de alunos dos ensinos fundamental e médio com ciência.

Na fase do trabalho realizada na França, observou-se uma tendência e uma conscientização muito grande por parte das universidades, seus programas de pós-graduação, seus laboratórios de pesquisa e empresas associadas, em divulgar, através de uma linguagem popular, as pesquisas desenvolvidas nos diversos domínios da engenharia.

Desta forma, considerando a oportunidade que se apresentou, o trabalho desenvolvido nesta tese de doutorado, foi divulgado nos eventos “*Parvis des Sciences*” e “*Fête de la Science*” realizado no edifício Minatec do Grenoble INP. Neste evento se tem atividades específicas, com um dia dedicado ao ensino fundamental, um dia dedicado ao ensino médio e um dia dedicado a comunidade em geral. Conforme se pode observar, o evento tem como público alvo alunos em faixas etárias que correspondem ao ensino fundamental e médio do Brasil. A Figura 100 apresenta o local do evento, enquanto a Figura 101 apresenta o pôster de divulgação do mesmo.

Figura 100 - “Fête de la Science” e “Parvis des Sciences”, Grenoble 2017



Fonte: Autor

Figura 101– Pôster do evento “Parvis des Sciences”



Fonte: Autor

A participação nos eventos teve suas discussões com os jovens focadas em definições básicas e meios usados pelo corpo humano para manter o equilíbrio. Percebeu-se muita curiosidade sobre "esse equilíbrio postural tão simples e ao mesmo tempo tão complicado". O pôster usado no estande para o suporte às apresentações da equipe do Laboratório G-SCOP é apresentado na Figura 102.

Figura 102 – Pôster do estande com o Tema “O que é equilíbrio postural?”

parvis des Sciences
Explorations et découvertes inédites dans le cœur scientifique grenoblois

fête de la Science

« Une bonne évaluation pour un diagnostic approprié »

Qu'est-ce que l'Equilibre Postural ?

Et comment l'évaluer ?

Objectif de cette évaluation : diminuer les risques de chutes et les accidents pouvant entraîner de graves traumatismes

Problématique : La plateforme actuelle utilisée par les professionnels n'est pas satisfaisante

- Plateforme stable et ajout de mousse pour provoquer le déséquilibre
- Manque de maîtrise de la technologie par le thérapeute
- Évaluation subjective et manque de données concrètes

Nouveaux besoins exprimés par les professionnels

- Passage Stable / Instable rapidement
- Pertinence et exploitation rapide des mesures effectuées
- Récupération de données visuelles compréhensibles par le thérapeute

Développement d'un nouveau produit

- Développer une plate-forme capable de produire des déséquilibres doux par l'intermédiaire de ressorts
- Connaître la position du CoP par l'utilisation de capteurs de force et du CoM avec l'aide de Kinect pour analyse cinématique des mouvements.

Contrôle postural

L'équilibre du corps est contrôlé par 3 systèmes sensoriels : vestibulaire, visuel et proprioceptif

VESTIBULAIRE (Labyrinthe) | VISUEL (Œil) | PROPRIOCEPTIVE (Muscle, joint, élastique)

CENTRAL NERVOUS SYSTEM (Coordination, intégration)

Contrôle du mouvement des yeux | Contrôle postural par les muscles

EQUILIBRE Ou déséquilibre !

Données du Patient

Image Kinect

Points d'articulation captés par la Kinect

stabilité

Valeurs des capteurs de pression par rapport au temps

CENTRE DE PRESSION (COP) ET CENTRE DE MASSE (COM) POUR LA MESURE DE L'ÉQUILIBRE POSTURAL



Fonte: Autor

A Figura 103, mostra os pesquisadores da equipe instalando o estande "equilíbrio postural".

Figura 103 - Estande “Equilíbrio Postural” - "Fête de la Science”



Fonte: Autor

As visitas foram feitas por grupos de no máximo 15 alunos (c.f. Figura 104), acompanhados por um professor responsável, com 30 minutos de presença em cada estande, sendo 10 minutos de apresentação para o grupo e 20 minutos de intercâmbio dinâmico entre pesquisadores e estudantes. Durante a interação com os visitantes do estande, após uma apresentação rápida, os alunos eram convidados a interagir com a plataforma de força e o sensor do Kinect, previamente instalados no local.

Cada equipe de pesquisadores preparou uma mini explicação para fornecer detalhes suficientes para que os alunos entendessem as razões do experimento proposto. Os professores que acompanhavam os alunos às vezes também queriam testar os experimentos e se perguntavam sobre os princípios operacionais do sistema. A importância deste tipo de evento também foi percebida como uma oportunidade para os professores descobrirem ou redescobrirem algum conhecimento técnico e científico. A maioria deles sempre trabalhou em escolas, mas com pouco ou nenhum contato com os campos tecnológicos e científicos.

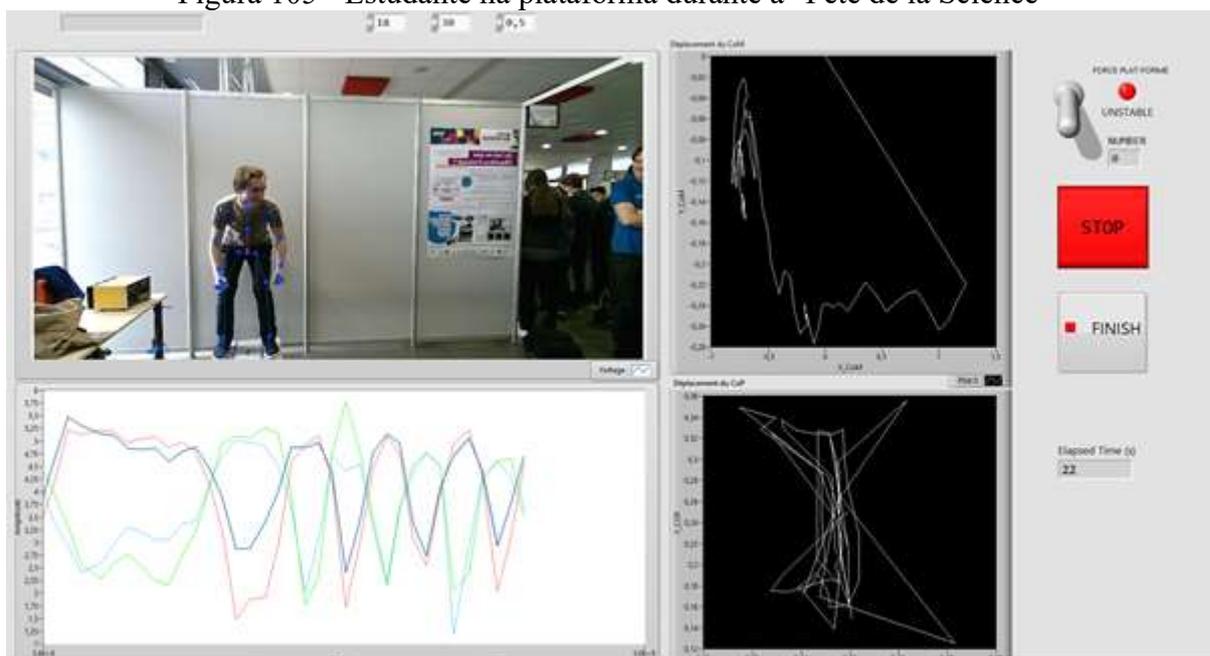
Figura 104 - A divulgação científica com uma turma da escola fundamental



Fonte: Autor

Um grande monitor foi instalado para que as crianças pudessem se ver sobre a plataforma. As crianças foram filmadas usando a câmera do sensor Kinect. Na maioria das vezes, as crianças tiveram grande prazer em mover-se e pular na plataforma de força, tentando "fazer desenhos características na tela", ou as vezes, plotar grandes amplitudes do CoP e CoM (c.f. Figura 105).

Figura 105 - Estudante na plataforma durante a "Fête de la Science"



Fonte: Autor

O terceiro e último dia do evento foi dedicado à interação com o público em geral. Muitas pessoas demonstraram interesse pelo conhecimento científico e técnico, necessário para o bom andamento do experimento. Alguns disseram que tinham problemas de equilíbrio postural e queriam praticar na plataforma de força, com um propósito mais pessoal.

Deve-se ressaltar que as atividades realizadas durante os eventos de divulgação científica não pretendiam servir a coleta de dados sobre o equilíbrio postural. Seu principal objetivo, conforme relatado nesta seção é educacional e de disseminação de ciência. Assegurou que a população, por vezes muito distante desse tipo de conhecimento e das oportunidades científicas e tecnológicas, tivesse um contato direto com uma atividade científica desenvolvida em instituição de ensino superior. Desta forma, se pôde atingir o objetivo de popularizar a ciência, estimulando vocações e motivando jovens para atividades científicas e técnicas. Este experimento valida a hipótese H3, em relação à divulgação de tecnologias, pois através dele se comprovou que conceitos científicos, neste caso associados a análise do equilíbrio postural e da marcha humana, podem ser facilmente apresentados e compreendidos por um público leigo, em geral.

5. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Este Capítulo é composto de quatro seções. As três primeiras apresentam conclusões sobre os experimentos realizados nesta tese. A última, apresenta as perspectivas futuras previstas, após o trabalho e conclusões.

5.1 CONCLUSÃO DA ETAPA ESTÁTICA

A análise do equilíbrio postural foi o primeiro item a ser validado. Definiu-se que a plataforma de força projetada e manufaturada pode ser usada para a aplicação proposta sob condições de estabilidade e instabilidade. Os resultados obtidos são satisfatórios, pois foram comparados com outros trabalhos similares. Posteriormente os parâmetros de equilíbrio, obtidos através da plataforma de força (CoP) também foram comparados com aqueles obtidos pelo sensor de movimento Kinect (CoM).

A sincronização da utilização do sensor Kinect com os sensores da plataforma de força foi realizada satisfatoriamente. Por outro lado, a frequência de aquisição mostrou-se menor que a esperada: segundo o fabricante do Kinect, sua frequência de amostragem é de 30 Hz. Entretanto, durante os experimentos foi encontrada uma frequência de amostragem de cerca de 15 Hz. Esta baixa frequência pode ser devida a atrasos de sincronização entre o sensor Kinect e o dispositivo USB-6008. Essa diferença não afetou de maneira alguma o trabalho de análise do equilíbrio postural em função de sua característica estática.

Os resultados da análise dos dados mostraram que existe um coeficiente de proporcionalidade associado às leituras dos valores ML e AP para os dois modos de medição (CoP e CoM). Foi demonstrado que este parâmetro pode ser calculado teste por teste e aplicado como um corretor durante a fase de comparação do sinal. Assim, este método relativamente simples pode ser um primeiro passo para validar o Kinect como uma ferramenta para medir o equilíbrio postural.

5.2 CONCLUSÃO DA ETAPA DINÂMICA

Os experimentos 3 e 4 mostraram como o trabalho de pesquisa desenvolvido pode contribuir para a análise da marcha humana. O principal objetivo das etapas dinâmicas foi verificar se um sensor de movimento de baixo custo poderia ser (1) usado para capturar parâmetros cinemáticos definindo a qualidade de marcha de um sujeito e (2) validado como uma ferramenta de medição confiável.

Decidiu-se realizar essas etapas posicionando um sensor Kinect no final de uma pista de marcha e comparando os dados obtidos, com os recuperados do sistema de câmeras VICON, presente na sala dedicada. Os resultados da configuração do sistema de medição de baixo custo foram satisfatórios, pois, mesmo com uma configuração minimalista, os dados capturados são consistentes com o sistema VICON. No entanto, como foi fortemente antecipado, a qualidade dessas informações não permite, em nenhuma circunstância, considerar seu uso. É preciso desenvolver efetivamente maneiras de melhorar a instalação e a configuração desse sistema de medição de baixo custo.

5.3 CONCLUSÃO DA ETAPA COMPORTAMENTAL

Um dos grandes desafios da educação atual é o de promover eventos que levem o mundo tecnológico, das ciências, ao mundo estudantil e das pessoas comuns. Na ação desenvolvida neste trabalho de pesquisa através da participação no “*Parvis des Sciences*”, durante a “*Fête de la Science*” observou-se uma grande repercussão de uma atividade científica na comunidade francesa.

Desta forma, a avaliação dos resultados obtidos com o Experimento 5 - Comportamental, permite afirmar que é possível mudar a forma como a comunidade enxerga eventos Científicos. É fundamental que os pesquisadores entendam que avançar em novas descobertas tecnológicas para publicá-las em grandes congressos e em revistas internacionais não deve ser o objetivo último de seu trabalho. A possibilidade de divulgar seu trabalho e suas ideias também a um público leigo, com foco nos alunos de escolas do nível médio e fundamental, que possuem um enorme potencial a ser desenvolvido, deve também fazer parte dos objetivos de um trabalho de pesquisa. Na atualidade, cada vez mais a valorização do papel da ciência no desenvolvimento da sociedade, deve ser vislumbrado. O experimento realizado na França deve ser adaptado para ser replicado no Brasil.

5.4 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O trabalho proposto de tese permitiu validar, em parte as hipóteses H1 e H2 propostas no início da memória. Os desenvolvimentos realizados foram substanciais, especialmente no que diz respeito ao estudo estático. Isso permitiu ir mais longe na validação do sensor de movimento de baixo custo para análise estática do que para a análise dinâmica. Assim, as propostas seguintes destinam-se principalmente a continuar as investigações nesse sentido.

5.4.1 Melhorias tecnológicas

Um problema técnico persistente encontrado durante os experimentos, está associado a uma taxa de amostragem menor que a esperada. Embora, de acordo com o fabricante do Kinect, sua frequência de amostragem seja de 30 Hz, uma frequência máxima de amostragem de 15 Hz foi verificada neste trabalho. A causa dessa baixa frequência pode estar associada ao atraso do sincronismo entre os sensores Kinect e o dispositivo USB-6008. Essa diferença não afetou o trabalho de análise do equilíbrio postural, por causa de sua característica estática, mas é preocupante para a avaliação de seu uso no experimento dinâmico. Uma solução possível para o problema da baixa taxa de amostragem é substituir o dispositivo USB-6008 por um módulo do tipo ESP32 de alto desempenho e baixo custo, mostrado na ⁵ e que tem as características adequadas a solução do problema apresentadas a seguir.

- CPU: Microprocessador Xtensa dual-core 32-bit;
- Frequência de operação 160 ou 240 MHz;
- Wi-Fi: 802.11 b/g/n/e/i;
- Bluetooth: v4.2;
- 1 x 12-bit Conversores Analógico/Digital ADC de até 18 canais;
- 2 x 8-bit Conversores Analógico/Digital.

Figura 106 – O módulo ESP32



Fonte: Espressif (2018)

Neste trabalho, o estudo de análise da marcha humana foi realizado utilizando uma pista de marcha à qual foi proposta a adição de um sensor de movimento do tipo Kinect. Foi

⁵ Isso não foi feito neste trabalho em função da indisponibilidade deste equipamento no Laboratório G-SCOP no início deste trabalho.

observado que apenas um sensor deste tipo não é suficiente para atender às especificações de precisão necessárias para substituir um sistema de câmera dedicado. Na literatura, pesquisadores propõem trabalhos usando dois sensores Kinect sincronizados. Esta evolução técnica poderia responder completamente aos problemas encontrados. Ao mesmo tempo, considerando o anúncio pela Microsoft em 2017 do fim da produção de seu sensor de movimento, se poderia comprar e testar outros tipos de sensores de movimento, com maior alcance, sem haver a necessidade de um segundo sensor para a continuidade do estudo dinâmico.

A plataforma de força foi projetada com um dispositivo para ativar ou desativar a trava eletromagnética através da interface homem-máquina. Com relação a este ponto, uma melhoria que pode ser implementada é adicionar um mecanismo para assegurar que a transição que ocorreria de condições estáveis para condições instáveis seja alcançada sem notificação prévia ao paciente do momento exato em que ocorrerá, a fim de simular uma condição inesperada de perda de equilíbrio. Devido a eventuais riscos, esse recurso não foi implementado. Para sua implementação, é necessário usar uma estrutura com cintos de segurança suspensos ou, pelo menos, uma barreira de segurança para evitar qualquer risco de acidente durante o teste.

5.4.2 Perspectivas

Estudos, como os apresentados por SANTOS et al., 2013, mostram que a avaliação postural em atletas de alto rendimento pode ser considerada uma excelente estratégia de prevenção para detecção de distúrbios musculoesqueléticos, pois o treinamento pode causar alterações na constituição física e mental desses atletas. Novos estudos de equilíbrio postural, considerando esporte de alto rendimento podem ser desenvolvidos, através da plataforma validada. Especialmente no campo do atletismo, pode ser interessante avaliar a postura corporal de grupos específicos de atletas de alto nível e suas respectivas modificações posturais.

Nesta mesma linha, RABELLO et al., 2014, indicam que o número de estudos científicos realizando testes de equilíbrio funcional de atletas com a plataforma de força permanece muito baixo. Diferentes possibilidades podem ser exploradas a partir dos resultados apresentados neste trabalho. Essa informação é ainda mais interessante para fomentar a parceria entre a FEG / UNESP e a equipe de trabalho do laboratório do G-SCOP. Propostas para novas linhas de pesquisa podem, portanto, ser numerosas.

De forma mais transversal nos dois estudos propostos em estática e dinâmica, em conexão com vários outros projetos de pesquisa do laboratório G-SCOP, seria possível conectar o desenvolvimento realizado com um ambiente de Realidade Virtual para propor atividades de avaliações lúdicas para pacientes. De fato, ser observado e medido para avaliar as próprias deficiências não é muito motivador para o paciente. Assim, a realização de atividades recreativas em imersão em ambiente customizado deve permitir um momento agradável durante a avaliação do equilíbrio postural ou de análise da marcha humana.

Os testes estáticos realizados com a plataforma de força permitiram propor resultados bastante promissores aos fisioterapeutas. Em outras palavras, também poderia ser bastante possível disponibilizar a plataforma de força nas escolas de fisioterapia. Isso permitiria participar do treinamento dos alunos, deixando-lhes a oportunidade de manipular totalmente o material, compreender as tecnologias envolvidas e parâmetros cinemáticos mobilizados. A plataforma conectada a um sensor de movimento sem contato poderia ser manipulada à vontade por todos neste ambiente profissional.

REFERÊNCIAS

ASUS CORPORATE. **Xtion PRO LIVE**. Disponível em: <https://www.asus.com/us/3D-Sensor/Xtion_PRO_LIVE/>. Acesso em: 27 nov. 2017.

BERG, K. et al. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. **Physiotherapy Canada**, Toronto, v.41, n. 6, p. 304-311, 1989. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/244941396_Measuring_balance_in_the_elderly_Preliminary_development_of_an_instrument>. Acesso em: 15 out. 2017.

BERG K.; WOOD-DAUPHINEE, S.; WILLIAMS J. I.; The balance scale. Reliability assessment for elderly residents and patients with an acute stroke. **Scandinavian journal of Rehabilitation Medicine**, Estocolmo, v. 27, p. 27-36, 1995. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7792547>> Acesso em: 15 out. 2017.

BURR-BROWN CORPORATION. **Instrumentation amplifier with precision voltage reference**, Tucson, 1998. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/sbos060/sbos060.pdf>>. Acesso em: 20 set. 2017.

CAMPOS, G. P. **Sistema para fisioterapia baseado na plataforma Kinect**. 2016. 88f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores) – Faculdade de Engenharia Universidade do Porto, Porto, 2013. Disponível em: <https://sigarra.up.pt/feup/pt/pub_geral.pub_view?pi_pub_base_id=26684>. Acesso em: 15 out. 2017.

CAPES. Ministério da Educação - **Documento de área engenharias III**. Brasília, 2016. Disponível em: <http://capes.gov.br/images/documentos/Documentos_de_area_2017/13_engIII_docarea_2016.pdf>. Acesso em: 30 out. 2017.

CHAUDHRY, H. et al. Measures of postural stability. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Baltimore, v. 41, n. 5, p. 713–720, set./out. 2004.

CLARK, R. A. et al. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for assessment of spatiotemporal gait variables. **Journal of Biomechanics**, Nova Iorque, v. 46, n. 15, p. 2722-2725. 2013.

CLARK, R. A. et al. Reliability and concurrent validity of the Microsoft Xbox One Kinect for assessment of standing balance and postural control. **Gait and Posture**, Oxford, v. 42, n. 2, p. 210-213. 2015.

COELHO, D. B.; DUARTE, M. Identificação paramétrica da relação entre centro de massa e centro de pressão durante postura ereta quieta. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 9, n. 17, nov. 2008.

CONTEMPLAS GESELLSCHAFT mit beschränkter HAFTUNG, GmbH. **Vicon Motus 10**. Disponível em: <http://www.motus10.com/motion_analysis_motus_3d.aspx>. Acesso em: 20 nov. 2017.

COTON, J.; GOIS PINTO, M.; VEYTIZOU, J.; THOMANN, G.; Design for disability: Integration of human factor for the design of an electro-mechanical drum stick system. In: CIRP DESIGN CONFERENCE, 24., 2014, Milão. **Proceedings...** Milão: CIRP, abr. 2014.

COTON, J.; VEYTIZOU, J.; THOMANN, G.; VILLENEUVE, F.; Étude pilote pour l'utilisation de la Kinect V2 pour l'évaluation motrice des maladies neuromusculaires. Cas de la MFM. In: Handicap 2015, 2015, Paris. **Proceedings...** Paris: IFRATH Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour les personnes Handicapées, jun. 2015.

COTON, J.; VEYTIZOU, J.; THOMANN, G.; VILLENEUVE, F.; Étude de faisabilité de l'analyse de mouvement de doigts par le capteur LeapMotion. La recherche au service de la qualité de vie et de l'autonomie des personnes en situation de handicap. In: Handicap 2016. Paris. **Proceedings...** Paris, IFRATH, jun. 2016.

CRÉTUAL, A. Which biomedical models are currently used in standing posture actual. **Neurophysiologie Clinique**, Rennes, v. 45, n. 4/5, p. 285-295, 2015.

CYARTO, E.V. et al. Comparison of the effects of a home-based and group-based resistance training program on functional ability in older adults. **American Journal of Health Promotion**, Brisbane, v.23, n.1, p. 13–17, 2008.

DEHBANDI, B. et al. **Using data from the Microsoft Kinect 2 to determine postural stability in healthy subjects: a feasibility trial.** West Lafayette: Purdue University, 2017.

DOLATABADI, E.; TAATI, B.; MIHAILIDIS, A. Concurrent validity of the Microsoft Kinect for Windows v2 for measuring spatiotemporal gait parameters. **Medical Engineering & Physics**, Toronto, v. 38, n. 9, p. 952-958, 2016.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. São Carlos, v. 14, n. 3, p. 183-192, maio-jun. 2010.

ELTOUKHY, M. et al. Microsoft Kinect can distinguish differences in over-ground gait between older persons with and without Parkinson's disease. **Medical Engineering & Physics**. Londres, v. 44, p. 1-7, jun. 2017.

ESPRESSIF SYSTEMS. **ESP32 series datasheet.** Version 2.5. Shanghai, 2018.

GOEBEL, J. A. Management options for acute versus chronic vertigo. **The Otolaryngologic Clinic of North America Department. of Otorhinolaryngology**, Philadelphia, v. 33, n. 3, p. 483-493, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN, M. K.; DERRICK, R. T. **Biomechanical basis of human movement.** 4. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2015. 496 p.

HONDORI, H. M.; KHADEMI, M.; A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation. **Journal of Medical Engineering**, Londres: Hindawi Publishing Corporation, 2014.

HUURNINK, A. et al. Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii balance board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. **Journal of Biomechanics**, Nova Iorque, v. 46, p. 1392–1395, 2013.

INTEL CORPORATION. **Intel® RealSense™ depth camera**. Disponível em: <<https://click.intel.com/intelr-realsensetm-depth-camera-d415.html>> Acesso em: 13 nov. 2017.

IHLEN, E. A. F. et al. The influence of center-of-mass movements on the variation in the structure of human postural sway. **Journal of Biomechanics**, Nova Iorque, v. 46, n. 3, p. 484–490, 2013.

KIM, J. W.; KWON, Y.; JEON H. M.; Feet distance and static postural balance: implication on the role of natural stance. **BioMedicalMaterials and Engineering**, Amsterdam, v. 24, n. 6, p. 2681–2688. 2014.

LAVARDA, M. D. et al. An exergame system based on force platforms and body key-point detection for balance training. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 38., 2016, Orlando. **Proceedings...** Orlando: IEEE, ago. 2016.

LUNA FILHO, B. Sequência básica na elaboração de protocolos de pesquisa. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, São Paulo, v. 71, n. 6, p. 735-740, 1998. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X1998001200001&lng=pt&nrm=iso>. Acesso em: 25 jun. 2018.

MAGNIER, C. et al. Investigation on methods for the design of assistive device: Ucd and medical tools. International Conference on Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering. **Proceedings...** Bordeaux: IDMMME, out. 2010.

MASSUKAWA ODA, D. T. M.; GANANÇA, C. F. **Posturografia dinâmica computadorizada na avaliação do equilíbrio corporal de indivíduos com disfunção vestibular**. Universidade Federal de São Paulo. Audiology - Communication Research. São Paulo, v. 20, n. 2, p. 89-95, 2015. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2317-64312015000200003&lng=pt&nrm=iso>. Acesso em: 05 jun. 2018.

MECALECTRO SOCIÉTÉ. **Ventouses électromagnétiques MF3013.05 datasheet**. Disponível em: <<https://www.mecalectro.com/produit/mf3013-05/>>. Acesso em: 25 nov. 2017.

MEHDIKHANI, et al. The effect of feet position on standing balance in patients with diabetes. **Institution of Mechanical Engineers**. Melbourne, Part H. v. 228, n. 8, p. 819-823, 2014. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25205748>> Acesso em: 10 nov. 2017.

MICROSOFT CORPORATION. **Kinect for Windows SDK**. Disponível em: <<https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131025.aspx>> Acesso em: 20 nov. 2017.

MIRANDA, V. C. R. et al. Evaluation of balance with test of strategies of balance on a force platform. **Congresso Internacional de Fisioterapia Manual**, 6., 2014, João Pessoa, **Anais...** João Pessoa: Crefito-1, maio 2014.

MIRANDA, V. C. dos R. **Desenvolvimento de uma plataforma instável com molas para avaliação do controle postural**. 80f. Tese (Doutorado em Engenharia de Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2016.

MONTGOMERY, D. C. RUNGER, G. C. **Estatística aplicada e probabilidade para engenheiros**. Tempe: LTC, 2012. 354 p.

MUNDERMANN, L. CORAZZA, S. ANDRIACCHI, T.P. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. **Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation**. Irvine, v. 3, n. 6, mar. 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16539701>> Acesso em: 12 nov. 2017.

NAPOLI, A. et al. Performance analysis of a generalized motion capture system using Microsoft Kinect 2.0. **Biomedical Signal Processing and Control**. Londres, p. 265–280, set 2017.

NATIONAL Instruments. **USB-6008 multifunction i/o device**. Disponível em: <<http://www.ni.com/en-us/support/model.usb-6008.html>>. Acesso em: 24 nov. 2017.

OLIVEIRA, A. A. **Desenvolvimento e avaliação de um sistema de referência de atitude utilizando sensores inerciais do tipo MEMS e filtro de Kalman**. 2014. 125f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Automação e Controle) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia São Paulo. São Paulo, 2014.

OPENKINECT ORGANIZATION. **OpenKinect project**. Disponível em: <https://openKinect.org/wiki/Main_Page>. Acesso em: 04 dez. 2017.

OTTE, K. et al. **Accuracy and reliability of the kinect version 2 for clinical measurement of motor function**. Centrum Groningen: Universitair Medisch, 2016.

PAILLARD, J. Tonus, postures et mouvements. In: _____. **Physiologie**. 3. ed. Paris: Flammarion, 1976. p. 521–728.

PERRY, J. **Análise de marcha**. Marcha patológica. Barueri: Manole, v. 2, 2005. 210 p.

RABELLO, L. M. et al. Relação entre testes funcionais e plataforma de força nas medidas de equilíbrio em atletas. **Revista brasileira de medicina do esporte**. São Paulo: Redprint Editora Ltda, v. 20, n. 3, maio/jun. 2014.

RHEA, C. K. et al. Interpretation of postural control may change due to data processing techniques. **Gait and Posture**, Oxford, v. 41, n. 2, p. 731–735, fev. 2015.

ROBERTSON, G. et al. **Research methods in biomechanics**. 2. ed. Indiana: Human Kinetics, 2014. 428 p.

ROUIS A. **Évaluation de l'équilibre postural par capteurs embarqués: application au yoga**. Toulon: Universidade de Toulon, 2015.

SANTOS, J. B. et al. Alterações posturais de atletas de atletismo de alto rendimento. **Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício**, São Paulo, v. 12, n. 4, p. 196-205, 2013.

SCOPPA, F. et al. Clinical stabilometry standardization: basic definitions-acquisition interval-sampling frequency. **Gait and Posture**, Oxford, v. 37, n. 2, p. 290–292, 2013.

SENDEN, R. et al. Accelerometry-based gait analysis, an additional objective approach to screen subjects at risk for falling. **Gait and Posture**, Oxford, v. 36, n. 2, jun. 2012.

SHEPARD, N. T. SOLOMON, D. Functional operation of the balance system in daily activities. **The Otolaryngologic Clinic of North America Department. of Otorhinolaryngology**, Philadelphia, v. 33, n. 3, p. 455–469, 2000.

SILVEIRA, M. et al. Correlations between center of mass and center of pressure. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 21, n. 1, 1993.

SONY DEPTHSENSING SOLUTIONS SA. **DS325 datasheet**. Disponível em: <https://www.sony-depthsensing.com/Portals/0/Download/WEB_20120907_SK_DS325_Datasheet_V2.1.pdf> Acesso em: 20 nov. 2017

SPINK, M. J. P. **Pessoa, indivíduo e sujeito. notas sobre efeitos discursivos de opções conceituais**. Rio de Janeiro: Centro Edelstein de Pesquisas Sociais. Cielo Books, 2011.

TEDEA-HUNTLEIGH BV. **Aluminum medium capacity single-point load cell**. Disponível em: <<http://docs.vpgrtransducers.com/?id=2842/>>. Acesso em: 22 nov. 2017.

THOMANN, G et al. Evaluation de l'équilibre posturale par la mesure simultanée du CoP et du CoM; Conception d'une plateforme de force couplée à un capteur Kinect; Colloque National AIP-Priméca, 15., 2017, La Plagne. **Proceedings...** La Plagne, Abr. 2017

TINETTI M. E. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. **The American Geriatrics Society**, New Haven, v. 34, n. 2, p. 119-126, 1986.

TITTERTON, D. H.; WESTON, J. L.; **Strapdown inertial navigation technology**. Hertfordshire: The Institution of Electrical Engineers, 2005. 576 p.

VEYTIZOU, J.; XUEREB, H.; THOMANN, G.; Design of a clip product based on customer needs for playing acoustic music. In: CIRP Design Conference, 23., 2013, Bochum **Proceedings...** Bochum: CIRP, mar. 2013.

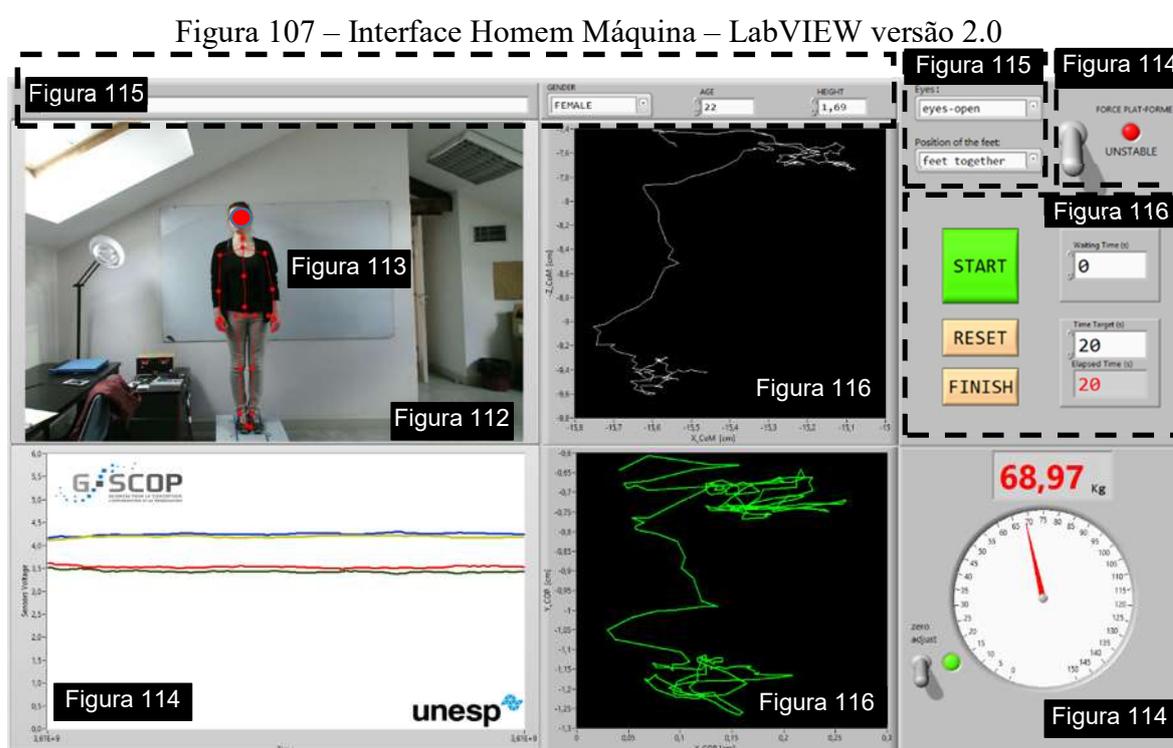
WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly, and pathological**. 2. ed., Ontario: University of Waterloo Press, 1987. 72 p.

WHITTLE, M. **Gait analysis: an introduction**. 4. ed. Edinburgh: Butterworth Heinemann. 2007. 244 p.

YANG, J.B. REN, J. XUE, Y.F. Global calibrating system design of three-dimensional force platform. In: Chinese Control and Decision Conference, 29., 2017, Chongqing, **Proceedings...** Chongqing: CCC&SICE, 2017. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6111584/>>. Acesso em: 20 fev. 2018.

APÊNDICE A – PROGRAMAÇÃO DO LABVIEW

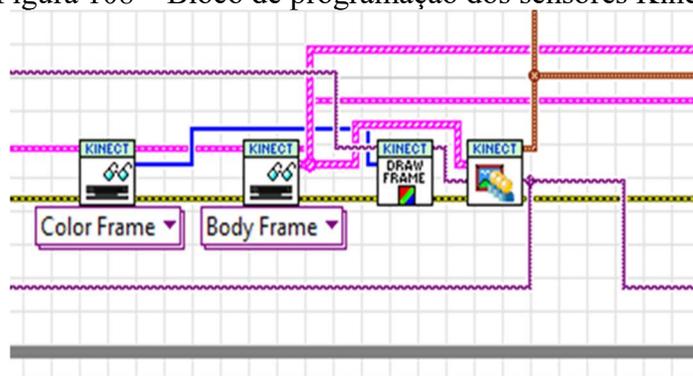
A programação das interfaces homem-máquina foi elaborada a partir do aplicativo LabVIEW da *National Instruments*. Apesar de não ser o foco deste trabalho é importante citar o que se foi produzido. O paradigma de programação do LabVIEW é desenvolvido através de diagramas em blocos em uma única tela de programação e uma segunda tela referente à interface gráfica. Devido à essas características o programa desenvolvido será apresentado em partes e a interface gráfica a seguir exibe a relação entre as figuras correspondentes a cada bloco específico.



Fonte: Autor

A Figura 108 exibe o bloco de programação que define o tipo de função utilizada pelos sensores Kinect. Nesta programação está definida para exibir a imagem normal da câmera, junto o esqueleto digital.

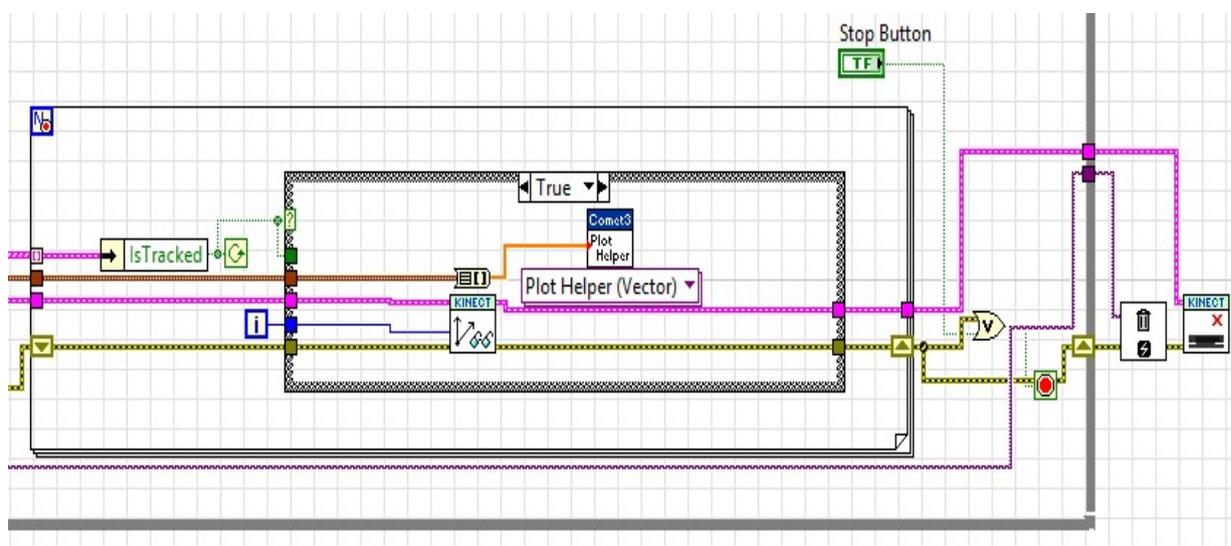
Figura 108 – Bloco de programação dos sensores Kinect



Fonte: Autor

Para a gravação correta dos dados é importante saber se o esqueleto foi detectado pelos sensores Kinect. Na Figura 109 é exibida o trecho de programação responsável por monitorar a existência ou não do esqueleto detectado, antes da gravação dos dados para evitar inconsistências.

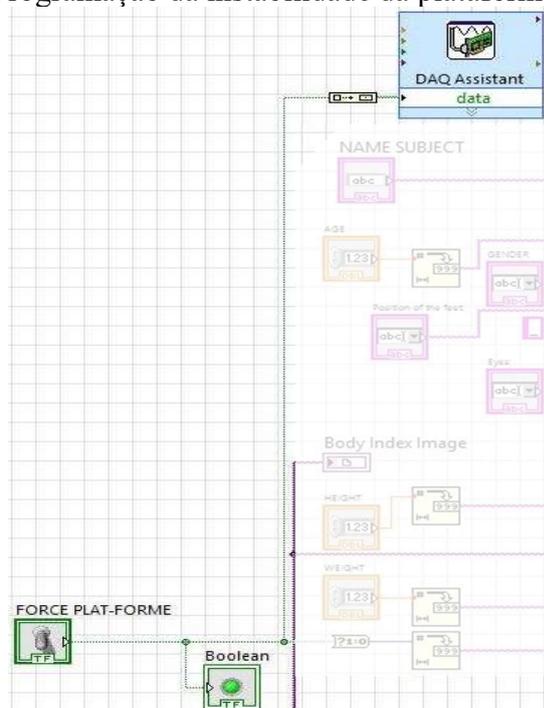
Figura 109 – Detecção do esqueleto pelos sensores Kinect



Fonte: Autor

A seguir o bloco de programação do dispositivo multi-função da *National Instruments* – USB-6008 é apresentado na Figura 110. Neste caso o botão de acionamento “*FORCE PLATFORM*” irá determinar a condição de estabilidade da plataforma de força, acionando ou não a trava eletromagnética. Um LED indicativo monitora esse estado (*boolean*).

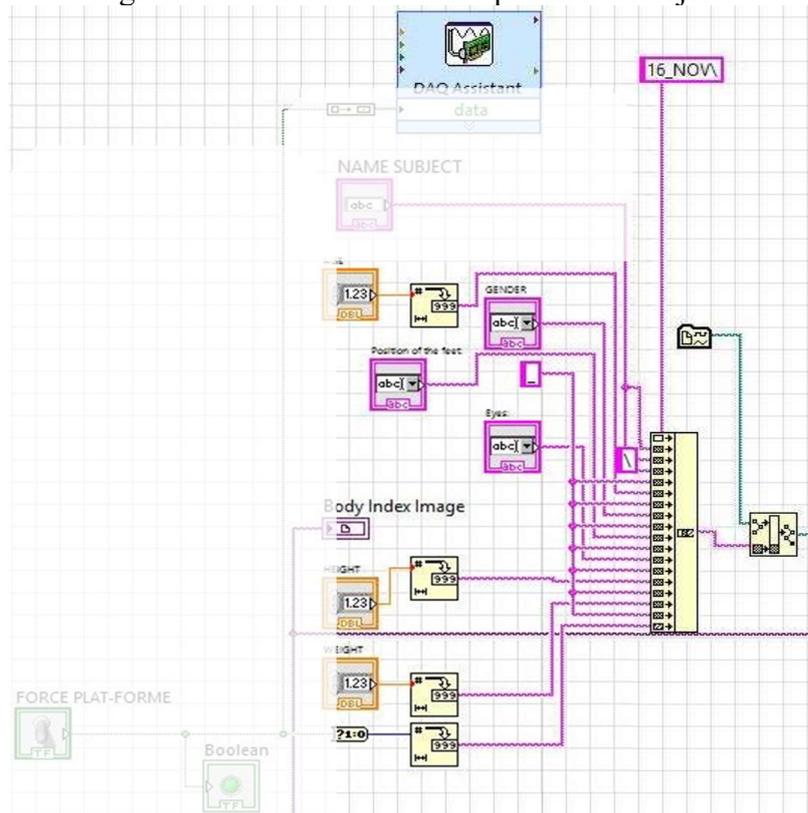
Figura 110 – Programação da instabilidade da plataforma de força



Fonte: Autor

A Figura 111exibe o trecho de programação para a entrada de dados pessoais do sujeito analisado e a formação do caminho de gravação do arquivo gerado. Será criada uma pasta com o nome do sujeito e o nome do arquivo será composto pelos itens informados nesta interface.

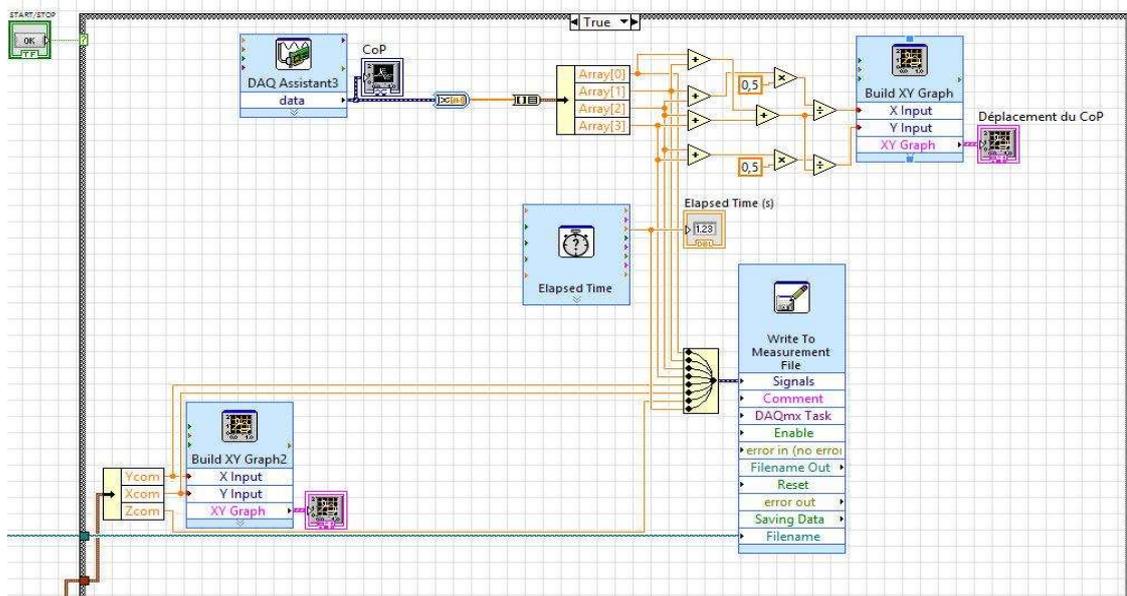
Figura 111 – Entrada de dados pessoais do sujeito



Fonte: Autor

A seguir é apresentado na Figura 112, o trecho do programa com a geração do arquivo da base de dados capturada e plotagem dos gráficos na interface homem-máquina. O botão “start/stop” controla a rotina de gravação.

Figura 112 – Geração de arquivo de base de dados e gráficos do CoM e CoP



Fonte: Autor

APÊNDICE B – PROGRAMAÇÃO EM MATLAB

As análises estatísticas e geração de gráficos foram elaboradas a partir do aplicativo MATLAB da empresa *The MathWorks, Inc.*

O programa MATLAB1 trata os dados coletados e conforme opções escolhidas na Interface Homem-Máquina gera o gráfico correspondente e calcula a proporção entre CoP e CoM.

Figura 113 – O programa MATLAB1 (1)

```
function varargout = matlab1 (varargin)
% matlab1.fig
% Last Modified by GUIDE v2.5 03-Aug-2018 10:21:17
% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @ matlab1_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @ matlab1_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT
% --- Executes just before plat3_color_proporcao_value is made visible.
function plat3_color_proporcao_value_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
handles.output = hObject;
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = plat3_color_proporcao_value_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);

varargout{1} = handles.output;
% --- Executes on button press in Search.
function Search_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Search (see GCBO)
[filename,path] = uigetfile('*.*.csv');
selectedfile = fullfile(path,filename);
ff=strcat(path,filename);
copyfile (ff, 'aa.csv');
load('aa.csv');
delete('aa.csv');
load(ff);
idx=regexp(filename, '_');
file=filename(1:idx(6)+1);
% name=filename(1:idx(1)-1);
name='Name=CONFIDENTIAL';
```

Figura 114 – O programa MATLAB1 (2)

```

if(ismember( str(val), 'CoM' ))
    hold off;
    plot(kx_new,kz_new,'color','red','linewidth',1);
%     plot(kx,kz,'color','red','linewidth',1);
    legend({'CoM'},'FontSize',18,'Location','northwest')
    xlabel('xCoM [cm]','FontSize',14);
    ylabel('yCoM [cm]','FontSize',14);
end
if(ismember( str(val), 'CoP & CoM' ))
    plot(ap_new,ml_new,'color','blue','linewidth',1);
%     plot(ap,ml,'color','blue','linewidth',1);
    hold on;
%     plot(kx,kz,'color','red','linewidth',1);
    plot(kx_new,kz_new,'color','red','linewidth',1);
    legend({'CoP','CoM'},'FontSize',18,'Location','northwest')
    xlabel(' [cm]','FontSize',18);
    ylabel(' [cm]','FontSize',18);
end
if(ismember( str(val), 'amplitude CoP' ))
    bar(pa);
end
if(ismember( str(val), 'amplitude CoM' ))
    bar(ka);
end
guidata(hObject,handles);
% --- Executes on selection change in listbox1.
function listbox1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to listbox1 (see GCBO)
function listbox1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to listbox1 (see GCBO)
% Hint: listbox controls usually have a white background on Windows.
%     See ISPC and COMPUTER.
if         ispc         &&         isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function datac_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to datac (see GCBO)
% eventdata   reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     empty - handles not created until after all CreateFcns called
% --- Executes on selection change in pop1.
function pop1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to pop1 (see GCBO)
function pop1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject     handle to pop1 (see GCBO)
%     See ISPC and COMPUTER.
if         ispc         &&         isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

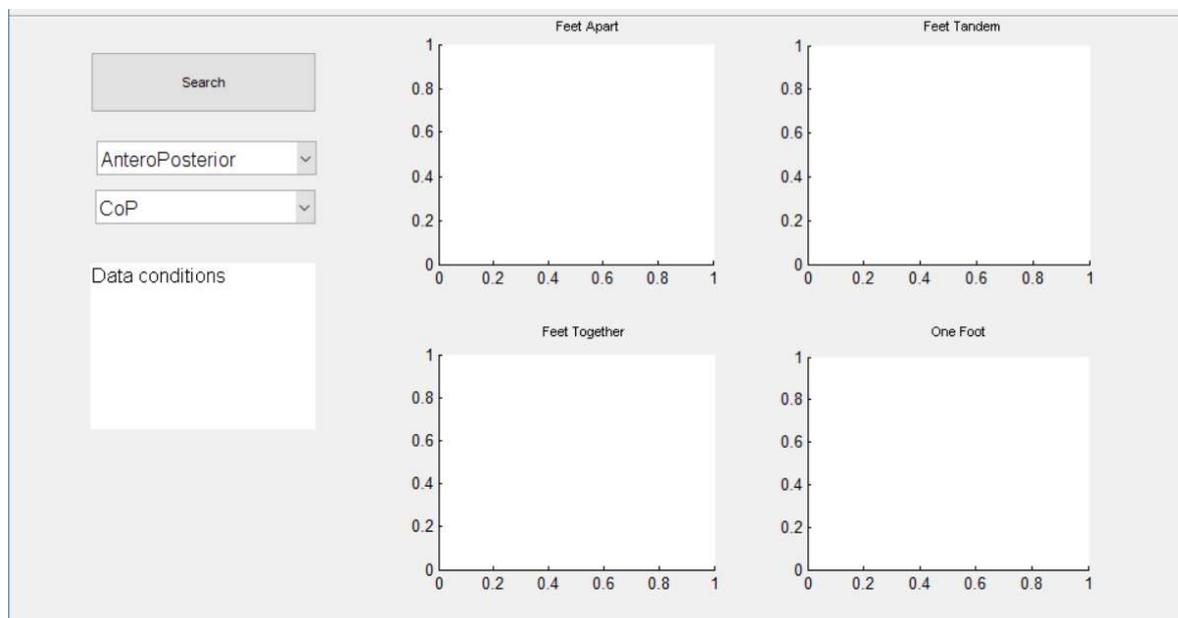
Fonte: Autor

O programa MATLAB2 trata os dados coletados e conforme opções escolhidas na Interface Homem-Máquina gera quatro gráficos de barras, referentes às amplitudes máximas de cada ensaio. É possível a escolha dos itens:

- Posição Médio-lateral, ou Ântero-Posterior;
- Componente CoM, ou CoP

Os dados referentes ao sujeito serão exibidos, conforme a Figura 115.

Figura 115 – A interface gráfica do programa MATLAB2



Fonte: Autor

O programa fonte MATLAB2 é detalhado nas figuras a seguir.

Figura 116 – Programa MATLAB2 (1)

```
function varargout = matlab2(varargin)
% MATLAB2 M-file for matlab2.fig
% Last Modified by GUIDE v2.5 03-Aug-2018 16:03:08

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @matlab2_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @matlab2_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',   [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
```

Fonte: Autor

Figura 117 – Programa MATLAB2 (2)

```

function matlab2_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% Choose default command line output for matlab2
handles.output = hObject;
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = matlab2_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;
% --- Executes on button press in Search.
function Search_Callback(hObject, eventdata, handles)
[filename,path] = uigetfile('*.csv');
selectedfile = fullfile(path,filename);
idx=regexp(filename, '_');
file=filename(1:idx(6)+1);
filec=filename(1:idx(4)-1);
name=filename(1:idx(1)-1);
gender=filename(idx(1)+1:idx(2)-1);
age=filename(idx(2)+1:idx(3)-1);
taille=filename(idx(3)+1:idx(4)-1);
eyes=filename(idx(4)+1:idx(5)-1);
feet=filename(idx(5)+1:idx(6)-1);
for (k=0:3)
    if(k==0) feet = ('feet apart'),end;
    if(k==1) feet = ('feet tandem') ,end;
    if(k==2) feet = ('feet together'),end;
    if(k==3) feet = ('one foot'),end;

for (j=0:1)
    if(j==0) eyes = ('eyes-close') , end;
    if(j==1) eyes = ('eyes-open') , end;

for (i=0:1)
    platf=num2str(i)
    ff=strcat(path,filec,'_',eyes,'_',feet,'_',platf,'.csv')
    copyfile (ff, 'aa.csv');
    load('aa.csv');
    delete('aa.csv');
%capteurs
c1=(aa(:,1));
c2=(aa(:,2));
c3=(aa(:,3));
c4=(aa(:,4));
%kinect
kx=(aa(:,5));
ky=(aa(:,6));
kz=(aa(:,7));
total=c1+c2+c3+c4;
% antero posterior
ap=(24*(c4+c3))./total;
% medio lateral
ml=(24*(c3+c2))./total;
%minimum et maximum
a_ml(i+1,j+1,k+1)=max(ml)-min(ml);
a_ap(i+1,j+1,k+1)=max(ap)-min(ap);
a_kx(i+1,j+1,k+1)=max(kx)-min(kx);
a_kz(i+1,j+1,k+1)=max(kz)-min(kz);
end
end
end

```

Fonte: Autor

Figura 118 – Programa MATLAB2 (3)

```

mkdir 'Resultats'
namem=strcat('.\Resultats\',name, '.mat');
save(namem,'a_ap','a_ml','a_kx','a_kz');
va1 = get(handles.pop1,'value'); %MedioLateral AnteroPosterior
va2 = get(handles.pop2,'value'); %CoM CoP
if (va1==1)&&(va2==1) %AnteroPosterior CoP
axes(handles.axes1)
bar(a_ap(:, :, 1));
legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes2)
bar(a_ap(:, :, 2));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes3)
bar(a_ap(:, :, 3));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes4)
bar(a_ap(:, :, 4));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
end
if (va1==2)&&(va2==1) %AnteroPosterior CoM
axes(handles.axes1)
bar(a_kz(:, :, 1));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes2)
bar(a_kz(:, :, 2));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes3)
bar(a_kz(:, :, 3));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes4)
bar(a_kz(:, :, 4));
legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
end
if (va1==1)&&(va2==2) %MedioLateral CoP
axes(handles.axes1)
bar(a_ml(:, :, 1));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes2)
bar(a_ml(:, :, 2));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes3)
bar(a_ml(:, :, 3));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes4)
bar(a_ml(:, :, 4));
legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
end

```

Fonte: Autor

Figura 119 – Programa MATLAB2 (4)

```

bar(a_kx(:,:,2));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes3)
bar(a_kx(:,:,3));
% legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
axes(handles.axes4)
bar(a_kx(:,:,4));
legend('eyes close','eyes open');
set(gca,'XTickLabel',{'Unstable','Stable'})
end
wh=(aa(:,9)); %poid
wm=num2str(median(wh)); %poid moyenne
if (platf=='0') plat='plateforme=unstable'; end
if (platf=='1') plat='plateforme=stable';end
datac=strcat(name,10,'gender=',gender,10,'age=',age,10,'taille=',taille,'m',10,...
'weight=',wm,' Kg');
set(handles.datac,'string',datac);
guidata(hObject,handles);
% --- Executes on selection change in listbox1.
function listbox1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function listbox1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function datac_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes on selection change in pop1.
function pop1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function pop1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pop1 (see GCBO)
%           See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
% --- Executes when figure1 is resized.
function figure1_ResizeFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to figure1 (see GCBO)
% --- Executes on selection change in pop2.
function pop2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pop2 (see GCBO)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function pop2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% Hint: popupmenu controls usually have a white background on Windows.
%           See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
end

```

Fonte: Autor

APÊNDICE C - AUTORIZAÇÃO DE PESQUISA



AUTORISATION DE CAPTATION, DE DIFFUSION (communications scientifiques) ET D'UTILISATION D'IMAGES et de DONNÉES INFORMATIQUES KINECT et ÉQUILIBRE POSTURAL

Je **soussigné** (e) *nom + prénom*

Autorise les chercheurs du projet de recherche « Evaluation de l'équilibre postural à partir d'une plate-forme de force et d'une Kinect » du laboratoire G-SCOP et ses représentants

- A enregistrer mes mouvements à l'aide de la Kinect de Microsoft
- A enregistrer mes mouvements à l'aide de la plate-forme de Force
- A me filmer dans le cadre du développement de nouveau moyens de mesure de l'équilibre postural
- A utiliser ces enregistrements (l'anonymat sera préservé et les visages seront « floutés ») par les chercheurs du Projet de Guillaume Thomann.

Le bénéficiaire de l'autorisation, Le laboratoire G-SCOP, s'interdit expressément de procéder à une exploitation commerciale des séquences réalisées et en particulier de porter atteinte à la vie privée ou à la réputation, ni de les utiliser, dans tout support préjudiciable et non conforme au but expliqué dans le premier paragraphe.

Fait à

le

Signature(s)

APÊNDICE D - Minhas referências bibliográficas

Popularização da Ciência

CUARELLI G.; THOMANN G.; SOUZA A. G. L. “Qu’est-ce que l’équilibre postural”, *Poster, Faites de la Science*, 2017, Parvis des Sciences, Grenoble, 2017.

Publicações científicas – Conferências Internacionais

CUARELLI G.; THOMANN G. "Mise en œuvre de nouvelles technologies pour l'évaluation du contrôle postural", **Journées G-SCOP 2018**, Autrans, maio, 2018.

CUARELLI G.; THOMANN G.; SOUZA A. G. L; MIRANDA V. C. R.; TOMAZINI J. E.; FREIRE JUNIOR J. E. “Mesures simultanées du CoP et du CoM pour l’évaluation posturale, pour une évolution de la pratique médicale en kinésithérapie”, *Poster, Handicap 2018*, Paris, 10-15 jun., 2018.

Disponível em: <<http://ifrath.fr/handicap2018/programme-2/>>

CUARELLI G.; DI DONATO A.; MISSET J.; SOUZA A. G. L; MIRANDA V. C. R.; TOMAZINI J. E.; THOMANN G. “How to evaluate the postural balance in a more efficient and less expensive way?”. **CIRP Design Conference**, 26., Nantes, maio, 2018.

Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212827118301720>>

Submissão de artigo em revista internacional

CUARELLI G.;, FREIRE JUNIOR J. E.; MIRANDA V. C. R.; TOMAZINI J. E.; THOMANN G. Design and evaluation of a springs force platform for posturography tests, CoP and CoM comparison”, **Journal of Biomechanics**, nov. 2018.