UNIFACCAMP
Centro Universitário Campo Limpo Paulista

# *Sistema de Apoio a Reabilitação de Pacientes Utilizando Dispositivo Óptico*

**Sérgio Augusto Godoy**

Maio / 2020

Dissertação de Mestrado em Ciência da Computação

# Sistema de Apoio a Reabilitação de Pacientes Utilizando Dispositivo Óptico

Esse documento corresponde à dissertação apresentada à Banca Examinadora para defesa do Mestrado no curso de Mestrado em Ciência da Computação do UNIFACCAMP – Centro Universitário Campo Limpo Paulista.

Campo Limpo Paulista, 04 de maio de 2020.

Sérgio Augusto Godoy

Prof. Dr. Marcelo de Paiva Guimarães (Orientador)

O presente trabalho foi realizado com apoio parcial da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

# FICHA CATALOGRÁFICA

Ficha catalográfica elaborada pela
Biblioteca Central da Unifaccamp

G535s

Godoy, Sérgio Augusto

Sistema de apoio à reabilitação de pacientes utilizando dispositivo óptico / Sérgio Augusto Godoy. Campo Limpo Paulista, SP: Unifaccamp, 2019.

Orientador: Profº. Dr. Marcelo de Paiva Guimarães

Dissertação (Programa de Mestrado em Ciência da Computação) – Centro Universitário Campo Limpo Paulista – Unifaccamp.

1. Cinesiologia. 2. Reabilitação. 3. Reconhecimento de gestos. 4. Registro de dados. I. Guimarães, Marcelo de Paiva. II. Campo Limpo Paulista. III. Título.

CDD – 006.68

***Resumo**: O desenvolvimento de novas tecnologias para o acompanhamento e quantificação de tratamentos de reabilitação vem se destacando com o uso de dispositivos que permitem rastrear os movimentos dos pacientes. Neste trabalho foi desenvolvido, juntamente com uma equipe multidisciplinar composta por profissionais e pesquisadores da área da saúde, fisioterapia e informática, uma solução de rastreamento de movimentos, a partir do dispositivo Kinect, para quantificar os valores de amplitude de movimentos durante o processo de reabilitação de pacientes em terapia de reabilitação física. Nela, o terapeuta grava padrões de exercícios para cada paciente, utilizando dados relacionados ao ângulo e velocidade do movimento para posterior análise e acompanhamento da evolução do paciente. Esses dados são analisados a fim de verificar o percentual de acertos dos movimentos executados pelos pacientes e assim, evidenciar sua melhora ou não no decorrer da reabilitação. Foram feitos experimentos em pessoas saudáveis, com a supervisão de um profissional e pesquisador da área de saúde, para a validação das informações capturadas pelo sistema. Dessa forma, este sistema incentiva a execução dos exercícios pelos pacientes em fase de recuperação, oferecendo feedback e parâmetros do tratamento para o terapeuta em tempo real.*

***Palavras-chave:** Cinesiologia; Reabilitação; Reconhecimento de Gestos; Registro de Dados.*

***Abstract**: The development of new technologies for the monitoring and quantification of rehabilitation treatments has been highlighted with the use of devices that allow the tracking of patient's movements. These devices have inertial units or depth sensors to recognize this motion and combine the kinematic variables to use that motion as input commands to a computer system. Together with a multidisciplinary team of health, physiotherapy and informatics professionals and researchers, a motion tracking solution from the Kinect device was developed to quantify the range of motion values during the rehabilitation process of patients on physical rehabilitation therapy. The therapist records exercise patterns for each patient, using data related to the angle and speed of movement for further analysis and monitoring of the patient's evolution. These data are analyzed in order to verify the percentage of correct movements performed by the patients and thus evidence their improvement during the rehabilitation. Experiments were performed on healthy people, under the supervision of a health professional and researcher, to validate the information captured by the system. Thus, this system encourages patients to perform their exercises, providing feedback and treatment parameters to the therapist in real time.*

***Keywords:** Kinesiology; Rehabilitation; Gesture Recognition; Data Recording.*

# Sumário

Glossário iii

Lista de Tabelas iv

Lista de Figuras v

1. Introdução 1

1.1 Objetivos 4

1.2 Organização do Trabalho 6

2. Fundamentação Teórica 7

2.1 Dispositivos 15

2.1.1 Microsoft *Kinect* 15

2.1.2 Outros dispositivos de captura de movimentos 20

2.2 Cinesiologia, planos e eixos 22

2.2.1 Movimentos comuns aplicados em recuperação de pacientes 24

3. Trabalhos Relacionados 26

4. Metodologia 31

5. Projeto e Implementação 34

5.1 Registro das movimentações 39

5.2 Análise e visualização dos dados 40

5.3 Rotina de comparação do receituário com as sessões de terapia desenvolvidas pelo paciente 41

5.4 Testes do Sistema 43

5.3.1 Testes para validar os cálculos dos ângulos 43

5.3.1.1 Testes no plano coronal 44

5.3.1.2 Testes no plano sagital 54

5.3.1.3 Testes no plano Transversal 58

5.3.1.4 Discussão sobre os testes para validar os cálculos dos ângulos 62

5.3.2 Testes para validar a comparação entre o receituário e os exercícios executados pelos pacientes 65

5.3.2.1 Testes no plano coronal 65

5.3.2.2 Testes no plano sagital 68

5.3.2.3 Testes no plano Transversal 71

5.3.2.4 Discussão dos Testes para validar a comparação entre o receituário e os exercícios executados pelos voluntários 74

6. Conclusões e Trabalhos Futuros 76

Referências 80

# Glossário

2D – Duas dimensões

3D – Três dimensões

ADM – Amplitude de movimento

AVC – Acidente vascular cerebral

AVI – *Audio video interleave* (intercalação de áudio e vídeo)

CMOS – *Complementary metal-oxide-semiconductor* (semicondutor de metal-óxido complementar

CSV – Comma separated values (valores separados por vírgula)

ID – *Identities* (Identidade)

IDE – *Integrated development environment* (ambiente de desenvolvimento integrado)

IHC – Interação Humano-Computador

LED – *Light emitting diode* (diodo emissor de luz)

NUI – *Natural user interface* (interface natural de usuário)

RGB – *Red green blue* (vermelho verde azul)

SDK – *Software development kit* (kit de desenvolvimento de software)

TED – Tecnologia, entretenimento e design

USB – Universal serial bus (porta serial universal)

# Lista de Tabelas


| | | |
|---|---|---|
| Tabela 1: | Movimentos testados | 25 |
| Tabela 2: | Comparação entre os trabalhos relacionados e a dissertação | 29 |
| Tabela 3: | Exemplo de cálculo de ângulos | 40 |
| Tabela 4: | Arquivo de dados gerado | 41 |
| Tabela 5: | Resultados dos testes para validar os cálculos dos ângulos | 64 |
| Tabela 6: | Dados da variação total do receituário | 67 |
| Tabela 7: | Dados do receituário | 67 |
| Tabela 8: | Dados das quatro tentativas do voluntário | 68 |
| Tabela 9: | Dados do movimento do torso no plano sagital | 69 |
| Tabela 10: | Dados das tentativas do voluntário | 70 |
| Tabela 11: | Dados do movimento do ombro no eixo transversal | 72 |
| Tabela 12: | Dados das quatro tentativas do voluntário | 73 |
| Tabela 13: | Resultados dos testes para validar a comparação do receituário com os exercícios executados pelos pacientes | 75 |

# Lista de Figuras


Figura 1: Goniômetro universal de plástico 2

Figura 2: Visão geral do Sistema 5

Figura 3: *Kinect* 16

Figura 4: As lentes do *Kinect* 16

Figura 5: Adaptador USB 17

Figura 6: Microsoft *Kinect* One 18

Figura 7: Microsoft *Kinect* Azure 18

Figura 8: As 20 juntas do esqueleto. Fonte: do Autor 20

Figura 9: Barra de sensores e controle do Nintendo Wii 21

Figura 10: Leap Motion. Fonte: adaptado de www.leapmotion.com 21

Figura 11: TeslaSuit 22

Figura 12: Planos. Fonte: adaptado de http://acafitness.blogspot.com/ 24

Figura 13: Metodologia utilizada 33

Figura 14: Fluxo de Funcionamento do Sistema 34

Figura 15: Diagrama de caso de uso 35

Figura 16: Diagrama de estados da interface do terapeuta 36

Figura 17: Diagrama de estados da interface do paciente 36

Figura 18: Interface do terapeuta 37

Figura 19: O esqueleto no modo Depth (esquerda) e no modo RGB (Direita) 37

Figura 20: Tela do Paciente 39

Figura 21: Parte do código da rotina de comparação dos ângulos 42

Figura 22: Movimento de perna esticada para o lado no plano coronal 45

Figura 23: Movimento da perna direita no plano coronal 45

Figura 24: Movimento da perna esquerda no plano coronal 46

Figura 25: Movimento de perna esticada para o lado com movimento do joelho no plano coronal 47

Figura 26: movimento de perna esticada para o lado com movimento do joelho direito no plano coronal 47

Figura 27: movimento de perna esticada para o lado com movimento do joelho esquerdo no plano coronal 48

Figura 28: Movimento de abdução do ombro direito no plano coronal 49

Figura 29: Movimento de abdução do ombro esquerdo no plano coronal 49

Figura 30: Movimento de abdução do ombro direito no plano coronal 50

Figura 31: braço esticado com movimento do cotovelo no plano coronal 51

Figura 32: braço esticado com movimento do cotovelo direito no plano coronal51

Figura 33: braço esticado com movimento do cotovelo esquerdo no plano coronal 52

Figura 34: Movimento coronal do pescoço 53

Figura 35: Movimento do punho no plano coronal 53

Figura 36: movimento do torso no plano coronal 54

Figura 37: movimentação do pescoço para frente e para trás no plano sagital 55

Figura 38: movimentação do pescoço para frente e para trás no plano sagital 56

Figura 39: movimento de flexão do tronco 57

Figura 40: movimentação do torso no plano sagital 57

Figura 41: movimentação do pé - rotação da perna lateral 59

Figura 42: rotação da perna lateral direita 59

Figura 43: rotação da perna lateral esquerda 60

Figura 44: movimento de braço esticado plano transversal 61

Figura 45: movimento de braço direito esticado no plano transversal 61

Figura 46: movimento de braço esquerdo esticado no plano transversal 62

Figura 47: movimento de abdução do ombro direito no plano coronal 66

Figura 48: movimento de abdução do ombro direito no plano coronal (Receituário) 66

Figura 49: movimento de abdução do ombro direito no plano coronal (Paciente) 68

Figura 50: Movimento do torso no eixo sagital 69

Figura 51: movimento do torso no eixo sagital 70

Figura 52: Movimento do torso no plano sagital (Paciente) 71

Figura 53: Movimento do ombro no eixo transversal 72

Figura 54: movimento do ombro no eixo transversal 73

Figura 55: Movimento do ombro no plano transversal (Paciente) 74

## 1. Introdução

Reabilitação é um processo de recuperação total ou parcial de pacientes afetados física ou cognitivamente por um trauma ou por alguma patologia degenerativa. Este processo exige o acompanhamento de terapeutas e pode ser demorado, em casos de neuroreabilitação. Nele é comum um grande volume de repetições de exercícios e necessidade de alta frequência dos pacientes durante o tratamento. Como consequência, exige grande dedicação de todos os envolvidos, tanto do paciente quanto dos familiares e profissionais da área de saúde.

Reabilitação é um recurso clínico importante, pois em diversas situações, como em pacientes que sofreram um Acidente Vascular Cerebral (AVC), é capaz de melhorar lhes a função motora e cortical (Kan *et al.*, 2011). Um exemplo de processo de reabilitação é a terapia motora ou cognitiva, que é utilizada em diversas situações, como: vítimas de acidentes, combate ao sedentarismo, pacientes com Parkinson ou Alzheimer, síndrome de Down, lesão cerebral ou da medula espinhal, escoliose, crianças com poliomielite, idosos com artrites e reumatismo e, em geral, para reabilitação de lesões musculoesqueléticas decorrentes de práticas desportistas. Para combater ou prevenir os problemas anteriormente citados, é cada vez mais comum o uso de tecnologias para auxiliar o processo de reabilitação, como as que envolvem o rastreamento de movimentos (biomecânica do movimento) dos pacientes (Mazumder *et al.*, 2017).

Segundo Stancic, Supuk e Panjkota (2013), a captura de movimentos do corpo humano é realizada a partir do registro das atividades motoras com a intenção de quantificar os deslocamentos dos membros do paciente e inferir cenários após a análise dos dados registrados. As informações capturadas podem ser simples, como posições de segmentos corporais, ou complexas, como expressões faciais.

O estudo sobre as técnicas de rastreamento dos movimentos corporais encontra aplicações em áreas como, por exemplo, medicina física e reabilitação, fisioterapia, ergonomia, esportes e até na área militar, sendo cada vez mais comum a utilização de dispositivos tecnológicos na avaliação e supervisão dos movimentos de pacientes cuja avaliação era, anteriormente, feita manualmente (Bellitti *et al.*, 2018; Cunha Neto *et al.*, 2018).

Independente do instrumento, o processo de reabilitação demanda a quantificação do tratamento com medidas confiáveis e precisas. São exemplos de instrumentos utilizados para a medição da amplitude de movimento (ADM) articular o goniômetro universal, o inclinômetro digital, softwares 2D (bidimensional) de análise do movimento e laboratórios de biomecânica (ou laboratórios de marcha), que utilizam marcadores e o rastreamento (3D) tridimensional dos movimentos dos pacientes. Segundo Eliasziw *et al.* (1994), a quantificação não é precisa quando, por exemplo, é utilizado o goniômetro, instrumento com o qual a mensuração é influenciada pela habilidade do profissional (erro do operador) e também por problemas relacionados aos pacientes, como por exemplo, pacientes com TDAH (Transtorno do déficit de atenção com hiperatividade) ou autismo, que não permitem ou não se sentem confortáveis com outras pessoas tocando em seu corpo.

O termo Goniometria, segundo Marques (2014), vem do grego *gonia*, que significa ângulo, e *metron*, que significa medida. A Figura 1 mostra o goniômetro universal, que pode ser de metal ou de plástico. Além disto, pode ter diversos tamanhos e possui um corpo e dois braços, um móvel e outro fixo. Dentro do goniômetro estão as escalas, que podem ir de 0º a 360º, caso seja um círculo completo, ou de 0º a 180º se for meio círculo. Assim, é um equipamento de baixo custo e de fácil manuseio, mas está suscetível a problemas de confiabilidade nas tomadas de medidas, caso elas sejam tiradas por terapeutas diferentes.

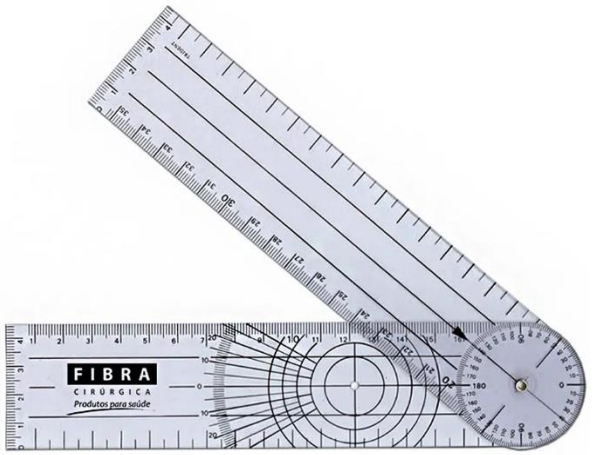


**Figura 1: Goniômetro universal de plástico**

Em contrapartida existem equipamentos não manuais, porém alguns deles, exigem a utilização de aparelhos específicos, sendo alguns vestíveis, e que podem acarretar em erros de postura e na execução de um determinado movimento pelo paciente.

No caso de laboratórios de marcha, por exemplo, o rastreamento dos movimentos pode ou não envolver marcadores que são fixados em pontos anatômicos específicos do corpo do paciente. Quando o rastreamento faz uso de marcadores pode surgir problemas como o de oclusão[1] de partes do corpo. O problema em questão pode ser resolvido utilizando diversas câmeras e/ou câmeras de maior resolução, ou até por meio do desenvolvimento de algoritmos voltados para previsão de posição durante a oclusão. Contudo, existem outros problemas relacionados aos próprios marcadores fixados ao corpo e que, por vezes, limitam os movimentos naturais do paciente (Brandão *et al.*, 2016).

Em virtude do apresentado anteriormente, Brandão *et al.*, (2016) propôs, como como alternativa para superar tais dificuldades uma solução de baixo custo e não invasiva para a mensuração da ADM para os membros superiores, implementada a partir de um dispositivo de reconhecimento de gestos denominado Microsoft *Kinect*®[2], e conceitos de visão computacional, que permitem o registro e a posterior análise de um determinado movimento.

Tendo em vista o contexto citado, a presente dissertação tem como objetivo apresentar um sistema de apoio às sessões de reabilitação, dos membros superiores e inferiores, baseado no uso do Microsoft *Kinect*® e desenvolvido para ambiente Windows®, que além de possibilitar a mensuração e o registro de ADM durante as sessões de terapia, visa também permitir a avaliação da evolução funcional do paciente, bem como a geração de evidências que apontem se a estratégia adotada pelo terapeuta está ou não alcançando os resultados esperados. O referido sistema possibilita a visualização dos dados de ADM em tempo real, tornando-se um fator motivador para o engajamento do paciente na terapia.

A presente dissertação foi desenvolvida no formato de uma pesquisa interdisciplinar, contando com a participação de equipe multidisciplinar composta por

[1] Bloqueio ou fechamento visual de pontos.
[2] https://developer.microsoft.com/pt-br/windows/*Kinect*

cientistas da computação, especialistas em informática em saúde, terapeutas e agentes de saúde.

Nele participam o Prof. Dr. Alexandre Fonseca Brandão, Doutor em Biotecnologia pelo Centro de Ciência Exatas e de Tecnologia - UFSCar e Especialista em Informática em Saúde pela Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), pesquisador no Instituto de Física da Universidade de Campinas (UNICAMP) e no Instituto Brasileiro de Neurociência e de Neurotecnologia (BRAINN), dando suporte nos tocantes à cinesiologia, estudo dos movimentos, cálculo dos ângulos, cálculo da ADM, planos e eixos e cálculos de comparação entre o receituário e os exercícios executados pelos pacientes. Outro membro da equipe multidisciplinar é o Prof. Dr. Diego Roberto Colombo Dias, docente da Universidade Federal de São João Del Rei (UFSJ), junto ao Departamento de Computação (DCOMP), possui doutorado em Ciência da Computação pela Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) com período de doutorado sanduíche na RWTH Aachen University e pesquisador do projeto BRAINN, com suporte durante todo o desenvolvimento do software, rotinas de captura e comparação. Contou também com apoio da Prof. Dra. Gabriela Castellano, docente do Instituto de Física Gleb Wataghin da UNICAMP e participante do grupo de Neurofísica da UNICAMP, com suporte no tocante à cinesiologia e na captura e interpretação de imagens.

O sistema desenvolvido foi denominado Sistema de Reabilitação de Movimentos Utilizando *Kinect* (SiRMUK), sendo composto por dois módulos, um voltado para o terapeuta, por meio do qual é possível: a) realizar a configuração da sessão (por exemplo, seleção do(s) membro(s), número de repetições e taxa de acertos); b) gravar o vídeo-exemplo da movimentação esperada; e outro módulo é voltado para o paciente, pelo qual o paciente visualiza o vídeo com o exemplo da movimentação esperada e executa os exercícios. Durante a execução dos exercícios é apresentada para o paciente a quantidade de repetições já realizadas de forma correta e o número de movimentos que falta para concluir a tarefa proposta pelo terapeuta.

### 1.1 Objetivos

O presente trabalho objetivou desenvolver um sistema para o rastreamento dos membros superiores e inferiores de pacientes, a fim de quantificar as sessões de reabilitação física, criando um ambiente de medição da ADM sem a necessidade do uso

de marcadores ou roupas com sensores, ou seja, visa utilizar apenas aparelhos ópticos e técnicas de visão computacional para o rastreamento do movimento. O referido sistema captura a ADM do paciente e a exibe em tempo real durante a prática dos exercícios, o que é um fator motivacional para o referido paciente.

A visão geral do sistema é apresentada na Figura 2, nela o terapeuta grava uma sessão exemplo (movimento padrão), definindo os parâmetros do movimento que o paciente terá que reproduzir em suas sessões de reabilitação. O paciente acessa os dados, previamente gravados pelo terapeuta ou de sessões já realizadas pelo próprio paciente, acompanhando assim, seu progresso a partir da quantidade de acertos e erros cometidos por ele.

Desta forma, a interação entre o paciente e o terapeuta gera uma sequência de dados que são armazenados, tanto da sessão exemplo gravada pelo terapeuta, quanto das sessões realizadas pelo paciente. Este armazenamento de dados permite gerar um histórico destas sessões realizadas pelo paciente e permite, também, que o terapeuta execute suas análises e predições sobre o tratamento do referido paciente através destes dados, amplia o processo cognitivo do profissional, lhe apresentando dados confiáveis e com uma alta taxa de amostragem, além de gráficos, facilitando a tomada de decisões sobre este tratamento, como por exemplo, aumentar ou diminuir número de repetições dos exercícios, alteração dos exercícios ou até correção de atividades indicadas ao paciente.

**Figura 2: Visão geral do Sistema**

## 1.2 Organização do Trabalho

A presente dissertação, além deste capítulo introdutório, está organizada e é constituída de por mais cinco capítulos, nos quais:

Capítulo 2: inicia-se com a fundamentação teórica, na qual é apresentado um estudo global acerca dos temas utilizados na solução desenvolvida e está subdividido em dispositivos e rastreamento do corpo.

Capítulo 3: apresenta uma revisão bibliográfica com trabalhos relacionados, utilização de sistemas de rastreamento de movimentos para realizar a medição de movimentos efetuados por pacientes em terapias de reabilitação física, e trabalhos que comparam equipamentos específicos para este tipo de medição.

Capítulo 4: apresenta a metodologia utilizada para o desenvolvimento da pesquisa, bem como a descrição das etapas de seu desenvolvimento e as ferramentas utilizadas.

Capítulo 5: descreve o projeto desenvolvido e sua implementação. Além disso, detalha o funcionamento da ferramenta desenvolvida, apresentando as interfaces, e como são feitos: o registro das movimentações, os cálculos dos ângulos, as análises e a visualização dos dados capturados, bem como exibe, por meio de tabelas e gráficos, os testes realizados no sistema.

Capítulo 6: apresenta as conclusões observadas durante a elaboração e condução da pesquisa, além de sugerir novos olhares a serem investigados, em trabalhos futuros.

## 2. Fundamentação Teórica

Sendo os objetivos deste trabalho desenvolver um sistema para o rastreamento dos membros superiores e inferiores de pacientes de terapia de reabilitação, quantificar as sessões de reabilitação física, e desenvolver um ambiente de medição da ADM utilizando apenas aparelhos ópticos e técnicas de visão computacional para o rastreamento do movimento, apresenta-se neste capítulo o construto teórico que fundamenta a presente investigação.

A reabilitação de movimentos é um processo lento, cansativo e que, na maioria das vezes, quando não efetuado de maneira efetiva, tendem a acarretar problemas que podem vir a inviabilizar o correto movimento dos membros e articulações. Por esta razão, exige o acompanhamento de terapeutas, equipamentos e exercícios intensos e repetitivos.

Segundo Çubukçu e Yüzgeç (2017), a população com problemas físicos está crescendo em todo o mundo. De acordo com os referidos autores, pacientes que precisam de fisioterapia podem ser divididos em dois grupos: os que precisarão de fisioterapia o resto da vida, e os que precisarão ser tratados somente por um determinado período de tempo. Em ambos os grupos existem basicamente dois problemas: um deles seria a questão do acesso à fisioterapia em virtude das dificuldades de locomoção apresentadas pelos pacientes devido aos seus problemas de movimentação e o outro problema com relação à dificuldade dos pacientes em desenvolver os exercícios de forma correta.

O último problema anteriormente citado ocorre devido ao fato de o paciente vir a ter de efetuar uma quantidade elevada de exercícios repetitivos, muitas vezes com orientação para que sejam desenvolvidos em domicílio, o que acarreta um não acompanhamento especializado, devido à falta de condições financeiras do paciente. Sem a presença do terapeuta, o paciente necessita manter uma atenção redobrada com relação aos seus movimentos, tanto me relação à tensão a ser aplicada quanto na amplitude, para evitar novas lesões. A execução de exercícios de forma incorreta pode gerar novas lesões e, consequentemente, desmotivação pelo tratamento (Phommahavong *et al.*, 2015).

Os movimentos efetuados durante o período de reabilitação, seja em ambiente clínico/hospitalar ou domiciliar, necessitam de uma avaliação constante e o mais precisa possível por parte do terapeuta, para que o processo de reabilitação possa ser acompanhado

e desenvolvido da melhor forma possível, evitando as lesões e a desmotivação anteriormente citadas. Segundo Hondori e Khademi (2014), toda a avaliação da reabilitação não automatizada é feita com base na interpretação visual de terapeutas sobre a forma como os movimentos estão sendo feitos pelos pacientes, o que pode torná-la imprecisa por diversos aspectos.

Para auxiliar nas interpretações anteriormente citadas, os sistemas computacionais vêm se tornando cada vez mais precisos e acessíveis, como sistemas de captura de movimento que representam dados cinemáticos dos pacientes, ou seja, descrevem o movimento efetuado, incluindo variáveis como o deslocamento, a velocidade e a aceleração angular. Os terapeutas podem se basear nestas informações, através da interpretação destes dados capturados, para agilizar sua avaliação e as tomadas de decisões.

Segundo Esfahlani e Wilson (2017), estudos na neurociência computacional mostram que as técnicas de reabilitação utilizando sistemas automatizados podem criar um ambiente que recupere as condições de saúde e a integração com a comunidade, visto que as incapacidades motoras dos pacientes podem ocasionar limitações no controle motor, força e ADM, e restringir a capacidade de realização de tarefas diárias, ocasionando isolamento e falta de participação em atividades sociais.

No tocante ao suporte para as referidas técnicas com utilização de sistemas automatizados, e os equipamentos atualmente disponíveis para a captura de movimentos, é possível destacar a presença de duas famílias de sensores: os óticos e os não óticos. Sendo que, os sistemas não óticos podem ser divididos em sistemas inerciais, mecânicos e magnéticos e os óticos podem ou não utilizar marcadores anexados ao corpo para representar os principais segmentos e articulações, o que possibilita uma maior ou menor autonomia nos movimentos dos membros a serem trabalhado.

De acordo com os relatos de Esfahlani e Wilson (2017), ao desenvolverem um estudo no qual o tratamento foi desenvolvido em dois métodos, um combinando equipamentos ópticos com o tratamento tradicional e outro utilizando somente o tratamento tradicional, apontaram que o primeiro método foi mais eficiente que o segundo, além de demonstrar que movimentos aprendidos em um ambiente lúdico podem ser transferidos para tarefas motoras do dia-dia do paciente.

Os autores anteriormente citados, Esfahlani e Wilson (2017), indicam que a reabilitação é o processo por meio do qual pessoas, que sofreram lesões ou doenças, se recuperam ou melhoram seu potencial físico e mental e social para beneficiar sua qualidade de vida. Segundo eles, um processo de reabilitação intensivo, repetitivo e orientado por objetivos melhora a função motora e a reorganização cortical em pacientes. O desenvolvimento de exercícios repetitivos, fundamental para a recuperação, exige que os pacientes tenham que superar suas limitações como, por exemplo, preguiça, cansaço, falta de motivação, falta de ação e isolamento, fatores estes que além de prejudicarem a melhora, podem causar obesidade e enfraquecimento dos músculos. Toda pessoa em fase de recuperação deve estar bem apoiada, ocupada e feliz, para que a falta de motivação não a impeça de participar das sessões de fisioterapia.

Entre as soluções que podem auxiliar no combate ao sedentarismo e também serem utilizadas na reabilitação cognitiva e funcional, quando incorporadas a técnicas específicas, encontra-se o uso de sistemas digitais conhecidos como soluções e-Health, que utilizam, por vezes, equipamentos que interagem de maneira não convencional, ou seja, sem uso do mouse ou do teclado, permitindo a interação do paciente com o computador por meio de interfaces gestuais. O uso destes sistemas para interação com o computador pode possibilitar a realização de atividades físicas em grupos específicos de músculos, aumentando a circulação sanguínea e promovendo gasto de energia (Brandão *et al.*, 2018).

Cunha Neto et al. (2018) destacam, sobre os e-Health, que a tecnologia tem sido uma aliada em diversos campos, inclusive na saúde. Entre os benefícios estão o uso de ferramentas capazes de fazer diagnósticos de forma mais rápida e precisa, reduzindo a subjetividade na interpretação de exames. Existem também jogos desenvolvidos para a reabilitação motora e cognitiva de pacientes com diversos tipos de problemas.

Uma das principais causas atuais da perda de movimentos nos membros superiores e, por isso, destaque entre a necessidade de aprimoramento das ferramentas de apoio à reabilitação é o Acidente Vascular Cerebral (AVC).

Novas tecnologias, como a robótica e as câmeras de captura de movimentos, têm sido utilizadas para a criação de ambientes enriquecidos que levam a uma motivação e melhoria da prática das atividades necessárias aos pacientes de AVC, uma vez que a

robótica permite um apoio, sustentação e controle dos membros durante exercícios repetitivos e o monitoramento dos movimentos, proporcionando uma avaliação mais objetiva do tratamento. Mas, os ambientes com robô são limitados pelo seu alto custo, o que incentiva o desenvolvimento de equipamentos de baixo custo, mas com a mesma precisão e robustez para evitar que os pacientes venham a desenvolver os movimentos de forma imprecisa (Sror *et al.*, 2018; Funabashi *et al.*, 2018; Cunha Neto *et al.*,2018).

O uso da interação humano computador pode facilitar o processo de reabilitação, baratear os custos e aumentar a motivação dos pacientes, além de permitir que as tarefas sejam executadas na sua própria casa do paciente, evitando o deslocamento, o que diminui custos e riscos de novos acidentes. Contudo, os pacientes têm de ser monitorados por seus terapeutas, que, por sua vez, devem checar se os exercícios estão sendo corretamente praticados. Esta checagem pode ser auxiliada pela utilização de equipamentos como o *Kinect*, que permite a captura e análise dos movimentos de forma digital. Alguns dos sistemas já existentes foram desenvolvidos em formato de jogos, o que facilita muito a interação do paciente e transforma os exercícios em uma atividade menos monótona e mais atrativa (Valls, Penichet e Lozano, 2015). Além disso, alguns desses equipamentos, como o Wii da Nintendo e o Kinect, estão sendo utilizados para demarcar e registrar as articulações e juntas e calcular a precisão com que o paciente realiza estes movimentos e permitem ao terapeuta a elaboração de um grupo de movimentos de reabilitação de acordo com os problemas motores e a gravação dos movimentos efetuados pelo paciente para posterior análise (Daoud, Qadoummi e Abou-Tair, 2015).

Os referidos sensores estão presentes em alguns jogos encontrados comumente no mercado. Jogos voltados ao apoio à reabilitação de movimentos são conhecidos como jogos sérios. Os jogos sérios podem ser utilizados tanto nas atividades de reabilitação quanto na prevenção de problemas e no fortalecimento da musculatura (Bonnechère *et al.*, 2016).

Jogos sérios, ou simplesmente jogos simulados em ambiente de RV (realidade virtual), podem ser descritos como jogos virtuais simulados com objetivos educacionais e não apenas de entretenimento. Eles podem motivar o treinamento de habilidades, impulsionar a formação de senso crítico, melhorar a tomada de decisão e raciocínio, possibilitando uma repetição de determinado treinamento e, em alguns casos, favorece o

julgamento crítico para fundamentar a destreza manual. Eles são objetos de aprendizagem caracterizados, sobretudo, pela preocupação de transmitir conhecimento através de uma mídia digital e também são ferramentas que apresentam potencial para mudança de paradigma na educação e que se sobressaem em muitos aspectos quando comparadas aos métodos tradicionais de ensino-aprendizagem (Santos *et al.*, 2017).

Já  RV é um recurso baseado no uso de alta tecnologia que permite ao indivíduo a utilização de seus sentidos e movimentos naturais do corpo durante a participação em jogos virtuais, promovendo assim sua interação com um ambiente virtual e que tem como objetivo convencer o usuário de que ele se encontra em outra realidade ao permitir a integração do mesmo com o ambiente virtual, surgindo assim uma experiência de imersão e interação baseadas em imagens gráficas tridimensionais geradas por um computador (Audi M. *et al.*, 2018).

Alguns jogos do Nintendo Wii Fit e do *Kinect* Adventure Games têm sido usados para desenvolver o treinamento da coordenação motora e cognitiva. Estudos demonstraram melhoras no controle postural, cognição e execução de tarefas diárias. Os referidos jogos são ajustados em relação aos limites de estabilidade dos pacientes para desenvolver uma melhora nestes limites (Pompeu *et al.*, 2015).

Alguns sistemas de reabilitação por meio do rastreamento de movimentos encorajam pacientes a interagirem com objetos virtuais que aparecem em uma tela, permitindo um processo de reabilitação fácil e envolvente quando comparado aos métodos de reabilitação tradicionais. Estes sistemas capturam ADM do paciente, o que facilita o controle do avanço dos movimentos conforme os movimentos vão sendo executados (Esfahlani *et al.*, 2018). A maioria dos sistemas que fazem a medição de ADM, como o *OptoTrack, Motion Capture, Motion Anlysis, Vicon* e *Visual Care* 3D, são de alto custo, o que os tornam inviáveis para o sistema públicos de saúde e até mesmo para clínicas de reabilitação privadas (Brandão *et al.*, 2016).

Na reabilitação de pacientes assistidos por robótica, sistemas de rastreamento de movimentos ou por tecnologias de jogos com interação humana potencializam as melhorias dos quadros dos pacientes em tratamento, permitindo uma reabilitação mais eficiente e efetiva. Verifica-se, porém, a necessidade de uma ferramenta automatizada para medir a correta execução dos exercícios prescritos sem a constante interação do

terapeuta e que permita o detectar de movimentos impróprios bem como a sua correção. Tais movimentos necessitam serem salvos pelo sistema permitindo que comparações do progresso dos pacientes sejam feitas (Dolatabadi *et al.*, 2017).

Durante as sessões de terapia podem ocorrer diversos problemas, entre outros os posturais devido à falta de força muscular no tronco inferior, causando falta de controle postural em pé e sentado. Neste caso, facilitar a execução dos exercícios torna-se uma necessidade, que pode ser alcançada, por exemplo, permitindo a realização das instruções de maneira transparente e intuitiva, como é o caso da utilização de equipamentos que não exigem sensores diretamente conectados aos corpos dos pacientes (Summa *et al.*, 2015).

A questão do tempo de e para a reabilitação é outro problema que necessita ser melhorado. Nela estão relacionados pontos que envolvem desde o tempo de deslocamento do paciente para a clínica até a quantidade de dias ou meses necessários para a sua recuperação. Tendo em vista o contexto apresentado, soluções capazes de auxiliar a terapia na própria casa do paciente de forma automatizada e acompanhada pode vir a trazer benefícios ao processo (Noguera, Urbano e Caracuel, 2013). A tele reabilitação, que é um serviço remoto de fisioterapia utilizando tecnologias de telecomunicações, se apresenta como uma possível solução para o problema em questão.

A tele reabilitação é um ramo da telemedicina, especialidade médica que disponibiliza serviços à distância por meio de modernas tecnologias digitais para o cuidado com a saúde. Segundo Brandão et al. (2016), a tele reabilitação possibilita a troca de informações à distância, possibilitando que a transferência de conhecimento transpasse as barreiras geográficas e, por esta razão, vem sendo aplicada na promoção da saúde e educação continuada dos profissionais desta área. Dentro desta linha de trabalho, a tele reabilitação oferece formas de aumentar estímulos motores e cognitivos visando uma recuperação mais rápida de determinadas deficiências, e de medir dados cinemáticos, como a ADM.

A medição da ADM é de muita relevância para o diagnóstico, acompanhamento e avaliação de várias doenças, como por exemplo, a capsulite adesiva do ombro ou ombro congelado, doença que atinge a população idosa. A referida doença é diagnosticada com base no histórico do paciente e por meio de exames físicos, quando a ADM é limitada em todas as direções sem lesão estrutural.

A população de idosos vem crescendo ao redor do mundo e com isto, aumentam os problemas musculares que esta população poderá vir a ter. Além da doença anteriormente citada, a queda é um problema comum que os atinge devido às instabilidades posturais e pode gerar lesões, morbidade e mortalidade. Outro problema que vem aumentando entre a referida população é o Mal de Parkinson, que é uma doença neurodegenerativa que progressivamente ataca a coordenação motora e a cognição. Em todas as situações comentadas, a ADM se apresenta como instrumento que garante um diagnóstico e acompanhamento mais adequado aos tratamentos a serem realizados.

A medição da ADM é realizada, em geral, através do goniômetro. Esta medição pode sofrer variações de acordo com a pessoa que venha a efetuar a medição e exige tempo e esforço dos medidores. A utilização de equipamentos ópticos para se fazer estas medições permite um esforço menor para quem efetua a medição e para o paciente, além de permitir, em alguns casos, uma maior precisão nestas medidas (Lee *et al.*, 2015).

Soluções alternativas de baixo custo para tais circunstâncias podem ser desenvolvidas utilizando sistemas de análise e rastreamento de movimentos, como o *Kinect* (Mazumder *et al.*, 2017). Este tipo de sensor tem como principal vantagem a criação de malhas em 3D da anatomia de pacientes. Assim, pode também ser utilizado para digitalização em 3D da superfície do torso do paciente e para medir as curvaturas da coluna vertebral medidas no plano sagital e no plano coronal, por meio de gráficos 3D gerados de maneira não invasiva (Ciobanu, Ciobanu e Aiello, 2017).

Com relação à captura de movimentos e acompanhamento da evolução de um paciente em recuperação, geralmente se utiliza o já referido equipamento manual goniômetro. Ele mede os ângulos sempre usando um ponto de referência, como, por exemplo, a medida de um ângulo de um braço em relação ao tronco. Ele é composto de dois braços transparentes com marcações que vão de 0º a 360º e a visualização dos ângulos pode ser feita durante os movimentos (Cunha Neto et al., 2018).

Como alternativa para o quadro anteriormente apresentado, Lee *et al*. (2015) apresentaram um estudo sobre a captura de movimentos utilizando-se o *Kinect*. Por tratar-se de um equipamento cuja captura dos movimentos não interfere no comportamento natural do usuário, pois, não exige o uso de roupas específicas ou de marcadores, o *Kinect* é visto como um equipamento que promove o conceito de Interface de Usuário Natural

(*Natural User Interface - NUI*). O termo NUI representa os modos de interação com um dispositivo com base em métodos diferente de um mouse e um teclado que seriam ao mesmo tempo naturais e intuitivos para um ser humano. Portanto, essas interfaces podem ser baseadas, por exemplo, na detecção de voz, toque ou imagem e movimento e interpretação (Glonek e Pietruszka, 2012). Os resultados de Lee *et al*. (2015) indicam que é possível atingir números de medições bem próximos a medições feitas com goniômetro. Segundo eles, a principal vantagem do uso do *Kinect* com relação ao goniômetro é a facilidade da medição dos ângulos das juntas sem a necessidade da intervenção do terapeuta, tornando estes movimentos para o paciente o mais natural possível.

Já em outros tipos de comparações, como as feitas no estudo de Phommahavong *et al*. (2015), foram identificadas a existência de diferenças nas medições de angulação e de ADM feitas com *Kinect* e feitas com sistemas de rastreamento 3D de alta resolução. Neste estudo foram comparados um sistema de captura de movimentos utilizando-se o *Kinect* com jogos e um sistema de captura de movimentos de alta resolução chamado *VICON-Bonita System*, composto de oito câmeras de infravermelho de 68 *leds* cada câmera, colocados em torno do paciente. Apesar de se perceber no uso do *Kinect* para medições de ângulos entre duas juntas desvios de 2,7º até 14,2º, percebeu-se que o uso do *Kinect*, associado a jogos, pode ser uma saída de baixo custo para uso em pequenas clínicas de reabilitação e também para uso em trabalhos de reabilitação feitos na casa dos pacientes. Ainda sobre o *Kinect*, Xu e McGorry (2015) afirmam que, quando ele é comparado com sistemas tradicionais de rastreamento de movimentos, o referido aparelho se mostra um equipamento de baixo custo, portátil e sem a necessidade do uso de marcadores.

Segundo os autores citados, vários estudos foram feitos em diversas áreas da biomecânica, como medição antropométrica (Bonnechère *et al*., 2014), avaliação da carga espinhal (Ning e Guo, 2013), avaliação clínica da postura do pé (Mentiplay *et al*., 2013), movimento do corpo durante controle postural (Clark *et al*., 2012), treinamento de marcha (Clark *et al*., 2013b), análise da marcha (Clark *et al*., 2013a) e desenvolvimento de ferramenta de reabilitação (Pastor, Hayes e Bamberg, 2012). Estes estudos indicaram que o *Kinect* apresenta uma boa aceitação em sistemas de rastreamento de movimentos com relação ao tamanho dos segmentos, ângulos das juntas e posicionamento do esqueleto para a maior parte dos movimentos testados.

## 2.1 Dispositivos

Como os dispositivos de rastreamento de movimentos são o objeto desta dissertação, iremos conceitua-los agora.

Os dispositivos de rastreamento de movimentos permitem uma interação humano-computador (IHC), capturando informações de gestos e posições do usuário, com simplicidade e estilo amigável, implementando uma interação natural. Estes dispositivos são utilizados para resolver problemas em diversas áreas, como medicina, robótica, comunicação não verbal, entre outras (Jofré *et al.*, 2018).

IHC é uma ciência que busca entender e apoiar os seres humanos interagindo com e através da tecnologia. Grande parte da estrutura dessa interação deriva da tecnologia, e muitas das intervenções devem ser feitas através do design da tecnologia (Carroll, 2003). Ela está na interseção entre as ciências sociais e comportamentais, por um lado, e a informática e a tecnologia da informação, por outro e visa entender como as pessoas fazem uso de dispositivos e sistemas que incorporam computação e como esses dispositivos e sistemas podem ser mais úteis e mais utilizáveis (Carroll, 1997).

Sistemas como o Nintendo Wii, Playstation Eye ou o Microsoft *Kinect*, além de serem dispositivos de baixo custo, são uma maneira lúdica de realizar o tratamento terapêutico, pois permitem que o usuário interaja com um jogo de computador por meio de um controle especial ou de reconhecimento de movimentos e, possibilita que o usuário desenvolva movimentos controlados e repetitivos tal como os exercícios fisioterapêuticos indicados nas clínicas (Phommahavong *et al.*, 2015).

### 2.1.1 Microsoft *Kinect*

O *Kinect*, ilustrado na Figura 3, foi inicialmente desenvolvido para jogos e em seguida introduzido para computadores. Sendo um dispositivo leve e não intrusivo, ele passou a ser muito utilizado em diversas áreas da medicina (Jawaid e Qureshi, 2017).

**Figura 3: *Kinect***

O referido dispositivo consiste em um sensor *Red, Green and Blue* (RGB), um projetor infravermelho, uma câmera infravermelha, uma matriz de microfones e um acelerômetro, como ilustra a Figura 4.

Utilizando imagem, áudio e sensores de profundidade, sua função é detectar movimentos, identificar jogadores e permitir que eles controlem jogos através de seus corpos, ou seja, sem a necessidade da utilização de vestir ou segurar nenhum tipo de acessório (Vanijja, Patanapanich e Dajpratham, 2014).

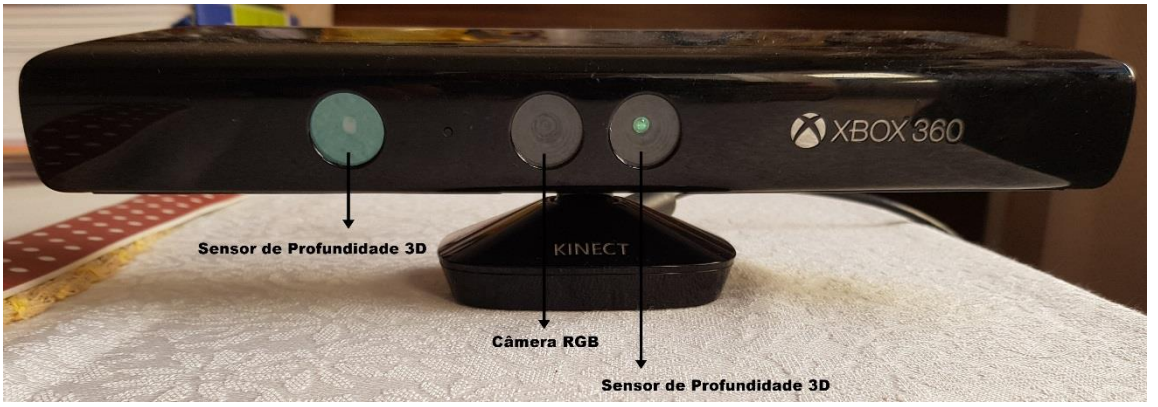


**Figura 4: As lentes do *Kinect***

O *Kinect* suporta os serviços de imagem em profundidade, ajuste de inclinação, matriz de microfones e mapeamento de esqueleto. As resoluções das imagens de profundidade e de RGB, bem como o ajuste de inclinação, podem ser ajustadas de maneira independente, e o mapeamento de esqueleto deve ser ativado somente quando for utilizado para não causar um gasto de recursos desnecessário. O sensor de profundidade tem um alcance de 0,8m a 4,0 m, mas pode ser ajustado para o modo próximo, que diminui este alcance para de 0,5 a 3,0 m. (Microsoft *Kinect* Sensor, 2018).

A câmera RGB é utilizada para obter a imagem colorida com base em um mecanismo de grade de difração. Um sensor CMOS (*Complementary metal-oxide-semiconductor* ou semicondutor de metal-óxido complementar) captura a imagem monocromática e relaciona com um padrão de cores. O tamanho da imagem é de 640x480 pixels a 30 frames por segundo ou 1280x960 a 12 frames por segundo. O emissor, projetor e câmera infravermelha emitem um feixe de infravermelho e a informação de profundidade é extraída dos feixes quando refletida dos objetos observados. Isto gera diferentes padrões de luz infravermelha formando pontos nos objetos encontrados. A matriz de microfones possui quatro microfones com conversores de analógico para digital de 12 bits, supressão de ruídos e cancelamento de interferências. Há um acelerômetro de três eixos com precisão de 1 grau (Jawaid e Qureshi, 2017).

Segundo Hondori e Khademi (2014), o *Kinect* em seu modo padrão, consegue detectar as pessoas que estejam a uma distância de 1,2 m a 3,5 m, sendo que seu campo de visão angular é de 57º na horizontal e 43º na vertical, com a possibilidade de inclinação do sensor em 27º para cima ou para baixo. Permite a detecção de seis pessoas, porém com o rastreamento de apenas duas delas.

O *Kinect* foi desenvolvido, a princípio, para ser utilizado em conjunto com o videogame Xbox 360, sendo posteriormente adaptado para ser utilizado em computadores através das portas USB, precisando somente da utilização de um adaptador, apresentado na Figura 5, em virtude da diferença entre o conector do *Kinect* e a entrada USB, e também para suprir a voltagem de alimentação do *Kinect* que é 12v, contra os 5v suprido pela USB (Cardoso, 2015).

**Figura 5: Adaptador USB**

Uma nova versão, chamada de *Kinect* 2, ilustrada pela Figura 6, foi lançada em conjunto com o Xbox One com melhorias em seu processador, no conjunto de câmeras, que nesta versão são somente duas, uma RGB e uma infravermelho, e na matriz de microfones (Microsoft *Kinect* Support, 2019).

Segundo Xu e McGorry (2015), esta segunda geração foi lançada em meados de 2014. O reconhecimento de juntas, que na versão anterior era de vinte, passou nesta nova versão para vinte e cinco.

**Figura 6: Microsoft *Kinect* One**

Em junho de 2019 a Microsoft anunciou o lançamento do *Kinect Azure Development Kit*, ilustrado pela Figura 7, uma nova versão do *Kinect* voltada para o desenvolvimento. Suas dimensões são menores que os anteriores, tendo 103 x 39 x 126 mm e pesando apenas 440g. A referida versão é composta por uma matriz de sete microfones, uma câmera de profundidade, uma câmera RGB e um novo sensor (um giroscópio com um acelerômetro), chamado IMU, que permitirão a leitura de movimentos nos três eixos com maior precisão. Uma outra novidade é a possibilidade da utilização de mais de um *Kinect* conectados ao mesmo computador (Microsoft *Kinect* Azure, 2019).

**Figura 7: Microsoft *Kinect* Azure**

Para ter acesso direto às informações do *Kinect* em tempo real no ambiente *Windows* é necessário o uso do *Software Development Kit (SDK)* da *Microsoft*. O software

citado realiza a instalação dos drivers necessários para o *Windows* se comunicar com o *Kinect* e também permite a interação do dispositivo com linguagens de programação como C++, C# e Visual Basic, todas da Microsoft (Cunha Neto *et al.*, 2018).

Uma outra ferramenta relacionada ao *Kinect* e de interesse para os desenvolvedores é o *Developer Toolkit*. O referido conjunto de ferramentas contém programas de exemplo com o código fonte, o *Kinect Fusion, Kinect Interactions, Kinect Studio* e outros recursos para simplificar o desenvolvimento de *softwares* que utilizem o *Kinect* no *Windows* (Microsoft *Kinect* Sensor, 2018).

No tocante ao desenvolvimento de aplicações utilizando o *Kinect*, encontra-se no mercado o *Visual Studio*, uma interface de desenvolvimento (IDE) que permite desenvolver em diversas linguagens, como C++, C#, Visual Basic, F#, JavaScript, TypeScript, Python e R (Microsoft *Kinect* Sensor, 2018).

Com relação ao rastreamento do corpo, existem dois tipos de captura de esqueleto no *Kinect*, o modo padrão e o modo sentado. No modo sentado a parte superior do corpo é mapeada com dez pontos diferentes e no modo padrão, o corpo todo é mapeado com vinte pontos diferentes (Çubukçu e Yüzgeç, 2017).

Os dados recuperados no esqueleto são um sistema completo em 3D, contendo os eixos X, Y e Z e com os valores em metros. O modo esqueleto, ilustrado na Figura 8, suporta até duas pessoas sendo mapeados ao mesmo tempo, identificando os esqueletos através de um ID (Microsoft *Kinect* Sensor, 2018).

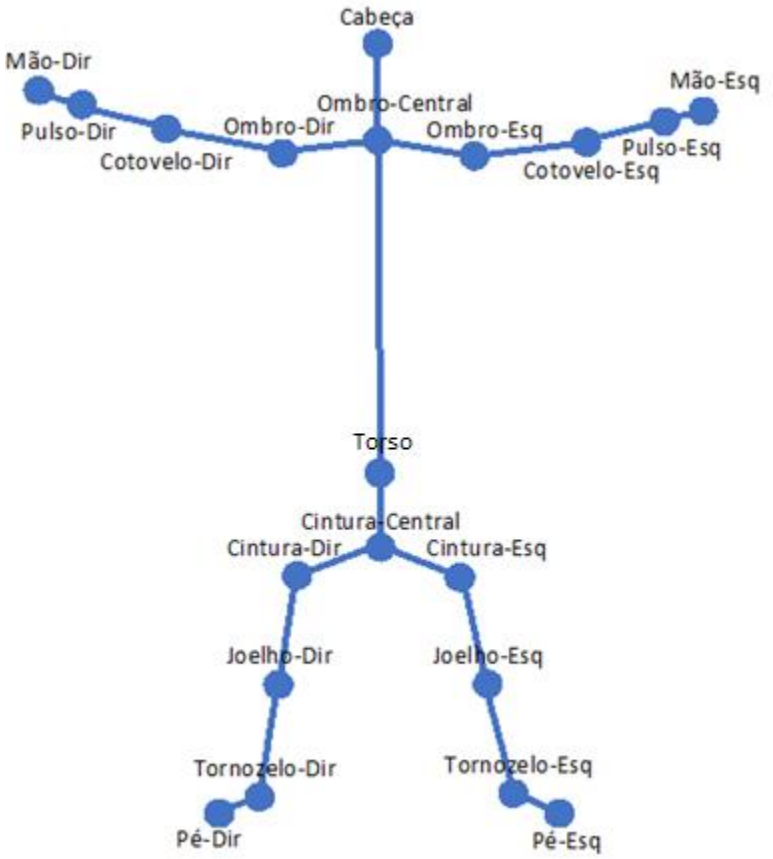


**Figura 8: As 20 juntas do esqueleto. Fonte: do Autor**

### 2.1.2 Outros dispositivos de captura de movimentos

O controle do Nintendo Wii, do vídeo game de mesmo nome, é um dispositivo sem fio, ilustrado na Figura 9, que se comunica com o vídeo game através de *Bluetooth* e tem um acelerômetro integrado que permite determinar o movimento em três planos, o X, o Y e o Z e também consegue perceber sua própria rotação nestes três eixos. Ele trabalha em conjunto cm uma barra de sensores que fica localizada próxima ao vídeo game que é equipada com uma série de diodos que permitem determinar a distância entre a barra de sensores e o usuário que está com o controle (Glonek e Pietruszka, 2012).

**Figura 9: Barra de sensores e controle do Nintendo Wii**

O Leap Motion, ilustrado na figura 10, é um dispositivo que possui duas câmeras infravermelhas e três leds infravermelhos trabalhando com um comprimento de onda de 850 nanômetros, que se encontra fora do espectro da luz visível. A Figura 9 ilustra o Leap Motion. O equipamento é ligado via USB a um computador e transmite as imagens processadas diretamente nele para o software de rastreio da Leap Motion. Ele foi projetado para a captura de gestos de mãos com uma interação intuitiva e é utilizado em diversas áreas, como educação, medicina e jogos (Leap Motion Specs, 2019).

**Figura 10: Leap Motion. Fonte: adaptado de www.leapmotion.com**

Teslasuit é um traje que fornece feedback tátil, captura movimento e biometria e, assim como um mouse, ele também pode ser usado em uma aplicação de realidade virtual. Conforme ilustra a Figura 11, ele é composto de duas peças, calça e jaqueta, que utiliza uma nova tecnologia para se ajustarem ao corpo como uma segunda pele, e que simula sensações táteis em resposta à captura de movimento, o que permite aos usuários

sensações de toque, melhorando o aprendizado e o sentimento de imersão. O referido traje integra sistemas biométricos, reunindo dados em tempo real dos usuários durante o seu treino físico, dados estes que podem ser usados para transmitir estado emocional, nível de estresse e os principais indicadores de saúde. O equipamento também faz a captura de movimentos cinemáticos em 3D que permitem comparações com linhas de base previamente criadas. O seu software tem um sistema de gerenciamento e feedback térmico além de uma ferramenta para rastreamento de movimento (Tesla, 2019).

**Figura 11: TeslaSuit**

## 2.2 Cinesiologia, planos e eixos

Tendo em vista a intencionalidade de descrição e análise de movimentos do corpo humano por meio da tecnologia, relevante se faz a observação de alguns termos e conceitos que serão utilizados na presente dissertação e que serão relacionados a seguir.

Em se tratando do estudo do movimento do corpo, primeiramente observa-se a Cinesiologia, cuja origem da palavra, segundo Neumman (2011), vem do grego *kinesis*, que significa movimento, e *logos* que significa estudo. De forma mais específica Cinesiologia é ciência que estuda os movimentos do corpo.

Entendendo que o movimento do corpo é uma ação mecânica, acrescenta-se ao conceito acima, os da física. A mecânica é o ramo da física responsável pelo estudo dos movimentos, e que engloba a dinâmica, que é o estudo das forças, do agente responsável pelo movimento, e a cinemática, responsável pelo estudo matemático dos movimentos, sem analisar suas origens/causas.

Quando se analisa um movimento corporal, a cinemática anteriormente citada se divide em artrocinemática e osteocinemática, sendo o foco da primeira as articulações e da segunda os ossos.

Os movimentos do corpo humano são descritos a partir de uma relação que é a posição anatômica com seus planos e eixos de movimento. A osteocinemática, por exemplo, descreve o movimento dos ossos em relação aos três planos cardeais principais de secção do corpo humano: o sagital, o coronal e o transversal. Já os movimentos articulares ocorrem em torno de eixos: horizontal ou transversal, ântero-posterior e longitudinal ou vertical.

Portela (2016), descreve os referidos planos da seguinte maneira: o sagital, que é o plano que atravessa o corpo de frente para trás, dividindo-o em metade direita e metade esquerda; o coronal, o plano que atravessa o corpo de um lado para o outro paralelamente ao crânio, dividindo o corpo em metade anterior e metade posterior; e o transversal, que é o plano que corta o corpo na horizontal, dividindo-o em superior e inferior. Estes planos estão ilustrados na Figura 12.

Segundo Fornasari (2001), os eixos são linhas imaginárias que atravessam as articulações e ao redor deles é que os movimentos são executados. No plano coronal o deslocamento do segmento descreve uma trajetória perpendicular ao solo de látero para lateral ou ao contrário, como por exemplo o movimento de flexo-extensão do braço. No plano sagital, o deslocamento do segmento descreve uma trajetória perpendicular ao solo de posterior a anterior ou ao contrário, como por exemplo a abdução ou adução do braço. Já no plano transversal, o deslocamento do segmento descreve uma trajetória paralela ao solo de medial para lateral ou ao contrário, e este plano permite os deslocamentos em rotação, como por exemplo a adução horizontal do braço de 0º a 90º.

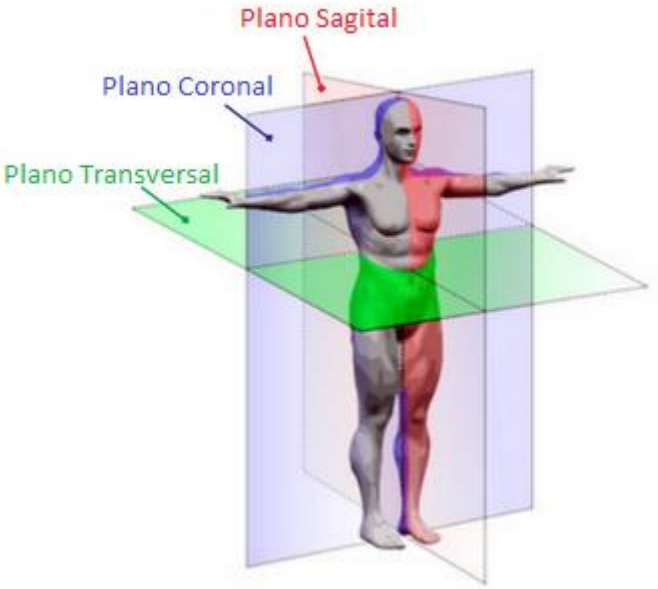


**Figura 12: Planos. Fonte: adaptado de http://acafitness.blogspot.com/**

### 2.2.1 Movimentos comuns aplicados em recuperação de pacientes

A atividade de reabilitação de um paciente comumente faz uso de uma série de exercícios repetitivos de um conjunto de membros em um determinado plano. Cada movimento tem sua abrangência e é utilizado para dificuldades específicas que o terapeuta vai determinar, conforme o problema de movimentação apresentado pelo paciente.

Na presente pesquisa foram desenvolvidos testes, para a validação do sistema proposto nos três planos, coronal, transversal e sagital com grupos específicos de membros, conforme a Tabela 1.

**Tabela 1: Movimentos testados**

| |
|---|
| **Coronal** |
| **Inferior** |
| Perna esticada para o lado |
| Perna esticada para o lado com movimento do joelho |
| **Superior** |
| Braço esticado para o lado |
| Braço esticado com movimento no cotovelo |
| Pescoço |
| Punho |
| Torso |
| **Sagital** |
| **Inferior** |
| Perna esticada para frente |
| Perna esticada com movimento do joelho |
| **Superior** |
| Pescoço |
| Pé |
| Braço esticado para frente |
| Braço esticado com movimento de cotovelo |
| Torso |
| **Transversal** |
| **Inferior** |
| Pé (rotação da perna lateral) |
| **Superior** |
| Pescoço |
| Braço esticado |
| Braço esticado com movimento do cotovelo |

## 3. Trabalhos Relacionados

Por meio de um levantamento bibliográfico foi possível observar a existência de diversos trabalhos voltados ao estudo do rastreamento de membros na reabilitação de pacientes com dificuldades motoras que passamos a relacionar a seguir e, subsequentemente, analisar.

Brandão *et al.* (2016) desenvolveram um software de baixo custo chamado RehabGesture, utilizando o *Kinect* como sensor de reconhecimento de movimentos que permite a medição da ADM no plano coronal das juntas do cotovelo de 0º a 145º e das juntas dos ombros, de 0º a 180º.

O trabalho de Brandão *et al.* (2018) apresenta um conjunto de aplicativos chamado GestureCollection, desenvolvido para oferecer estímulos cognitivos e motores por meio de uma forma não convencional de interação homem-comutador. O GestureCollection contém três aplicativos que permitem interação gestual através de movimentos de membros superiores e inferiores. Os aplicativos em questão são: GesturePuzzle, uma interface para controle de um quebra cabeça através da captura dos movimentos das mãos, o GestureChess, interface para controle de um jogo de xadrez por meio da captura dos movimentos das mãos e o GestureMaps, que é um aplicativo que permite uma exploração virtual por meio do Google Street View. Todas as aplicações foram desenvolvidas utilizando o *Kinect* como sensor para captura de movimentos.

Ferreira, Oliveira e Postolache (2017) apresenta um jogo sério de movimentação dos membros superiores ou membros inferiores, desenvolvido com o uso do Unity 3D e do *Kinect* 2.0. O jogo desenvolvido para os membros inferiores permite a movimentação para frente e para trás e também lateralmente, sendo que os movimentos são gravados no decorrer do jogo, com dados como o ângulo de movimentação, velocidade média, número de passos, pontuação alcançada, entre outros. Já no jogo para movimentação dos membros superiores, apresenta um objeto na tela o qual o paciente deverá pegar e movimentar por diferentes mapas que surgem conforme o nível de dificuldade apresentado pelo jogo.

O trabalho de Esfahlani *et al.* (2018) registra um jogo baseado em terceira pessoa, voltado para o auxílio a pacientes com problemas neurológicos que se submeteram a tratamentos fisioterapêuticos desenvolvendo posturas de atividades diárias com os

membros superiores. O referido jogo, também desenvolvido com a utilização do *Kinect*, foi chamado de ReHabgame e auxilia os seus usuários a combater as falhas físicas e melhorar a performance dos membros superiores.

Cunha Neto *et al.* (2018) desenvolveram um software nomeado por GoNet v2, como resultado da proposição de uma solução em software e hardware utilizando o *Kinect*, como um instrumento para a evolução dinâmica e automática dos processos de reabilitação biomecânicos. Foram feitos testes por meio de seis exames, flexão e extensão do cotovelo, abdução e flexão do ombro, desvio radial e ulnar. Os dados coletados foram comparados com medições feitas com goniômetro e, para as medições de abdução do ombro e extensão do ombro e cotovelo, os valores foram muito próximos.

O trabalho de Crocetta *et al.* (2017) apresenta dois estudos, o primeiro a respeito da utilização de um pacote de sete jogos utilizados por uma equipe de reabilitação, chamado de *Bridge Games*, que são escolhidos para serem utilizados conforme as necessidades da equipe e o segundo sobre a aplicação de dois destes jogos em uma gama de pessoas com diversos problemas motores e de saúde para a comparação do tempo de resposta entre diversos dispositivos de captura. Ambos os estudos relatam a utilização de jogos que podem ser utilizados através do teclado, mouse, tela de toque, dispositivo de reconhecimento de gestos *Kinect* ou dispositivo de reconhecimento de gestos Leap Motion, aplicados em atividades direcionadas aos membros superiores.

Os estudos de Çubukçu e Yüzgeç (2017) apontam uma aplicação desenvolvida para pacientes com problemas em músculos ou tendões das juntas dos ombros. A aplicação desenvolvida em C# com o *Kinect* utilizou fórmulas específicas para calcular a distância entre os pontos capturados. A distância entre os pontos em questão é empregada para determinar quando o usuário desenvolve os exercícios de maneira correta. Foram executados seis tipos de exercícios para pacientes com problemas nas juntas, tendões e musculatura dos ombros.

Sror *et al.* (2018) demonstram o desenvolvimento de um sistema de baixo custo, com o intento de treinar movimentos horizontais dos braços, e para tal fez o uso de um suporte de manipulação de movimento passivo e duas câmeras 3D, um *Kinect* e câmeras Leap Motion, além de um jogo de realidade virtual, com o intuito de elevar o nível motivacional do paciente.

Em sua pesquisa, Funabashi *et al.* (2018) desenvolvem um jogo sério denominado *Association Game for Rehabilitation* (AGaR) para a reabilitação das funções dos membros superiores, baseado em interação natural. Ele é voltado para o auxílio de pacientes que sofreram AVC na execução de exercícios físicos repetitivos, bem como auxiliar os terapeutas no acompanhamento do processo de reabilitação. O jogo anteriormente citado utiliza o *Kinect* como ferramenta para capturar os movimentos dos pacientes.

Em seus estudos, Phommahavong *et al.* (2015) faz uma comparação do cálculo dos ângulos de várias juntas, cujos registros foram feitos com o uso do *Kinect* associado a um sistema de captura de movimento de alta resolução. Os autores verificaram as coordenadas dos pontos capturados e os ângulos gerados pelas coordenadas obtidas. O sistema foi composto por um *Kinect* ligado à porta USB de um computador e programas desenvolvidos em linguagem C++ e C#. O sistema de alta resolução foi composto de oito câmeras de infravermelho colocadas em torno do objeto a ser estudado, ligadas por cabos de rede. Cada câmera possui 68 LEDs em torno das lentes para refletirem nos marcadores hemisféricos colocados no corpo do objeto. A gravação das imagens e das posições dos marcadores em posição tridimensional foi feito pelo Software Vion Nexus. Foram testados os ângulos do cotovelo, ombro e quadril e foram encontradas variações que foram de 2,7º a 14,2º.

O trabalho de Lee *et al.* (2015) relata um estudo referente à comparação de valores da ADM dos ombros de pacientes saudáveis e de pacientes com capsulite adesiva do ombro, conhecida popularmente como ombro congelado, utilizando como instrumentos de medição um goniômetro e o *Kinect*. As medições foram capturadas em três movimentos: flexão, abdução e rotação externa dos ombros. Os autores chegaram à conclusão de que as medições executadas com o *Kinect* obtiveram uma qualidade muito próxima às feitas com o goniômetro, resultados que indicaram a possível utilização do *Kinect* para medições de ADM em pacientes com capsulite adesiva do ombro.

A Tabela 2 ilustra uma comparação, sob diversos aspectos, entre os trabalhos anteriormente relacionados.

**Tabela 2: Comparação entre os trabalhos relacionados e a dissertação**

| Trabalho | Tipo de Sensor | Membros | Grava Dados | Permite uso remoto do sistema pelo paciente | Sistema Operacional |
|---|---|---|---|---|---|
| Brandão *et al.* (2016) | *Kinect* | Superiores | Sim | Sim | Linux |
| Brandão *et al.* (2018) | *Kinect* | Superiores | Não | Não | Linux |
| Ferreira *et al.* (2017) | *Kinect* | Inferiores e superiores | Sim | Não | Android |
| Esfahlani *et al.* (2018) | *Kinect* | Superiores | Sim | Não | Linux |
| Cunha Neto *et al.* (2018) | *Kinect* e Goniômetro | Superiores | Sim | Não | Windows |
| Crocetta *et al.* (2017) | *Kinect*, Leap Motion, teclado, mouse e tela de toque | Superiores | Sim | Não | Windows |
| Çubukçu e Yüzgeç (2017) | *Kinect* | Ombros | Não | Sim | Windows |
| Sror *et al.* (2018) | *Kinect*, Leap Motion e suporte para braços | Superiores | Sim | Não | Windows |
| Funabashi *et al.* (2018) | *Kinect* | Superiores | Sim | Não | Windows |
| Phommahavong *et al.* (2015) | *Kinect* e Vicon Bonita System | Cotovelo, ombro e quadril | Sim | Não | Windows |
| Lee *et al.* (2015) | *Kinect* e Goniômetro | Ombros | Sim | Não | Windows |
| **Sistema (SiRMUK)** | ***Kinect*** | **Superiores, Inferiores, Torso e pescoço** | **Sim** | **Não** | **Windows** |

A percepção em relação aos trabalhos anteriormente citados é a de que, em sua maioria, foi priorizado o olhar para a análise de movimentos dos membros superiores dos pacientes, como é possível observar nos estudos de Brandão et al. (2016) e de Esfahlani et al. (2018), por exemplo.

Outro ponto a ser analisado é com relação à utilização de jogos sérios para o desenvolvimento dos experimentos, o que gera pouca personalização do ambiente pelo e para o paciente e, algumas vezes, não permite a gravação das medições capturadas para posterior análise, como apresentado nos trabalhos de Ferreira, Oliveira e Postolache (2017) e de Crocetta *et al.* (2017).

A utilização de equipamentos caros, ou até mesmo o de uma quantidade maior de equipamentos para se efetuar as medições, como relatado nos trabalhos de Crocetta *et al.* (2017) e de Sror *et al.* (2018), também se apresenta como um fator relevante a ser observado.

A pesquisa desenvolvida na referida dissertação diferencia-se dos trabalhos anteriormente citados nos seguintes aspectos: (1) as medidas de ADM de pacientes com dificuldades motoras, são tomadas por meio de exercícios de movimentação executados pelos próprios pacientes; (2) permite atividades que envolvam diversas juntas de membros superiores e inferiores do corpo; (3) os movimentos dos pacientes são comparados com os exercícios previamente desenvolvidos por um terapeuta; (4) utiliza um sistema desenvolvido especificamente para estes medições; (5) o sistema em questão faz uso de nenhum tipo de vestimenta ou equipamento colocado no corpo do paciente; (6) dados dos movimentos dos pacientes, como a ADM, ângulo e velocidade das juntas, são armazenados para futuras comparações; (7) efetua medições de ADM nos três eixos, plano coronal, plano sagital e plano transversal.

# 4. Metodologia

Tendo por base os objetivos anteriormente descritos, neste capítulo serão expostos os fundamentos metodológicos que conduziram o presente trabalho, a descrição do processo investigativo, dos instrumentos e procedimentos de coleta e interpretação dos dados.

A presente dissertação intenciona registrar a continuidade dos trabalhos relatados no artigo "*RehabGesture: An Alternative Tool for Measuring Human Movement*" (Brandão et al. 2016), de Alexandre F. Brandão, Diego R. C. Dias, Gabriela Castellano, Nivaldo A. Parizotto e Luiz Carlos Trevelin, que apresenta o projeto no qual foi desenvolvido uma ferramenta codificada na Linguagem de Programação *JAVA*, em ambiente *Linux* e que efetua a leitura da ADM dos membros superiores utilizando o *Kinect*.

E estes estudos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa Humana, com o número de aprovação CAAE 11319712.4.0000.5504 e apoiado pelo Centro para Ciência e tecnologia da Universidade Federal de São Carlos.

A partir das informações obtidas por meio ad utilização desta primeira versão do sistema, formam identificadas algumas dificuldades. A primeira delas com relação à dificuldade para a instalação do referido sistema, seguida da falta de conhecimento dos usuários quanto à utilização do sistema operacional Linux, e também a identificação de que, poderia ocorrer um aproveitamento muito maior do uso do software para a recuperação dos pacientes se o citado sistema pudesse identificar também os membros inferiores e os movimentos de quadril dos pacientes.

Tendo em vista as observações relatadas, decidiu-se pela criação de um sistema que pudesse ser utilizado no Sistema Operacional *Windows*. Além disso, a nova versão deveria ser capaz de identificar um número maior de juntas e articulações dos pacientes, bem como outras partes do corpo além dos membros superiores, como os inferiores, quadril e torso, totalizando dezesseis juntas. Outro apontamento foi com relação à necessidade da inclusão de novas rotinas de cálculos de posições, dos ângulos, de gravação e visualização do movimento padrão.

Tendo em vista o objetivo de observar e analisar situações problema específicas de movimentos do corpo humano, tornando-as explícitas e construindo hipóteses, com a intenção de gerar conhecimentos para uma aplicação prática dirigida à solução de problemas específicos, optou-se por uma pesquisa exploratória, de natureza aplicada, com uma abordagem de cunho quantitativo, associando procedimentos de coleta de dados por meio de pesquisas bibliográficos e experimentais.

A Figura 13 ilustra o desenho das etapas da presente pesquisa que consistiu nos seguintes procedimentos de investigação, análise e desenvolvimento:

1. **Revisão bibliográfica e estudos:** que envolveu a consulta em livros, artigos em periódicos científicos e acesso a documentação obtida a partir da visita em websites sobre programação e rastreamento de movimentos, como o da *Microsoft MSDN*, o site de vídeo aulas da própria *Microsoft* chamado *Channel 9*, a plataforma de compartilhamento de vídeos *Youtube*, bem como o acesso aos códigos de programação exemplo disponibilizados pelo *Developer Toolkit Browser* para *Microsoft Kinect* da *Microsoft*.
2. **Desenvolvimento do sistema:** Desenvolvimento do Sistema de Reabilitação de Movimentos Utilizando *Kinect* (SiRMUK), utilizando o *Microsoft Kinect* versão XBOX360, conectado à um computador via entrada USB por meio de um adaptador, e *driver* e *softwares* de controle instalados via *SDK v1.8* do *Kinect*. A linguagem de programação utilizada foi a C# (C Sharp), que pode ser instalada via *Microsoft Visual Studio*, versão 2017 gratuita do software. O desenvolvimento de algoritmos do sistema foi dividido em sete etapas:
    a. detecção do esqueleto;
    b. cálculo dos ângulos;
    c. gravação do vídeo;
    d. gravação dos dados em arquivo csv (posições x, y e z de cada junta e ângulos previamente calculados);
    e. comparação dos dados do modelo criado pelo terapeuta com o exercício desenvolvido pelo paciente;
    f. exibição do progresso do exercício, e;
    g. exibição dos resultados.

3. **Realização do conjunto de testes:** Foram realizados testes do desenvolvimento de modelos de exercícios propostos pelo terapeuta e da execução destes modelos, em um primeiro momento, por pessoas saudáveis, com a pretensão de, em trabalhos futuros, com a disponibilidade de tempo, os modelos possam vir a ser aplicados em pessoas com problemas motores, possibilitando uma comparação dos dados nos três planos, sagital, coronal e transversal.

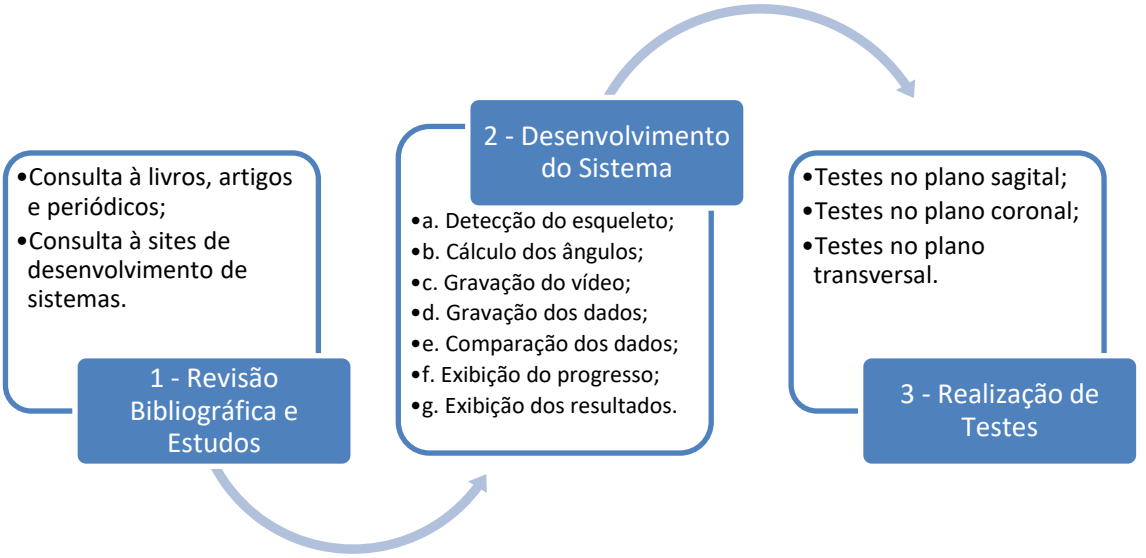


**Figura 13: Metodologia utilizada**

É esperado que o software resultante desta dissertação, a partir de um modelo atrativo, intuitivo e de baixo custo, possa vir a contribuir com a melhoria da condições de pacientes em recuperação de deficiências motoras, visto que permitirá ao terapeuta a obtenção de dados mais precisos a respeito do processo de reabilitação de seus pacientes.

A seguir apresentar-se-á a descrição dos detalhes do desenvolvimento e implementação do referido projeto.

## 5. Projeto e Implementação

Como resultante dos trabalhos desenvolvidos nas etapas anteriormente citadas, obteve-se a ferramenta denominada Sistema de Reabilitação de Movimentos Utilizando *Kinect* (SiRMUK), cujo fluxo de funcionamento passa a ser descrito a seguir e ilustrado pela Figura 14.

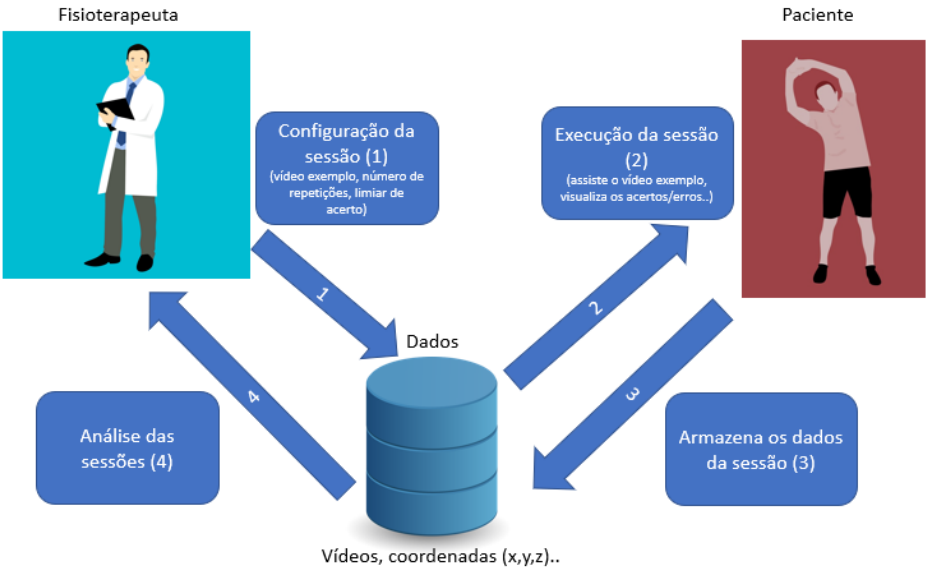


**Figura 14: Fluxo de Funcionamento do Sistema**

Para que se principie o progresso, inicialmente (1), é necessário que o terapeuta configure os dados referentes à sessão do paciente, ou seja, crie um receituário. O referido profissional pode escolher os planos (sagital, coronal e/ou transversal) em que o exercício será desenvolvido, quais membros ou conjunto de membros serão utilizados, o nome do arquivo do vídeo padrão (gerado pelo terapeuta) e do arquivo de dados (mesmo nome do arquivo de vídeo) e, além disso, optar entre o vídeo gravado no formato *RGB* (imagem espelhada e semelhante ao real, a partir da *webcam*) ou *Depth* (em profundidade e em escala de cinza, a partir do sensor infravermelho), registra o nome do paciente, define a quantidade de vezes que o exercício deverá ser realizado e o limiar de acertos, que poderá variar de uma sessão para outra.

Em seguida (2), utilizando a interface específica, o paciente pode realizar a(s) sessão(ões). Na interface em questão, o paciente executa os exercícios e, em tempo real, pode visualizar em uma barra de progressão o número de erros e acertos do exercício em execução. Durante a execução da sessão os dados são armazenados (3). Quando finalizada

a sessão (4), o terapeuta encontrará à sua disposição os arquivos de vídeo e os dados da(s) sessão(ões). Serão registrados os movimentos de todas as juntas e planos previamente determinados pelo terapeuta.

O diagrama de Caso de Uso, ilustrado pela Figura 15, descreve a utilização do sistema pelo terapeuta e pelo paciente, sendo que o acesso é permitido a ambos, cada por meio de uma interface específica para o seu uso. O terapeuta, acessa sua interface para a gravação dos modelos de receituários, e o paciente, acessa sua interface para assistir o receituário gravado pelo terapeuta e desenvolver os exercícios planejados por ele.

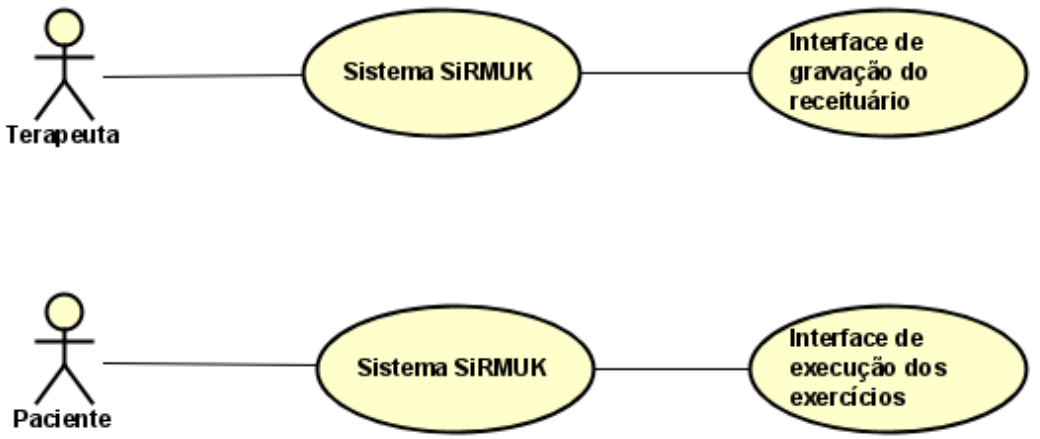


**Figura 15: Diagrama de caso de uso**

O diagrama de estados da interface do terapeuta, representado na Figura 16, ilustra os estados pelos quais o sistema passa para criar um receituário para o paciente, sendo eles os seguintes: (1) inicialização do *Kinect*, (2) configuração do modelo de receituário (movimento padrão), (3) inicialização da gravação do receituário, (4) captura dos pontos x, y e z, (5) cálculo dos ângulos das juntas, (6) exibição dos ângulos das juntas, (7) gravação do vídeo, (8) gravação dos dados em formato CSV, (9) finalização da execução do receituário.

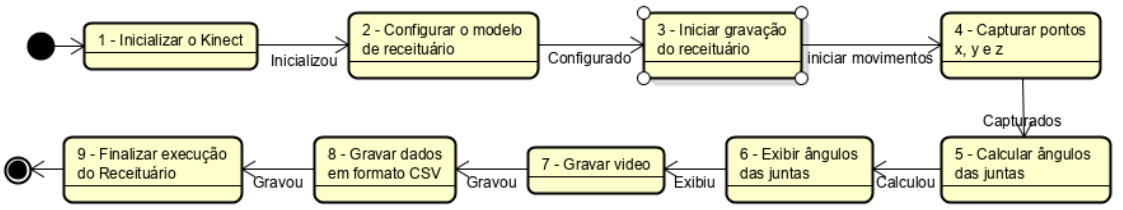


**Figura 16: Diagrama de estados da interface do terapeuta**

Já a Figura 17 ilustra o diagrama de estados do sistema demonstrando as etapas percorridas pelo sistema quando da utilização da interface pelo paciente para executar o receituário criado previamente pelo terapeuta, sendo elas os seguintes estados: (1) inicializar o *Kinect*, (2) escolher o receituário a ser utilizado, (3) configurar a sessão, (4) exibir o vídeo do receituário, (5) iniciar a sessão, (6) capturar os pontos x, y e z, (7) calcular os ângulos das juntas, (8) exibir os ângulos das juntas, (9) comparar ângulos com o receituário, (10) verificar se atingiu o limiar de acertos, se não atingiu, voltar para a etapa da captura dos pontos (etapa 6), senão, (11) gravar o vídeo, (12) gravar os dados em formato CSV, (13) finalizar a execução do receituário.

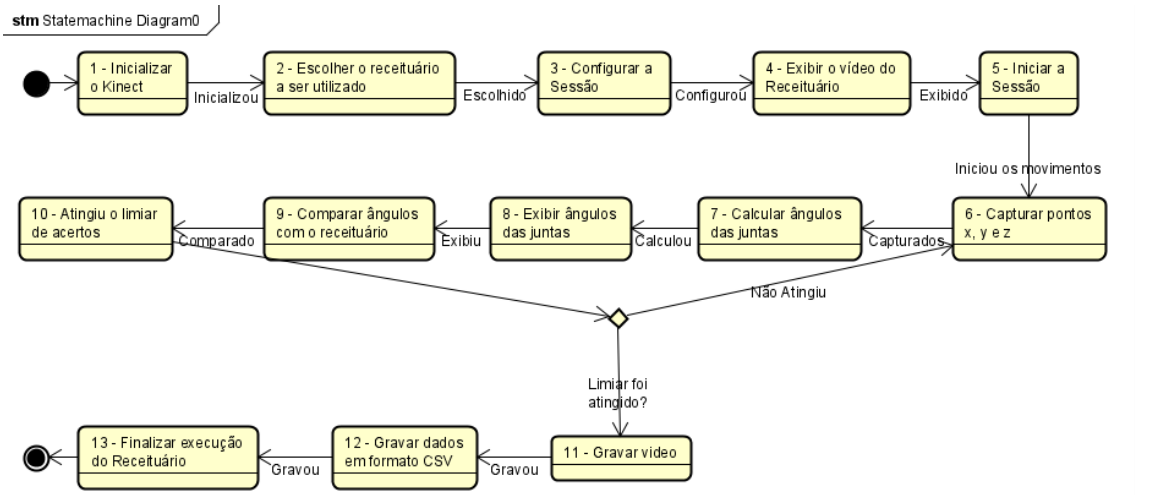


**Figura 17: Diagrama de estados da interface do paciente**

Na Figura 18 é possível observar a interface do terapeuta, na qual apresenta-se, ao lado esquerdo, o vídeo do terapeuta durante a gravação de um receituário; e ao lado direito, os parâmetros definidos para a sessão do paciente. O sistema permite ativar a medição de 16 articulações: cabeça; pescoço; torso (coluna vertebral); ombros, direito e esquerdo (D/E); cotovelos, (D/E); pulsos, (D/E); quadril, central, (D/E); joelhos, (D/E); e

tornozelos, (D/E). Além disso, permite a medição das articulações em conjunto da cabeça, pescoço e torso, ou de cada uma destas articulações em separado. As articulações foram divididas em quatro grupos: membros superiores, membros inferiores, torso e pescoço. O terapeuta pode escolher todas as articulações destes grupos ou individualmente uma a uma, caso não queira utilizar todas elas. As articulações que forem escolhidas aparecerão no esqueleto (*skeletal tracking*) e contarão com seus ângulos de movimento calculados pelo sistema.

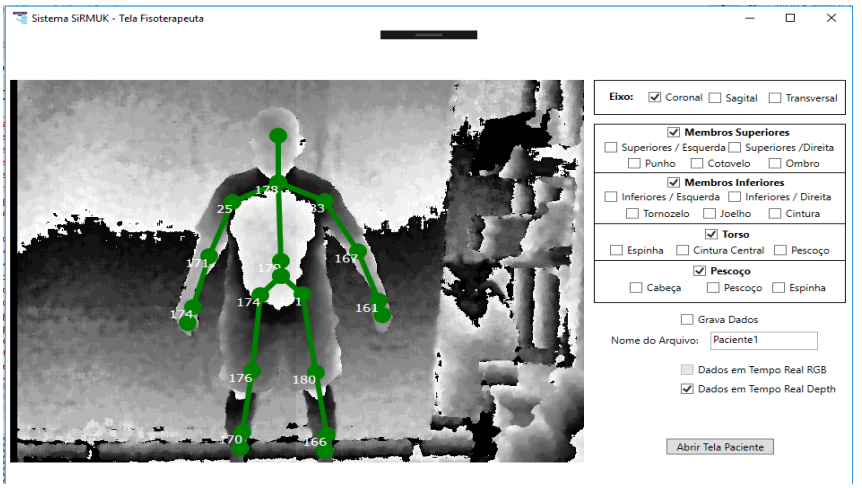


**Figura 18: Interface do terapeuta**

Para que o esqueleto com as articulações apareça na interface do terapeuta e do paciente, é necessário a escolha pelo tipo de imagem a ser exibida. A Figura 19 apresenta os dois tipos de imagem suportado pelo sistema. O modo RGB exibe a imagem em cores e o modo Depth, um mapa de profundidade (escala de cinza) de acordo com a distância do objeto até o sensor. Os vídeos são gravados a uma taxa de 30 *frames* (quadros por segundo), no formato AVI, mas a apresentação dos dados é realizada em seis quadros por segundo afim de compactar o arquivo.

**Figura 19: O esqueleto no modo Depth (esquerda) e no modo RGB (Direita)**

Após definidas todas estas configurações, o terapeuta pode ativar o modo de gravação. A gravação ativa duas rotinas do sistema, uma que faz a gravação quadro a quadro do vídeo do esqueleto, a outra que promove a geração de um arquivo de dados com as posições X, Y e Z de cada articulação selecionada e o respectivo ângulo, calculado pelo sistema a partir das coordenadas. O formato do arquivo gerado é CSV, arquivo este que pode ser aberto para visualização em programas como o Microsoft Excel ou LibreOffice Calc.

A partir do receituário gravado pelo terapeuta com os respectivos parâmetros, o paciente realiza sua sessão de exercícios utilizando a interface específica, conforme a Figura 20. Ela apresenta todos os dados que foram previamente definidos e, além disso, possibilita a visualização do vídeo do receituário. Inicialmente, o paciente deve se posicionar de modo que o seu esqueleto seja apresentado no vídeo. Em seguida, ele pode iniciar as repetições, cuja progressão é ilustrada em um gráfico de barras na horizontal, apresentada na parte inferior da interface. A barra denominada “Progressão” apresenta o quanto, em porcentagem, o exercício em execução está próximo ao esperado (movimento padrão registrado pelo terapeuta). A barra denominada “Acertos” apresenta quantos exercícios corretos foram executados em relação ao que foi definido. O limiar de progressão e a quantidade de acertos definidos pelo terapeuta poderão mudar de acordo com cada caso e com cada paciente, sendo a ferramenta universal e personalizável. Além disso, este limiar deverá ser alterado conforme o paciente for evoluindo em seu tratamento, por exemplo: um dado paciente não consegue executar totalmente a abdução do ombro, neste caso o terapeuta, nas primeiras sessões, coloca um limiar de acerto baixo e, conforme o paciente for evoluindo, e a sua ADM for melhorando, o limiar poderá ser aumentado.

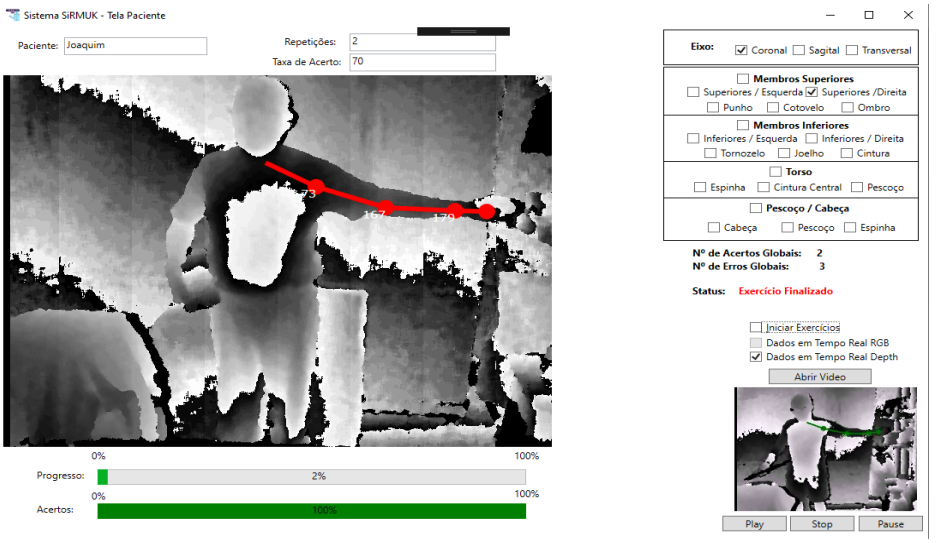


**Figura 20: Tela do Paciente**

## 5.1 Registro das movimentações

A seguir apresentar-se-á a descrição dos procedimentos e etapas do processo do registro das movimentações registradas e analisadas pelo sistema objeto desta pesquisa.

Nas sessões de terapia, durante as movimentações, são armazenadas as posições X, Y e Z de cada articulação, o que possibilita então os cálculos dos ângulos, por exemplo: para o cálculo do ângulo do cotovelo, utiliza-se a posição do cotovelo, do pulso (articulação anterior) e do ombro (articulação posterior) do paciente.

A Tabela 3, disposta a seguir, apresenta um exemplo de dados coletados para o cálculo do ângulo do cotovelo. Após a coleta, cada junta forma um vetor (vetor 1, vetor 2, vetor 3). Cada um destes vetores contém a posição X, Y e Z de sua respectiva junta. Então, cada elemento do vetor 1 é subtraído do elemento correspondente do vetor 2 e vetor 3, o que resulta nos vetores 4 e 5 respectivamente. Por fim, calcula-se o ângulo utilizando a Equação 1:

$$Angulo = ArcCos(Vetor\ 4 * Vetor\ 5) / PI * 180.$$

**Equação 1: Cálculo dos ângulos**

**Tabela 3: Exemplo de cálculo de ângulos**

| Eixo | Posição | | | Subtração | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | Ombro (vetor 1) | Cotovelo (vetor 2) | Pulso (vetor 3) | Vetor 1 - Vetor 2 (vetor 4) | Vetor 1 - Vetor 3 (vetor 5) | Ângulo |
| X | -0,00253 | 0,210951 | 0,462109 | -0,21348 | -0,25116 | 90,03º |
| Y | -0,01137 | -0,01882 | 0,005319 | 0,00745 | -0,02414 | 89,99º |
| Z | 1,80589 | 1,797518 | 1,729618 | 0,00837 | 0,06790 | 0º |

No exemplo apresentado na tabela em questão, foi possível observar que existem duas juntas que precisam sofrer uma alteração após o cálculo do ângulo. No caso do ombro, para que o ângulo fique ajustado com relação ao centro do corpo, é calculado o ângulo suplementar, subtraindo 180º do ângulo calculado previamente, para depois exibi-lo. No caso do quadril, para que o ângulo fique ajustado com relação ao centro do corpo, é calculado o ângulo complementar, subtraindo o ângulo calculado previamente de 90º, para depois exibi-lo.

## 5.2 Análise e visualização dos dados

A seguir destaca-se as possibilidades apresentadas pelo sistema desenvolvido no tocante à análise e visualização dos dados obtidos durante uma sessão de terapia.

Durante a realização das sessões, no momento em que o paciente executa seus movimentos, os dados de vídeos e posições das articulações são armazenados. Além das posições de cada articulação, são armazenados também o plano da movimentação, o momento do registro (tempo) e o ângulo calculado. Por exemplo, no tempo 20:09:28, o pulso direito teve um ângulo de 156º de movimentação no plano transversal. Os dados obtidos podem ser importados para planilhas eletrônicas, como o Excel, desse modo permitindo que o terapeuta gere os gráficos referente ao movimento e posteriormente analise os dados durante o decorrer da terapia. A Tabela 4 a seguir apresenta um exemplo de registro de movimentações.

**Tabela 4: Arquivo de dados gerado**

| ID - Plano transversal | Tempo | Pulso direito | Cotovelo direito | Ombro Direito |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 20:09:28 | 156º | 164º | 180º |
| 2 | 20:09:28 | 154º | 162º | 178º |
| 3 | 20:09:28 | 154º | 161º | 177º |
| 4 | 20:09:28 | 154º | 161º | 176º |
| 5 | 20:09:29 | 156º | 160º | 175º |
| 6 | 20:09:29 | 158º | 160º | 174º |
| 7 | 20:09:29 | 154º | 157º | 173º |
| 8 | 20:09:29 | 149º | 154º | 168º |
| 9 | 20:09:30 | 144º | 147º | 164º |
| 10 | 20:09:30 | 142º | 142º | 159º |

## 5.3 Rotina de comparação do receituário com as sessões de terapia desenvolvidas pelo paciente

A rotina de comparação do padrão de movimentos desenvolvido pelo terapeuta com os movimentos desenvolvidos pelo paciente foi desenvolvida através das seguintes etapas: (1) o paciente inicia o seu movimento; (2) os dados relativos a este movimento são armazenados em uma matriz no formato de um objeto List; (2) o arquivo CVS do padrão de movimento gerado pelo terapeuta é lido para uma matriz no formato de um objeto List; (3) é chamada uma rotina para localizar o início da lista, que vai localizar na lista do padrão qual o primeiro movimento que coincide com o primeiro movimento do paciente; (4) é chamada a rotina de comparação do padrão criado pelo terapeuta com o movimento executado pelo paciente; (5) esta rotina compara os valores dos ângulos das juntas do movimento do paciente, previamente calculados, com os ângulos das juntas do movimento do padrão criado pelo terapeuta e se esta comparação for correta, acumula uma variável contadora para que sejam calculados o total de movimentos corretos ao final do teste e se for incorreta, acumula uma variável contadora para que sejam calculados o total de

movimentos incorretos ao final do teste; (6) ao final do movimento do paciente são calculados os total de acertos e o total de erros que o paciente cometeu em sua sessão.

Uma parte do código de comparação do padrão criado pelo terapeuta com o movimento executado pelo paciente pode ser vista na Figura 21:

```
public void comparaFisioPaci(double porcLocal, double porcGlobal)
{
    List<int> linhaFisio = listaAngulosFisio[indice];
    double porcJunta = 0;
    bool acertouTodaLinha = true;
    bool acertouJunta = false;
    //Calculo da porcentagem das juntas de uma linha, linha por linha
    for (int i = 0; i < linhaPaciente.Count; i++)
    {
        int n1 = linhaFisio[i];
        int n2 = linhaPaciente[i];
        if (n1 < n2)//invertendo para deixar a divisão do menor pelo maior pra dar a % correta
        {
            int x = n1;
            n1 = n2;
            n2 = x;
        }
        porcJunta = n2 / (double)n1;
        if (porcJunta > porcLocal)
        {
            acertouJunta = true;
        }
        else
        {
            acertouJunta = false;
            acertouTodaLinha = false;
        }
    }
    if (acertouTodaLinha == true)
    {
        acertos++;
    }
    else
    {
        erros++;
    }
    acertouTodaLinha = true;
    indice++;
    //Finalizou um movimento, calculo do acerto ou erro Global de cada movimento
    if (indice >= listaAngulosFisio.Count)
    {
        indice = 0;
        //não esquecer do Double pra não fazer divisão inteira
        double ag = acertos / (double)listaAngulosFisio.Count;
        if (ag >= porcGlobal)
        {
            acertosGlobais++;
        }
        else
        {
            errosGlobais++;
        }
        acertos = 0;
        erros = 0;
    }
```

**Figura 21: Parte do código da rotina de comparação dos ângulos**

Em síntese, esta rotina de comparação busca os dados gravados previamente pelo terapeuta, chamado de receituário, que tem as informações gravadas linha a linha para cada momento da movimentação, conforme a Tabela 4, e compara um a um, os ângulos obtidos no Receituário com os ângulos do movimento que está sendo feito pelo paciente em tempo real. Conforme o paciente vai executando o seu movimento as posições X, Y e Z das juntas escolhidas para serem capturadas na sessão são obtidas, os ângulos destas

juntas são calculados e comparados com os respectivos ângulos que foram gerados no receituário criado pelo terapeuta. Estas comparações são identificadas se estão dentro do limiar de acertos previamente definido pelo terapeuta e se sim, são armazenadas em um acumulador de movimentos corretos e, se não, são armazenadas em um acumulador de movimentos incorretos. Ao final de cada movimento, caso este acumulador de movimentos corretos atinja o limiar de acertos, é somado 1 movimento correto e, quando o paciente atingir a quantidade de movimentos corretos previamente definido pelo terapeuta, a sessão é finalizada.

Durante a execução desta rotina de comparação, os dados relativos aos acertos e erros do paciente alimentam uma rotina que exibe estas informações em forma de gráfico em duas barras de progresso, localizadas logo abaixo à imagem que é exibida do paciente executando o seu movimento. Através destas barras de progresso o paciente consegue visualizar como está sendo a evolução do desenvolvimento dos seus exercícios e pode identificar se está evoluindo na sua sessão de terapia, o que é um fator motivacional para a execução dos exercícios por parte do paciente.

## 5.4 Testes do Sistema

Como parte do desenvolvimento do projeto em questão, necessário se fez a implementação de etapas de testes para avaliação e validação das rotinas propostas, etapas estas que passam a ser descritas a seguir.

Com o intuito de validar a rotina de cálculo da ADM e dos ângulos dos membros durante a movimentação da pessoa na execução dos exercícios, e de validar a rotina de comparação do receituário gravado pelo terapeuta com a execução dos exercícios feita pelos pacientes, foram desenvolvidos dois conjuntos de testes do sistema que passam a ser descritos a seguir.

### 5.3.1 Testes para validar os cálculos dos ângulos

Para a validação da rotina de cálculos dos ângulos executados pelo sistema foram feitos um conjunto de testes em cada plano, coronal, sagital e transversal. Os referidos testes foram idealizados e supervisionados pela equipe multidisciplinar, desenvolvedora do projeto em questão. Para cada plano foi criado um receituário do movimento na tela do

terapeuta e depois do desenvolvimento dos testes, os resultados obtidos foram retornados à equipe multidisciplinar para a devida conferência e validação.

Os testes em questão foram desenvolvidos por uma pessoa saudável, somente para validar se a captura das coordenadas, o cálculo dos valores dos ângulos e da ADM estavam sendo efetuados de maneira correta pelo sistema.

#### 5.3.1.1 Testes no plano coronal

Com o intuito de melhor descrever os testes realizados no plano coronal, os registros seguintes serão divididos e apresentados em duas partes: membros inferiores e membros superiores.

1. **Membros Inferiores – perna e joelho**

Para o teste dos membros inferiores, mais precisamente pernas e joelhos, na tela do terapeuta, foi criado um receituário com um movimento de perna esticada para o lado, conforme a Figura 22. As Figura 23 e 24, apresentam os gráficos relativos aos movimentos das pernas direita e esquerda respectivamente, nos quais o ângulo da cintura vai de aproximadamente 170º, quando as pernas estão próximas uma da outra, até próximo de 120º, quando a perna direita, ou esquerda, é movida para o lado em direção contrária ao corpo, retornando posteriormente à posição original. Foram efetuados três movimentos com cada perna.

O movimento total apresentou a duração de aproximadamente 22 segundos para ser executado. A variação do movimento de ambas as pernas capturada pelo sistema foi de uma angulação máxima de 180º e uma angulação mínima de 120º. A variação total do movimento foi de 60º.

Nos movimentos anteriormente relatados, segundo a validação da equipe multidisciplinar, os valores capturados pelo sensor e os cálculos dos ângulos executados pelo sistema foram próximos do real. A próxima etapa, segundo a equipe, seria a comparação com o padrão ouro, que é um teste padrão que serve de comparação por parte de outros testes, com a finalidade de avaliar a exatidão dos mesmos, em resultados que nos assegurem o máximo de acertos de forma a estabelecer o diagnóstico real, e o mesmo é desenvolvido em um laboratório de biomecânica.

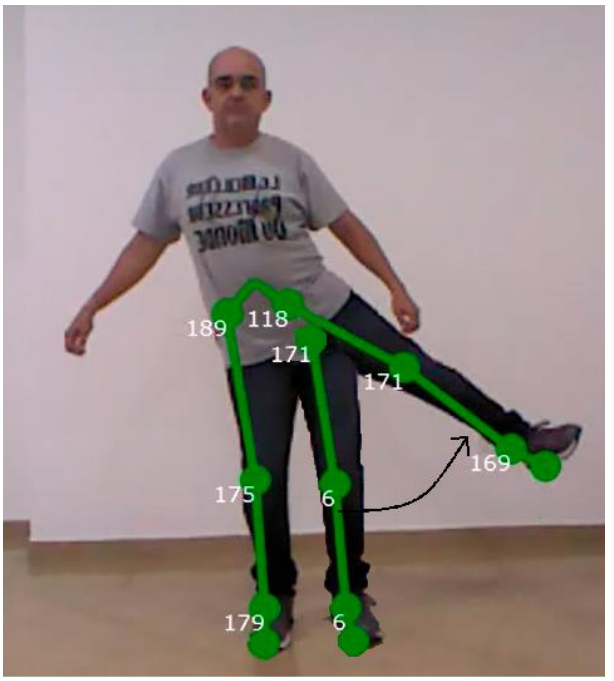


**Figura 22: Movimento de perna esticada para o lado no plano coronal**

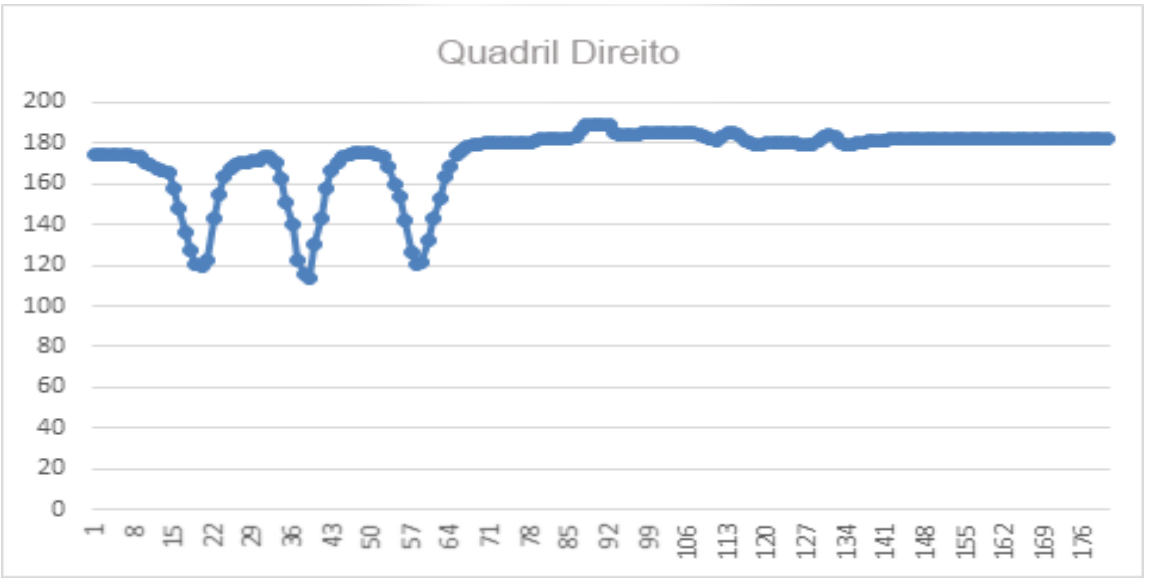


**Figura 23: Movimento da perna direita no plano coronal**

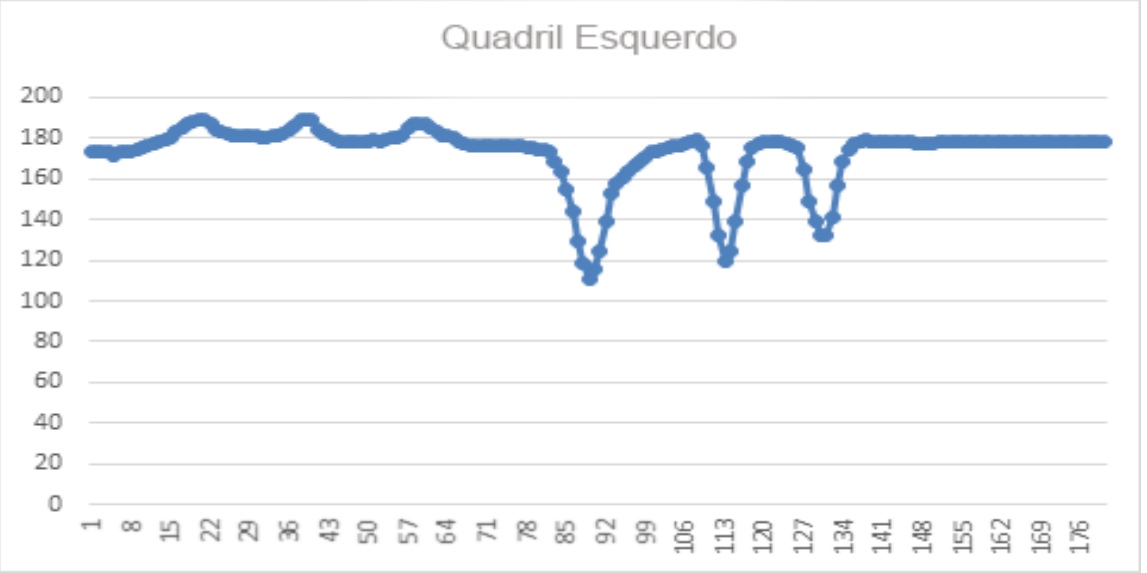


**Figura 24: Movimento da perna esquerda no plano coronal**

Para o teste seguinte foi efetuado um movimento de perna esticada para o lado com movimento do joelho, ilustrado na Figura 25, no qual a pessoa eleva a perna para a lateral e faz movimentos de chute para os lados. As Figura 26 e 27 apresentam os gráficos relativos aos movimentos das pernas direita e esquerda respectivamente, nos quais a angulação do joelho foram de aproximadamente 170º, quando a perna está para baixo, até próximo de 120º, quando a perna se encontra para cima, retornando posteriormente à posição original. Foram efetuados três movimentos sequenciais com cada uma das pernas.

O movimento total apresentou a duração de aproximadamente vinte segundos para ser executado. A variação do movimento de ambas as pernas capturada pelo sistema foi de uma angulação máxima de 180º e uma angulação mínima de 100º. A variação total do movimento foi de 80º.

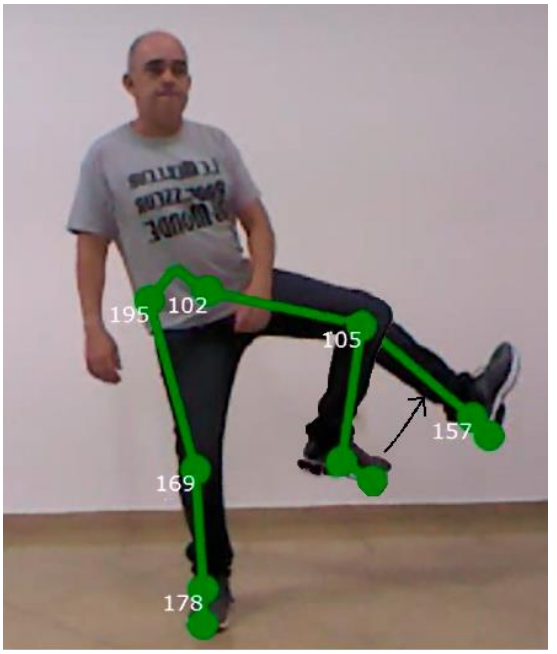


**Figura 25: Movimento de perna esticada para o lado com movimento do joelho no plano coronal**

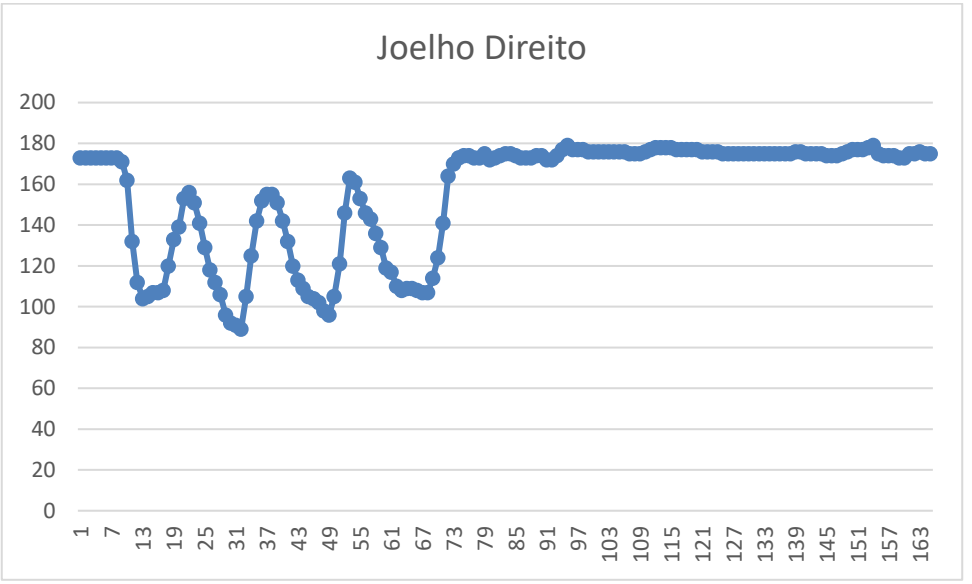


**Figura 26: movimento de perna esticada para o lado com movimento do joelho direito no plano coronal**

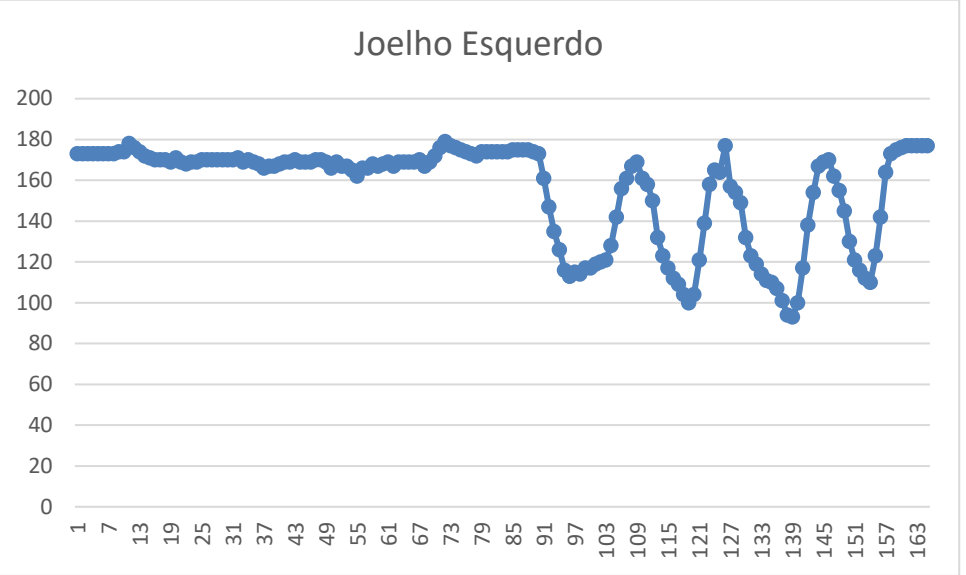


**Figura 27: movimento de perna esticada para o lado com movimento do joelho esquerdo no plano coronal**

Nos movimentos descritos, segundo a validação da equipe multidisciplinar, os valores capturados pelo sensor e os cálculos dos ângulos executados pelo sistema foram próximos do real. A próxima etapa, segundo a referida equipe, seria a comparação com o padrão ouro desenvolvida em um laboratório de biomecânica.

### 2. Membros Superiores – ombro e cotovelo, pescoço, punho e torso

Com o intuito de testar os membros superiores, na tela do terapeuta, foi criado um receituário com um movimento de abdução do ombro direito, conforme a Figura 28. A Figura 29 apresenta o gráfico relativo ao movimento de abdução da articulação do ombro esquerdo, que vai de aproximadamente 10º, quando o braço está em posição anatômica (colado ao corpo), até próximo de 120º, quando o braço está apontando para os lados, retornando posteriormente à posição original. Já as Figuras 29 e 30 apresentam os gráficos relativos ao movimento do ombro direito e esquerdo, que vão de aproximadamente 10º, quando o braço está em posição anatômica (colado ao corpo), até próximo de 100º, quando o braço está apontando para os lados e retornando à posição original. Foram efetuados três movimentos consecutivos com cada um dos braços e na sequência mais três movimentos com os dois braços ao mesmo tempo.

**Figura 28: Movimento de abdução do ombro direito no plano coronal**

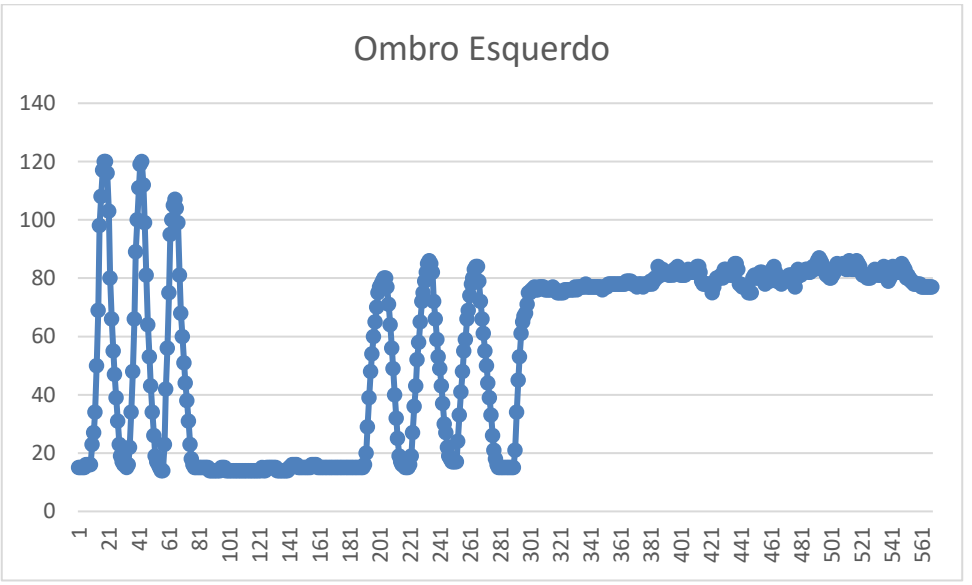


**Figura 29: Movimento de abdução do ombro esquerdo no plano coronal**

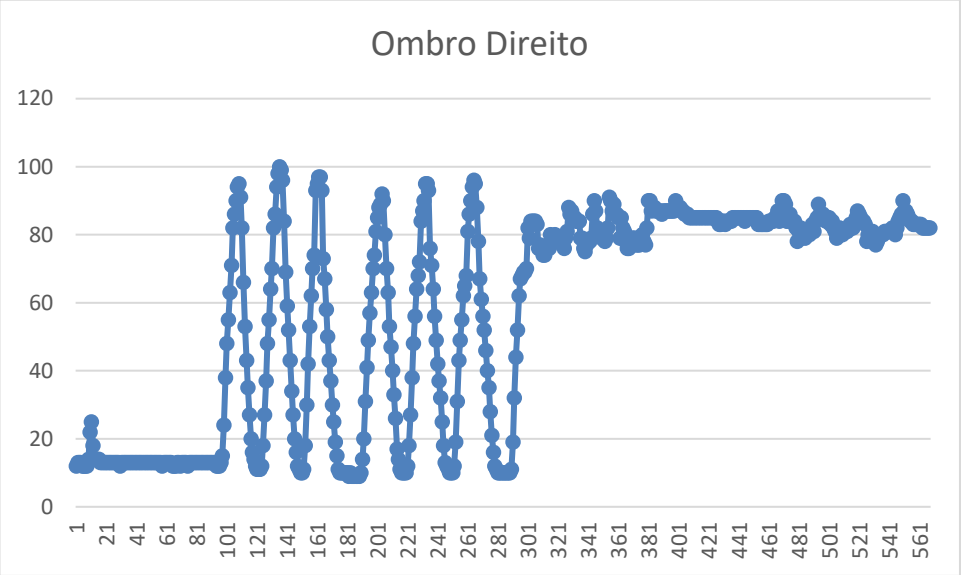


**Figura 30: Movimento de abdução do ombro direito no plano coronal**

Na sequência foram testados movimentos do braço esquerdo esticado com deslocamento do cotovelo, conforme a Figura 31, registrando os ângulos do cotovelo variando de aproximadamente 180º até aproximadamente 50º. A Figura 32 apresenta o gráfico relativo ao movimento do cotovelo direito, que vai de aproximadamente 180º, até próximo de 90º e, a Figura 33, o gráfico relativo ao movimento do cotovelo esquerdo. Foram efetuados três movimentos consecutivos com cada um dos braços direito, seguidos de mais três movimentos simultâneos com os dois braços.

O movimento total apresentou a duração de aproximadamente um minuto e dezoito segundos para ser executado. A variação do movimento do ombro direito capturado pelo sistema foi de uma angulação máxima de 100º e uma angulação mínima de 10º, sendo a variação total do movimento de 100º. A variação do movimento do ombro esquerdo capturado pelo sistema, por sua vez, foi de uma angulação máxima de 120º e uma angulação mínima de 10º, sendo a variação total do movimento de 110º.

A variação do movimento de ambos os cotovelos capturado pelo sistema foi de uma angulação máxima de 180º e uma angulação mínima de 60º, apresentando uma variação total do movimento de 120º.

**Figura 31: braço esticado com movimento do cotovelo no plano coronal**

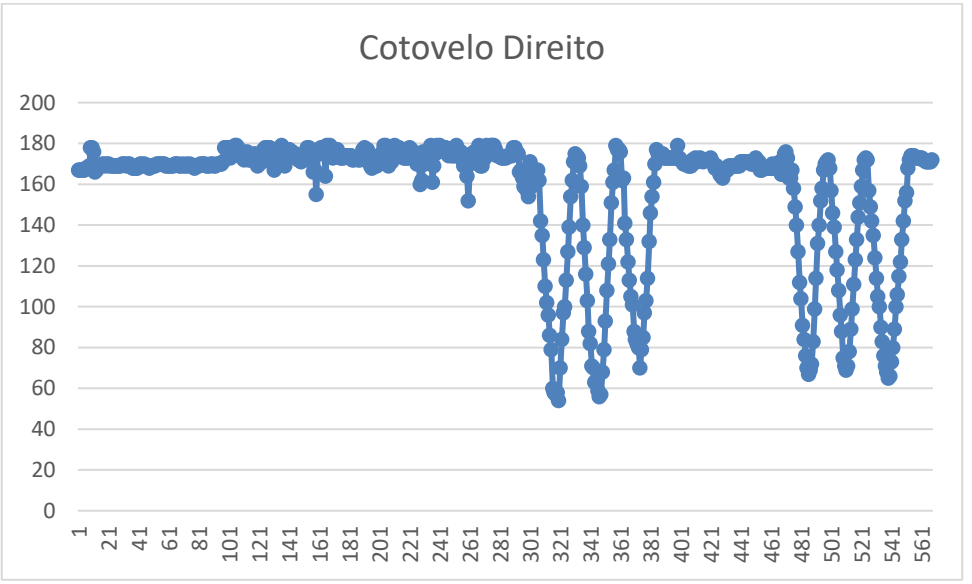


**Figura 32: braço esticado com movimento do cotovelo direito no plano coronal**

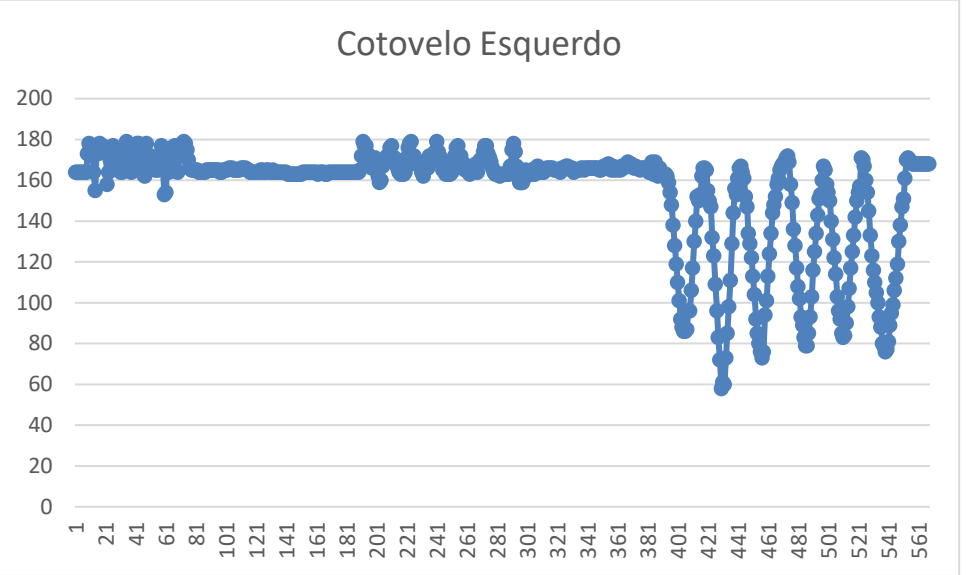


**Figura 33: braço esticado com movimento do cotovelo esquerdo no plano coronal**

Nos movimentos em questão, segundo a validação da equipe multidisciplinar, os valores capturados pelo sensor e os cálculos dos ângulos executados pelo sistema foram próximos do real. A próxima etapa seria a comparação com o padrão ouro desenvolvida em um laboratório de biomecânica.

Na sequência foi realizado um teste em relação aos movimentos do pescoço, no qual a pessoa estando em posição ereta, movimenta a cabeça para a direita e para a esquerda, como exemplificado na Figura 34 e que, apesar de mostrar o movimento bem próximo do real, o sistema não consegue mesurar os ângulos de maneira correta por limitações do dispositivo de captura.

**Figura 34: Movimento coronal do pescoço**

Segundo a validação da equipe multidisciplinar, a variação total do movimento deveria ser em torno de 45º e o sistema mesurou uma variação inferior a 15º, o que torna este tipo de exercício inviável de ser mesurado pelo sistema.

A seguir, iniciou-se um teste com relação aos movimentos do punho, no qual a pessoa estando em posição ereta e os braços esticados para os lados, movimenta as mãos apontando as pontas dos dedos para cima e para baixo, conforme a Figura 35.

**Figura 35: Movimento do punho no plano coronal**

Segundo a validação da equipe multidisciplinar, a variação total do movimento deveria ser em torno de 90º e o sistema mesurou uma variação inferior a 40º, o que torna este tipo de exercício inviável de ser mesurado pelo sistema.

O último teste realizado foi com relação aos movimentos da coluna vertebral, no qual a pessoa, estando em posição ereta, inclina o corpo para a direita e para a esquerda, conforme demonstrado na Figura 36.

**Figura 36: movimento do torso no plano coronal**

Segundo a validação da equipe multidisciplinar, a variação total do movimento deveria ser em torno de 30º e o sistema mesurou uma variação inferior a 15º, o que torna este tipo de exercício também inviável de ser mesurado pelo sistema.

#### 5.3.1.2 Testes no plano sagital

Assim como no item e subitens anteriormente arrolados, com o intuito de melhor descrever os testes realizados no plano sagital, os registros seguintes serão divididos e apresentados em duas partes: membros inferiores e membros superiores.

1. **Membros Inferiores – perna e joelho**

Os testes no plano sagital foram iniciados com os movimentos dos membros inferiores nos quais, o movimento com a perna esticada para a frente, apresentou uma variação total inferior a 45º, quando deveria ser superior a 90º. O teste de movimento de

perna esticada para o lado com movimento do joelho, por sua vez, apresentou valores registrados de ângulos para o joelho idênticos aos do quadril, o que representa uma sobreposição de imagem, ou nuvem de pontos entre as áreas do joelho e do quadril. Desta forma, ambos os exercícios se tornam inviáveis para serem mesurados pelo sistema.

### 2. Membros Superiores – pescoço, pé, braço e cotovelo

Para a realização dos testes com os membros superiores, a princípio, na tela do terapeuta, criou-se um receituário com uma movimentação do pescoço para frente e para trás, conforme a Figura 37. A Figura 38 apresenta o gráfico relativo ao movimento, cujos registros vão de aproximadamente 180º, quando a cabeça está reta, até 140º quando a cabeça está inclinada para frente, e até 160º quando a cabeça está inclinada para trás. Foram efetuados três movimentos para frente e para trás.

O movimento total apresentou uma duração de aproximadamente treze segundos para ser executado.

A variação do movimento do pescoço capturado pelo sistema foi de uma angulação máxima de 180º e uma angulação mínima de 140º. A variação total do movimento foi de 40º.

**Figura 37: movimentação do pescoço para frente e para trás no plano sagital**

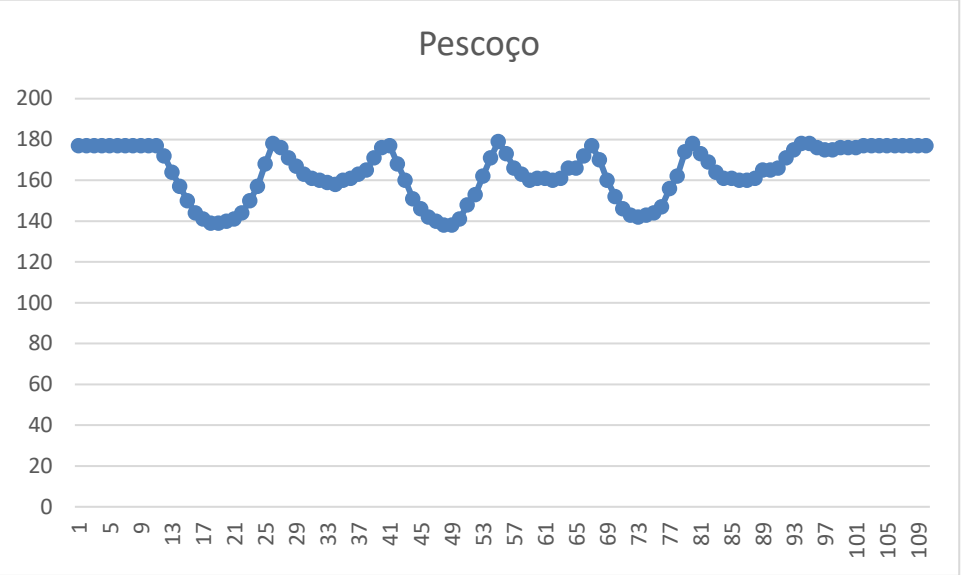


**Figura 38: movimentação do pescoço para frente e para trás no plano sagital**

Na execução do referido movimento, segundo a validação da equipe multidisciplinar, os valores capturados pelo sensor e os cálculos dos ângulos executados pelo sistema foram próximos do real. A próxima etapa, segundo a equipe, seria a comparação com o padrão ouro desenvolvida em um laboratório de biomecânica.

O teste seguinte foi com relação aos movimentos dos pés, no qual a pessoa estando com a perna esticada para a frente, movimenta o pé para cima e para baixo.

Segundo a validação da equipe multidisciplinar, o movimento em questão inicia seus registros com uma angulação de 180º quando deveria ser de 90º, o que torna este tipo de exercício inviável de ser mesurado pelo sistema.

Ainda com foco no plano sagital, passou-se então para a realização dos testes dos braços e cotovelos, nos quais observou-se, tanto no movimento de braço esticado para a frente quanto no movimento de braço esticado com movimento de cotovelo, ocorreram sobreposições de imagem, ou nuvem de pontos entre as áreas do cotovelo e do ombro. Desta forma, ambos os exercícios se tornam inviáveis de serem mesurados pelo sistema.

O último teste realizado, com foco no plano sagital, foi o de flexão do tronco, no qual a pessoa em posição ereta inclina o tronco para a frente e para trás, no qual foi observada uma variação de 180º quando está ereto até 130º quando inclinado para frente, e 170º quando inclinado para trás, conforme a Figura 39. A Figura 40 mostra o gráfico relativo ao movimento.

O movimento total apresentou uma duração de aproximadamente treze segundos para ser executado. A variação do movimento do torso capturado pelo sistema foi de uma angulação máxima de 180º e uma angulação mínima de 130º. A variação total do movimento foi de 50º.

**Figura 39: movimento de flexão do tronco**

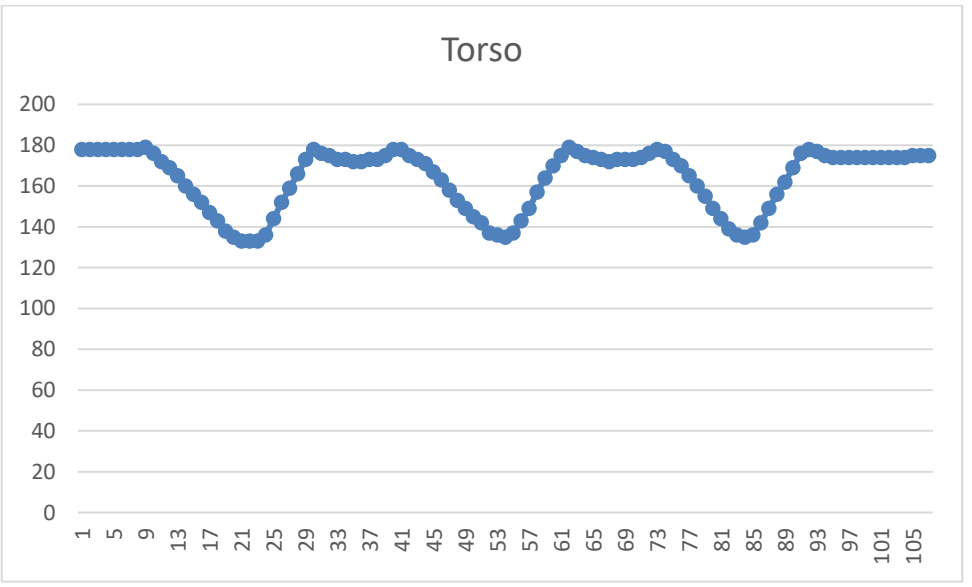


**Figura 40: movimentação do torso no plano sagital**

No movimento relatado anteriormente, segundo a validação da equipe multidisciplinar, os valores capturados pelo sensor e os cálculos dos ângulos executados pelo sistema foram próximos do real. A próxima etapa seria a comparação com o padrão ouro desenvolvida em um laboratório de biomecânica.

#### 5.3.1.3 Testes no plano Transversal

Para os registros dos testes efetuados com relação ao plano transversal, assim como nos itens e subitens anteriormente arrolados, com o intuito de possibilitar uma melhor descrição dos testes realizados e seus resultados, os registros seguintes serão divididos e apresentados em duas partes: membros inferiores e membros superiores.

1. **Membros Inferiores – pé**

Os testes no plano transversal tiveram início com a observação dos membros inferiores, mais precisamente, com os pés, teste para o qual, na tela do terapeuta, foi elaborado um receituário com uma movimentação do pé denominada rotação da perna lateral, conforme a Figura 41. As Figuras 42 e 43 apresentam, respectivamente, o gráfico relativo ao movimento do pé direito e, ao movimento do pé esquerdo, no qual a pessoa com a perna ligeiramente levantada, executa um movimento rotacional com o pé para fora e para dentro do corpo, fazendo com que o ângulo do tornozelo vá de aproximadamente 100º, com o pé reto, até 160º quando o pé está totalmente girado para fora. Foram efetuados três para movimentos consecutivos para fora e para dentro com cada um dos pés.

O movimento total apresentou uma duração de aproximadamente dezessete segundos para ser executado. A variação do movimento de ambos os pés capturada pelo sistema foi de uma angulação máxima de 170º e uma angulação mínima de 90º. A variação total do movimento foi de 60º.

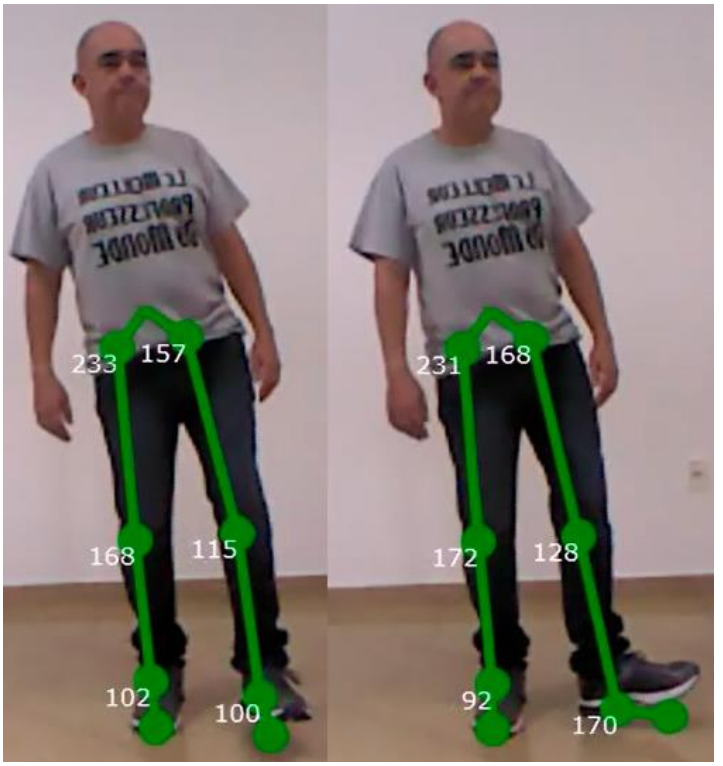


**Figura 41: movimentação do pé - rotação da perna lateral**

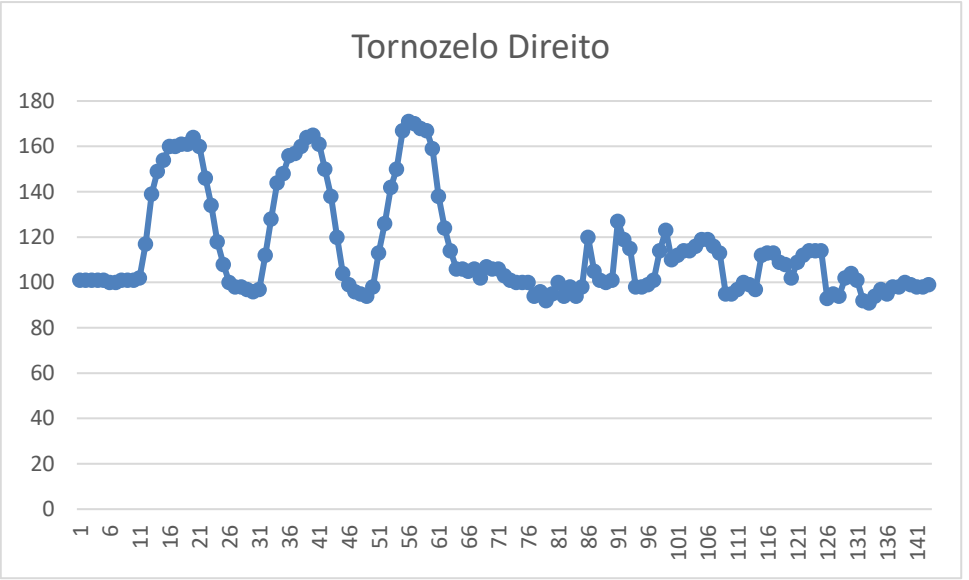


**Figura 42: rotação da perna lateral direita**

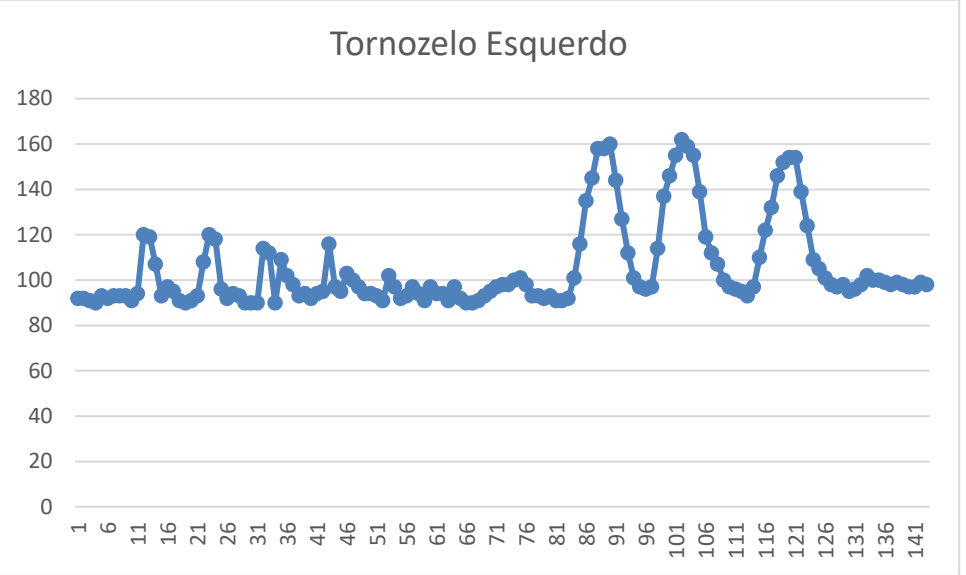


**Figura 43: rotação da perna lateral esquerda**

Nos referidos movimentos, segundo a validação da equipe multidisciplinar, os valores capturados pelo sensor e os cálculos dos ângulos executados pelo sistema foram próximos do real. A próxima etapa seria a comparação com o padrão ouro desenvolvida em um laboratório de biomecânica.

### 2. Membros Superiores – pescoço, braço e cotovelo

Na sequência dos testes, quando da realização do teste relacionado ao movimento transversal do pescoço, no qual a pessoa, estando em posição ereta, gira a cabeça para a direita e para a esquerda, a validação da equipe multidisciplinar, constatou-se a ocorrência de um registro impreciso, demonstrando uma tendência ascendente no comportamento do gráfico que não corresponde ao movimento em si, o que torna este tipo de exercício inviável de ser mesurado pelo sistema.

Para o teste seguinte, elaborou-se um receituário com um movimento de braço esticado, conforme a Figura 44, no qual a pessoa estando com os braços abertos a 90º em relação ao tronco, leva o braço para frente e depois para trás. A Figura 45 mostra o gráfico relativo ao movimento do braço direito, no qual o ângulo do ombro vai de aproximadamente 180º, quando o braço está aberto, até próximo de 90º, quando o braço está apontando para a frente do corpo e retornando à posição original.

A Figura 46, por sua vez, apresenta o gráfico relativo ao movimento do braço esquerdo. Foram realizados três movimentos consecutivos com cada um dos braços e, posteriormente, mais três movimentos simultâneos com os dois braços.

**Figura 44: movimento de braço esticado plano transversal**

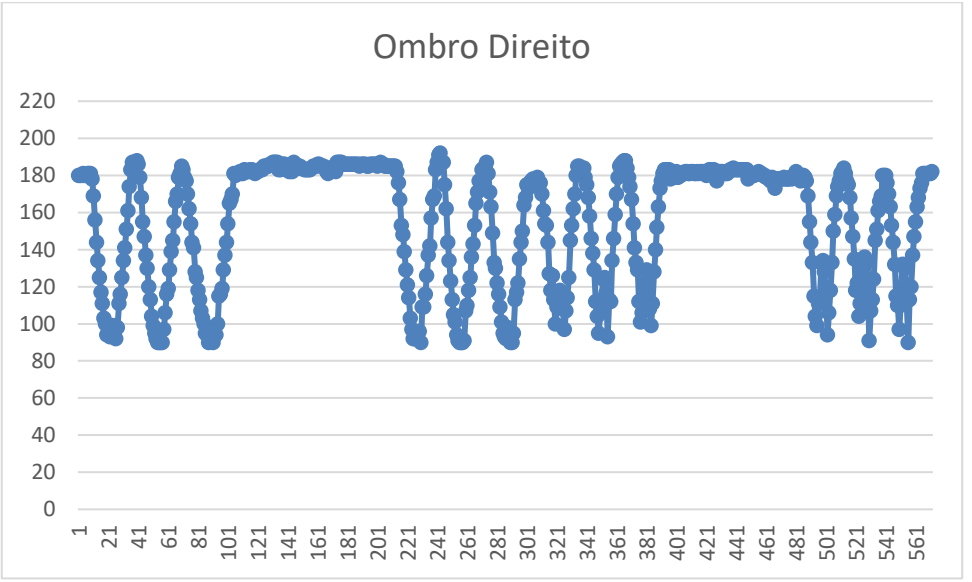


**Figura 45: movimento de braço direito esticado no plano transversal**

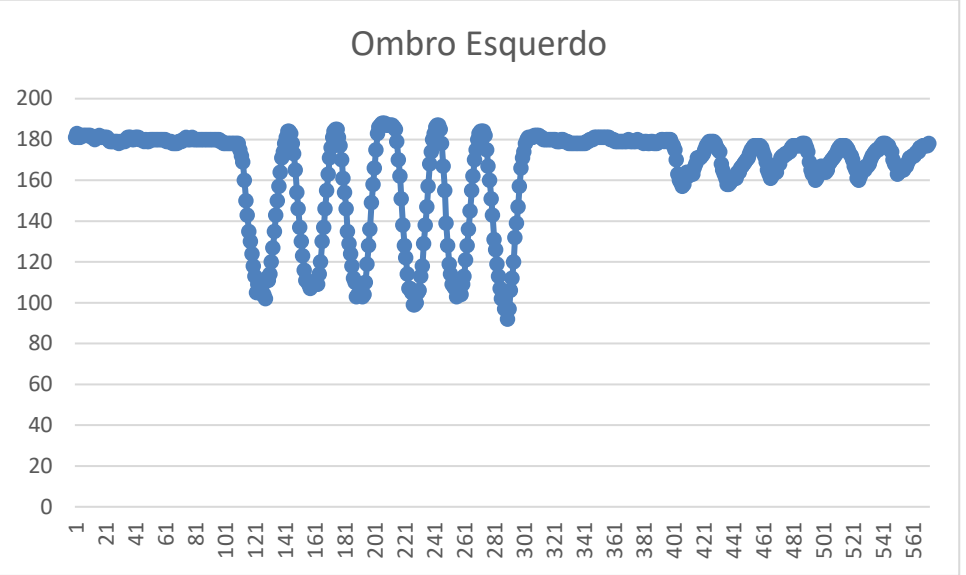


**Figura 46: movimento de braço esquerdo esticado no plano transversal**

Nos movimentos relatados, segundo a validação da equipe multidisciplinar, os valores capturados pelo sensor e os cálculos dos ângulos executados pelo sistema foram próximos do real. A próxima etapa, segundo a equipe, seria a comparação com o padrão ouro desenvolvida em um laboratório de biomecânica.

Após a realização dos testes com o braço esticado com movimento do cotovelo, no qual a pessoa estando com os braços abertos a 90º em relação ao tronco, leva o antebraço para frente e depois para trás, foi observado pela equipe multidisciplinar que, o movimento em questão foi identificado pelo sistema, porém com sobreposição de imagem, ou nuvem de pontos entre as áreas do cotovelo e do ombro, o que torna este tipo de exercício inviável de ser executado.

O movimento total apresentou uma duração de aproximadamente um minuto e onze segundos para ser executado.

#### 5.3.1.4 Discussão sobre os testes para validar os cálculos dos ângulos

Para melhor interpretar e compreender os resultados apresentados, capacitando assim a equipe de desenvolvimento do presente projeto na sequência dos trabalhos, os dados coletados fomentaram análises e discussões cujos registros encontram-se dispostos a seguir.

Com base nos testes anteriormente relatados, foi possível identificar que a maioria dos testes executados no plano coronal atingiram resultados próximos do esperado, tanto nos exercícios com os membros superiores, quanto nos exercícios com os membros inferiores. Nos movimentos que utilizam o pescoço, punhos e torso, por sua vez, os resultados foram imprecisos, o que impossibilita o registro da sua execução com qualidade.

Nos resultados apresentados nos testes do plano sagital, porém, observou-se que, a maioria dos exercícios apresentaram sobreposição de imagem, o que impossibilitou a medição dos ângulos com precisão, e que, apenas os exercícios com movimentação do pescoço e do torso que obtiveram uma medição correta.

No tocante ao plano transversal alcançou-se qualidade na medição apenas nos exercícios utilizando o braço esticado e os movimentos com os pés, sendo que os demais exercícios não apresentaram precisão nos cálculos.

Uma alternativa para melhorar as medições, principalmente dos exercícios executados nos planos sagital e transversal, seria a utilização de um segundo equipamento de captura de imagens, com o intuito de sanar os problemas de oclusão de pontos.

A Tabela 5 registra uma síntese dos resultados apresentados nos testes executados e os comentários da equipe multidisciplinar a eles relacionados.

**Tabela 5: Resultados dos testes para validar os cálculos dos ângulos**

| Movimento | Síntese dos comentários |
|---|---|
| **Coronal** | |
| **Inferior** | |
| Perna esticada para o lado | Funcionamento dentro do esperado, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| Perna esticada para o lado com movimento do joelho | Funcionamento dentro do esperado, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| **Superior** | |
| Braço esticado para o lado | Funcionamento dentro do esperado, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| Braço esticado com movimento no cotovelo | Funcionamento dentro do esperado, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| Pescoço | Movimento identificado, mas impreciso. O movimento do pescoço é superior à 45 graus. O sistema registra uma variação inferior à 15 graus. |
| Punho | Movimento não identificado. O movimento do punho é superior à 90 graus. O sistema registra uma variação inferior à 40 graus. |
| Torso | Movimento identificado, mas impreciso. O movimento do torso é superior à 30 graus. O sistema registra uma variação inferior à 15 graus. |
| **Sagital** | |
| **Inferior** | |
| Perna esticada para frente | O movimento da perna é superior à 90 graus. O sistema registra uma variação inferior à 45 graus. |
| Perna esticada com movimento do joelho | O sistema registra para os joelhos os mesmos valores do quadril (há sobreposição de imagem "nuvem de pontos" entre as áreas do joelho e do quadril). Necessidade de dispositivo adicional. |
| **Superior** | |
| Pescoço | Funcionamento dentro do esperado, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| Pé | O movimento do tornozelo é inicialmente registrado como 180 graus, sendo que o correto seria 90 graus. |
| Braço esticado para frente | Movimento identificado, mas há sobreposição de imagem "nuvem de pontos" entre as áreas do cotovelo e do ombro. Necessidade de dispositivo adicional. |
| Braço esticado com movimento de cotovelo | Movimento não identificado, há sobreposição de imagem "nuvem de pontos" entre as áreas do cotovelo e do ombro. Necessidade de dispositivo adicional. |
| Torso | O movimento de flexão do tronco é identificado nos dados que foram gerados. Próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| **Transversal** | |
| **Inferior** | |
| Pé (rotação da perna lateral) | Funcionamento dentro do esperado, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica). |
| **Superior** | |
| Pescoço | Registro impreciso, há uma tendência ascendente no comportamento do gráfico que não corresponde ao movimento em si. |
| Braço esticado | Funcionamento dentro do esperado, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| Braço esticado com movimento do cotovelo | Movimento identificado, mas há sobreposição de imagem "nuvem de pontos" entre as áreas do cotovelo e do ombro. Necessidade de dispositivo adicional. |

### 5.3.2 Testes para validar a comparação entre o receituário e os exercícios executados pelos pacientes

Na continuidade dos testes do sistema alvo desta pesquisa, foram efetuadas baterias de testes para a validação da rotina de comparação entre o receituário gravado pelo terapeuta e a execução dos exercícios feitos pelos pacientes. Para tal, nas sessões de terapia executados pelo sistema, foram executados três testes idealizados e supervisionados por uma equipe multidisciplinar, um em cada plano, ou seja, um teste com movimentos no plano coronal, um teste com movimentos no plano sagital e um teste com movimentos no plano transversal. Para cada plano foi criado, pela equipe multidisciplinar um receituário do movimento na tela do terapeuta, na sequência, um voluntário saudável realizou as tentativas de repetição, dentro do limiar de acertos. Após o desenvolvimento dos testes, os resultados obtidos foram submetidos à equipe multidisciplinar para conferência e validação.

Os testes em questão foram aplicados em pessoas saudáveis somente para validar se o sistema estaria capturando as coordenadas, calculando os valores dos ângulos e da ADM e executando a comparação entre os movimentos feitos pelo paciente com o receituário previamente gravado pelo terapeuta de maneira correta. Pretende-se a realização de testes, em pessoas com problemas motores, em trabalhos futuros.

A seguir, a descrição dos referidos testes.

#### 5.3.2.1 Testes no plano coronal

Para dar início aos testes no plano coronal, na tela do terapeuta, criou-se um receituário com um movimento de abdução do ombro direito, conforme a Figura 47. A Figura 48 apresenta o gráfico relativo ao movimento de abdução da articulação do ombro que vai de aproximadamente 20º, quando o braço está em posição anatômica (colado ao corpo), até próximo de 180º, quando o braço está esticado ou apontando para o alto e retornando à posição original.

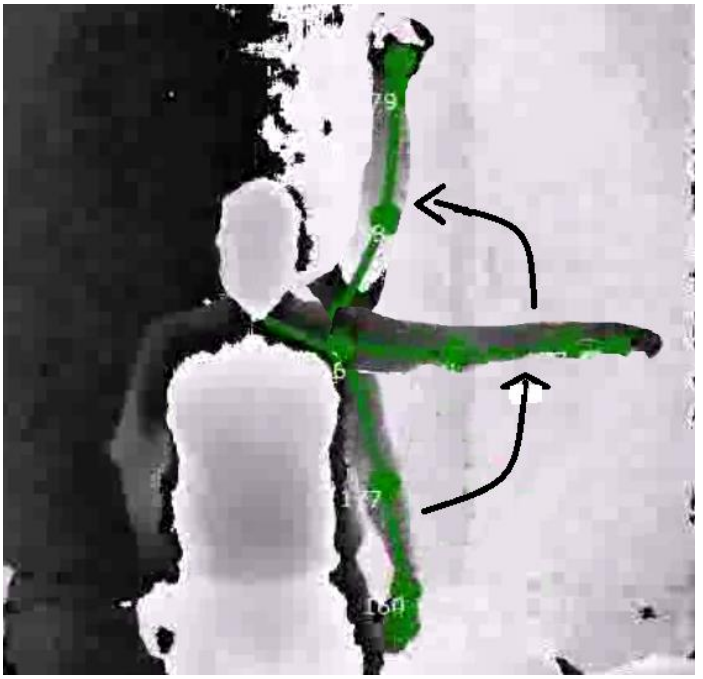

**Figura 47: movimento de abdução do ombro direito no plano coronal**

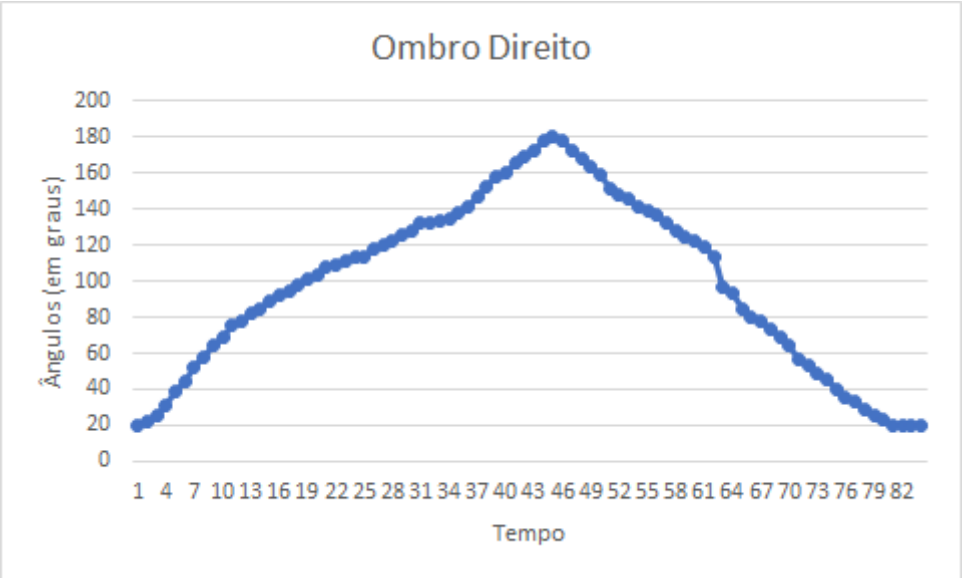


**Figura 48: movimento de abdução do ombro direito no plano coronal (Receituário)**

O movimento total apresentou uma duração de aproximadamente treze segundos para ser executado.

As Tabelas 6 e 7 registram, respectivamente, a variação total do movimento capturado pelo sistema, e uma amostra dos ângulos capturados.

**Tabela 6: Dados da variação total do receituário**

| | Ombro Direito |
|---|---|
| Angulação Máxima | 180º |
| Angulação Mínima | 20º |
| Variação da Amplitude do Movimento | 160º |

**Tabela 7: Dados do receituário**

| ID - Plano transversal | Tempo | Ombro Direito |
|---|---|---|
| 1 | 20:19:36 | 160º |
| 2 | 20:19:37 | 166º |
| 3 | 20:19:37 | 169º |
| 4 | 20:19:37 | 173º |
| 5 | 20:19:37 | 178º |
| 6 | 20:19:37 | 180º |
| 7 | 20:19:37 | 178º |
| 8 | 20:19:37 | 173º |
| 9 | 20:19:37 | 168º |
| 10 | 20:19:38 | 164º |

Com o receituário criado no plano coronal, uma pessoa saudável realizou uma sessão de teste. Os resultados foram comparados com o receituário e foi verificado que a rotina de cálculo está funcionando corretamente.

Na sessão do paciente, o sistema foi configurado para que ele fizesse duas repetições corretas deste movimento com um limiar de acerto de 70%. A Tabela 8 registra os dados da execução desta sessão. Na primeira tentativa, o voluntário não atingiu o limiar definido, ocasionando erro. O mesmo aconteceu na segunda e na terceira tentativa, possivelmente nestas três primeiras tentativas, o voluntário estaria se ambientando com o

sistema e com os movimentos. Nas duas últimas tentativas, quando o voluntário já se encontrava ambientado com o sistema, ele conseguiu repetir os movimentos bem próximos do receituário, conseguindo completar o exercício. Sendo assim, o voluntário executou no total seis movimentos, quatro movimentos incorretos e dois movimentos corretos, conforme a Tabela 8 e a Figura 49.

**Tabela 8: Dados das quatro tentativas do voluntário**

| | Sessão 1 | |
|---|---|---|
| Tentativa | Limiar | |
| 1 | 66,26% | Erro |
| 2 | 51,80% | Erro |
| 3 | 42,16% | Erro |
| 4 | 56,26% | Erro |
| 5 | 94,33% | Acerto |
| 6 | 99,90% | Acerto |

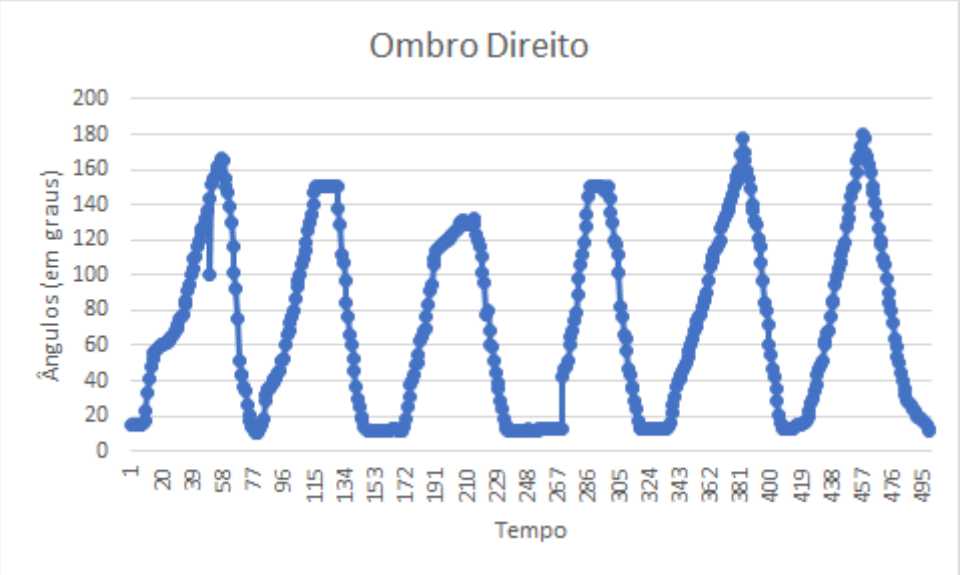


**Figura 49: movimento de abdução do ombro direito no plano coronal (Paciente)**

### 5.3.2.2 Testes no plano sagital

Em continuidade aos trabalhos, outro teste foi executado, agora com foco no movimento do torso no eixo sagital, atividade na qual a pessoa, com o tronco ereto, inclina o corpo para frente e executa o movimenta de volta conforme ilustrado pela Figura 50.

**Figura 50: Movimento do torso no eixo sagital**

Neste caso o sistema capturou sete segundos de movimento e os ângulos da junta denominada torso ou coluna vertebral (*spine*) variaram de 180º até 128º e de volta para 180º, conforme registrado na Tabela 9 e Figura 51.

**Tabela 9: Dados do movimento do torso no plano sagital**

| ID-Sagital | Tempo | Torso (Coluna Vertebral) |
|---|---|---|
| 1 | 19:17:04 | 180 |
| 2 | 19:17:04 | 179 |
| 3 | 19:17:04 | 178 |
| ... | ... | ... |
| 51 | 19:17:11 | 180 |

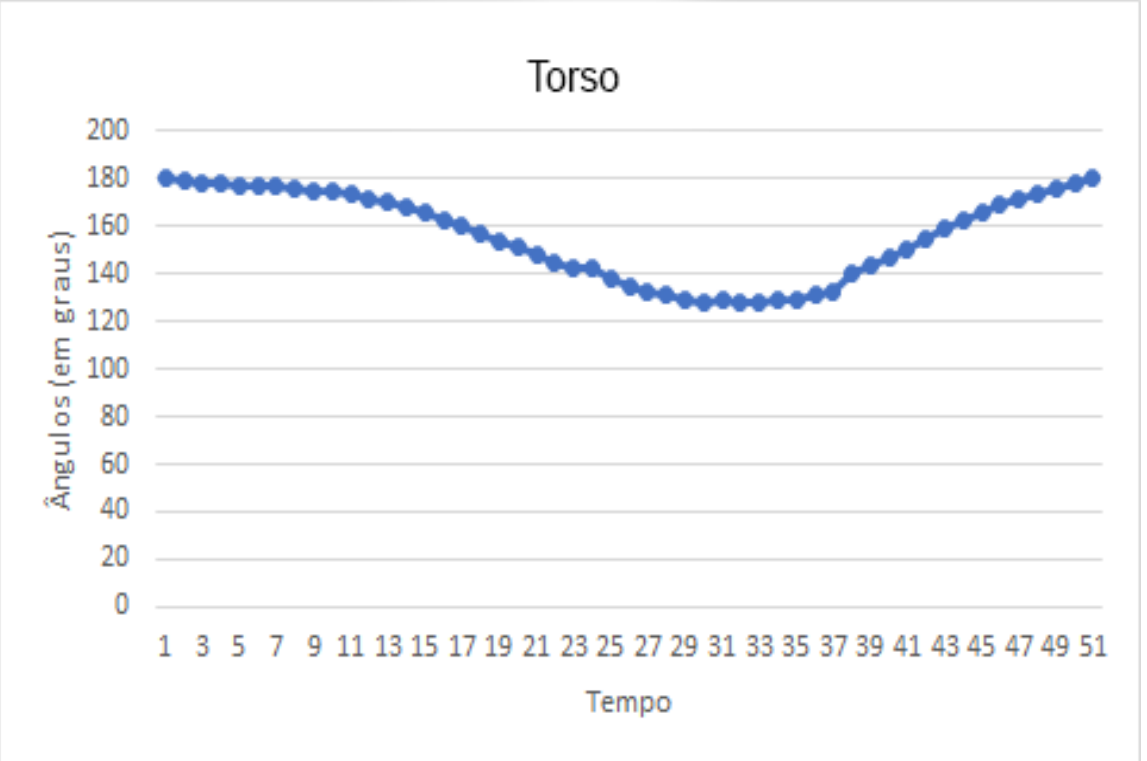


**Figura 51: movimento do torso no eixo sagital**

Novamente com o receituário criado no plano sagital, uma pessoa saudável realizou uma sessão de teste. Os resultados foram comparados com o receituário, verificando-se que a rotina de cálculo está funcionando corretamente.

Na sessão do paciente, o sistema foi configurado para que o voluntário realizasse duas repetições corretas deste movimento com um limiar de acerto de 70%. O voluntário conseguiu atingir o limiar de acertos nas duas primeiras tentativas, desta forma, bastaram estas duas tentativas para ele completar o exercício, conforme registram as Tabela 10 e a Figura 52.

**Tabela 10: Dados das tentativas do voluntário**

| Tentativa | Sessão 1 | |
|---|---|---|
| | Limiar | |
| 1 | 100% | Acerto |
| 2 | 100% | Acerto |

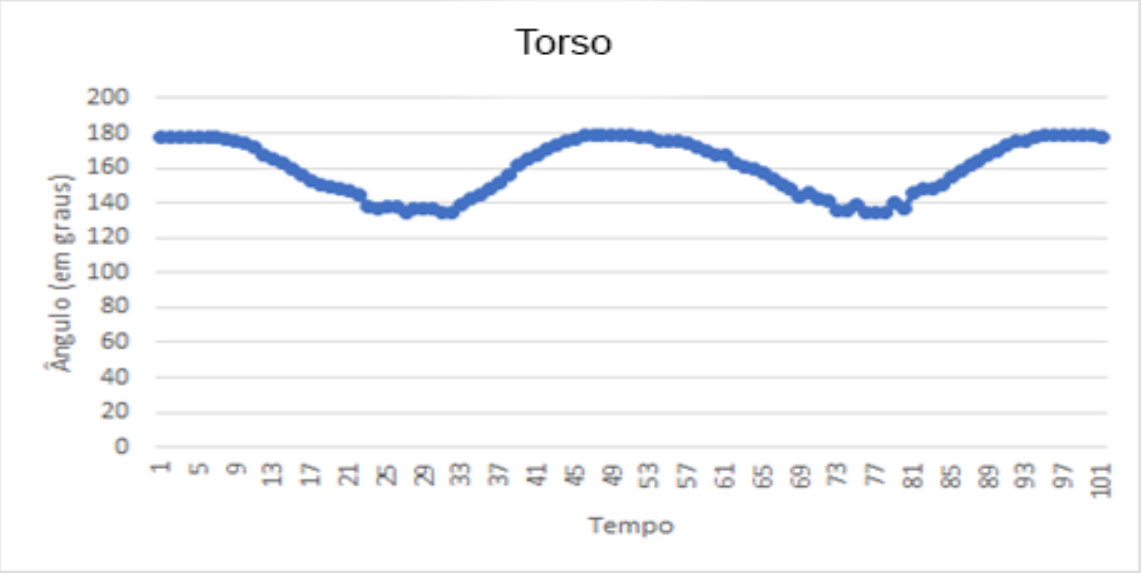


**Figura 52: Movimento do torso no plano sagital (Paciente)**

### 5.3.2.3 Testes no plano Transversal

O último teste executado, agora no plano transversal, foi com a proposição de um movimento do ombro direito no eixo transversal, no qual a pessoa, estando com o braço direito esticado para o lado, a aproximadamente 90º do tronco, movimenta este braço para frente e para trás, conforme ilustrado pela Figura 53.

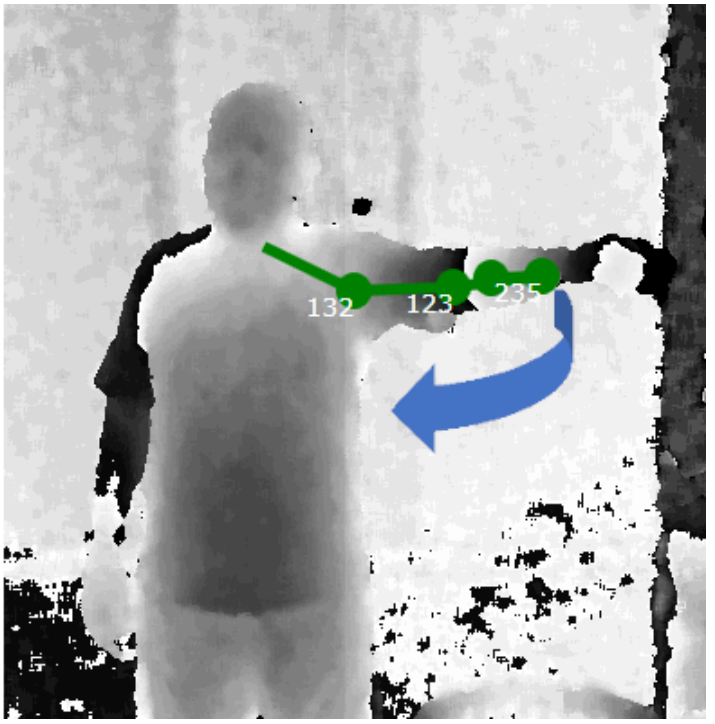


**Figura 53: Movimento do ombro no eixo transversal**

Neste caso o sistema capturou os sete segundos de movimento e os ângulos do ombro variaram de 180º até 111º e de volta para 180º, conforme registrado nas Tabela 11 e Figura 54.

**Tabela 11: Dados do movimento do ombro no eixo transversal**

| ID-Transversal | Tempo | Ombro |
|---|---|---|
| 1 | 20:09:28 | 180 |
| 2 | 20:09:28 | 178 |
| 3 | 20:09:28 | 177 |
| ... | ... | ... |
| 48 | 20:09:35 | 180 |

**Figura 54: movimento do ombro no eixo transversal**

Novamente, com o receituário criado no plano transversal, uma pessoa saudável realizou uma sessão de teste. Os resultados foram comparados com o receituário e verificou-se que a rotina de cálculo está funcionando corretamente.

Na sessão do paciente, o sistema foi configurado para que o voluntário efetuasse duas repetições corretas deste movimento com um limiar de acerto de 70%. Na primeira tentativa, o voluntário não conseguiu atingir o limiar de acertos, já nas duas próximas tentativas ele conseguiu atingir, finalizando, desta forma, o exercício, conforme registrado nas Tabela 12 e Figura 55.

**Tabela 12: Dados das quatro tentativas do paciente**

| Tentativa | Sessão 1 | |
|---|---|---|
| | Limiar | |
| 1 | 68,08% | Erro |
| 2 | 87,23% | Acerto |
| 3 | 100% | Acerto |

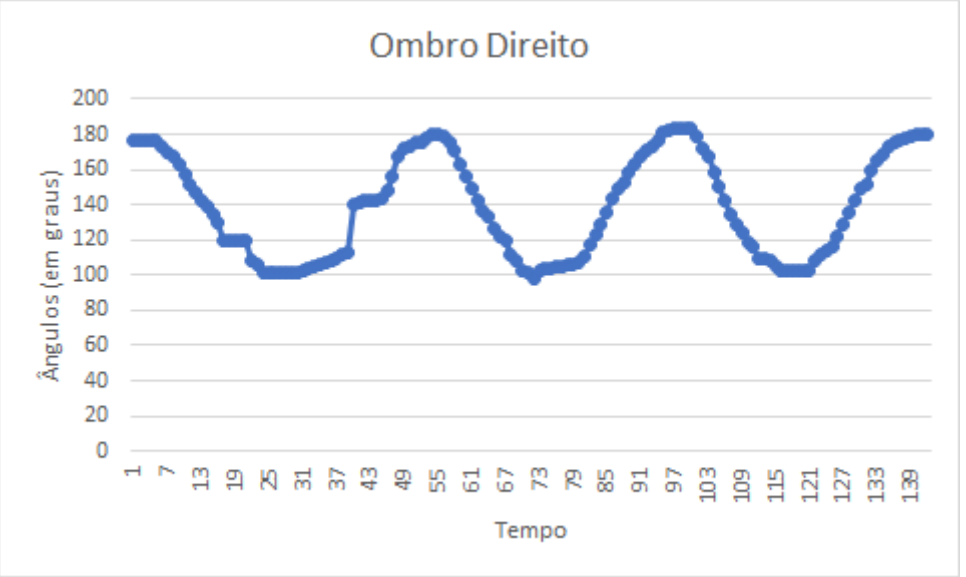


**Figura 55: Movimento do ombro no plano transversal (Paciente)**

### 5.3.2.4 Discussão dos Testes para validar a comparação entre o receituário e os exercícios executados pelos voluntários

Assim como realizado em etapa anterior, para melhor interpretar e compreender os resultados apresentados, e subsidiar a equipe de desenvolvimento do presente projeto na sequência dos trabalhos, os dados coletados pelos testes para validação da comparação entre o receituário e os exercícios executados pelos voluntários, fomentaram análises e discussões cujos registros encontram-se dispostos a seguir.

Com base nos testes realizados, foi possível identificar que, no teste executado no plano coronal, um modelo de movimento de abdução do ombro direito desenvolvido pelo terapeuta em sua interface foi executado com sucesso na tela do paciente, atingindo o limiar de acertos, que era de 70%. Foram executados seis movimentos, sendo quatro movimentos incorretos e dois movimentos corretos.

Para o teste do plano sagital, foi desenvolvido pelo terapeuta um modelo de movimento do torso e na tela do paciente este modelo de exercício foi executado com sucesso, atingindo o limiar de acertos, que era de 70%. Foram executados dois movimentos, estando estes dois movimentos corretos.

Em relação ao plano transversal, foi desenvolvido pelo terapeuta um modelo de movimento de ombro e na tela do paciente este modelo de exercício foi executado com

sucesso, atingindo o limiar de acertos, que era de 70%. Foram executados três movimentos, sendo um movimento incorreto e dois movimentos corretos.

A Tabela 13 registra uma síntese dos resultados apresentados nos testes executados e comentários da equipe multidisciplinar eles relacionados.

**Tabela 13: Resultados dos testes para validar a comparação do receituário com os exercícios executados pelos voluntários**

| **Movimento** | **Síntese dos comentários** |
|---|---|
| **Plano Coronal** | |
| Abdução do ombro | Funcionamento ok, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| **Plano Sagital** | |
| Movimento do torso | Funcionamento ok, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |
| **Plano Transversal** | |
| Movimento do ombro | Funcionamento ok, próximo passo é a comparação com o padrão ouro (laboratório de biomecânica) |

Contrastando os dados analisados e relatados na presente dissertação com o embasamento teórico anteriormente apresentado, foram registradas algumas considerações e propostas de ações que hora serão apresentadas.

# 6. Conclusões e Trabalhos Futuros

A expectativa de vida das pessoas, é cada vez maior e a quantidade delas que apresentam problemas de saúde com desenvolvimento de restrições motores também tende a aumentar. Baseado nisso, devemos assumir novos olhares em relação à reabilitação, com o intuito de possibilitar uma melhoria na qualidade de vida dos indivíduos em questão.

Para facilitar este processo de recuperação, auxiliando assim a reabilitação motora de pacientes em geral, esta dissertação desenvolveu uma solução que envolvesse o rastreamento dos membros superiores e inferiores de pacientes, utilizando equipamentos de baixo custo e de fácil aquisição.

O sistema cujo desenvolvimento, proposta e implementação foram objeto deste trabalho, permite ao terapeuta a elaboração de um receituário de atividades a serem desenvolvidas pelo paciente, que será estimulado a executar os movimentos propostos com a maior precisão possível. Estes movimentos tem seus dados registrados em tempo real com a execução, proporcionando assim material de acompanhamento ao terapeuta na continuidade do tratamento.

No decorrer do processo de desenvolvimento e testes para a validação do sistema em questão foram observadas algumas situações e resultados expostos a seguir.

Nas rotinas de captura das posições do esqueleto pelo *Kinect*, a conversão das coordenadas X, Y e Z das juntas capturadas e o cálculo dos ângulos de cada junta podem ser adquiridas nos três planos: coronal, sagital e transversal, entretanto apenas os valores apresentados para o plano coronal apresentam maior precisão.

Durante o desenvolvimento dos testes para a validação dos cálculos da ADM e dos ângulos dos membros, foram identificados alguns movimentos cuja captura se encontrava correta e alguns que não obtiveram a mesma correção.

A maioria dos testes executados no plano coronal funcionaram satisfatoriamente, porém durante os testes com os movimentos nos planos sagital e transversal ocorreram alguns problemas, o que impossibilita a utilização dos referidos movimentos neste sistema no formato no qual ele se encontra atualmente.

Verificou-se também, durante os testes para validação da rotina de comparação entre receituário criado pelo terapeuta e as sessões executadas pelos voluntários, que os movimentos no eixo coronal foram capturados com valores próximos do real, sendo a referida rotina testada e validada, visto que, uma sessão de exercício realizada pelo voluntário, foi comparado com o receituário desenvolvido, e a quantidade de acertos e erros que ocorreram, em cada sessão, foi calculada de maneira correta pelo sistema.

No tocante ao eixo sagital, os testes demonstraram valores próximos dos corretos, mas com pequenas variações e, em alguns momentos, ocorreram obstruções de uma junta sobre outra, ocasionando perdas de dados. Na comparação entre o receituário e os exercícios desenvolvidos pelo voluntário, apesar dos problemas de oclusão, o limiar de acertos foi atingido já nas duas primeiras tentativas.

Por fim, com relação ao eixo transversal, os testes verificaram novamente valores próximos dos corretos, mas com pequenas variações e em alguns momentos ocorreram obstruções de uma junta sobre outra, ocasionando perdas de dados. No eixo em questão, o voluntário também desenvolveu uma sessão de exercícios seguindo o receituário proposto e, apesar dos problemas de oclusão, novamente o limiar de acertos foi atingido, desta vez em três tentativas.

Os testes nos permitiram concluir que a rotina de cálculo dos ângulos, gravação dos dados, gravação dos vídeos e comparação entre receituário e os exercícios desenvolvidos pelo voluntário, tanto na interface do terapeuta quanto na interface do paciente, encontram-se funcionando corretamente. As rotinas de captura das posições feita pelo *Kinect*, por sua vez, apresentaram alguns problemas de oclusão quando juntas foram sobrepostas. Como uma possível solução para estes problemas, pode-se propor o uso simultâneo de mais de um dispositivo de captura de movimentos, o que pode encarecer um pouco o projeto, mas não a ponto de torna-lo inviável.

Vale lembrar que os testes foram realizados em um número pequeno de pessoas e nenhuma delas tinha dificuldades motoras, ou seja, eram pessoas saudáveis e que não apresentavam nenhum tipo de limitação de movimentos, sendo então a principal finalidade dos testes relatados, a validação do sistema, em um trabalho conjunto com a equipe multidisciplinar.

As conclusões anteriormente apresentadas permitem afirmar que este sistema é uma alternativa de baixo custo, sendo viável para ser utilizado em pequenas clínicas de reabilitação, com poucas condições de investimento em equipamentos mais caros, bem como para uso doméstico pelos pacientes, e que o referido sistema incentiva o paciente a desenvolver e se manter no tratamento, uma vez que torna a rotina de reabilitação mais prática e prazerosa.

Os trabalhos desenvolvidos e relatados nesta dissertação apresentam diversas possibilidades que permitem a abertura de portas para trabalhos futuros, como os relatados a seguir.

Em continuidade ao presente projeto, como trabalhos futuros, planeja-se, a princípio, a comparação dos resultados obtidos no sistema com o padrão ouro em laboratório de biomecânica, aumentar os testes com pacientes saudáveis e executar testes clínicos em pacientes em colaboração com clínicas e centros de reabilitação, ampliando assim os dados já obtidos e possibilitando o aperfeiçoamento do sistema para a obtenção de dados com maior precisão.

Pretende-se, também desenvolver análises de usabilidade da interface do sistema com relação às técnicas de IHC, para validar se a mesma está satisfatória nas questões de usabilidade com relação aos usuários deste sistema.

A pretensão seguinte seria a de salvar as informações dos receituários e das sessões desenvolvidas pelos pacientes em bancos de dados na nuvem, para centralizar as informações vindas de diversos locais que estejam utilizando o sistema e permitir a comparação de metodologias utilizadas e resultados obtidos. Deve-se planejar também a implementação de segurança neste banco de dados e segurança de acesso ao sistema.

Outra ideia seria o desenvolvimento de rotinas que permitam o acesso à tele reabilitação, principalmente agora, que estamos enfrentando uma Pandemia e as pessoas estão aconselhadas a não saírem de casa, ou em casos onde o paciente tem dificuldades de locomoção por problemas motores, entre outros casos. Desta forma, o terapeuta pode desenvolver os receituários para seus pacientes e o paciente desenvolve estas rotinas de exercícios na sua casa, sem precisar se deslocar para as clínicas, facilitando sua reabilitação. A princípio este processo seria desenvolvido com comunicação assíncrona,

mas podendo posteriormente passar para comunicação síncrona e até o desenvolvimento de uma aplicação para celular e Smart TVs.

Ainda em relação às informações, deve-se implementar rotinas para consulta aos dados gerados no sistema dentro do próprio sistema, gerando relatórios e gráficos comparativos das sessões feitas pelos pacientes para facilitar a leitura destes dados pelos terapeutas.

A respeito dos problemas de oclusão de juntas observados, é possível o desenvolvimento, em trabalhos futuros, de testes utilizando dois dispositivos de reconhecimento de gestos ou ainda migrar o sistema para o *Kinect Azure* e executar testes para verificar a solução ou não dos referidos problemas.

Por meio da análise proposta, realizada e apresentada neste trabalho, os objetivos pretendidos por esta pesquisa foram atingidos e os estudos apresentados podem vir a contribuir com o trabalho dos profissionais tanto da área da tecnologia, quanto da área da saúde, e principalmente, com a sociedade como um todo, uma vez que buscou desenvolver ações que intencionam a melhoria da qualidade de vida dos seres humanos.

## Referências


Audi, M. *et al.*, 2018. Realidade virtual como ferramenta para reabilitação: estudo de caso. Revista Educação Especial, Santa Maria, p. 153-166. ISSN 1984-686X. Disponível em: <https://periodicos.ufsm.br/educacaoespecial/article/view/19806>. Acesso em: 05 maio 2020. doi:http://dx.doi.org/10.5902/1984686X19806.

Bellitti, P., *et al.*, 2018. Sensor analysis for a modular wearable finger 3D motion tracking system**.** *Proceedings***,** Austria, 2(13)**,** pp. 9-12, Sept. https://doi.org/10.3390/proceedings2131051.

Bonnechère, B., *et al.*, 2014. Determination of the precision and accuracy of morphological measurements using the *Kinect*™ sensor: comparison with standard stereophotogrammetry. Ergonomics 1e10.

Bonnechère, B., *et al.*, 2016. Dynamic balance assessment of elderly patients using serious games. *In:* REHAB '16 *Proceedings of the 4th Workshop on ICTs for improving Patients Rehabilitation Research Techniques*, 13-14 October 2016, Lisbon, Portugal. doi: 10.1145/3051488.3051490.

Brandão, A. F., *et al.*, 2018. GestureCollection for motor and cognitive stimuli: virtual reality and e-health prospects. *Journal of Health Informatics:* São Paulo, 10(1), pp. 9-16, Jan./Mar.

Brandão, A. F., *et al.*, 2016. RehabGesture: an alternative tool for measuring human movement. *Telemedicine and e-Health*, 22(7), pp. 584-589. https://doi.org/10.1089/tmj.2015.0139

Cardoso, G. S., 2015. Criando Aplicações interativas com o Microsoft *Kinect*. Ed. Casa do Código, 188 pp.

Carroll, J. M., 1997. Human-computer interaction: psychology as a science of design. Annual review of psychology, v. 48, n. 1, p. 61-83.

Carroll, J. M., 2003. Introduction: Toward a Multidisciplinary Science of Human-Computer Interaction. HCI Models, Theories, and Frameworks: Toward a Multidisciplinary Science. Elsevier Inc.. pp. 1-9.

Ciobanu, O., Ciobanu, G., Aiello, A., 2017. An application of *Kinect* depth sensor for scoliosis and kyphosis screening. *Springer Nature***.** vol. 62, pp. 713-714. doi:10.1007/978-981-10-4166-2_107.

Clark, R.A., *et al.,* 2013a. Concurrent validity of the Microsoft *Kinect* for assessment of spatiotemporal gait variables. J. Biomech. 46, 2722e2725.

Clark, R.A., *et al.,* 2013b. Validity of the Microsoft *Kinect* for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining. Gait Posture 38, 1064e1066.

Clark, R.A., *et al.,* 2012. Validity of the Microsoft *Kinect* for assessment of postural control. Gait Posture 36, 372e377.

Crocetta, T. B., *et al.,* 2017. Virtual reality software package for implementing motor learning and rehabilitation experiments**.** *Virtual Reality*. London, pp. 1-11, doi.org/10.1007/s10055-017-0323-2.

Çubukçu, B., Yüzgeç, U. A., 2017. Physiotherapy Application with MS *Kinect* for Patients with Shoulder Joint, Muscle and Tendon Damage. *In:* 9th International Conference on Computational Intelligence and Communication Networks (CICN), 16-17 September 2017, Girne, Cyprus. **doi:** 10.1109/CICN.2017.8319390.

Cunha Neto, J. S., *et al.,* 2018. Dynamic evaluation and treatment of the movement amplitude using *Kinect* sensor. *IEEE Access*. Special Section on Wearable and Implantable Devices and Systems, pp. 17292-17305. 10.1109/ACCESS.2018.2811720.

Daoud, M. I., Qadoummi, T., Abou-Tair, D. D. I., 2015. An interactive rehabilitation framework for assisting people with cerebral palsy. *In: REHAB'15, Proceedings of the 3rd 2015 Workshop on ICTs for improving Patients Rehabilitation Research Techniques,* 01-02 October 2015, Lisbon, Portugal.

Dolatabadi, E., *et al.,* 2017. The Toronto rehab stroke pose dataset to detect copensation during stroke rehabilitation therepy. *PervasiveHealth'17*. Barcelona, Espanha. 10.1145/3154862.3154925.

Eliasziw, M., *et al.,* 1994. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example. *Physical therapy*. 74(8), pp. 777-88, doi: 10.1093/ptj/74.8.777.

Esfahlani, S. S., Wilson, G., 2017. ReHabgame: Development of Rehabilitation System (RehabGame) through Monte-Carlo Tree Search Algorithm using *Kinect* and Myo Sensor Interface. *Computing Conference*, London. doi: 10.1109/SAI.2017.8252217.

Esfahlani, S. S., *et al.,* 2018. ReHabgame: A non-immersive virtual reality rehabilitation system with applications in neuroscience. *Heliyon*, 4(2), pp. 1-29. doi: 10.1016/helyion.2018.e00526.

Ferreira, D., Oliveira, R. Postolache, O., 2017. Physical Rehabilitation based on *Kinect* Serious Games. *In: Eleventh International Conference on Sensing Technology (ICST)*, 2017, Sydney, Austrália. doi: 10.1109/ICSensT.2017.8304512.

Fornasari, C. A., 2001. *Manual para estudo da Cinesiologia*. São Paulo: Ed. Manole.

Funabashi, A. M. M., *et al.,* 2018. A serious game for virtual rehabilitation: evaluation whit patients and physiotherapists. *SBC Journal on Interactive Systems*, 9(2), pp. 14-25. Available at: <https://www.seer.ufrgs.br/jis/article/view/79850/49461> [Accessed 6 August 2019].

Glonek, G., Pietruszka, M., 2012. Natural user interfaces (NUI): review. *Journal of Applied*, Computer Science, 20(2), pp. 27-45.

Hondori, H. M., Khademi, M., 2014. A Review on technical and clinical impact of microsoft *Kinect* on physical therapy and rehabilitation. *Journal of Medical Engineering*, vol. 38, pp. 1-16. doi: 10.1155/2014/846514.

Jawaid, I., Qureshi, J. K., 2017. Advancements in Medical Imaging through *Kinect*: A Review. *In*: *International Symposium on Wireless Systems and Networks (ISWSN)*, 19-22 November 2017, Lahore, pp. 1-5. doi: 10.1109/ISWSN.2017.8250032.

Jofré, N., *et al., 2018*. Natural User Interfaces: A physical Activity trainer. Computer Science - CACIC, 2017: 23rd Argentine Congress, La Plata, Argentina. CCIS 790, pp. 122-131.

Kan P., *et al.,* 2011. The development of an adaptive upper-limbstroke rehabilitation robotic system. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(33). doi: 10.1186/1743-0003-8-33.

Leap Motion Specs. Available at: <http://blog.leapmotion.com/hardware-to-software-how-does-the-leapmotion-controller-work>. [Acessed 7 Set 2019].

Lee S. H., *et al.,* 2015. Measurement of shoulder range of motion in patients with adhesive capsulitis using a *Kinect. PLoS ONE,* Hungria. doi: 10.1371/journal.pone.0129398. 2015.

Marques, A. P., 2014. *Manual de Goniometria*. São Paulo: Ed. Manole.

Mazumder, O., *et al.,* 2017. Postural sway based geriatric fall risk assessment using *Kinect*. *IEEE SENSORS,* doi: 10.1109/ICSENS.2017.8234214.

Mentiplay, B.F., *et al.,* 2013. Reliability and validity of the Microsoft *Kinect* for evaluating static foot posture. J. Foot Ankle Res. 6.

Microsoft *Kinect* Azure. Azure *Kinect* DK. Available at: <https://azure.microsoft.com/pt-br/services/*Kinect*-dk/>. [Acessed 10 Set 2019].

Microsoft *Kinect* Sensor. Microsoft Robotics: Depth Camera | Webcam Sensor. Available at: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh438998.aspx>. [Acessed 10 july 2018].

Microsoft *Kinect* Support. Tudo sobre o sensor *Kinect* do Xbox One. Available at: <https://support.xbox.com/pt-BR/xbox-one/accessories/*Kinect*-sensor-info>. [Acessed 10 july 2019].

Neumman, D. A., 2011. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético. Rio de Janeiro: Elsevier.

Ning, X., Guo, G., 2013. Assessing spinal loading using the *Kinect* depth sensor: a feasibility study. IEEE Sensors J. 13, 1139e1140.

Noguera, A. R. M., Urbano, G. C., Caracuel, A., 2013. A mobile cloud-supported e-rehabilitation platform for brain-injured patients. *In: 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare and Workshops. ICST*, 5-8 May 2013, Venice, Italy. doi: 10.4108/icst.pervasivehealth.2013.252308.

Pastor, I., Hayes, H.A., Bamberg, S.J.M., 2012. A feasibility study of an upper limb rehabilitation system using *Kinect* and computer games. In: Conference Proceedings:... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology

Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2012, pp. 1286e1289.

Phommahavong, S., *et al.,* 2015. Evaluating the microsoft *Kinect* skeleton joint tracking as a tool for home-based physiotherapy, Current Directions in Biomedical Engeneering, *Joint Journal of the German Society for Biomedical Engineering in VDE and the Austrian and Swiss Societies for Biomedical Engineering*, Alemanha, vol 1, pp. 184-187. doi: 10.1515/cdbme-2015-0046. 2015.

Pompeu, J. E., *et al.,* 2015. Effect of *Kinect* games on postural control of patients with Parkinson´s disease. *In: REHAB '15 Proceedings of the 3rd 2015 Workshop on ICTs for improving Patients Rehabilitation Research Techniques*, 01-02 October 2015, Lisbon, Portugal. doi: 10.1145/2838944.2838958.

Portela, J. P.. 2016. *Cinesiologia.* Sobral: Ed. INTA.

Alves dos Santos, A., *et al.,* 2017. Jogos sérios em ambiente virtual para ensino-aprendizagem na saúde. Rev. Rene [on lilne]. Vol. 18, num. 5, pp. 702-709.

Sror, L., *et al.,* 2018. Low-cost reality system with passive arm support for stroke rehabilitation. *In: Robots for Assisted Living*, IROS, *Workshop*, 05 October 2018, Madrid.

Stancic, I., Supuk, T. G., Panjkota, A., 2013. Design, development and evaluation of optical motion-tracking system based on active white light markers. *IET Science, Measurement & Technology*. 7(4), pp. 206–214. doi: 10.1049 /iet-smt.2012.0157.

Summa, S., *et al.,* 2015. A body-machine interface for training selective pelvis movements in stroke survivors: a pilot study. *In: 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, Milan, pp. 4663-4666. doi: 10.1109/EMBC.2015.7319434.

Tesla. Teslasuit. Available at: < https://teslasuit.io/>. [Acessed 20 Sept 2019].

Valls, J. A. F., Penichet, V. M. R., Lozano, M. D., 2015. Virtual Web Environment to Design Rehabilitation Exercises through Movement-Based Interaction. *In: REHAB'2015*. Ocober 01-02 2015, Lisboa, Portugal. doi: 10.1145/2838944.2838959.

Vanijja, V., Patanapanich, M., Dajpratham, P., 2014. Self-Physical Rehabilitation System Using the Microsoft *Kinect. In: International Conference on Information Technology Systems and Innovation (ICITSI). 24-27* November, Bandung-Bali. doi: 10.1109/ICITSI.2014.7048271.

Xu, X., McGorry, R. W., 2015. The validity of the first and second generation Microsoft *Kinect*™ for identifying joint center locations during static postures. *Applied Ergonomics* vol. 49, pp. 47-54. doi 10.1016/j.apergo.2015.01.005.