

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PLATAFORMA DINÂMICA DE AVALIAÇÃO  
FISIOTERÁPICA**

por

**ÉRICO LEITE CAVALCANTE**

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

**ORIENTADOR: PROF. DR. MARCO AURÉLIO BENEDETTI  
RODRIGUES**

**CO-ORIENTADOR: PROF<sup>a</sup>. DR<sup>a</sup>. PATRÍCIA LESSA SILVA**

Recife, agosto de 2015.

© Érico Leite Cavalcante, 2015

# Dedicatória

*Versão Preliminar*

## **Agradecimentos**

***Versão Preliminar***

Resumo da Dissertação apresentada à UFPE como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

# **PLATAFORMA DINÂMICA DE AVALIAÇÃO FISIOTERÁPICA**

**Érico Leite Cavalcante**

Agosto / 2015

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Co-orientador: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Patrícia Lessa Silva

Área de Concentração: Instrumentação e Engenharia de Software

Palavras-chave: Reabilitação, Acelerômetro, Kinect e Modelagem de Software.

Número de Páginas: 42.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma plataforma para a área de reabilitação, cujo nome é Reability. Esta plataforma foi desenvolvida em ambiente Visual Studio usando C# e o driver Windows SDK para se comunicar com o Microsoft Kinect. O Kinect desempenha o papel de exibir e gravar uma série de exercícios pré-determinados realizados pelo paciente. O objetivo principal é a medição do equilíbrio corporal, para tal, utilizaram-se os vídeos capturados pelo Kinect e os sinais oriundos de dois acelerômetros e de um aparelho de EMG (eletromiografia). Para a captura dos sinais foi utilizado o hardware desenvolvido por Pedro Victor Eugenio de Souza em seu mestrado. Este hardware precisou receber alguns ajustes para este trabalho. Estes ajustes foram basicamente na programação do microcontrolador, e do sistema de regulação de tensão para adição de dois acelerômetros MPU-6050 via comunicação I2C. Estes acelerômetros são posicionados em pontos distintos do corpo do paciente para avaliação do equilíbrio. A principal contribuição deste trabalho é a permissão de uma avaliação dinâmica na área de equilíbrio corporal na fisioterapia, permitindo a visualização dos dados brutos em tempo real durante o exercício e uma avaliação mais específica dos dados após o exercício, possibilitando um tratamento mais eficaz para o paciente.

Abstract of Dissertation presented to UFPE as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

## **DYNAMIC EVALUATION PLATFORM FOR PHYSIOTHERAPY**

**Érico Leite Cavalcante**

August / 2015

Supervisor(s): Marco Aurélio Benedetti Rodrigues, Prof, Dr.;

Patrícia Lessa Silva, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>..

Area of Concentration: Instrumentation and Software Engineering.

Keywords: Rehabilitation, Accelerometer, Kinect and Software Modeling.

Number of Pages: 42.

This paper presents the development of a platform for the rehabilitation area, whose name is Reability. This platform was developed in Visual Studio environment using C # and Windows SDK driver to communicate with the Microsoft Kinect. The Kinect plays the role of display and record a series of predetermined exercises performed by the patient. The main objective is the measurement of body balance, to do so, we used the videos captured by Kinect and the signals from two accelerometers and a set EMG (electromyography). To catch the signals we used the hardware developed by Pedro Victor Eugenio de Souza in his masters. This hardware needed to receive some adjustment for this job. These adjustments were primarily in the programming of the microcontroller and the voltage regulating system for adding two accelerometers-MPU 6050 via the I2C communication. These accelerometers are positioned in different points of the patient's body to balance evaluation. The main contribution of this work is the permission of a dynamic assessment of body balance in the physical therapy area, allowing the visualization of the raw data in real time during the exercise and a more specific evaluation of the data after exercise, enabling a more effective treatment for patient.

# Sumário

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>VII</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS .....</b>	<b>IX</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1 PROCESSOS DINÂMICOS NA ÁREA DE REABILITAÇÃO.....	3
1.2 OBJETIVOS .....	4
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	5
<b>2 SISTEMA DE AQUISIÇÃO .....</b>	<b>7</b>
2.1 ADAPTAÇÃO DO HARDWARE .....	7
2.1.1 <i>Protocolo de comunicação I2C</i> .....	7
2.1.2 <i>MPU-6050</i> .....	9
2.1.3 <i>LM1117</i> .....	10
2.2 DESCRIÇÃO DE HARDWARE DO KINECT® .....	11
<b>3 DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA.....</b>	<b>16</b>
3.1 AMBIENTE DE DESENVOLVIMENTO.....	16
3.2 BANCO DE DADOS.....	18
3.3 CAPTURA E ARMAZENAMENTO DE SINAIS.....	19
3.4 GRAVAÇÃO E REPRODUÇÃO DE VÍDEOS .....	20
3.4.1 <i>Camada de Software do Kinect</i> .....	21
3.5 AVALIAÇÃO DOS DADOS.....	25
<b>4 RESULTADOS .....</b>	<b>26</b>
4.1 HARDWARE.....	26
4.1.1 <i>MPU6050</i> .....	26
4.1.2 <i>Comunicação Bluetooth</i> .....	26
4.2 SOFTWARE.....	27
4.2.1 <i>Banco de Dados</i> .....	27
4.2.2 <i>Captura dos Sinais</i> .....	27
4.2.3 <i>Exibição dos gráficos em tempo real</i> .....	28
4.2.4 <i>Gravação dos Vídeos</i> .....	28
4.2.5 <i>Sistema de Avaliação</i> .....	28
<b>5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>29</b>
5.1 CONCLUSÃO.....	29
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>32</b>

# Lista de Figuras

<b>Figura 1.1</b> - (a)plataforma de força e a indicação dos vetores associados a sua medição, (b) acelerômetro localizado no externo como possível região de avaliação de equilíbrio. <b>Fonte:</b> 1.1a: <a href="http://www.pt.ntu.edu.tw/">http://www.pt.ntu.edu.tw/</a> ; 1.1b: [1].....	2
<b>Figura 1.2</b> - (a)equipamento para exercícios de reabilitação com uso de realidade virtual, (b) jogo Tighrope Walk do Wii. <b>Fonte:</b> 1.2.a: <a href="http://portuguese.alibaba.com/">http://portuguese.alibaba.com/</a> ; 1.2.b: [8]. .....	4
<b>Figura 2.1</b> - Microcontrolador MSP430 conectando a periféricos via protocolo de comunicação I2C. <b>Fonte:</b> <a href="http://www.ti.com/lit/an/slaa024/slaa024.pdf">http://www.ti.com/lit/an/slaa024/slaa024.pdf</a> . Acesso em: 20 Maio 2015.....	7
<b>Figura 2.2</b> - Ciclo de comunicação mestre-escravo do protocolo I2C. <b>Fonte:</b> Alterado de: <a href="http://www.eletronica.org/modules.php?name=News&amp;file=article&amp;sid=13">http://www.eletronica.org/modules.php?name=News&amp;file=article&amp;sid=13</a> . Acessado em: 20 de maio de 2015.....	9
<b>Figura 2.3</b> – MPU-6050. <b>Fonte:</b> <a href="http://www.afeletronica.blog.com.br/news/mpu-6050-controle-2-servos-motores/">http://www.afeletronica.blog.com.br/news/mpu-6050-controle-2-servos-motores/</a> . Acessado em: 20 de maio de 2015 .....	9
<b>Figura 2.4</b> – Estrutura do Microsoft Kinect. <b>Fonte:</b> Modificado de: <a href="https://www.microsoft.com">https://www.microsoft.com</a> . Acessado em: 25 de agosto de 2014.....	11
<b>Figura 2.5</b> – Adaptador do Microsoft Kinect, para computador. <b>Fonte:</b> <a href="https://www.microsoft.com">https://www.microsoft.com</a> . Acessado em: 25 de agosto de 2014.....	12
<b>Figura 2.6</b> – Ângulos de detecção do Kinect. <b>Fonte:</b> Modificado de: <a href="https://www.microsoft.com">https://www.microsoft.com</a> . Acessado em: 25 de agosto de 2014.....	13
<b>Figura 2.7</b> – Limites da área sensorada. <b>Fonte:</b> Modificado de: <a href="https://www.microsoft.com">https://www.microsoft.com</a> . Acessado em: 25 de agosto de 2014.....	14
<b>Figura 2.8</b> - Mapeamento da profundidade. (a) Em escala de cinza e (b)em gradação de cores. <b>Fonte:</b> <a href="https://www.microsoft.com">https://www.microsoft.com</a> . Acessado em: 25 de agosto de 2014 .....	14
<b>Figura 2.9</b> – Valores da intensidade dos pixels na imagem de profundidade. <b>Fonte:</b> Modificado de: <a href="https://www.microsoft.com">https://www.microsoft.com</a> . Acessado em: 25 de agosto de 2014 ....	15
<b>Figura 3.1</b> – Estrutura do Banco de Dados. <b>Fonte:</b> Acervo do Autor.....	19
<b>Figura 3.2</b> – Plotagem dos gráficos dos dois acelerômetros em relação ao tempo. <b>Fonte:</b> Acervo do Autor .....	20
<b>Figura 3.3</b> – Mapeamento de pontos para reconhecimento do esqueleto. <b>Fonte:</b> Modificado de: <a href="https://www.microsoft.com">https://www.microsoft.com</a> . Acessado em: 25 de agosto de 2014 ....	23

**Nenhuma entrada de índice de ilustrações foi encontrada.**

## Lista de Tabelas

Tabela 3-1 - Limites de Valores fornecidos pelo PostgreSQL.	Fonte:
<a href="http://www.postgresql.org.br/old/sobre">http://www.postgresql.org.br/old/sobre</a> . Acessado em: 20/10/2014. ....	18
Tabela 3-2 – Resumo e comparação dos recursos do driver.	Fonte: Modificado de [14].
	22

Nenhuma entrada de índice de ilustrações foi encontrada.

**Versão Preliminar**



# Lista de Símbolos e Siglas

RV	- <i>Realidade Virtual.</i>
EMG	- Eletromiograma.
I2C	- Circuito Inter-integrado

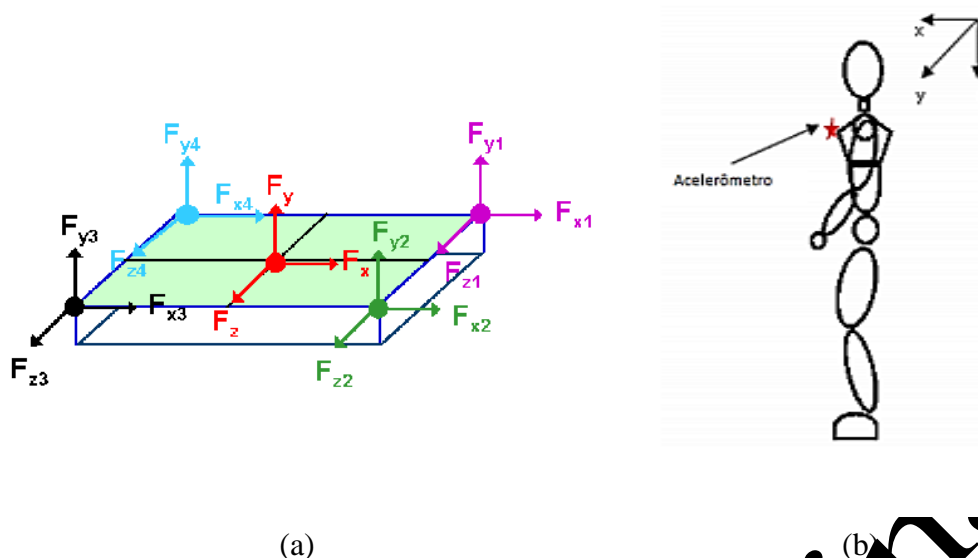
**Versão Preliminar**

# CAPÍTULO 1

## Introdução

A procura por uma melhor qualidade de vida conduziu o mundo tecnológico a interagir com a área de saúde. Após a segunda guerra mundial, a Engenharia Biomédica foi inicialmente disseminada para pesquisas no âmbito da reabilitação. Atualmente difundida em diversas linhas de pesquisa na área da saúde, a Engenharia Biomédica busca novas formas de avaliar a fisiologia do corpo em benefício de uma melhor e mais duradoura vida.

Na fisioterapia, a avaliação de equilíbrio corporal encontra-se em transição de aspecto qualitativo ou quantitativos sem uso de instrumentação, como o Índice de Mobilidade de *Rivermead* e o Teste de Equilíbrio de *Berg*, para processos quantitativos mais precisos com o uso de instrumentos de medição. Esta transição começou com o uso de plataformas de força, no intuito de estabelecer gráficos da pressão corporal exercida nos pés. No entanto, o custo elevado fez a plataforma de força ser pouco difundida nas clínicas fisioterápicas. Atualmente, o uso de acelerômetros é um dos métodos em estudo para a realização da avaliação de equilíbrio corporal de forma quantitativa [1] [2]. A Figura 1.1 ilustra dois tipos de equipamentos desenvolvidos para testes quantitativos da avaliação do equilíbrio corporal, onde a Figura 1.1a ilustra uma plataforma de peso de quatro cantos e seus respectivos eixos de análise, e a figura 1.1b ilustra um dos possíveis posicionamentos do acelerômetro para análise do equilíbrio corporal.



**Figura 1.1** - (a) plataforma de força e a indicação dos vetores associados a sua medição, (b) acelerômetro localizado no externo como possível região de avaliação de equilíbrio. **Fonte:** 1.1a: <http://www.pt.ntu.edu.tw/>; 1.1b: [1].

Dentre as múltiplas áreas de pesquisa as quais a Engenharia Biomédica se expande, a Engenharia Elétrica é caracterizada pela melhoria e desenvolvimento de novos equipamentos e formas de tratamento de dados dos sinais bioelétricos, assim como outras medidas relacionadas ao funcionamento do corpo humano, buscando uma melhor precisão em suas medidas e uma melhor ergonomia em seu uso. Mas, apenas a estrutura de aquisição dos sinais não é suficiente para uma avaliação mais fidedigna, novos exames e novas formas de interagir com o paciente para aquisição destes dados são idealizados e testados.

Atualmente, as técnicas de realidade virtual (RV) promovem a interação de objetos do mundo real com objetos do mundo virtual. Desta forma a RV possibilita novos horizontes para a interação com os pacientes. O mecanismo Microsoft *Kinect* (acessório desenvolvido para a estação multimídia XBOX360), por não necessitar de elementos de referência se encontra em destaque entre os mecanismos existentes para interação RV. Na área da saúde, a RV é usada no auxílio às cirurgias e para tratamentos, como exercícios de reabilitação [3] [4] [5].

O objetivo deste trabalho foi à criação de uma plataforma de testes fisioterápicos em realidade virtual. A plataforma foi desenvolvida em linguagem *C Sharp* com uso da *game engine XNA*, para interagir com o Microsoft *Kinetic*. Além do *Kinetic* a plataforma conectasse ao hardware desenvolvido por Pedro Victor Eugênio de Souza [6]. Para este trabalho o hardware foi adaptado para receber os dados oriundos de acelerômetro via interface Circuito Inter-integrado (I2C).

## 1.1 Processos Dinâmicos na área de reabilitação

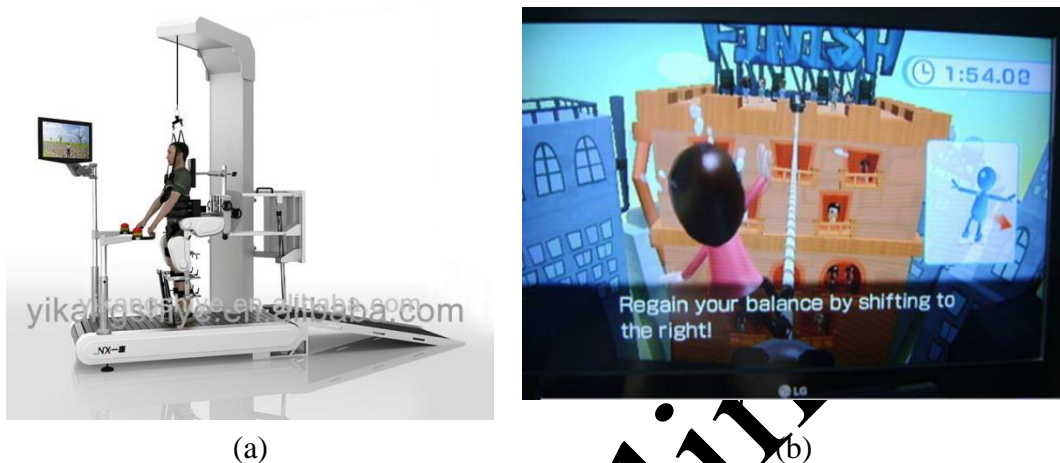
A área de reabilitação promove o tratamento ou a atenuação de incapacidades causada por doenças crônicas, sequelas neurológicas ou lesões derivadas da gestação e do parto, acidentes de trânsito e de trabalho [4].

A evolução tecnológica trouxe a esta área de saúde o desenvolvimento de novos métodos de avaliação e tratamento. Avaliações de equilíbrio corporal, atividade física e fadiga muscular receberam aspectos quantitativos mais precisos. Novas formas de interação com o paciente foram desenvolvidas para a realização dos exercícios físicos, como ilustra a figuras 1.2. Onde a figura 1.2a ilustra um equipamento de auxílio a marcha, com uso software de realidade virtual e a figura 1.2b ilustra um software de reabilitação desenvolvido para console Nintendo *Wii* com o uso do *joystick Balance Board*.

A utilização de realidade virtual através de jogos, como ferramenta de interação com o paciente já foi estudada para 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. Algumas destas franquias já tiveram sua eficácia comprovada por pesquisas na área de reabilitação psicomotora [5] [7] [8].

Aliado a isso, o desenvolvimento de novos equipamentos de eletromiograma

(EMG) e de novas técnicas de processamento de sinal trazem mais informações sobre a atividade muscular. E a evolução na ergonomia neste tipo de equipamento traz a possibilidade de avaliação muscular durante uma atividade física de alto impacto, ou mesmo para atividades do dia a dia acompanhando o paciente.



**Figura 1.2** - (a) equipamento para exercícios de reabilitação com uso de realidade virtual, (b) jogo Tighrope Walk do Wii. Fonte: 1.2.a: <http://portuguese.alibaba.com/>; 1.2.b: [8].

Estudos apontam a eficácia de acelerômetros para avaliação de equilíbrio corporal e de atividade física [1] [9]. Na avaliação de equilíbrio corporal, o acelerômetro possibilita que métodos quantitativos com instrumentação sejam realizados em clinicas, prática pouco viável anteriormente devido ao custo da plataforma de força [1]. Na avaliação de atividade física, a acelerometria tem se destacado como um método objetivo de medição [9]. Tais avaliações permitem a elaboração de exercícios de reabilitação específicos aumentando a eficácia do tratamento.

## 1.2 Objetivos

Portanto, é proposto através desse projeto uma plataforma de avaliação fisioterápica ambientada em realidade virtual, que receba os dados oriundos do hardware desenvolvido pelo grupo de pesquisa enquanto o paciente interage com o ambiente virtual realizando os exercícios propostos.

A plataforma grava e ilustra através de gráficos os sinais obtidos pelo hardware via comunicação *bluetooth* e exibe um tipo de interação virtual para o paciente. No caso de novas interações virtuais serem desenvolvidas, por se tratar de um software modular, esta interação, que é escolhida na hora da avaliação, é apenas adicionada como novo arquivo, requisitando apenas instanciar sua chamada no software. Para o projeto atual a interação virtual desenvolvida trata de um vídeo que ilustra os movimentos a serem executados pelo paciente ao lado da imagem do paciente em tempo real executando o exercício.

Outro aspecto positivo do software para a área de reabilitação é a possibilidade de comparação com um paciente referencia, além da comparação com os resultados de avaliações anteriores para o mesmo paciente, o que permite uma avaliação dinâmica do paciente. Esta avaliação será realizada após a aquisição dos dados exibindo os gráficos sobrepostos e o vídeo do paciente realizando os exercícios.

### 1.3 Estrutura da Dissertação

Este trabalho está organizado em 5 (cinco) capítulos. Neste Capítulo 1, é feita uma introdução ao trabalho onde estão expostas as motivações que levaram ao desenvolvimento do trabalho, assim como o objetivo realizado.

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.

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.

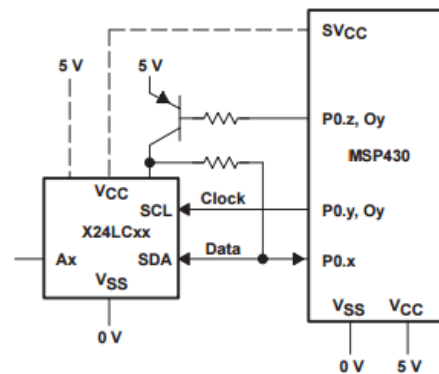
**Versão Preliminar**

# Sistema de Aquisição

Nesse capítulo serão apresentadas as alterações realizadas no hardware desenvolvido por Pedro [6], para que este receba dados de acelerometria, e a estrutura do Microsoft Kinect, utilizado para filmagem dos testes e auxílio na determinação do equilíbrio.

## 2.1 Adaptação do Hardware

Para o estudo do equilíbrio foram usados dois acelerômetros via comunicação I2C. Dado que o microcontrolador MSP430G2553 permite a comunicação de periféricos via este protocolo como ilustra a figura 2.1, e a placa GP-521 também utiliza tal protocolo. A adição de dois acelerômetros aumentou o consumo de corrente do projeto e com isto o regulador linear MAX8892 foi substituído pelo LM1117.



**Figura 2.1** - Microcontrolador MSP430 conectando a periféricos via protocolo de comunicação I2C. **Fonte:** <http://www.ti.com/lit/an/sl0024/sl0024.pdf>. Acesso em: 20 Maio 2015.

### 2.1.1 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 media velocidade a placas mãe,



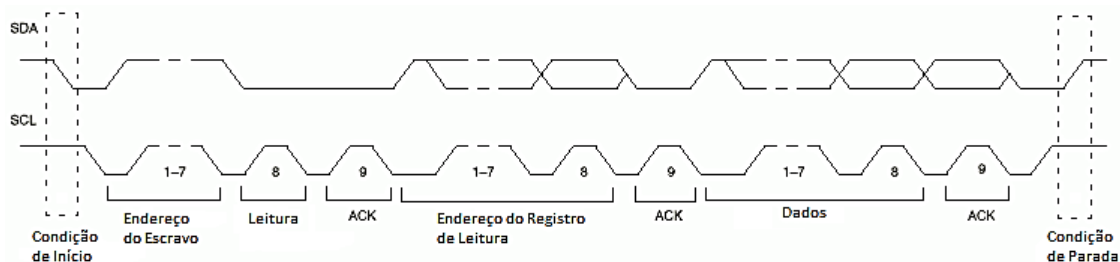
microcontroladores e afins. Para utilizar este tipo de comunicação tanto a unidade de controle quanto e os periféricos devem possuir suporte I2C.

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. Basicamente o barramento I2C facilita a integração de circuitos de caráter final de aplicação como sensores a um sistema de controle. Este barramento é composto de dois fios, Serial Data(SDA) e Serial Clock (SCL), e alimentação (VDD), tipicamente de 3.3V ou 5V.

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.

Entre as estruturas possíveis existentes neste protocolo, a mestre-escravo foi a escolhida. Nesta estrutura a comunicação é iniciada pelo mestre, no caso o microcontrolador, onde inicia a comunicação enviando o endereço do escravo para o barramento solicitando a leitura de dados, aguarda a validação da comunicação e então começa a receber os dados do dispositivo escravo, no caso o MPU6050.

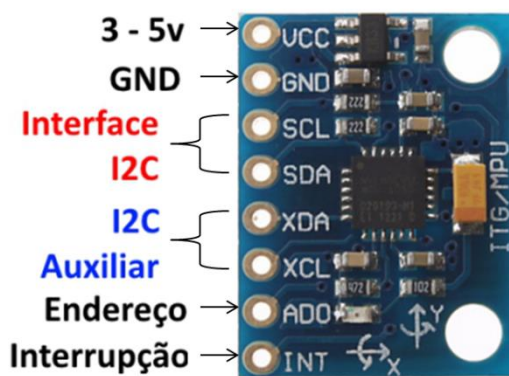
A figura 2.2 ilustra este procedimento de comunicação utilizado neste projeto, onde o dispositivo mestre ajusta a condição de início da comunicação, envia o endereço do escravo junto a determinação de leitura dos dados, em seguida o escravo envia o Acknowledge (ACK), que determina o recebimento dos dados e a abertura da comunicação entre os dispositivos, uma vez o ACK sendo positivo, o dispositivo escravo envia os dados, sempre seguidos de um sinal ACK enviado pelo dispositivo mestre confirmando a recepção.



**Figura 2.2** - Ciclo de comunicação mestre-escravo do protocolo I2C. **Fonte:** Alterado de: <http://www.eletronica.org/modules.php?name=News&file=article&sid=13>. Acessado em: 20 de maio de 2015

### 2.1.2 MPU-6050

O CI MPU-6050, exibido na figura 2.3, possui no mesmo invólucro um acelerômetro e um giroscópio de alta precisão.



**Figura 2.3** – MPU-6050. **Fonte:** <http://www.afeletronicablog.com.br/news/mpu-6050-controle-2-servos-motores/>. Acessado em: 20 de maio de 2015

Como pode ser visto na figura 2.3, este CI permite interface I2C, e ainda apresenta a possibilidade de utilizar outros sensores em sua conexão I2C auxiliar. Outro aspecto importante que pode ser visto na figura é o pino AD0 que indica qual será o endereço deste CI. Para o estabelecimento da comunicação I2C para dois MPU-6050, este projeto fez um CI ter o pino AD0 aterrado, o que faz seu endereço ser igual à 0X68 e o outro o pino AD0 recebeu VCC, apresentando neste caso endereço igual à 0X69.

Uma das características do MPU-6050 que levou a sua escolha foi o recurso

chamado Processador Digital de Movimento (DMP - *Digital Motion Processor*). Este recurso permite que o algoritmo de detecção de movimento seja processado no próprio CI, fazendo a aquisição do acelerômetro, giroscópio e sensor adicional, executando o processamento dos dados. Para tal processamento o MPU-6050 apresenta conversores A/D de 16 bits de resolução para cada canal, dessa forma todos os sinais podem ser amostrados ao mesmo tempo. Este resultado pode ser lido diretamente ou colocado em um buffer do tipo *first-in-first-out* (FIFO) de 1024 bytes, onde os valores podem ser armazenados.

Esta resolução de leitura implica em possíveis 65536 representações de valores. Considerando que é medida a aceleração e a variação angular com valores para valores positivos e negativos, então se utiliza 32768 representações para valores positivos e 32768 para valores negativos.

Em sua leitura de aceleração o MPU-6050 permite medir múltiplos de duas até dezesseis vezes o valor da gravidade, isso torna o sensor mais sensível a pequenas variações, no entanto como este projeto busca variações do corpo humano perante o equilíbrio os dois acelerômetros utilizados foram configurados para duas vezes a aceleração da gravidade.

### 2.1.3 LM1117

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

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

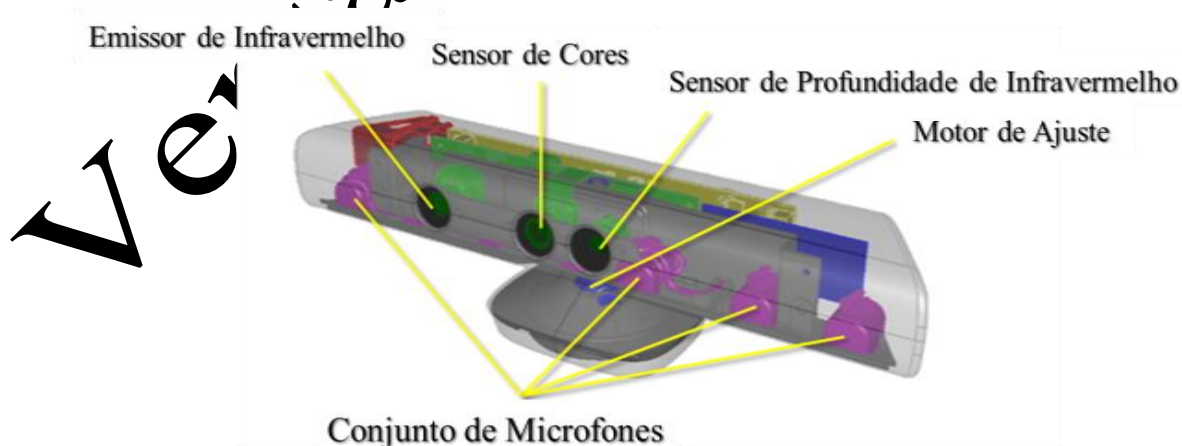
Este regulador ainda apresenta os recursos de desligamento por limitação térmica ou

de corrente. E apresenta uma precisão na tensão de saída de 1%.

## 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. 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). Foi lançado em Novembro de 2010 para a plataforma PowerPC do console XBOX 360.

Na Figura 2.4, temos o diagrama de blocos do Kinect. O sensor de cores é uma webcam RGB com resolução de 1280x960, a 12 frames por segundo, ou resolução de 640x480 a 30 frames por segundo. O emissor de infravermelho projeta uma malha de detecção, cujo reflexo é captado em escala de cinza pelo sensor de profundidade e assim como o RGB, fornece imagens em 640x480 a 30 frames por segundo. O motor de ajuste permite deslocamentos da área sensoreada. O conjunto de microfones é utilizado no reconhecimento de voz para comandos.



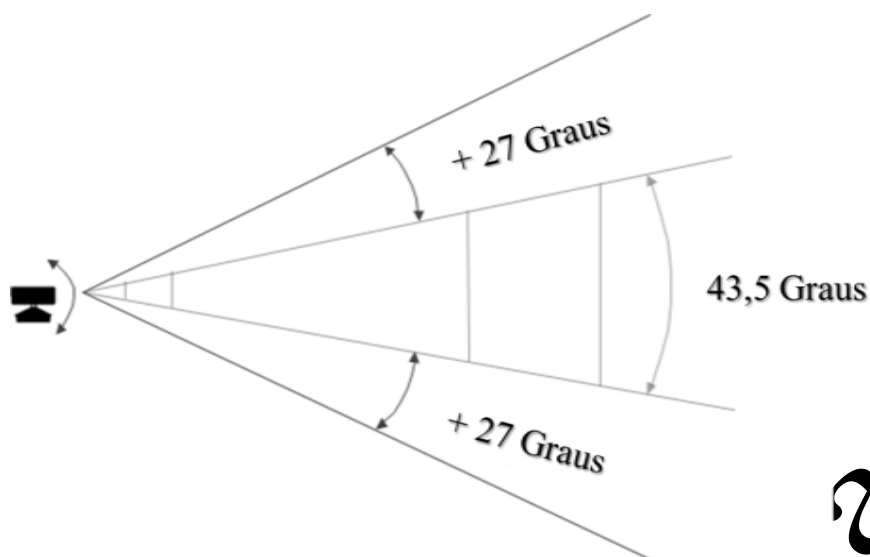
**Figura 2.4** – Estrutura do Microsoft Kinect. **Fonte:** Modificado de: <https://www.microsoft.com>. Acessado em: 25 de agosto de 2014

Logo após seu lançamento, o Kinect foi apontado como um ótimo recurso para inúmeras aplicações e não apenas para entretenimento. Com isto a fabricante Microsoft lançou um *driver* oficial para aplicações de computador. E um adaptador que este funcione adequadamente em uma porta USB comum, dado que este necessita de 12V e que a conexão USB só fornece 5V. A Figura 2.5 mostra este adaptador, que apresenta a porta para o Kinect, uma conexão USB comum e uma fonte bivolt.



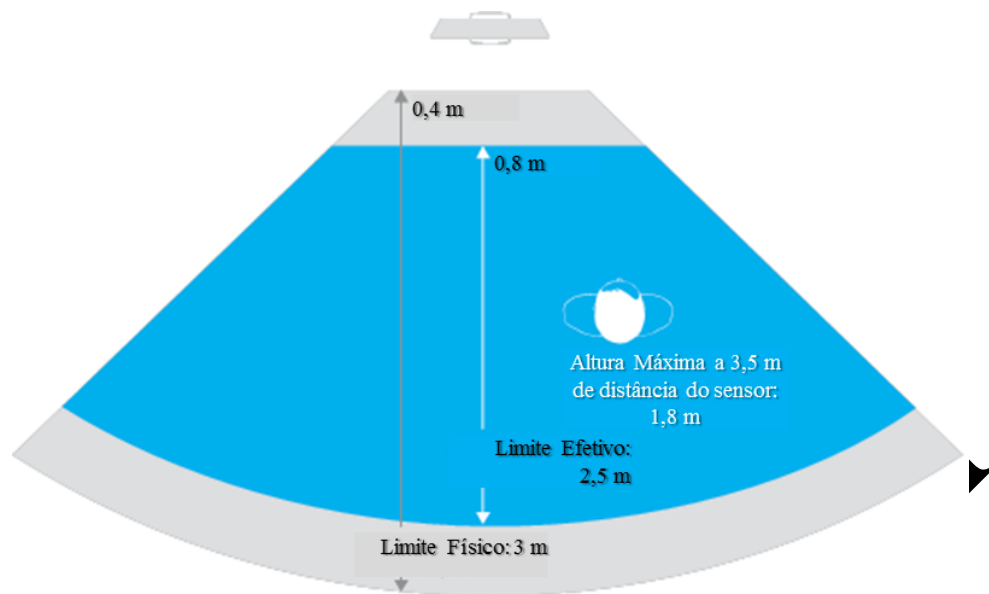
**Figura 2.5** – Adaptador do Microsoft Kinect, para computador. **Fonte:** <https://www.microsoft.com> Acessado em: 25 de agosto de 2014

O motor de ajuste se adequa à distância do esqueleto e a sua altura, com variações de  $\pm 27$  graus verticais, conforme ilustrado na Figura 2.6. Esta mobilidade permite a calibração do Kinect ao ambiente do jogador baseado na aplicação e na presença de obstáculos, como mobília.



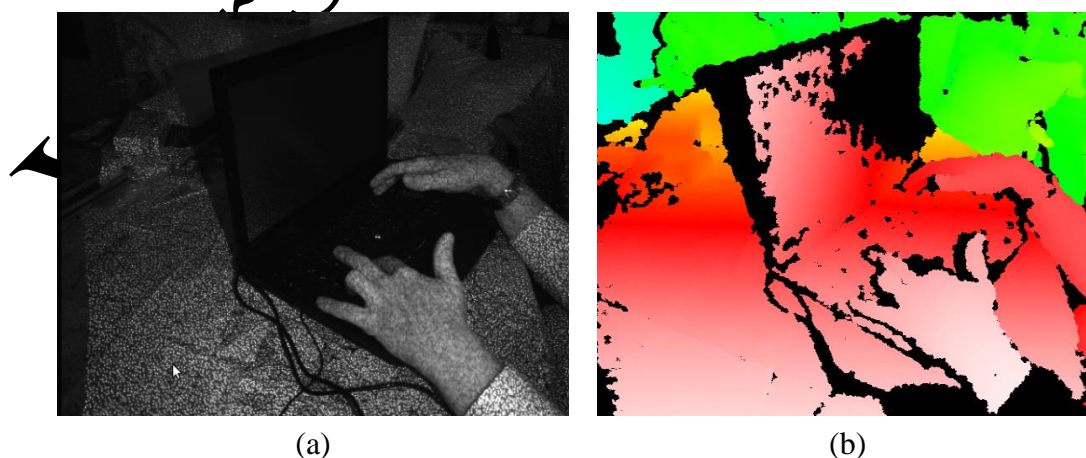
**Figura 2.6** – Ângulos de detecção do Kinect. Fonte: Modificado de: <https://www.microsoft.com>. Acessado em: 25 de agosto de 2014.

A área de sensoriamento é, então, delimitada conforme a Figura 2.7, com um ângulo horizontal de abertura de aproximadamente 57 graus. Para uma pessoa, os limites mínimos de leitura são de 0,4 m a 3,0 m dos sensores, sendo a área de 0,8 m a 2,5 m, considerada ideal para a maioria das aplicações. Para que outro indivíduo seja rastreado, este deve utilizar esta mesma área, aproximadamente 6 m<sup>2</sup>, desde que esteja deslocado do primeiro em relação ao sensor em profundidade e distância horizontal.



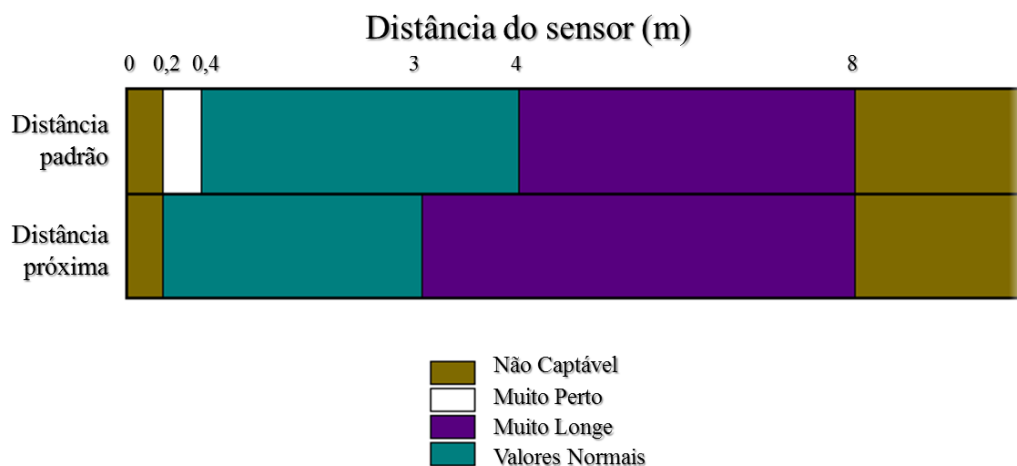
**Figura 2.7** – Limites da área sensoreada. Fonte: Modificado de: <https://www.microsoft.com>. Acessado em: 25 de agosto de 2014

A distância é obtida pelo reflexo da malha de  $N$  no sensor de profundidade. É gerada uma imagem em escala de cinza com 2048 tons. Cada pixel então 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 2.8, é ilustrado o processo de mapeamento de profundidade. Em (a), é possível ver a malha emitida em detalhes. Em (b), temos uma graduação em cores da profundidade, onde regiões em vermelho são consideradas próximas, enquanto as áreas em azul, longe.



**Figura 2.8** - Mapeamento da profundidade. (a) Em escala de cinza e (b) em graduação de cores. Fonte: <https://www.microsoft.com>. Acessado em: 25 de agosto de 2014

Cada pixel da imagem de profundidade apresenta, então, valores esperados de acordo com a distância do sensor. Na Figura 2.9, temos a distribuição dos valores de acordo com a distância para duas configurações distintas.



**Figura 2.9** – Valores da intensidade dos pixels na imagem de profundidade. **Fonte:** Modificado de: <https://www.microsoft.com>. Acesso em: 25 de agosto de 2014

A revisão literária realizada para este trabalho mostra que o Kinect se encontra em destaque na área de reabilitação, devido à sua praticidade por não precisar de marcadores e a facilidade de interação homem-máquina. No entanto, segundo a conclusão de Paul Robert Biggs no trabalho específico do uso do Kinect para análise do movimento do corpo humano é que o Kinect tem grande potencial para uso em ambiente clínico devido à sua precisão [15].

Para o projeto proposto o Kinect será utilizado para auxílio ao monitoramento do equilíbrio exibindo o esqueleto, desenhado através da combinação das câmeras RGB e infravermelha.



## CAPÍTULO 3

# Desenvolvimento da Plataforma

A necessidade de um sistema que auxilie no estudo do equilíbrio corporal foi o fator que gerou a proposta deste trabalho. Ao observar que este estudo requer captura de sinais de EMG e de aceleração para determinação de equilíbrio, a análise conduzida para desenvolvimento deste trabalho demonstrou a possibilidade de criação de uma plataforma para a área de reabilitação, ao invés de um *software* específico e fechado.

Para desenvolvimento da plataforma foram determinados os seguintes módulos:

- Banco de dados, para registro dos pacientes e quantas sessões de tratamento este já passou;
- Captura e armazenamento de sinais via *Bluetooth*, para EMG e os dados do acelerômetro;
- Plotagem dos gráficos dos sinais obtidos pelo módulo de captura em tempo real e na análise pós o teste;
- Exibição de vídeo para o paciente aprender o exercício a ser executado no tratamento;
- Captação de vídeo do paciente executando os exercícios, para auxiliar a análise do tratamento;

Nesse capítulo serão descritas as análises realizadas para o desenvolvimento de cada módulo, descrevendo os motivos de uso de cada ferramenta.

### 3.1 Ambiente de Desenvolvimento

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).

O WPF suporta interfaces de aplicação, gráficos 2D e 3D, documentos, aceleração de hardware, gráficos vectoriais, visualização de dados interativos e multimídia numa única estrutura.

Como a plataforma utiliza múltiplos processos o uso de *threads* é essencial para que um processo não atrapalhe o funcionamento do outro. Este é um dos principais fatores para o uso do WPF neste trabalho, que apresenta algumas melhorias internas com relação o Windows Form.

A *Microsoft* introduziu uma série de novos tipos de thread no WPF, espalhados por vários namespaces, dentre eles o foi utilizada a classe *Dispatcher*. Essa classe serve como um gerenciador de tarefas para serem executadas e está sempre associada com uma determinada thread de UI. Ela mantém uma fila de tarefas que são executadas utilizando a thread a qual está relacionada.

A fila que é mantida por esta classe é priorizada e permite especificar uma prioridade antes de enfileirar a tarefa. Para alocar uma tarefa nesta fila, você poderá utilizar o método *Invoke*, que executa de forma síncrona ou *BeginInvoke*, que executa de forma assíncrona.

O método *BeginInvoke* realiza as atualizações do controle associado a ele em segundo plano. Este fator trás com vantagem poder executar a atualização de um controle enquanto faz outras tarefas. No entanto processos complexos não devem ser associados a este método, pois voltará a ter concorrência com os eventos dos controles e, conseqüentemente, o usuário voltará a ter os travamentos das telas do sistema, que acontecia quando executados de forma síncrona.

A classe *Dispatcher* também fornece métodos para abortar todas as operações pendentes de processamento, impedindo consumo de memória com tarefas que não serão

executadas. Outra melhoria é a presença do evento ShutdownFinished, que é disparado quando o desligamento das tarefas listadas for completamente finalizado, e com isso, o sistema passa a executar novas tarefas.

## 3.2 Banco de Dados

O banco de dados para esta plataforma tem como objetivo inicial apenas armazenar nome do paciente, idade, observações sobre o tratamento, quantidade de sessões de tratamento e as datas destas seções. Para isto foi escolhido o gerenciador de banco de dados PostgreSQL.

O PostgreSQL é sistema gerenciador de banco de dados objeto-relacional de código aberto. Tem mais de 15 anos de desenvolvimento ativo e uma arquitetura de confiabilidade, integridade de dados e conformidade a padrões. Este gerenciador possui funcionalidades sofisticadas como o controle de concorrência multiversionado, 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, listado na tabela 3.1.

**Tabela 3-1** - Limites de valores fornecidos pelo PostgreSQL.

Fonte: <http://www.postgresql.org.br/old/sobre>. Acessado em: 20/10/2014.

Característica	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	250–1600 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

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 gerenciadores. Embora os dados referentes aos sinais não venham a ser armazenados no banco de dados neste momento inicial, a portabilidade deste gerenciado permitiria adaptar o banco de dados e submeter à inserção automática estes valores, que permitiria também o armazenamento de objetos binários como os vídeos.

Com o gerenciador do banco de dados determinado, o trabalho seguiu para a modelagem do banco. O banco de dados requerido pela plataforma, embora simplificado por apresentar poucas variáveis, necessita de coesão para agilizar a sua consulta e evitar erros na leitura e gravação dos dados.

Um exemplo de erro possível é o caso de pacientes homônimos, para evitar que os dados referentes a uma sessão de tratamento de um paciente entre no registro do outro, em casos como este, o uso de identificação serial e a data de nascimento reduz a possibilidade deste erro. A figura 3.1 mostra a estrutura do banco utilizada neste projeto.

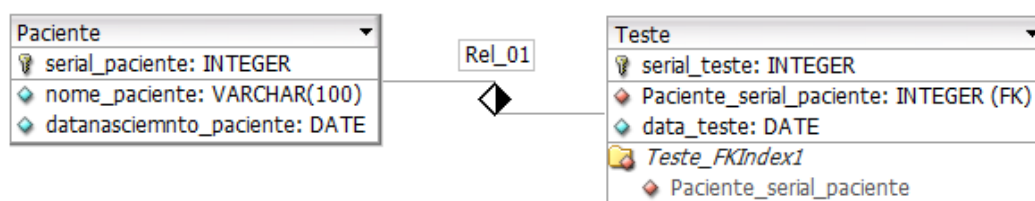


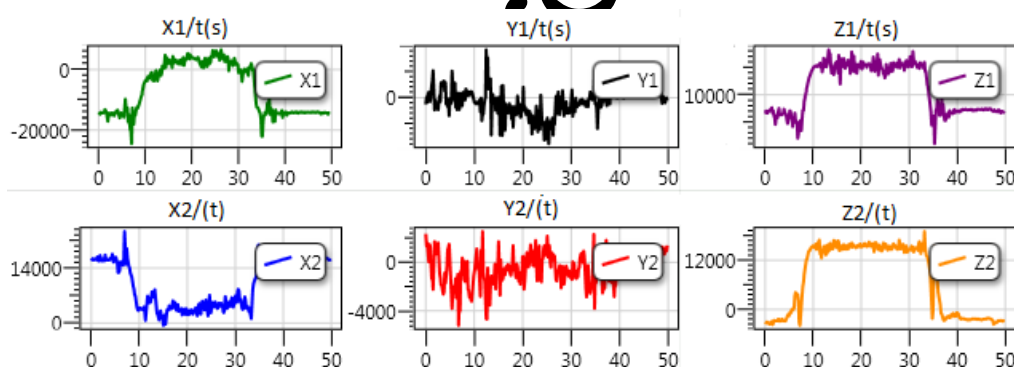
Figura 3.1 – Estrutura do Banco de Dados. Fonte: Acervo do Autor

### 3.3 Captura e armazenamento de Sinais

Como descrito no capítulo 2, os dados são enviados via *bluetooth* com velocidade de 115200bps. Para a captura destes dados, o sistema operacional deve estar pareado com o *hardware* e carregado como uma porta serial.

Uma vez pareado o software abre a comunicação da porta serial especificada e através de uma *thread* verifica se existem dados no *buffer* da porta. Os dados recebidos apresentam uma estrutura definida na programação do microcontrolador, este pacote de dados é tratado para separar as informações enviadas pelo hardware, onde existe a possibilidade de envio de sinal de dois acelerômetros e um canal de EMG.

Esse dados são armazenados em uma variável do tipo *stream* e depois caso o teste seja validado é salvo em um arquivo codificado com extensão \*.reab. Ao mesmo tempo, que estes dados são armazenados na variável, eles são utilizados para plotagem de gráficos pela plataforma. Os gráficos são apresentados em relação ao tempo, para isto foi utilizada uma *thread* assíncrona a da porta serial, que a cada 150 milissegundos envia os dados para a ferramenta de plotagem de gráficos utilizada neste projeto, no caso a *WPF Dynamic Data Display*. A plotagem dos gráficos dos dois acelerômetros pode ser vista na figura 3.2.



**Figura 3.2** – Plotagem dos gráficos dos dois acelerômetros em relação ao tempo. **Fonte:** Acervo do Autor

### 3.4 Gravação e Reprodução de Vídeos

Durante o processo de análise de composição de ferramentas do software, a gravação de vídeos dos testes foi avaliada como possível aliada na avaliação do tratamento. Outro fator foi à reprodução de vídeo dos exercícios para o paciente aprender cada

exercício que ele precisa executar.

De início para a tarefa de gravação foi idealizada uma câmera comum, porém como se trata de uma plataforma de reabilitação e esta foi desenvolvida de forma modular, optou-se pela introdução do Kinect ao projeto.

### 3.4.1 Camada de *Software* do Kinect

O maior destaque com relação ao Kinect ficou com a camada de software. Em entrevista à revista *Scientific American* o diretor responsável pela incubação do projeto na Microsoft, Alex Kipman, afirmou que “cada simples movimento do corpo é uma entrada, assim você precisaria programar infinitas reações para tais ações, logo, não seria possível criar um programa que tenha todas essas ‘ações e reações’ previamente cadastradas” [15].

Seguindo este raciocínio, os desenvolvedores da Microsoft fizeram com que o programa aprendesse como reagir classificando os gestos das pessoas no mundo real. Para tal, o projeto realizou a leitura de uma quantidade massiva de dados capturando movimentos em cenários da vida real. Com isso tornou-se possível saber a pose atual em que cada pessoa se encontra independente de sua forma física e de suas vestes [15].

Para a comunicação do Kinect com a plataforma é necessário o uso de um controlador de dispositivo para o Kinect, entre os possíveis três drivers potenciais foram analisados:

- 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 (OpenNI - Guia do Programador, 2012). Como o projeto foi definido para

linguagem C#, o pacote de software OpenNI fica limitado ao NITE que apresenta pouca documentação.

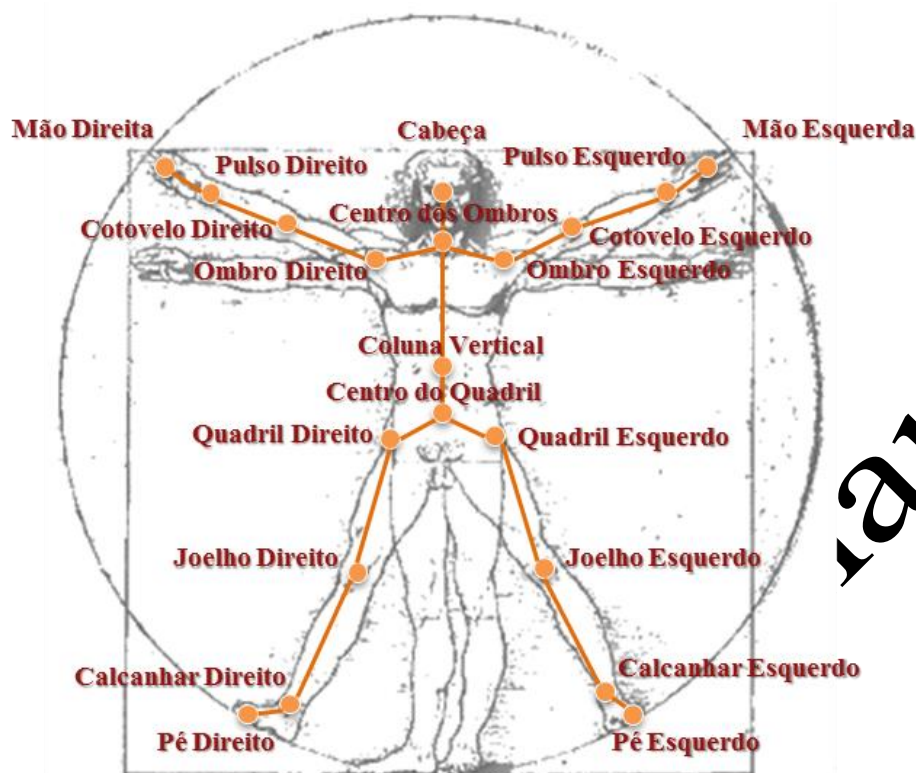
- Windows SDK – Driver da própria Microsoft apresenta: APIs, interfaces de dispositivo, documentação técnica, e amostras de código fonte.

A tabela 3.2 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 no desenvolvimento da plataforma.

**Tabela 3-2** – Resumo e comparação dos recursos do driver. **Fonte:** modificado de [14].

	Dados não tratados	Profundidade	Alinhar profundidade e RGB	Rastreamento de Esqueleto
Libfreenect	✓	✗	✗	✗
OpenNI	✓	✓	✓	✓
Windows SDK	✓	✓	✗	✓

Dentre os recursos listados na tabela 3.2, o rastreamento do esqueleto é efetuado a partir da imagem RGB e da imagem de profundidade. Pontos específicos são procurados 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 3.3, temos a representação dos pontos pesquisados a partir do modelo de homem vitruviano de Leonardo Da Vinci. Para esta aplicação, são mapeados 21 pontos do esqueleto, com perda de resolução do movimento apenas nas extremidades (mãos e pés).



**Figura 3.3** – Mapeamento de pontos para reconhecimento do esqueleto. **Fonte:** Modificado de: <https://www.microsoft.com>. Acessado em: 25 de agosto de 2014

Para o módulo inicial o rastreamento do esqueleto não é utilizado, no entanto estes dados já são gravados para uma possível análise futura. Uma possibilidade destes dados é a definição de um modelo de referência dos exercícios escolhidos pelo fisioterapeuta para analisar o quão próximo o paciente se aproximou do movimento.

A gravação dos dados ocorre em tempo real e é utilizada com a resolução de 640x480 (a 8-bits) com um frame rate de 30fps para câmera RGB e uma resolução de 320x240 a 11-bits com um frame rate de 30fps para a câmera de profundidade, gerando um total de dados de 233,82Mb por segundo.

Para chegar ao valor de dados por segundo foram utilizadas as equações de 1 a 3.

Onde:

- Equação 1 determina a quantidade de dados gerados pela câmera RGB na resolução usada, por se tratar de 3 canais cada um a 8-bits desta forma para



se obter a quantidade de dados em megabytes deve-se multiplicar a resolução pela quantidade de bits e pela quantidade de canais, dividindo por  $2^{20}$ ;

- A equação 2 determina a quantidade de dados gerados pela câmera de profundidade, como apresenta apenas um canal, para determinar a quantidade de dados em megabytes deve-se multiplicar a resolução pela quantidade de bits, dividindo por  $2^{20}$

$$Dados\ RGB = \frac{640 \times 480 \times 24}{2^{10}}; \quad (1)$$

$$Dados\ Profundidade = \frac{320 \times 240 \times 1}{2^{10}}. \quad (2)$$

$$Total\ de\ Dados\ por\ segundo = (Dados\ RGB + Dados\ Profundidade) \times 30; \quad (3)$$

Dado que a quantidade de dados é muito grande foi procurada uma forma de armazenamento com menor custo de espaço, no entanto não poderia ser com perdas a compactação destes dados pondo em vista que é necessário para o rastreamento do esqueleto, com isso e o fato de ter todo o conteúdo do vídeo em um único arquivo como os dados brutos de cada frame usando cabeçalho para identifica de onde é oriundo cada pacote de informação do frame com relação à câmera colorida ou a câmera de profundidade. Este arquivo único é passado pela classe GZipStream para compactar a *stream*. Após isso é salvo com o nome de extensão *replay*.

Esta classe representa o formato de dados GZip, que usa um algoritmo padrão de compressão e descompactação de arquivos . Esse formato inclui uma verificação de redundância cíclica para detectar a corrupção de dados. Este formato Gzip é a abreviação de GNU zip, um Software Livre de compressão sem perda de dados, criado por Jean-loup Gailly e Mark Adler. O programa é baseado no algoritmo DEFLATE.

### 3.5 Avaliação dos Dados

Após a gravação das sessões de tratamento o fisioterapeuta pode avaliar o andamento do tratamento com o auxílio de duas possibilidades de avaliação.

A primeira com relação ao tempo, onde será realizada a comparação com um modelo referência dos sinais de aceleração e do EMG, caso o sinal de referencia apresente menor tempo de execução o sinal analisado passa a ser compactado pela razão do seu tempo em relação ao tempo do sinal de referência como mostra a equação 4.

$$\text{Razão de Tempo} = \frac{\text{tempo do exercicio analisado}}{\text{tempo do exercicio de referênci}} \quad (4)$$

Desta forma o sinal será compactado ao mesmo tamanho de tempo que o sinal de referencia salientando, por exemplo, no sinal de aceleração as possíveis oscilações de equilíbrio que levaram o paciente a realizar o exercício de forma mais lenta.

**Versão Preliminar**

# CAPÍTULO 4

## Resultados

Neste capítulo iremos descrever os resultados obtidos no desenvolvimento da plataforma *Reability* de auxílio ao tratamento de reabilitação de pacientes com problemas de equilíbrio corporal.

### 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 MPU6050

A comunicação I2C utilizada para receber os dados oriundos do CI MPU6050 teve êxito em seu processo, identificando os dois acelerômetros através da diferença de seus endereços.

A programação do microcontrolador da família MSP430 foi desenvolvida para enviar um aviso de não detecção para cada acelerômetro para que notificar possíveis problemas com estes. As vezes que alguns exercícios irão ser deitados e terão o corpo do paciente por cima destes, para simular esta operação cada acelerômetro teve sua comunicação cortada com a placa e testado o envio dos dados. Plataforma ao receber as notificações dispara uma mensagem alertando o problema e fecha a comunicação.

#### 4.1.2 Comunicação Bluetooth

Como foi relatada a comunicação entre o hardware e o computador é realizada através do protocolo Bluetooth com velocidade de 115200bps. No intuito de verificar possíveis falhas na comunicação foram iniciadas duas comunicações distintas da comunicação do hardware com a plataforma para avaliar possíveis erros na comunicação.

Como resultado foi constatado que a comunicação não sofreu interferências de outras comunicações mantendo o recebimento dos dados.

O único erro avaliada na comunicação via bluetooth foi quando a bateria começou a descarregar, mantendo a comunicação intermitente, para isso foi desenvolvido um *check* na plataforma com relação ao pacote recebido, descartando o pacote de dados que não apresenta o tamanho correto, desta forma se forem enviados 10 pacotes errados consecutivos é informado para recarregar a bateria do *hardware*.

## 4.2 Software

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

### 4.2.1 Banco de Dados

O modulo de banco de dados é utilizado apenas para determinação da pasta referente ao paciente onde se encontram os dados dos testes. A criação das pastas segue o seguinte principio é gerada uma pasta com nome igual ao serial de identificação do paciente seguido de sua data de nascimento, e dentro desta pasta se encontram as pastas relativas a cada sessão de tratamento que recebem o nome igual a data da execução do teste seguido do código serial do mesmo.

### 4.2.2 Captura dos Sinais

O modulo de recebimento dos sinais via comunicação serial recebeu os pacotes identificando e separando a informações de cada sinal. Gravando em disco um arquivo com todo o sinal recebido e a cada 150 milissegundos, envia os dados para desenho dos gráficos em tempo real.

### 4.2.3 Plotagem dos gráficos em tempo real

O maior desafio da plotagem de gráficos é a execução em tempo real sem que o sistema fique lento por geralmente utilizar muita memória, para isso após teste de plotagem foi estabelecido uma quantidade fixa de pontos a ser mantida no desenho do gráfico, esta quantidade máxima suaviza o uso da memória. A velocidade de plotagem manteve-se constante em quanto o paciente assistia ao vídeo e depois gravava a execução do exercício.

### 4.2.4 Gravação dos Vídeos

Embora no primeiro módulo da plataforma desenvolvido neste trabalho o kinect apenas desempenhe o papel de câmera, por se tratar de um sistema para reabilitação foi definida a criação dos módulos referentes ao uso deste aparelho.

O rastreamento de esqueleto, definindo a posição corpórea inicial para execução desta ferramenta. A gravação dos dados da câmera RGB e da câmera de profundidade para reestabelecer o rastreamento do esqueleto nos vídeos gravados. A compactação dos dados dos vídeos.

### 4.2.5 Sistema de Avaliação

A plataforma apresenta dois módulos de avaliação, o primeiro desenvolvido foi o de compactação do sinal no tempo para avaliação dos sinais de equilíbrio perante um modelo de referência, o segundo foi gerado utilizando os cálculos desenvolvidos por Seibetz em seu trabalho de comparação entre métodos de medição de estabilidade corporal.

# CAPÍTULO 5

## Conclusão e Trabalhos Futuros

### 5.1 Conclusão

Como principal contribuição deste trabalho, tem-se o desenvolvimento de uma plataforma de reabilitação modelável gerando inovações na área de reabilitação capaz de executar a avaliação do estado do paciente durante o tratamento, apresentando recursos de avaliação, plotagem de dados dos sinais de EMG e de aceleração e gravação/reprodução dos vídeos do paciente para análise do sinal com relação ao exercício executado.

Além disso, a plataforma apresenta as seguintes características:

1. Software modelável, de forma a receber contribuições e mais métodos de análise e de avaliação sem a necessidade de alterações bruscas no código fonte.
2. Atribuição das rotinas de rastreamento de esqueleto e de gestos já desenvolvidas aguardando a modelagem dos exercícios definidos, onde esta modelagem é lida como um arquivo texto.
3. Estrutura de análise com mais de uma possibilidade de tratamento dos dados.

A plataforma também irá servir como objeto de estudo para outros alunos do grupo de pesquisa em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Pernambuco desenvolverem novas pesquisas tendo como base a plataforma produzida neste trabalho. Atualmente, existem uma dissertação de mestrado no programa de fisioterapia, um projeto que deverá utilizar essa mesma plataforma.

Os testes realizados na plataforma foram feitos no próprio autor e na aluna de mestrado do programa de fisioterapia que irá utilizar a plataforma em seu mestrado,

consistiram em testes de exercícios simples de equilíbrio e tiveram como principal objetivo validar o funcionamento da plataforma. Para definir como versão estável testes mais conclusivos deverão ser realizados para comprovar a confiabilidade e a estabilidade.

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

## 5.2 Trabalhos Futuros

Este trabalho abre uma gama de aplicações e outros trabalhos. Já que a plataforma foi desenvolvida de maneira modular viabilizando o desenvolvimento de novas interações com o paciente de forma a utilizar mais os recursos do dispositivo kinect e pesquisas de avaliações de exercícios para melhoria de equilíbrio corporal.

Com base nisso merecem destaque os seguintes trabalhos futuros:

1. Desenvolvimento de modelagem dos exercícios escolhidos para o tratamento de equilíbrio corporal.
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 de vídeo reduzindo o custo do seu armazenamento, como sugestão já que é necessário o uso de métodos de compressão sem perdas utilizar um método baseado em dicionário.
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 o baixo custo que este sistema apresenta.

***Versão Preliminar***



# Referências

- [1] SEIMETZ, C., TAN, D., KATAYAMA, R. & LOCKHART, T.. *A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometers*. Biomed Sci Instrum, vol. 48, pp. 386-392, 2012.
- [2] LAURIE A. KING, FAY B. HORAK, MARTINA MANCINI, DONALD PIERCE, KELSEY C. PRIEST, JAMES CHESNUTT, PATRICK SULLIVAN & JULIE C. CHAPMAN. *Instrumenting the Balance Error Scoring System for Use With Patients Reporting Persistent Balance Problems After Mild Traumatic Brain Injury*. American Congress of Rehabilitation Medicine, 2014.
- [3] GARBIN, T.R. *Ambientes de comunicação alternativos com base na realidade aumentada para crianças com paralisia cerebral: uma proposta de currículo em ação*, São Paulo, 2008. Tese de Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Educação, PUC-SP.
- [4] Monteiro, R.S.J., Carvalho, R.J.P., Silva, E.B. & Bastos, F.G., *Efeito da reabilitação virtual em diferentes tipos de tratamento*. Revista Brasileira de Ciências da Saúde, ano 9, vol. 29, pp. 56-63, 2011.
- [5] CAMPOS, G.P., *Sistema para fisioterapia baseado na plataforma Kinect*, Dissertação de Mestrado, Departamento Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, FEUP, Julho, 2013.
- [6] SOUZA, P.V.E., *Sistema de aquisição de sinais de EMG e ECG para plataforma ANDROID™*, Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, UFPE, Janeiro, 2015.
- [7] SCHIAVINATO, A.M., BALDAN, C., MELATTO, L. & LIMA, L.S.. *Influência do Wii Fit no equilíbrio de paciente com disfunção cerebelar: estudo de caso*. J. Health Sci Instr, vol. 28, pp. 50-52, 2010.
- [8] MOURA, 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 de Mestrado, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, UFPE, Junho, 2012.
- [9] GUILHERME, A. & PAULA, C.D., *Validação de Modelos de Acelerometria para Estimar a Quantidade de Atividade Física Habitual em Adultos*, Dissertação de Mestrado, Faculdade de Motricidade Humana, Universidade Técnica de Lisboa, 2012.
- [10] BIERL, L. MSP430 Family Mixed-Signal Microcontroller Application Reports. Texas Instruments, 2000. Disponível em:

<<http://www.ti.com/lit/an/slaa024/slaa024.pdf>>. Acesso em: 19 Julho 2014.

- [11] InvenSense, MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions Revision 4.0, InvenSense Inc., 2012. Disponível em: <[https://www.olimex.com/Products/Modules/Sensors/MOD-MPU6050/resources/RM-MPU-60xxA\\_rev\\_4.pdf](https://www.olimex.com/Products/Modules/Sensors/MOD-MPU6050/resources/RM-MPU-60xxA_rev_4.pdf)>. Acesso: 01 Agosto 2014.
- [12] Texas Instruments, LM1117-N/LM1117I 800mA Low-Dropout Linear Regulator. **Texas Instruments**, 2013. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm1117-n.pdf>>. Acesso: 20 Agosto 2014.
- [13] Kinect Sensor, Disponível em: <<https://msdn.microsoft.com>>. Acesso: 25 Agosto 2014.
- [14] BIGGS, P.B., Can gaming technology be used for human motion analysis?, Thesis for: BEng - Medical Engineering, School Of Engineering, Cardiff University, Abril, 2012.
- [15] KUCHINSKAS, Susan. Binary body double: Microsoft reveals the science behind project Natal for Xbox 360. Revista Scientific American, [S. l], jan. 2010. Disponível em: <<http://www.scientificamerican.com/article.cfm?id=microsoft-project-natal>>. Acesso em: 3 jun. 2015.

Versão Preliminar