UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Trabalho de Conclusão de Curso

SISTEMA DE MENSURAÇÃO DA OSCILAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES PARA TESTES DE EQUILÍBRIO CORPORAL

Jusciaane Chacon Vieira

Natal/RN

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

SISTEMA DE MENSURAÇÃO DA OSCILAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES PARA TESTES DE EQUILÍBRIO CORPORAL

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte para obtenção do título de Graduado em Engenharia Biomédica.

Graduanda: Jusciaane Chacon Vieira

Orientador: Professor Doutor Danilo Alves Pinto Nagem.

Natal/RN

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

SISTEMA DE MENSURAÇÃO DA OSCILAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES PARA TESTES DE EQUILÍBRIO CORPORAL

Banca Examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso:

Prof. Dr. Danilo Alves Pinto Nagem _____

UFRN – Orientador

Prof. Drª. Juliana Maria Gazzola _____

UFRN – Avaliador Interno

Prof. Ms. Elton Gil Xavier Moura _____

UFRN – Avaliador interno

Natal/RN

2015

DEDICATÓRIA

À minha mãe, irmã e avó que tornaram possível a realização desse sonho.

À memória do meu amado pai, pelo seu apoio em minha graduação, que me impulsionou a continuar.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pela vida e oportunidade de ser cada vez melhor e a Maria Santíssima, pela mediação em minhas orações.

Agradeço a minha família pelo suporte, sacrifícios, conselhos e carinho. Principalmente a minha mãe, Maria Gorete, pelo seu grande amor altruísta; a minha irmã, Nayane Layse, pelas opiniões construtivas em minhas decisões; a minha avó, Maria Chacon, por ser um refúgio nas horas difíceis e ao meu pai, Manoel Carvalho (*in memorian*), que mesmo doente me acompanhou nos dias do vestibular.

Agradeço aos professores e aos colegas de turma pelo conhecimento compartilhado e pela amizade construída.

Agradeço o meu orientador Profº Drº Danilo Nagem, minha admiração e sincera gratidão! Por todo o conhecimento compartilhado e pelo norteamento facultado em todas as fases deste trabalho.

Agradeço a Mauricio Barramuño, mestre em cinesiologia e biomecânica clínica, por gentilmente esclarecer seus métodos em aplicações com acelerômetros.

Agradeço a Profª Drª Juliana Maria Gazzola, por sugerir testes para validação da ferramenta e instruir na execução deles no laboratório.

Agradeço ao Laboratório de Inovação Tecnológica na Saúde (LAIS), por dispor o espaço físico para realização dos testes.

Agradeço aos voluntários participantes da pesquisa pela disponibilidade.

E agradeço aos que contribuíram indiretamente na construção deste.

VIEIRA, Jusciaane Chacon. **Sistema de mensuração da oscilação dos membros inferiores para testes de equilíbrio corporal.** Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 53p., 2015.

RESUMO

A avaliação do equilíbrio postural consiste em testes clínicos e laboratoriais, que diagnosticam o estado funcional de cada paciente. A técnica utilizada nos testes laboratoriais é posturografia, que avalia variáveis referentes à oscilação do centro de pressão. No presente estudo, é proposta uma ferramenta capaz de medir a velocidade e o deslocamento dos membros inferiores, como um instrumento de subsídio no diagnóstico do fisioterapeuta. Para isso, foi elaborado um sistema composto por acelerômetros, plataforma de prototipagem Arduino e outros componentes eletrônicos para mensurar as oscilações. Os sensores fornecem a aceleração, por meio de integrações foi calculada a velocidade e a posição de cada membro inferior no *software* Matlab. Foi executado o Teste Clínico Modificado de Integração Sensorial e Equilíbrio Corporal (mCTSIB) com o sistema elaborado, em 10 voluntários, para verificar o desempenho da ferramenta. Os resultados mostraram velocidades e amplitudes maiores no grupo A (participantes que declararam alguma debilidade que comprometesse o equilíbrio corporal ou que era idoso) que no grupo B (jovens saudáveis). Não houve predominância significativa de um membro em relação ao outro, em razão da amostra ser bastante heterogênea. Por meio do caso analisado, com voluntário idoso, foi visualizado graficamente a disparidade no movimento oscilatório entre os membros inferiores em cada condição do mCTSIB. O sistema mostrou-se uma ferramenta com grande potencial para uso em avaliações do equilíbrio corporal, por evidenciar resultados plausíveis, ser de baixo custo e fácil aquisição.

Palavras-chave: Posturografia. Acelerômetro. Equilíbrio postural.

VIEIRA, Jusciaane Chacon. **Oscillation measurement system of lower limbs for body balance tests.** Final Project, Degree in Biomedical Engineering, Federal University of Rio Grande do Norte, 53p., 2015.

ABSTRACT

The evaluation of postural balance consists of clinical and laboratory tests which diagnose the functional state of each patient. The technique used in laboratory tests is posturography, which evaluates variables related to oscillation of center of pressure. In this study, a tool capable of measuring the velocity and displacement of lower limbs is proposed as an aiding tool in diagnosis of the physiotherapist. For this, a system consisting of accelerometers, prototyping platform Arduino and other electronic components to measure oscillations. The sensors provide the acceleration, the velocity and the displacement of each lower limb was calculated by means of integration in Matlab software. The Modified Clinical Test of Sensory Interaction and Body Balance (mCTSIB) was run with the elaborated system, on 10 volunteers, to verify the tool's performance. The results showed larger velocities and amplitudes in group A (participants that have declared weaknesses that compromise their body balance or are elderly) than on group B (healthy young participants). There was no significant predominance of a lower limb in relation to the other, due to the sample being quite heterogeneous. Through the analyzed case, with elderly volunteer, was graphically displayed the disparity in oscillatory motion between the lower limbs in each condition of the mCTSIB. The system proved to be a tool with great potential for use in evaluations of body balance, by highlighting plausible results, being low-cost and of easy acquisition.

Key words: Posturography. Accelerometer. Postural balance.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA 3

AGRADECIMENTOS 4

RESUMO 5

ABSTRACT 6

1. INTRODUÇÃO 12

2. OBJETIVOS 13

2.1. GERAL 13

2.2. ESPECÍFICOS 13

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 14

3.1. MANUTENÇÃO DO EQUILÍBRIO 14

3.1.1. Sistema vestibular 14

3.1.2. Sistema visual 15

3.1.3. Sistema auditivo 15

3.1.4. Sistema somatossensorial 15

3.1.5. Sistema muscular 16

3.2. TESTES CLÍNICOS 16

3.2.1. Alcance funcional 16

3.2.2. Apoio unipodal 17

3.2.3. Escala de Berg 17

3.2.4. Escala de equilíbrio e mobilidade de Tinetti 17

3.2.5. Teste *timed up and go* 17

3.2.6. Teste clínico modificado de integração sensorial e equilíbrio corporal 18

3.3. TESTES LABORATORIAIS 18

3.3.1. Plataforma de força 18

3.3.2. Eletromiografia 19

3.4. SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMENTO 20

3.4.1. Mecânico 21

3.4.2. Magnético 21

3.4.3. Inercial 22

3.4.4. Óptico 22

3.5. MICROCONTROLADORES 23

3.6. SENSORES 24

3.6.1. Capacitivos 24

3.6.1.1. Acelerômetro 25

4. METODOLOGIA 26

4.1. TESTE mCTSIB 26

4.2. COLETA DE DADOS 27

4.2.1. Sistema físico 28

4.2.2. Arduino IDE 29

4.3. ANÁLISE DE DADOS 31

4.3.1. Considerações iniciais 31

4.3.2. Cálculo de velocidade e deslocamento 31

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES 33

6. CONCLUSÃO 39

7. REFERÊNCIAS 40

APÊNDICE A – CÓDIGO DE LEITURA DOS SENSORES NO ARDUINO IDE44

APÊNDICE B – CÓDIGO DE CÁLCULO DAS VARIÁVEIS NO MATLAB 47

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Plataforma de força – OR6-7 19

Figura 2 – Eletromiógrafo – MyosystemBr1 PXX 20

Figura 3 – Sistema mecânico – Gypsy 7 Torso 21

Figura 4 – Sistema inercial – Wireless motion capture system 22

Figura 5 – Sistema óptico com marcadores 23

Figura 6 – Plataformas de prototipagem comerciais 24

Figura 7 – Disposição dos acelerômetros durante a coleta de dados 27

Figura 8 – Condições do mCTSIB com sensores nos membros inferiores 27

Figura 9 – Sistema de captura utilizado 28

Figura 10 – Circuito do sistema utilizado 29

Figura 11 – *Layout* do Arduino IDE 30

Figura 12 – OASF: Velocidade resultante e deslocamento ML *versus* AP 35

Figura 13 – OFSF: Velocidade resultante e deslocamento ML *versus* AP 35

Figura 14 – OASI: Velocidade resultante e deslocamento ML *versus* AP 36

Figura 15 – OFSI: Velocidade resultante e deslocamento ML *versus* AP 36

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

AP - Ântero-posterior

CG - Centro de gravidade

CP - Centro de Pressão

EMG - Eletromiografia

IDE - Integrated Development Environment

LAIS - Laboratório de Inovação Tecnológica em Saúde

mCTSIB - Teste Clínico Modificado de Interação Sensorial no Equilíbrio Corporal

ML - Médio-lateral

OASF - Olhos Abertos e Superfície Firme

OASI - Olhos Abertos e Superfície Instável

OFSF - Olhos Fechados e Superfície Firme

OFSI - Olhos Fechados e Superfície Instável

1. INTRODUÇÃO

O equilíbrio corporal é estabelecido pela atuação conjunta de diversos sistemas – vestibular, visual, auditivo e somatossensorial – em conjunto com a atividade muscular (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011). O envelhecimento e as doenças que ocorrem no decorrer dos anos diminui o desempenho dos sistemas que promovem o equilíbrio, dessa forma o corpo tende a ficar mais instável (PAES, 2005).

As atividades fisioterapêuticas para a prevenção de quedas são orientadas através de testes clínicos e testes laboratoriais. Os testes clínicos buscam alterações no controle postural que necessitem de uma intervenção terapêutica e identificam pacientes que apresentam risco de quedas. Os laboratoriais mensuram as oscilações corporais, deslocamento do centro de gravidade e ativação muscular. Os testes clínicos são comumente utilizados, pois não precisam de equipamento ou grande espaço físico para a execução dos mesmos, porém não avaliam com precisão numérica como os testes laboratoriais. Esses por sua vez são robustos e precisos, mas possuem um alto custo de aquisição, dentre eles estão: as plataformas de força, eletromiografias e sistemas de captura de movimento óptico (RICCI; GAZZOLA; COIMBRA, 2009).

Os testes de equilíbrio realizados sobre a plataforma de força são considerados o padrão ouro (SABCHUK; BENTO; RODACKI, 2012), isso significa que esse é o melhor teste atualmente para mensuração de equilíbrio corporal e estabilidade. Porém, não apresentam uma relação direta em relação às forças e aos movimentos dos membros inferiores em separado. Todo o movimento é medido de uma única vez. É possível, por meios matemáticos, estimar a distribuição de forças em cada membro. Porém, não é possível afirmar se uma musculatura de um membro fortaleceu ou se a outra enfraqueceu através desses testes laboratoriais com plataformas de força. O uso de duas plataformas simultaneamente é uma possibilidade para encontrar essas variáveis, porém seu custo inviabiliza o projeto.

Dessa forma, propõe-se aqui um sistema barato, de fácil aplicação e que pode auxiliar nesse diagnóstico, definindo por meio da oscilação nos membros inferiores a qualidade da resposta mecânica muscular em cada membro.

2. OBJETIVOS

2.1. GERAL

Desenvolver e testar o desempenho de uma ferramenta proposta para diferenciar as oscilações dos membros inferiores. Com a finalidade de auxiliar em testes clínicos de pacientes que possuem alguma debilidade na manutenção do equilíbrio corporal.

2.2. ESPECÍFICOS

1. Determinar o tipo de teste clínico.
2. Determinar as variáveis que serão mensuradas.
3. Desenvolver um sistema físico que realize a captura de dados.
4. Desenvolver um código que realize a leitura de dados.
5. Coletar dados para testar ferramenta.
6. Calcular as variáveis.
7. Analisar os dados coletados.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. MANUTENÇÃO DO EQUILÍBRIO

O sistema nervoso central controla os ajustes posturais enviando comandos para os músculos; essa instrução é proporcional à grandeza do estímulo fornecida pelos sistemas visuais, vestibulares, auditivos e somatossensorial (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011). Perturbações em um desses sistemas podem gerar sensação de desequilíbrio corporal (MIYAKE *et al*., 2014).

Só existe controle postural ideal se houver associação das informações sensoriais. Na ausência de uma informação sensorial, outro sistema pode aumentar sua capacidade para identificar o movimento do corpo ou do ambiente (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

3.1.1. Sistema vestibular

O sistema vestibular atua associado a outros sistemas do corpo, com propósito fisiológico de: estabilizar a imagem da retina, manter o controle postural e a orientação gravitacional (PEREIRA, 20--?). Principalmente, percebendo as informações referentes aos movimentos da cabeça diante da gravidade (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

Vestibulopatias são doenças desencadeadas no agravo das funções do sistema vestibular. Podem ser de origem periférica quando o distúrbio localiza-se no labirinto e/ou o VIII nervo craniano ou de origem central quando o distúrbio localiza-se nas estruturas vestibulares e suas inter-relações no sistema nervoso central (GANANÇA *et al.*, 1999a,1999b).

A conduta adequada para minimizar ou sanar as disfunções do sistema vestibular é inerente à etiologia da vestibulopatia. O tratamento pode ser efetuado por meio de medicamentos, intervenção cirúrgica e reabilitação vestibular (RESENDE *et al.*, 2003).

3.1.2. Sistema visual

Na manutenção do equilíbrio corporal, o sistema visual tem papel de assegurar um melhor desempenho do sistema de controle postural. Não apenas em manter os olhos abertos, mas também em realizar correções posturais advindas do deslocamento da imagem projetada na retina. Por conseguinte, conflitos visuais propiciam oscilações, uma vez que a mudança do ambiente faz o corpo mudar de posição (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

3.1.3. Sistema auditivo

O sistema auditivo contribui acrescentando o conhecimento do espaço – informando a distância do emissor sonoro e a sua localização espacial (MAIA, 2008). A direção do som é percebida pelo intervalo de tempo e pela intensidade do som que chega às orelhas (GUYTON; HALL, 2006).

Há poucas informações bibliográficas sobre a contribuição desse sistema na manutenção do equilíbrio corporal, sabe-se que seu papel é importante na orientação espacial principalmente para pessoas com deficiência visual (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

3.1.4. Sistema somatossensorial

O sistema somatossensorial possui receptores pelo corpo que permitem sensações de tato, posição do corpo, calor, frio e dor (GUYTON; HALL, 2006).

As sensações de posição podem ser de propriocepção estática ou dinâmica. A primeira faz referência à capacidade de perceber as partes do corpo em relação às outras; a segunda é referente à sensação de velocidade do movimento (GUYTON; HALL, 2006).

Os receptores possibilitam a percepção de angulação das articulações, isso é necessário para que os músculos atuem (estendendo ou contraindo) nas alterações de posição do corpo (GUYTON; HALL, 2006).

3.1.5. Sistema muscular

O sistema muscular é o efetor. Ele atua através dos comandos fornecidos pelo sistema nervoso central, este recebe sinais dos sistemas sensoriais (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

A resposta muscular é proporcional à grandeza do estímulo (KLEINER; SCHLITTLER; SÁNCHEZ-ARIAS, 2011). Coerentemente, se há alguma debilidade muscular (nos músculos responsáveis pela manutenção do equilíbrio) o equilíbrio postural ficará comprometido.

3.2. TESTES CLÍNICOS

Os testes clínicos são métodos qualitativos e quantitativos que avaliam o funcionamento dos sistemas sensoriais que agem no controle postural (GAZZOLA *et al.*, 2006).

Abaixo, o procedimento básico de alguns testes – alcance funcional, apoio unipodal, escala de Berg, escala de equilíbrio e mobilidade de Tinetti, teste *timed up and go* e o teste clínico de integração sensorial e equilíbrio corporal – que avaliam equilíbrio e mobilidade.

3.2.1. Alcance funcional

Este teste foi elaborado por Duncan *et al*. (1990) é utilizado para avaliar o equilíbrio estático, medindo a distância de alcance do braço que é uma medida clínica do limite de estabilidade. Inicialmente, uma fita métrica deve ser posicionada horizontalmente na parede na altura do ombro do sujeito. Solicita-se que ele permaneça em posição ortostática, com os braços a 90 graus do corpo e próximo à parede (com o ombro equiparado ao início da fita), verifica-se o tamanho do membro e solicita que ele estique o braço ao máximo à frente, sem retirar o pé da posição inicial, e verifica-se o valor referente a esta posição. O alcance é dado pela diferença entre esses dois valores, quanto maior o alcance melhor será a mobilidade. Valores menores ou iguais a 15 centímetros indicam risco de quedas.

3.2.2. Apoio unipodal

O teste desenvolvido por Gustafson *et al*. (2000) avalia o equilíbrio estático, medindo o tempo que o sujeito permanece em apoio unipodal. O sujeito deve equilibra-se em uma perna e permanecer nesta posição por no máximo 30 s. O teste é repetido três vezes com olhos abertos e fechados. Em cada condição é tomado como resultado o maior tempo de permanência.

3.2.3. Escala de Berg

O teste de Berg (1989,1995) avalia o equilíbrio estático e dinâmico. São 14 tarefas, tais como: alterar da posição sentada para em pé, permanecer em pé sem apoio, realizar transferências, apanhar objeto do chão, entre outras. São pontuadas de 0 a 4 de acordo com a capacidade de execução de cada tarefa, quanto maior a pontuação melhor desempenho no teste.

3.2.4. Escala de equilíbrio e mobilidade de Tinetti

Desenvolvido por Tinetti (1986), avalia o equilíbrio e a marcha. São 16 tarefas que o sujeito é submetido, tais como: equilíbrio sentado, equilíbrio ao erguer-se da cadeira, simetria dos passos durante a marcha, entre outras. São pontuadas de 0 a 2 de acordo com a capacidade de execução de cada tarefa, quanto maior a pontuação melhor desempenho no teste.

3.2.5. Teste *timed up and go*

Desenvolvido por Podsiadlo e Richardson (1991) este avalia o equilíbrio dinâmico e mobilidade. O teste mensura o tempo em que o sujeito levanta-se de uma cadeira (com encosto e sem braços) sem o auxílio dos membros superiores e percorre 3 metros linearmente, gira e retorna a cadeira para a posição inicial.

3.2.6. Teste clínico modificado de integração sensorial e equilíbrio corporal

O teste clínico de integração sensorial e equilíbrio corporal foi desenvolvido por Shumway-Cook e Horak (1986). A versão modificada contém 4 condições das 6 presentes na original (WRISLEY; WHITNEY, 2004).

O Teste Clínico Modificado de Integração Sensorial e Equilíbrio (mCTSIB) avalia o equilíbrio estático do sujeito em 4 condições sensoriais. Cada condição o sujeito permanece 30 s, em pé, com os braços estendidos sobre o corpo e com os pés descalços, são elas: olhos abertos sobre superfície firme (OASF), olhos fechados sobre superfície firme (OFSF), olhos abertos sobre superfície instável (OASI) e olhos fechados sobre superfície instável (OFSI) (WRISLEY; WHITNEY, 2004; WHITNEY; WRISLEY, 2004).

3.3. TESTES LABORATORIAIS

A avaliação quantitativa do controle postural é feita através de instrumentos que permitem mensurar a oscilação do corpo, geralmente, em postura ereta estática (DUARTE; FREITAS, 2010).

A posturografia é o método que mede a oscilação do corpo. Ela é utilizada em laboratórios para estudo do controle postural, clínicas de fisioterapia e clubes esportivos, tanto na postura ereta estática quanto em tarefas dinâmicas na postura ereta (DUARTE; FREITAS, 2010).

Além das plataformas de força são utilizados em testes laboratoriais, eletromiografias e sistemas de captura de movimento óptico (RICCI; GAZZOLA; COIMBRA, 2009).

3.3.1. Plataforma de força

A plataforma de força é constituída de sensores de força que se localizam entre duas placas rígidas. Ela pode apresentar 4 sensores (posicionados nos vértices em plataforma retangular), 3 sensores (posicionados nos vértices em plataforma triangular) e 1 sensor (posicionado no centro) (BARELA; DUARTE, 2011).

Figura 1 – Plataforma de força – OR6-7

Fonte: Site da empresa AMTI.

As plataformas retangulares são as mais utilizadas. Elas calculam as forças nos 3 eixos – sendo o eixo x a força aplicada na direção médio-lateral (ML), o y a força referente a direção ântero-posterior (AP) e o z a força referente a direção vertical – em cada sensor (BARELA; DUARTE, 2011). E as três componentes de momento de força que agem sobre a superfície de suporte (DUARTE; FREITAS, 2010).

Por meio das resultantes da força de reação do solo encontra-se o centro de pressão (CP). Ele é localizado pela orientação de duas coordenadas – referentes à direção ântero-posterior e médio-lateral – na superfície da plataforma (DUARTE; FREITAS, 2010).

Nessas avalições o CP é a variável mais aferida. Mas, não há padronização nos métodos laboratoriais sobre quais variáveis do CP devem ser analisadas. Além das medidas do CP, os componentes ântero-posterior e médio-lateral do centro de gravidade (CG) são importantes na avaliação posturográfica (DUARTE; FREITAS, 2010).

Várias plataformas de força são disponíveis no mercado diferenciando-se mecanicamente pela presença de sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico (DUARTE; FREITAS, 2010). Os modelos também se diferenciam funcionalmente, com a presença de plataformas móveis e realidade virtual (SUAREZ; AROCENA, 2009).

3.3.2. Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é a análise da atividade muscular, por meio observância do estímulo elétrico que é gerado durante a contração muscular. O sinal, exibido graficamente no EMG, possibilita identificar os músculos ativados e a

intensidade da contração durante o teste (LIMA; PINTO, 2007). No controle postural, o EMG é utilizado em testes de propriocepção (CALLEGARI *et al.*, 2010).

Os eletromiógrafos possuem parâmetros mutáveis, que são adequados para o tipo de tarefa que será executada, tais como: frequência de amostragem, amplificadores, filtros, entre outros. (MARCHETTI; DUARTE, 2006)

Em testes estáticos, comumente se utiliza eletrodos passivos que não possuem amplificação no próprio eletrodo. Para testes dinâmicos utilizam-se eletrodos ativos que amplificam o sinal antes de envia-lo, a fim de minimizar o sinal proveniente do movimento dos cabos (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A amplitude e frequência do sinal são vulneráveis ao tipo de fibra muscular, profundidade e diâmetro, bem como a aspectos dos eletrodos, como: localização, quantidade de tecido entre ele e o músculo, formato e distância. Dessa forma, para realizar a interpretação é preciso fazer uma normalização do sinal (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Figura 2 – Eletromiógrafo – MyosystemBr1 PXX

Fonte: Site da empresa Data Hominis.

3.4. SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMENTO

Os sistemas de captura de movimento possuem vantagens e limitações, estas podem estar relacionadas ao meio físico, a medição impostas pelos dispositivos eletrônicos, ao processamento do sinal e a aplicação (FOXLIN; WELCH, 2002).

3.4.1. Mecânico

Sistemas mecânicos são constituídos de barras que formam um exoesqueleto, este sobreposto aos membros do usuário. Entre as barras há potenciômetros que registram os movimentos pela variação de tensão (CORRALES; CANDELAS; TORRES, 2008).

Esses sistemas possuem medições precisas (CORRALES; CANDELAS; TORRES, 2008). Porém, segundo Furtado (2013) é difícil calcular do deslocamento do conjunto. Furtado (2013) completa que o exoesqueleto pode restringir o movimento.

Figura 3 – Sistema mecânico – Gypsy 7 Torso

Fonte: Site da empresa Meta Motion.

3.4.2. Magnético

Sistemas magnéticos utilizam um conjunto de bobinas que induz campos magnéticos no ambiente. Ligado ao usuário há receptores que medem os campos magnéticos, dessa forma o sistema localiza cada sensor em relação ao transmissor (CORRALES; CANDELAS; TORRES, 2008).

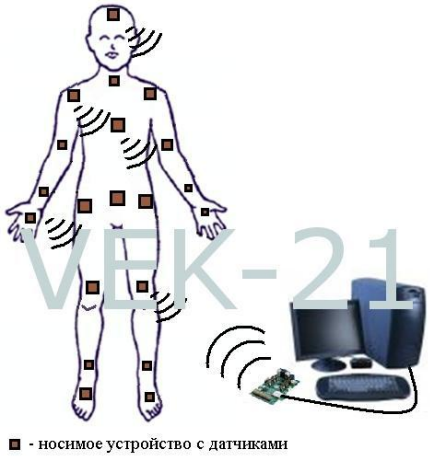
São sistemas precisos, mas que podem sofrer alterações no campo magnético se o ambiente contiver materiais ferrosos (CORRALES; CANDELAS; TORRES, 2008).

3.4.3. Inercial

Sistemas inerciais utilizam sensores inerciais (acelerômetros e giroscópios) que são ligados ao corpo do usuário. Por meio da integração dupla da aceleração encontram-se a posição dos sensores (CORRALES; CANDELAS; TORRES, 2008).

Os sensores possuem alta taxa de amostragem, porém apresentam acúmulo de erros com o tempo (desvio) (CORRALES; CANDELAS; TORRES, 2008).

Figura 4 – Sistema inercial – Wireless motion capture system



Fonte: Site da empresa VEK-21.

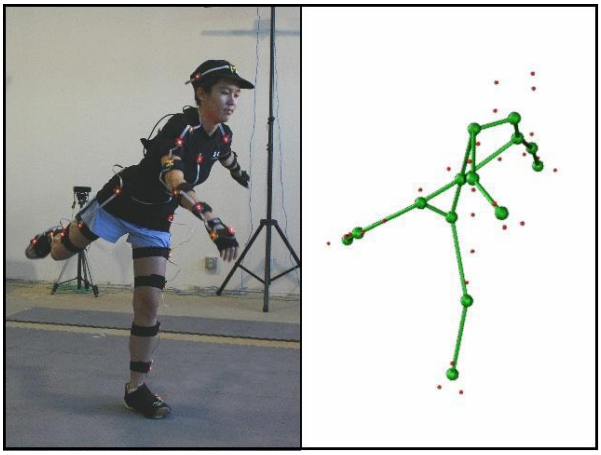
3.4.4. Óptico

Os sistemas de captura de movimento óptico diferenciam-se, principalmente, pela presença ou ausência de marcadores (MOURA, 2015).

Os sistemas com marcadores são compostos por câmeras, softwares e hardwares que registram a imagem e reconstroem por meio da localização de cada marcador fixo em pontos anatômicos específicos (AMADIO; SERRÃO, 2007). Pela triangulação, com uso de três ou mais câmeras, encontra-se a posição de cada marcador. São sistemas de alta precisão, com alta taxa de amostragem. Porém, requer espaço amplo para que não haja oclusão de algum marcador (CORRALES; CANDELAS; TORRES, 2008).

Os sistemas sem marcadores são compostos por equipamentos capazes de realizar capturas tridimensionais. Possuem vantagem possibilitar livre execução de movimento, sem necessidade de utilizar dispositivos no corpo, além de ser capaz de registrar o movimento com uso de apenas uma câmera (MOURA, 2015).

Figura 5 – Sistema óptico com marcadores



Fonte: Site Lis3353.

3.5. MICROCONTROLADORES

O microcontrolador é um conjunto de sistemas computacionais integrados em um único chip (CHASE; ALMEIDA, 2007). Ele tem a capacidade de realizar várias funções que necessitariam de muitos componentes (MARTINS, 2005). Possuem interfaces de entrada/saída digitais e analógicas, memória RAM, memória *flash,* interfaces de comunicação serial, conversores analógicos/digitais e temporizadores (CHASE; ALMEIDA, 2007).

São capazes de executar e armazenar os programas escritos para eles (*firmware*), com o incremento de periféricos como ocorre na comunicação USB, pode ser incrementado mais funções (CHASE; ALMEIDA, 2007).

O quadro 1 apresenta algumas plataformas de prototipagem aberta projetadas com microcontroladores.

Quadro 1 – Características de plataformas de prototipagem comerciais

Característica	Plataformas de prototipagem		
	Arduino: UNO R3	Beaglebone: Rev A5	Raspberry Pi: B
Preço	$ 29,95	$ 89,00	$ 35,00
Processador	Atmega 328	ARM Cortex-A8	ARM 11
Velocidade	16 MHz	700 MHz	700 MHz
RAM	2 KB	256 MB	256 MB
Flash	32 KB	4 GB (microSD)	SD Card
Tensão de alimentação	7 a 12 V	5 V	5 V
Corrente mínima	42 mA	170 mA	700 mA
Entrada analógica	6	7	-
USB	-	1 USB 2.0	2 USB 2.0

Fonte: Allan, 2013.

Figura 6 – Plataformas de prototipagem comerciais

Fonte: Allan, 2013.

3.6. SENSORES

No processo de escolhida de sensores para quaisquer aplicações é essencial observar suas vantagens, limitações e princípio de funcionamento. Bem como características como faixa de saída, precisão, calibração, custo, ambiente que será utilizado, faixa de operação, taxa de repetição e resolução (BRAGA, 2014).

3.6.1. Capacitivos

Os sensores capacitivos são aplicados no sensoriamento de presença, movimento, composição química, campo elétrico, entre outros (BRAGA, 2014).

Estes sensores variam sua capacitância conforme a grandeza física que está sendo medida. Essa capacitância é convertida na grandeza que é utilizada no circuito eletrônico que pode ser tensão, corrente, largura de pulso ou frequência (BRAGA, 2014).

O valor de capacitância está vinculado ao tamanho e à distância das placas e ao valor da constante dielétrica do capacitor. Assim, o princípio de sensoriamento está fundamentado na variação de algumas dessas grandezas por fontes externas (BRAGA, 2014).

Em alguns modelos de acelerômetros capacitivos, por exemplo, há três placas (sendo duas delas capacitivas) a aceleração é medida pela variação da capacitância em função da rapidez de movimentação da placa móvel que fica localizada entre as duas placas capacitivas (DA ROCHA; MARRANGHELLO, 2013).

Sensores capacitivos possuem outras aplicações industriais, como: medida de fluxo de fluídos, pressão, nível de líquidos, espaçamento de objetos, detecção de formação de gelo em asas de avião e chave de toque (BRAGA, 2014).

3.6.1.1. Acelerômetro

Os acelerômetros podem ser além de capacitivos, piezoelétricos e piezoresistivos (DA ROCHA; MARRANGHELLO, 2013). Os capacitivos permitem a obtenção da aceleração "estática" referente a aceleração da gravidade (FUSCO, 2010).

Em movimento e de acordo com a aceleração sofrida, a sensibilidade do sensor indica a taxa de variação do sinal de saída. A precisão medida é maior, quanto mais sensível for o dispositivo (DA ROCHA; MARRANGHELLO, 2013).

Quando o dispositivo encontra-se parado o valor medido refere-se à intensidade do campo gravitacional ou sua componente em função da inclinação do eixo de leitura. Sob essa condição a inclinação pode ser encontrada facilmente. Em situações dinâmicas a componente referente à aceleração gravitacional mistura-se com da aceleração dinâmica (DA ROCHA; MARRANGHELLO, 2013). E para desmembra-las uma solução proposta por Luinge e Veltink (2004) é aplicar um filtro de Kalman (utilizado na dinâmica dos movimentos do corpo humano). Segundo Kamen *et al.* (1998) esse sensor é válido para medir testes de equilíbrio em condições quase estáticas.

Outra característica relevante é a de que esses dispositivos possuem uma tensão de *offset* (tensão de compensação) que é proporcional à aceleração da gravidade local (FUSCO, 2010). Esse "*offset*" precisa ser computado no tratamento dos dados (DA ROCHA; MARRANGHELLO, 2013).

Da Rocha e Marranghello (2013) relatou que há diversas aplicações para estes dispositivos, frequentemente utilizados na biomecânica, medicina, sistemas de navegação inercial, robótica, jogos eletrônicos e telefonia celular. Os acelerômetros disponíveis possuem dimensão e massa pequenas, que possibilitam a utilização para medir acelerações no corpo (DA ROCHA; MARRANGHELLO, 2013).

4. METODOLOGIA

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Inovação Tecnológica em Saúde (LAIS), entre os meses de abril e maio de 2015. Dez participantes com perfis heterogêneos participaram dos testes, possuindo idade entre 20 e 84 anos e de ambos os sexos. A coleta foi realizada com a aprovação dos participantes e os dados não foram utilizados para avaliação dos mesmos, somente como teste do equipamento.

Foi executado o teste clínico, mCTSIB, com os participantes enquanto utilizavam a ferramenta, para mensurar a oscilação em cada membro sob as diferentes condições sensoriais do mCTSIB.

O sensor utilizado no sistema foi o acelerômetro, por apresentar-se mais apropriado para a aplicação, pois pode fornecer as informações de aceleração de cada membro inferior. As medições dessa variável em cada membro permitem medir as diferenças no equilíbrio e na atuação muscular, possibilitando determinar um parâmetro para auxiliar o diagnóstico com dados quantitativos.

Os dados colhidos foram analisados no software Matlab, nele foi calculado velocidade e posição de cada sensor a partir da aceleração.

4.1. TESTE mCTSIB

Foi utilizado o Teste Clínico Modificado de Interação Sensorial no Equilíbrio Corporal para aferir quantitativamente a aceleração em cada membro inferior.

Para a aquisição dos dados, os participantes permaneceram em pé, com os braços estendidos sobre o corpo e com os pés descalços (paralelos e distanciados em aproximadamente 10 cm em relação à linha média do calcâneo).

Como apresentado na revisão, o mCTSIB apresenta quatro condições: I – olhos abertos e superfície firme (OASF), II – Olhos fechados e superfície firme (OFSF), III – olhos abertos e superfície instável (OASI) e IV – olhos fechados e superfície instável (OFSI).

Em cada condição o tempo foi cronometrado com duração de 30s. As condições foram executadas na ordem descrita acima. Em II e IV foi utilizada uma venda sobre os olhos e em III e IV – para simular a superfície instável – foi utilizada a plataforma *Balance Pad* da Airex de densidade 33.

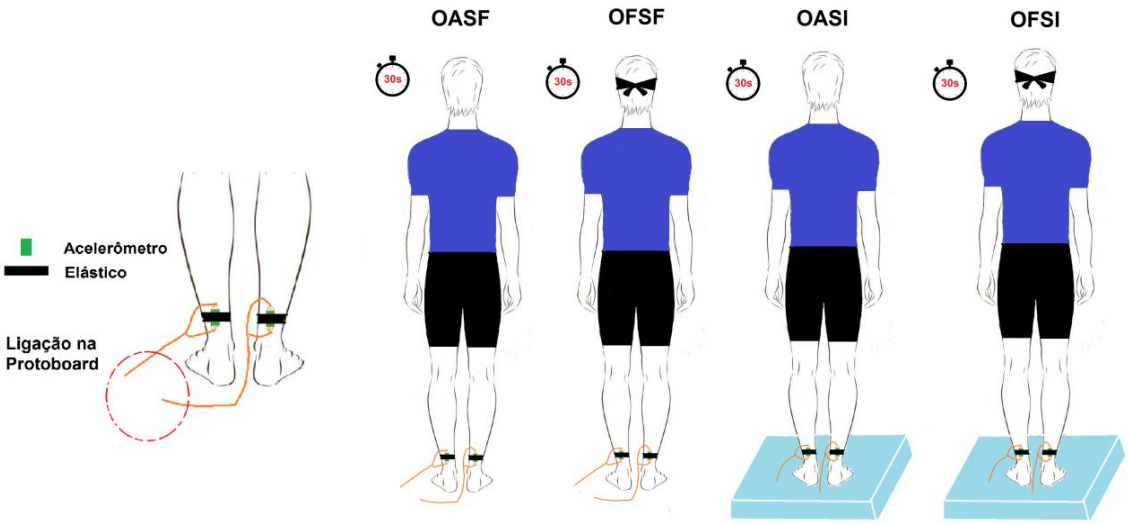
A coleta foi realizada com a presença de dois avaliadores. Um deles com o objetivo de realizar o controle da leitura dos dados e outro com a função de monitorar a oscilação do corpo do participante, a fim de evitar um possível desequilíbrio que ocasionasse em queda.

Os sensores foram dispostos na parte posterior da perna, presos através de um elástico. E localizados próximo à articulação do tornozelo, a uma altura aproximada de 15 cm da superfície (chão ou *Balance Pad*).

Figura 7 – Disposição dos acelerômetros durante a coleta de dados

Fonte: Autora.

Figura 8 – Condições do mCTSIB com sensores nos membros inferiores



Fonte: Adaptado de Batalova, 2007.

4.2. COLETA DE DADOS

4.2.1. Sistema físico

O sensor utilizado para a captura de movimento foi o acelerômetro. É um dos sensores utilizados em sistemas de captura de movimento inercial e viabiliza o cálculo da velocidade e deslocamento, por isso tornou-se adequado para esta aplicação.

O modelo escolhido foi *mma7361* da Freescale. Esse dispositivo é capacitivo, tri-axial, possui dois níveis de sensibilidade 1,5g e 6g e baixo consumo de energia (FREESCALE, 2008).

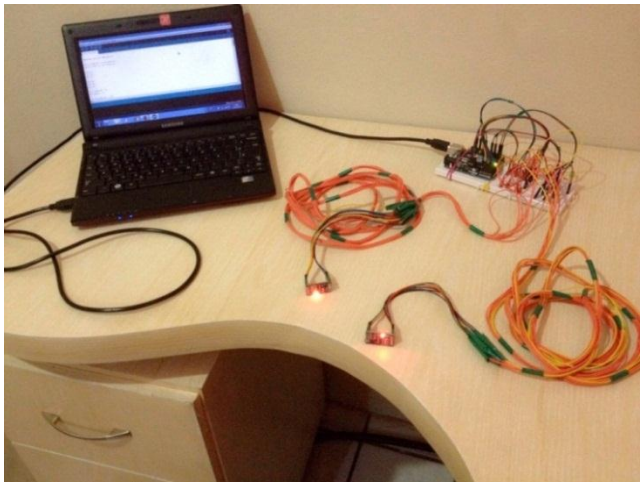
Para receber os dados dos acelerômetros e integrar ao sistema outros componentes eletrônicos, foi utilizada da plataforma de prototipagem Arduino.

A escolha do modelo UNO R3 foi por possuir seis portas analógicas, quantidade requerida para aplicar dois acelerômetros tri-axial e por baratear o custo na elaboração da ferramenta.

Foram acrescentados ao circuito alguns componentes, a fim de contribuir com a coleta de dados, com o propósito de computar o início e fim das leituras por um comando manual. Por meio da implantação do botão (*pushbutton*) conferiu-se o controle para acionar o início e término da transmissão de dados dos acelerômetros. Também foi instalado um led verde, como *feedback* para indicar se está ocorrendo ou não a leitura pelos sensores.

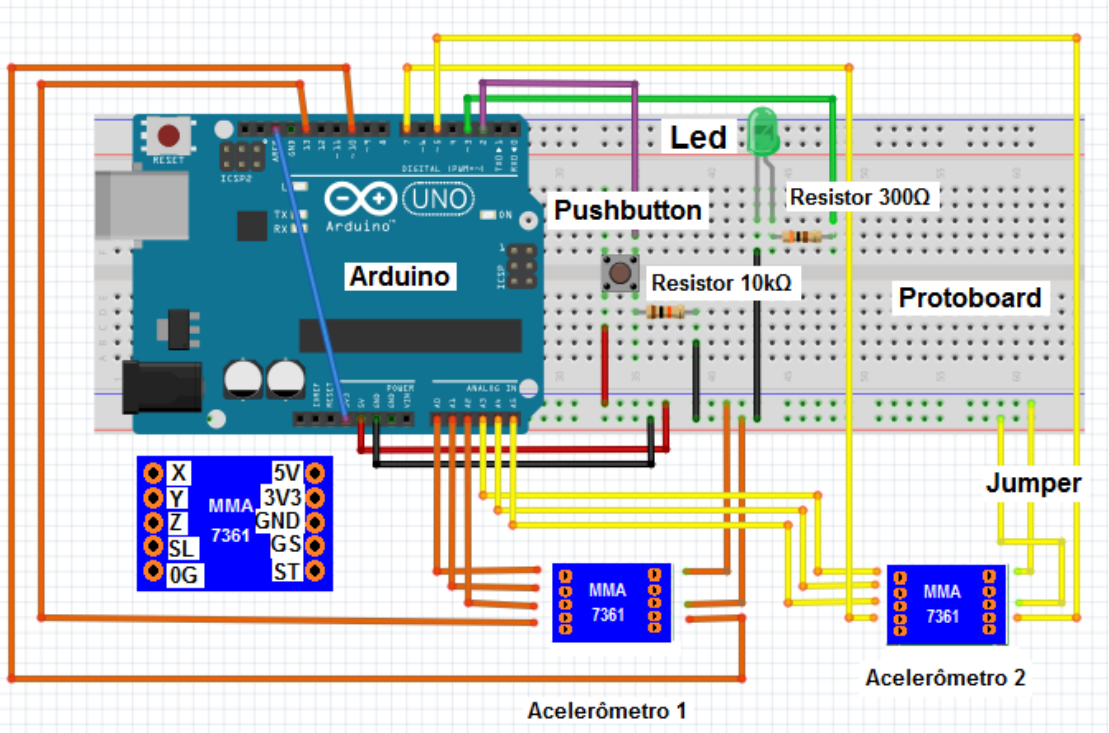
Na montagem física do sistema foi utilizado: Arduino UNO R3, 2 acelerômetros mma7361, *protoboard, pushbutton,* led verde, 2 resistores (300Ω e 10kΩ), *jumpers* (comprimentos: 10cm, 20cm e 2m) e cabo USB AB, ver figura 10.

Figura 9 – Sistema de captura utilizado



Fonte: Autora.

Figura 10 – Circuito do sistema utilizado



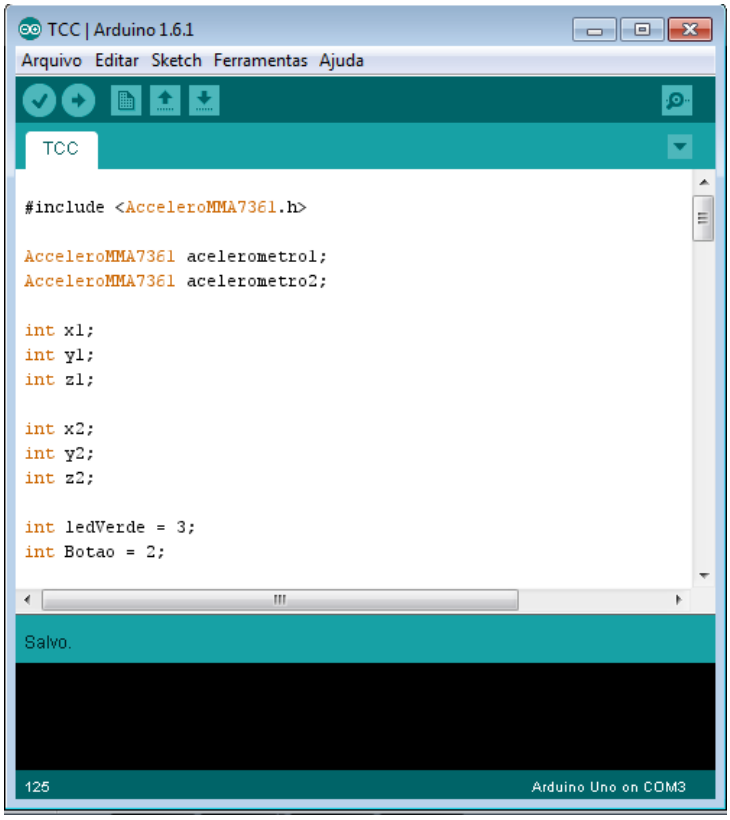
Fonte: Autora (elaborado no *Fritzing* e *Paint*).

4.2.2. Arduino IDE

Para receber os dados do circuito via conexão USB, fez-se uso da plataforma Open-source Arduino IDE (Integrated Development Environment). É um software de fácil manipulação.

O software Arduino IDE é um programa de código aberto, com ambiente escrito em Java. Pode ser usado em qualquer placa Arduino (ARDUINO, 2015). Facilmente compila e carrega os programas na placa.

Figura 11 – *Layout* do Arduino IDE



Fonte: Autora (captura de tela do código utilizado).

Existem inúmeras bibliotecas, para diversos tipos de componentes eletrônicos. O Arduino IDE dispõe de algumas. Pela praticidade, foi utilizada a biblioteca desenvolvida por Doggen (2012) e por realizar a calibração satisfatoriamente contabilizando o *offset.*

O programa elaborado tem a finalidade de obter as acelerações nos 3 eixos (x, y e z) do acelerômetro 1 e do acelerômetro 2, como uso da biblioteca AcceleroMMA7361, e controlar o início e término das leituras com comando manual – uso do *pushbutton*. Também foi acrescentada uma sinalização visual – uso de Led – para indicar se a leitura de dados dos sensores está sendo efetuada.

A taxa de amostragem utilizada foi de 12 Hz. O programa realiza 6 leitura/segundo em cada sensor, pois as leituras não ocorrem simultaneamente. O intervalo entre as leitura é 1/12 s e o intervalo entre as leituras do mesmo sensor é 2/12 s.

Os valores das acelerações são copiados da porta serial e transferidos para uma planilha Excel.

4.3. ANÁLISE DE DADOS

4.3.1. Considerações iniciais

Quando calibrado em posição ortogonal o acelerômetro apresentará 1g ou -1g (dependendo do sentido) – para o eixo que está na direção vertical – e 0g – para os demais eixos (DA ROCHA; MARRANGHELLO, 2013).

Para zerar a aceleração nos três eixos utilizou-se o artifício de subtrair o 1g do resultado da aceleração. Esse pré-processamento foi realizado no Excel, ver tabela 1.

Tabela 1 – Exemplificação do pré-processamento realizado para subtração da aceleração "estática"

Status	Saída da porta serial (100=1g)						Pré-processamento no Excel					
	x1	y1	z1	x2	y2	z2	x1	y1	z1	x2	y2	z2
Calibrado	0	0	100	0	0	100	0	0	0	0	0	0
Leitura	-13	3	106	7	-16	109	-13	3	6	7	-16	9

Fonte: Autora.

A biblioteca utilizada exibe a aceleração em cm/s². Dessa forma, quando a leitura efetuada apresenta 100g (cm/s²), este valor equivale a 1g (m/s²).

De posse dos valores de aceleração, no software Matlab importou-se as tabelas.xlsx para o cálculo da velocidade e deslocamento nas direções anteroposterior e médio-lateral em cada membro inferior.

4.3.2. Cálculo de velocidade e deslocamento

Aceleração é a taxa de variação da velocidade no tempo e a velocidade é a taxa de mudança de posição. Integrando-se a aceleração obtém-se a velocidade e integrando a velocidade, obtém-se a posição (SEIFERT; CAMACHO, 2007).

$$\iint \vec{a}(t)dt = \int \vec{v}\,(t)dt = \vec{s}(t)$$

Portanto, a velocidade e posição podem ser calculadas dessa forma:

$$v_n = v_{n-1} + \frac{a_n - a_{n-1}}{2} xt \text{ e } p_n = p_{n-1} + \frac{v_n - v_{n-1}}{2} xt$$

No Matlab foi criada uma função que recebe a planilha referente a uma coleta e em seguida calcula a:

I. aceleração: multiplicando a saída (cm/s²) por $9{,}80665 \times 10^{-2}$, para que a aceleração corresponda a 9,80665 m/s² (aceleração da gravidade ao nível do mar).
II. velocidade: Integrando a aceleração, por meio da fórmula apresenta anteriormente.
III. posição: integrando a velocidade, por meio da fórmula apresentada anteriormente.
IV. velocidade resultante: calculando o vetor resultante no eixo x e z, respectivamente direção ML e AP.

Para cada condição do teste e em seguida armazena os valores numa planilha Excel, para posterior plotagem e análise.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A amostra é constituída de 10 participantes, entre jovens e idosos. Na amostra havia participantes com tontura e/ou com histórico de quedas, com desigualdade no comprimento dos membros, histórico de poliomielite, sedentários e praticantes de atividade física.

Para análise os dados a amostra foi dividida em dois grupos. O grupo A (7 participantes) – que relatou alguma debilidade, queixa ou era idoso – e grupo B (3 participantes) – composto por jovens saudáveis.

A tabela 2 possui a média dos valores das variáveis analisadas nas condições do teste mCTISIB para os dois grupos.

Tabela 2 – Média das variáveis calculadas: amplitude ML, amplitude AP e velocidade

Condição	Variáveis	Grupo A		Grupo B	
		Direita	Esquerda	Direita	Esquerda
OASF	Amplitude ML (m)	0,0049	0,0039	0,0038	0,0052
	Amplitude AP (m)	0,0051	0,0047	0,0040	0,0052
	Velocidade (m/s)	0,0214	0,0203	0,0159	0,0191
OFSF	Amplitude ML (m)	0,0058	0,0060	0,0040	0,0045
	Amplitude AP (m)	0,0058	0,0059	0,0040	0,0047
	Velocidade (m/s)	0,0230	0,0394	0,0161	0,0273
OASI	Amplitude ML (m)	0,0053	0,0055	0,0036	0,0049
	Amplitude AP (m)	0,0071	0,0068	0,0049	0,0054
	Velocidade (m/s)	0,0025	0,0290	0,0158	0,0382
OSFI	Amplitude ML (m)	0,0071	0,0074	0,0049	0,0059
	Amplitude AP (m)	0,0071	0,0090	0,0059	0,0065
	Velocidade (m/s)	0,0344	0,0333	0,0213	0,0206

Fonte: Autora.

Analisando cada coleta, tomou-se nota da quantidade de vezes que cada membro obteve valores maiores de amplitude ML, amplitude AP e velocidade em relação ao outro membro. Também foi contabilizada a quantidade de vezes que os membros apresentaram mesmos valores de amplitudes e velocidade. A tabela 3 contém a apresentação dessa contagem, a disposição da tabela diferencia os grupos e as condições do teste mCTSIB.

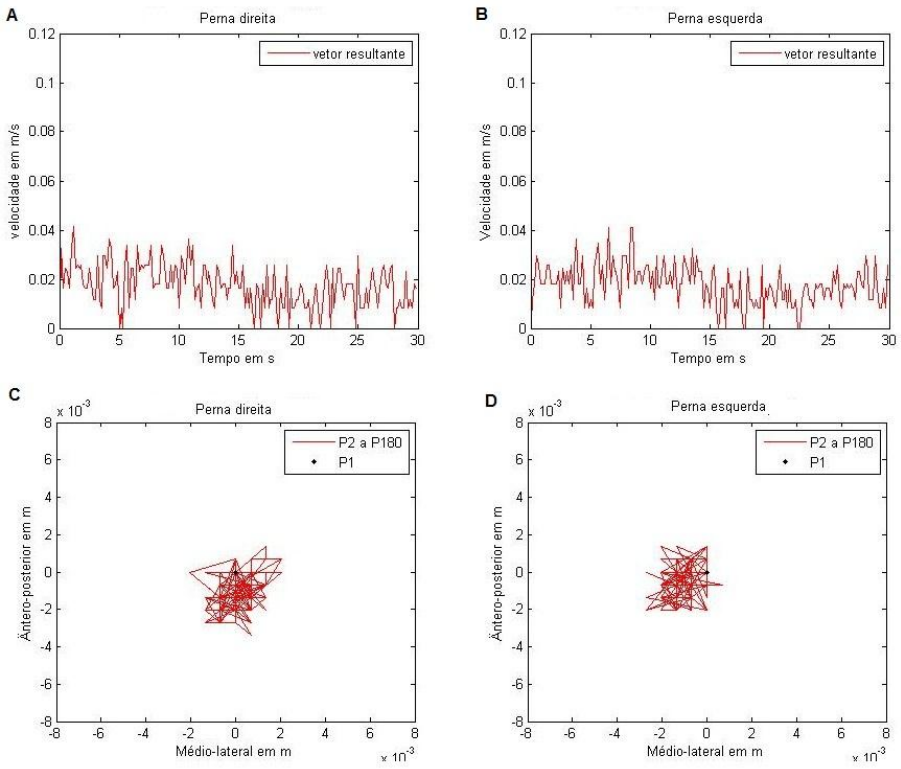
Tabela 3 – Quantidade de casos que cada membro obteve os valores maiores de: amplitude ML, amplitude AP e velocidade

Condição	Variáveis	Quantidade de casos que cada membro obteve valores maiores em cada variável analisada					
		Grupo A (7 constituintes)			Grupo B (3 constituintes)		
		Direito	Esquerdo	Igual	Direito	Esquerdo	Igual
OASF	Amplitude ML	6	1	0	1	2	0
	Amplitude AP	5	1	1	1	2	0
	Velocidade	4	3	0	1	2	0
OFSF	Amplitude ML	0	5	2	1	2	0
	Amplitude AP	3	3	1	3	0	0
	Velocidade	4	3	0	3	0	0
OASI	Amplitude ML	1	4	2	0	2	1
	Amplitude AP	7	0	0	1	2	0
	Velocidade	2	5	0	2	1	0
OSFI	Amplitude ML	3	2	2	1	2	0
	Amplitude AP	0	4	3	1	1	1
	Velocidade	3	4	0	1	2	0

Fonte: Autora.

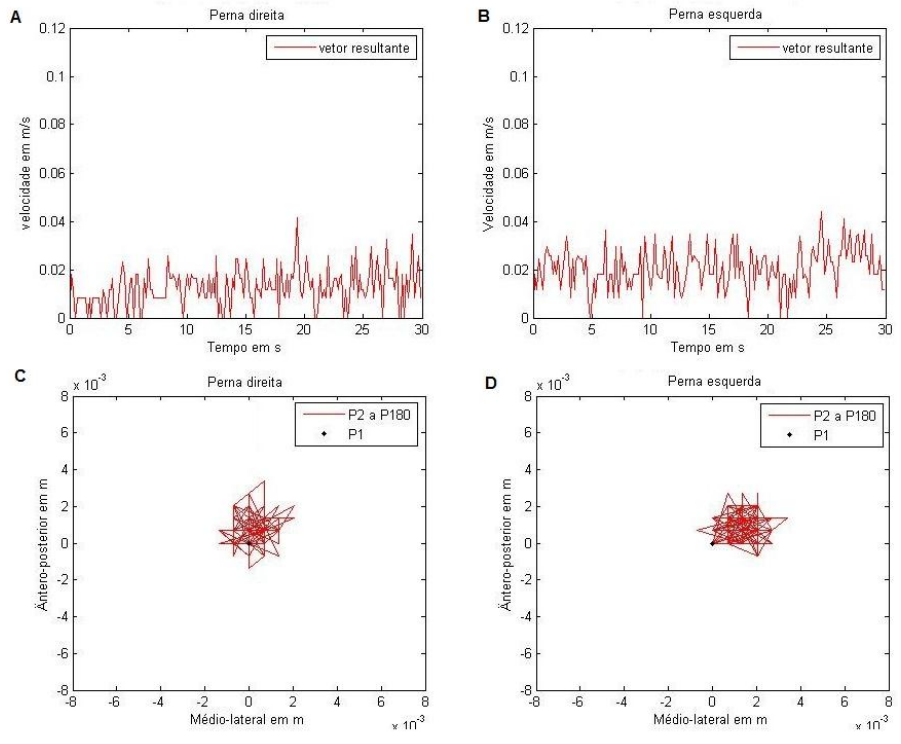
Da figura 12 à figura 15 há a representação gráfica da velocidade resultante em A (membro direito) e em B (membro esquerdo) e do deslocamento médio-lateral *versus* ântero-posterior em C (membro direito) e em D (membro esquerdo), nas diferentes condições sensoriais de um voluntário idoso pertencente ao grupo A.

Figura 12 – OASF: Velocidade resultante e deslocamento ML *versus* AP



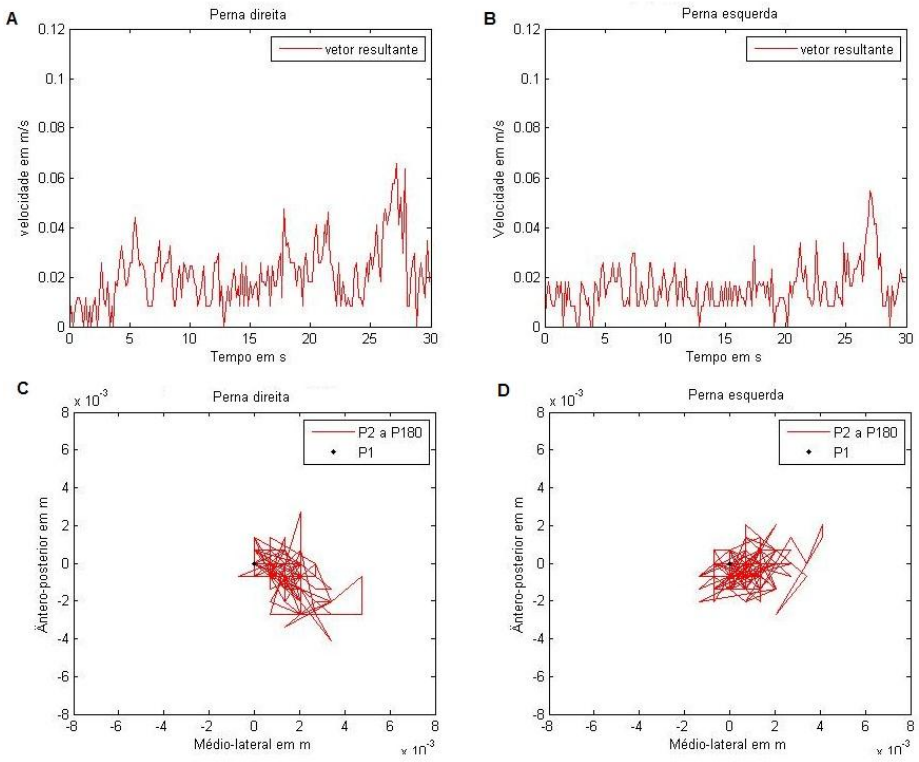
Fonte: Autora (elaborado no Matlab).

Figura 13 – OFSF: Velocidade resultante e deslocamento ML *versus* AP



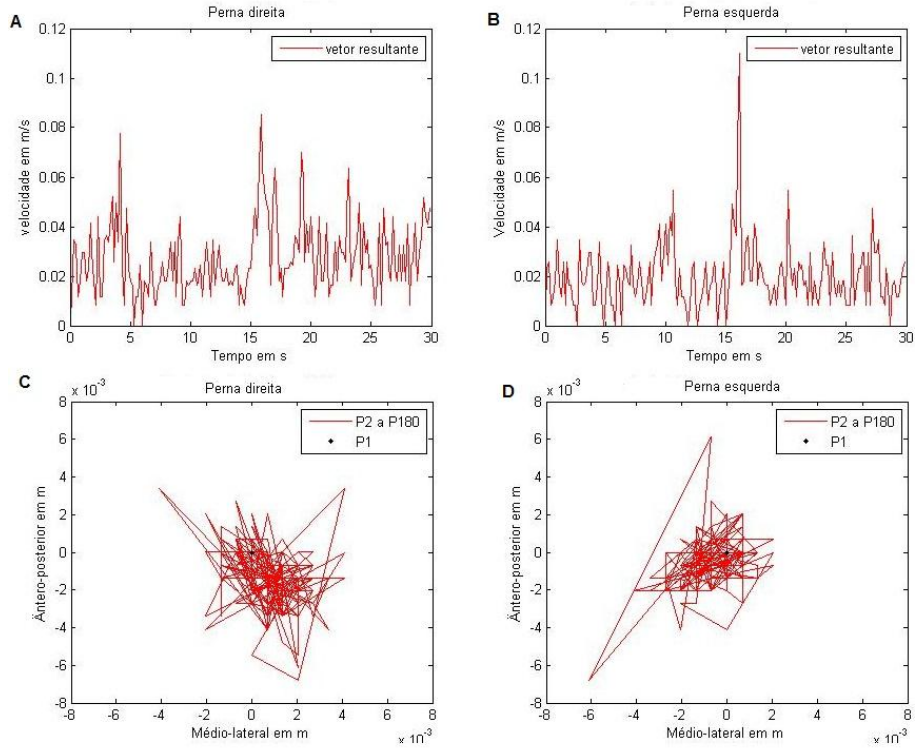
Fonte: Autora (elaborado no Matlab).

Figura 14 – OASI: Velocidade resultante e deslocamento ML *versus* AP



Fonte: Autora (elaborado no Matlab).

Figura 15 – OFSI: Velocidade resultante e deslocamento ML *versus* AP



Fonte: Autora (elaborado no Matlab).

A partir da tabela 2 infere-se que as velocidades médias e as amplitudes médias dos grupos aumentam progressivamente com a diminuição das informações sensoriais. E que o grupo A obteve valores maiores nas variáveis analisadas, por conseguinte foi o grupo que oscilou mais durante o teste. Essa tabela evidencia resultados esperados, pois indica que ocorrem oscilações maiores quando o nível de dificuldade do teste aumenta e indica ainda que o grupo mais propenso ao desequilíbrio (grupo A) apresenta-se com valores superiores ao outro grupo.

Na tabela 3 conclui-se que:

I. Em relação à amplitude ML, ambos os grupos apresentaram mais casos onde o membro esquerdo obteve valores maiores de amplitude em comparação com o direito.
II. Em relação à amplitude AP, ambos os grupos apresentaram mais casos onde o membro direito obteve valores maiores de amplitude em comparação com o esquerdo.
III. Em relação à velocidade, o grupo A apresentou mais casos onde o membro esquerdo obteve os valores maiores de velocidade em comparação com o direito e o grupo B apresentou mais casos onde o membro direito obteve os valores maiores de velocidade em comparação ao membro esquerdo.
IV. O grupo A apresentou mais casos de amplitudes e velocidade iguais em ambos os membros que o grupo B.

Essa predominância descrita não identifica um padrão que possa diferenciar os membros, em razão da heterogeneidade da amostra. Para realizar uma análise comparativa adequada entre membros é preciso coletar novos testes, com participantes que possuam perfis semelhantes, e ainda tomar nota do membro dominante de cada indivíduo, para comparar o desempenho do membro dominante com o não dominante, uma vez que a análise considerando a dominância é mais adequada para o diagnóstico do desequilíbrio corporal.

As figuras de 12 a 15 correspondem à coleta de um participante idoso. É notório o aumento da velocidade e da área que cada membro percorre, no decorrer dos testes, indicando aumento na oscilação dos membros. É possível extrair a direção e sentido predominantes em cada condição, observando os deslocamentos e adotando como referência a primeira leitura do sensor, constatando-se que: na figura 12 e 15 ambos os membros oscilam mais no sentido anterior e medial; na figura 13 o membro direito oscila com mais frequência no sentido posterior e medial

e o esquerdo no sentido posterior e lateral e na figura 14 o membro direito oscila com mais frequência no sentido anterior e medial e o esquerdo no sentido anterior e lateral.

A análise desse caso isolado possibilitou identificar a disparidade entre os membros, quando submetidos em condições sensoriais diferentes – tanto na velocidade resultante como no deslocamento de cada membro – embora o voluntário não tenha relatado nenhuma debilidade que comprometesse um dos membros, a ferramenta mostrou-se sensível para diferencia-los.

Finalizado a análises dos resultados, é importante ressaltar alguns aspectos que foram significativos para a elaboração dessa ferramenta.

Os parâmetros mensurados aqui são utilizados na posturografia, mas não correspondem ao movimento do centro de pressão. São relativos ao movimento de cada membro.

É necessário realizar novos testes para validação e confiabilidade do instrumento utilizando uma amostra maior, identificando possíveis padrões e correlacionando grupos e os membros inferiores. Além de ser necessário utilizar uma frequência de amostragem adequada para medir a oscilação nos membros inferiores.

Para confrontar tais variáveis com as do centro de pressão, seria necessário realizar novos testes sobre uma plataforma de força ou com um acelerômetro localizado próximo ao centro de gravidade do corpo. Com o propósito de investigar a necessidade elaborar um sistema robusto com três acelerômetros, dois nos membros inferiores e um próximo ao centro de gravidade do corpo.

6. CONCLUSÃO

O sistema elaborado tem o propósito de tornar-se uma ferramenta auxiliar nos diagnósticos clínicos sobre o equilíbrio corporal em posição quase estática. Mensurando parâmetros que indiquem a possibilidade de evidenciar alguma instabilidade lateral no corpo.

Os resultados que quantificaram as amplitudes e as velocidades mostraram diferenças significativas, já esperadas, entre os grupos e entre as condições do teste mCTSIB. Os resultados que contabilizam a quantidade de casos que houve predominância de valores maiores de um membro em relação ao outro não apontou grandes disparidades entre membros, por conta da diversidade de perfis que foi composta a amostra. Por meio do caso analisado, com um voluntário idoso, foi possível observar a sensibilidade do sistema, visualizando graficamente o comportamento oscilatório da trajetória de cada membro e a amplitude da velocidade ao longo do teste.

Para verificar a confiabilidade do sistema proposto, este ainda precisa sofrer alterações em seu código (adequação da frequência de amostragem), passar por outros testes clínicos e realizar coletas de dados com uma amostra de voluntários heterogênea.

Os resultados mostrados neste trabalho revelaram a viabilidade e o grande potencial desse sistema para uso em avaliações do equilíbrio corporal, além de ser uma ferramenta de baixo custo e fácil aquisição.

7. REFERÊNCIAS

ALLAN, A. **Arduino Uno vs BeagleBone vs Raspberry Pi**. Disponível em: <http://makezine.com/2013/04/15/arduino-uno-vs-beaglebone-vs-raspberry-pi/>. Acesso em: 5 jun. 2015.

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. **Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva.** Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, v. 21, n. esp, p. 61–85, 1 dez. 2007.

AMTI. **Biomechanics Force Platform - OR6-7**. Disponível em: <http://www.amti.uk.com/products/or6-7-force-platform.php>. Acesso em: 5 jun. 2015.

ARDUINO. Disponível em: <http://www.arduino.cc/en/Main/Software>. Acesso em: 6 jun. 2015.

BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. **Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana.** Brazilian Journal of Motor Behavior, v. 6, n. 1, 2011.

BATALOVA, O. **Ilustração**. Disponível em: <http://br.123rf.com/photo_20075051_ilustra.html>. Acesso em: 6 jun. 2015.

BERG, K. **Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument.** Physiotherapy Canada, v. 41, n. 6, p. 304–311, 1989.

BERG, K.; WOOD-DAUPHINEE, S.; WILLIAMS, J. I. **The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke.** Scandinavian journal of rehabilitation medicine, v. 27, n. 1, p. 27–36, 1995.

BRAGA, N. C. **Sensores Capacitivos, Indutivos e Fotoelétricos - Parte 1 (ART1174)**. Disponível em: <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/eletronica/52-artigos-diversos/4359-art1174>. Acesso em: 3 jun. 2015.

CALLEGARI, B. RESENDE, M. M.; RAMOS, L. A. V.; BOTELHO, L. P.; ALBUQUERQUE, A. S. **Atividade eletromiográfica durante exercícios de propriocepção de tornozelo em apoio unipodal.** Fisioterapia e Pesquisa, São Paulo, v. 17, n. 4, p. 312–6, 2010.

CHASE, O.; ALMEIDA, F. J. **Sistemas embarcados.** Mídia Eletrônica. v. 10, n. 11, 2007. Disponível em <http:// www. sbajovem. org/chase>. Acesso em: 3 jun. 2015.

CORRALES, J. A.; CANDELAS, F. A.; TORRES, F. **Hybrid tracking of human operators using IMU/UWB data fusion by a Kalman filter ACM Press**, 2008. Disponível em: <http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=1349822.1349848>. Acesso em: 3 jun. 2015

DA ROCHA, F. S.; MARRANGHELLO, G. F. **Propriedades de um acelerômetro eletrônico e possibilidades de uso no ensino de mecânica.** Latin American Physics Education v. 7, n. 1, p. 37, 2013.

DATA HOMINIS. **MyosystemBr1 - Equipamento para eletromiografia.** Disponível em: <http://www.datahominis.com.br/myosystem/>. Acesso em: 5 jun. 2015.

DOGGEN, J. **Arduino-MMA7361-library**. Biblioteca arduino. Disponível em: <https://github.com/jeroendoggen/Arduino-MMA7361-library>. Acesso em: 5 jun. 2015.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. **Revision of posturography based on force plate for balance evaluation.** Brazilian Journal of Physical Therapy, v. 14, n. 3, p. 183–192, jun. 2010.

DUNCAN, P. W. WEINER, D.K.; CHANDLER, J.; STUDENSKI, S. Functional Reach: **A New Clinical Measure of Balance.** Journal of Gerontology, v. 45, n. 6, p. M192–M197, 11 jan. 1990.

FOXLIN, E.; WELCH, G. **Motion Tracking: No Silver Bullet, but a Respectable Arsenal.** Computer Graphics and Appilications, v. 22, 2002.

FREESCALE, S. **Data sheet MMA7361L**, 2008. Disponível em: <http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA7361L.pdf>. Acesso em: 6 jun. 2015.

FURTADO, D. A. **Um método computacional livre de modelo esquelético para rastreamento e reconstrução em tempo real de múltiplos marcadores em sistemas de captura de movimento ópticos**. Tese de Doutorado. Universidade Federal de Uberlândia, 2013.

FUSCO, D. A. **Acionamento de uma cadeira de rodas através de um acelerômetro bi-axial inclinômetro**. Trabalho de conclusão de graduação. Universidade Federal do Riogrande do Sul, 2010.

GANANÇA, M. M.; CAOVILLA, H.H.; MUNHOZ, M. S. L. SILVA, M. L. G.; GANANÇA, F.F.; GANANÇA C. F. **A vertigem explicada.** Revista Brasileira de Medicina, v. 56, n. Especial, 1999a.

GANANÇA, M. M.; CAOVILLA, H.H.; MUNHOZ, M. S. L. SILVA, M. L. G.; GANANÇA, F.F.; GANANÇA C. F. **Labirintopatias.** Revista Brasileira de Medicna Otorrinolaringologia, v. 6, n. 1, p. 3–12, 1999b.

GAZZOLA, J. M. PERRACINI, M.R.; GANANÇA, M. M.; GANANÇA, F. F. **Fatores associados ao equilíbrio funcional em idosos com disfunção vestibular crônica.** Revista Brasileira de Otorrinolaringologia, v. 72, n. 5, p. 683–90, 2006.

GUSTAFSON, A. S. NOAKSSON, L.; KRONHED, A. C.; MOLLER, M.; MOLLER, C. **Changes in balance performance in physically active elderly people aged 73-80.** Scandinavian journal of rehabilitation medicine, v. 32, n. 4, p. 168–172, 2000.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**.11ª. edição. Elsevier, 2006.

KAMEN, G. et al. **An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway.** Gerontology, v. 44, n. 1, p. 40–45, 1998.

KLEINER, A. F. R.; SCHLITTLER, D. X. D. C.; SÁNCHEZ-ARIAS, M. D. R. **O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural**. Revista Neurociencias, p. 349–357, 2011.

LIMA, C. S.; PINTO, R. S. **Cinesiologia e musculação**. Artmed, 2007.

LIS3353. **Optical Systems**. Disponível em: <http://lis3353.wikispaces.com/Motion+Capturing>. Acesso em: 5 jun. 2015.

LUINGE, H. J.; VELTINK, P. H. **Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration.** Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, v. 12, n. 1, p. 112–121, 2004.

MAIA, L. M. N. **A influência da protecção individual auditiva na percepção de estímulos acústicos de alarme.** Dissertação de Mestrado em Engenharia Humana, 2008.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia.** Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006.

MARTINS, N. A. **Sistemas microcontrolados.** São Paulo: Novatec, 2005.

META MOTION. **Gypsy Torso™ - Upper Body Mocap**. Disponível em: <http://www.metamotion.com/gypsy/Gypsy-6-torso.html>. Acesso em: 5 jun. 2015.

MIYAKE, M. A. M.; MIYAKE, M. M.; SANTANA, G. G.; OLSEN, J. M. **Vestibulopatias. Revista Brasileira de Medicina**, v. 71, n. 4, 2014.

MOURA, E. G. X. **Desenvolvimento de um sistema de captura de baixo custo destinado a determinação da cinemática humana.** Dissertação de mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2015.

PAES, M. R. S. **Efeito de um programa de atividade física no equilíbrio estático e dinâmico em idosos**. Porto, Portugal, 2005.

PEREIRA, C. B. **Sistema vestibular - anatomia e fisiologia**. Disponível em: <http://www.vertigemetontura.com.br/sistema%20vestibular%20-%20anatomia%20e%20fisiologia.pdf>. Acesso em: 6 jun. 2015.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. **The timed“ Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons.** Journal of the American geriatrics Society, v. 39, n. 2, p. 142–148, 1991.

RESENDE, C. R. TAGUCHI, C.K.; ALMEIDA, J. G.; FUJITA, R.R. **Reabilitação vestibular em pacientes idosos portadores de vertigem posicional paroxística benigna.** Revista Brasileira Otorrinolaringologia, v. 69, n. 4, p. 535–40, 2003.

RICCI, N. A.; GAZZOLA, J. M.; COIMBRA, I. B. **Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos.** Arquivos Brasileiros de Ciências da Saúde, Santo André, v. 34, n. 2, p. 94–100, 2009.

SABCHUK, R. A. C.; BENTO, P. C. B.; RODACKI, A. L. F. **Comparação entre testes de equilíbrio de campo e plataforma de força.** Revista Brasileira de Medicina no Esporte, v. 18, n. 6, 2012.

SEIFERT, K.; CAMACHO, O. **Implementing positioning algorithms using accelerometers.** Freescale Semiconductor, 2007.

SHUMWAY-COOK, A.; HORAK, F. B. **Assessing the influence of sensory interaction on balance suggestion from the field.** Physical Therapy, v. 66, n. 10, p. 1548–1550, 1986.

SUAREZ, H.; AROCENA, M. **Las alteraciones del equilibrio en el adulto mayor**. Revista Médica Clínica Las Condes, v. 20, n. 4, p. 401–407, 2009.

TINETTI, M. E. **Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients.** Journal of the American Geriatrics Society, 1986.

VEK-21. **Wireless motion capture system**. Disponível em: <http://wisenetlab.ru/?Page=mocapeng>. Acesso em: 5 jun. 2015.

WHITNEY, S. L.; WRISLEY, D. M. **The influence of footwear on timed balance scores of the modified clinical test of sensory interaction and balance.** Archives of physical medicine and rehabilitation, v. 85, n. 3, p. 439–443, 2004.

WRISLEY, D. M.; WHITNEY, S. L. **The effect of foot position on the modified clinical test of sensory interaction and balance.** Archives of physical medicine and rehabilitation, v. 85, n. 2, p. 335–338, 2004.

APÊNDICE A – CÓDIGO DE LEITURA DOS SENSORES NO ARDUINO IDE

```
#include <AcceleroMMA7361.h> //biblioteca
AcceleroMMA7361 acelerometro1;
AcceleroMMA7361 acelerometro2;
int x1;
int y1;
int z1;
int x2;
int y2;
int z2;
int ledVerde=3;
int Botao=2;
int EstadoBotao=LOW;
boolean gravarMovimento=false;
boolean modoDeEspera=false;
int EstadoLedVerde=LOW;
int numGrav=0;
void setup(){
  Serial.begin(9600);                          //define velocidade 9600 bps
  acelerometro1.begin(13, 12, 11, 10, A0, A1, A2);    //define pinos (SL1, ST1, 0G1,
GS1, X1, Y1, Z1)
  acelerometro1.setARefVoltage(3.3);              //define a tensão para 3.3V
  acelerometro1.setSensitivity(LOW);             //define a sensibilidade para +/-6G
  acelerometro1.calibrate();                   //função de calibração do sensor
  acelerometro2.begin(7, 4, 6, 5, A3, A4, A5);
  acelerometro2.setARefVoltage(3.3);
  acelerometro2.setSensitivity(LOW);
  acelerometro2.calibrate();
  pinMode (ledVerde, OUTPUT);
  pinMode (Botao, INPUT);
}
void loop(){
```

```
EstadoLedVerde=digitalRead(ledVerde);
EstadoBotao=digitalRead(Botao);
//inicialmente quando está led apagado e o botão desligado
//liga-se o botão e o led apagado
if(gravarMovimento==false && modoDeEspera==false){
  numGrav=numGrav+1;
  Serial.println("## Para gravar o movimento pressione o botao por 2 segundos ##");
  Serial.print("Gravacao de numero: ");
  Serial.print(numGrav);
  modoDeEspera=true;
}
//quando botão é pressionado
if(EstadoLedVerde==LOW && EstadoBotao == HIGH){
  gravarMovimento=true;
}
//grava movimento e acende led verde
if (gravarMovimento==true && EstadoBotao == LOW){
  digitalWrite(ledVerde, HIGH);
  x1 = acelerometro1.getXAccel();
  y1 = acelerometro1.getYAccel();
  z1 = acelerometro1.getZAccel();
  x2 = acelerometro2.getXAccel();
  y2 = acelerometro2.getYAccel();
  z2 = acelerometro2.getZAccel();
  Serial.print("\nx1: ");
  Serial.print(x1);
  Serial.print("    y1: ");
  Serial.print(y1);
  Serial.print("    z1: ");
  Serial.print(z1);
  Serial.print("    x2: ");
  Serial.print(x2);
  Serial.print("    y2: ");
  Serial.print(y2);
```

```
    Serial.print("    z2: ");
    Serial.print(z2);
    Serial.print("  G*10^-2");
    delay (84); // ~ 12 Hz
   }
  //pausar transmissão dados através do acionamento do botão
  if(EstadoLedVerde==HIGH && EstadoBotao == HIGH){
    delay(1000);
    Serial.println("\n## Pausa! ##");
    digitalWrite(ledVerde, LOW);
    gravarMovimento=false;
    modoDeEspera=false;
  }
 }
```

APÊNDICE B – CÓDIGO DE CÁLCULO DAS VARIÁVEIS NO MATLAB

```
%Esta função recebe a coleta do excel e cria planilhas com aceleração
%em m/s², velocidade em m/s, posição em m e velocidade resultante em m/s
%para os testes do mCTSIB
%calcula('coleta1.xlsx')
function calcula(entrada)
char coleta;
coleta=entrada;
%a:aceleracao, v:velocidade, p:posição e vr: velocidade resultante.
%cada planilha contém 180 linhas referentes ao produto do tempo do teste
%vezes a frequência de amostragem, ou seja, 30sx6Hz=180 leituras.
%planilhas com 6 colunas (x1,y1,z1,x2,y2,z2).
%x1,y1 e z1 para perna direita e x2,y2 e z2 para esquerda
%planilhas com 2 colunas (vr1,vr2)
%% Acessando as planilhas do Excel
%OASF%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
OASFa=xlsread(coleta,1);
OASFv=xlswrite(coleta,zeros(180,6),5);
OASFv=xlsread(coleta,5);
OASFp=xlswrite(coleta,zeros(180,6),9);
OASFp=xlsread(coleta,9);
OASFvr=xlswrite(coleta,zeros(180,2),13);
OASFvr=xlsread(coleta,13);
%OFSF%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
OFSFa=xlsread(coleta,2);
OFSFv=xlswrite(coleta,zeros(180,6),6);
OFSFv=xlsread(coleta,6);
OFSFp=xlswrite(coleta,zeros(180,6),10);
OFSFp=xlsread(coleta,10);
OFSFvr=xlswrite(coleta,zeros(180,2),14);
OFSFvr=xlsread(coleta,14);
```

```
%OASI%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
OASIa=xlsread(coleta,3);
OASIv=xlswrite(coleta,zeros(180,6),7);
OASIv=xlsread(coleta,7);
OASIp=xlswrite(coleta,zeros(180,6),11);
OASIp=xlsread(coleta,11);
OASIvr=xlswrite(coleta,zeros(180,2),15);
OASIvr=xlsread(coleta,15);
%OFSI%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
OFSIa=xlsread(coleta,4);
OFSIv=xlswrite(coleta,zeros(180,6),8);
OFSIv=xlsread(coleta,8);
OFSIp=xlswrite(coleta,zeros(180,6),12);
OFSIp=xlsread(coleta,12);
OFSIvr=xlswrite(coleta,zeros(180,2),16);
OFSIvr=xlsread(coleta,16);
%%OASF
%% Calcular: Aceleração m/s^2
for i=1:180
   for j=1:6
      % Aceleração x y z
      OASFa(i,j)=OASFa(i,j)*0.0980665; %colocando a aceleracao em m/s²
   end
end
%% Calcular: Velocidade m/s
for i=1
   for j=1:6
      % Velocidade x y z para primeira leitura
      OASFv(i,j)=(1/12)*OASFa(i,j);
   end
   % Velocidade resultante para primeira leitura
   OASFvr(i,1)= (OASFv(i,1)^2+ OASFv(i,3)^2)^(1/2);%direita
   OASFvr(i,2)= (OASFv(i,4)^2+ OASFv(i,6)^2)^(1/2);%esquerda
end
```

```
for i=2:180
   for j=1:6
      % Velocidade x y z para demais leituras
      OASFv(i,j)= OASFv(i-1,j)+(1/12)*(OASFa(i,j)-OASFa(i-1,j));
   end
   % Velocidade resultante para demais leituras
   OASFvr(i,1)= (OASFv(i,1)^2 + OASFv(i,3)^2)^(1/2);%direita
   OASFvr(i,2)= (OASFv(i,4)^2 + OASFv(i,6)^2)^(1/2);%esquerda
end
%% Cacular: Posição m
for i=1
   for j=1:6
      % Posição x y z para primeira leitura
      OASFp(i,j)=(1/12)*OASFv(i,j);
   end
end
for i=2:180
   for j=1:6
      % Posição x y z para demais leituras
      OASFp(i,j)=OASFp(i-1,j)+(1/12)*(OASFv(i,j)-OASFv(i-1,j));
   end
end
%%OFSF
%% Calcular: Aceleração m/s^2
for i=1:180
   for j=1:6
      % Aceleração x y z
      OFSFa(i,j)=OFSFa(i,j)*0.0980665;
   end
end
%% Calcular: Velocidade m/s
for i=1
   for j=1:6
      % Velocidade x y z para primeira leitura
```

```
        OFSFv(i,j)=(1/12)*OFSFa(i,j);
    end
    % Velocidade resultante para primeira leitura
    OFSFvr(i,1)= (OFSFv(i,1)^2 + OFSFv(i,3)^2)^(1/2);%direita
    OFSFvr(i,2)= (OFSFv(i,4)^2 + OFSFv(i,6)^2)^(1/2);%esquerda
end
for i=2:180
    for j=1:6
        % Velocidade x y z para demais leituras
        OFSFv(i,j)= OFSFv(i-1,j)+(1/12)*(OFSFa(i,j)-OFSFa(i-1,j));
    end
    % Velocidade resultante para demais leituras
    OFSFvr(i,1)= (OFSFv(i,1)^2 + OFSFv(i,3)^2)^(1/2);%direita
    OFSFvr(i,2)= (OFSFv(i,4)^2 + OFSFv(i,6)^2)^(1/2);%esquerda
end
%% Cacular: Posição m
for i=1
    for j=1:6
        % Posição x y z para primeira leitura
        OFSFp(i,j)=(1/12)*OFSFv(i,j);
    end
end
for i=2:180
    for j=1:6
        % Posição x y z para demais leituras
        OFSFp(i,j)=OFSFp(i-1,j)+(1/12)*(OFSFv(i,j)-OFSFv(i-1,j));
    end
end
%%OASI
%% Calcular: Aceleração m/s^2
for i=1:180
    for j=1:6
        % Aceleração x y z
        OASIa(i,j)=OASIa(i,j)*0.0980665;
```

```
    end
end
%% Calcular: Velocidade m/s
for i=1
    for j=1:6
        % Velocidade x y z para primeira leitura
        OASIv(i,j)=(1/12)*OASIa(i,j);
    end
    % Velocidade resultante para primeira leitura
    OASIvr(i,1)= (OASIv(i,1)^2 + OASIv(i,3)^2)^(1/2);%direita
    OASIvr(i,2)= (OASIv(i,4)^2 + OASIv(i,6)^2)^(1/2);%esquerda
end
for i=2:180
    for j=1:6
        % Velocidade x y z para demais leituras
        OASIv(i,j)= OASIv(i-1,j)+(1/12)*(OASIa(i,j)-OASIa(i-1,j));
    end
    % Velocidade resultante para demais leituras
    OASIvr(i,1)= (OASIv(i,1)^2 + OASIv(i,3)^2)^(1/2);%direita
    OASIvr(i,2)= (OASIv(i,4)^2 + OASIv(i,6)^2)^(1/2);%esquerda
end
%% Cacular: Posição m
for i=1
    for j=1:6
        % Posição x y z para primeira leitura
        OASIp(i,j)=(1/12)*OASIv(i,j);
    end
end
for i=2:180
    for j=1:6
        % Posição x y z para demais leituras
        OASIp(i,j)=OASIp(i-1,j)+(1/12)*(OASIv(i,j)-OASIv(i-1,j));
    end
end
```

```
%%OFSI
%% Calcular: Aceleração m/s^2
for i=1:180
   for j=1:6
      % Aceleração x y z
      OFSIa(i,j)=OFSIa(i,j)*0.0980665;
   end
end
%% Calcular: Velocidade m/s
for i=1
   for j=1:6
      % Velocidade x y z para primeira leitura
      OFSIv(i,j)=(1/12)*OFSIa(i,j);
   end
   % Velocidade resultante para primeira leitura
   OFSIvr(i,1)= (OFSIv(i,1)^2 + OFSIv(i,3)^2)^(1/2);%direita
   OFSIvr(i,2)= (OFSIv(i,4)^2 + OFSIv(i,6)^2)^(1/2);%esquerda
end
for i=2:180
   for j=1:6
      % Velocidade x y z para demais leituras
      OFSIv(i,j)= OFSIv(i-1,j)+(1/12)*(OFSIa(i,j)-OFSIa(i-1,j));
   end
   % Velocidade resultante para demais leituras
   OFSIvr(i,1)= (OFSIv(i,1)^2 + OFSIv(i,3)^2)^(1/2);%direita
   OFSIvr(i,2)= (OFSIv(i,4)^2 + OFSIv(i,6)^2)^(1/2);%esquerda
end
%% Cacular: Posição m
for i=1
   for j=1:6
      % Posição x y z para primeira leitura
      OFSIp(i,j)=(1/12)*OFSIv(i,j);
   end
end
```

```
for i=2:180
   for j=1:6
      % Posição x y z para demais leituras
      OFSIp(i,j)=OFSIp(i-1,j)+(1/12)*(OFSIv(i,j)-OFSIv(i-1,j));
   end
end

%% Salvando
xlswrite(coleta,OASFv(:,:),5);
xlswrite(coleta,OASFp(:,:),9);
xlswrite(coleta,OASFvr(:,:),13);
xlswrite(coleta,OFSFv(:,:),6);
xlswrite(coleta,OFSFp(:,:),10);
xlswrite(coleta,OFSFvr(:,:),14);
xlswrite(coleta,OASIv(:,:),7);
xlswrite(coleta,OASIp(:,:),11);
xlswrite(coleta,OASIvr(:,:),15);
xlswrite(coleta,OFSIv(:,:),8);
xlswrite(coleta,OFSIp(:,:),12);
xlswrite(coleta,OFSIvr(:,:),16);
end
```