

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ÉRICO LEITE CAVALCANTE

PLATAFORMA DINÂMICA DE AVALIAÇÃO FISIOTERÁPICA

RECIFE

2015

ÉRICO LEITE CAVALCANTE

PLATAFORMA DINÂMICA DE AVALIAÇÃO
FISIOTERÁPICA

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Eletrônica.

Orientador: Marco Aurélio Benedetti
Rodrigues, *D.Sc.*

Coorientador: Patrícia Silva Lessa, *D.Sc.*

Recife

2015

Catálogo na fonte
Bibliotecária Valdicéa Alves, CRB-4 / 1260

C376p Cavalcante. Érico Leite.
Plataforma Dinâmica de Avaliação Fisioterápica / Érico Leite Cavalcante
- 2015.
67folhas, Il.; Tabs; Abr.; Sigl.; e Simb.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurelio Benedetti Rodrigues.
Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Patrícia Silva Lessa.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2015.
Inclui Referencias.

1. Engenharia Elétrica. 2. Kinect. 3. Avaliação cinesiofunciona.
4. Equilíbrio corpoaral. 5. Acelerômetro. I. Rodrigues, Marco Aurelio Benedetti
(Orientador). II. Lessa, Patrícia Silva. (Coorientadora). III. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.) BCTG/2017 - 211



Universidade Federal de Pernambuco

Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

PARECER DA COMISSÃO EXAMINADORA DE DEFESA DE
DISSERTAÇÃO DO MESTRADO ACADÊMICO DE

ÉRICO LEITE CAVALCANTE

TÍTULO

“PLATAFORMA DINÂMICA DE AVALIAÇÃO FISIOTERÁPICA”

A comissão examinadora composta pelos professores: MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES, DES/UFPE, PATRÍCIA SILVA LESSA, DES/UFPE, MARILÚ GOMES NETTO MONTE DA SILVA, DEB/UFPE e ALANA ELZA FONTES DA GAMA, CAA/UFPE, sob a presidência do primeiro, consideram o candidato **ÉRICO LEITE CAVALCANTE APROVADO.**

Recife, 31 de agosto de 2015.

CECILIO JOSÉ LINS PIMENTEL
Coordenador do PPGE

**MARCO AURÉLIO BENEDETTI
RODRIGUES**
Orientador e Membro Titular Interno

**MARILÚ GOMES NETTO MONTE DA
SILVA**
Membro Titular Externo

PATRÍCIA SILVA LESSA
Coorientadora e Membro Titular Externo

ALANA ELZA FONTES DA GAMA
Membro Titular Externo

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus por me conduzir as pessoas que tanto tenho a agradecer. Aos meus pais que me ensinaram e formaram o meu caráter através dos exemplos. Aos professores Marco Aurélio Benedetti Rodrigues e Patrícia Silva Lessa pela dedicação e apoio dado a este trabalho. Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica pela infraestrutura e organização exemplares. Ao Grupo de Pesquisa de Engenharia Biomédica, pelo auxílio ao trabalho. Ao meu irmão pelo conhecimento compartilhado. À minha noiva Ana pelo estímulo e amor. Aos amigos e familiares, pelo apoio emocional. Ao CNPq, pelo apoio financeiro.

Resumo

O equilíbrio corporal é o objeto de estudo para a reabilitação de indivíduos que sofrem de alguma alteração em sua condição motora. No entanto, os equipamentos necessários para a avaliação quantitativa do equilíbrio apresentam alto custo. Este trabalho trata do desenvolvimento de uma plataforma de avaliação do equilíbrio corporal de baixo custo, cujo o nome é Reability. Primeiramente, foi desenvolvida uma plataforma para aquisição e processamento do sinal de eletromiografia (2 canais de EMG) e de dois sensores inerciais MPU-6050 via comunicação I2C. O microcontrolador utilizado é da família MSP430(Texas TI) e o firmware foi desenvolvido de tal forma que a leitura dos acelerômetros seja intercalada, não atrapalhando a captura dos canais de eletromiografia, que necessitam de uma taxa maior de velocidade de aquisição. Em um segundo momento, foi desenvolvido o software em ambiente Visual Studio usando C#, utilizando o driver Windows SDK para se comunicar com o Microsoft Kinect, responsável pela interação visual proporcionada pela plataforma. O sistema recebe as informações do hardware via Bluetooth e do Kinect via USB. Esta plataforma permite a avaliação dinâmica do paciente durante o exercício, exibindo os sinais de EMG e de acelerometria para o fisioterapeuta, interagindo com o paciente através do feedback visual proporcionado pelo vídeo com realce de movimento capturado pelo Kinect. Além disso, a gravação dos dados de eletromiografia, de acelerometria e do vídeo permitem ao fisioterapeuta comparar os dados entre as sessões. Para isso, a plataforma apresenta algumas ferramentas de avaliação através de métodos como: diagramas de deslocamento de centro de pressão para os sinais de acelerometria, envoltório de eletromiografia e comparação temporal.

Palavras-chave: Kinect. Avaliação cinesiofuncional. Equilíbrio corporal. Acelerômetro.

Abstract

Body balance is the object of study for the rehabilitation of individuals suffering from some condition in their motor condition. The equipment necessary for its quantitative measurement is associated with instruments of high cost and complexity. This work deals with the development of a low-cost platform for the body balance evaluation, whose name is Reability. Firstly, a hardware was developed for the acquisition and processing of the electromyography signal (2 EMG channels) and two MPU-6050 inertial sensors via I2C communication. The microcontroller used is from the MSP430 family (Texas TI). The firmware was developed in such a way that the reading of the accelerometers is interleaved, not hindering the capture of the electromyography channels, which require a higher speed of acquisition. In a second moment, a software was developed in Visual Studio using C#, the Windows SDK driver to communicate with Microsoft Kinect, responsible for the visual interaction provided by the platform. The system receives hardware information via Bluetooth and of Kinect via USB. This system allows the dynamic evaluation of the patient during the exercise, displaying the EMG and accelerometry signals to the physiotherapist, interacting with the patient through the visual feedback provided by the motion enhancement video captured by Kinect. Moreover, the recording of electromyography, accelerometry and video allows the physiotherapist to compare data between sessions. For this, the platform presents some evaluation tools through methods such as: diagrams of pressure center displacement for the signs of accelerometry, signal envelope captured of electromyography and temporal comparison.

Keywords: Kinect. Kinesio-functional assessment. Postural balance. Accelerometer.

Lista de ilustrações

Figura 1	– (a) Plataforma de força e a indicação dos vetores associados a sua medição e (b) Acelerômetro localizado no externo como possível região de avaliação de equilíbrio.	16
Figura 2	– (a) <i>Wii Balance Board</i> (Nintendo®) controle criado através do conceito de plataforma de força e (b) jogo <i>Tighrope Walk</i> do Wii, ambiente de RV criado para interagir com o paciente.	17
Figura 3	– Diagrama de blocos do hardware.	20
Figura 4	– (a) Conexão entre o Microcontrolador MSP430 e periféricos via protocolo de comunicação I2C e (b) Conexão de múltiplos dispositivos escravos a um dispositivo mestre, via um único barramento I2C.	21
Figura 5	– Diagrama de Blocos final do Sistema de Aquisição.	21
Figura 6	– Esquemático necessário para o funcionamento do LM1117.	22
Figura 7	– (a) Comparação das dimensões da placa GY-521 com uma moeda de dez centavos de Real e (b) Configuração da pinagem da placa GY-521.	23
Figura 8	– Ciclo de comunicação mestre-escravo do protocolo I2C.	24
Figura 9	– Estrutura do <i>Microsoft Kinect</i>	25
Figura 10	– Ângulos de detecção do <i>Microsoft Kinect</i>	25
Figura 11	– Limites da área sensoreada.	26
Figura 12	– Mapeamento da profundidade. (a) Em escala de cinza e (b) em graduação de cores.	26
Figura 13	– Valores da intensidade dos pixels na imagem de profundidade.	27
Figura 14	– Tela inicial da Plataforma <i>Reability</i>	29
Figura 15	– Estrutura do Banco de Dados.	30
Figura 16	– Tela de cadastro de nova sessão de exercícios da Plataforma <i>Reability</i>	31
Figura 17	– Tarefas para avaliação do equilíbrio estático: (a) com apoio dos dois pés sobre o solo, dispostos paralelamente e unidos; (b) com apoio de um só pé sobre o solo, mantendo o joelho contralateral fletido; (c) com apoio dos dois pés sobre o solo, dispostos um à frente do outro, com contato calcanhar-dedos.	32
Figura 18	– Tarefas para avaliação do equilíbrio dinâmico: (a) anterior; (b) posteromedial; (c) posterolateral.	33
Figura 19	– Ilustração do realce de movimento localizado na cintura.	33
Figura 20	– Estrutura do pacote de dados.	34
Figura 21	– Plotagem dos gráficos dos dois acelerômetros em relação ao tempo, onde x_1, y_1 e z_1 são referentes ao acelerômetro 1 e x_2, y_2, z_2 e ao acelerômetro 2.	35
Figura 22	– Representação dos pontos pesquisados a partir do modelo de homem vitruviano de Leonardo Da Vinci.	37

Figura 23 – Mapeamento de pontos para reconhecimento do esqueleto desenvolvido por SHOTTON et al. (2011).	38
Figura 24 – Pasta dos arquivos salvos, onde os arquivos .dreab são os arquivos compactados.	39
Figura 25 – Tela de pesquisa das sessões de exercícios para realizar as avaliações.	40
Figura 26 – Teste do algoritmo para comparação de desenvolvimento de movimento.	41
Figura 27 – Composição do vetor deslocamento projetado pelos vetores de aceleração informados pelo acelerômetro triaxial.	42
Figura 28 – Diagrama de deslocamento adquirido com acelerômetros em paciente sobre teste de condições corpóreas (a) paciente com todos os sistemas sensoriais intactos, (b) paciente com o sistema de <i>feedback</i> de equilíbrio reduzido.	44
Figura 29 – Exemplo de Envoltório de EMG.	45
Figura 30 – Exemplo do módulo de comparação de ativação muscular.	45
Figura 31 – Protótipo utilizado.	46
Figura 32 – (a) Forma de estabelecer o endereço 0x68 para a placa MPU-6050.(b) Forma de estabelecer o endereço 0x69 para placa MPU-6050.	48
Figura 33 – Teste de comunicação realizado com programa RealTerm.	48
Figura 34 – Teste para os dois canais de EMG.	49
Figura 35 – Tela inicial da Reability.	49
Figura 36 – Teste do sistema de erro de cadastro.	50
Figura 37 – Primeiro passo do algoritmo para encontrar o primeiro dígito de verificação do CPF.	50
Figura 38 – Primeiro passo do algoritmo para encontrar o segundo dígito de verificação do CPF.	51
Figura 39 – Tela de pesquisa de paciente cadastrado.	51
Figura 40 – Tela de cadastro de nova sessão de exercício.	52
Figura 41 – Tela de seleção da sessão de exercício a ser avaliada.	53
Figura 42 – Tela de aquisição de dados.	54
Figura 43 – Tela de vídeo exibido para o paciente.	55
Figura 44 – Tela de pesquisa de paciente onde o paciente teste já é cadastrado.	56
Figura 45 – Tela do módulo de comparação com exercício de referencia.	57
Figura 46 – Diagramas da oscilação média anteroposterior e medial-lateral dos acelerômetros durante os testes de equilíbrio: A) sensor posicionado no esterno – apoio bipodal e olhos abertos; B) sensor posicionado na coluna lombar – apoio bipodal e olhos abertos; C) sensor posicionado no esterno – apoio unipodal do membro dominante e olhos abertos; D) sensor posicionado na coluna lombar–apoio unipodal do membro dominante e olhos abertos.	59
Figura 47 – Tela da avaliação por diagrama de deslocamento de centro de pressão.	59
Figura 48 – Tela de Avaliação de Envoltória de EMG.	60
Figura 49 – Tolerância para a execução de movimento.	61

Figura 50 – Captura do Esqueleto desenvolvida pelo Reability. 61

Lista de tabelas

Tabela 1	– Limites de Valores fornecidos pelo <i>PostgresSQL</i>	31
Tabela 2	– Resumo e comparação dos recursos dos <i>drivers</i>	36
Tabela 3	– Descrição do consumo teórico total de corrente do hardware após alteração.	47
Tabela 4	– Resumo e comparação dos recursos dos <i>drivers</i>	55

Lista de abreviaturas e siglas

AC	Avaliação Cinesiofuncional
EMG	Eletromiograma
CP	Centro de Pressão
RV	Realidade Virtual
ECG	Eletrocardiograma
I2C	Circuito Inter-integrado
MPU	<i>Motion Processing Unit</i>
MEMS	Sistemas Microeletromecânicos (<i>Micro ElectroMechanical Systems</i>)
DMP	<i>Digital Motion Processor</i>
FIFO	<i>first-in-first-out</i>
SDA	Serial Data
SCL	Serial Clock
ACK	Sinal de Acknowledge
RGB	Sistema de cores aditivas formado por Vermelho (<i>Red</i>), Verde (<i>Green</i>) e Azul (<i>Blue</i>)
UI	Interface de Usuário
WPF	<i>Windows Presentation Foundation</i>

Lista de símbolos

$TDps$	Total de dados por segundo
D_{RGB}	Tamanho do arquivo por segundo gerado pela câmera RGB
$D_{PROFUNDIDADE}$	Tamanho do arquivo por segundo gerado pela câmera de profundidade
R_t	Razão entre os tempos de execução de um mesmo exercício realizado por um paciente e por um profissional de fisioterapia declarado como modelo de referência.
t_A	Tempo de execução do exercício executado pelo paciente
t_R	Tempo de execução do exercício realizado pelo modelo de referência
a_x	componente do vetor de aceleração referente ao eixo x
a_y	componente do vetor de aceleração referente ao eixo y
a_z	componente do vetor de aceleração referente ao eixo z
A	Magnitude do vetor aceleração
D	Magnitude do vetor deslocamento

Sumário

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Novos métodos na área de reabilitação	16
1.2	Objetivos	18
1.2.1	Objetivos Específicos	18
1.3	Estrutura da Dissertação	19
2	SISTEMA DE AQUISIÇÃO	20
2.1	Adaptação do Hardware	20
2.1.1	Regulador de Tensão LM1117	22
2.1.2	Módulo Inercial GY-521	22
2.1.2.1	Protocolo de comunicação I2C	23
2.2	Descrição de Hardware do Kinect®	24
3	DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA <i>REABILITY</i>	28
3.1	Modelagem do Banco de Dados	29
3.1.1	Escolha do Sistema Gerenciador de Banco de Dados	30
3.2	Sessão de Exercícios	31
3.2.1	Transmissão de Sinais via Bluetooth	33
3.2.2	Interação com o paciente	35
3.2.2.1	Camada de Software do Kinect	35
3.3	Avaliação dos Dados	40
3.3.1	Comparação com o tempo de exercício de referência	40
3.3.2	Diagramas de deslocamento de centro de pressão	42
3.3.3	Envoltório de EMG	44
4	RESULTADOS	46
4.1	<i>Hardware</i>	46
4.1.1	Consumo de Corrente	46
4.1.2	Aquisição e envio dos Dados	47
4.2	<i>Software</i>	49
4.2.1	Cadastro de Paciente e Sessão de Exercícios	49
4.2.2	Sessão de Exercícios	53
4.2.3	Avaliação dos Exercícios	56
4.2.3.1	Comparação com o tempo de exercício de referência	57
4.2.3.2	Diagrama de deslocamento de centro de pressão	58
4.2.3.3	Envoltória do EMG	59

4.2.4	Processamento do Esqueleto Kinect	60
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	62
5.1	Trabalhos Futuros	63
	REFERÊNCIAS	65

1 Introdução

A área de reabilitação promove o tratamento de incapacidades causada por lesões ou doenças crônicas, como por exemplo: sequelas neurológicas, lesões derivadas da gestação e do parto, acidentes de trânsito e de trabalho ou pelo envelhecimento (MONTEIRO et al., 2011). A fisioterapia e sua evolução trazem a possibilidade de determinar rotinas de exercícios físicos mais eficazes para o paciente, o que acelera o processo de reabilitação (SILVA et al., 2008).

A avaliação cinesiofuncional (AC) identifica possíveis lesões ou desequilíbrios de estruturas do corpo humano responsáveis pela locomoção. Quando realizada durante o tratamento, permite perceber seus resultados (MANCINI; HORAK, 2010). Dentre os principais itens de uma AC, o equilíbrio corporal se destaca. O conceito de equilíbrio está associado à estabilidade da postura corporal, na qual sua manutenção é garantida pela interação entre os sistemas sensoriais e o sistema motor. Os sistemas sensoriais fornecem informações específicas relacionadas ao posicionamento do corpo no espaço, cabendo ao sistema nervoso central avaliar estas informações e realizar a estabilidade do corpo (LUANA et al., 2009).

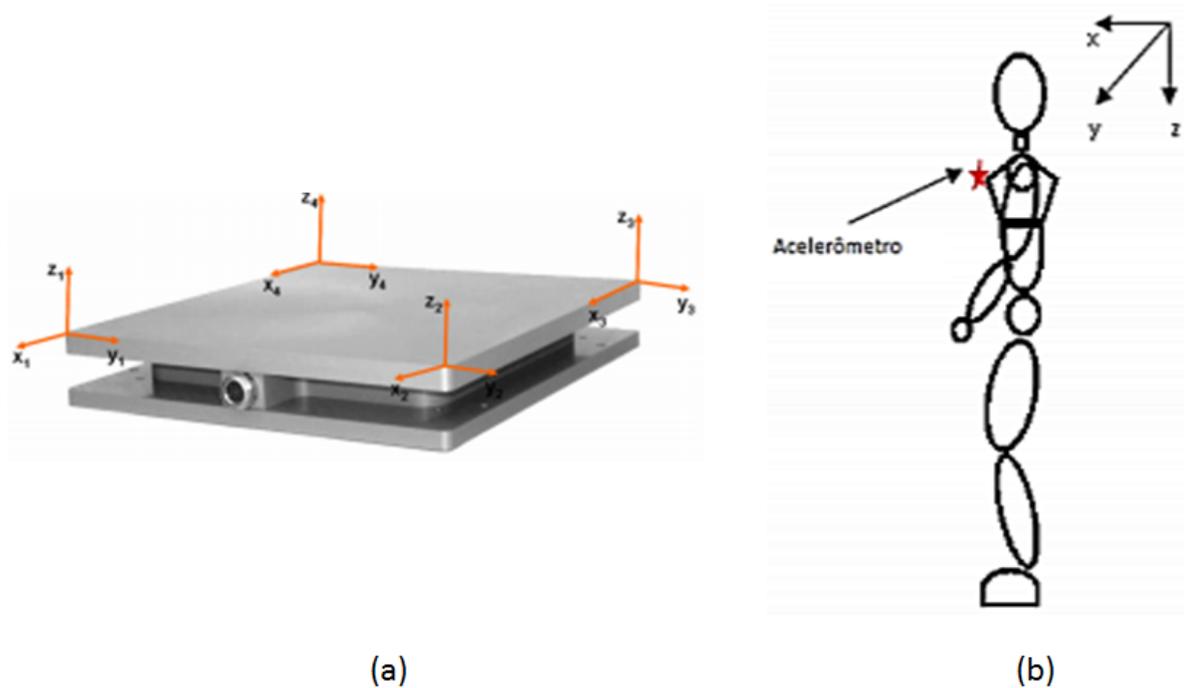
A partir dos 45 anos, as mudanças sensoriais e motoras oriundas do envelhecimento são mais acentuadas, agindo nos sistemas sensoriais (visual, vestibular e somatossensorial) e nas capacidades motoras (força, flexibilidade, tempo de reação, equilíbrio e coordenação), tornando os indivíduos idosos, os mais acometidos por problemas de equilíbrio (LUANA et al., 2009). A pesquisa realizada por FIGUEIREDO, LIMA e GUERRA (2007) apresenta um índice de queixa em relação ao equilíbrio corporal por volta de 85% para a população acima dos 65 anos, fato que comprova as mudanças sensorio/motoras.

Em geral, as formas de avaliação desse equilíbrio são divididas em: testes de campo de equilíbrio e testes de posturografia em plataforma de força. Os testes de campo são mais simples, geralmente requerem pouco espaço e material. Estes avaliam tarefas funcionais comuns como: sentar-se, andar sem apoio, alongar-se à frente, executar uma volta de 360° e mudar da posição sentada para a vertical. Os testes de posturografia utilizam plataforma de força, desta forma são descritos como avaliações quantitativas da oscilação corporal, sendo mais confiáveis, com melhor precisão e potencial para detectar pequenos distúrbios do equilíbrio (SABCHUK; BENTO; RODACKI, 2012; O'SULLIVAN; BLAKE; CUNNINGHAM, 2009).

A plataforma de força, a partir das componentes da força de reação do solo e das componentes do momento de força, possibilita a obtenção do centro de pressão (CP), grandeza mecânica importante para a AC (BARELA; DUARTE, 2011). No entanto, o custo elevado faz a plataforma de força ser pouco difundida nas clínicas fisioterápicas (SEIMETZ et al., 2012). Atualmente, o uso de acelerômetros é um dos métodos em estudo para a realização da avaliação de equilíbrio corporal de forma quantitativa (SEIMETZ et al., 2012; MAYAGOITIA et al., 2002).

A Figura 1(a) ilustra uma plataforma de força de quatro cantos e seus respectivos eixos de análise, e a Figura 1(b) ilustra um dos possíveis posicionamentos de um dispositivo do tipo acelerômetro para análise do equilíbrio corporal.

Figura 1 – (a) Plataforma de força e a indicação dos vetores associados a sua medição e (b) Acelerômetro localizado no externo como possível região de avaliação de equilíbrio.



Fonte: (a) BARELA e DUARTE (2011) e (b) SEIMETZ et al. (2012)

Algumas destas AC usam a eletromiografia de superfície (EMG) junto à avaliação do equilíbrio. O sinal de EMG mostra ao fisioterapeuta a ativação muscular, que avalia as mudanças nas características desta ativação (PINHEIRO, 2011).

1.1 Novos métodos na área de reabilitação

A evolução tecnológica trouxe à área de reabilitação o desenvolvimento de novos métodos de avaliação. Para a AC, pode-se citar: SEIMETZ et al. (2012) que utiliza acelerômetros nos testes de posturografia para a avaliação do equilíbrio corporal; GUILHERME e PAULA (2012) que utilizam acelerômetros para estimar a quantidade e qualidade de atividade física; PHINYOMARK, LIMSAKUL e PHUKPATTARANONT (2011) que aplica Wavelet na extração de características de EMG para reconhecimento de padrões.

Em relação ao tratamento, novas formas de interação com o paciente foram desenvolvidas para a realização dos exercícios físicos, como exemplo, a imersão nos ambientes de realidade

virtual na prática dos exercícios. Estes sistemas de realidade virtual (RV) são utilizados como ferramenta na reabilitação motora e no treinamento do equilíbrio corporal (MONTEIRO et al., 2011). Isto ocorre devido ao avanço tecnológico, que associada à redução do custo dos equipamentos de RV promoveu uma maior difusão desta tecnologia (FERNANDES et al., 2014).

Sistemas de RV, como o *Nintendo Wii* (*Nintendo*[®]) com a *Wii Balance Board* (*Nintendo*[®]), *Playstation 2* (*Sony*[®]) com o *Sony EyeToy* (*Sony*[®]) e *XBOX 360* (*Microsoft*[©]) com *Microsoft Kinect* (*Microsoft*[©] *Kinect*[®]), encorajam os usuários a realizar movimentos naturais para interagir com o ambiente de RV. Além disso, apresentam diversas variações, mantendo a motivação dos pacientes para a prática dos exercícios e sua atenção para componentes específicos do movimento (MOREIRA, 2012). A Figura 2(a) ilustra o *Wii Fit*[®] *Balance Board*[®] controle criado através do conceito de plataforma de força e a Figura 2(b) ilustra um *software* de reabilitação desenvolvido para o console *Nintendo Wii* com o uso do *joystick Balance Board*.

Figura 2 – (a) *Wii Balance Board* (*Nintendo*[®]) controle criado através do conceito de plataforma de força e (b) jogo *Tighrope Walk* do *Wii*, ambiente de RV criado para interagir com o paciente.



(a)



(b)

Fonte: (a) e (b) NINTENDO (2007)

A utilização de realidade virtual através destes jogos, como ferramenta de interação com o paciente é um tema bem estabelecido e abordado por diversos tipos de tratamento de reabilitação, obtendo resultados positivos. Algumas empresas de jogos criaram franquias voltadas à execução de exercícios físicos, como a Nintendo com o *Wii Fit* e a Microsoft com o *Kinect Sports* entre outros. Entre os estudos referentes ao uso da realidade virtual para o tratamento de reabilitação, podemos citar: CAMPOS (2013), apresentando que sensor 3D da Kinect permite obter, de forma automática, dados sobre os movimentos realizados pelos pacientes com uma qualidade semelhante à que é obtida com base na marcação manual da posição das articulações em sequências de vídeo 2D; SCHIAVINATO et al. (2010), onde a paciente teve um aumento de

23,21% na escala de equilíbrio de Berg.; PAVÃO et al. (2014), onde o desempenho motor do paciente apresentou aprimoramento de seu equilíbrio funcional e seu desempenho motor.

Nos ambientes de realidade virtual, existe um limiar que determina se o movimento foi ou não executado com sucesso. Para que os pacientes não percam a motivação, devido a suas limitações na mobilidade, estes sistemas devem apresentar este limiar flexível de acordo com a limitação do paciente, como é proposto por ALANA et al. (2012).

Em paralelo, os equipamentos desenvolvidos para análise do sistema motor passam por evoluções ergonômica. Com isso, os equipamentos começam a realizar a avaliação do paciente durante uma atividade física de alto impacto ou suas atividades diárias, como é o caso do *hardware* desenvolvido por SOUZA (2015).

A possibilidade de desenvolver uma plataforma de avaliação cinesiofuncional que permita um acompanhamento dinâmico do tratamento do equilíbrio corporal foi a motivação deste trabalho. Esse acompanhamento é realizado por meio da captura dos sinais de EMG e de acelerometria durante os exercícios realizados durante o tratamento, junto ao uso de técnicas de avaliação destes dados após a realização das sessões de exercício.

1.2 Objetivos

Esse trabalho propõe o desenvolvimento de uma plataforma de avaliação fisioterápica de acompanhamento dinâmico de tratamento do equilíbrio, capaz de receber dados oriundos de um dispositivo de *hardware* por transmissão sem fio.

1.2.1 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste trabalho estão listados abaixo:

- Desenvolver um sistema de *hardware* para aquisição de sinais de acelerometria.
- Adaptação de um sistema de *hardware* para a aquisição de sinais de EMG.
- Desenvolver um sistema de comunicação sem fio entre o computador e o dispositivo de aquisição de sinais bioelétricos.
- Desenvolver uma plataforma de *Software* para monitorar em tempo real, sinais de EMG, sinais de acelerometria e imagens de vídeo.
- Desenvolver um sistema de monitoramento/identificação de imagens através do dispositivo *Microsoft Kinect*.
- Desenvolver rotinas de software para armazenamento e reprodução de vídeo dos exercícios armazenados no sistema.

- Implementação de técnicas de processamento dos sinais de EMG e acelerometria, obtidos durante os exercícios na avaliação do equilíbrio corporal.

1.3 Estrutura da Dissertação

Este trabalho está organizado em 5 (cinco) capítulos. Neste Capítulo introdutório estão expostas as motivações que levaram ao desenvolvimento do trabalho, assim como os objetivos.

No Capítulo 2 são apresentados os principais conceitos para o entendimento do Sistema de Aquisição de sinais bioelétricos e é caracterizada a alteração realizada para a interação com o acelerômetro na placa de *hardware*.

O Capítulo 3 é realizada uma apresentação dos principais conceitos, relacionados a desenvolvimento da plataforma, necessários ao entendimento da modelagem desenvolvida neste projeto.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados referentes ao sistema de aquisição e a plataforma de avaliação, apresentados nos capítulos 2 e 3 respectivamente.

Por fim, o Capítulo 5 expõe as conclusões e a discussão de propostas de trabalhos futuros a esta pesquisa.

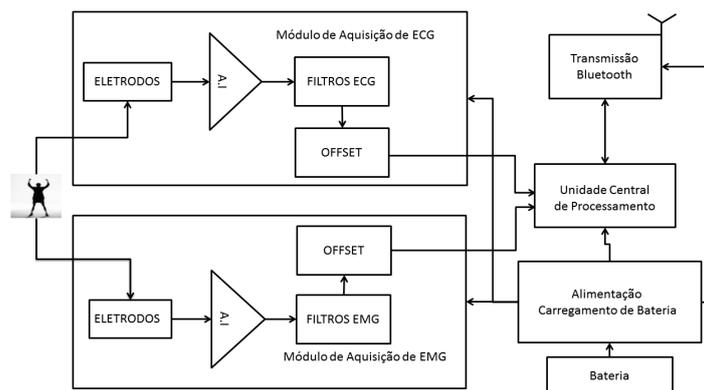
2 Sistema de Aquisição

Este capítulo faz a apresentação do sistema de *hardware* utilizado para aquisição de sinais de EMG e sinais de acelerometria, bem como a estrutura do *Microsoft Kinect*, utilizado para filmagem dos testes e auxílio na determinação do equilíbrio.

2.1 Adaptação do Hardware

Esse trabalho utilizou o sistema de *hardware* (placa base) desenvolvida por SOUZA (2015). Esse *hardware* é composto por um sistema de aquisição de sinais bioelétricos (Eletrocardiograma (ECG) e EMG) e realiza a transmissão destes sinais via *bluetooth*, vide diagrama de blocos da Figura 3.

Figura 3 – Diagrama de blocos do hardware.



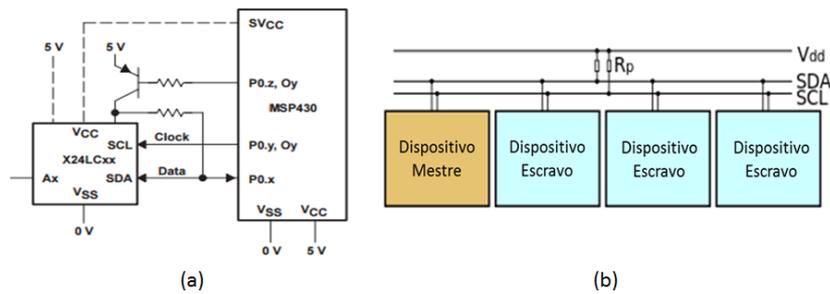
Fonte: SOUZA (2015)

Para o desenvolvimento deste trabalho foi necessário realizar mudanças no *hardware*, bem como acrescentar um módulo para análise de equilíbrio corporal baseado em acelerometria.

Dentre as alterações realizadas ao sistema de aquisição do *hardware*, ocorreu a substituição do módulo de ECG por um de EMG. Esta mudança serviu para aprimorar a análise do equilíbrio, através do uso de dois canais de aquisição de EMG. Para tal, foi substituído o sistema de filtro do módulo de ECG pelo sistema de filtro do módulo de EMG de SOUZA (2015).

O módulo de acelerometria proposto é composto por dois acelerômetros GY-521 comunicando-se com o microcontrolador MSP430G2553 via protocolo I2C, como mostra a figura 4(a). Esta comunicação é baseada no protocolo mestre / escravo, exigindo o endereço do dispositivo escravo, o que possibilita que um mesmo dispositivo mestre interaja com vários dispositivos conectados ao mesmo barramento como ilustra a Figura 4(b).

Figura 4 – (a) Conexão entre o Microcontrolador MSP430 e periféricos via protocolo de comunicação I2C e (b) Conexão de múltiplos dispositivos escravos a um dispositivo mestre, via um único barramento I2C.

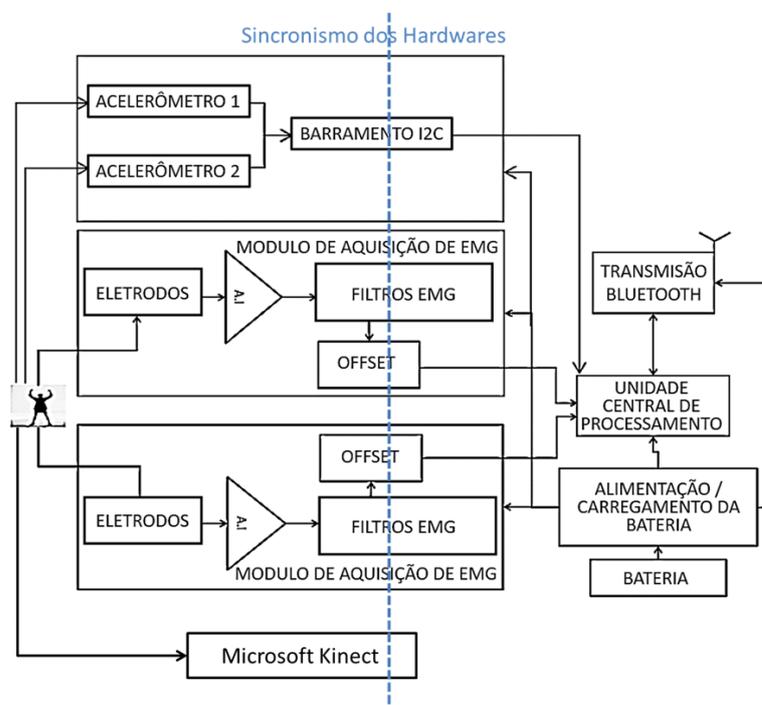


Fonte: (a) BIERL (2000) e (b) Acervo do Autor.

A adição dos dois acelerômetros na placa base aumentou o consumo de corrente do projeto, ultrapassando a carga de saída do regulador linear MAX8892 utilizado por SOUZA (2015) em sua placa. Desta forma o hardware foi alterado para operar com um novo regulador de tensão, o LM1117.

O diagrama final do sistema de aquisição é ilustrado pela Figura 5, onde é exibido o módulo de acelerometria, a substituição do módulo de ECG pelo de EMG e a sincronia com o equipamento Kinect.

Figura 5 – Diagrama de Blocos final do Sistema de Aquisição.



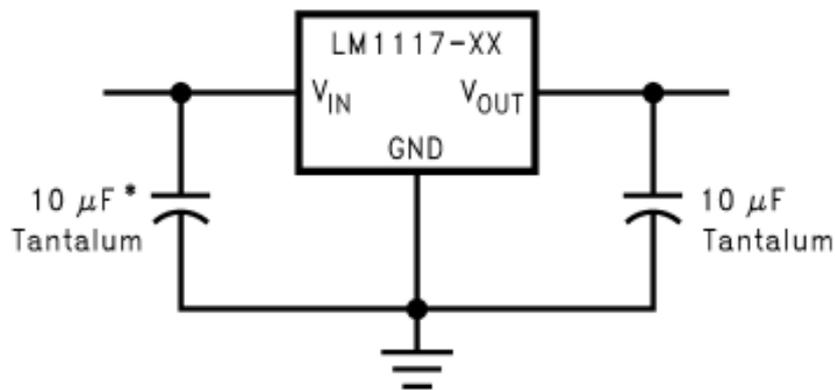
Fonte: Acervo do Autor.

2.1.1 Regulador de Tensão LM1117

O LM1117 é um regulador linear que apresenta uma queda de tensão entre os terminais de entrada e saída de 1,2 V quando estiver operando em plena carga, ou seja, alimentando uma carga de 800 mA em sua saída (INSTRUMENTS, 2013).

Entre as versões existentes foi escolhida a de tensão fixa de saída igual a 3,3 V, dado que todos os componentes funcionam nesta faixa de tensão e a redução de componentes necessários mantendo a característica do hardware com relação ao tamanho, como ilustra a Figura 6.

Figura 6 – Esquemático necessário para o funcionamento do LM1117.



Fonte: INSTRUMENTS (2013).

Este regulador ainda apresenta os recursos de desligamento por limitação térmica ou de corrente e uma precisão na tensão de saída de 1%.

2.1.2 Módulo Inercial GY-521

Neste trabalho foram usadas duas placas GY-521, cujo circuito é composto por um MPU (*Motion Processing Unit*) 6050.

O módulo inercial MPU-6050 é fabricado pela *InvenSense* e possui no mesmo encapsulamento, um acelerômetro e um giroscópio de alta precisão baseado em tecnologia de sistemas microeletromecânicos (MEMS - Micro ElectroMechanical Systems). Essa unidade de medição inercial possui um total de seis graus de liberdade, sendo três para o acelerômetro e três para o giroscópio. A Figura 7(a) exibe um comparação entre as dimensões da placa GY-521 (20 mm X 16 mm X 3 mm) e uma moeda de dez centavos de Real.

O MPU6050 apresenta um recurso chamado DMP (*Digital Motion Processor*). O DMP permite que o algoritmo de detecção de movimento seja executado pelo próprio módulo livrando microcontrolador dessa tarefa. Os resultados dos sinais do acelerômetro e do giroscópio são lidos de forma direta ou a partir de um buffer do tipo FIFO (First In First Out) de 1024 bytes.

Figura 7 – (a) Comparação das dimensões da placa GY-521 com uma moeda de dez centavos de Real e (b) Configuração da pinagem da placa GY-521.



Fonte: Acervo do Autor.

Para leitura dos dados, o módulo apresenta seus conversores Analógico / Digital com resolução de 16 bits por canal, possibilitando que os sinais sejam amostrados ao mesmo tempo. Além disso, o MPU-6050 apresenta ganho ajustável, onde: o acelerômetro pode ser regulado para $\pm 2 g$, $\pm 4 g$, $\pm 8 g$ e $\pm 16 g$ e o girôscopio pode ser regulado para um sensibilidade de ± 250 , ± 500 , ± 1000 e ± 2000 graus por segundo. Neste projeto foi utilizado o ganho do acelerômetro igual a $\pm 2 g$, dado que o corpo humano já apresenta massa significativa para este fator.

A GY-521 permite interface I2C, e ainda apresenta a possibilidade de utilizar outros sensores em sua conexão I2C auxiliar, utilizando os pinos XDA e XCL ilustrados na Figura 7(b). Para realizar a comunicação I2C com duas GY-521, o projeto utilizou a seguinte configuração: dispositivo 1 com o terminal AD0 aterrado, o que torna o endereço a ser enviado igual à 0X68 e o dispositivo 2 com o terminal AD0 alimentado com a mesma tensão da placa, neste caso endereço é igual à 0X69.

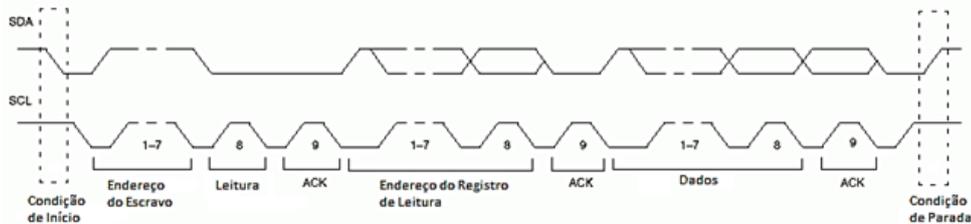
2.1.2.1 Protocolo de comunicação I2C

O protocolo de comunicação I2C, desenvolvido pela Philips em 1996, permite a conexão de dois ou mais periféricos de baixa e média velocidade para a placa mãe, (microcontrolador e afins). Para utilizar este tipo de comunicação tanto a unidade de controle quanto os periféricos devem ser configurados previamente.

A comunicação I2C foi escolhida para o projeto devido ao fator de baixo consumo e a facilidade de comunicação com vários tipos de sensores e circuitos (telefones celulares, *tablets* e computadores). Basicamente o barramento I2C facilita a integração de circuitos de coleta de dados, como sensores, a um sistema de controle. Este barramento é composto de dois terminais, *Serial Data* (SDA) e *Serial Clock* (SCL), e alimentação (VDD), tipicamente de 3,3 V ou 5 V.

Estas duas vias de comunicação são bidirecionais, conectadas ao positivo da fonte de alimentação através de um resistor de *pull-up*, enquanto o barramento está livre, o SDA e o SCL ficam em nível lógico alto, conforme a Figura 8.

Figura 8 – Ciclo de comunicação mestre-escravo do protocolo I2C.



Fonte: Adaptado de INVENSENSE (2014).

Entre as possíveis configurações existentes neste protocolo, a mestre-escravo foi à escolhida. Nesta estrutura a comunicação é iniciada pelo mestre, no caso o microcontrolador é responsável por iniciar a comunicação enviando o endereço do escravo para o barramento solicitando a leitura de dados, aguardando a validação da comunicação e então começa a receber os dados do dispositivo escravo, no caso a placa GY-521.

A figura 8 ilustra o procedimento de comunicação utilizado neste projeto, onde o dispositivo mestre ajusta a condição de início da comunicação, envia o endereço do escravo junto a determinação de leitura dos dados, em seguida o escravo envia o sinal de *Acknowledge* (ACK), que determina o recebimento dos dados e a abertura da comunicação entre os dispositivos. Uma vez o ACK recebido, o dispositivo escravo envia os dados, sempre seguidos de um sinal ACK para o dispositivo mestre, que confirma a recepção dos dados.

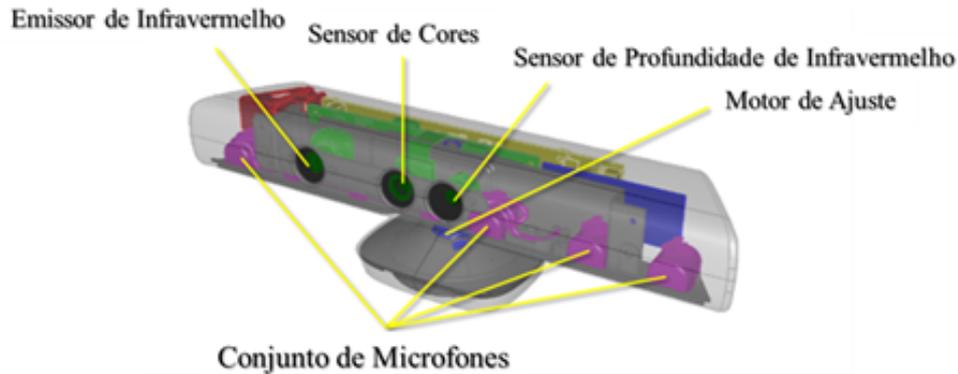
2.2 Descrição de Hardware do Kinect[®]

O *Microsoft*[©] *Kinect*[®] é uma plataforma multimídia de reconhecimento de voz, reconhecimento e posicionamento do esqueleto humano no espaço, bem como o reconhecimento de gestos, usado como comandos remotos (CAMPOS, 2013). Apresenta uma faixa de operação de 0,8m - 3,5 m, com resolução de 1 cm a uma distância de 2 m (a resolução varia de acordo com a distância) (BIGGS, 2012). Esse dispositivo foi lançado em Novembro de 2010 para a plataforma *PowerPC* do console *XBOX 360*.

Na Figura 9, pode ser visualizada a estrutura do *Kinect*. O sensor de cores é uma *webcam* RGB com resolução de 1280 × 960 *pixels*, a 12 *fps*, ou resolução de 640 × 480 *pixels* a 30 *fps*. O emissor de infravermelho projeta sinais para a posterior detecção, cujo reflexo é captado em escala de cinza pelo sensor de profundidade obtendo imagens com resolução de 640 × 480 *pixels* a 30 *fps*. Existe ainda no dispositivo um motor de ajuste, que permite deslocamentos da

área a ser analisada. Existe também um conjunto de microfones utilizados no reconhecimento de voz, para o acionamento de comandos (MICROSOFT, 2013).

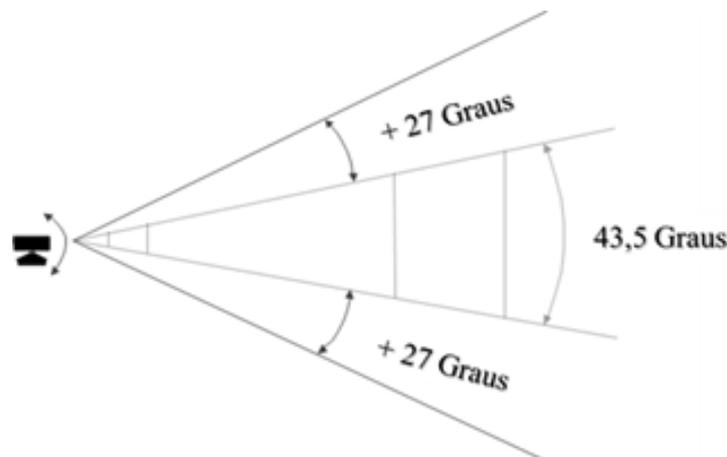
Figura 9 – Estrutura do *Microsoft Kinect*.



Fonte: Adaptado de MICROSOFT (2013).

O equipamento possui um motor de ajuste que se adequa à distância do esqueleto e a sua altura, com variações de $\pm 27^\circ$ verticais, conforme ilustrado na Figura 10. Esta mobilidade permite a calibração do *Kinect* ao ambiente do usuário baseado na aplicação e na presença de obstáculos, como mobília.

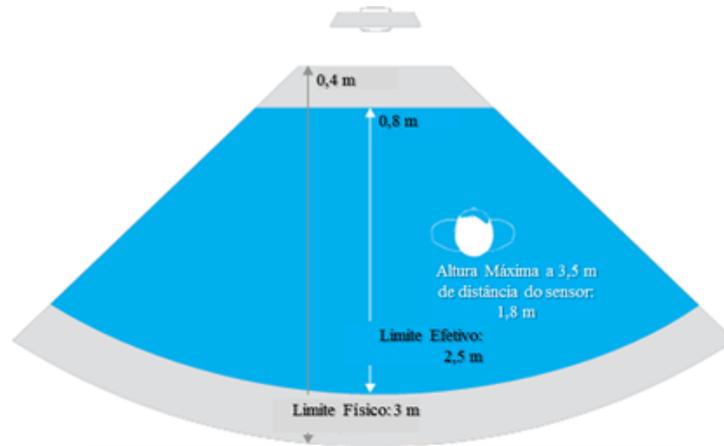
Figura 10 – Ângulos de detecção do *Microsoft Kinect*.



Fonte: Adaptado de MICROSOFT (2013).

A área de sensoriamento é delimitada conforme a Figura 11, com um ângulo horizontal de abertura de aproximadamente 57° . Para uma pessoa, os limites mínimos de leitura são de $0,4\text{ m}$ a $3,0\text{ m}$ dos sensores, sendo a área de $0,8\text{ m}$ a $2,5\text{ m}$, considerada ideal para a maioria das aplicações. Para que outro indivíduo seja rastreado, este deve utilizar esta mesma área, aproximadamente 6 m^2 , desde que esteja deslocado do primeiro em relação ao sensor em profundidade e distância horizontal (MICROSOFT, 2013).

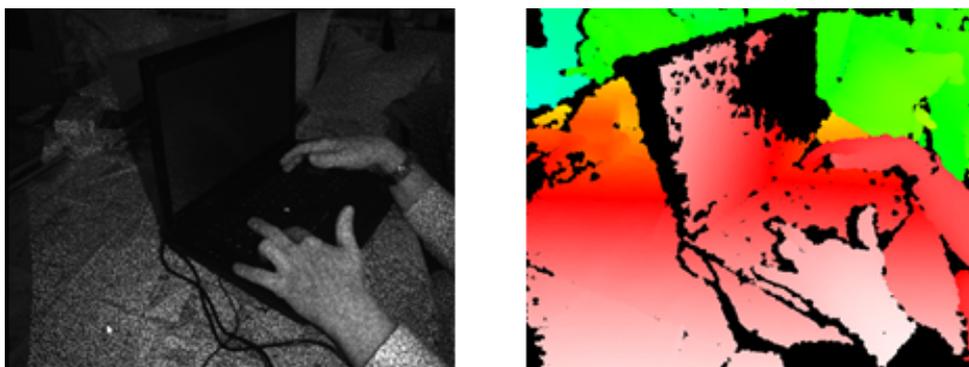
Figura 11 – Limites da área sensoreada.



Fonte: Adaptado de MICROSOFT (2013).

A distância é obtida pelo reflexo da malha do sinal de infravermelho no sensor de profundidade. Onde é gerada uma imagem em escala de cinza com 2048 tons. Cada pixel representa o valor da distância de um ponto ao sensor. Posteriormente, esta imagem de profundidade é graduada em cores, de acordo com a intensidade dos pixels. Na Figura 12, é ilustrado o processo de mapeamento de profundidade. Na Figura 12(a), é possível ver a malha emitida em detalhes. Na Figura 12(b), é possível ver a gradação em cores da profundidade, onde as regiões mais próximas são identificadas pelo espectro da cor vermelha, e quanto maior a distancia mais a identificação vai se aproximando do espectro da cor azul.

Figura 12 – Mapeamento da profundidade. (a) Em escala de cinza e (b) em gradação de cores.



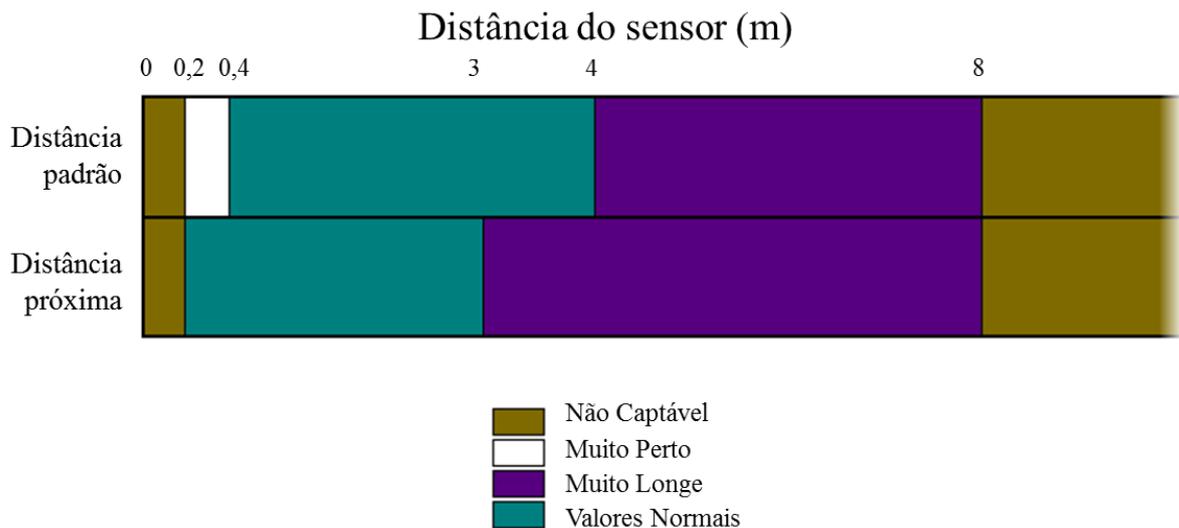
(a)

(b)

Fonte: Adaptado de MICROSOFT (2013).

Cada pixel da imagem de profundidade apresenta valores esperados de acordo com a distância do sensor. Na Figura 13, é apresentada a distribuição dos valores de acordo com a distância para duas configurações distintas.

Figura 13 – Valores da intensidade dos pixels na imagem de profundidade.



Logo após seu lançamento, o *Kinect* foi apontado como um ótimo recurso para inúmeras aplicações e não apenas para entretenimento (CAMPOS, 2013). Dessa forma o fabricante (*Microsoft*), lançou um *driver* oficial para aplicações em computador e um adaptador da conexão AUX para conexão USB. Este adaptador apresenta uma fonte de alimentação externa, para que o *Kinect* receba os 12 V necessários para ativação de seus componentes.

O *Kinect* se encontra em destaque na área de reabilitação, devido a sua praticidade por não precisar de marcadores e a facilidade de interação homem máquina. Segundo o trabalho BIGGS (2012), na utilização do *Kinect* para análise do movimento do corpo humano, o *Kinect* possui grande potencial para o uso em ambiente clínico devido a sua precisão.

Assim, esse dispositivo foi utilizado no projeto para o auxílio ao monitoramento do equilíbrio, exibindo o esqueleto, desenhado-o através da combinação das câmeras RGB e infravermelha, com a finalidade de representar o movimento humano em conjunto com um sistema de aquisição de EMG e acelerometria via *wireless*.

3 Desenvolvimento da Plataforma Reability

A necessidade de um sistema que auxilie no estudo do equilíbrio corporal humano foi o fator que gerou a proposta deste trabalho. Após a análise de pré-requisitos desse sistema, decidiu-se desenvolver uma plataforma para adquirir sinais de EMG e de acelerometria. Esses sinais são utilizados em diversos estudos na área de reabilitação (PINHEIRO, 2011; SEIMETZ et al., 2012; MAYAGOITIA et al., 2002).

A criação da plataforma de software para área de reabilitação, foi baseada em programação na forma modular, possibilitando a inserção de novas ferramentas de acordo com as necessidades e novas propostas de exercícios fisioterápicos, ao invés de um software específico e fechado para uma única aplicação.

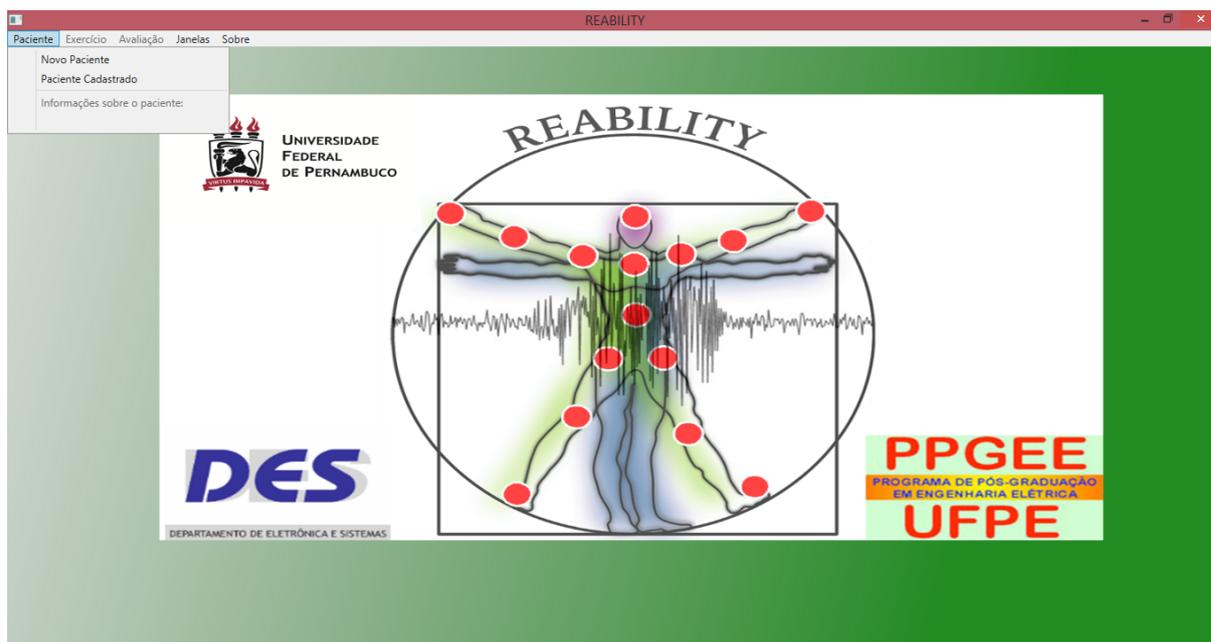
O desenvolvimento da plataforma foi dividido nos seguintes módulos:

- Banco de dados, com a finalidade de armazenar os dados do paciente, os registros bioelétricos, de acelerometria e as sessões de vídeo realizadas de cada paciente;
- Captura, apresentação em tempo real e armazenamento dos sinais recebidos via comunicação *Bluetooth*.
- Exibição de vídeo para o paciente aprender o exercício a ser executado no tratamento.
- Captura de vídeo do paciente executando os exercícios, para auxiliar a análise do tratamento.
- Processamento e plotagem dos sinais processados, para análise pós-execução dos exercícios.

Nesse capítulo é descrito o desenvolvimento destes módulos, abordando as ferramentas utilizadas. A tela inicial do software pode ser visualizada na Figura 14.

Para o desenvolvimento da plataforma foi escolhido o ambiente de programação *Visual Studio 2010*, com uso da linguagem *C#* e interface de usuário (UI) *Windows Presentation Foundation* (WPF) (MICROSOFT, 2010).

O WPF é concebido como modelo único para o desenvolvimento de aplicações gráficas, proporcionando integração entre as estruturas básicas da programação para *Windows* (texto, controles e gráficos) dentro de um aplicativo. Desta forma, não é necessário o envolvimento de uma série de tecnologias, como GDI/GDI+ para gráficos 2D, ou, Direct3D ou OpenGL para gráficos 3D, o que reduz o consumo de memória para o aplicativo (XU, 2009).

Figura 14 – Tela inicial da Plataforma *Reability*.

Fonte: Acervo do Autor.

3.1 Modelagem do Banco de Dados

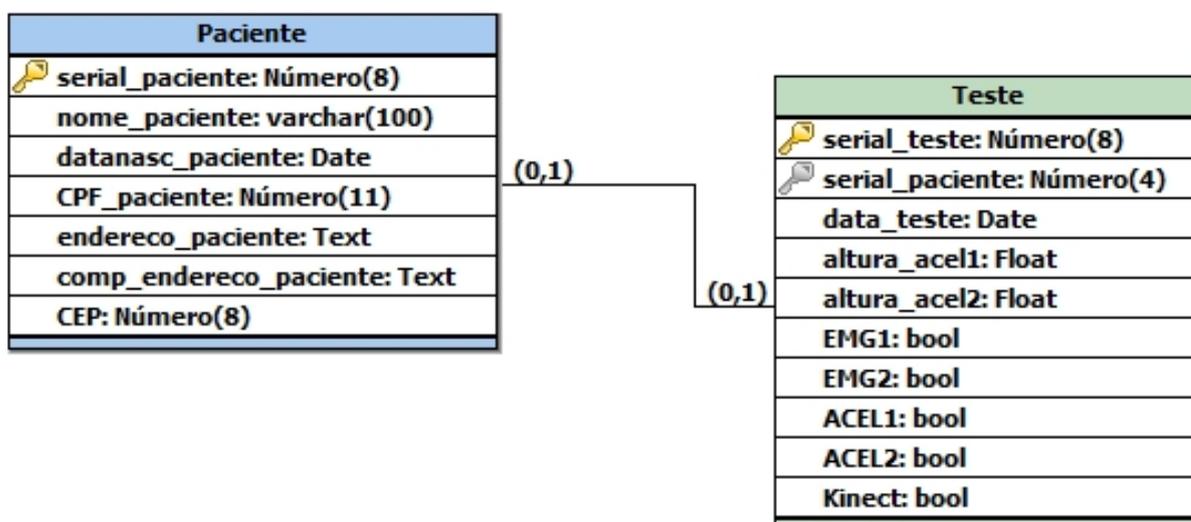
A primeira etapa de análise do sistema foi à modelagem do banco de dados, determinando os dados que serão armazenados no banco e as etapas de inserção dos dados.

Devido a grande massa de dados, tanto de registros como de vídeo, optou-se por armazenar os dados fora do Banco de dados. Estes dados são armazenados em pastas específicas para cada paciente, que são vinculadas ao Banco de dados. Essas pastas são geradas pelo próprio sistema, utilizando as informações do paciente e da sessão de exercício contidas no banco de dados. Dessa forma, para um paciente com código `serial_paciente` igual à 00000032 e CPF igual à 578.321.915 – 03, será gerada uma pasta com nome 00000032578321915, que armazena as pastas de cada sessão de exercício. E os dados de uma sessão de exercício com código `serial_teste` igual à 00000003, com dois canais de EMG, usando o Kinect, apenas um canal de acelerometria e realizada no dia 20/12/2014 são armazenados na pasta de nome 0000000321120122014.

Esta decisão fez com que o banco de dados necessário para o desenvolvimento da plataforma, apresentasse poucas variáveis, facilitando a sua coesão para evitar erros na leitura e na gravação dos dados e melhor a rapidez nas consultas.

Para que não ocorra erros de pacientes homônimos foi utilizado na identificação o CPF e o código serial gerado pelo sistema evitando que os dados referentes a uma sessão de fisioterapia de um paciente fosse sobrescrita em outro. Desta forma a modelagem do banco de dados conduziu a estrutura exibida na Figura 15, que apresenta duas tabelas: Paciente e Teste.

Figura 15 – Estrutura do Banco de Dados.



Fonte: Acervo do Autor.

A tabela Paciente apresenta as variáveis referentes aos dados de identificação do paciente, como: nome do paciente; código serial do paciente gerado de forma única pelo sistema; data do nascimento e CPF.

A tabela Teste apresenta as variáveis referentes aos dados da sessão de teste, como: código serial do teste, gerado de forma única pelo sistema; código serial do paciente, utilizado para especificar o paciente; data da execução; altura dos acelerômetros com relação ao solo e quais sinais foram capturados.

Desta forma ao iniciar o sistema as únicas ferramentas habilitadas são as referentes a determinação do paciente, por novo cadastro de paciente no banco de dados ou leitura do banco de dados para pacientes já cadastrados.

Uma vez determinado o paciente, o sistema habilita as ferramentas de cadastro de nova sessão de exercícios e de avaliação dos exercícios. Onde a avaliação é disponível apenas para os pacientes que já apresentem sessões de exercícios armazenadas.

3.1.1 Escolha do Sistema Gerenciador de Banco de Dados

Para o armazenamento dos dados foi escolhido o gerenciador *PostgreSQL*. O *PostgreSQL* é um sistema gerenciador de banco de dados objeto-relacional de código aberto. Este gerenciador possui funcionalidades como o controle de concorrência multiversão, recuperação em um ponto no tempo e registrador de transações sequencial para tolerância a falhas. Outro fator importante é o limite de valores fornecidos por este gerenciador, que se aproxima dos limites fornecidos pelos principais gerenciadores de código fechado, oferecendo capacidade de armazenamento para este projeto. Estes limites são listados na Tabela 1.

Tabela 1 – Limites de Valores fornecidos pelo *PostgreSQL*.

Características	Limite
Tamanho Máximo do Banco de Dados	Ilimitado
Tamanho máximo de uma Tabela	32 TB
Tamanho Máximo de uma Linha	1,6 TB
Tamanho Máximo de um Campo	1 GB
Máximo de Linhas por Tabela	Ilimitado
Máximo de Colunas por Tabela	200 a 1600 (dependendo do tipo de coluna)
Máximo de Índices por Tabela	Ilimitado
Tamanho máximo de uma Tabela	32 TB
Tamanho Máximo de uma Linha	1,6 TB

Fonte: POSTGRESQL (2014).

Outra vantagem deste gerenciador é o fato de ser compatível com a maioria dos gerenciadores permitindo a portabilidade de dados e o recebimento de dados oriundos de outros grandes gerenciadores.

3.2 Sessão de Exercícios

No sistema existe a tela de Cadastro de Sessão de Exercícios, onde são cadastradas as informações da sessão de exercícios, definindo: a data de execução, quantos canais de EMG serão coletados, quantos canais de acelerometria serão coletados, a altura dos acelerômetros com relação ao solo, caso sejam utilizados e o uso do Kinect. A Figura 16 ilustra a tela para este cadastro.

Figura 16 – Tela de cadastro de nova sessão de exercícios da Plataforma Reability.

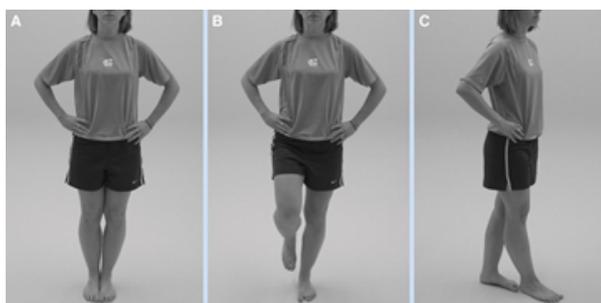
Fonte: Acervo do Autor.

Após a realização do cadastro é iniciada a ferramenta de aquisição dos sinais escolhidos, esta ferramenta é dividida em dois módulos, o primeiro referente à captura dos sinais oriundos do hardware de captura de sinais e o segundo que é referente à interação com o paciente, só é ativado se a utilização do *Microsoft Kinect* foi determinada para a sessão.

Quanto aos exercícios inicialmente propostos, estes são divididos em:

- Tarefas para avaliação do equilíbrio estático – Onde o equilíbrio estático é avaliado durante a manutenção da postura estática por vinte segundos em cada uma das posições ilustradas na Figura 17, as quais são executadas tanto com os olhos abertos como com os olhos fechados (BELL et al., 2011).
- Tarefas para avaliação do equilíbrio dinâmico – Onde o equilíbrio dinâmico é avaliado durante a execução dos movimentos que fazem parte do *Star Excursion Balance Test* em Y (GRIBLE; HERTEL; PLISKY, 2012), o qual consiste na manutenção de apoio unipodal com o pé posicionado no centro de um Y invertido marcado no solo e, apenas tocando com a ponta dos dedos do pé contralateral, com a finalidade de alcançar a maior distância possível nas direções das linhas marcadas no solo, conforme Figura 18.

Figura 17 – Tarefas para avaliação do equilíbrio estático: (a) com apoio dos dois pés sobre o solo, dispostos paralelamente e unidos; (b) com apoio de um só pé sobre o solo, mantendo o joelho contralateral fletido; (c) com apoio dos dois pés sobre o solo, dispostos um à frente do outro, com contato calcanhar-dedos.



Fonte: BELL et al. (2011).

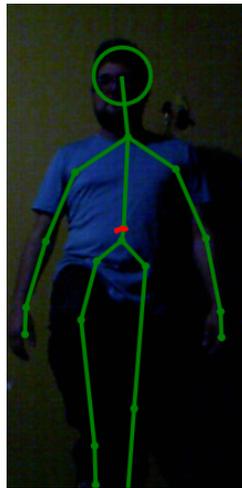
Nestes testes, o fisioterapeuta deve considerar como falha: o participante abrir os olhos; retirar as mãos dos quadris; der um passo; pisar no chão com pé que está elevado; tropeçar ou cair para fora da posição; levantar antepé ou calcanhar do pé de apoio e abduzir o quadril em mais de 30° ou não conseguir voltar à posição em mais de 5 s. Como o teste é capturado pelo sistema, o fisioterapeuta pode avaliar estas falhas, contando com o auxílio do marcador do desenho do esqueleto e do ponto de realce de movimento localizado na cintura, como ilustra a Figura 19.

Figura 18 – Tarefas para avaliação do equilíbrio dinâmico: (a) anterior; (b) posteromedial; (c) posterolateral.



Fonte: GRIBLE, HERTEL e PLISKY (2012).

Figura 19 – Ilustração do realce de movimento localizado na cintura.



Fonte: Acervo do Autor.

3.2.1 Transmissão de Sinais via Bluetooth

Como descrito no Capítulo 2, os dados provenientes do equipamento de *hardware* são enviados via *bluetooth*. Para que o *software* possa capturar estes dados, o computador deve estar pareado com o *hardware*, onde este pareamento gera no sistema operacional uma porta serial correspondente a comunicação *Bluetooth*, usada como canal de comunicação.

Uma vez identificada esta porta serial, o usuário informa qual o nome desta conexão, junto com a informação de velocidade associada à comunicação com o *software*. No projeto, essa taxa de comunicação foi definida com valor igual de 115200 *bps*.

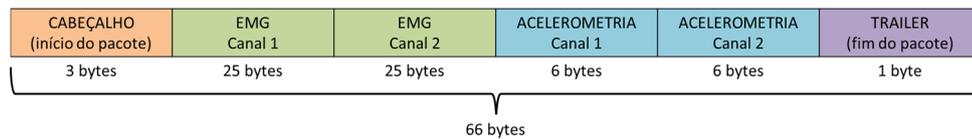
Para evitar problemas no processamento do sinal o software realiza um teste de abertura de comunicação. Caso não ocorram erros, o armazenamento e a plotagem dos dados em tempo real são executados, caso contrário uma mensagem de erro é notificada após 10 ciclos de

tentativa de leitura. Esse teste segue a estrutura do pacote de dados definida na programação do microcontrolador.

Esse pacote de dados é tratado para separar as informações enviadas pelo hardware, neste caso dois canais correspondem a sinais de EMG e dois canais correspondem a sinais de acelerometria.

Com relação aos dados, o hardware envia um pacote a cada 25 *ms*. Este pacote apresenta 66 *bytes*, sendo: 3 *bytes* referentes ao cabeçalho do pacote, 25 *bytes* referentes ao primeiro canal de EMG, 25 *bytes* referentes ao segundo canal de EMG, 6 *bytes* referentes ao primeiro canal de acelerometria, 6 *bytes* referentes ao segundo canal de acelerometria e 1 *byte* referente a confirmação de fim do pacote. Essa estrutura é ilustrada na Figura 20.

Figura 20 – Estrutura do pacote de dados.



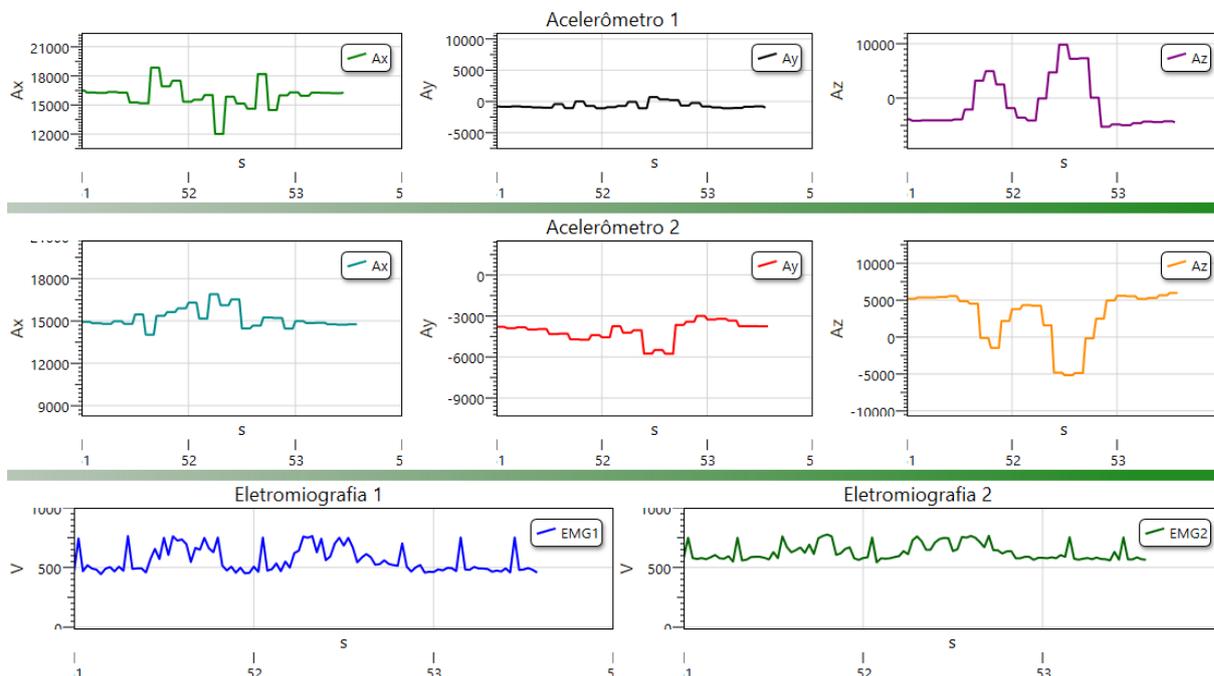
Fonte: Acervo do Autor.

No primeiro pacote os dados dos acelerômetros são zerados devido a necessidade de inicialização da comunicação I2C, no segundo pacote o acelerômetro 1 envia pela primeira vez seus dados e começa a enviar de forma intercalada com o acelerômetro 2. Desta forma, o sistema recebe um total de 2000 amostras de EMG por segundo, sendo 1000 por canal e 240 de acelerometria por segundo, sendo 120 por canal.

Os dados recebidos do sistema de hardware são armazenados em uma variável do tipo stream e depois, caso o teste seja validado, são salvos em disco, em um arquivo com extensão *.reab.

Diferente dos dados armazenados, para a plotagem dos gráficos em tempo real, foi determinado uma taxa de atualização de tela de 25 *ms* entre as coletas dos pontos. Desta forma, a cada pacote um dado de cada sinal é plotado, o que não interfere na qualidade da visualização do sinal, evitando erros e atrasos durante o processo de plotagem por conta do processamento exigido. No caso dos sinais de EMG, o pacote é aproveitado por completo ao escolher a opção de envoltória. A ferramenta gráfica utilizada para plotagem foi a *WPF Dynamic Data Display*. A plotagem dos gráficos pode ser vista na Figura 21, neste exemplo foi realizada a plotagem das envoltórias dos sinais de EMG.

Figura 21 – Plotagem dos gráficos dos dois acelerômetros em relação ao tempo, onde x_1, y_1 e z_1 são referentes ao acelerômetro 1 e x_2, y_2, z_2 e ao acelerômetro 2.



Fonte: Acervo do Autor.

3.2.2 Interação com o paciente

A plataforma de reabilitação desenvolvida foi estruturada de forma modular e optou-se pela introdução do equipamento *Kinect* ao projeto, por se tratar de uma ferramenta bastante confiável pode ser utilizado na área de reabilitação, devido a sua característica de fácil uso e excelente interação na área de realidade virtual (CAMPOS, 2013).

A interação com o paciente ocorre através de uma tela simples, onde o paciente inicialmente assiste o vídeo do exercício proposto e logo após o término deste vídeo o paciente passa a se ver durante sua sessão, possibilitando realizar um *feedback* com a execução do exercício. Para facilitar o acompanhamento do paciente, a tela de interação foi desenvolvida para ser exibida em outro monitor, possibilitando que o fisioterapeuta visualize os dados de EMG e de acelerometria, em tempo real e o paciente o vídeo previamente gravado.

3.2.2.1 Camada de Software do Kinect

Em relação ao equipamento *Kinect* pode-se afirmar que a cada movimento gera uma entrada, por tanto, seria necessária a programação de infinitas respostas a cada movimento captado. Desta forma, os desenvolvedores da *Microsoft* criaram um sistema de reconhecimento de padrões de movimento, que foi treinado a partir da captura de movimentos de varias pessoas em vários cenários do mundo. Assim, tornou-se possível saber o posicionamento atual em que cada pessoa se encontra independente de sua forma física e de suas vestes (BIGGS, 2012).

Para a comunicação do Kinect com a plataforma de software é necessário o uso de um controlador de dispositivo. Foram analisados três drivers de dispositivos:

- *Libfreenect* - Parte do projeto *OpenKinect*, que prevê uma colaboração de bibliotecas *opensource* desenvolvidas por uma comunidade de pessoas interessadas em usar o *Kinect* em computadores.
- *OpenNI* - (*Open Natural Interaction*) é uma plataforma multi-linguagem, que define APIs para escrever aplicativos que utilizam interação natural.
- *Windows SDK – Driver* da própria *Microsoft* apresenta: APIs, interfaces de dispositivo, documentação técnica, e amostras de código fonte.

A Tabela 2 apresenta uma comparação dos recursos do driver. Embora o *OpenNI* apresente mais recursos, para o trabalho foi escolhido o *Windows SDK*, por apresentar mais documentações para auxílio ao desenvolvimento da plataforma e por ser capaz de melhor interagir com a linguagem escolhida.

Tabela 2 – Resumo e comparação dos recursos dos *drivers*.

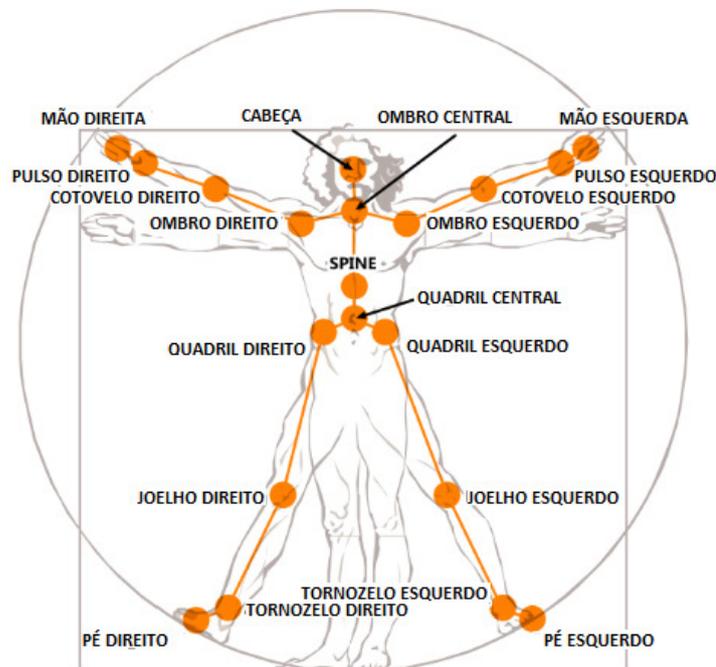
Driver	Dados não tratados	Profundidade	Alinhar profundidade e RGB	Rastreamento de Esqueleto
<i>Libfreenect</i>	Sim	Não	Não	Não
<i>OpenNI</i>	Sim	Sim	Sim	Sim
<i>Windows SDK</i>	Sim	Sim	Não	Sim

Fonte: Adaptado de BIGGS (2012).

Dentre os recursos listados na Tabela 2, o rastreamento do esqueleto é efetuado a partir da imagem RGB e da imagem de profundidade. Pontos específicos são definidos em cada conjunto de imagem captado, a partir do ponto que representa a cabeça. O número de pontos a ser captado varia de 10 a 48, dependendo da aplicação. Na Figura 22, pode ser vista a representação dos pontos pesquisados a partir do modelo de homem vitruviano de Leonardo Da Vinci. Para esta aplicação, são mapeados 20 pontos do esqueleto, com perda de resolução do movimento apenas nas extremidades (mãos e pés).

O rastreamento do esqueleto pode ser utilizado como um modelo de referência de execução de exercícios fisioterápicos. Assim, o fisioterapeuta pode analisar a acurácia do movimento realizado pelo paciente através da representação do esqueleto. Como exemplo, a avaliação da postura por meio do *Kinect* pode ser baseada na posição de quatro pontos articulares (cabeça, centro dos ombros, coluna e bacia). A posição da bacia pode ser usada como valor base de comparação, visto que é a articulação que menos varia a sua posição durante os exercícios, é possível verificar a variação de posição das demais articulações (CAMPOS, 2013).

Figura 22 – Representação dos pontos pesquisados a partir do modelo de homem vitruviano de Leonardo Da Vinci.



Fonte: SÁ (2011).

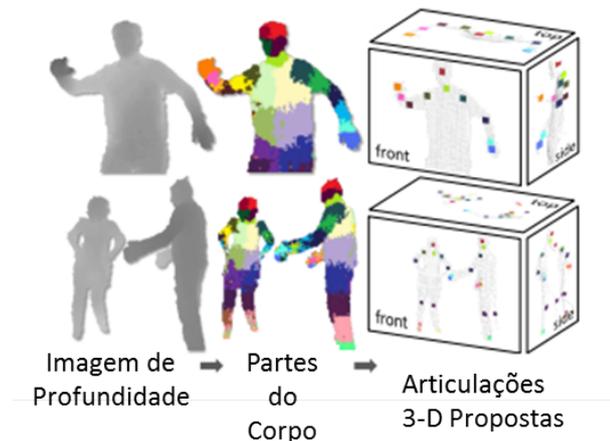
O rastreamento do esqueleto pelo *Microsoft SDK* é realizado por um algoritmo desenvolvido pela equipe de desenvolvimento de Shotton (ZHANG, 2012). Este algoritmo prevê as posições no espaço tridimensional das articulações do corpo humano, a partir de uma única imagem de profundidade, sem usar informação temporal. Este algoritmo utiliza um passo intermediário que trata a segmentação das partes do corpo humano por uma técnica de classificação baseada em pixel. A avaliação em separado de cada pixel evita a necessidade de uma pesquisa combinatória sobre todas as articulações do corpo (SHOTTON et al., 2011).

Através desta avaliação, o sistema consegue identificar as diferentes articulações do corpo do indivíduo detectado, criando um esqueleto com suas respectivas posições no espaço tridimensional (SHOTTON et al., 2011). A Figura 23 ilustra uma visão geral deste procedimento de mapeamento de pontos, que possui as seguintes etapas:

1. Realiza-se a classificação das partes do corpo baseada em pixel, atribuindo a cada pixel uma cor. Cada cor corresponde à probabilidade desse ponto pertencer a uma determinada articulação.
2. É criada uma hipótese da posição de cada articulação no espaço tridimensional ao encontrar o centroide global de cada parte, através de um deslocamento de média.
3. É realizado o mapeamento das hipóteses das articulações para as do esqueleto,

considerando a continuidade temporal e o conhecimento de dados já aprendidos pelo sistema *Kinect* (ZHANG, 2012).

Figura 23 – Mapeamento de pontos para reconhecimento do esqueleto desenvolvido por SHOTTON et al. (2011).



Fonte: Adaptado de SHOTTON et al. (2011).

Entre os dados presentes na avaliação do equilíbrio corporal, tem-se o vídeo do exercício realizado pelo paciente. A gravação deste vídeo é realizada em tempo real com dados da câmera RGB e da câmera de profundidade.

Dado que a câmera RGB apresenta resolução de $640 \times 480 \text{ pixels}$, conversão de 8 bits e taxa de atualização de tela de 30 fps , para câmera RGB. E a câmera de profundidade apresenta resolução de $320 \times 240 \text{ pixels}$, conversão de 11 bits , e taxa de atualização de vídeo de 30 fps . O arquivo gerado apresenta o tamanho de $233,82 \text{ Mbytes}$ por segundo gravado. O cálculo realizado para contabilizar o total de dados por segundo ($TDps$) é dado pela equação (1) (BIGGS, 2012):

$$TDps = D_{RGB} + D_{PROFUNDIDADE}; \quad (1)$$

Onde D_{RGB} é o total de dados por segundo gerado pela câmera RGB e $D_{PROFUNDIDADE}$ é o total de dados por segundo gerados pela câmera de profundidade. Este valores podem ser calculados através da equação (2) (BIGGS, 2012):

$$D = \left\{ \frac{(M \times N \times B) \times C}{2^{10}} \right\} \times T_{fps}; \quad (2)$$

Onde M é a resolução horizontal do número de pixels da imagem, N é a resolução vertical do número de pixels da imagem, B é o número de bits utilizados na conversão Analógico / Digital, C é o numero de canais utilizados e T_{fps} é a taxa de atualização de tela.

Devido a grande quantidade de dados recebida, buscou-se um menor custo de armazenamento utilizando compactação de dados, sem perdas. Outro fator é que a compactação não pode apresentar um alto custo de processamento, posto que é realizada em tempo real. A solução encontrada foi unir todo o conteúdo dos vídeos em um único arquivo, usando um cabeçalho para identificar se o quadro é da câmera RGB ou da câmera de profundidade. Gerando um arquivo único por uma compactação utilizando a classe *DeflateStream*, que é baseada no algoritmo DEFLATE (FELDSPAR, 1997). O DEFLATE combina o algoritmo LZ77, com janela deslizante de 32 KB e um buffer de *look-ahead* de 258 bytes, com a codificação de Huffman (FELDSPAR, 1997). Este *buffer look-ahead* é o responsável pela procura da maior sequência a ser desenvolvida, pois ele é composto pelos próximos dados a serem codificados.

A Compressão LZ77 procura sequências de dados que se repetem. O termo janela deslizante representa em qualquer ponto nos dados, que existe um registro de quais informações já apareceram em algum local do arquivo. Quando a sequência de caracteres a ser comprimida é idêntica à que pode ser encontrada dentro da janela deslizante, a sequência de caracteres é substituída por dois números: um raio, que representa a posição da sequência dentro da janela (contada em geral de traz para diante), e um comprimento, que representa o número de caracteres para os quais a sequência é idêntica.

A codificação de Huffman é um método de compactação que usa as probabilidades de ocorrência dos símbolos no conjunto de dados a ser compactado para determinar códigos de tamanho variável para cada símbolo.

Desta forma a compressão por DEFLATE consiste da realização da codificação dos dados pelo algoritmo LZ77 seguida pela codificação de Huffman. Onde as árvores de Huffman utilizadas na compressão armazenadas junto ao arquivo. A Figura 24 ilustra a pasta onde são armazenados os arquivos, onde os arquivos com extensão *.dreab são os arquivos gerados pelo processo de compactação.

Figura 24 – Pasta dos arquivos salvos, onde os arquivos .dreab são os arquivos compactados.

Nome	Tipo	Tamanho
elevaraperna1.dreab	Arquivo DREAB	501.886 KB
elevaraperna1.reab	Arquivo REAB	12 KB
elevaraperna1.vreab	Arquivo VREAB	1.042.637 KB
estatico30s.dreab	Arquivo DREAB	1.426.318 KB
estatico30s.reab	Arquivo REAB	28 KB
estatico30s.vreab	Arquivo VREAB	2.363.368 KB
testeY1.dreab	Arquivo DREAB	613.537 KB
testeY1.reab	Arquivo REAB	8 KB
testeY1.vreab	Arquivo VREAB	1.028.027 KB

Fonte: Acervo do Autor.

3.3 Avaliação dos Dados

Após a gravação das sessões de exercícios fisioterápicos (vídeo), a plataforma de software permite a escolha da ferramenta para o tratamento dos dados. Para este trabalho foram implementadas três avaliações, duas referentes aos dados do acelerômetro, comparação com o tempo de exercício de referência e diagramas de deslocamento de centro de pressão, e uma referente ao sinal de EMG, envoltória.

A figura 25 ilustra a tela que antecede estas avaliações, nesta tela são encontradas as sessões de exercícios com relação ao tipo de sinal coletado e algumas informações importantes para o desenvolvimento de sua avaliação.

Figura 25 – Tela de pesquisa das sessões de exercícios para realizar as avaliações.

dataoexercicio	kinect	emg1	emg2	acelerometro1	acelerometro2	quantidadeexercicios
29/04/2015	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	4
15/05/2015	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	6

Fonte: Acervo do Autor.

3.3.1 Comparação com o tempo de exercício de referência

Durante o desenvolvimento do software e a captura dos primeiros sinais foi identificado que nas primeiras vezes que um exercício é realizado, este é executado lentamente, principalmente porque o corpo procura aprender como se equilibrar com o exercício. Desta forma a variação no sinal de aceleração, que determina a instabilidade, é algumas vezes encoberta pelo fator tempo.

No intuito de auxiliar na avaliação da instabilidade do equilíbrio, este trabalho propõe um método de comparação entre os exercícios do paciente e de um profissional da área de fisioterapia (determinado como modelo de referência) levando em consideração a razão entre seus tempos de execução para um mesmo exercício.

Este método consiste em encontrar a razão entre os tempos de execução do paciente e de um profissional da área de fisioterapia determinado como modelo de referência. Esta razão é determinada pela equação (3).

$$R_t = \frac{t_A}{t_R}; \quad (3)$$

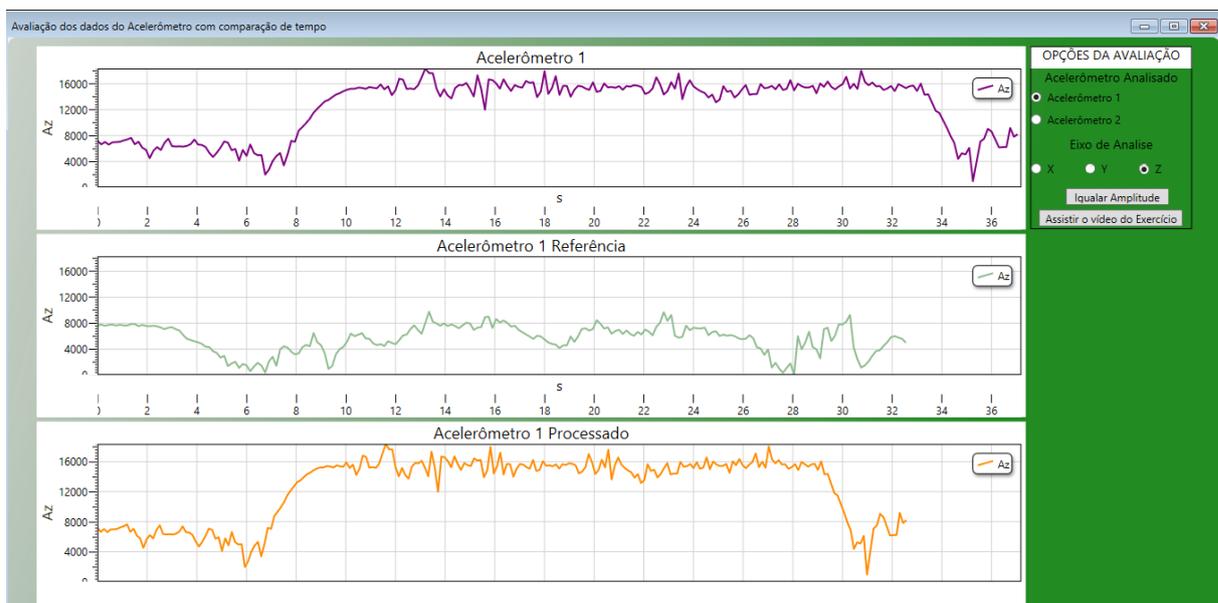
Onde R_t é a razão entre os tempos, t_A é o tempo de execução do exercício executado pelo paciente e t_R é o tempo de execução do exercício realizado pelo modelo de referência.

Uma vez que esta razão seja determinada, ela é multiplicada pelo fator tempo de cada ponto do sinal de aceleração do exercício do paciente. Com isso, caso o tempo de execução do modelo de referência seja menor, os gráficos de aceleração referente ao exercício do paciente apresentarão o mesmo espaço de tempo que o do modelo de referência, aglomerando os dados de aceleração, salientando as possíveis oscilações de equilíbrio que levaram o paciente a realizar o exercício de forma mais lenta.

O importante desse tipo de processamento é apresentar as variações que ocorreram no movimento do paciente e compará-las com os movimentos realizados durante o mesmo exercício pelo profissional da área de fisioterapia, sem a utilização da referência do tempo. Essa técnica é utilizada apenas para descobrir se o paciente está realizando as variações necessárias para o equilíbrio durante as diversas fases de um exercício.

A Figura 26 ilustra o funcionamento deste processamento para o eixo y de um determinado exercício. Pode ser visto que as variações iniciais e finais do exercício apresentam aspectos semelhantes entre a execução realizada pelo paciente e o modelo de referência.

Figura 26 – Teste do algoritmo para comparação de desenvolvimento de movimento.



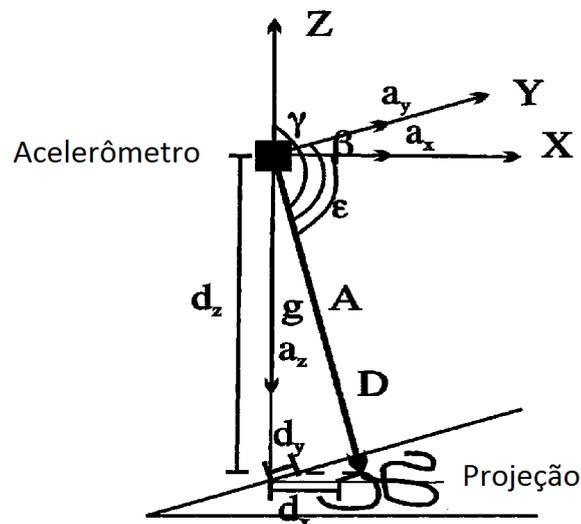
Fonte: Acervo do Autor.

3.3.2 Diagramas de deslocamento de centro de pressão

A segunda avaliação do equilíbrio corporal através do uso de acelerômetros é o método desenvolvido por MAYAGOITIA et al. (2002). O desenvolvimento desta avaliação foi baseado nas pesquisas de MAYAGOITIA et al. (2002) e SEIMETZ et al. (2012), que utilizaram a acelerometria para determinar o equilíbrio corporal e compararam o uso de acelerômetros com o de uma plataforma de força. Esta comparação foi realizada entre as coordenadas de centro de pressão (COP) referentes ao eixo x e ao eixo y , adquiridas pela plataforma de força e pelo deslocamento do centro de pressão obtido por um acelerômetro triaxial, através das equações de MAYAGOITIA et al. (2002).

Para utilizar as equações determinadas no trabalho de MAYAGOITIA et al. (2002), o acelerômetro deve estar próximo ao centro de massa e a sua altura em relação ao solo deve ser conhecida. Desta forma um vetor de deslocamento gerado através da combinação dos três eixos é projetado em um plano perpendicular ao eixo z , a partir dos dados fornecidos pelo acelerômetro triaxial como mostra a Figura 27.

Figura 27 – Composição do vetor deslocamento projetado pelos vetores de aceleração informados pelo acelerômetro triaxial.



Fonte: Adaptado de MAYAGOITIA et al. (2002).

O acelerômetro gera as componentes de aceleração a_x , a_y e a_z em seus respectivos eixos x , y e z . A magnitude do vetor aceleração resultante A (mm/s^2) pode ser calculado pela equação (4):

$$A = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}; \quad (4)$$

Observando a Figura 25 o cálculo da magnitude do vetor deslocamento resultante D (mm) é realizado pela equação (5):

$$D = -\frac{d_z}{\cos \gamma}; \quad (5)$$

Onde a componente d_z é a distância do acelerômetro ao solo e γ é o ângulo entre a componente a_z e o vetor resultante A , e pode ser calculado pela equação (6):

$$\gamma = \arccos\left(\frac{a_z}{A}\right); \quad (6)$$

Ainda de acordo com a Figura 27, de posse do vetor resultante D , pode-se obter suas componentes d_x , através das equações (7) e (8) e d_y , através das equações (9) e (10). Onde ε é o ângulo entre a componente a_x e o vetor resultante A e β é o ângulo entre a componente a_y e o vetor resultante A .

$$\varepsilon = \arccos\left(\frac{a_x}{A}\right); \quad (7)$$

$$d_x = D \times \cos \varepsilon; \quad (8)$$

$$\beta = \arccos\left(\frac{a_y}{A}\right); \quad (9)$$

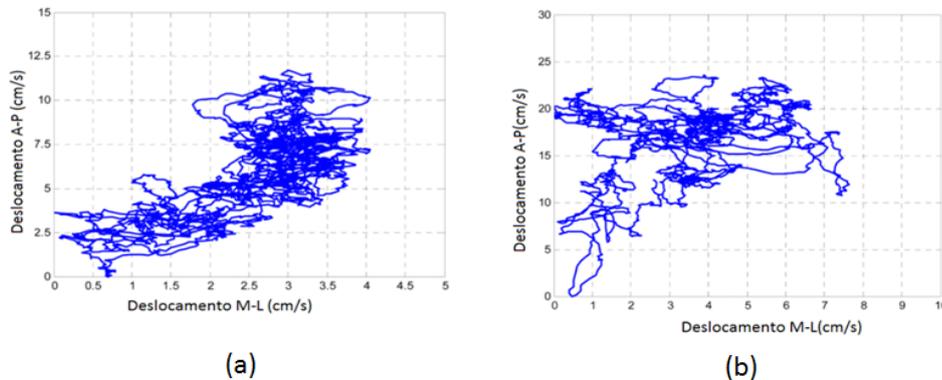
$$d_y = D \times \cos \beta; \quad (10)$$

As características descritas pelos parâmetros de desempenho, deslocamento antero-posterior (A-P), descrito por d_y e o deslocamento medial-lateral (M-L), descrito por d_x são inversamente proporcionais a estabilidade corpórea.

Quanto maior for a variação destes deslocamentos, menor foi o equilíbrio desenvolvido pelo paciente perante o exercício. A Figura 28 ilustra o comportamento do equilíbrio de um paciente, através da plotagem dos deslocamentos d_x (deslocamento M-L) em relação aos deslocamentos d_y (deslocamento A-P). Na Figura 28(a) o gráfico representa o comportamento do equilíbrio do paciente ao ficar de pé com os olhos abertos, e na Figura 28(b) o gráfico representa o comportamento do equilíbrio do mesmo paciente ao ficar de pé em uma almofada de espuma.

Como pode ser visto na Figura 28, ao ter o seu sistema sensorial atrapalhado pela instabilidade da superfície, o paciente apresentou deslocamentos antero-posterior e medial-lateral maiores do que aqueles apresentados ao ter todos os seus sistemas sensoriais intactos.

Figura 28 – Diagrama de deslocamento adquirido com acelerômetros em paciente sobre teste de condições corpóreas (a) paciente com todos os sistemas sensoriais intactos, (b) paciente com o sistema de *feedback* de equilíbrio reduzido.



Fonte: Adaptado de SEIMETZ et al. (2012).

3.3.3 Envoltório de EMG

Um dos processamentos de sinais de EMG mais utilizados na área de reabilitação consiste na determinação de sua envoltória. Esta envoltória permite uma avaliação clara da amplitude do sinal eletromiográfico em função do tempo.

Esse cálculo é abordado na literatura tanto no domínio do tempo (RAMOS, 2013) quanto no domínio da frequência (FERDJALLAH; WERTSCH; SHAKER, 2000).

- De forma linear por um filtro de Média Móvel (MM), aplicado ao valor retificado do sinal, calculada conforme a Equação (11) janela a janela, onde N é o número de pontos, i é o índice pontos da minha janela e x_i é o valor correspondente ao ponto do índice i ;

$$MM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i; \quad (11)$$

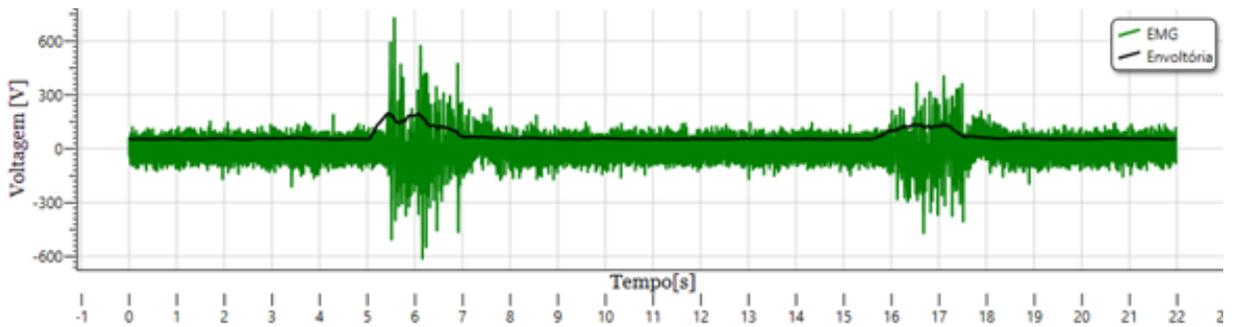
- De forma não linear pela Raiz Quadrática Média (RMS), do inglês *Root Mean Square*, que não é necessário o valor absoluto do sinal, devido a ser quadrático, calculada conforme a equação (12) janela a janela.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}; \quad (12)$$

A Figura 29 traz o exemplo de envoltória do EMG aplicando um filtro Média Móvel utilizando uma janela de 100 *ms* que representa 100 pontos.

O software apresenta a possibilidade de captura de dois canais de EMG, permitindo a comparação da ativação muscular entre os dois canais, o que possibilita o fisioterapeuta

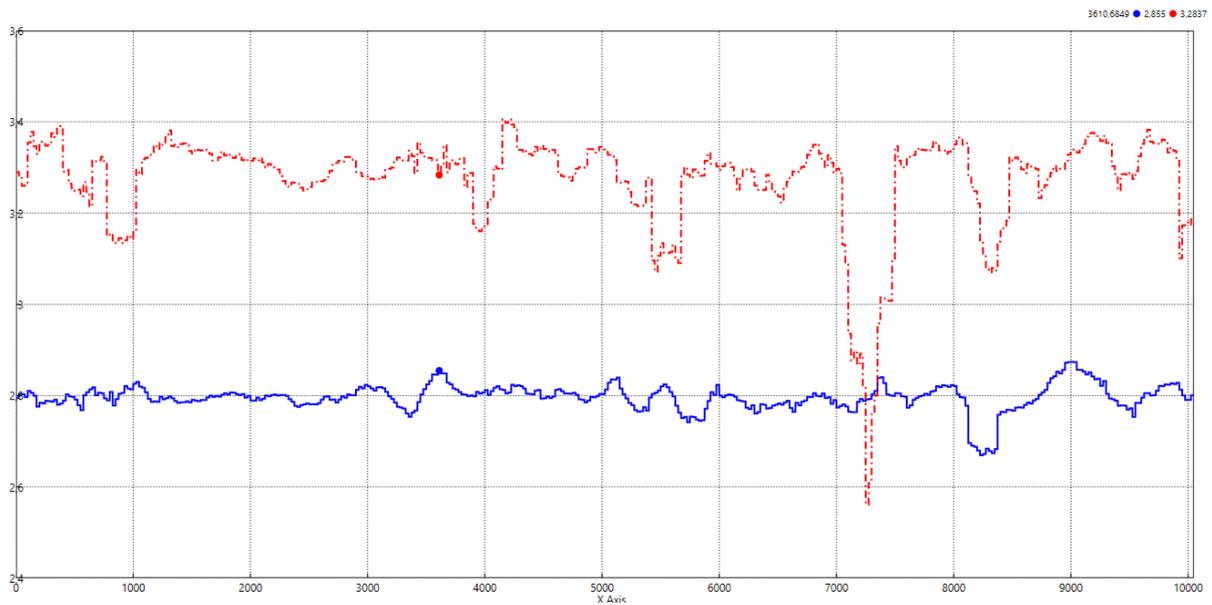
Figura 29 – Exemplo de Envolvório de EMG.



Fonte: Acervo do Autor.

identificar o grupo muscular que foi ativado primeiro, ou seja, a relação temporal de ativação entre os músculos estudados. A figura 30 ilustra o uso desta função, onde é ilustrado os valores pertencentes a amplitude do sinal dos dois canais de EMG para um mesmo instante de tempo.

Figura 30 – Exemplo do módulo de comparação de ativação muscular.



Fonte: Acervo do Autor.

4 Resultados

Neste capítulo descreve-se os resultados obtidos no desenvolvimento da plataforma *Reability*, tratando das modificações do *Hardware* e o funcionamento das ferramentas desenvolvidas para auxílio a reabilitação.

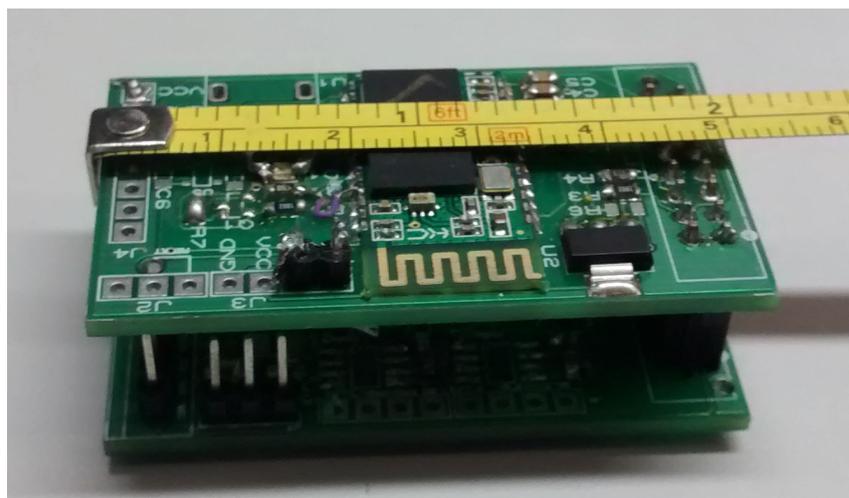
4.1 Hardware

Nesta seção são exibidos os resultados do trabalho com relação ao *hardware* e suas alterações descritas no Capítulo 2.

4.1.1 Consumo de Corrente

A Figura 31 apresenta o sistema de captura de sinais de EMG e acelerometria. O sistema consiste de duas placas, cujas as dimensões são de 5cm de comprimento por 3cm largura. Uma placa é referente a aquisição de sinal de EMG e outra ao envio de sinal via comunicação *bluetooth* e aquisição do sinal de acelerometria via comunicação I2C (SOUZA, 2015). Esta sistema foi desenvolvido em conjunto com o Grupo de Pesquisa de Engenharia Biomédica da UFPE, coordenado pelo professor Marco Aurélio Benedetti.

Figura 31 – Protótipo utilizado.



Fonte: Acervo do Autor.

Para o objetivo do sistema proposto, o *hardware* desenvolvido por SOUZA (2015) foi alterado. Dentre as alterações, ocorreram a adição de dois acelerômetros e dado que cada acelerômetro consome 39mA , a placa necessitou de um regulador de tensão mais potente,

o LM1117. Assim, a fonte do sistema passou a ter uma corrente de $800mA$, suprimindo as necessidades de maior corrente. A Tabela 3 apresenta o novo consumo total de corrente do hardware, onde os valores utilizados para o cálculo do consumo de corrente foram os valores máximos baseado nos dados fornecidos nos datasheets de cada um dos componentes listados, sendo uma estimativa de consumo teórico. Como pode ser visto o consumo do hardware ficou bem abaixo da corrente fornecida pelo LM1117, possibilitando uma quantidade maior de dispositivos de comunicação, no intuito, por exemplo, de adicionar mais acelerômetros para o estudo da aceleração, em um número maior de pontos no corpo humano.

Tabela 3 – Descrição do consumo teórico total de corrente do hardware após alteração.

Componente	Consumo(mA)	Quantidade	Consumo Total(mA)
INA128	1,5	2	3
OPA4277	26,4	2	52,8
MSP430G2553	0,4	1	0,4
MAX1551	1,75	1	1,75
MAX889R	3,3	1	3,3
LM1117	10	1	10
EGBT046S	30	1	30
MPU-6050	3,9	2	7,8
LED	1	1	1

Fonte: Modificado de SOUZA (2015).

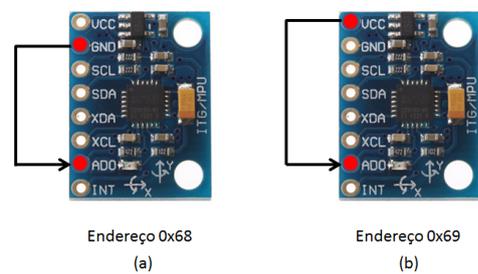
4.1.2 Aquisição e envio dos Dados

Após a adequação do sistema de hardware iniciou-se os testes com os acelerômetros. Para estabelecer a comunicação com os dois acelerômetros, cada um precisa apresentar um endereço distinto. Estes endereços foram estabelecidos da seguinte forma: o acelerômetro 1 teve seu pino AD0 conectado ao GND, recebendo o endereço 0x68 e acelerômetro 2 teve seu pino AD0 conectado ao VCC, recebendo o endereço 0x69, como ilustra a Figura 32 (INVENSENSE, 2014).

Para avaliar o funcionamento da comunicação I2C com os dois acelerômetros, foi desenvolvido um código teste para o MSP430 (microcontrolador utilizado no sistema de hardware), enviando os valores A_x , A_y e A_z do acelerômetro 1 e os valores ax , ay e az do acelerômetro 2 e um valor predeterminado neste caso 0, para realizar a comunicação *bluetooth*.

A Figura 33 ilustra este teste, que utilizou o programa RealTerm para aquisição dos dados e demonstrou o funcionamento adequado da comunicação desejada, onde foi possível avaliar o comportamento do módulo *bluetooth* perante a exposição a outros aparelhos com comunicação *bluetooth*, pareados com o mesmo computador. Neste teste, mesmo com os aparelhos transferindo

Figura 32 – (a) Forma de estabelecer o endereço 0x68 para a placa MPU-6050.(b) Forma de estabelecer o endereço 0x69 para placa MPU-6050.



Fonte: Modificada de INVENSENSE (2014)

dados para o mesmo computador, não foi detectada nenhuma alteração nos dados fornecidos pelo *hardware*.

Figura 33 – Teste de comunicação realizado com programa RealTerm.

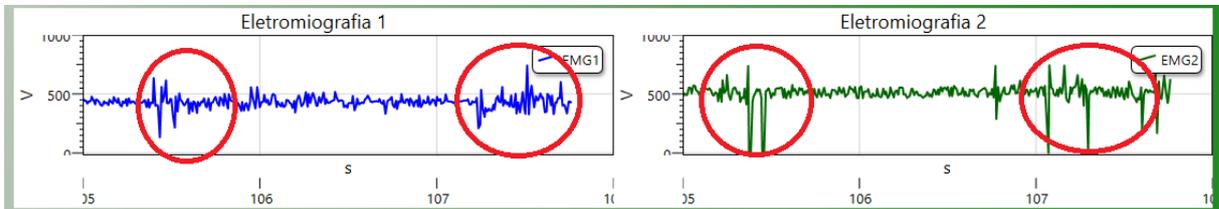


Para o teste dos canais de EMG e a velocidade do envio para a taxa de amostragem de 1000 pontos por segundo, necessária para o sinal de EMG, o módulo de aquisição do software foi utilizado. Como a proposta para o trabalho é avaliar o equilíbrio corporal, o teste foi realizado nos músculos transverso do abdome/oblíquo interno(TrA/OI) e multífidos/paravertebrais (PV), no lado direito, utilizando eletrodos ativos de superfície de prata/cloreto de prata com 1,5cm de diâmetro, e um eletrodo de referência para redução do ruído, acoplados à pele dos indivíduos com material adesivo, descartável e não condutor.

Desta forma, o posicionamento dos eletrodos de EMGs nos músculos PV seguiu as orientações do Projeto SENIAM, estando localizados 2cm lateralmente ao processo espinhoso da quinta vértebra lombar (HERMENS et al., 1999) e no TrA/OI os sensores foram posicionados 2cm abaixo do ponto mais proeminente da espinha ilíaca anterossuperior, no sentido medial e superior ao ligamento inguinal (BOCCIA; RAINOLDI, 2014). O eletrodo de referência foi

posicionado no ponto mais proeminente da espinha ilíaca. A Figura 34 ilustra o resultado desta aquisição, onde as marcações em vermelho, destacam a ativação muscular.

Figura 34 – Teste para os dois canais de EMG.



Fonte: Acervo do Autor.

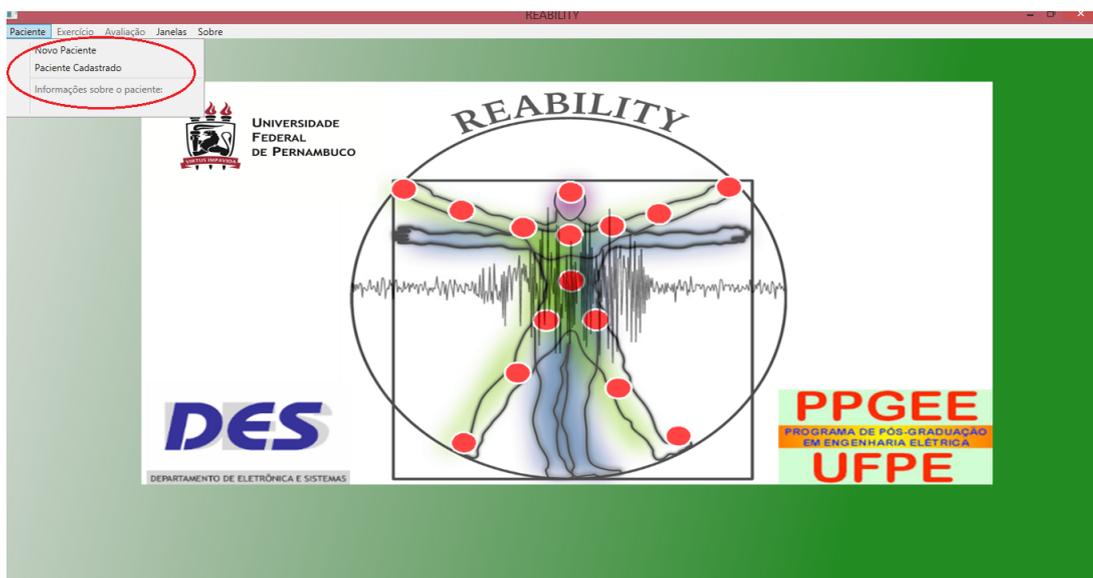
4.2 Software

Nesta seção são exibidos os resultados do trabalho com relação ao software para cada módulo descrito no capítulo 3.

4.2.1 Cadastro de Paciente e Sessão de Exercícios

A primeira ação do usuário da plataforma é definir o paciente, desta forma o módulo de banco de dados é o primeiro a ser acionado. A Figura 35 ilustra as opções de acesso ao sistema. As funções correspondentes aos exercícios e avaliações se encontram desativadas, sendo prioritário o cadastro do paciente.

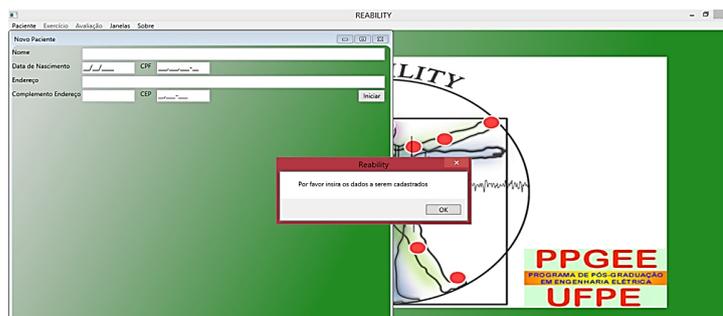
Figura 35 – Tela inicial da Reability.



Fonte: Acervo do Autor.

No cadastro de novos pacientes, dados como nome, CPF e data de nascimento são obrigatórios, desta forma na tela de cadastro, ao tentar salvar os dados, caso estes não sejam informados, ou no caso da data de nascimento ou do CPF faltar algum dígito, é lançada uma mensagem de alerta só permitindo efetivar o cadastro se todos os dados obrigatórios forem informados e válidos. A Figura 36 ilustra a situação onde, nenhum dado foi preenchido.

Figura 36 – Teste do sistema de erro de cadastro.



Fonte: Acervo do Autor.

Para validar o CPF foi usado o seguinte algoritmo(FEDERAL, 1991):

1. Calcular o primeiro dígito verificador, através dos primeiros 9 dígitos do CPF, multiplicando cada dígito, da direita para a esquerda por números crescentes a partir do número 2, como ilustra a Figura 37;

Figura 37 – Primeiro passo do algoritmo para encontrar o primeiro dígito de verificação do CPF.

5	7	8	3	2	1	9	1	5
10	9	8	7	6	5	4	3	2
50	63	64	21	12	5	36	3	10

Fonte: Acervo do Autor.

2. Somar os resultados obtidos pelas multiplicações, dividir por 11 considerando apenas valores inteiros para o quociente. No exemplo dado pela Figura 37, o resultado da soma é igual a 264, e a divisão por 11 apresenta quociente 24 e resto 0;
3. Uma vez de posse do quociente e do resto, caso o resto seja menor que 2, o primeiro dígito de verificação do CPF deve ser igual a 0, caso contrário, será igual a 11 subtraído do resto da divisão. No caso ilustrado pela Figura 37, o primeiro dígito de verificação do CPF, para que este seja considerado válido é igual a 0;
4. Após achar o primeiro dígito, este é inserido no algoritmo de multiplicação utilizado anteriormente, como ilustra a Figura 38;

Figura 38 – Primeiro passo do algoritmo para encontrar o segundo dígito de verificação do CPF.

5	7	8	3	2	1	9	1	5	0
11	10	9	8	7	6	5	4	3	2
55	70	72	24	14	6	45	4	15	0

Fonte: Acervo do Autor.

- Somar os resultados obtidos pelas multiplicações, dividir por 11 considerando apenas valores inteiros para o quociente. No exemplo dado pela Figura 38, o resultado da soma é igual a 305, e a divisão por 11 apresenta quociente 27 e resto 8;
- Uma vez de posse do quociente e do resto, caso o resto seja menor que 2, o segundo dígito de verificação do CPF deve ser igual a 0, caso contrário, será igual a 11 subtraído do resto da divisão. No caso ilustrado pela Figura 38, o segundo dígito de verificação do CPF, para que este seja considerado válido é igual a 3;

Outra opção válida é a captura dos dados de um paciente já cadastrado, onde a data de nascimento, o nome ou o CPF podem ser utilizados para a pesquisa, caso encontrado no banco de dados este paciente será listado. Para a pesquisa pode ser digitado apenas parte do nome, podendo ser listado mais de um paciente, caso exista mais de um cadastrado com o nome pesquisado. A Figura 39 ilustra a tela de pesquisa para pacientes cadastrados, onde é realizada a pesquisa com o primeiro nome do paciente.

Figura 39 – Tela de pesquisa de paciente cadastrado.

Fonte: Acervo do Autor.

Após a definição do paciente, são abertos os acessos as abas de Exercício e de Avaliação. A aba de Exercício permite o cadastrado de novas seções para o paciente selecionado. Já a aba

de Avaliação permite ao fisioterapeuta analisar os dados referentes as seções já realizadas pelo paciente selecionado.

Para novas sessões de exercícios, este projeto apresenta o tipo referente à pesquisa de equilíbrio corporal, mas podem ser cadastrados outros tipos de exercícios. Ao selecionar este tipo de exercício, a tela de cadastro da sessão de exercícios é exibida, onde deve ser informada a data de execução, os sinais que serão capturados e caso entre os sinais selecionados esteja acelerometria, a altura em relação ao solo, de cada acelerômetro utilizado, deverá ser informada como ilustra a Figura 40.

Figura 40 – Tela de cadastro de nova sessão de exercício.

A imagem mostra uma janela de software intitulada "Equilíbrio Corporal". O formulário contém os seguintes campos e opções:

- Nome: Fulano Siqueira
- Data de Nascimento: 28/02/2010
- CPF: 578.321.915-03
- Endereço: Rua Siclano Correia, 375
- Complemento Endereço: Coelho, Recife
- CEP: 50.871-170
- Canais de Aquisição: EMG1, Acelerômetro 1, Kinect, EMG2, Acelerômetro 2
- Altura do Acelerômetro 1: 1,52
- Altura do Acelerômetro 2: 1,00
- Data da Sessão: / /
- Botão "Iniciar" no canto inferior direito.

Fonte: Acervo do Autor.

Ao clicar no botão iniciar a plataforma segue para a tela de captura de sinal. Caso o canal de aquisição Kinect tenha sido ativado, a plataforma procura automaticamente a existência de um segundo monitor, conectado ao computador, para lançar a tela de exibição dos vídeos, caso não exista outro monitor, a tela é iniciada no monitor existente. Ainda com respeito ao banco de dados, na tela de captura do sinal é realizada uma contagem de quantos exercícios foram realizados na sessão, este número é gravado no banco de dados para aprimorar o acompanhamento do paciente.

Para a avaliação das sessões de exercícios realizadas pelo paciente, independente de qual tipo de avaliação, é escolhida uma mesma tela e é iniciada para realizar a pesquisa das sessões de exercícios, esta tela é exibida na Figura 41. A diferença existente nesta tela para cada tipo de avaliação é a obrigatoriedade de existência do canal estudado. Onde:

- Para a avaliação da envoltória do EMG, apenas as sessões onde existiu a captura do sinal de EMG são listadas;
- Para as avaliações dos dados fornecidos pelo acelerômetro, apenas as sessões onde existiu a captura destes dados são listadas.

Os dados armazenados no banco de dados são para o acompanhamento do paciente, referenciando aos arquivos salvos, com os dados capturados de cada exercício, a sessão de exercícios que este pertence.

Figura 41 – Tela de seleção da sessão de exercício a ser avaliada.

datadoexercício	kinect	emg1	emg2	acelerometro1	acelerometro2
29/04/2015	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
15/05/2015	<input checked="" type="checkbox"/>				

Fonte: Acervo do Autor.

Estes arquivos são armazenados em pastas geradas pelo próprio sistema. Ao cadastrar o paciente, o sistema cria uma pasta referente a este paciente, onde são salvas as sessões de exercícios. Esta pasta do paciente é definida de forma a apresentar nome igual ao serial de identificação do paciente seguido de seu CPF. Para cada sessão de exercício cadastrada, dentro da pasta do paciente é gerada uma pasta referente à sessão de exercícios, que apresenta o nome definido pela data da execução do teste, seguido do código serial da mesma.

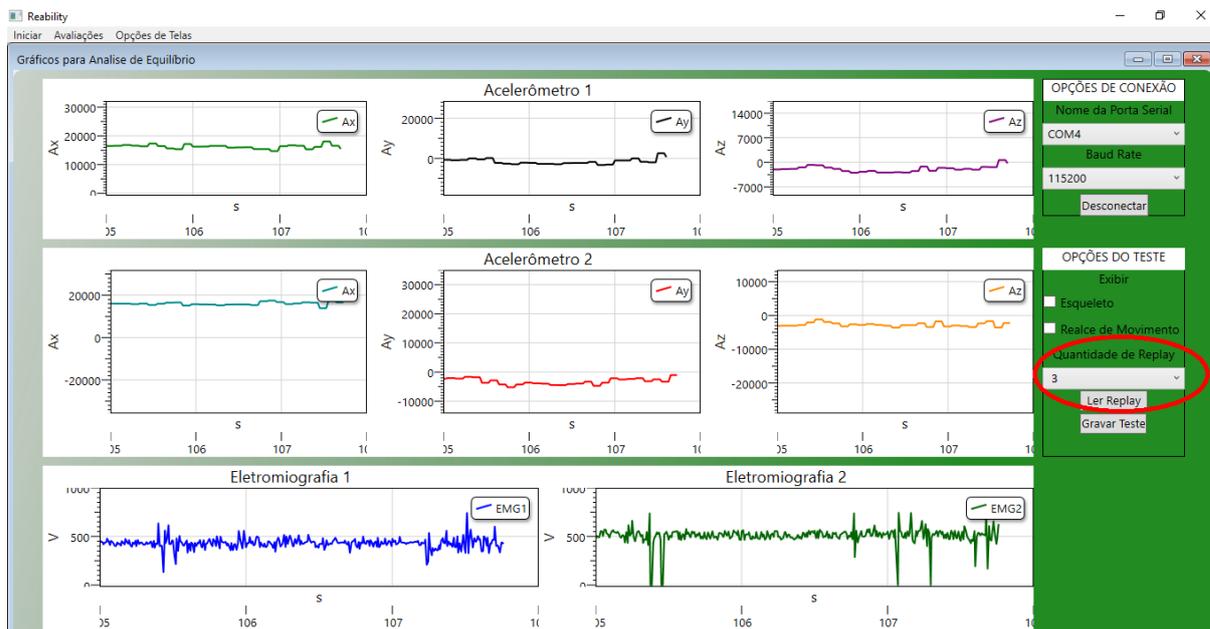
A criação das pastas, o acompanhamento do banco de dados e a leitura dos dados mostram ser eficazes no processo de armazenamento. O que possibilitou pesquisas e inserções de dados ao banco realizadas de forma rápida e precisa.

4.2.2 Sessão de Exercícios

Após o cadastro da sessão de exercício, o sistema apresenta a tela correspondente ao módulo desenvolvido para identificar o equilíbrio corporal, com as funções ou exercícios que foram cadastrados nessa sessão. Por exemplo, caso a sessão não tenha interesse no sinal de EMG, este não será armazenado e o seu gráfico não será apresentado.

A Figura 42 ilustra a tela referente ao controle de aquisição dos dados do exercício. Onde são apresentadas opções de conexão com o sistema de hardware e outras relacionadas aos vídeos. Nas opções relacionadas à conexão, encontram-se as informações necessárias para estabelecer conexão com o *hardware* de captura de sinais de EMG e de aceleração. Já nas opções relacionadas ao vídeo, encontram-se a leitura do vídeo do exercício a ser realizado, quantidades de vezes que este vai ser exibido, podendo ser 3, 5 ou 10 vezes (ilustrada na parte destacada da Figura 42), bem como o esqueleto desenhado pelo Kinect, caso este seja escolhido, tanto no *replay* do exercício quanto na visualização do paciente em execução do exercício.

Figura 42 – Tela de aquisição de dados.



Fonte: Acervo do Autor.

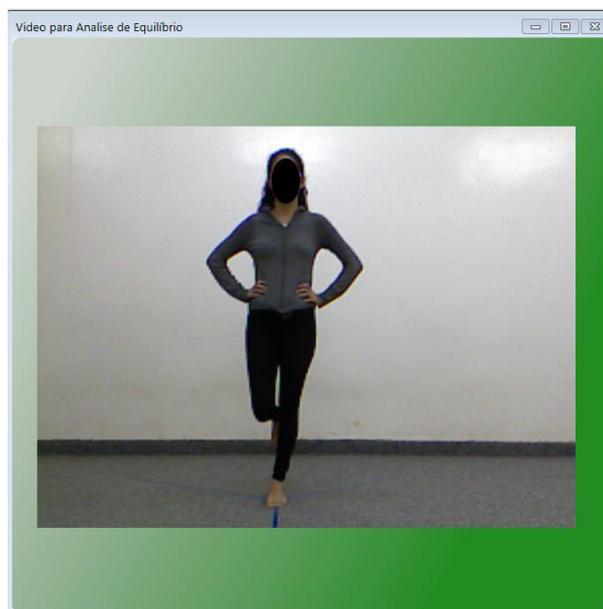
Com relação aos vídeos, estes deverão ser exibidos em um monitor ao qual o paciente tenha visão, conforme a tela ilustrada na Figura 43. Preferencialmente, deverá existir um monitor apenas para o paciente, onde este apresenta os vídeos. Desta forma, o paciente recebe apenas as informações necessárias para o desenvolvimento do exercício. Podendo receber o *feedback* do desenho do esqueleto e do realce de movimento fornecidos pelo sistema.

Quanto à captura do sinal, foi verificado que o pacote de dados, criado para o envio dos sinais de EMG e de aceleração, apresenta uma forma rápida e efetiva de apresentar os resultados da aquisição de *hardware*, como ilustra a Figura 42. Ainda com relação a estes dados, além de plotados em tempo real, os mesmo são armazenados na pasta referente ao exercício com a extensão de arquivo *.reab, e de acordo com nome igual ao número do exercício ao qual este corresponde na sessão.

Ao definir o uso do Kinect na tela de cadastro da sessão de exercício, os vídeos capturados pelo Kinect são armazenados na mesma pasta dos arquivos dos sinais. Para a gravação deste arquivo sob a extensão *.vreb é realizada uma compactação dado o tamanho do arquivo gerado. A Tabela 4-2 ilustra a compactação realizada nos arquivos, fazendo um comparativo entre 3 filmagens, exibindo o tamanho dos arquivos antes e depois da compactação sendo salvas as informações do vídeo RGB e do vídeo de profundidade, em arquivos separados, e a solução final juntando todas as informações dos vídeos em um único arquivo.

A última coluna da Tabela 4 apresenta a análise da união dos vídeos em um único arquivo, obtendo-se um resultado melhor na compactação dos dados, na faixa de 40% a 50% do tamanho

Figura 43 – Tela de vídeo exibido para o paciente.



Fonte: Acervo do Autor.

Tabela 4 – Resumo e comparação dos recursos dos *drivers*.

Exercício	Arquivos de Vídeo separados e compactados(MB)	Arquivos de Vídeo separados e compactados(MB)	Arquivo de Vídeo único e sem compactação(MB)	Arquivo de Vídeo único e compactado(MB)
Estático 30 segundos	2304,2	1440,01 Compactação de 37,5%	2304	1382,4 Compactação de 40%
Teste Y	993,29	632,73 Compactação de 36,3%	993,28	599 Compactação de 39,7%
Elevar a perna	1013,77	545,41 Compactação de 46,2%	1013,76	490 Compactação de 51,6%

Fonte: Acervo do Autor.

do arquivo original. Esta compactação é realizada ao término da gravação, este procedimento é realizado em poucos segundos, não atrapalhando o andamento da sessão de exercícios. A descompactação deste arquivo é quase imediata dada à característica do algoritmo utilizado, não interferindo na visualização do vídeo.

Com relação aos vídeos a serem exibidos para aprendizado dos exercícios, estes são gravados utilizando o cadastro de paciente teste, como ilustra a Figura 44, onde na pesquisa de paciente cadastrado, sem colocar nenhum nome, a pesquisa exibe o paciente teste. O arquivo não

é armazenado no banco de dados, sua pasta de armazenamento e seu nome são determinados pelo usuário, diferente dos arquivos gerados durante as sessões de exercício dos pacientes.

Figura 44 – Tela de pesquisa de paciente onde o paciente teste já é cadastrado.

Nome	CPF	datanasc	endereco	CEP
Paciente Teste				

Fonte: Acervo do Autor.

4.2.3 Avaliação dos Exercícios

Para a avaliação dos exercícios foram criados três módulos:

- Módulo Comparação - são apresentados os sinais de aceleração no tempo entre o exercício realizado pelo paciente e por um profissional, que serve de referencia;
- Módulo Diagrama de deslocamento de centro de pressão - através do algoritmo desenvolvido por MAYAGOITIA et al. (2002), os dados de acelerometria informam o deslocamento do centro de pressão, obtendo os diagramas desse deslocamento, estes diagramas apresentam as mesma característica dos desenvolvidos por uma plataforma de força;
- Módulo Envoltória - do EMG - através do processamento do sinal de EMG é obtida o envoltório do sinal, facilitando a identificação de movimento.

Estes módulos chamam inicialmente a mesma tela, exibida na Figura 38, para escolher a sessão a ser avaliada. Após a escolha da sessão é lançado o modulo escolhido para a avaliação solicitando a escolha do exercício que será avaliado. Em função da modularidade da plataforma de *software* desenvolvido permite com facilidade a inserção de novos módulos de avaliação, que devem ser escritos em C#.

Os resultados de cada módulo serão discutidos nas subseções a seguir.

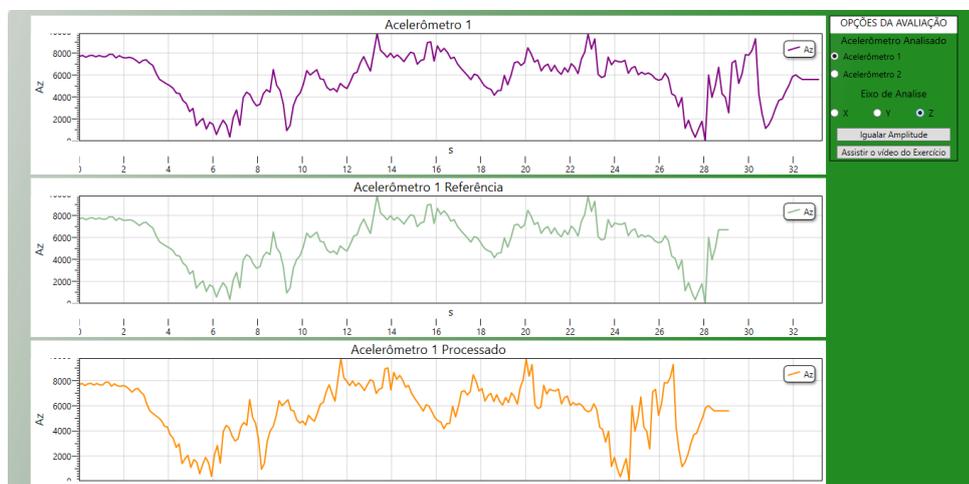
4.2.3.1 Comparação com o tempo de exercício de referência

No módulo de comparação, o objetivo é visualizar através do sinal de aceleração as características dos movimentos realizados pelo paciente, comparando com os movimentos realizados por um profissional da área de fisioterapia para o mesmo exercício.

Desta forma este módulo identifica alterações na execução do exercício, apresentando através de distorções no gráfico a presença de perda do equilíbrio durante a sua execução. A Figura 45 mostra a tela referente a este modulo. Nesta tela podem ser visualizados:

- O sinal de aceleração referente ao acelerômetro 1 ou ao acelerômetro 2 do paciente em relação ao eixo selecionado, no primeiro painel;
- No segundo painel é apresentado os sinais de aceleração do exercício realizado pelo profissional oriundos do acelerômetro 1 ou do acelerômetro 2 (acelerômetros de referencia) em relação ao mesmo eixo do paciente;
- No terceiro é apresentado o resultado do módulo de comparação com relação ao mesmo sinal.

Figura 45 – Tela do módulo de comparação com exercício de referencia.



Fonte: Acervo do Autor.

Ainda com relação aos gráficos apresentados, os dados do acelerômetro 1 e do acelerômetro 2 do paciente podem ser comparados com os dados fornecidos pelo mesmo exercícios realizado por um profissional, ou seja, o sinal é compactado se for maior que o de referência, ou expandido caso seja menor, de forma a possibilitar uma comparação espacial dos movimentos executados pelo paciente comparados aos que devem ser efetivados. A Figura 45 ilustra que embora o paciente apresente um tempo maior para execução do mesmo exercício, o comportamento do seu equilíbrio durante o este é semelhante ao desenvolvido pelo referência.

Outro fator importante, é que este módulo permite utilizar como referência os dados de outra sessão de exercício desenvolvida pelo paciente. Desta forma, pode ser observada a evolução do paciente em seu equilíbrio corporal para um mesmo tipo de movimentação.

4.2.3.2 Diagrama de deslocamento de centro de pressão

Durante o cadastro da sessão do exercício, a altura dos acelerômetros com relação ao solo deve ser especificada para que esta avaliação seja disponível. Dado que o algoritmo de MAYAGOITIA et al. (2002), exige este valor para a execução dos cálculos necessários na composição deste diagrama.

É importante lembrar que esta análise só poderá ser atribuída a exercícios que não apresentem variação significativa na posição do acelerômetro com relação ao solo, devido ao algoritmo escolhido.

Para o teste de equilíbrio foi escolhido o posicionamento dos acelerômetros da seguinte forma: Acelerômetro 1 sobre o manúbrio do esterno, seguindo o procedimento descrito por SEIMETZ et al. (2012) e Acelerômetro 2 sobre o processo espinhoso da quinta vértebra lombar, devido a ser outro ponto equivalente mantendo a mesma altura durante os exercícios proposto, regra necessária para o uso do algoritmo de MAYAGOITIA et al. (2002).

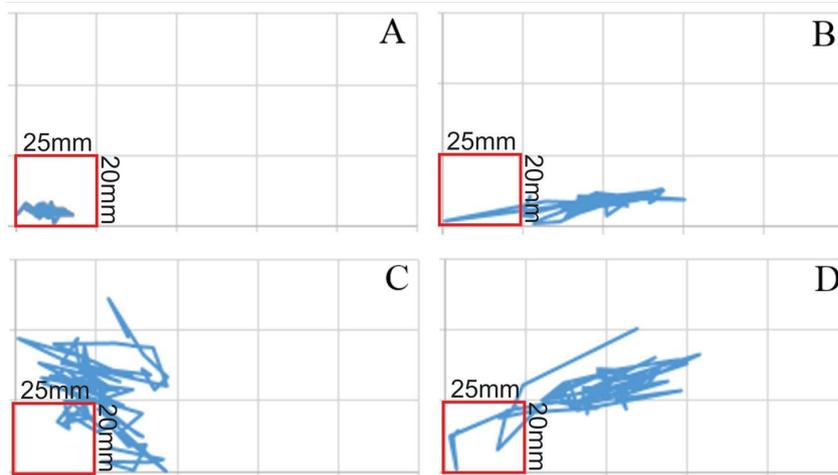
Como explica SEIMETZ et al. (2012) o deslocamento do centro de pressão demonstra as alterações no equilíbrio, estas podem ser medidas de acordo com a distancia entre os pontos no diagrama.

Em uma primeira etapa foi utilizado o ambiente MATLAB para testar o funcionamento das equações, resultando nos resultados ilustrados na Figura 46, onde nos dois testes o paciente manteve o apoio bipodal, sendo no segundo teste solicitado que o paciente fechasse os olhos, desta forma reduzindo o seu *feedback* visual.

Como esperado devido aos resultados descritos no estudo de SEIMETZ et al. (2012), os gráficos da Figura 46 apontam a variação do equilíbrio quando o paciente entre o apoio bipodal e o unipodal com os olhos abertos, o que também pode ser observado na gravação dos vídeos. Outro fator relevante, é a diferença entre os dados obtidos pelo acelerômetro posicionado no esterno e na coluna lombar, observando a relação entre os gráficos (A) e (B) ou (C) e (D) na Figura 46.

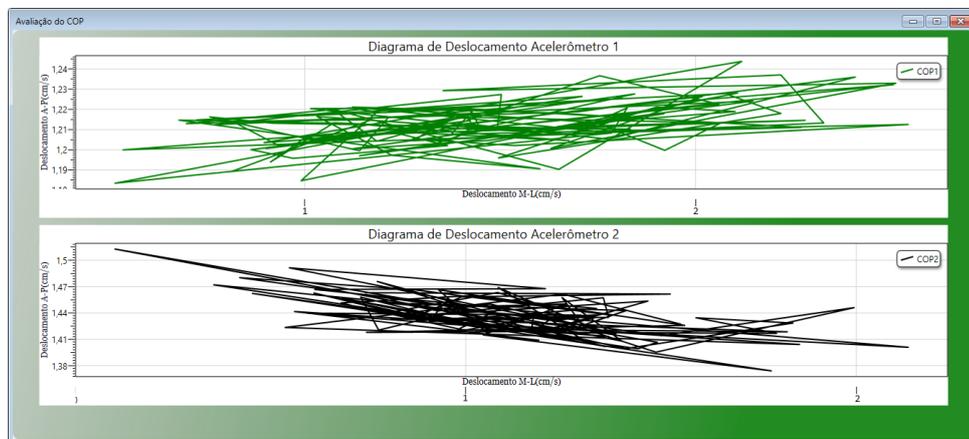
Em segundo momento o algoritmo foi desenvolvido para a plataforma. A Figura 47 ilustra a avaliação realizada na plataforma, onde o exercício escolhido foi o de elevação da perna, este sendo executado sem nenhuma redução dos sentidos com a perna dominante com apoio e seguindo os procedimentos descritos na literatura (SEIMETZ et al., 2012; MAYAGOITIA et al., 2002). Como esperado, as oscilações ilustradas na Figura 47 foram mantidas na faixa de valores de 2cm no deslocamento medial-lateral e na faixa de 1,5cm no deslocamento anteroposterior.

Figura 46 – Diagramas da oscilação média anteroposterior e medial-lateral dos acelerômetros durante os testes de equilíbrio: A) sensor posicionado no esterno – apoio bipodal e olhos abertos; B) sensor posicionado na coluna lombar – apoio bipodal e olhos abertos; C) sensor posicionado no esterno – apoio unipodal do membro dominante e olhos abertos; D) sensor posicionado na coluna lombar – apoio unipodal do membro dominante e olhos abertos.



Fonte: Acervo do Autor.

Figura 47 – Tela da avaliação por diagrama de deslocamento de centro de pressão.



Fonte: Acervo do Autor.

4.2.3.3 Envoltória do EMG

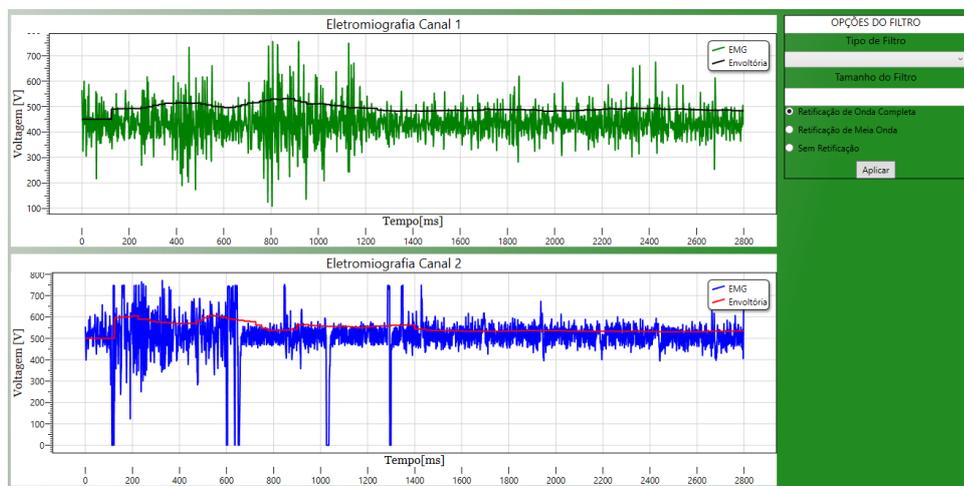
Para a análise do sinal de EMG foi escolhida a apresentação de sua envoltória. Este procedimento é utilizado para detecção de movimento dentro do sinal de EMG. O processamento padrão utilizado pelo software para o cálculo da envoltória é um filtro de média móvel que percorre o sinal, ponto a ponto, com tamanho de janela inicialmente padrão de 100 pontos, no entanto o tamanho da janela pode ser determinado pelo usuário. O tamanho da janela foi

escolhido por meio de testes, observando o sinal de saída referente. No entanto, outros tipos de filtro podem ser definidos, assim como outros valores para o tamanho da janela.

A Figura 44 ilustra a tela referente a esta avaliação, apresentando o resultado obtido no processamento do sinal de EMG. No exemplo, a medição do sinal foi realizada nos músculos transverso do abdome/oblíquo interno(TrA/OI) e multífidos/paravertebrais (PV). Sendo os eletrodos posicionados da seguinte forma: os referentes aos músculos PV seguiram as orientações do Projeto SENIAM, estando localizados 2cm lateralmente ao processo espinhoso da quinta vértebra lombar (HERMENS et al., 1999) e os referentes aos músculos TrA/OI, forma localizados 2cm abaixo do ponto mais proeminente da espinha íliaca anterossuperior, no sentido medial e superior ao ligamento inguinal (BOCCIA; RAINOLDI, 2014).

O motivo de escolher a envoltória, é que esta destaca os pontos de atividade muscular, auxiliando ao fisioterapeuta a análise perante a duração e a amplitude da atividade muscular. No caso específico do exemplo ilustrado na Figura 48, pode ser visualizada a mesma contração com diferença de milissegundos em relação ao canal 1 posicionado no lado direito e ao canal 2 posicionado no lado esquerdo, onde no teste o paciente elevou a perna esquerda.

Figura 48 – Tela de Avaliação de Envoltória de EMG.



Fonte: Acervo do Autor.

4.2.4 Processamento do Esqueleto Kinect

O desenvolvimento de um jogo fisioterápico é baseado na detecção de gestos (movimentos pré-determinados). Para que um gesto seja determinado para o jogo é necessário usar uma abordagem de detecção que compara a relação entre duas articulações, o ângulo entre três articulações e definir, por exemplo, o quão aberto deve estar o braço do paciente. A obtenção de valores ótimos de tolerância à execução destes ângulos é uma necessidade para um desenvolvimento de um jogo que mantenha a motivação do paciente (FERNANDES et al., 2014)

(ALANA et al., 2012). Um exemplo desta tolerância pode ser ilustrada na Figura 49, onde o traço irregular é o movimento realizado pelo paciente.

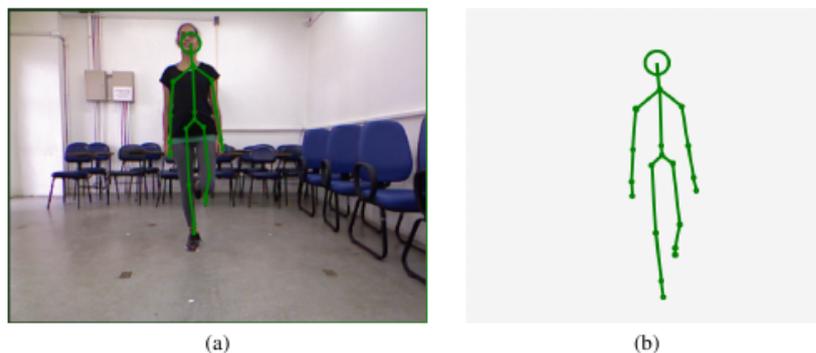
Figura 49 – Tolerância para a execução de movimento.



Fonte: Acervo do Autor.

O processamento do esqueleto, realizado utilizando o Kinect, foi desenvolvido para gerar um banco de dados dos movimentos realizados nas sessões de exercícios. Este banco de dados permitirá a modelagem dos exercícios a serem estudados. A modelagem permitirá o desenvolvimento de interações em realidade virtual que avaliem a execução dos exercícios propostos e mantenham a motivação do paciente, ponto importante para um tratamento em reabilitação (MOREIRA, 2012). Na Figura 50 é ilustrada a captura deste esqueleto desenvolvida pelo Reability, onde a Figura 50(a) ilustra o vídeo assistido pelo paciente quando a opção de visualizar esqueleto está selecionada e a Figura 50(b) ilustra apenas o esqueleto.

Figura 50 – Captura do Esqueleto desenvolvida pelo Reability.



Fonte: Acervo do Autor.

5 Conclusões e Trabalhos Futuros

Como principal contribuição deste trabalho, tem-se o desenvolvimento de uma plataforma de reabilitação gerando inovações para a área, sendo capaz de executar a avaliação do paciente durante seu tratamento, de forma dinâmica.

Esta plataforma apresenta os seguintes recursos:

- Avaliação após a execução do exercício com os dados armazenados, para comparação e acompanhamento da evolução do tratamento;
- Plotagem em tempo real dos sinais de EMG e de aceleração, para avaliação em tempo real do equilíbrio do paciente durante os testes;
- Reprodução de vídeo para aprendizagem dos exercícios;
- Gravação dos vídeos do paciente, para análise junto aos sinais obtidos durante a execução do exercício,
- Interface com *Microsoft Kinect*, para interação visual e coleta de dados para uma posterior modelagem destes exercícios em ambientes de realidade virtual.

Além disso, a plataforma apresenta as seguintes características:

1. Software modelável, de forma a receber contribuições e outros tipos de exercícios e de avaliações sem a necessidade de alterações bruscas no código fonte.
2. Estrutura de Banco de dados, para uma melhor confiabilidade de armazenamento e viabilizando o uso dos dados referentes aos sinais capturados durante os exercícios, para pesquisa sem a identificação do paciente a que estes pertencem.
3. Atribuição das rotinas de rastreamento de esqueleto e de gestos já desenvolvidas, para gerar um banco de dados necessário para a modelagem dos exercícios definidos.

A plataforma *Reability* foi desenvolvida para auxiliar tratamentos e pesquisas na área de reabilitação. Atualmente está sendo utilizada como objeto de estudo para alunos de mestrado em fisioterapia, do grupo de pesquisa em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco, para avaliarem o equilíbrio corporal e exercícios que afirmam contribuir com a melhora do equilíbrio.

Além disso, por apresentar característica modular, novas contribuições podem ser geradas para incremento desta ferramenta. Como exemplo, outros tipos de exercícios, criação de estrutura

de realidade aumentada e novas formas de avaliações dos sinais, através do estudo de novos métodos de processamento.

Os testes da plataforma foram realizados no próprio autor e numa mestrandia de fisioterapia, que está utilizando o *Reability* em seu trabalho. Estes testes consistiram em exercícios simples de equilíbrio e tiveram como principal objetivo validar o funcionamento da plataforma. Atualmente, existem projetos, já com aval do comitê de ética para avaliação de diversos experimentos.

Os resultados obtidos durante os testes foram bastante satisfatórios, comprovando a eficácia de cada módulo, desde a captura dos dados via comunicação bluetooth, onde a maior preocupação era a taxa de amostragem dos dois canais de EMG, até a interação com o paciente através do kinect que embora simples demonstrou um alto ganho no feedback visual para o equilíbrio.

Com relação ao armazenamento dos vídeos do Kinect, o resultado da compactação apresentou uma média de 41%, de compactação nos arquivos, reduzindo o custo do banco de dados.

Por fim, a plataforma desenvolvida rendeu excelentes resultados, pois mostrou possuir uma interface de simples utilização, de forma a ter seu uso intuitivo. A plataforma desenvolvida apresenta recursos importantes para a área de reabilitação e principalmente segue um novo conceito de software na sua área de atuação, proporcionando uma avaliação dinâmica do tratamento de equilíbrio corporal.

5.1 Trabalhos Futuros

Este trabalho abre uma gama de aplicações, seja na contribuição com novas ferramentas ou na análise de exercícios de equilíbrio. Já que a plataforma *Reability* foi desenvolvida de maneira modular, viabilizando: o desenvolvimento de novas interações com o paciente através da modelagem dos exercícios, utilizando os dados dos vídeos gravados, para criação de ambiente de realidade aumentada; Pesquisas de avaliações de exercícios para melhoria de equilíbrio corporal e composição de novas técnicas de processamento dos sinais com os dados salvos durante a execução do exercício.

Com base nessas características destaca-se os seguintes trabalhos futuros:

1. Desenvolvimento de modelagem dos exercícios escolhidos para o tratamento de equilíbrio corporal, com o intuito de gerar um ambiente de realidade aumentada, a ser utilizada durante a execução dos exercícios.
2. Desenvolvimento de novos módulos que realizem o processamento digital dos dados armazenados melhorando o auxílio ao acompanhamento do paciente.

3. Desenvolver nova fórmula para compactação dos arquivos dos vídeos do *Kinect* reduzindo o custo do seu armazenamento, como sugestão já que é necessário o uso de métodos de compressão sem perdas, procurar ou desenvolver um método de compactação ou pesquisar entre os métodos um que apresente uma maior compactação.
4. Desenvolvimento de novos módulos referente às demais necessidades da área de reabilitação que necessitem do *Kinect* e dos sinais de EMG e de aceleração.

Referências

- ALANA, E. F. G. et al. Development and evaluation of a kinect based motor rehabilitation game. *SBC - Proceedings of SBGames*, v. 4, p. 144–153, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 61.
- 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, p. 56–61, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.
- BELL, D. R. et al. Systematic review of the balance error scoring system. *Sports Health*, v. 3, p. 287–295, 2011. Citado na página 32.
- BIERL, L. *MSP430 Family Mixed-Signal Microcontroller Application Reports*. 2000. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/slaa024/slaa024.pdf>>. Acesso em: 19 jul. 2014. Citado na página 21.
- BIGGS, P. B. *Can gaming technology be used for human motion analysis?* Dissertação (Trabalho de Conclusão de Curso) — School Of Engineering, Cardiff University, Cardiff, Reino Unido, 2012. Citado 5 vezes nas páginas 24, 27, 35, 36 e 38.
- BOCCIA, G.; RAINOLDI, A. Innervation zones location and optimal electrodes position of obliquus internus and obliquus externus abdominis muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 24, p. 25–30, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 60.
- CAMPOS, G. P. *Sistema para fisioterapia baseado na plataforma Kinect*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2013. Citado 5 vezes nas páginas 17, 24, 27, 35 e 36.
- FEDERAL, R. *NORMA DE EXECUÇÃO CONJUNTA CIEF / CSAR Nº 3*. 1991. Disponível em: <<http://normas.receita.fazenda.gov.br/sijut2consulta/link.action?idAto=20139&visao=anotado>>. Acesso em: 21 Nov. 2013. Citado na página 50.
- FELDSPAR. *An Explanation of the Deflate Algorithm*. 1997. Disponível em: <<http://www.zlib.net/feldspar.html>>. Acesso em: 20 jun. 2015. Citado na página 39.
- FERDJALLAH, M.; WERTSCH, J.; SHAKER, R. Spectral analysis of surface electromyography (emg) of upper esophageal sphincter-opening muscles during head lift exercise. *Rehabil Res Dev*, v. 37, p. 335–340, 2000. Citado na página 44.
- FERNANDES, F. G. et al. Realidade virtual e aumentada aplicada em reabilitação fisioterapêutica utilizando o sensor kinect e dispositivos móveis distribuído. *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v. 1, p. 37–40, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 60.
- FIGUEIREDO, K. M. O. B.; LIMA, K. C.; GUERRA, R. O. Instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 4, p. 408–413, 2007. Citado na página 15.
- GRIBLE, P. A.; HERTEL, J.; PLISKY, P. Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic

review. *Journal of Athletic Training*, v. 47, p. 339–357, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 32 e 33.

GUILHERME, A.; PAULA, C. D. *Validação de Modelos de Acelerometria para Estimar a Quantidade de Atividade Física Habitual em Adultos*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Faculdade de Motricidade Humana, Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, Portugal, 2012. Citado na página 16.

HERMENS, H. J. et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh research and development*, v. 8, n. 2, p. 13–54, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 60.

INSTRUMENTS, T. *LM1117-N/LM1117I 800mA Low-Dropout Linear Regulator*. 2013. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm1117-n.pdf>>. Acesso em: 20 ago. 2014. Citado na página 22.

INVENSENSE. *MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions Revision 4.0*. 2014. Disponível em: <https://www.olimex.com/Products/Modules/Sensors/MOD-MPU6050/resources/RM-MPU-60xxA_rev_4.pdf>. Acesso em: 01 ago. 2014. Citado 3 vezes nas páginas 24, 47 e 48.

LUANA, M. et al. Equilíbrio corporal e exercícios físicos: uma revisão sistemática. *Motriz*, v. 15, p. 713–722, 2009. Citado na página 15.

MANCINI, M.; HORAK, F. B. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *Eur J PhysRehabil Med*, v. 46, p. 239–248, 2010. Citado na página 15.

MAYAGOITIA, R. E. et al. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait and Posture*, v. 16, p. 55–59, 2002. Citado 5 vezes nas páginas 15, 28, 42, 56 e 58.

MICROSOFT. *Guia de Desenvolvimento do .NET Framework*. 2010. Disponível em: <<https://msdn.microsoft.com>>. Acesso em: 25 ago. 2014. Citado na página 28.

MICROSOFT. *Kinect Sensor*. 2013. Disponível em: <<https://msdn.microsoft.com>>. Acesso em: 25 ago. 2014. Citado 3 vezes nas páginas 25, 26 e 27.

MONTEIRO, R. S. J. et al. Efeito da reabilitação virtual em diferentes tipos de tratamento. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*, v. 29, p. 56–63, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 17.

MOREIRA, M. C. *A utilização da realidade virtual como intervenção terapêutica para a melhora do controle postural e da mobilidade funcional em crianças com paralisia cerebral*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 61.

NINTENDO. *WII FIT PLUS*. 2007. Disponível em: <<http://wiifitu.nintendo.com/>>. Acesso em: 19 jul. 2014. Citado na página 17.

O’SULLIVAN, M.; BLAKE, C.; CUNNINGHAM, C. Cor-relation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Eur J PhysRehabil Med*, v. 38, p. 308–313, 2009. Citado na página 15.

PAVÃO, S. L. et al. Impacto de intervenção baseada em realidade virtual sobre o desempenho motor e equilíbrio de uma criança com paralisia cerebral: estudo de caso. *Revista Paulista de Pediatria*, v. 32, p. 389–394, 2014. Citado na página 18.

PHINYOMARK, A.; LIMSAKUL, C.; PHUKPATTARANONT, P. Application of wavelet analysis in emg feature extraction for pattern classification. *Measurement Science Review*, v. 11, p. 45–52, 2011. Citado na página 16.

PINHEIRO, H. A. Uso da bengala padrão na reabilitação da marcha de pacientes com sequela de acidente vascular cerebral. *Revista Neurociências*, v. 19, p. 358–364, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 28.

POSTGRESQL. *Informações sobre PostgresSQL*. 2014. Disponível em: <<https://www.postgresql.org.br/sobre>>. Acesso em: 20 out. 2014. Citado na página 31.

RAMOS, J. L. A. d. S. *Controle de Torque de um Exoesqueleto Atuado por Músculos Pneumáticos Artificiais Utilizando Sinais Eletromiográficos*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil, 2013. Citado na página 44.

SÁ, J. G. P. *Construindo uma DSL para reconhecimento de gestos utilizando Kinect*. Dissertação (Trabalho de Conclusão de Curso) — Departamento de Informática, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil, 2011. Citado na página 37.

SABCHUK, R. A.; BENTO, P. C. B.; RODACKI, A. L. F. Equilíbrio, coordenação e agilidade de idosos submetidos à prática de exercícios físicos resistidos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 18, p. 404–408, 2012. Citado na página 15.

SCHIAVINATO, A. M. et al. Influência do wii fit no equilíbrio de paciente com disfunção cerebelar: estudo de caso. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 28, p. 50–52, 2010. Citado na página 17.

SEIMETZ, C. et al. A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometers. *Biomed Sci Instrum*, v. 48, p. 386–392, 2012. Citado 6 vezes nas páginas 15, 16, 28, 42, 44 e 58.

SHOTTON, J. et al. Real-time human pose recognition in parts from single depth images. *Communications of the ACM*, v. 56, p. 116–124, 2011. Citado 3 vezes nas páginas 8, 37 e 38.

SILVA, A. et al. Equilíbrio, coordenação e agilidade de idosos submetidos à prática de exercícios físicos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 14, p. 88–93, 2008. Citado na página 15.

SOUZA, P. V. E. *Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma ANDROIDTM*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil, 2015. Citado 5 vezes nas páginas 18, 20, 21, 46 e 47.

XU, J. *Practical WPF Charts and Graphics*. [S.l.]: Apress, 2009. (Apresspod Series). Citado na página 28.

ZHANG, Z. Microsoft kinect sensor and its effect. *IEEE Multimedia*, v. 19, p. 4–10, 2012. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.