

**CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO**

José Antonio Duarte Junior

**SISTEMA BASEADO EM *KINECT* PARA AVALIAÇÃO DE AMPLITUDE DE  
MOVIMENTO DE MEMBROS SUPERIORES E CONTROLE DE PROTÓTIPO  
DE UMA ÓRTESE ATIVA**

Santa Cruz do Sul

2016

José Antonio Duarte Junior

**SISTEMA BASEADO EM *KINECT* PARA AVALIAÇÃO DE AMPLITUDE DE  
MOVIMENTO DE MEMBROS SUPERIORES E CONTROLE DE PROTÓTIPO  
DE UMA ÓRTESE ATIVA**

*Taiser Tadeu Teixeira Barros*

Professor Orientador – UNISC

*Rafael Kniphoff da Silva*

Professor Coorientador – UNISC

Santa Cruz do Sul

2016

José Antonio Duarte Junior

**SISTEMA BASEADO EM *KINECT* PARA AVALIAÇÃO DE AMPLITUDE DE  
MOVIMENTO DE MEMBROS SUPERIORES E CONTROLE DE PROTÓTIPO  
DE UMA ÓRTESE ATIVA**

Trabalho de Conclusão apresentado ao Curso de Engenharia de Computação da Universidade de Santa Cruz do Sul, para obtenção parcial do título de Engenheiro de Computação.

Orientador: Prof.<sup>o</sup>. Taiser Tadeu Teixeira Barros.

Coorientador: Prof.<sup>o</sup>. Rafael Kniphoff da Silva.

Santa Cruz do Sul

2016

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente de forma geral a todas as pessoas que acompanharam e apoiaram essa jornada. A minha família, pelo apoio e pelo fornecimento de condições para que eu pudesse chegar até aqui. Pai, por todas as vezes que o senhor direta ou indiretamente me ajudou, pelas manhãs em que te fiz sair para “caçar” o ônibus e por nunca ter permitido que eu tivesse que me preocupar em nada além dos estudos. Mãe, pelos momentos em que eu estava desanimado e sem vontade e a senhora me fez continuar, sem os seus diversos impulsos não estaria aqui agora. Vó a senhora que sempre me recebeu e cuidou de mim nas diversas vezes em que eu fiquei na sua casa no decorrer desta jornada. A minha namorada Lisiane, que sempre me deu força e apoio nos momentos difíceis, com seu carinho e determinação. Graças a vocês que consegui cumprir esta jornada.

Gostaria de agradecer também todos os professores que contribuíram para minha formação, em especial aos professores orientador e coorientador Taiser Tadeu Teixeira Barros e Rafael Kniphoff da Silva, que sempre estavam de prontidão para atender todas as minhas solicitações. Também agradeço a professora Daniela Saccol pela ajuda e amizade nestes anos de curso e a todos os professores e funcionários do departamento de informática que considero como amigos.

Agradeço a todos os amigos que me ajudaram em trabalhos, estudos, trabalho de conclusão enfim todos os desafios enfrentados em todos estes anos, que se aqui fossem listados ocupariam mais páginas que o próprio trabalho.

A todos, meus mais sinceros e eternos agradecimentos.

## RESUMO

Este trabalho tem como objetivo um sistema capaz de medir ângulos articulares do corpo humano, gerar uma avaliação da amplitude de movimento articular (ADM) através destes ângulos e operar um protótipo de órtese ativa com os mesmos. Este sistema tem importância no auxílio a médicos, fisioterapeutas e fisiologistas no diagnóstico e tratamento de pacientes com lesões nos membros superiores e uma opção para um futuro tratamento de reabilitação remota. O sistema desenvolvido apresenta, de forma sucinta, um *software* que utiliza o sensor *kinect* para captar informações dos membros superiores do paciente avaliado e realizar as medições de ângulos articulares com base na geometria analítica. Um microcontrolador recebe os dados processados e opera um protótipo de órtese ativa. Um arquivo de avaliação também é gerado pelo sistema, com informações como nome do paciente e data da avaliação. O sistema construído foi validado sendo atestado de maneira satisfatória seu funcionamento, obtendo as medições de ADM (amplitude de movimento) confiáveis e válidas, além de gerar uma avaliação que pode ser utilizada por profissionais da área da fisioterapia de maneira confiável. Os resultados demonstraram um erro em torno de 1,5%, em comparação aos valores captados com uso de um goniômetro convencional. Por outro lado, a avaliação gerada pelo *software* em um paciente obteve uma taxa de erro de 8,5% em relação a o sistema convencional de avaliação.

**Palavras-chave:** Amplitude de Movimento Articular; *Kinect*; Avaliação de Pacientes; Órtese Ativa; Reabilitação Remota.

## **ABSTRACT**

This work aims at a system capable of measuring articular angles of the human body, generate an evaluation of joint motion range (ROM) through these angles and operate a prototype of active orthosis with them. This system has importance in assisting physicians, physiotherapists and physiologists in the diagnosis and treatment of patients with upper limb injuries and an option for a future remote rehabilitation treatment. The developed system presents, briefly, a software that uses the kinect sensor to capture information from the upper limbs of the evaluated patient and to perform measurements of articular angles based on the analytical geometry. A microcontroller receives the processed data and operates an active bracing prototype. An evaluation file is also generated by the system, with information such as the patient's name and evaluation date. The built system was validated and satisfactory attestation of its operation, obtaining reliable and valid ROM (range of motion) measurements, in addition to generating an evaluation that can be used by physiotherapists in a reliable way. The results showed an error around 1.5%, compared to the values obtained with the use of a conventional goniometer. On the other hand, the evaluation generated by the software in a patient obtained an error rate of 8.5% in relation to the conventional evaluation system.

**Keywords:** Range of Articular Motion; Kinect; Evaluation of Patients; Active Orthosis; Remote Rehabilitation

## LISTA DE FIGURAS

Quadro 1 – Comparativo entre os principais trabalhos relacionados.....	44
Figura 1– Eixos e planos principais do corpo humano.....	17
Figura 2- Membros superiores.....	18
Figura 3- Movimentos do ombro: extensão/flexão, adução/abdução .....	19
Figura 4- Movimentos do cotovelo extensão/flexão.....	19
Figura 5- Goniômetro .....	22
Figura 6- Órtese de ombro .....	24
Figura 7- Órtese de cotovelo .....	24
Figura 8- Wrist cock-up splint .....	24
Figura 9- Órtese passiva tipo KAFO feita em alumínio revestido.....	25
Figura 10- Órtese com sistema “wind-up” .....	26
Figura 11- CADEN-7: 7DOF Órtese da <i>University of Washington</i> .....	27
Figura 12- 4DOF exoskeleton robot of Saga University.....	27
Figura 13- Fórmula Produto Escalar.....	28
Figura 14- Fórmula Lei dos Cossenos .....	29
Figura 15- Captura do Movimento de um cavalo Eadweard Muybridge.....	30
Figura 16- Marcadores passivos.....	31
Figura 17- Captura Marcadores Ativos .....	32
Figura 18- Captura <i>Microsoft Kinect</i> .....	32
Figura 19- Modelo de esqueleto com membros e ligamentos .....	33
Figura 20- Xsens roupa de captura de movimentos inercial .....	34
Figura 21- Roupa de captura mecânica de movimento Gypsy .....	35
Figura 22- Design braço robótico.....	38
Figura 23- Interface Java.....	40
Figura 24- Ângulos calculados para o Ombro.....	41
Figura 25- Diagrama de blocos do <i>software</i> .....	45

Figura 26- Parte da Interface do <i>Software</i> de Avaliação.....	46
Figura 27- Posição de Calibragem .....	46
Figura 28- Medição dos ângulos R1, R2, R3, R4.....	47
Figura 29- Representação da função AnguloOf .....	47
Figura 30- Nome e Medições.....	48
Figura 31- NAME, GERAR_PDF, BT1, BT2 .....	49
Figura 32- Interface <i>software</i> exercicio .....	50
Figura 33- <i>Hardware</i> do projeto.....	51
Figura 34- Ficha de Avaliação do Paciente.....	55



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1– Ângulo de movimento de abdução com sensores inerciais e aplicativo em pacientes com e sem patologia .....	39
Tabela 2– Media da diferença dos ângulos medidos com os dois sistemas.....	39
Tabela 3– Médias das diferenças dos ângulos medidos com os dois sistemas..	41
Tabela 4– Médias das diferenças entre <i>kinect</i> e goniômetro.....	43
Tabela 5– Goniômetro X Sistema Desenvolvido.....	53
Tabela 6– Avaliação Goniômetro X Avaliação Sistema Desenvolvido.....	54
Tabela 7– Média das Diferenças Entre os Trabalhos.....	56
Tabela 8– Médias Vargas X Projeto .....	56

## LISTA DE ABREVIATURAS

2D	Duas Dimensões
3D	Três Dimensões
ADM	Amplitude de Movimento Articular
DOF	<i>Degrees of Freedom</i>
EMG	Eletro Miografia
GPAPF	<i>Gaussian Process Annealed Particle Filter</i>
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LED	<i>Light-emitting diode</i>
PWM	<i>Power Width Modulation</i>
ROC	<i>Receiver Operating Characteristic</i>
ROM	<i>Range of Articula Motion</i>
SDK	<i>Software Development Kit</i>
TCC	Trabalho de Conclusão

## SUMÁRIO

<b>1.</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	13
<b>1.1.</b>	<b>Objetivo Geral</b> .....	14
<b>1.4.</b>	<b>Organização do Texto</b> .....	14
<b>2.</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	16
<b>2.1.</b>	<b>Biomecânica</b> .....	16
<b>2.1.1.</b>	<b>Eixos e planos de referência do corpo humano</b> .....	16
<b>2.1.2.</b>	<b>Movimentos dos membros superiores</b> .....	17
<b>2.1.2.1.</b>	<b>Ombro</b> .....	18
<b>2.1.2.2.</b>	<b>Cotovelo</b> .....	19
<b>2.2.</b>	<b>Lesões membros superiores</b> .....	20
<b>2.2.1.</b>	<b>Capsulite adesiva</b> .....	20
<b>2.2.2.</b>	<b>Artrite reumatóide</b> .....	20
<b>2.2.3.</b>	<b>Amplitude de movimento em pacientes mastectomizadas</b> .....	21
<b>2.3.</b>	<b>Goniometria e goniômetro</b> .....	21
<b>2.3.1.</b>	<b>Goniometria</b> .....	21
<b>2.3.2.</b>	<b>Goniômetro</b> .....	22
<b>2.4.</b>	<b>Órteses e órteses ativas</b> .....	23
<b>2.4.1.</b>	<b>Órteses</b> .....	23
<b>2.4.1.1.</b>	<b>Órteses passivas</b> .....	25
<b>2.4.1.2.</b>	<b>Órteses ativas</b> .....	26
<b>2.5.</b>	<b>Geometria analítica</b> .....	27
<b>2.5.1.</b>	<b>Produto escalar</b> .....	28
<b>2.5.2.</b>	<b>Lei dos cossenos</b> .....	28
<b>2.6.</b>	<b>Reconhecimento de gestos</b> .....	29
<b>2.6.1.</b>	<b>Captura de movimento</b> .....	29
<b>2.6.1.1.</b>	<b>Sistemas de captura de movimento ópticos</b> .....	31

2.6.1.1.1.	Sistemas ópticos com marcadores passivos	31
2.6.1.1.2.	Sistemas ópticos com marcadores ativos	32
2.6.1.1.3.	Sistemas ópticos sem marcadores	32
2.6.1.2.	Sistemas de captura não-ópticos	34
2.6.1.2.1.	Sistemas de captura de movimento inercial	34
2.6.1.2.2.	Sistemas de captura de movimento mecânicos	35
2.6.1.2.3.	Sistemas de captura de movimento magnéticos	35
2.7.	Sistemas embarcados	36
3.	TRABALHOS RELACIONADOS	37
3.1.	<i>Robotic arm with artificial muscles in rehabilitation (BORIS et. al. 2014)</i>	37
3.2.	<i>Validity and reliability of arm abduction angle measured on smartphone: a cross-sectional study (VARGAS, CRISTINA, 2016)</i>	38
3.3.	<i>Using the microsoft kinect sensor in kinematics analysis (MARTINS et. al. 2013)</i>	39
3.4.	<i>Measurement of shoulder range of motion in patients with adhesive capsulitis using kinect (LEE et. al. 2015)</i>	42
3.5.	Conclusão sobre os trabalhos relacionados	43
4.	PROJETO DESENVOLVIDO	45
4.1.	Software	45
4.1.1.	Software de Avaliação	45
4.1.2.	Software de Exercício	49
4.2.	Hardware do projeto	50
5.	RESULTADOS	52
5.1.	Introdução	52
5.2.	Procedimentos para a captação teste de precisão	52
5.3.	Procedimentos para a captação teste de avaliação	52
5.4.	Análise e discussão dos resultados	53
6.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	58

REFERÊNCIAS .....	61
-------------------	----

## 1. INTRODUÇÃO

Existe um grande número de casos de pessoas com mobilidade reduzida nos membros superiores decorrentes de acidentes e outros fatores. De acordo com pesquisa do IBGE (2000), o número de portadores de algum tipo de paralisia nos membros, (paraplegia, hemiplegia ou tetraplegia) no Brasil é de aproximadamente 1.000.000 de pessoas. Algumas destas pessoas precisam passar por avaliações, onde a medição de ADM é importante para o diagnóstico de algum tipo de patologia que limita o movimento. Esta medição ocorre, geralmente, com o uso de um goniômetro. No entanto, medições com goniômetro podem variar entre os avaliadores, segundo RIDDLE (1987), e requerem tempo e esforço substancial nas clínicas.

Ainda, em relação às pessoas que possuem alguma patologia limitadora de movimento, deve-se lembrar que algumas delas precisam passar por algum tipo de processo de reabilitação para recuperar ou melhorar a função motora. A reabilitação de forma intensiva, principalmente no início, é recomendada, uma vez que CAURAUGH e SUMMERS (2005) atestam que uma relação positiva entre a intensidade do tratamento e os resultados existe. Logo, o emprego de uma órtese ativa na reabilitação destas pessoas se mostra uma boa opção a ser seguida no auxílio da repetição de movimentos. Uma órtese refere-se a todos os mecanismos ortopédicos não-invasivos, posicionados externamente, cuja função é alinhar, prevenir ou corrigir deformidades, ou até mesmo melhorar a função das partes móveis do corpo (PRATT, 1994).

Levando em conta a avaliação e reabilitação de pacientes e visando o emprego de novas tendências tecnológicas nestes processos, pode-se citar o reconhecimento de gestos como uma forma de avanço substancial neste procedimento. Gestos têm sido considerados a forma mais natural de interação entre seres humanos, sendo definido como movimentos do corpo que contém informações (KURTENBACH e HULTEEN, 1990). Um exemplo de nova tecnologia que pode ser usada no reconhecimento de gestos é o do sensor *kinect*, o qual utiliza uma variedade de sensores integrados, sendo amplamente utilizado em virtude do seu baixo custo (ARICI, 2012). Houve várias tentativas de aplicar este sensor na medicina como

configurações para tele-reabilitação de pacientes com AVC (MOUSAVI, *et al.* 2013) e jogos terapêuticos para crianças com paralisia cerebral(OLIVIA, *et al.* 2013).

### **1.1. Objetivo Geral**

Criar um sistema, baseado no reconhecimento de gestos, por meio do sensor *Kinect*, para auxiliar os profissionais na área de saúde humana no processo de avaliação e medição de ADM e diagnóstico de patologias relacionadas a estas medições, além de possibilitar no futuro a reabilitação remota.

### **1.2. Objetivos Específicos**

- Pesquisar e analisar a fundamentação teórica necessária para o desenvolvimento de um sistema capaz de reconhecer e analisar os movimentos dos braços utilizando o sensor *Kinect*;
- Realizar um levantamento de requisitos para a criação do sistema;
- Analisar estes requisitos e propósitos que o sistema deveria cumprir;
- Criar o projeto do *software* e do *hardware* como base para a implementação do sistema proposto;
- Desenvolver o sistema;
- Realizar testes e ajustes junto a um especialista;

### **1.3. Motivação**

O propósito principal é desenvolver e oferecer um sistema capaz de auxiliar um profissional no processo de medição das ADMs e no diagnóstico de avaliação de pacientes com patologias nos membros superiores e, assim, melhorar e tornar mais rápido e menos invasivo este procedimento. Levando em conta que na área da fisioterapia os procedimentos de medição de ADMs levem certo tempo e possuam certo nível de invasão além de estarem suscetíveis a erros por parte do avaliador.

### **1.4. Organização do Texto**

O trabalho está organizado da seguinte forma: o capítulo 2 aborda a fundamentação teórica relacionada à biomecânica com ênfase aos movimentos dos

membros superiores, sendo dividido em seções que apresentam: lesões nos membros superiores que afetam a ADM, um estudo sobre a goniometria e o goniômetro, que são usados em comparações ao sistema implementado neste trabalho, um estudo sobre órteses e órteses ativas utilizadas na elaboração do protótipo de órtese deste trabalho, estudo sobre a geometria analítica utilizada para os cálculos implementados neste trabalho, outro que trata das tecnologias de reconhecimentos de gestos e, por fim, uma fundamentação sobre sistemas embarcados e a apresentação do *hardware* escolhido para o trabalho, No capítulo 3, são apresentados os trabalhos relacionados, sobre órteses ativas para reabilitação e, em especial, sobre sistemas que utilizam o sensor *kinect* como forma de captura de dados de movimento. O capítulo 4 apresenta o sistema desenvolvido neste trabalho, *software* e *hardware*. No capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos com o sistema desenvolvido, comparando os dados com os obtidos em métodos convencionais. Por fim, o capítulo 6 apresenta as conclusões sobre o sistema implementado e os trabalhos futuros.



## **2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

Neste capítulo apresenta-se o estudo preliminar realizado com intuito de desenvolver as competências e adquirir os conhecimentos necessários sobre os aspectos importantes relacionados a este trabalho de conclusão. São analisados conceitos sobre a biomecânica, lesão nos membros superiores, goniometria e órteses, além de um estudo sobre as tecnologias de captura de movimento, geometria analítica e sistemas embarcados.

### **2.1. Biomecânica**

Biomecânica é o estudo da estrutura e movimento dos sistemas biológicos, como seres humanos, animais, plantas, fungos, órgãos e células (ALEXANDER, 2007), por meio dos métodos da mecânica (HATZE, 1974). Neste subcapítulo é feito um estudo sobre biomecânica dos membros superiores. Primeiramente apresentando os eixos e planos de referência do corpo humano que formam a base de qualquer estudo de biomecânica humana, em seguida um estudo direcionado aos membros superiores, ombro e cotovelo que são as articulações alvo deste trabalho de conclusão.

#### **2.1.1. Eixos e planos de referência do corpo humano**

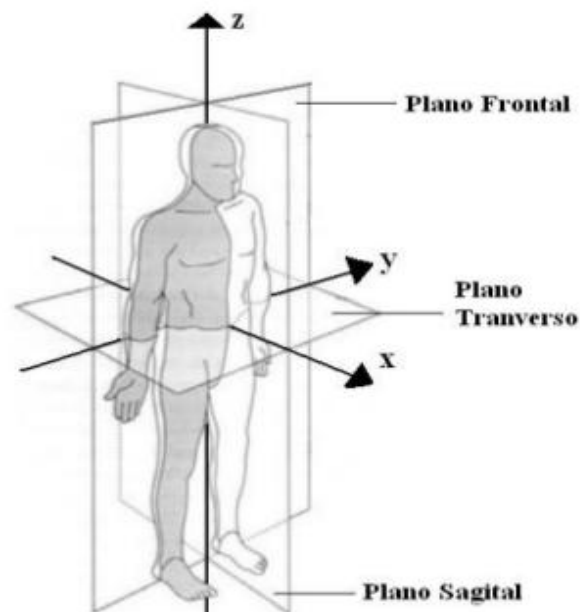
O corpo humano pode ser dividido em três planos de referência imaginários, sendo que cada parte desta divisão possui três dimensões de mesma massa ou peso. O plano sagital divide o corpo verticalmente em metades direita e esquerda. Neste plano (ou em planos paralelos a ele) ocorrem os movimentos para frente e para trás do corpo ou dos segmentos corporais.

O plano frontal divide o corpo verticalmente em metades anterior e posterior (AZEVEDO, *et al.* 2003). Neste plano, ou em planos paralelos a ele, ocorrem os movimentos laterais do corpo ou dos segmentos corporais. O plano transversal divide o corpo horizontalmente em metades, superior e inferior. Neste plano (ou em planos paralelos a ele) ocorrem os movimentos corporais paralelos ao solo quando o corpo está em posição ereta.

Além dos planos pode-se definir que o movimento de um segmento corporal consiste quase sempre em uma rotação em torno de um eixo imaginário que passa pela articulação à qual ele está ligado. Logo o movimento humano pode ser descrito

utilizando três eixos de referência onde cada um deles é perpendicular a um dos três planos de referência. O eixo médio lateral que é perpendicular ao plano sagital, é o eixo em torno do qual ocorrem as rotações no plano sagital. O eixo ântero-posterior, perpendicular ao plano frontal é o eixo em torno do qual ocorrem as rotações no plano frontal (AZEVEDO, *et al.* 2003). A figura 1 mostra o corpo humano com a representação dos principais eixos e planos.

**Figura 1– Eixos e planos principais do corpo humano**

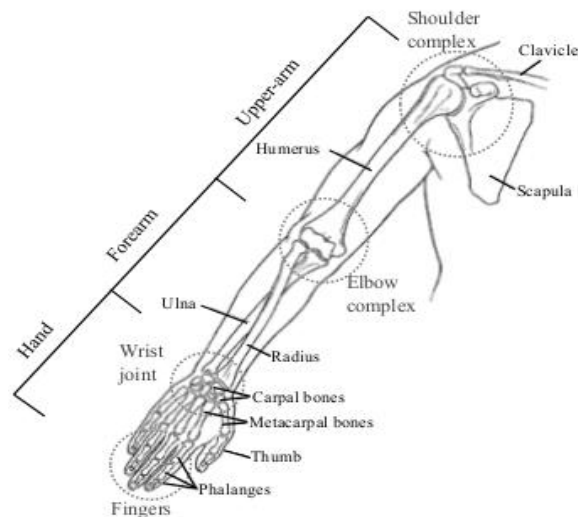


Fonte: GOPURA (2009)

### 2.1.2. Movimentos dos membros superiores

Os membros superiores do corpo humano são constituídos por ombro, braço, antebraço e mão respectivamente, onde o enfoque deste trabalho se encontra nos movimentos realizados pelas juntas que conectam o ombro ao braço e o braço ao antebraço, cotovelo. Os membros superiores e seus componentes são mostrados na figura 2. Eles possuem um total de 7DOF (*Degrees of Freedom*): 3DOF no ombro, 2DOF no cotovelo e 2DOF no pulso (GOPURA, 2009).

**Figura 2- Membros superiores**



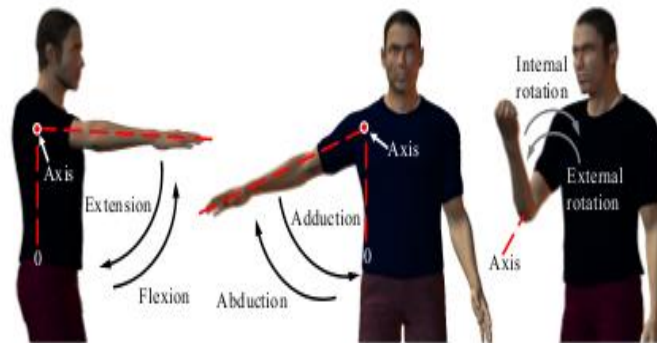
**Fonte:** GOPURA (2009)

O total de movimentos realizados pelas juntas analisadas é de, seis movimentos no ombro, sendo estes: flexão, extensão, abdução, adução, rotação interna e rotação externa e quatro movimentos para o cotovelo, sendo: flexão, extensão, supinação e pronação do antebraço. Uma análise específica dos movimentos das juntas que serão utilizadas neste trabalho será realizada nas próximas subseções.

### **2.1.2.1. Ombro**

O ombro é composto por três ossos: a clavícula, escápula e o úmero, e também por quatro articulações: glenoumeral, acromioclavicular, esterno clavicular e escapulo torácica, com o tórax como uma base estável (MARTINI, 2007), (ENGIN, 1980). O ombro e seus principais movimentos estão apresentados na figura 3.

**Figura 3- Movimentos do ombro: extensão/flexão, adução/abdução**



**Fonte:** GOPURA (2009)

A faixa média de movimentação do ombro em uma pessoa que não possui nenhum tipo de dificuldade motora nesta região é de: em flexão,  $180^\circ$ , em extensão de  $60^\circ$ , em abdução de  $180^\circ$  e em adução  $75^\circ$  (KIGUCHI, 2003). Neste trabalho de conclusão, dentre os movimentos que o ombro pode realizar, o movimento avaliado foi o de abdução e sua faixa de movimentação.

#### 2.1.2.2. Cotovelo

As articulações do cotovelo são apresentadas na figura 4. Elas são compostas por duas juntas, o úmero radial, entre o capitellum e a cabeça do rádio, e o úmero ulnar, entre a tróclea e o entalhe troclear do ulnar. Como um todo, o cotovelo permite 2DOF, flexão, extensão, e supinação, pronação (AN, 1984), (LONDON, 1981).

**Figura 4- Movimentos do cotovelo extensão/flexão**



**Fonte:** GOPURA (2009)

A faixa média de movimento do cotovelo humano é de  $5^\circ$  na extensão e  $145^\circ$  na flexão. Além destes movimentos, o cotovelo realiza movimentos de supinação e pronação do antebraço, com uma média de faixa de movimentação de  $90^\circ$  cada um

(SASAKI, 2005). O trabalho realizado faz uma análise no movimento de flexão do cotovelo.

## **2.2. Lesões membros superiores**

Nesta subseção serão mostrados alguns tipos de lesões nos membros superiores que podem ter seu diagnóstico auxiliado pela ferramenta desenvolvida neste trabalho. São lesões relacionadas ao movimento de abdução do ombro e flexão de cotovelo e estão relacionadas à medição da amplitude articular de movimento (ADM), destas articulações.

### **2.2.1. Capsulite adesiva**

Capsulite adesiva, também conhecida popularmente como ombro congelado, é uma doença que causa inflamação na cápsula articular do ombro e gera dor seguida de limitação dos movimentos do ombro. Ela foi estudada em 1916 por Klapp&Riedel, que pela primeira vez colocaram a doença como sendo um problema.

Essa patologia pode ser originada devido a longos períodos de imobilidade que causam o desuso da articulação (BUENO, LESSA; RODRIGUES, 2009). Os pacientes com este tipo de patologia possuem, em sua maioria, uma limitação na amplitude de movimentos do ombro em flexão, abdução e rotação externa e interna. (LECH; SUDBRACK; NETO, 2003). Para se determinar estas limitações é realizada uma avaliação fisioterapêutica do ombro. Dentre as etapas desta avaliação está a goniometria, abordada neste trabalho.

### **2.2.2. Artrite reumatóide**

A artrite reumatóide é uma doença inflamatória crônica de etiologia desconhecida, caracterizada por uma patogênese complexa e multifuncional que afeta as articulações e outros tecidos (ARNETT *et al.*, 1988). De forma geral, acomete grandes e pequenas articulações em associação com manifestações sistêmicas, como rigidez matinal, fadiga e perda de peso. Com a progressão da doença, os pacientes desenvolvem incapacidade para realização de suas atividades tanto de vida diária como profissional com impacto econômico significativo ao paciente e á sociedade (GUIDELINES, 2002).

Para o diagnóstico dessa lesão, uma avaliação inicial é realizada, onde, dentre os vários critérios analisados, encontra-se um exame físico onde são relacionadas as limitações da amplitude de movimento. Em testes de reabilitação dos pacientes através da fisioterapia são realizadas medições e comparações entre as amplitudes de movimento dos membros de forma bilateral para atestar aumento na amplitude do membro afetado e redução na diferença de ângulos atingidos entre os membros.

### **2.2.3. Amplitude de movimento em pacientes mastectomizadas**

A mastectomia é o nome da cirurgia de remoção completa da mama como método cirúrgico de tratamento ao câncer de mama. Dentre os diversos sintomas que esta cirurgia pode gerar, segundo SILVA *et al.*(2004) , o mais aferido pelas pacientes é a limitação no movimento do ombro.

Segundo RIETMAN *et al.* (2003) é observada uma significativa relação entre a morbidade tardia do membro superior, relacionado as restrições nas atividades de vida diária com pior qualidade de vida das pacientes. Para o tratamento deste tipo de disfunção do ombro, a fisioterapia exerce papel essencial. Alguns casos mostram que inclusive tratamentos pré operatórios são adotados (MARIANA *et al.*, 2012).

Para realizar a avaliação do quadro dos pacientes com este tipo de lesão são feitas medições de amplitude de movimento do ombro do lado operado e comparativo entre os dois ombros da mesma paciente de forma a avaliar a diferença na amplitude de movimento dos mesmos.

## **2.3. Goniometria e goniômetro**

Nesta subseção serão apresentadas definições sobre a técnica padrão de medição de ângulos em membros do corpo humano, goniometria, e sobre um dos instrumentos utilizados nesta técnica, o goniômetro, que também foi utilizado neste sistema como comparativo com a ferramenta desenvolvida.

### **2.3.1. Goniometria**

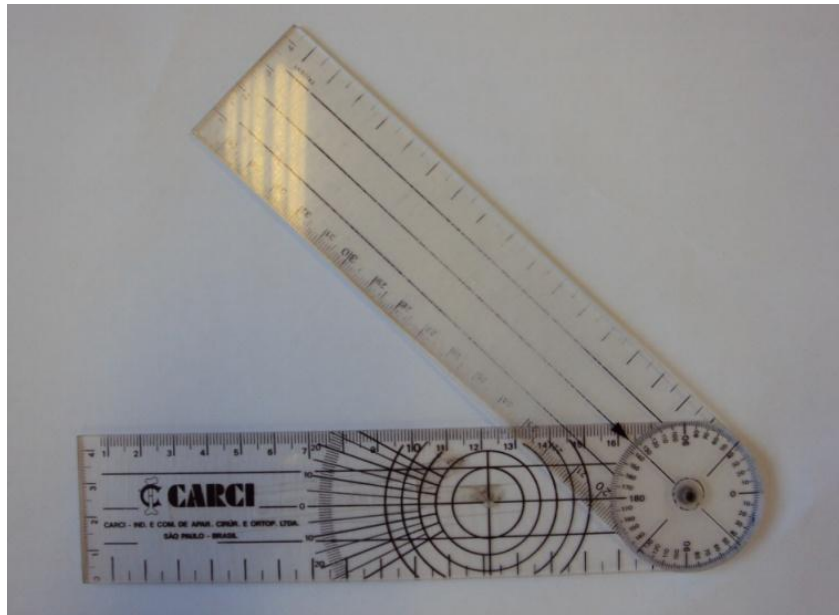
Goniometria é a técnica de medir ângulos (AURÉLIO, 2006). Na área da biomedicina, a goniometria é descrita na literatura desde 1914 e amplamente utilizada na prática clínica e em pesquisas científicas com a finalidade de avaliar a

ADM, e decidir a intervenção terapêutica mais apropriada (MARQUES, 1997). Os processos de goniometria podem ser realizados com o auxílio de instrumentos para se medir o ADM.

### 2.3.2. Goniômetro

O goniômetro é definido como um instrumento com o qual se medem ângulos (FERREIRA, 2006). Dentre os goniômetros tem-se o transferidor, semicírculo de plástico ou um círculo graduado usado para medir os ângulos. A figura 5 a seguir mostra o goniômetro usado neste trabalho.

**Figura 5- Goniômetro**



**Fonte:** AUTOR (2016)

Nas últimas décadas houve um grande aumento no uso do goniômetro em várias áreas, dentre elas a fisioterapia, que tem se beneficiado de forma particular e significativa desta tecnologia (BATISTA, *et al.* 2006). A precisão das medições sofre influência da qualidade do goniômetro utilizado (tamanho das hastes em alguns casos), patologias (pacientes com muitas limitações articulares e dor são mais difíceis de avaliar do que pacientes menos comprometidos). Os valores considerados normais se baseiam na proposta do *American Academy Orthopaedic e The Veterans Administration of United States of North America* (1963) (MARQUES, 2002).

## 2.4. Órteses e órteses ativas

Nesta seção é realizado um estudo sobre órteses e órteses ativas, explicando suas definições e particularidades. Este estudo serve como base para se ambientar na área de órteses ativas, utilizando os projetos apresentados para optar, por exemplo, pelo uso de motores elétricos como atuadores, ao invés de hidráulicos que foram usados por alguns dos projetos estudados.

Atualmente existe uma classificação feita por Pons (PONS, 2008) sobre alguns dispositivos modernos destinados a ajudar na locomoção. Esta classificação tem como fator determinante a influência do robô na realização do movimento do seu usuário. A classificação é a seguinte:

- **Próteses Robóticas (*Prosthetic Robots*):** Aparelho eletromecânico que substitui membros amputados.

- **Exoesqueletos robóticos amplificadores de força (*Limb-Empowering Robotics Exoskeletons*):** Originalmente chamado de *extenders*(KAZEROONI, 1989), são definidos como uma classe de robôs que complementa o corpo humano, aumentando a capacidade de operação do mesmo.

- **Órteses Robóticas (*Orthotic Robots*):** Estrutura mecânica que reproduz algumas funções de membros do corpo humano com o propósito de restaurar a perda de movimentos.

### 2.4.1. Órteses

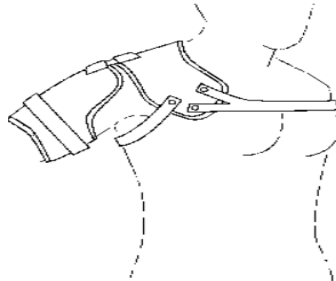
Uma órtese, conforme definição ISO é um apoio ou dispositivo externo aplicado ao corpo para modificar os aspectos funcionais ou estruturais do sistema neuro musculoesquelético para obtenção de alguma vantagem mecânica ou ortopédica (LEVY, 2003). Uma órtese tem como finalidade aplicar ou subtrair forças do corpo de maneira controlada para proteger uma determinada parte, restringir ou alterar o movimento para impedir ou corrigir uma deformidade ou compensar uma fraqueza.

As órteses para os membros superiores podem ser classificadas em:



- Órteses de braço que incluem órteses claviculares e órteses de ombro, figura 6.

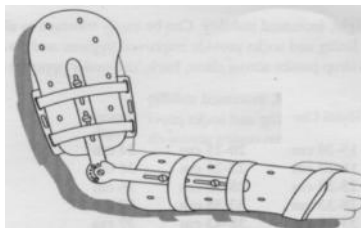
**Figura 6- Órtese de ombro**



**Fonte:** REHABTECH (1998)

- Órteses de cotovelo, figura 7.

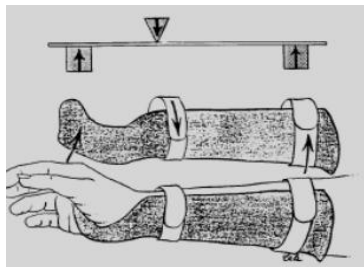
**Figura 7- Órtese de cotovelo**



**Fonte:** REHABTECH (1998)

- Órteses de antebraço e pulso, nesta categoria temos: Órteses claviculares.
  - *Cock-up wrist splint*, figura 8, esta órtese tem como alvo a região do pulso e próximas a mão.

**Figura 8- Wrist cock-up splint**



**Fonte:** KEBS (2013)

- *Wrist extension splints*: órteses para o pulso que permitem a movimentação.

- *Ulnar gutter splint*: órteses para fraturas no metacarpo é comum em praticantes de esporte como boxe.

- Órteses de mãos e dedos, esta categoria engloba órteses específicas de mãos, e órteses para as extremidades, dedos.

Além das características citadas acima, as órteses podem ser classificadas como sendo do tipo passiva ou ativa.

#### 2.4.1.1. Órteses passivas

As primeiras órteses que surgiram eram órteses passivas, entenda-se passivas por não possuírem nenhum tipo de atuador acionado por comandos elétricos. O seu funcionamento é totalmente dependente do movimento do paciente ou a órtese é usada para restringir algum movimento, na figura 9 é apresentado um exemplo de órtese passiva.

**Figura 9- Órtese passiva tipo KAFO feita em alumínio revestido**



**Fonte:** ORTHOTIC (2009)

Com as frequentes guerras, um enorme contingente de soldados e civis envolvidos nestes conflitos foi ferido e perderam membros do corpo. Levando em conta esta realidade, surgiram vários programas de pesquisa para o uso de membros artificiais e para auxílio à reabilitação (FILIPPO, 2006).

Atualmente inúmeros equipamentos vêm sendo desenvolvidos para auxiliar na reabilitação de pessoas que sofreram algum tipo de dano em suas habilidades motoras, melhorando assim a qualidade de vida destes indivíduos.

#### 2.4.1.2. Órteses ativas

Uma órtese ativa utiliza atuadores de diversos tipos controlados por sinais elétricos. As órteses ativas inicialmente eram desenvolvidas tendo como base órteses passivas e tinham como propósito reproduzir os movimentos do corpo humano para auxiliar no processo de reabilitação de pacientes. A primeira referência de uma órtese ativa data de 1935, mostrada na figura 10, (DOLLAR & HERR, 2007).

**Figura 10- Órtese com sistema “wind-up”**



**Fonte:** DOLLAR & HERR (2007)

Com o passar dos anos a evolução no desenvolvimento de órteses ativas vem crescendo e muitas propostas nesta área vêm surgindo (YANG, 2008). As órteses ativas para membros superiores vêm sendo utilizadas como equipamentos de assistência, reabilitação e amplificadores de força.

As órteses ativas podem possuir diferentes DOF de acordo com sua aplicação, como exemplo é apresentado uma órtese ativa com sete DOF desenvolvida por Perry e Rosen (PERRY & ROSEN, 2007) na figura 11.

**Figura 11- CADEN-7: 7DOF Órtese da *University of Washington***



**Fonte:** PERRY & ROSEN (2007)

Também pode-se encontrar órteses ativas com um número menor de DOF, este é o caso da órtese desenvolvida por Kiguchi (KIGUCHI *et al.*, 2002), ela possui 4DOF, é apresentada na figura 12.

**Figura 12- 4DOF exoskeleton robot of Saga University**



**Fonte:** KIGUCHI *et al.* (2002)

Esta órtese possui um mecanismo de centro de rotação da junta do ombro que permite auxiliar no movimento vertical e horizontal de flexão e extensão, movimentos de flexão e extensão do cotovelo e os movimentos de supinação e pronação do antebraço.

## **2.5. Geometria analítica**

Esta subseção visa demonstrar as funções da geometria analítica utilizadas neste sistema para realizar o cálculo dos ângulos entre as articulações analisadas através destas funções a medir a amplitude de movimento para cada articulação. Para tal foi estudada duas abordagens para o cálculo deste ângulo: através do produto escalar no espaço 3D e através da lei dos cossenos no espaço 2D.

### 2.5.1. Produto escalar

O produto escalar é uma função binária definida entre dois vetores que fornece um número real (escalar) como resultado (ARFKEN, 1985). Para se calcular o ângulo entre as articulações com uso do método de produto escalar, se efetua o reconhecimento da posição relativa das articulações através dos ângulos que são formados entre os vetores de encontro das articulações (ASHELEY and WEBB, 2012, KEAN *et al.* 2012, KIPMAN, 2012). Com as coordenadas X, Y e Z das articulações analisadas são formados dois vetores (A e B) no espaço 3D, o ponto de intersecção destes dois vetores vai formar o ângulo que deve ser calculado com o uso da fórmula do produto escalar (FOLEY *et al.* 1997), a figura 13 mostra a fórmula citada.

**Figura 13- Fórmula Produto Escalar**

$$\theta = \arccos \frac{\mathbf{A} \cdot \mathbf{B}}{\|\mathbf{A}\| \|\mathbf{B}\|}$$

### 2.5.2. Lei dos cossenos

A lei dos cossenos é uma parte da generalização do teorema de Pitágoras, que pode ser utilizada em situações que envolvam qualquer tipo de triângulo, ou seja, não se restringe á triângulos retângulos (SILVA, 2016). Neste cálculo de ângulo se usa também as coordenadas das articulações analisadas, porém os ângulos são calculados no plano 2D.

Para isso as coordenadas 3D precisam ser projetadas para planos frontal (XY), lateral (YZ) e superior (XZ). Após as articulações serem representadas no plano de projeção elas são interligadas por retas formando três triângulos, um em cada tipo de projeção. Uma das articulações é escolhida como a central, definindo qual dos três ângulos será considerado para se medir os ângulos, para isso se usa a fórmula dos cossenos mostrada na figura 14, onde as retas que interligam as articulações são representadas por a, b e c, e o ângulo da articulação central é representado por C.

**Figura 14- Fórmula Lei dos Cossenos**

$$C = \cos^{-1}\left(\frac{a + b - c}{2ab}\right)$$

## 2.6. Reconhecimento de gestos

O reconhecimento de gestos constitui uma área amplamente estudada e um tópico muito ativo na comunidade de pesquisa de visão por computador (JI, 2010). Neste capítulo é apresentada uma introdução sobre a captura de movimento, um estudo sobre os modelos de sistemas de captura existentes e uma análise no sistema de captura do sensor *kinect*. Sendo este tópico de suma importância ao trabalho realizado.

### 2.6.1. Captura de movimento

A captura de movimento pode ser definida como processo de gravação do movimento de pessoas ou até mesmo de objetos, depois de feita é realizada a transformação destes movimentos executados em tempo real em movimentos digitais, que podem ser salvos e analisados posteriormente.

O primeiro trabalho considerado na área de captura de movimento foi realizado em 1872, (FLAM *et al.* 2009), por Eadweard Muybridge, com base no movimento de um cavalo. Para encontrar um padrão, ele começa com uma imagem em uma determinada posição e mantém a captura em seqüência até que a imagem coincida com o primeiro *frame* para verificar se em algum momento o cavalo não tocou o chão, figura 15.

**Figura 15- Captura do Movimento de um cavalo Eadweard Muybridge**



**Fonte:** Flam *et al.* (2009)

Com o passar dos anos as técnicas de captura de movimento foram evoluindo juntamente com as evoluções tecnológicas, atualmente com o advento de sistemas modernos de captura de movimento baseados em computadores, existe a capacidade de capturar o movimento 3D precisamente de maneiras novas e flexíveis (FURNISS, 2014).

Com estes avanços a captura de movimento vem sendo explorada em diversas áreas, com os mais variados propósitos. No entretenimento está sendo usada cada vez mais para animações 3D nos filmes, seja para criação de personagens ou para situações impossíveis de serem feitas por atores, ainda existe o uso da captura de movimentos em jogos para possibilitar aos jogadores controlar os personagens através de seus movimentos (QUALISYS, 2014).

Em aplicações do ramo industrial é usada para a produção de modelos de produtos que sejam ergonomicamente práticos, pode também ser usada para medir e avaliar o desempenho de robôs industriais. Além de outras aplicações como testes de aerodinâmica, desenvolvimento automotivo, design de interiores e design de controle (QUALISYS, 2014).

Na biomecânica os pesquisadores utilizam dados de movimentos para estudar e avaliar o desempenho humano, melhorar o desempenho para aplicações desportivas, análise marcha, ergonomia e também para aprimorar tratamentos de reabilitação (QUALISYS, 2014) função esta que será a explorada por o presente trabalho de conclusão. A captura de movimento pode ser feita de diferentes

maneiras os subtópicos a seguir realizam um estudo destas maneiras e apresentam a maneira usada por este trabalho de conclusão.

### **2.6.1.1. Sistemas de captura de movimento ópticos**

Sistemas de captura de movimento ópticos capturam o movimento com marcadores especiais que são colocados diretamente na superfície do corpo, do objeto ou pessoa a qual se deseja realizar a captura, utilizando câmeras de vídeo específicas.

O sujeito é rodeado por câmeras calibradas, cada câmera extrai as informações das coordenadas 2D de cada marcador durante a captura na câmera de referencia. O conjunto de dados 2D capturados pelas câmeras independentes são posteriormente analisadas e os resultados geram coordenadas 3D dos marcadores (META, 2014).

Sistemas ópticos são frequentemente aplicados para obter entradas cinemáticas do modelo musculoesquelético e pode ser classificados em sensores que usam marcadores e sensores que não usam marcadores. Existem duas tecnologias usadas nos sensores que utilizam marcadores, passivas e ativas.

#### **2.6.1.1.1. Sistemas ópticos com marcadores passivos**

Sistemas ópticos com marcadores passivos utilizam marcadores feitos de material retro reflexivo para refletir a luz, que é geralmente gerada próxima as lentes das câmeras. Os marcadores são presos diretamente na pele ou superfície do objeto e iluminados utilizando luzes infravermelhas colocadas em câmeras, a figura 16 mostra estes marcadores.

**Figura 16- Marcadores passivos**



**Fonte:** QUALISYS (2014)



### 2.6.1.1.2. Sistemas ópticos com marcadores ativos

Sistemas Ópticos com marcadores ativos usam marcadores refletores de LED pulsados, que podem emitir luz infravermelha ao invés de refletir. Este sistema triangula a posição piscando um LED rapidamente a cada momento ou múltiplos LEDs com um *software* para identificar os LEDs através de suas posições relativas, a figura 17 mostra estes marcadores.

**Figura 17- Captura Marcadores Ativos**



**Fonte:** QUALISYS (2014)

### 2.6.1.1.3. Sistemas ópticos sem marcadores

Sistemas Ópticos sem marcadores, mesmo com o fato de que a captura de movimento com marcadores seja precisa, ela demanda muito tempo no processo de fixar os marcadores nas posições requeridas. Como consequência a tecnologia de captura de movimento sem marcadores se desenvolveu rapidamente. Uma destas tecnologias de captura sem marcadores é o sensor, *Microsoft Kinect*, figura 18.

**Figura 18- Captura *Microsoft Kinect***



**Fonte:** MICROSOFT (2009)

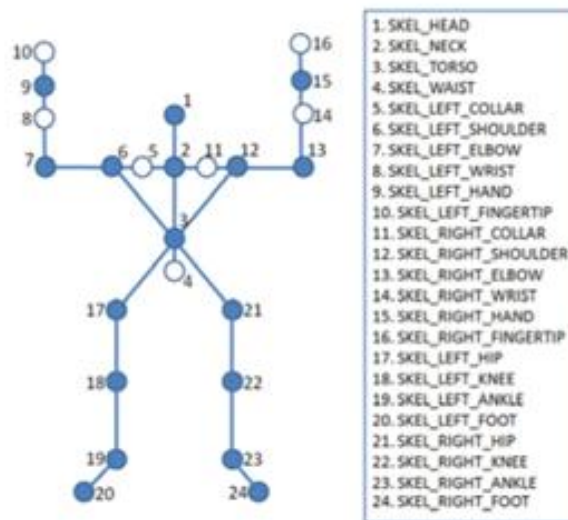
A *Microsoft Xbox Kinect* (Microsoft Corp. Redmond, WA, USA) é um sistema de visão ativa (KHOSHELHAM, 2012) que faz o mapeamento do movimento sem a necessidade de marcadores.

O método de determinação da posição 3D para um determinado objeto na cena é descrito pelos inventores do *Kinect* como processo de triangulação (FREEDMAN, 2010). Essencialmente, um único feixe de infravermelho é dividido por refração depois de sair de uma lente cuidadosamente desenvolvida. Esta refração cria uma nuvem de pontos em um objeto que é então transmitido de volta para um receptor. Usando um *firmware* incorporado, o *Kinect* pode determinar a posição tridimensional de objeto na sua linha de visão por este processo.

A vantagem deste conjunto é que ele permite o registro 3D sem um complexo conjunto de múltiplas câmeras, além de um custo muito menor do que os laboratórios de movimento tradicionais e aparelhos de visão robótica.

O *Kinect* é capaz de produzir informações de análise de usuários presentes na imagem, chamados de mapa de usuário, estes mapas incluem as pessoas detectadas na imagem. O *Kinect* é capaz de detectar os membros e ligamentos do usuário e fazer sua representação, como mostra a figura 19.

**Figura 19- Modelo de esqueleto com membros e ligamentos**



**Fonte:** TOMMER (2011)

Para esta detecção o *Kinect* utiliza a técnica de reconhecimento em tempo real do movimento humano através de imagens de profundidade (SHOTTON, 2011) construídas através da análise da configuração de pontos da luz infravermelha do sensor.

### 2.6.1.2. Sistemas de captura não-ópticos

Existem três tipos de sistemas de captura de movimento não ópticos: inercial, mecânico e magnético, o mais comum é o inercial. A diferença entre os sistemas não ópticos baseados em sensores de inércia e os sistemas ópticos é que nos sistemas não ópticos é medida a rotação, aceleração e flexão ao invés de se medir o deslocamento relativo como nos sistemas ópticos.

#### 2.6.1.2.1. Sistemas de captura de movimento inercial

Em sistemas de captura de movimento sistemas inerciais, sensores de medição como acelerômetros e giroscópios são comumente utilizados na captura de movimento em sistemas inerciais. Um dos produtos disponível no mercado é o Xsens MVN, sistema de captura de movimento inercial (XSENS, 2004). Ele consiste em sensores de inércia presos ao corpo por uma roupa de lycra, resultando em um sistema flexível e portátil de captura de movimentos, figura 20.

**Figura 20- Xsens roupa de captura de movimentos inercial**



**Fonte:** XSENS (2004)

Câmeras de vídeo não são necessárias nestes casos, pois os dados de movimentos capturados pelos sensores inerciais são transmitidos de forma sem fio para os computadores. Cada unidade de sensor contém um giroscópio 3D, um acelerômetro 3D e um magnetômetro 3D. Os giroscópios medem a velocidade angular que é integrada com um tempo para encontrar a orientação do segmento. O acelerômetro mede a aceleração linear que é duas vezes integrada para se encontrar a posição do segmento (ROETENBERG, 2013).

### 2.6.1.2.2. Sistemas de captura de movimento mecânicos

Sistemas mecânicos de captura de movimento captam diretamente o ângulo do movimento das juntas humanas, utilizando uma estrutura como se fosse um esqueleto que é preso ao usuário, e à medida que o usuário se movimenta, move as articulações da estrutura mecânica gerando o cálculo do movimento relativo.

Em comparação com os sistemas de captura inercial ou com os sistemas de captura ópticos, o sistema de captura mecânico permite uma medição direta do movimento, significa que o sujeito pode se mover com maior liberdade em um ambiente grande sem que o movimento fique fora do campo de visão da câmera, ou que o sistema de captação seja influenciado por algum tipo de luz refletora (METAMOTION, 2014). Um sistema de captura de movimento mecânico disponível no mercado é o Gypsy 5, desenvolvido pela Meta Motion (METAMOTION, 2014) e apresentado na figura 21.

**Figura 21- Roupas de captura mecânica de movimento Gypsy**



**Fonte:** GYPSY (2014)

Este sistema captura os dados analógicos dos potenciômetros e os converte em valores digitais que são utilizados para criar uma representação do esqueleto e movimentos do usuário que está vestindo a estrutura.

### 2.6.1.2.3. Sistemas de captura de movimento magnéticos

Sistemas magnéticos de captura utilizam sensores colocados no corpo para medir campos de baixa frequência magnética gerados por uma fonte transmissora.

Os sensores e a fonte são conectados a uma unidade de controle eletrônica que correlaciona às localizações recebidas com as informações de posição e rotação. O usuário veste um conjunto de receptores magnéticos que vão mapear a localização com seu respectivo transmissor magnético (METAMOTION, 2014).

## **2.7. Sistemas embarcados**

Um sistema embarcado é definido como sendo uma parte integrante de um sistema maior (EBERT, 2009), ou seja, analisando qualquer produto eletrônico que necessite de controle, existe um microcontrolador incorporado dentro dele que realiza esta função, logo temos um sistema embarcado, cuja função principal não é computacional, mas sim de controle (WILMSHURS, 2001). Muitos destes possuem características de sistemas de tempo real, como alta velocidade de envio, tratamento e recebimento de dados (TANENBAUM, 2003).

Sistemas embarcados são uma boa alternativa em projetos de robótica onde o tamanho, complexibilidade reduzida, autonomia, restrições de tempo real e baixo consumo de energia são características fundamentais (OLDFIELD, 1995).

Pode-se citar como um exemplo de componente utilizado em sistemas embarcados o Arduino (ARDUINO, 2016) que é uma plataforma de prototipagem eletrônica de *hardware* livre e de placa única, projetada com um microcontrolador Atmel AVR (ATMEL, 2016), com suporte de entrada/saída embutido. E foi utilizado neste projeto como componente que compõe o protótipo da órtese ativa implementada.

### 3. TRABALHOS RELACIONADOS

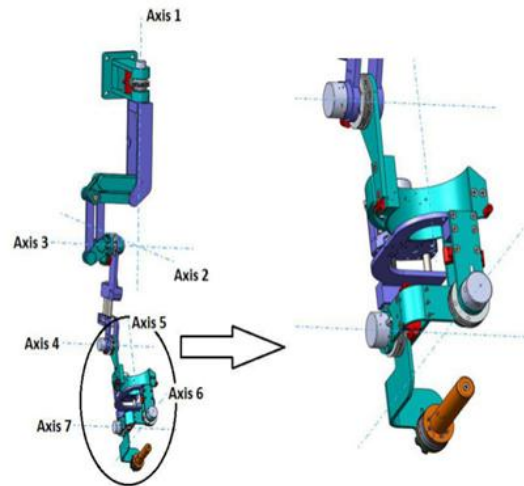
Neste capítulo, são descritos trabalhos relacionados a este trabalho de conclusão, com assuntos referentes à biomecânica humana, análise do movimento com um estudo de ângulos voltado aos membros superiores, trabalhos que abordam estudos sobre lesões no ombro e a amplitude de movimento em pacientes com este tipo de lesão, trabalhos relacionados ao uso de robôs para reabilitação de pacientes com traumas motores, mostrando alguns projetos realizados, seus propósitos e funcionamentos e o uso de sensores para captação de movimentos como método de desempenhar um sistema de interface entre homem e computador, todos estes trabalhos se mostram interessantes e relacionados ao trabalho proposto uma vez que abordam os conceitos mostrados como base para o desenvolvimento do trabalho proposto.

#### 3.1. ***Robotic arm with artificial muscles in rehabilitation (BORIS et. al. 2014)***

O trabalho, chamado "*Robotic arm with artificial muscles in rehabilitation*" (BORIS et. al. 2014) apresenta um estudo genérico sobre o uso de robôs na reabilitação direciona este estudo a robôs de reabilitação dos membros superiores, e em seguida descreve a arquitetura de um robô de reabilitação e suas principais funções.

Por fim o trabalho "*Robotic arm with artificial muscles in rehabilitation*" propõe o design de um braço robótico para reabilitação baseando-se na arquitetura estudada, este design de braço robótico é apresentado na figura 22.

**Figura 22- Design braço robótico**



**Fonte:** Boris (2014)

### **3.2. *Validity and reliability of arm abduction angle measured on smartphone: a cross-sectional study (VARGAS, CRISTINA, 2016)***

O trabalho “*Validity and reliability of arm abduction angle measured on smartphone: a cross-sectional study*” (VARGAS, CRISTINA, 2016), traz um estudo voltado a validade de medições de amplitudes de movimentos nos braços utilizando um aplicativo para *smartphone*, mROM (Brain Dynamics SL, Málaga, Spain) que está disponível na *Google store*. Para comprovar esta validade os dados gerados pelo aplicativo foram comparados com os dados gerados por dois sensores inerciais (Inertia-Cube3 Intersense Inc. Billerica, Massachussets).

Os testes foram realizados com 37 indivíduos dentre eles 23 possuem alguma patologia nos membros superiores e 14 não possuem nenhum tipo de patologia, os pacientes com patologias tiveram a mesma atestada através de exame de imagem de ressonância magnética.

A tabela 1 a seguir mostra os ângulos mínimos e máximos de movimento de abdução medidos através de sensores inerciais e do aplicativo mROM, em pacientes que diagnosticados com patologias e pacientes sem nenhum tipo de patologia nos membros superiores.

**Tabela 1– Ângulo de movimento de abdução com sensores inerciais e aplicativo em pacientes com e sem patologia**

	Mínimo de Amplitude de Movimento		Máximo de Amplitude de Movimento	
	Sem Patologia	Com Patologia	Sem Patologia	Com Patologia
Sensores Inerciais	128,12°	17,53°	195,2°	186,02°
Aplicativo	163,87°	29,58°	179,75°	163,37°

**Fonte:** Vargas, A.; Roldán, J. (2016)

A tabela 2 traz a média da diferença nos valores dos ângulos medidos utilizando os dois processos, novamente para o movimento de abdução os valores máximos e mínimos atingidos e em pacientes com e sem patologia.

**Tabela 2– Media da diferença dos ângulos medidos com os dois sistemas.**

Mínimo de Amplitude de Movimento		Máximo de Amplitude de Movimento	
Sem Patologia	Com Patologia	Sem Patologia	Com Patologia
35°	12,05°	-15,45°	-22,65°

**Fonte:** AUTOR (2016)

Esta tabela 2 tem como intuito apenas demonstrar um comparativo das diferenças nas medições realizadas com os dois procedimentos, o trabalho “*Validity and reliability of arm abduction angle measured on smartphone: a cross-sectional study*” (Vargas, A.; Roldán, J. 2016), valida as medições com aplicativo através de estudos de casos apontando as amplitudes de movimentos que são pertinentes ao diagnóstico de alguma patologia estão em valores inferiores às taxas de erro da medição além de o aplicativo oferecer uma maior autonomia ao processo de medição de ângulos.

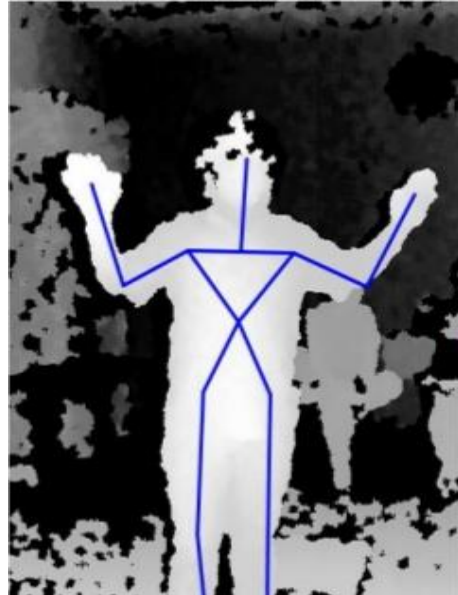
### **3.3. Using the microsoft kinect sensor in kinematics analysis (MARTINS et. al. 2013)**

O trabalho relacionado, “Using the Microsoft Kinect Sensor in Kinematics Analysis” (Martins et. al. 2013), mostra o uso do sensor *Kinect* no campo da análise biomecânica, para isso os autores utilizaram a biblioteca aberta OpenNI e



implementam um *software* na linguagem Java, a figura 23 mostra a interface do *software* desenvolvido neste trabalho.

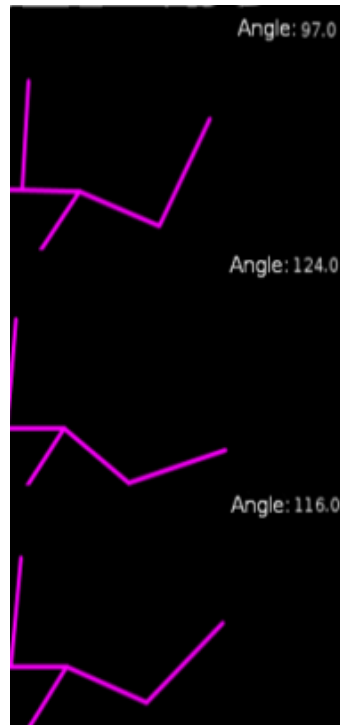
**Figura 23- Interface Java**



**Fonte:** Martins *et. al.* (2013)

Como mostrado na figura 23, os principais segmentos do corpo são captados, e dados como ângulos de velocidade angulares são obtidos, estes valores são utilizados para calcular os ângulos dos segmentos, na figura 24 é mostrado estes valores calculados para o ombro.

**Figura 24- Ângulos calculados para o Ombro**



**Fonte:** Martins *et. al.* (2013)

Por fim o trabalho realiza testes comparativos entre métodos bidimensionais convencionais de análise biomecânicas e a análise utilizando o sensor *Kinect*, a tabela 3 mostra este comparativo.

**Tabela 3– Medias das diferenças dos ângulos medidos com os dois sistemas.**

Velocidade (km/h)	Ângulo máximo de flexão do joelho medido com <i>kinect</i> (graus)	Ângulo máximo de flexão do joelho medido com câmeras de vídeo (graus)	Diferença nas medidas (graus)
2,1	55,50	51,33	4,17
3,1	59,99	58,65	1,34
3,6	61,95	59,34	2,43
4	58,26	59,52	-1,26

4,2	63,54	60,63	2,91
4,5	62,04	61,74	0,3
5	63,72	62,55	1,17
5,3	65,35	62,61	2,74

**Fonte:** Martins et. al. (2013)

Por meio destes valores o trabalho constata o aumento da taxa de erros a medida que se aumenta a velocidade do movimento porém também resalta a existência de uma certa linearidade nestas taxas de erro, por fim o trabalho vê esta taxa de erro com um dos pontos negativos do uso do sensor *kinect* no entanto por possuir um melhor custo benefício o sensor segundo Martins (2013) se mostrou uma boa opção.

#### **3.4. Measurement of shoulder range of motion in patients with adhesive capsulitis using kinect (LEE et. al. 2015)**

No trabalho “Measurement of shoulder range of motion in patients with adhesive capsulitis using *kinect*” (Lee et. al. 2015), faz um estudo de pacientes com capsulite adesiva de ombro, uma desordem de ombro comum na meia idade com uma prevalência de 2% na população geral (TASTO, 2007). O trabalho relacionado mostra que para se obter o diagnóstico deste tipo de lesão as medições de amplitude de movimento são essenciais. Estas medições são realizadas utilizando um goniômetro e podem ser inconvenientes e algumas vezes não confiáveis, o trabalho então sugere a utilização de um sensor *kinect* para realizar estas medições, e com os valores lidos faz um comparativo entre as leituras do goniômetro e do sensor *Kinect*.

As médias de diferença entre as medições realizadas com o sensor *Kinect* e o goniômetro (Amplitude de Movimento, medida com *Kinect* – Amplitude de Movimento, medida com goniômetro) são mostradas na tabela 4.

**Tabela 4– Médias das diferenças entre *kinect* e goniômetro**

<b>Movimento Membro Superior</b>	<b>Diferença Graus</b>
Flexão	-0,12°
Abdução	4,17°
Rotação Externa	1,61°

**Fonte:** Lee et. *al.* (2015)

Para validar a utilização do uso do sensor *Kinect* como ferramenta capaz de diagnosticar se o paciente possui ou não esta lesão o trabalho proposto utilizou inicialmente, os mesmos valores de corte aplicados em uma avaliação com goniômetro (flexão < 165°, abdução < 150°, ou rotação externa < 45°) com estes valores 10 dos 12 pacientes foram diagnosticados com a lesão, posteriormente o trabalho utilizou valores de corte ótimos das curvas ROC, (flexão < 158,3°, abdução < 159,1°, ou rotação externa < 59,1°) e todos os 12 pacientes com a lesão foram diagnosticados positivamente, em complemento em nenhum dos testes realizados pacientes que não possuíam a lesão foram diagnosticados positivamente.

Baseado nestes dados e em sua concordância de medidas com o goniômetro o trabalho conclui que o sensor *Kinect* pode ser utilizado para de medir a amplitude de movimentos e capaz de diagnosticar a capsulite adesiva em pacientes.

### **3.5. Conclusão sobre os trabalhos relacionados**

Conforme descrito nas seções anteriores, o projeto desenvolvido tem como base a implementação de um sistema capaz de medir os ângulos de amplitude de movimento dos membros superiores gerar um arquivo de avaliação destes ângulos medidos e movimentar uma órtese ativa de acordo com estes ângulos lidos. O quadro 1, traz um comparativo das principais funcionalidades dos trabalhos relacionados listados em comparação ao projeto proposto.

**Quadro 1- Comparativo entre os principais trabalhos relacionados**

Funcionalidade	ROBOTIC ARM WITH ARTIFICIAL MUSCLES IN REHABILITATION (BORIS et. al. 2014)	VALIDITY AND RELIABILITY OF ARM ABDUCTION ANGLE MEASURED ON SMARTPHONE: A CROSS-SECTIONAL STUDY(VARGAS, 2016)	USING THE MICROSOFT <i>KINECT</i> SENSOR IN KINEMATICS ANALYSIS (MARTINS et. al. 2013)	MEASUREMENT OF SHOULDER RANGE OF MOTION IN PATIENTS WITH ADHESIVE CAPSULITIS USING <i>KINECT</i> (LEE et. Al. 2015)	PROJET O DESENV OLVIDO
Componenete robótico para reabilitação	Possui	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Possui
Controle de órtese ativa simultaneamente	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Possui
Interface para utilização de profissional da área	Não Possui	Possui	Não Possui	Não Possui	Possui
Permite o salvamento de arquivo de exercício	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Possui
Medição dos ângulos de forma ininterrupta	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Possui
Geração de parecer de paciente avaliado	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Possui
Permite a movimentação de órtese ativa remotamente	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Não Possui	Possui
Utiliza sensor <i>Kinect</i>	Não Possui	Possui	Possui	Possui	Possui

**Fonte:** AUTOR (2016)

Levando em consideração os dados levantados nesta seção e o quadro 1 apresentado, pode-se chegar à seguinte conclusão: existe uma boa quantidade de estudos relacionados à medição de amplitudes de movimento utilizando o sensor *kinect*, porém estes estudos não fornecem nenhum tipo de interface, *software* ou parecer de avaliação que permita o uso dos dados de medição por profissionais da área da fisioterapia, além destes fatores a falta de um sistema que permita o controle de uma órtese ativa de forma remota ou simultaneamente com o fisioterapeuta demonstram várias lacunas abertas em relação à utilização deste sensor e no uso de novas tecnologias para tratamento e avaliação de pacientes com patologias motoras nos membros superiores.

## 4. PROJETO DESENVOLVIDO

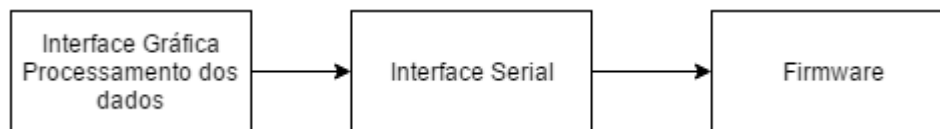
O projeto desenvolvido é composto por *software* e *hardware*. Estes componentes serão detalhados nas subseções seguintes de forma separada, primeiramente o *software* e em seguida o *hardware*.

### 4.1. Software

O *software* desenvolvido para este projeto está dividido em duas partes, conforme o diagrama em blocos do *software* da figura 25: *firmware* e *softwares* de interface gráfica e processamento de dados (Avaliação e Carregamento de Exercício).

O *firmware* é responsável pela configuração do microcontrolador, e tem a função de receber os dados do PC usando a interface serial e movimentar a órtese de acordo com os dados recebidos.

**Figura 25- Diagrama de blocos do software**



**Fonte:** AUTOR (2016)

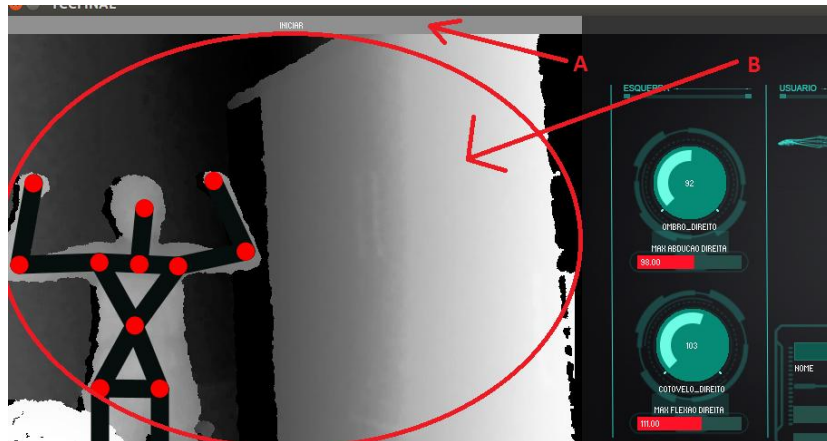
O sistema de interface gráfica possui dois *softwares*, desenvolvidos na linguagem Processing que é uma linguagem de programação de código aberto e ambiente de desenvolvimento integrado (IDE), que tem por base o Java (PROCESSING, 2012). Dentre os dois *softwares*, um deles tem como função a avaliação da amplitude de movimento do paciente, ativação da órtese e salvamento de exercícios captados, sendo denominado como *software* de avaliação. O outro *software* tem como função o carregamento dos exercícios salvos e a ativação da órtese, sendo chamado de *software* de exercícios.

#### 4.1.1. Software de Avaliação

Como parte da implementação do *software* de avaliação foi instalado o *software* OpenNI (*Open Natural Interaction*), um SDK de desenvolvimento de

aplicações para dispositivos de interação natural (*Natural Interaction*). Este SDK permite o desenvolvimento em várias linguagens de programação além de ser um *software open source*, que pode ser usado em diversas plataformas. A figura 26 mostra parte da interface do *software* de avaliação no momento em que está medindo os movimentos de um usuário.

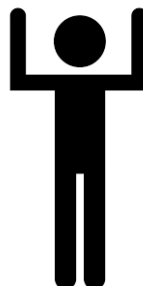
**Figura 26- Parte da Interface do Software de Avaliação**



**Fonte:** AUTOR (2016)

Após o usuário clicar no botão iniciar, item A da figura 26, a metade da esquerda da interface do sistema desenvolvido (item B), irá apresentar a imagem em profundidade captada pelo sensor *kinect*. Para que o *software* inicie a medição dos ângulos após clicar no botão iniciar, é necessário que o paciente realize um processo de calibração, que consiste em ficar em frente ao sensor a uma distância de cerca de 3 metros e em uma posição pré-definida, conforme a figura 27.

**Figura 27- Posição de Calibragem**

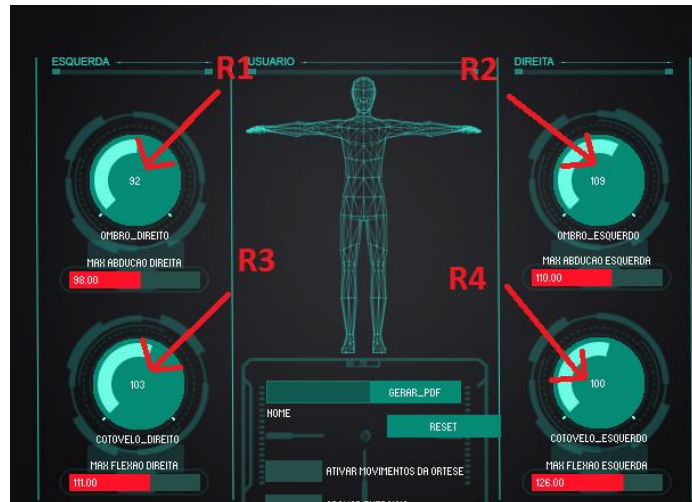


**Fonte:** AUTOR(2016)

Após este processo, a medição de ângulos é iniciada e através dos itens R1, R2, R3, R4, mostrados na figura 28, pode-se saber o ângulo de movimento atual dos ombros e cotovelos do paciente, utilizando para isso as informações das juntas

captadas pelo sensor *Kinect*. Estas informações são obtidas com auxílio da biblioteca OpenNI, que fornece a posição das juntas do corpo em coordenadas.

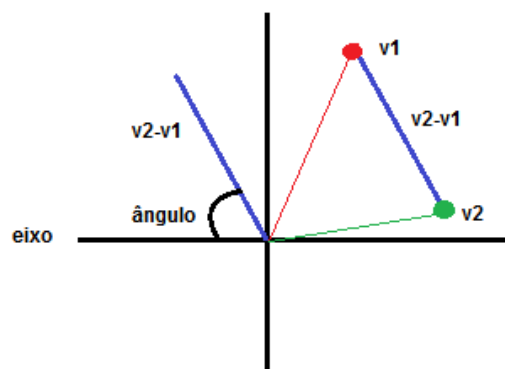
**Figura 28- Medição dos ângulos R1, R2, R3, R4**



**Fonte:** AUTOR (2016)

Com o uso dos conceitos apresentados neste documento sobre geometria analítica para auxiliar no cálculo dos ângulos, foi criada uma função *AnguloOf*, que recebe três argumentos, sendo dois vetores que representam as extremidades do membro cujo ângulo é o que será calculado e um terceiro vetor que representa o eixo de orientação. Esta função subtrai um vetor do outro, o que resulta em um novo vetor que representa o membro que conecta estes dois vetores. A lógica desta função é mostrada na figura 29.

**Figura 29- Representação da função *AnguloOf***



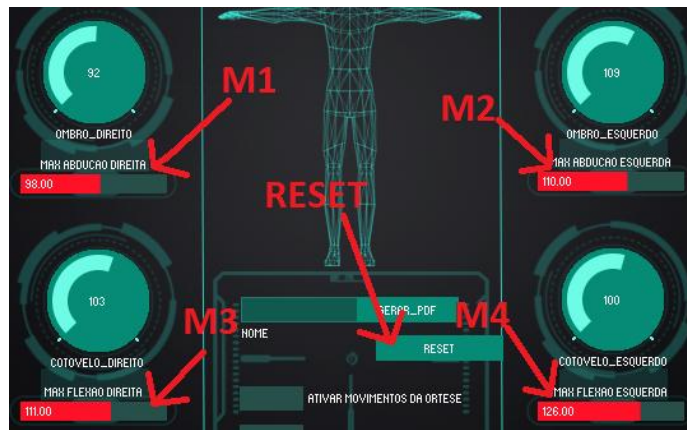
**Fonte:** AUTOR (2016)

Em seguida, uma função nativa, que calcula o ângulo entre dois vetores, calcula o ângulo entre o membro e o eixo oposto do membro em questão. Esta



função retorna em radianos, então uma conversão para ângulos é feita. Logo, para o ombro deve-se calcular o ângulo entre o braço em referência a orientação do tronco, e para o cotovelo, o ângulo entre o antebraço em referência a orientação do braço. A figura 30 mostra os itens M1, M2, M3 e M4, nos quais ficam salvos os valores de amplitude máxima atingidos por aquele usuário. Além disso, existe a opção de zerar os valores durante a captura através do item RESET, para evitar o uso de algum dado inconsistente captado na geração de documento de avaliação.

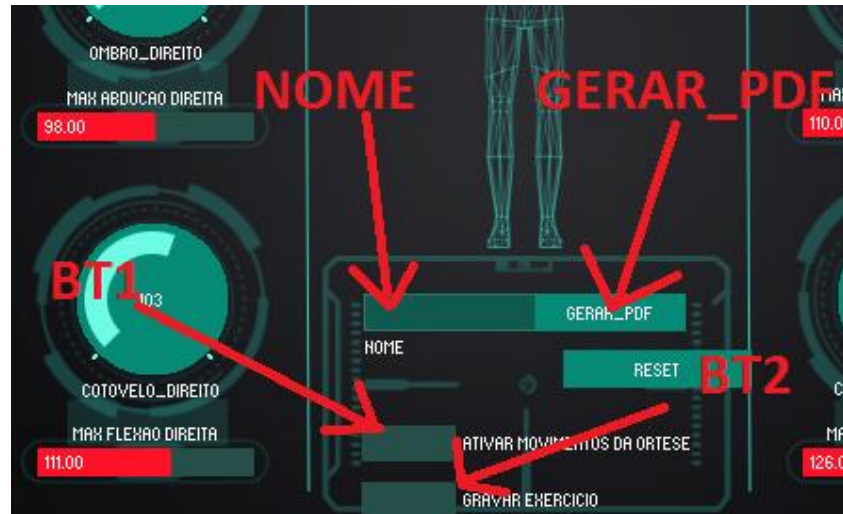
**Figura 30- Nome e Medições**



**Fonte:** AUTOR (2016)

Em seguida, a figura 31 traz o item NAME que permite a inserção do nome do paciente avaliado para que, ao se clicar no item GERAR\_PDF, seja gerado um documento de avaliação do paciente com estes valores máximos. Por fim, na interface existem dois itens BT:BT1, que ativa a órtese enviando os valores captados via serial para o sistema embarcado da órtese, e BT2, que cria um arquivo de exercícios com os valores dos ângulos captados a partir do momento em que este botão seja acionado.

Figura 31- NAME, GERAR\_PDF, BT1, BT2



Fonte: AUTOR (2016)

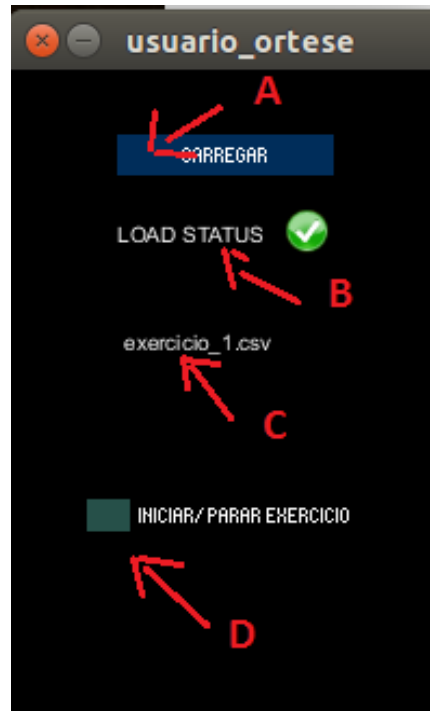
Estes itens completam os componentes presentes no *software* de avaliação e contemplam todas as funcionalidades do projeto desenvolvido, incluindo a possibilidade de no futuro se utilizar os itens de operação da órtese ativa para um processo de reabilitação remota.

#### 4.1.2. Software de Exercício

Este *software* faz a leitura de um arquivo salvo pelo *software* de avaliação e oferece a opção de ativar os movimentos da órtese usando estes valores. A figura 32 mostra a interface deste *software*. Nesta imagem, o item A mostra o botão que, quando clicado, abre uma janela para busca do arquivo de exercício, o item B indica o *status* de carregamento do exercício carregado e o item D habilita a movimentação da órtese com os movimentos contidos no arquivo carregado.

O propósito deste *software* é fornecer a possibilidade de um processo de reabilitação remota de um paciente, por esta razão ele foi implementado separadamente e não como uma opção extra no *software* de avaliação.

Figura 32- Interface *software* exercicio



Fonte: AUTOR (2016)

#### 4.2. *Hardware* do projeto

A pesquisa teórica descrita anteriormente serviu de base para a escolha do microcontrolador utilizado no projeto. Este tópico tem como finalidade listar os componentes que foram utilizados e descrever suas características.

O *hardware* do projeto, conforme figura 33, está composto, basicamente, na parte de movimentação do membro por um servo motor que fica preso ao membro por uma estrutura, e um microcontrolador para fazer o processamento dos dados recebidos por interface serial enviados pelo *software* do projeto e realizar a ativação do servo motor.

**Figura 33- Hardware do projeto**



**Fonte:** AUTOR (2016)

Este projeto recebe, por interface serial, o ângulo de movimento enviado por um dos *softwares* desenvolvidos e os envia ao servo motor através de um sinal PWM, fazendo com que o servo motor rotacione até a posição. Para isso, o *firmware* carregado no microcontrolador tem como função receber dados via comunicação serial e converter em sinal PWM para o servo motor.

## **5. RESULTADOS**

Este capítulo apresenta, analisa e discute os resultados obtidos no estudo de caso complementar que integra esta investigação. Primeiramente uma breve introdução, seguida de três subcapítulos, nos quais são apresentados os procedimentos quanto à captação de dados e a execução das técnicas utilizadas. Segue-se a análise e discussão dos dados recolhidos e finaliza com comparativos e identificações das limitações do projeto.

### **5.1. Introdução**

O projeto foi testado sobre dois aspectos, primeiramente no aspecto de precisão onde foi realizado um comparativo entre as leituras de ângulos de movimento utilizando o projeto criado e um goniômetro. O projeto também foi testado quanto a sua funcionalidade de gerar uma avaliação do paciente onde um comparativo entre um parecer utilizando os dados de uma avaliação convencional e a avaliação gerada pelo *software* foi realizada.

### **5.2. Procedimentos para a captação teste de precisão**

Para esta fase, no Bloco 34 da fisioterapia da Universidade de Santa Cruz do Sul (UNISC), realizada juntamente com o profissional da fisioterapia, professor Rafael Kniphoff da Silva, uma captação de dados onde inicialmente uma breve explicação das amplitudes de movimento a serem realizadas foi feita e em seguida, foram executadas as medições das amplitudes solicitadas, na posição de pé. Cada medição foi realizada utilizando um goniômetro mostrado nos capítulos anteriores e o projeto desenvolvido com o braço na mesma posição para ambos. Esta captação de dados foi realizada no mês de outubro de 2016.

### **5.3. Procedimentos para a captação teste de avaliação**

Esta etapa foi realizada no Bloco 34 da fisioterapia da Universidade de Santa Cruz do Sul (UNISC), foi acompanhada por uma profissional da fisioterapia, ela contou com uma paciente do sexo feminino com 43 anos de idade e diagnosticada portadora de artrite reumatóide nos ombros. Primeiramente foi dada uma breve explicação dos movimentos que deveriam ser realizados pela paciente foi feita. Em

seguida, a paciente foi submetida à avaliação de amplitude de seu movimento utilizando o projeto implementado, os movimentos de abdução foram repetidos três vezes de forma a consolidar os dados captados, a paciente também passou pelo procedimento convencional de medida de ADM com o goniômetro, processo este feito por um profissional da fisioterapia.

#### 5.4. Análise e discussão dos resultados

Este projeto desenvolvido possui dois métodos de análise um em relação a sua precisão quando comparado com as medições utilizando um goniômetro e outro em relação à avaliação, onde um paciente teve suas amplitudes de movimento medidas por goniometria e pelo sistema implementado e uma comparação entre os valores obtidos foi feita.

A tabela 5 traz um comparativo entre as medições captadas com o goniômetro e as captadas pelo projeto implementado, o membro avaliado foi o braço direito e em todas as medições para cada amplitude medida o membro permaneceu imóvel, para não comprometer a fidelidade dos dados.

**Tabela 5– Goniômetro X Sistema Desenvolvido**

GONIÔMETRO (graus)	SOFTWARE DE AVALIAÇÃO (graus)	DIFERENÇA (graus)
45°	46°	1°
90°	89°	1°
135°	138°	3°
180°	179°	1°

**Fonte:** AUTOR (2016)

Nesta tabela 5 ainda pode-se observar o campo diferença onde se mostra a diferença em graus das medições, que serve para se fazer um comparativo dos valores, que em termos reais, considerando as medições feitas pelo goniômetro atribuindo um peso de 100%, as medições feitas pelo projeto apresentaram 98,5% de resultado comparativo, ou seja, 1,53% de diferença.

O segundo método de análise está relacionado à validação do projeto na avaliação da paciente SK, a tabela 6 traz os valores captados com o goniômetro e

os captados pelo projeto implementado, além de um campo com a diferença entre os valores, os membros avaliados foram os braços e em todas as medições o paciente foi orientado a realizar o mesmo tipo movimento e repetí-lo três vezes para consolidar as leituras.

**Tabela 6– Avaliação Goniômetro X Avaliação Sistema Desenvolvido**

	Goniômetro	Sistema	Diferença dos Valores
Ombro Direito	145°	139°	6°
Ombro Esquerdo	135°	124°	11°
Diferença Entre os Membros	10°	15°	5°

**Fonte:** AUTOR (2016)

Com os valores da tabela 6 realiza-se o mesmo procedimento aplicado aos valores da tabela 5, ou seja, em termos reais, considerando as medições feitas pelo goniômetro, atribuindo um peso de 100%, as medições feitas pelo projeto apresentam 91,5% de resultado comparativo, ou seja, 8,5% de diferença, uma valor maior em comparação ao obtido na compração anterior, porém este aumento na diferença pode ser justificado pelo fato de o paciente ter realizado o movimento de abdução com uma compensação em flexão de ombro, que foi corrigida pelo profissional da fisioterapia que acompanhava o processo, contudo durante a avaliação com o goniômetro o paciente pode também ter compensado o movimento e não ter sido corrigido e desta forma gerado esta alteração nos valores captados. Ainda assim estas variações possuem uma simetria onde a amplitude máxima do membro esquerdo foi maior que a do membro direito em ambas as avaliações e a diferença de amplitude entre os dois membros também existiu. A figura 34 mostra a ficha de avaliação gerada para a paciente SK com o projeto desenvolvido.

**Figura 34- Ficha de Avaliação do Paciente**

FICHA DE AVALIAÇÃO DE MOVIMENTO DOS MEMBROS SUPERIORES	
PACIENTE	
PACIENTE SK	
DATA DA AVALIAÇÃO : 22/11/2016	
<b>DIREITA</b>	<b>ESQUERDA</b>
Máximo de abdução 139.0°	Máximo de abdução 124.0°
Máximo de flexão 53.0°	Máximo de flexão 35.0°
<b>OBSERVAÇÕES</b>	<b>REFERENCIAL DO MOVIMENTO DOS OMBROS LIDOS</b>
	Diferença de: 15.0°

**Fonte:** AUTOR (2016)

Esta figura 34 traz os itens de A até G. A e C apresentam os valores máximos de ADM nos movimentos de abdução dos ombros medidos pelo projeto, os itens B e D mostram os valores máximos no movimento de flexão do cotovelo (estes valores visam um uso futuro em uma análise de movimento dos cotovelos e foram mantidos no projeto, porém não foi validado até o presente momento), o item E, mostra um “avatar” com os membros superiores nas posições dos ângulos máximos atingidos pelo usuário como método ilustrativo para o fisioterapeuta, o item F traz a diferença de ADM máxima atingida entre os movimentos de abdução dos ombros (este fator é importante em casos de pacientes mastectomizadas, por exemplo, como citado no capítulo 2.2), além disso, o documento de avaliação disponibiliza uma área onde o fisioterapeuta pode adicionar informações pertinentes ao paciente avaliado, item G.



Esta avaliação foi discutida junto ao professor de fisioterapia, Rafael Kniphoff da Silva, e os valores obtidos se mostraram válidos se levando em conta os fatores anteriormente citados especialmente no processo de captação dos valores da goniometria na avaliação da paciente.

Por fim, realizou-se dois comparativos entre trabalhos relacionados, ambos em relação á media de diferença de medições utilizando o seu sistema e a goniometria, e comparando esta diferença a obtida neste projeto. A tabela 1, mostra o primeiro comparativo entre a diferença encontrada no movimento de abdução no trabalho de Lee *et al.*(2015).

**Tabela 7– Média das Diferenças Entre os Trabalhos**

	DIFERENÇA (graus)
LEE	4,17°
PROJETO	1,5°

**Fonte:** AUTOR (2016)

Pode-se observar que o presente trabalho em comparação ao de Lee *et al.*, possui um menor valor de diferença entre as medições, o que leva este trabalho a possuir uma maior qualidade nos resultados obtidos. Em seguida, na tabela 8 é feito um comparativo de medições de amplitude máxima do movimento de abdução em pacientes com alguma patologia, esta tabela compara este projeto com o de Vargas, A.; Roldán, J. (2016).

**Tabela 8– Médias Vargas X Projeto**

	DIFERENÇA (graus)
VARGAS	22,65 °
PROJETO	7,33 °

**Fonte:** AUTOR (2016)

Observa-se nesta tabela 8, que o presente trabalho em comparação ao de Vargas, A.; Roldán, J.(2016), também possui um menor valor de diferença entre as medições, o que leva este trabalho mais uma vez a possuir uma maior qualidade nos resultados obtidos na avaliação de pacientes com algum tipo de patologia nos membros avaliados.

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho de conclusão apresentou um projeto capaz de realizar com o sensor *Kinect* a medição de ADM dos ombros de seu usuário e disponibilizar estes dados para profissionais da área da fisioterapia como alternativa aos métodos convencionais utilizados. O trabalho também apresenta o uso de órteses ativas no processo de reabilitação de pacientes, através de um protótipo de órtese que pode ser controlado a partir de movimentos captados pelo projeto criado.

Para isso, foram necessários estudos e conceitualizações apresentados no Capítulo 4. Estes, relacionados à área da biomecânica, buscam as características de movimento dos membros superiores relacionados às lesões que acometem estes membros e que possam ter seu diagnóstico auxiliado pelo sistema proposto. Além disso, foram realizados estudos sobre órteses e órteses ativas que servem como base para o protótipo de órtese ativa desenvolvido, conceitos sobre geometria analítica, sendo utilizados para os cálculos desempenhados pelo *software* implementado.

Além dos estudos e definições citados anteriormente, fez-se necessário uma ampla pesquisa em relação à parte de reconhecimento de gestos, com o objetivo de definir a melhor tecnologia para realizar a captura levando em consideração o custo de sensores a complexibilidade de análise e o quanto invasiva a captura seria. A tecnologia que melhor balanceou todos estes fatores optou pelo uso do sensor *Kinect* que, além destas características, também representa uma nova tendência na análise e interpretação de gestos.

Para o desenvolvimento do protótipo da órtese ativa foi realizado uma conceitualização sobre sistemas embarcados e a apresentação do *hardware* escolhido para a implementação levando em conta as particularidades do sistema embarcado projetado como, controle de servo motor e comunicação serial, o *hardware* apresentado foi o Arduino.

Existiram diversos desafios para o desenvolvimento deste trabalho, desde a captação dos gestos e o método matemático utilizado para se determinar os valores de ADM até as reuniões com profissionais da fisioterapia para se determinar como estas informações deveriam ser dispostas na interface do sistema, quais

informações o documento de avaliação deveria conter e quais possibilidades futuras o protótipo de órtese ativa iria proporcionar, além das captações de dados com pacientes e especialistas para se gerar os comparativos.

Como contribuição social e científica deste trabalho, pode-se citar a possibilidade de o mesmo vir a ser utilizado por profissionais da área da fisioterapia como um sistema de avaliação de pacientes confiável, rápido e pouco invasivo, além de o protótipo de órtese ativa oferecer uma possibilidade de no futuro se implementar um modelo de reabilitação remota.

Dentre os trabalhos relacionados foi feita uma pesquisa de características e funcionalidades apresentadas no quadro 1, seção 3.5, capítulo 3, onde há uma comparação entre os trabalhos relacionados estudados e o projeto proposto neste TCC, onde se pode notar a carência de sistemas voltados a usuários finais utilizando as vantagens oferecidas pelo sensor *Kinect*, carências estas que são supridas pelo projeto desenvolvido.

Pode-se concluir que os objetivos gerais deste trabalho foram alcançados, visto que foi possível desenvolver um projeto capaz de medir de forma satisfatória as ADMs quando comparado com os métodos convencionais, goniometria, além de permitir a geração de um documento de avaliação contendo as amplitudes máximas do movimento de abdução do ombro alcançadas pelos pacientes, este documento pode servir como alternativa ao método convencional de goniometria tendo em vista a alta taxa de simetria dos valores lidos, todos estes processos de testes foram acompanhados por um profissional especialista (Fisioterapeuta). E por fim ainda existe a capacidade de se gravar e executar gestos pela órtese que permite no futuro um sistema de reabilitação remota.

### **6.1. Trabalhos Futuros**

Ao finalizar este trabalho pode-se definir algumas melhorias relevantes ao projeto que pode tornar o mesmo uma ferramenta mais ampla, sendo uma delas a implementação de medições para os outros membros do corpo humano como as pernas e a adição da medição de outros movimentos como rotação e pronação, além de se avaliar outros componentes do braço como pulso e a utilização dos

valores já lidos de flexão do cotovelo na identificação e medição de ADM em pacientes que possuam alguma patologia que atinja estes membros.

Contudo a sugestão mais significativa para este sistema seria a implementação de uma órtese ativa em escala real capaz de ser usada por pacientes, onde seria possível a realização de testes voltados à reabilitação remota de pacientes e faria o projeto implementado se tornar uma plataforma de avaliação e reabilitação.

## REFERÊNCIAS

- ALEXANDER, R. *Mechanics of animal movement*. Current Biology, Vol.15, p.616-619, 2005.
- ARDUINO, *Arduíno Uno*. 2016. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>>. Acessado em Março de 2016.
- ARFKEN, G. *Scalar or Dot Product*. Mathematical Methods for Physicists, 3<sup>rd</sup> ed. Orlando, FL: Academic Press, p.13-18, 1985.
- ARICI, T. *Introduction to programming with Kinect: Understanding hand / arm / head motion and spoken commands*. Signal processing and Communications Applications Conference (SIUD). p.18-20. 2012.
- ARNETT, F.; EDWORTHY, S.; BLOCH, D. *The American Rheumatism Association 1987 revised criteria for classification of rheumatoid arthritis*. Arthritis Rheum, Vol. 31, p.315-24, 1988.
- ASHLEY, J.; WEBB, J. *Beginning Kinect 2012 Programming with the Microsoft Kinect SDK 1*. Apress, 2012.
- ATMEL, *Atmel AVR 8-bit and 32-bit Microcontrollers*. 2016. Disponível em: <<http://www.atmel.com/products/microcontrollers/avr/default.aspx>>. Acessado em Março de 2016.
- AURÉLIO, *Dicionário Aurélio da Língua Portuguesa*. 2006.
- ARNETT, F. *et al. The American Rheumatism Association 1987 revised criteria for the classification of rheumatoid arthritis*, Arthritis & Rheumatism, Vol.31, p.24-315. 1988.
- AZEVEDO, C.; NICOLAS, A.; SORAYA, A. *Bipedal walking: from gait design to experimental analysis*, Proceedings of INRIA '03', Saint Ismier, 2003.
- BATISTA, L.; CAMARGO, P.; AIELLO, G. *et al., Avaliação da amplitude articular do joelho: correlação entre as medidas realizadas com goniômetro universal e no dinamômetro isocinético*. Ver. Brás. Fisioter., Vol. 10, No.2, p193-198. 2006.

BIODEX Medical Systems. 2016. Disponível em: <<http://www.biodex.com>>. Acessado em: maio de 2016.

BORIS, J. et al. *Robotic arm with artificial muscles in rehabilitation*. Procedia Engineering, Vol. 96, p. 195-202, 2014.

BUENO, R.; LESSA, C.; RODRIGUES, A. *Eficácia da Cinesioterapia na amplitude articular, no edema e no quadro algico em paciente portador de Capsulite Adesiva*. Rio de Janeiro: UGF, 2009.

CAURAUGH, J.; SUMMERS, J. *Neural plasticity and bilateral movements: a rehabilitation approach for chronic stroke*. Progress in Neurobiology. Vol. 75, No.5, p.309-320. 2005.

EBERT, C.; SALACKER, J. *Guest Editor's Introduction: Embedded Software Technologies and Trends*, Software, IEEE, Vol.26, p.14–18, 2009.

ENGIN, E. *On the Biomechanics of the Shoulder Complex*, Journal of Biomechanics, Vol.13, p.575-590, 1980.

FERREIRA, Aurélio Buarque de Holanda. *Dicionário Eletrônico Aurélio Século XXI*. Rio de Janeiro: Editora Nova Fronteira e Lexikon Informática, 1999. Versão 3.0 1 CD-ROM.

FILIPPO, M. *Uma contribuição da automação para o desenvolvimento de órteses ativas para membros inferiores*. 2006. Dissertação de mestrado, Universidade estadual de campinas, Campinas, 2006.

FLAM, D. *Openmocap: An open source software for optical motion capture*, IEEE. Games and Digital Entertainment (SBGAMES), VIII Brazilian Symposium, p. 151–161, 2009.

FOLEY, J. D. et al. *Computer Graphics: Principles and Practice*. Boston: Addison-Wesley, Vol.2. 1997.

FREEDMAN, B. et al. *Mapping Using Projected Patterns*. 2010.

FURNISS, M. Motion Capture. MIT communications forum. 2014. Disponível em: <<http://web.mit.edu/comm-forum/papers/furniss.html>>. Acessado em Fevereiro de 2014.

GOPURA, R.; KIGUCHI, K. *Development of a 6DOF Exoskeleton Robot for Human Upper-Limb Motion Assist*, Proc. of IEEE International Conference on Information for Sustainability, p.13-18, 2008.

GOPURA, R.; KIGUCHI, K.; HORIKAWA, E. *A Study on Human Upper-Limb Muscles Activities during Daily Upper-Limb Motions*, International Journal of Bioelectromagnetism, 2009.

GUIDELINES, A. *Guidelines for the management of rheumatoid arthritis*, Arthritis Rheum, Vol.46, p.328-46, 2002.

HATZE, H. *The meaning of the term biomechanics*. Journal of Biomechanics, Vol. 7, p. 189-190, 1974.

IBGE. Dia nacional de luta da pessoa portadora de deficiência 2000. Disponível em: <[http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia\\_imprensa.php?id\\_noticia=438](http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_imprensa.php?id_noticia=438)>. Acessado em: março de 2016.

JI, X.; LIU, H. *Advances in view-invariant human motion analysis: a review*. Systems, Man, and Cybernetics , IEEE Trans., Vol. 1, No. 40, p. 13–24, 2010.

KAZEROONI, H. *Human/robot interaction via the transfer of power and information signals*, Proceedings of the annual International Conference of the IEEE Engineering in Engineering in Medicine and Biology Society, Vol.3, p.908-909, 1989.

KEBS, *Orthoses- Upper limb Orthoses Specification*. Kenya Bureau of Standards. 2013.

KHOSHELHAM, K.; ELBERINK, O. *Accuracy and Resolution of Kinect Depth Data for Indoor Mapping Applications*. Sensors (Basel). Vol.12, p.1437-54, 2012.

KIGUCHI, K. et al. *An Exoskeletal Robot for Human Shoulder Joint Motion Assist*, IEEE/ASME Transacion on Mechatronics, Vol.8, No.1, p. 125-135, 2003.



- KIGUCHI, K. et al. *Application of multiple Neuro-Fuzzy Controllers of an Exoskeletal Robot for Human Elbow Motion Support*, Transaction on Control, Automation and System Engineering, Vol. 4, p. 49-55, 2002.
- KURTENBACH, G.; HULTEEN, E. *Gestures in Human-Computer Communication. The Art and Science of Interface Design*. p.309-317. 1990.
- LECH, O; SUDBRACK,G.; NETO, C. *Capsulite Adesiva (“ombro congelado”)*. Revista Brasileira de Ortopedia, Vol.29, No.9, 2003.
- LEE S.; YOON, C.; SUN, G.; HEE, C.; YOUNGBIN, K.; HEE, P.; KEEWON, K.; *Measurement of Shoulder Range of Motion in Patients with Adhesive Capsulitis Using a Kinect*. PLoS ONE, Vol.10, No.6, 2015.
- LEVY E.; BARRAGÁN, C. *Ortopodologia y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo*, Elsevier España, 2003.
- LONDON, J. *Kinematics of the Elbow*, Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.63-a, p.529-535, 1981.
- MARIANA, C.; PRISCILLA, R.; SILVA, O.; LILIAN, L.; ELIZABEL, S.; MARIA, T.. *Amplitude de movimento e medida de independência funcional em pacientes mastectomizadas com linfadenectomi axilar*. Revista Ciência Médica, Vol.21, p.111-118, 2012.
- MARQUES, A.; *Manual de Goniometria*, Editora Manole, 2002.
- MARTINI, F.; TIMMONS, J.; TALLITSCH, R. *Active orthoses for the lower-limbs: Challenges and state of the art*, Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007.
- MARTINS , V.; GLAUBER, V.; DEPRÁ, P.; COSTA, A. *Using the Microsoft Kinect Sensor in Kinematics Analysis*, XXIV Congress of the International Society of Biomechanics, 2013.
- METAMOTION, Meta motion, 2014. Disponível em: <<http://www.metamotion.com>>. Acessado em Maio de 2016.

META Motion. Optical Motion Capture Systems. Disponível em: <<http://www.metamotion.com/motion-capture/optical-motion-capture-1.htm>>.

Acessado em Março de 2014.

MICROSOFT, Project Natal 101, 2009. Disponível em: <<http://download.microsoft.com/download/A/4/A/A4A457B3-DF5D-4BF2-AD4E-963454BA0BCC/ProjectNatalFactSheetMay09.zip>>. Acessado em Junho de 2009.

OLDFIELD J.; RICHARD, C. *Field programmable gate arrays*, John Wiley & Sons, 1995.

ORTHOTIC, Cascade, Órtese tipo kafo, Cascade Orthotics. 2009. Disponível em: <<http://www.cascadeorthotics.com/html/kafo-knee-ankle-orthosis.html>>. Acessado em Março de 2009.

PERRY, C.; ROSEN, J. *Upper-Limb Powered Exoskeleton Design*, IEEE/ASME Transaction on Mechatronics, Vol. 12, p. 408-417, 2007.

PRATT, D. *Some aspects of modern orthotics. Physiological Measurement*. No.15, p.1-27. 1994.

QUALISYS, Motion Capture system, 2004. Disponível em: <<http://www.qualisys.com>>. Acessado em fevereiro de 2014.

REHABTECH, *Rehabilitation Technology Research Unit*. 1998.

RIETMAN, J.; DIJKSTRA, P.; HOESKSTRA, H.; EISMA, W.; SZABO, B.; GROOTHOFF, J.; *et al. Late morbidity after treatment of breast cancer in relation to daily activities and quality of life: A systematic review*. Eur J Surg Oncol. Vol.29, p.229-38, 2003.

ROETENBERG, D.; LUNGE, H.; SLYCKE, P., *Xsens MVN:Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors*. Xsens Technologies. 2013.

SASAKI, M.; YAMAGUCHI, T.; KIGUCHI, K. *Development of a 4DOF Exoskeleton Robot for Upper-Limb Motion Assist*, Proc. of ASME/JSME Joint Conference on Micromechatronics for Information and Precision Equipment, USA , 2005.

SHOTTON, J. et al. *Real-time human pose recognition in parts from single depth images*, Proceedings of the 2011 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), p. 1297-1304, p. 20-25, 2011.

SILVA, M. *Lei do cosseno*, Brasil Escola. Disponível em <http://brasilecola.uol.com.br/matematica/lei-coseno.htm>. Acesso em 09 de novembro de 2016.

SILVA, M.; DERCHAIN, S.; REZENDE, L.; CABELLO, C.; MARTINEZ, E. *Movimento do ombro após cirurgia por carcinoma invasor da mama: estudo randomizado prospectivo controlado de exercícios livres versus limitados a 90° no pós-operatório*. Revista Brasileira Ginecol. Vol.26, p.125-30, 2004

TASTO, J.; ELIAS, D. *Adhesive capsulitis*, Sports Med Arthrosc, Vol.15, No 4, p.216-21, 2007.

TANENBAUM, A. *Sistemas operacionais modernos*. 2. ed. São Paulo: Livro Técnico, Prentice Hall, 2003.

TOMMER, L. et al. *Kinect Identity: Technology and Experience*, Computer, Vol.44, No. 4, 2011.

VARGAS, C.; CRISTINA, R. *Validity and reability of arm abduction angle measured on smartphone: a cross-secttional study*, BMC Musculoskeletal Disorders, p.17-93, 2016.

YANG,C. et al. *A Review of Exoskeleton-Type Systems and Their Key Technologies*, Journal of Mechanical Engineering Science, Vol.222, p.1599-1612, 2008.

WILMSHURS, T. *An Introduction to the Design of Small-Scale Embedded Systems*, Palgrave, 2001.