

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS COMPUTACIONAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

Dissertação de Mestrado

Robótica Assistiva: Utilização do Kinect para Reabilitação de Membros Superiores

Leonardo Lucchesi da Cunha Guimarães

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Computação da Universidade Federal do Rio Grande, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computação

Orientador: Prof. Dr. Adriano Velasque Werhli
Co-orientador: Prof. Dr. Vinícius Menezes de Oliveira

Rio Grande, 2021

Ficha Catalográfica

G963r Guimarães, Leonardo Lucchesi da Cunha.
Robótica Assistiva: utilização do *Kinect* para reabilitação de membros superiores / Leonardo Lucchesi da Cunha Guimarães. – 2021.
104 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande – FURG, Programa de Pós-Graduação em Computação, Rio Grande/RS, 2021.

Orientador: Dr. Adriano Velasque Werhli.

Coorientador: Dr. Vinícius Menezes de Oliveira.

1. Robótica Assistiva 2. Reabilitação 3. Amplitude de Movimentos
4. *Kinect* 5. Membros Superiores I. Werhli, Adriano Velasque
II. Oliveira, Vinícius Menezes de III. Título.

CDU 369.234.44

Catologação na Fonte: Bibliotecário José Paulo dos Santos CRB 10/2344

Banca examinadora:

Prof. Dr. Renato Ventura Bayan Henriques

Prof. Dr. Leonardo Ramos Emmendorfer

Prof. Dr. Ricardo Nagel Rodrigues

RESUMO

GUIMARÃES, Leonardo Lucchesi da Cunha. **Robótica Assistiva: Utilização do Kinect para Reabilitação de Membros Superiores**. 2021. 104f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande.

Uma importante etapa do processo de reabilitação de movimentos é o diagnóstico de limitações do paciente. A técnica mais utilizada tradicionalmente por fisioterapeutas consiste na goniometria, exame no qual o paciente realiza movimentos propostos pelo especialista e este mede o ângulo desenvolvido pela articulação com o auxílio de um goniômetro. Este exame é muito influenciado pela experiência do especialista, que de acordo com a sua técnica pode encontrar diferentes resultados do mesmo exame realizado por outro especialista. Assim, surgem alternativas tecnológicas para facilitar esta avaliação, porém muitas alternativas encontradas comercialmente possuem um elevado custo do equipamento e alternativas com menor custo são mais difíceis de ser encontradas, em sua maioria são apenas sistemas utilizados em laboratório e sem uma validação realizada com movimentos reais e com o acompanhamento de especialistas da área. O presente trabalho busca desenvolver um sistema de baixo custo para realizar a tarefa descrita, nesta proposta é utilizado um sensor *Kinect*, que é capaz de capturar com uma boa precisão os pontos das articulações do indivíduo no espaço. Através dos pontos no espaço são utilizadas equações de ângulo entre retas e filtros para suavizar os valores encontrados *online* para capturar a amplitude de movimentos dos membros superiores. Para validar o sistema desenvolvido foi realizada uma parceria com o curso de Fisioterapia da Faculdade Anhanguera do Rio Grande, assim é possível comparar resultados obtidos pelo sensor e resultados obtidos através de exames tradicionais de goniometria realizados por alunos do curso.

Palavras-chave: Robótica Assistiva, Reabilitação, Amplitude de movimentos, Kinect, Membros Superiores.

ABSTRACT

GUIMARÃES, Leonardo Lucchesi da Cunha. **Assistive Robotics: The Use of Kinect for Upper Limb Rehabilitation**. 2021. 104f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande, Rio Grande.

An important step in the movement rehabilitation process is the diagnosis of patient limitations. The technique most traditionally used by physiotherapists is goniometry, an exam which the patient performs movements proposed by the specialist and he measures the angle developed by the joint with the aid of a goniometer. This exam is greatly influenced by the experience of the specialist, who according to his technique can find different results from the same exam performed by another specialist. Thus, technological alternatives emerge to facilitate this evaluation, but many alternatives found commercially have a high cost of equipment and lower cost alternatives are more difficult to find, most are only systems used in the laboratories and without a validation performed with real movements with the accompaniment of experts in this field. The present work seeks to develop a low cost system to perform the described task. In this proposal a Kinect sensor is used, which is able to capture with good precision the points of the individual's joints in space. Through points in space, angle equations between lines and filters are used to smooth out the values found in real time to capture the range of motion of the upper limbs. To validate the developed system, a partnership was made with the Physiotherapy course of the Anhanguera College of Rio Grande, so it is possible to compare results obtained by the sensor and results obtained through traditional goniometry exams performed by students of the course.

Keywords: assistive robotics, rehabilitation, range of motion, Kinect, Upper limbs.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Avaliações realizadas no ombro (KRISHNAN et al., 2018).	21
Figura 2	Flexão e extensão do cotovelo apresentada em Sölveborn e Olerud (1996).	21
Figura 3	Flexão, extensão e supinação do punho apresentada em Sölveborn e Olerud (1996).	22
Figura 4	PSDK reference.	23
	Carmine 1.09.	24
	Xtion Pro Live.	24
	Xtion 2.	24
	RealSense Depth Camera D435.	24
	Kinect V1.	24
	Kinect V2.	24
Figura 6	Exemplos de sensores encontrados no mercado.	24
Figura 7	Manipulador móvel MANUS.	26
Figura 8	Jaco da Kinova Robotics.	27
Figura 9	Robô pneumático desenvolvido por Rabischong e Bel (1976).	28
Figura 10	Exemplos de exoesqueletos em membros superiores e inferiores.	29
Figura 11	IMU <i>strapdown</i> (SANTANA; FURUKAWA, 2006).	31
Figura 12	Protótipo apresentado em Taunyazov, Omarali e Shintemirov (2016) contendo IMU (1) e potenciômetro (2).	34
Figura 13	Sistema composto por 4 IMU's proposto por Perez et al. (2019).	35
Figura 14	Xsens MVN apresentado em Roetenberg, Luinge e Slycke (2009).	36
Figura 15	Opal da APDM Wearable Technologies (2019)	37
Figura 16	Kinect V1.	37
Figura 17	Kinect V2.	38
Figura 18	Articulações reconhecidas pelo <i>Kinect</i> V1 (BUTEAN; BĂLAN, 2014).	38
Figura 19	Articulações reconhecidas pelo <i>Kinect</i> V2 (BERNARDINO et al., 2016).	39
Figura 20	Interface proposta por Neto et al. (2018)	41
Figura 21	Comparação das articulações reconhecidas pelo <i>Kinect</i> V1 e marcadores utilizados pelo Vicon (GALNA et al., 2014).	43
Figura 22	Planos e eixos utilizados na Goniometria (PERSONALL PLUS +, 2015)	46
Figura 23	Comparação das articulações reconhecidas pelo <i>Kinect</i> V1 e V2 (ROCHA et al., 2015).	47

Figura 24	Interface do Skeleton Basics-WPF.	48
Figura 25	Interface apresentada em CARDOSO (2012) sendo executada. . .	49
Figura 26	Sistema de coordenadas re referência do sensor <i>Kinect</i> (DIEGO- MAS; ALCAIDE-MARZAL, 2014).	50
Figura 27	Exemplo de captura do movimento de flexão do braço, no eixo vertical encontram-se informações de ângulo e no eixo horizontal estão as leituras realizadas em uma frequência de 30Hz, portanto um conjunto de 30 leituras representa 1 segundo de movimento. .	54
Figura 28	Exemplo de captura do movimento de adução do braço, no eixo vertical encontram-se informações de ângulo e no eixo horizontal estão as leituras realizadas em uma frequência de 30Hz, portanto um conjunto de 30 leituras representa 1 segundo de movimento. .	55
Figura 29	Exemplo de captura do movimento de abdução do braço, no eixo vertical encontram-se informações de ângulo e no eixo horizontal estão as leituras realizadas em uma frequência de 30Hz, portanto um conjunto de 30 leituras representa 1 segundo de movimento. .	55
Figura 30	Flexão do ombro (MARQUES, 1997).	57
Figura 31	Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de flexão do ombro, utilizando o <i>Kinect</i> e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.	58
Figura 32	Extensão do ombro (MARQUES, 1997).	59
Figura 33	Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de extensão do ombro, utilizando o <i>Kinect</i> e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.	60
Figura 34	Abdução do ombro (MARQUES, 1997).	61
Figura 35	Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de abdução do ombro, utilizando o <i>Kinect</i> e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.	62
Figura 36	Adução do ombro (MARQUES, 1997).	62
Figura 37	Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de adução do ombro, utilizando o <i>Kinect</i> e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.	63
Figura 38	Flexão do cotovelo (MARQUES, 1997).	64
Figura 39	Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de flexão do cotovelo, utilizando o <i>Kinect</i> e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.	65
Figura 40	Pronação do cotovelo (MARQUES, 1997).	66

Figura 41	Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de pronação do cotovelo, utilizando o <i>Kinect</i> e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.	67
Figura 42	Supinação do cotovelo (MARQUES, 1997).	68
Figura 43	Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de supinação do cotovelo, utilizando o <i>Kinect</i> e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.	69
Figura 44	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de flexão do ombro a partir do primeiro método.	72
Figura 45	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de extensão do ombro a partir do primeiro método.	73
Figura 46	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de abdução do ombro a partir do primeiro método.	74
Figura 47	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de adução do ombro a partir do primeiro método.	75
Figura 48	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de flexão do cotovelo a partir do primeiro método.	76
Figura 49	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de pronação do cotovelo a partir do primeiro método.	77
Figura 50	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de supinação do cotovelo a partir do primeiro método.	78
Figura 51	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de flexão do ombro a partir do segundo método.	79
Figura 52	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de extensão do ombro a partir do segundo método.	80
Figura 53	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de abdução do ombro a partir do segundo método.	81
Figura 54	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de adução do ombro a partir do segundo método.	82
Figura 55	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de flexão do cotovelo a partir do segundo método.	83
Figura 56	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de pronação do cotovelo a partir do segundo método.	84
Figura 57	Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de supinação do cotovelo a partir do segundo método.	85
Figura 58	DataLOG, da Biometrics Ltd. (LTD, 2020)	88
Figura 59	Goniômetros, da Biometrics Ltd. (LTD, 2020)	88
Figura 60	Movimento de flexão do ombro capturado pelo <i>Kinect</i> e pelo eletro-goniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).	89
Figura 61	Movimento de extensão do ombro capturado pelo <i>Kinect</i> e pelo eletro-goniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).	90
Figura 62	Movimento de abdução do ombro capturado pelo <i>Kinect</i> e pelo eletro-goniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).	91

Figura 63	Movimento de adução do ombro capturado pelo <i>Kinect</i> e pelo eletro-goniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).	92
Figura 64	Movimento de flexão do cotovelo capturado pelo <i>Kinect</i> e pelo eletro-goniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).	92
Figura 65	Estrutura proposta para o sistema utilizando dois sensores.	94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Dados obtidos através de goniometria tradicional e <i>Kinect</i> para o movimento de flexão do ombro direito.	58
Tabela 2	Dados obtidos através de goniometria tradicional e <i>Kinect</i> para o movimento de extensão do ombro direito.	60
Tabela 3	Dados obtidos através de goniometria tradicional e <i>Kinect</i> para o movimento de abdução do ombro direito.	61
Tabela 4	Dados obtidos através de goniometria tradicional e <i>Kinect</i> para o movimento de adução do ombro direito.	63
Tabela 5	Dados obtidos através de goniometria tradicional e <i>Kinect</i> para o movimento de flexão do cotovelo direito.	65
Tabela 6	Dados obtidos através de goniometria tradicional e <i>Kinect</i> para o movimento de pronação do cotovelo direito.	66
Tabela 7	Dados obtidos através de goniometria tradicional e <i>Kinect</i> para o movimento de supinação do cotovelo direito.	68
Tabela 8	Resultados para o movimento de flexão do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.	71
Tabela 9	Resultados para o movimento de extensão do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.	72
Tabela 10	Resultados para o movimento de abdução do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.	73
Tabela 11	Resultados para o movimento de adução do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.	74
Tabela 12	Resultados para o movimento de flexão do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.	75
Tabela 13	Resultados para o movimento de pronação do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.	76
Tabela 14	Resultados para o movimento de supinação do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.	77

Tabela 15	Resultados para o movimento de flexão do ombro capturados antes e depois da correção do angulo desenvolvido, através do segundo método.	79
Tabela 16	Resultados para o movimento de extensão do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.	80
Tabela 17	Resultados para o movimento de abdução do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.	81
Tabela 18	Resultados para o movimento de adução do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.	82
Tabela 19	Resultados para o movimento de flexão do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.	83
Tabela 20	Resultados para o movimento de pronação do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.	84
Tabela 21	Resultados para o movimento de supinação do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.	85
Tabela 22	Comparação entre os resultados obtidos antes da correção e após a correção utilizando os dois métodos escolhidos.	86

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3DMA	3D motion analysis
AVC	Acidente Vascular Cerebral
BSN	Body sensor network
CEA	Comissariado de energia atômica e energias alternativas
FURG	Universidade Federal do Rio Grande
FSR	Force-sensing resistor
IDE	Integrated Development Environment
IMU	Inertial Measurement Unit
RA	Robótica Assistiva
RGB	Red, Green, Blue
ROM	Range of Motion
SDK	Software development kit
SUS	Sistema Único de Saúde

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivos gerais	16
1.2	Objetivos específicos	16
1.3	Estrutura da dissertação	17
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1	Histórico da Fisioterapia	18
2.2	Amplitude de movimentos	20
2.3	Luz Estruturada	22
3	ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO	25
3.1	Histórico da robótica para a reabilitação	25
3.2	Exoesqueletos	29
3.3	Sistemas com sensores inerciais para reabilitação	30
3.3.1	Utilização de sensores inerciais para a captura da amplitude de movimentos de pessoas	32
3.3.2	Sensores vestíveis para utilização em laboratório	33
3.3.3	Sensores vestíveis comerciais	35
3.4	Sistemas com câmeras para reabilitação	37
3.4.1	Sensor <i>Kinect</i>	37
3.4.2	Sistemas destinados a validação da utilização do <i>Kinect</i> na reabilitação	39
3.4.3	Sistemas comerciais de captura da amplitude de movimento com câmeras e sua utilização para a validação de sistemas com <i>Kinect</i>	41
4	METODOLOGIA	44
4.1	Equipamento utilizado	44
4.2	Identificação das articulações e planos necessários para a captura da amplitude de movimentos dos membros superiores	45
4.3	Desenvolvimento do algoritmo	48
4.3.1	Algoritmo base	48
4.3.2	Reconhecimento da posição das articulações alvo	50
4.3.3	Ângulo entre retas	51
4.3.4	Filtro de média móvel	52
5	RESULTADOS EXPERIMENTAIS ATRAVÉS DA COMPARAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO COM A GONIOMETRIA TRADICIONAL	53
5.1	Testes iniciais	53

5.2	Testes para validação dos movimentos encontrados pelo sistema proposto	56
5.2.1	Articulação do ombro	56
5.2.2	Articulação do cotovelo	64
6	AJUSTE DOS RESULTADOS VIA SOFTWARE	70
6.1	Relação entre resultados obtidos pelo <i>Kinect</i> e a goniometria tradicional	70
6.2	Relação dos resultados através da mediana do erro	71
6.3	Relação dos resultados através do menor valor absoluto de erro	78
6.4	Análise dos resultados dos métodos utilizados	85
7	RESULTADOS EXPERIMENTAIS ATRAVÉS DA COMPARAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO COM A GONIOMETRIA DIGITAL	87
7.1	Eletro-goniômetro digital utilizado	87
7.2	Resultados obtidos	88
7.3	Análise da comparação dos dois sistemas	91
8	IMPLEMENTAÇÃO DE MAIS DE UM SENSOR PARA AUMENTAR A PRECISÃO	93
8.1	Estrutura do sistema proposto	93
8.2	Algoritmo do sistema proposto	95
9	CONCLUSÃO	96
10	TRABALHOS FUTUROS	98
	REFERÊNCIAS	99

1 INTRODUÇÃO

A perda de movimentos de uma pessoa pode originar-se por diversos motivos, desde o Acidente Vascular Cerebral (AVC) segundo Kuczynski et al. (2017), artrose, até acidentes de trânsito e acidentes de trabalho (NUNES et al., 2012). Com o avanço da tecnologia a população de idosos também vem crescendo, portanto a quantidade de pessoas que necessitam do auxílio em suas tarefas diárias devido aos mais variados motivos também cresce, neste contexto as terapias assistivas e robótica surgem como ferramentas com potencial para auxiliar em tais necessidades.

A robótica é uma ferramenta capaz de trazer benefício para as mais variadas áreas, uma área muito estudada é a robótica voltada para a reabilitação de pacientes que necessitam de tratamento fisioterapêutico. Para Maciel et al. (2017) a robótica assistiva é uma ferramenta capaz de desempenhar um importante papel social. No Brasil a pesquisa em tecnologias assistivas para deficientes ainda é incipiente, quando comparada a outras áreas (VIVEIROS; CAMARGO, 2018), entretanto algumas iniciativas na área de robótica assistiva têm contribuído para a melhoria na qualidade de vida de pessoas portadoras de necessidades especiais (CAMPANELI; MESTRIA, 2013).

Segundo Becker et al. (2000), a Engenharia de Reabilitação é descrita como a aplicação da ciência e da tecnologia e a reintegração do portador de deficiência no mercado de trabalho e na sociedade. Ainda segundo o autor este termo teve origem com o estudo de próteses e hoje os sistemas robóticos aliados a biomecânica tem a premissa de existir para servir as pessoas. A utilização de robôs para a reabilitação teve seu início nos anos 1990 (GONÇALVES; SIQUEIRA, 2013) e a utilização da robótica na medicina vem aumentando consideravelmente nos últimos anos para Abadia et al. (2012). Bastos (2014) afirma que este é um campo multidisciplinar da robótica, pois reúne aspectos da robótica, medicina e estudos envolvendo o comportamento das pessoas na sociedade.

Tendo em vista este tema, o grupo de Robótica Assistiva (RA) da Universidade Federal do Rio Grande (FURG) busca desenvolver ferramentas nas áreas de robótica e computação com o objetivo de auxiliar pacientes com tal necessidade. O projeto como um todo é composto inicialmente de alguns trabalhos como a simulação do comportamento dos membros superiores via software para auxílio em análises. Alternativas para a obtenção da amplitude dos movimentos desenvolvida pelas articulações do paciente, algo que hoje é muito utilizada por equipamentos tradicionais como o goniômetro ¹ que em algumas aplicações se mostra inconsistente e as vezes não confiável (LEE et al., 2015), este será apresentado em seções futuras deste texto. Utilização de unidades de medição inercial (IMU) e a utilização do Kit Microsoft *Kinect*, equipamento baseado em visão computacional, este último é alvo do desenvolvimento da pesquisa desta dissertação, bem como a comparação dos resultados obtidos com movimentos realizados por voluntários sob supervisão de especialistas e correção do erro presente nas leituras.

1.1 Objetivos gerais

Esta dissertação tem como objetivo principal o desenvolvimento de uma ferramenta alternativa para o uso de equipamentos tradicionais na obtenção dos ângulos desenvolvidos pelas articulações do paciente durante o exame realizado para diagnóstico de limitações utilizando sensor baseado no conceito de luz estruturada. O presente trabalho tem, ainda, por objetivo utilizar os ângulos das articulações obtidos *online* nos demais projetos que serão desenvolvidos pelo grupo de RA, dentre eles, através dos movimentos do paciente simular em um modelo computacional com articulações baseadas no corpo humano o comportamento do paciente.

1.2 Objetivos específicos

Neste trabalho é desenvolvido o algoritmo para a captura da amplitude de movimentos (ROM) por meio do ângulo entre os membros do paciente, através da posição no espaço das suas articulações. Devido a limitações do equipamento utilizado, também é necessário um tratamento na saída do sistema, para isso filtros digitais são utilizados com o objetivo de aprimorar os resultados obtidos. É feita também a proposta de um sistema com a utilização de dois sensores para diminuir a possibilidade de pontos ocultos durante a realização dos movimentos.

¹Instrumento que mede o ângulo de algo, são utilizadas por fisioterapeutas para quantificar limitações de movimentos

1.3 Estrutura da dissertação

Neste trabalho será apresentado primeiramente a fundamentação teórica, onde é apresentada a captura da amplitude de movimentos no contexto da fisioterapia, bem como a robótica voltada para a reabilitação ao longo da história e alguns exemplos de sistemas propostos para a avaliação de movimentos encontrados na literatura. Após isto é apresentada a metodologia adotada nesta pesquisa e o algoritmo desenvolvido é detalhado. Posteriormente são apresentados os resultados obtidos, bem como ajustes realizados para a correção do erro. Por fim, uma conclusão é apresentada e são indicados trabalhos futuros que serão realizados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Em um primeiro momento foi iniciada a etapa de embasamento teórico, por se tratar de um trabalho com tema multidisciplinar esta etapa requer um atenção especial, uma vez que a fisioterapia é uma área com diversos conceitos e nomenclaturas diferentes ao encontrado na área da engenharia em geral. As primeiras pesquisas foram relacionadas as técnicas utilizadas na fisioterapia e equipamentos mais utilizados atualmente.

Posteriormente a pesquisa se voltou para as alternativas a equipamentos utilizados na fisioterapia apresentadas em pesquisas publicadas recentemente. Neste capítulo será apresentada a revisão da literatura realizada, iniciando pela ambientação com a reabilitação de pacientes bem como alguns equipamentos tradicionalmente utilizados. Neste capítulo será ainda apresentado o conceito da luz estruturada, presente nos sensores utilizados neste trabalho.

2.1 Histórico da Fisioterapia

Segundo Júnior (2010) a fisioterapia desde sua origem possui um caráter essencialmente curativo e reabilitador. Devido as guerras e alto índice de acidentes de trabalho, gerou-se um grande número de óbitos e mutilados, majoritariamente homens com idade produtiva. Com essa situação fez-se a necessidade de reinserir lesionados e mutilados ao setor produtivo, então surgiram os primeiros centros de reabilitação com o objetivo de restaurar a capacidade física dos acidentados e mutilados, e quando não é possível restaurar a capacidade física plena, adapta-lo a outra função.

No Brasil a fisioterapia foi reconhecida como profissão de nível superior em 1969, antes disso era uma profissão de nível técnico e sua função era de executar técnicas prescritas por médicos, com o objetivo de reabilitar pessoas lesionadas. No entanto após o reconhecimento da profissão como nível superior, sua atuação continua predominantemente voltada a ações reabilitadoras (JÚNIOR, 2010).

Rebelatto e Botomé (1999), que analisaram a legislação que regulamenta a profissão, destacam limitações nas possibilidades de atuação, a legislação institui "atividade privativa do fisioterapeuta executar métodos e técnicas fisioterápicas com a finalidade de restaurar; desenvolver e conservar a capacidade física do paciente". Um profissional de nível superior da área de saúde não pode se restringir a apenas executar métodos e técnicas, deve ter a capacidade de analisar os procedimentos e produzir novos saberes. Outro ponto de destaque é a restrição da atuação para a restauração, desenvolvimento e conservação da capacidade física, o profissional deve interferir apenas na capacidade física, não atuando no desenvolvimento da qualidade de vida e saúde do paciente.

Dado este contexto histórico da profissão e do período da publicação do decreto-lei de 1969, Júnior (2010) diz que pode-se tolerar que as condições de saúde da população e a organização do sistema de saúde da época corroboravam essa forma de atuação. Mudanças no perfil epidemiológico e as transformações no sistema de saúde nacional, implementação do SUS, impõem novos desafios e responsabilidades a estes profissionais.

A reabilitação física ou fisioterapia é uma das formas não farmacológicas de tratamento para diversas lesões ou doenças, como por exemplo a osteoartrose que atinge cerca de 10% da população dos países ocidentais e aos 70 anos de idade cerca de 85% da população tem a doença diagnosticada. Quando bem indicada a reabilitação física oferece excelente resposta (BIASOLI; IZOLA, 2003). Cipolat, Pereira e Ferreira (2011) destacam que antigamente recomendava-se o repouso absoluto aos pacientes com câncer, porém pesquisas mais recentes indicam que a falta de atividade física nestes casos pode agravar o estado físico destes pacientes, assim, o autor destaca a importância da fisioterapia como tratamento complementar de pacientes com leucemia por exemplo.

Um outro benefício da fisioterapia é a reabilitação pós-cirúrgica, Veado e Flora (1994) apresentam em sua publicação um programa de reabilitação aplicado nas cirurgias do ombro, neste trabalho eles destacam a complexidade dos movimentos desenvolvidos pelos ombros e portanto a grande importância do acompanhamento pós-operatório pois esta é uma articulação que está sujeita à rápida instalação de um quadro de rigidez e atrofia muscular. Um fator agravante citado pelos autores é a tendência dos pacientes, mesmo que orientados, a não realizar movimentos com o membro operado e mantê-lo imobilizado junto ao corpo.

2.2 Amplitude de movimentos

Uma importante etapa no processo de reabilitação de movimentos é a avaliação das limitações dos movimentos. As medições goniométricas, instrumento que mede o ângulo de algo, são utilizadas por fisioterapeutas para quantificar limitações de movimentos, auxílio na escolha de tratamentos terapêuticos apropriados e documentar a evolução do paciente. Para Gajdosik e Bohannon (1987) o procedimento de avaliação com goniômetro pode ser considerado uma parte fundamental da "ciência básica" da fisioterapia. É relatado ainda que a goniometria se desenvolveu muito em conjunto com o crescimento da área da medicina física e reabilitação.

A publicação acima citada destaca ainda a diversidade de métodos de captura de ROM (*Range of Motion*), desde uma simples estimativa visual até a cinematografia de alta velocidade. Porém dentre os diferentes métodos o mais comumente utilizado é o goniômetro.

Para que se possa avaliar a amplitude dos movimentos é necessária a comparação dos ângulos atingidos pelos pacientes com limitações com os ângulos atingidos por pessoas com movimentos plenos. O trabalho de Soucie et al. (2011) apresenta o resultado de diversas medições da amplitude de movimentos em membros superiores e inferiores em pessoas saudáveis, subdividindo os resultados dos movimentos em idade e sexo dos voluntários, a fim de obter valores de referência para comparações.

Neste trabalho os autores utilizaram uma população de 50 indivíduos do sexo masculino e 50 do sexo feminino para cada um dos sete grupos de faixa etária, totalizando um grupo de 700 pessoas. Para realizar a captura dos dados nove fisioterapeutas participaram de um treinamento para padronizar os procedimentos de captura de ROM. Os exames realizados neste trabalho utilizaram um goniômetro universal, instrumento com exatidão de 1 grau. Por fim os autores concluem que os resultados apresentados de leitura da amplitude de movimentos representam estimativas ótimas de mobilidade das articulações para indivíduos saudáveis de diferentes grupos etários e de gênero. O trabalho disponibiliza online o conjunto de dados final gratuitamente para uso em outros estudos.

Krishnan et al. (2018) realizaram um estudo e apresentaram um levantamento das representações cinemáticas funcionais do ombro humano, segundo os autores o ombro é uma articulação funcional importante e sua grande amplitude de movimentos traz diversos desafios. Esta articulação é responsável por grande parte dos movimentos dos braços e, sendo assim, torna-se complexo o diagnóstico de possíveis restrições do paciente. A Figura 1 apresenta as oito avaliações necessárias para que todos os movimentos do ombro possam ser diagnosticados.

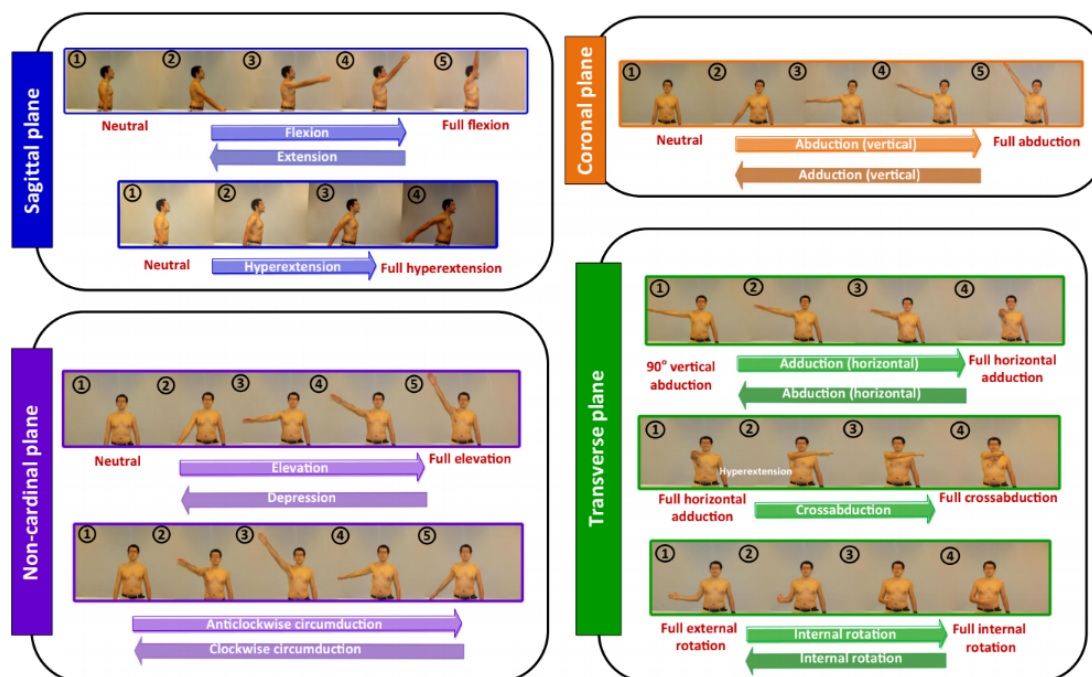


Figura 1: Avaliações realizadas no ombro (KRISHNAN et al., 2018).

O estudo destaca ainda os desafios em analisar esta articulação como a complexidade, descrição clínica inconsistente quanto aos movimentos reais da articulação, limitações das medições, variação dos movimentos, dentre outros.

No trabalho de Sölveborn e Olerud (1996) é apresentado um estudo da avaliação de ROM dos cotovelos e punhos de pacientes com epicondilalgia radial, uma condição que ocorre quando os tendões no cotovelo estão sobrecarregados, muitas vezes por movimentos repetitivos do punho e braço. A Figura 2 mostra o exame de flexão e extensão realizado para avaliar os movimentos do cotovelo do paciente, já a Figura 3 apresentam respectivamente os exames de flexão, extensão e supinação realizados no punho do paciente para a completa avaliação da amplitude dos movimentos.



Figura 2: Flexão e extensão do cotovelo apresentada em Sölveborn e Olerud (1996).



Figura 3: Flexão, extensão e supinação do punho apresentada em Sölveborn e Olerud (1996).

Por fim os autores destacam que a avaliação da amplitude de movimentos utilizando um simples goniômetro se mostrou precisa para as articulações do cotovelo e punho. Entretanto em alguns casos o punho demonstrou uma variação maior nos resultados.

Embora o goniômetro ainda seja o equipamento mais confiável e utilizado, começaram a ser estudadas alternativas para a sua utilização pois este é um instrumento que consome muito tempo e está sujeito a tratamento de erros (KUMAR et al., 2015). Algumas das alternativas mais comuns apresentadas envolvem a utilização de sensores vestíveis, utilizando sensores inerciais em sua maioria, como a publicação de Kumar et al. (2015) que afirmam que a avaliação da amplitude de movimentos é uma informação crítica durante o processo de reabilitação, então desenvolveram um sistema com um sensor sem fio que o paciente veste.

Outra alternativa estudada em algumas publicações é a utilização de ferramentas baseadas em visão computacional, uma ferramenta comumente utilizada é o sensor *Kinect* da *Microsoft*, como por exemplo em Kitsunezaki et al. (2013) que escolheu o *Kinect* por ser um sensor com grande potencial para reconhecimento de pessoas e suas articulações em um ambiente de três dimensões. Em seções futuras deste trabalho serão apresentadas e detalhadas algumas propostas de ferramentas utilizando este tipo sensor alternativo a goniometria tradicional.

2.3 Luz Estruturada

Em Reiss (2007) é apresentado o conceito de sistemas por luz estruturada. Segundo o autor, a luz estruturada é uma luz emitida por uma fonte e cuja propagação é modificada para adquirir uma forma específica ao ser projetada sobre uma superfície. Robinson, Alboul e Rodrigues (2004) afirmam que o objetivo das técnicas de reconstrução por luz estruturada é medir a forma de objetos tridimensionais usando técnicas automáticas, sem o contato com o objeto observado.

Existem alguns sensores de baixo custo no mercado que utilizam este princípio. A PrimeSense é uma empresa israelita que ficou conhecida pelo desenvolvimento da tecnologia utilizada no sensor *Kinect*, da Microsoft. O primeiro sensor criado pela PrimeSense foi o PSDK reference, apresentado na Figura 4.



Figura 4: PSDK reference.

Como apresentado na Figura 6, outras opções que podem ser encontradas no mercado atualmente são os próprios sensores da PrimeSense como o Carmine 1.08 ou 1.09, os sensores da Asus Xtion Pro Live e o Xtion 2, o sensor da Intel RealSense Depth Camera D435, os sensores da Microsoft *Kinect* V1 ou V2, dentre outros.



Carmin 1.09.



Xtion Pro Live.



Xtion 2.



RealSense Depth Camera D435.



Kinect V1.



Kinect V2.

Figura 6: Exemplos de sensores encontrados no mercado.

3 ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO

Após a ambientação no tema da fisioterapia pôde ser iniciada a revisão do estado da arte voltada para a robótica focada na reabilitação de pacientes. Como mencionado anteriormente, as ferramentas alternativas ao goniômetro mais estudadas utilizam sensores inerciais posicionados no corpo do paciente e sensores que utilizam visão computacional. Na robótica surgem além de sistemas de captura de movimentos, sistemas que atuam juntamente aos movimentos do paciente como os exoesqueletos por exemplo.

Neste capítulo será apresentada a revisão realizada quanto a esta área, desde o histórico da robótica para reabilitação até os sistemas utilizados mais recentes.

3.1 Histórico da robótica para a reabilitação

Segundo Loos, Reinkensmeyer e Guglielmelli (2016) a robótica de reabilitação é quase tão antiga quanto a própria robótica, a robótica teve seu início no final da década de 1950 e concentrava-se em manipuladores para substituir trabalhadores em fábricas. Já no campo da reabilitação os primeiros robôs eram voltados para próteses e ortopedia. Na década de 1970 o Departamento de Assuntos de Veteranos dos Estados Unidos, uma agência federal que fornece serviços de saúde para veteranos militares, começou a financiar um laboratório de física aplicada para desenvolver uma órtese em uma mesa de trabalho para realizar atividades diárias, como alimentar pessoas por exemplo. Esta era a primeira vez que um robô de reabilitação tinha uma interface de comando, não apenas um controle de juntas.

Na década de 1970 também foi desenvolvido o sistema francês Spartacus (GUITTET et al., 1979) focado em pessoas com lesão medular de alto nível, este sistema foi desenvolvido pelo Comissariado de energia atômica e energias alternativas (CEA) que trabalhavam com grandes manipuladores para o manuseio de barras de combustível nuclear, um deles foi adaptado para que pessoas com deficiência de movimento pudessem controlá-lo utilizando um controle para pequenas tarefas. Anos depois um pesquisador do projeto Spartacus desenvolveu um projeto de um manipulador

montado em uma cadeira de rodas, projetado especificamente para ser um robô de reabilitação, não uma adaptação.

Mais recentemente, para Loos, Reinkensmeyer e Guglielmelli (2016) na Europa surgiu o mais significativo manipulador móvel, o projeto MANUS (KWEE, 1998) como mostra a Figura 7, que desenvolveu um robô projetado especificamente para a montagem em cadeira de rodas, com controle do usuário através de um *joystick* e *feedback* com uma pequena tela no braço do usuário. Este projeto foi base para vários outros trabalhos e posteriormente a sua comercialização pela Exact Dynamics, na Holanda. O produto da empresa, conhecido como iARM é fornecido sob prescrição médica pelo governo holandês.



Figura 7: Manipulador móvel MANUS.

Em 2009 a empresa canadense Kinova Robotics passou a comercializar um produto concorrente, o Jaco (MAHEU et al., 2011), com uma abordagem diferente. Utilizando fibra de carbono e componentes de controle e atuadores leves, resultando em especificações de força e controle parecidos com o iARM porém com um peso do braço menor, como mostra a Figura 8.



Figura 8: Jaco da Kinova Robotics.

Os robôs de terapia tiveram um início mais tardio que os robôs assistivos. Ainda segundo Loos, Reinkensmeyer e Guglielmelli (2016), a pesquisa sobre robôs de terapia de extremidades superiores foi iniciada na década de 1980, com aparelhos de exercício como o BioDex (KRUKOWSKI, 1988), primeiro passo em dispositivos programáveis controlados por força. Mais tarde, os robôs passaram a utilizar um controle avançado baseado em força. Nos anos 1990 teve início o projeto MIT-MANUS, dispositivos robóticos simples projetados para terapia após AVC (LUM; LEHMAN; REINKENSMEYER, 1995), seguido mais tarde pelo projeto Palo Alto VA MIME (LUM et al., 1999) e sua derivação, Driver's SEAT (JOHNSON et al., 2005). Para Loos, Reinkensmeyer e Guglielmelli (2016) cada projeto tinha uma abordagem diferente no curso da extremidade superior e cada um foi capaz de demonstrar a eficácia clínica de uma maneira diferente, vários destes programas tiveram grandes avanços e continuam ativos.

Ainda para os autores, pesquisas voltadas para terapia de membros inferiores se iniciaram em 1919 quando foi proposta uma abordagem que foi chamada de *mechanotherapy*, ou mecanoterapia, onde foi desenvolvido o protótipo de uma máquina para auxiliar os movimentos dos membros inferiores. Em 1976 o uso de um sistema de exoesqueleto para membros inferiores foi introduzido por médicos franceses (RABISCHONG; BEL, 1976) que desenvolveram um robô com atuadores pneumáticos vestível, como mostra a Figura 9, para ser utilizado em fisioterapia de pacientes paraplégicos.



Figura 9: Robô pneumático desenvolvido por Rabischong e Bel (1976).

Por fim, Tejima (2001) apresenta alguns tipos de aplicações de robótica para a reabilitação desenvolvidos ao longo do tempo, dentre eles são destacados os robôs de manipulação aumentativa onde se encontram os seguintes dispositivos:

- Robôs de cadeira de rodas: braços robóticos montados em cadeiras de rodas;
- Estações de trabalho: robôs montados em mesas para realizar tarefas específicas como preparação de alimentos, manusear objetos, dentre outros;
- Alimentadores: robôs para tarefas simples que podem ser mais fáceis de usar em comparação a sistemas multiúso;
- Robôs móveis: movem-se para executar várias tarefas de forma semi-autônoma;
- Órteses robóticas: robôs de reabilitação montados nos membros superiores do usuário, em sua maioria foram propostas para atuar também como máquinas terapêuticas;
- Quartos robóticos: Sala com múltiplos sensores e atuadores se comunicando com o usuário;

O autor classifica também robôs de mobilidade aumentativa da seguinte maneira:

- Cadeira de rodas robóticas: cadeiras de rodas capazes de passar por obstáculos ou semi-autônomas;
- Ajuda de mobilidade para deficientes visuais: robôs capazes de detectar obstáculos e fornecer assistência de navegação;

- Assistência para caminhada de pessoas idosas: robôs de reabilitação que auxiliam pessoas idosas a se manterem em pé e para sentar.

Ainda são destacados os robôs de terapia, já mencionados anteriormente e robôs para ajudar cuidadores que são robôs operados por enfermeiros e cuidadores para mover o corpo do paciente por exemplo.

3.2 Exoesqueletos

A história da robótica é muito próxima do humano, originalmente os robôs eram destinados unicamente para o uso industrial para substituir humanos em tarefas repetitivas, perigosas ou que necessitam de grande precisão, mas com o passar do tempo esse papel dos robôs mudou, aumentando a interação com o humano. Nesse contexto surgem os exoesqueletos, que são dispositivos mecatrônicos integrados ao corpo humano, que se destinam a ampliar suas funções motoras. Por funcionarem juntamente com os membros do ser humano, eles são conhecidos como *wearable robots*, ou robôs vestíveis (PONS; CERES; CALDERON, 2008). A Figura 10, apresentada em Pons, Ceres e Calderon (2008), apresenta alguns exemplos de exoesqueletos em membros superiores e inferiores.



Figura 10: Exemplos de exoesqueletos em membros superiores e inferiores.

Floriano-Batista et al. (2013) apresentam uma classificação de exoesqueletos quanto a parte corporal, dividindo-se entre exoesqueleto superior que é destinado aos membros superiores do corpo humano, e exoesqueleto inferior que é destinado aos membros inferiores. É apresentada uma classificação quanto a finalidade, sendo os assistivos que se destinam a aplicar força nos membros do usuário para auxílio em execução de tarefas, e os extensivos que se destinam a aumentar a força do usuário aplicando força no meio externo. Por fim os autores apresentam também uma classificação quanto a reabilitação possibilitada pelo exoesqueleto como mecanismo de suporte de postura, mecanismo de reabilitação e robô de assistência ou substituição de função motora.

Embora nos últimos anos as pesquisas voltadas para robôs de reabilitação tenha crescido muito, diversos robôs já foram desenvolvidos e testados. No entanto, segundo Seong-suk (2018) não há muitos tipos de robôs deste tipo que entraram para um estágio de desenvolvimento em grande escala de testes ou amplamente comercializados. Um dos motivos apontados é a falta de repetição de tarefas em testes realizados nestes dispositivos robóticos.

3.3 Sistemas com sensores inerciais para reabilitação

A navegação inercial é o processo pelo qual se estabelecem informações sobre posição, velocidade, atitude (posição de um corpo determinada pela inclinação dos seus eixos com relação a algum sistema de referência) e direção de um veículo em relação a uma referência, utilizando informações de sensores inerciais como acelerômetros e giroscópios (TITTERTON; WESTON, 1997). Com a medição da aceleração de um corpo se torna possível calcular as mudanças de velocidade e posição, movimentos rotacionais podem ser calculados a partir de giroscópios. Santana e Furukawa (2006) afirmam que existem dois tipos de sistemas de navegação inercial: os "sistemas isolados de rotação" ou "*gimbaled systems*" e os "sistemas não isolados de rotação" ou "*strapdown systems*".

A construção de um sistema de navegação inercial preciso é um trabalho complexo e possui um elevado custo. Sukkarieh (2000) diz que a complexidade é justificada por dois motivos. Primeiramente, o alinhamento perfeito entre acelerômetros e giroscópios é uma tarefa difícil. O segundo motivo apontado é que os sinais resultantes destes sensores estão sempre contaminados por ruído e deriva.

No trabalho de Santana e Furukawa (2006) são apresentados os fundamentos teóricos e matemáticos dos sensores inerciais. O primeiro sensor apresentado é o acelerômetro, que são sensores utilizados para medir a aceleração linear em sistemas inerciais. O sinal de saída apresenta a aceleração do corpo juntamente com a aceleração gravitacional. O segundo sensor inercial é o giroscópio, utilizados em sistemas

strapdown, são capazes de medir a rotação de um corpo em relação a um sistema inercial. Na saída de um giroscópio é disponibilizada a taxa angular ou velocidade angular.

O sistema *strapdown* supracitado é apresentado, este é o nome dado para sistemas de medição inerciais integrados, onde três acelerômetros e três giroscópios são montados sobre eixos ortogonais coincidentes e fixados sobre uma base rígida (TIT-TERTON; WESTON, 1997). Neste sistema as origens dos eixos dos acelerômetros e dos giroscópios são coincidentes e seus eixos devem ser paralelos. Os autores dizem ainda que quando uma tríade de sensores inerciais (acelerômetros e giroscópios) é montada sobre uma base rígida e embarcada com um sistema de controle eletrônico dedicado, como mostra a Figura 11, tem-se uma estrutura denominada unidade de medição inercial "*strapdown*", ou "UMI" (ou IMU, do inglês *Inertial Measurement Unit*).

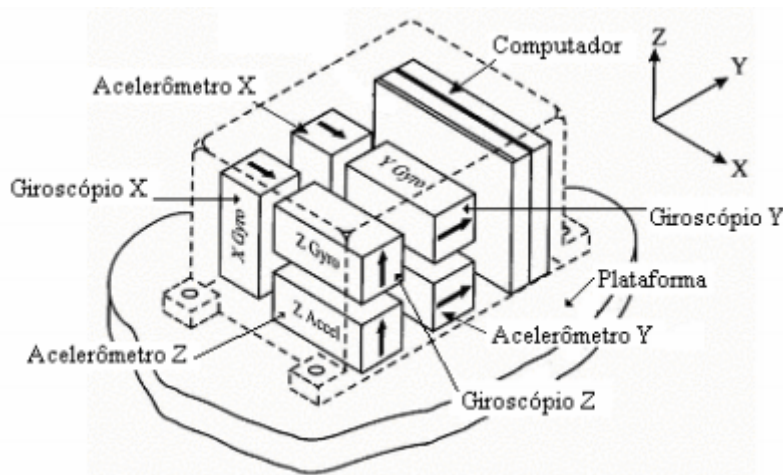


Figura 11: IMU *strapdown* (SANTANA; FURUKAWA, 2006).

Ainda no trabalho de Santana e Furukawa (2006) é apresentada uma classificação das IMU's quanto a qualidade de seus sensores. O autor afirma que a qualidade deste sistema esta diretamente relacionada a qualidade de seus sensores pois erros e ruídos dos sensores afetam crucialmente o desempenho da navegação inercial, as IMU's comerciais são divididas da seguinte maneira:

- Alta qualidade: sistemas capazes de navegar e sentir as mudanças de orientações com excelente precisão por um longo do tempo somente (horas) com a IMU.
- Média qualidade: requer auxilio de sensores externos para manter a capacidade semelhante a sistemas de alta qualidade. Sistemas enquadrados nesta classificação conseguem operar por curtos períodos de tempo (minutos) somente com a IMU.

- Baixa qualidade: requer sensores externos para que se tenha uma atuação útil e são capazes de operar por intervalos curtíssimos de tempo (segundos) utilizando apenas a IMU.

3.3.1 Utilização de sensores inerciais para a captura da amplitude de movimentos de pessoas

No campo da reabilitação de pacientes tem se tornado cada vez mais comum a utilização de sensores inerciais para a captura da amplitude de movimentos de pessoas, estes sistemas são chamados de sensores vestíveis, do inglês "*wearable sensors*". O trabalho de Zhang et al. (2012) realizou um estudo do estado da arte sobre a utilização de sensores vestíveis para a análise de marcha de pacientes. Os autores ressaltam que a análise de marcha pode ser uma ferramenta de avaliação da função de marcha, avaliação do grau de recuperação, dentre outros. Alguns dos principais trabalhos apresentados nesta publicação realizam avaliações como: estudo do padrão de caminhada incluindo as fases da marcha, detecção de quedas de idosos e diagnóstico de doenças precoces.

O trabalho destaca ainda que na análise de marcha vários tipos de sensores e suas combinações inerciais podem ser utilizados. Dentre os 50 trabalhos analisados a grande maioria utiliza acelerômetro, 98% dos trabalhos, 74% dos trabalhos utilizam giroscópio, 16% utilizam magnetômetro e 14% utilizam IMU, estes sensores já mencionados na seção 3.3. Outros tipos de sensores também são utilizados, como FSR que é um resistor sensível a força, presente em 20% da amostra e BSN que é uma rede de sensores no corpo, presente em 6% das amostras. Em 12% dos trabalhos analisados era utilizado uma combinação de diversos sensores diferentes.

Por fim os autores dizem que na maioria dos trabalhos é utilizada a combinação de acelerômetros com giroscópio, ou simplesmente IMU's, assim é necessário realizar a fusão dos dados para que se obtenha uma informação consistente. Estes sensores são posicionados em uma grande diversidade locais no corpo do paciente como calcanhar, tornozelo, peito do pé, coxa, tronco e suas combinações. Entretanto grande parte dos trabalhos desenvolveu sensores para uso apenas em laboratório, para testes, poucos trabalhos não possuem restrições de construção para o uso clínico. É destacado ainda que a análise de marcha ainda não foi comprovada de forma confiável, de modo que não existem ferramentas clínicas aplicáveis.

Já em uma publicação mais recente de Walmsley et al. (2018) é realizada uma revisão sistemática do uso de sensores vestíveis na medição da amplitude de movimentos dos membros superiores. Neste trabalho os autores, assim como no trabalho de Zhang et al. (2012), afirmam que estas são ferramentas de medição cada vez mais populares, porém neste caso os autores afirmam que diversas empresas surgiram no mercado comercializando este tipo de equipamento com grandes variações de hard-

ware e protocolos. Neste trabalho após uma seleção das publicações encontradas mais adequadas ao tema, 66 artigos foram estudados, foram utilizados trabalhos sobre a validação de dispositivos robóticos, validação de sistema de análise de movimentos, sensores vestíveis desenvolvidos em projetos experimentais, bem como confiabilidade de sensores vestíveis. Em 52 estudos foram utilizados voluntários adultos saudáveis, 9 estudos utilizaram voluntários com alguma patologia conhecida e um estudo utilizou voluntários com menos de 18 anos. O tamanho das amostras variam entre 1 a 54 participantes, com uma media de aproximadamente 8 participantes por estudo.

A validação dos estudos também foi analisada e dividida em duas categorias: estudos que comparam a saída do sensor vestível com a simulação do movimento dos membros superiores em dispositivos robóticos e estudos que comparam a saída dos sensores vestíveis com um sistema 3DMA (do inglês 3D motion analysis) em um participante humano. Os autores afirmam que o primeiro método representa a medida real do erro. Para os estudos em que a comparação foi realizada com um dispositivo robótico o erro médio variou entre 0,06 e 1,8° para flexão e 1,05 e 1,8° para desvio lateral do punho. Para a flexão e extensão do cotovelo o erro variou entre 2,1 e 2,4°, Já para flexão e extensão dos dedos o erro variou entre 5 e 7°. A rotação do ombro e torção do punho apresentam maiores erros em comparação com movimentos de flexão/extensão e pronação/supinação de plano único. Os autores da revisão destacam ainda que nos trabalhos analisados, alguns afirmam que o erro sofre influência do uso de diferentes tipos de algoritmos de fusão de dados.

A revisão conclui que os sensores vestíveis têm potencial como instrumentos viáveis para a medição da amplitude de movimentos. Atualmente as aplicações que utilizam este tipo de sensor precisam chegar a uma precisão com um erro menor que 5°, no entanto pesquisas adicionais são necessárias para sua implementação clínica.

3.3.2 Sensores vestíveis para utilização em laboratório

Muitos trabalhos que utilizam sensores inerciais para a captura da amplitude de movimentos podem ser encontrados. Projetos de sistemas desenvolvidos em laboratório voltados para análises científicas e teste de desempenho, alguns destes trabalhos serão apresentados nesta seção, bem como sistemas com funcionamento completo e validado voltados ao amplo uso e comercialização, que serão apresentados na seção 3.3.3.

O trabalho de Taunyazov, Omarali e Shintemirov (2016) é um exemplo de sistema utilizado em laboratório para validação do equipamento apenas, nele foi desenvolvido um sistema de sensores vestíveis sem fio de baixo custo para rastrear movimentos em um braço com quatro graus de liberdade, este sistema descarta a rotação do punho pois é responsável apenas pela orientação do punho. Neste sistema é utilizado uma

única IMU para a orientação do braço e um potenciômetro, componente que possui resistência elétrica ajustável, para o ângulo da articulação do cotovelo como mostra a Figura 12.

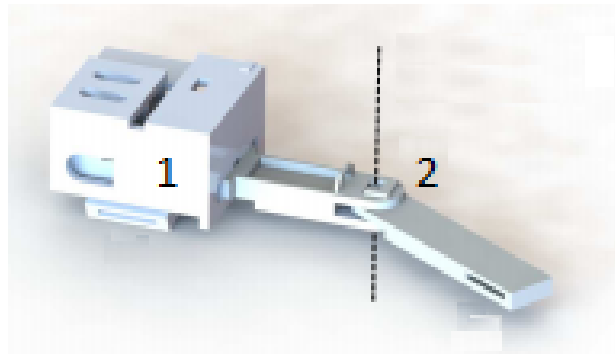


Figura 12: Protótipo apresentado em Taunyazov, Omarali e Shintemirov (2016) contendo IMU (1) e potenciômetro (2).

Os dados capturados pelo sistema proposto foram comparados com o Xsens MVN, um sistema de rastreamento de movimentos 3D com sensores inerciais da empresa Xsens, que será apresentado na seção 3.3.3. Em um total de 60 amostras o erro quadrático médio de 4 centímetros na posição do cotovelo e 10 centímetros na posição do punho. Por fim, os autores afirmam que o sistema proposto rastreia adequadamente os movimentos do braço humano e pode ser um substituto para sistemas semelhantes de maior custo.

Outro exemplo de sistema proposto para testes é apresentado em Perez et al. (2019), que desenvolveu um sistema para rastreamento e análise dos movimentos dos membros superiores utilizando quatro IMU's. Os sensores são fixados no ponto médio dos segmentos como mão, antebraço, braço e o último de referência entre as escápulas e a coluna vertebral, como mostra a Figura 13. As informações são recebidas e processadas em um microcontrolador Arduíno e enviadas sem fio a um computador.

Os dados retirados do sistema proposto em uma amostra de dez voluntários foram comparados com medições goniométricas. O erro encontrado foi de 3%, o que foi considerado um erro baixo para a aplicação uma vez que a avaliação goniométrica é dada de maneira subjetiva pois depende de um fisioterapeuta.

O trabalho de Alvarado et al. (2010) propõe uma plataforma tecnológica para análise biomecânica de testes estáticos e dinâmicos de membros superiores e inferiores que utiliza diversos sensores, como análise eletrogoniométrica (flexo resistores), aceleração linear (através de sensores inerciais do controle do Nintendo Wii) e sinais de eletromiografia (correntes elétricas geradas em um músculo). Os dados são então processados de modo que os sinais de eletrogoniometria são convertidos em seus correspondentes em forma de ângulos através de uma relação linear e os sinais de

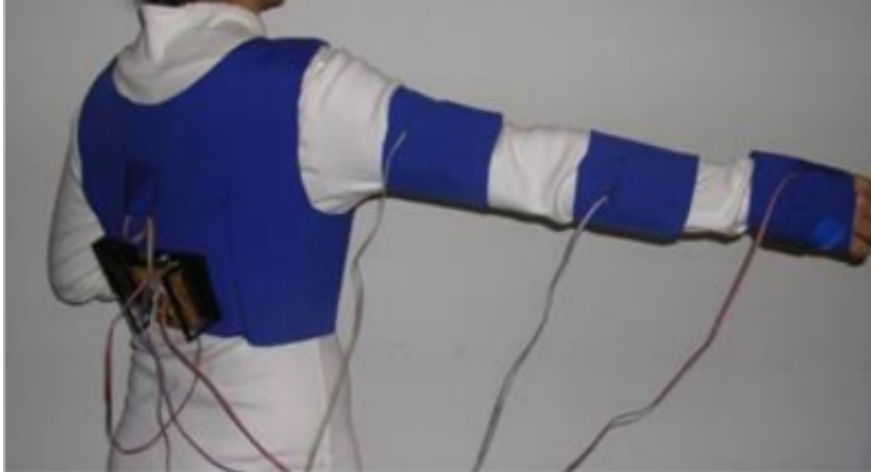


Figura 13: Sistema composto por 4 IMU's proposto por Perez et al. (2019).

eletromiografia são retificados e suavizados. Esta ferramenta foi utilizada em laboratório em duas aplicações: avaliação do comportamento biomecânico da articulação do punho e avaliar a força aplicada para a extensão da perna.

3.3.3 Sensores vestíveis comerciais

Dentre os sensores vestíveis destinados a captura da amplitude de movimentos existentes no mercado alguns se destacam, dentre eles o Xsens MVN, da empresa Xsens supracitado, este sistema é baseado em sensores inerciais em miniatura, modelos biomecânicos e algoritmos de fusão de sensores, dentre seus benefícios é destacada a possibilidade de utilização em qualquer ambiente, sem restrições de iluminação, ambiente fechado ou ao ar livre e não sofre com problemas de oclusão ou falta de marcadores (ROETENBERG; LUNGE; SLYCKE, 2009). A Figura 14 mostra o sistema comercializado pela Xsens.



Figura 14: Xsens MVN apresentado em Roetenberg, Luinge e Slycke (2009).

O sistema consiste em 17 sensores MTx que contém giroscópios, acelerômetros e magnetômetros 3D, este sensor é responsável pela medição inercial e magnética. Os módulos são encadeados e conectados a um *Xbus Master* que sincroniza todos os dados recebidos dos sensores e realiza a comunicação sem fio com um computador, todos os componentes do sistema são fixados em uma roupa de Lycra. Este sistema resulta em uma sensor vestível com um peso total de 1,9 Kg.

Outro sistema que se destaca é o sensor Opal da empresa APDM Wearable Technologies (APDM WEARABLE TECHNOLOGIES, 2019), que possui sensores similares aos sensores utilizados pelo sistema Xsens MVN, com acelerômetro, giroscópio e magnetômetro 3D. Nesta solução cada dispositivo com os sensores se comunicam sem fio diretamente com um computador, estes sensores são vestidos pelo usuário de maneira individual e cada dispositivo possui um peso menor que 25 gramas já com a bateria, como mostra a Figura 15. O software comercializado pela empresa é capaz de conectar com até 24 sensores simultaneamente.



Figura 15: Opal da APDM Wearable Technologies (2019)

3.4 Sistemas com câmeras para reabilitação

3.4.1 Sensor *Kinect*

Para Postolache (2017), tecnologias utilizadas em realidade virtual ou realidade aumentada podem ser também utilizadas na reabilitação pois garantem uma boa precisão para a captura de movimentos em baixa complexidade computacional. Uma destas ferramentas é o sensor *Kinect* da *Microsoft*, um sensor que existe em duas versões (V1 criado para o Xbox 360, Figura 16, e V2 criado para o Xbox One, Figura 17) que possui câmera RGB, emissor infra vermelho, sensor de profundidade e microfone, com uma frequência de 30 imagens por segundo. A câmera RGB possui uma resolução de imagem de 1280 x 1024 pixels no *Kinect* V1 e 1920 x 1080 pixels no *Kinect* V2. Já o infra vermelho e a câmera de profundidade possuem uma resolução de 640 x 480 pixels no *Kinect* V1 e 512 x 424 pixel no *Kinect* V2.



Figura 16: Kinect V1.



Figura 17: Kinect V2.

Com o Kit de desenvolvimento (SDK) oficial da *Microsoft* as posições das articulações em um ambiente 3D podem ser obtidas *online*, por isto o *Kinect* vem sendo muito utilizado em áreas além dos jogos. A SDK do *Kinect V1* é capaz de identificar até 6 usuários capturando 20 articulações em um ambiente 3D incluindo cabeça, centro do ombro, ombros, cotovelos, punhos, mãos, coluna, centro do quadril, quadril esquerdo e direito, joelhos, tornozelos e pés (ZHAO et al., 2014), como mostra a Figura 18. Já o *Kinect V2* pode identificar 25 articulações, reconhecendo mais detalhadamente a cabeça e as mãos, como mostra a Figura 19.

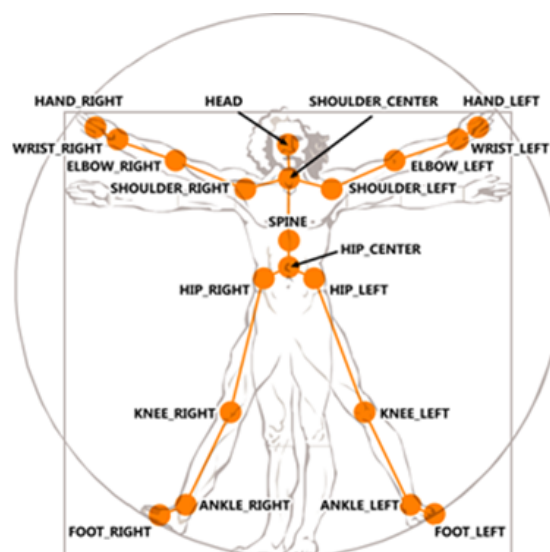


Figura 18: Articulações reconhecidas pelo *Kinect V1* (BUTEAN; BĂLAN, 2014).

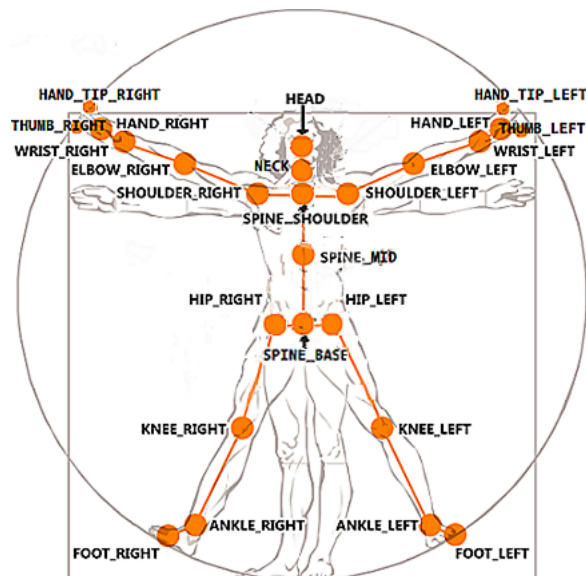


Figura 19: Articulações reconhecidas pelo *Kinect* V2 (BERNARDINO et al., 2016).

3.4.2 Sistemas destinados a validação da utilização do *Kinect* na reabilitação

Hondori e Khademi (2014) realizaram uma revisão quanto ao impacto técnico e clínico do *Kinect* na fisioterapia e reabilitação. O estudo abrange trabalhos com pacientes com distúrbios neurológicos, incluindo AVC, Parkinson, paralisia cerebral e esclerose múltipla, bem como idosos. As publicações encontradas foram divididas em 3 grupos pelos autores sendo elas: publicações que avaliam a precisão e confiabilidade do *Kinect*, publicações que utilizaram o *Kinect* para um sistema de reabilitação e realizou avaliação clínica com pacientes e, por fim, trabalhos que desenvolveram um sistema de reabilitação, mas que não forneceu validação clínica.

Existem diversos trabalhos que tentam avaliar a medição do *Kinect* quantitativamente, como em Obdržálek et al. (2012), Fernandez-Baena, Sánchez e Lligadas (2012) e Mobini, Behzadipour e Foumani (2014) que estudaram a precisão do *Kinect* para reconhecer a posição das articulações no espaço 3D. Os estudos chegaram a conclusão que o *Kinect* é uma boa opção para ser utilizado como dispositivo de captura de movimentos devido ao seu baixo custo, porém o sensor pode ser comprometido pelo ambiente em que é utilizado, principalmente com oclusão por objetos na cena. Fernandez-Baena, Sánchez e Lligadas (2012) realizou ainda a comparação dos resultados de ângulos das articulações com o Vicon, sistema de grande precisão que será apresentado na seção 3.4.3, os resultados obtidos mostraram que o *Kinect* é preciso o suficiente para a maioria dos tratamentos de reabilitação clínica. Na revisão de Hondori e Khademi (2014) diversos outros trabalhos voltados para a precisão do *Kinect* foram apresentados e, segundo os autores, a conclusão geral dos estudos é que este é um sensor confiável e acessível para ser utilizado na reabilitação

de pacientes, sempre tomando precauções para evitar problemas como oclusões na imagem e ruídos no rastreamento do esqueleto.

Alguns trabalhos que realizaram a avaliação de sistemas com *Kinect* em pacientes com distúrbios neurológicos e pacientes saudáveis também foram estudados, como o trabalho de Wiederhold e Riva (2012), que criaram um jogo para estimular a reabilitação da caminhada. 15 pacientes com distúrbios neurológicos participaram deste estudo durante 20 sessões de 45 minutos, uma comparação dos resultados de exames antes e depois do tratamento foi realizada. Nesta comparação uma melhora significativa foi notada. Chang, Chen e Huang (2011) utilizaram o *Kinect* para a reabilitação vocacional, para aumentar a independência profissional e acelerar a integração da comunidade, neste trabalho 4 pacientes com deficiências cognitivas participaram de um treinamento. Para os autores a avaliação qualitativa dos pacientes mostrou que o sistema foi útil para o tratamento.

No trabalho de Neto et al. (2018) foi apresentada uma proposta do uso do Kinect para a avaliação do processo de reabilitação, chamada de GoNet v2. Nesta publicação foram realizados exames em voluntários, sendo analisadas seis articulações de cada pessoa, neste trabalho é realizada a coleta de dados apenas dos membros superiores do corpo humano.

A interface criada, como mostra a Figura 20, é capaz de mostrar ao profissional todas as articulações do paciente e selecionar em qual será realizada a análise da amplitude de movimentos. Este software é capaz também de identificar o profissional que está realizando o procedimento bem como o paciente e armazenar estes dados em um banco de dados para análise do progresso no tratamento.

A validação dos resultados foi realizada com a comparação das leituras realizadas pelo sistema proposto com uma avaliação tradicional utilizando goniômetro. Os resultados da comparação foram considerados muito satisfatórios pelos autores na maioria dos movimentos realizados pelas articulações, exceto para desvio ulnar e radial, que obteve um erro maior. Para a avaliação do sistema também foi realizado um questionário junto aos profissionais que utilizaram a ferramenta quanto impacto da sua utilização. O resultado do questionário foi positivo uma vez que em sua maioria as questões foram respondida positivamente e para perguntas sobre possíveis impactos negativos as respostas foram em sua maioria “improvável”.

É possível encontrar na literatura diversos trabalhos que utilizam a combinação do *Kinect* com outros sensores, como em Chen et al. (2016) desenvolveram um sistema de reabilitação de membros superiores utilizando a combinação de IMU's e *Kinect*. Neste trabalho o *Kinect* é utilizado como o sistema de rastreamento base e as IMU's são responsáveis por diminuir o erro das medições realizadas, principalmente em casos de sobreposição de articulações ou movimento das extremidades onde o erro do *Kinect* costuma ser maior. Alguns trabalhos semelhantes podem ser citados,

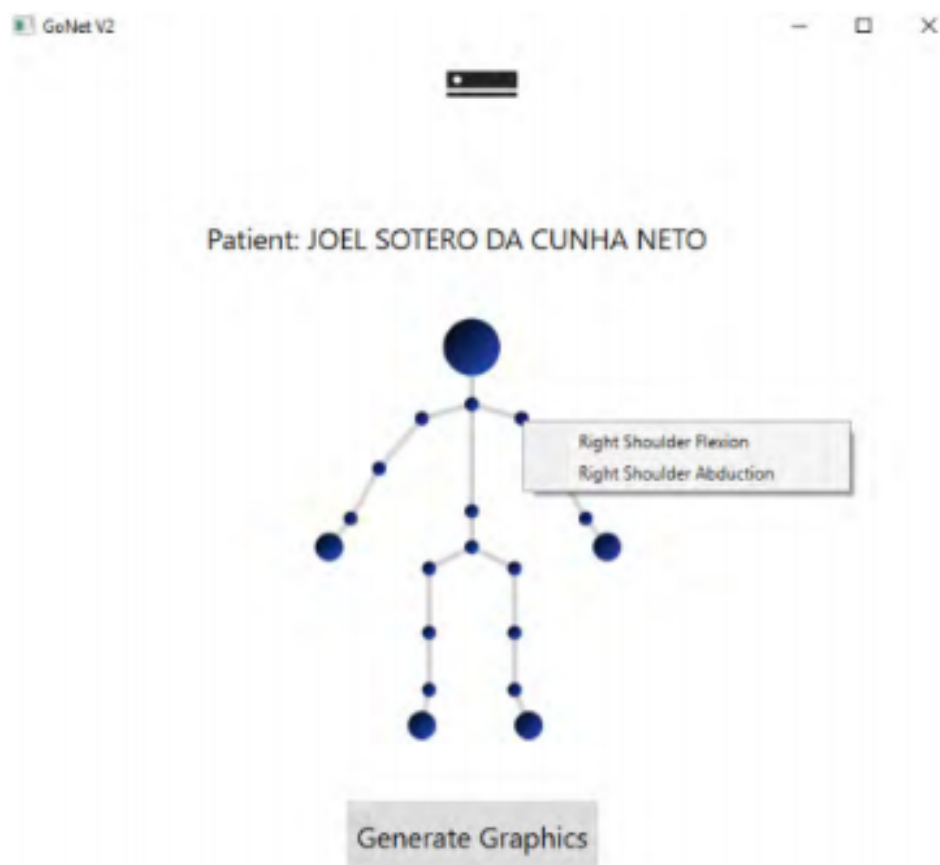


Figura 20: Interface proposta por Neto et al. (2018)

como Jatesiktat e Ang (2017), Bo, Hayashibe e Poignet (2011) e Otten, Son e Kim (2014), este último utiliza o *Kinect* para rastrear os movimentos e um sensor de força na mão para avaliar a força do paciente no tratamento pós-AVC.

3.4.3 Sistemas comerciais de captura da amplitude de movimento com câmeras e sua utilização para a validação de sistemas com *Kinect*

Uma ferramenta muito utilizada para a captura de movimentos por meio de visão computacional é o sistema desenvolvido pela empresa Vicon (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2019). Esta é a principal desenvolvedora de produtos e serviços de captura de movimento para a ciência, entretenimento e Engenharia. O sistema desenvolvido pela Vicon é considerado o de maior precisão para a captura de movimentos (ELLIOTT; ALDERSON; DENVER, 2007). A empresa comercializa as câmeras utilizadas, bem como o *software* e diversos acessórios, dessa maneira o sistema é adquirido de maneira personalizável, para atender a demanda do usuário. Suas aplicações são destinadas as mais variadas áreas como:

- Biomecânica e esportes: analisar e otimizar os movimentos realizados por uma pessoa;

- Ciência clínica: análise de marcha e reabilitação de movimentos;
- Entretenimento: jogos e filmes;
- Engenharia: pode ser utilizado para rastreamento de objetos, em *drones* e robôs;
- Realidade virtual: avaliação 3D da interação com produtos no espaço.

Devido a grande capacidade e confiabilidade do sistema da Vicon, é possível encontrar na literatura trabalhos que utilizam o Vicon como meio de comparação para outros sistemas de captura da amplitude de movimento propostos. O trabalho de Pfister et al. (2014) realiza a comparação da captura de movimentos do Vicon e com o *Kinect* V1 para análise de marcha. Neste trabalho 20 adultos saudáveis foram analisados enquanto caminhavam e corriam em uma esteira, os resultados mostraram que para análise de marcha o *Kinect* V1 possui em alguns casos um erro considerável e se mostrou inconsistente para a utilização clínica nestes casos.

Galna et al. (2014) realizaram um estudo quanto a precisão do *Kinect* para medir movimentos em pessoas com Parkinson, neste estudo também foi realizada a comparação dos resultados com o Vicon. Neste trabalho foi apresentada uma comparação das articulações reconhecidas pelo *Kinect* com os marcadores colocados no indivíduo para a captura do Vicon, como mostra a Figura 21, com a utilização destes marcadores o Vicon é capaz de reconhecer diversos pontos do corpo de acordo com a necessidade do usuário. Assim como no trabalho de Pfister et al. (2014) o *Kinect* obteve bons resultados porém não em todos os movimentos realizados, em geral os melhores resultados são obtidos quando movimentos brutos são executados, já em movimentos finos como o aperto de mão os resultados apresentam maiores erros. É importante ressaltar que estes dois estudos realizaram a comparação do *Kinect* V1 com o Vicon.

Otte et al. (2016) realizaram a avaliação do *Kinect* V2 comparando com o Vicon, neste trabalho foram utilizados os mesmos marcadores no corpo do indivíduo utilizados no trabalho de Galna et al. (2014), 19 indivíduos saudáveis foram gravados simultaneamente pelos dois sistemas em 6 diferentes tarefas de movimentos. A precisão dos movimentos capturados foi de moderada a excelente, dependendo da dimensão do movimento, da localização do ponto de referência e da tarefa executada. Para os autores, por ser um sistema de baixo custo, portátil e não requerer nenhum sensor anexado ao corpo do paciente, este é um sistema que fornece inúmeras vantagens quando comparados a sistemas baseados em marcadores ou com sensores vestíveis. O *Kinect* tem potencial de ser utilizado como ferramenta de medição clínica confiável e válida.

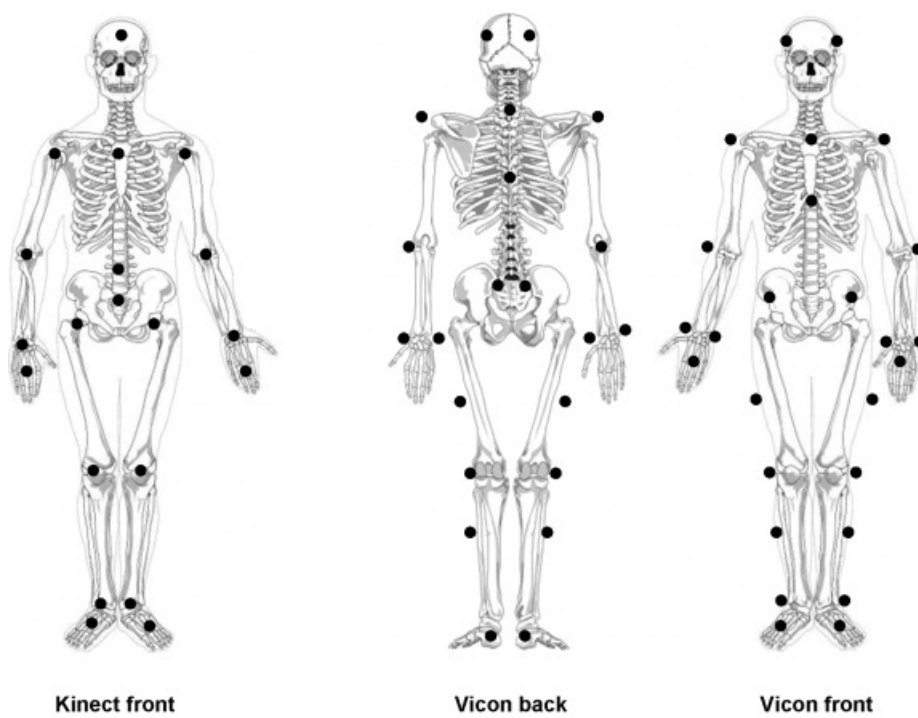


Figura 21: Comparação das articulações reconhecidas pelo *Kinect* V1 e marcadores utilizados pelo *Vicon* (GALNA et al., 2014).

4 METODOLOGIA

Com uma introdução e breve revisão do estado da arte das áreas da fisioterapia, reabilitação de pacientes, robótica voltada para a reabilitação e alguns sensores propostos na literatura realizada pode-se dar início a etapa de desenvolvimento do trabalho. Neste capítulo será apresentada a metodologia utilizada nesta pesquisa iniciando pelos equipamentos utilizados, identificação dos pontos de referência do corpo humano utilizados para a captura da amplitude de movimentos, desenvolvimento do algoritmo, reconhecimento das articulações no espaço pelo *Kinect*, cálculo do ângulo desenvolvido pelas articulações e, por fim, o tratamento do sinal de saída.

4.1 Equipamento utilizado

Ao iniciar o projeto, com as primeiras revisões voltadas para as principais etapas do processo de reabilitação de pacientes como foi apresentado no Capítulo 2, é de grande importância a avaliação dos movimentos do indivíduo para que se possa diagnosticar e/ou acompanhar a evolução do tratamento do mesmo. Juntamente com a revisão das ferramentas computacionais propostas nos últimos anos nesta área, apresentadas no Capítulo 3, foi escolhida a utilização do sensor *Kinect* da *Microsoft*, que é um sensor criado para ser utilizado juntamente com a plataforma Xbox 360. Este sensor possibilita rastrear movimentos de até seis indivíduos através de vinte articulações em uma área de $6m^2$ (KIM et al., 2013). Posteriormente foi realizada a troca do sensor para a sua versão mais atualizada, o *Kinect V2*, criado para ser utilizado junto ao Xbox One. Esta troca foi realizada para que também se obtenha resultados de um sensor mais preciso, devido principalmente a câmera e o infra vermelho de maior precisão. É importante ressaltar que outros sensores, como os apresentados na Seção 2.3, também poderiam ser utilizados neste trabalho.

O *Kinect* é capaz de realizar esta leitura em tempo real a uma frequência de até 30Hz. O grande motivo que leva a ampla utilização deste sensor na computação é, como mencionado anteriormente, a disponibilização de um SDK da *Microsoft* para o sensor. Ao mapear as articulações do usuário o SDK disponibiliza para

o programador informações importantes, como a posição no espaço 3D das vinte articulações do indivíduo. O algoritmo de obtenção das articulações associa um estado referente a condição de cada articulação da seguinte maneira:

- *Not Tracked*: quando o ponto está fora do alcance do sensor;
- *Tracked*: quando o ponto está visível pelo sensor;
- *Inferred*: quando o ponto não está visível, porém sua posição é estimada devido aos seus pontos adjacentes.

Como apresentado na seção 3.4.1, o sensor *Kinect* em sua versão 1 possui uma câmera RGB com resolução de 1280 x 1024 pixels, um sensor infravermelho que captura uma imagem de profundidade com a resolução de 640 x 480 pixels e microfone. Já a versão mais atualizada possui uma câmera RGB com resolução de 1920 x 1080 pixels e o sensor infravermelho que captura imagens com a resolução de 512 x 424 pixels.

Para a programação da ferramenta o computador utilizado no projeto possui um processador Intel Core modelo i7 3770K, 8GB de memória RAM e placa de vídeo NVIDIA GeForce GTX 660 Ti com 2GB de memória RAM. Quanto aos *softwares* necessários para a programação é necessário realizar a instalação do SDK "Kinect for Windows" versão 1.8, pois é a versão compatível com o *Kinect V1*. Este SDK está disponível para *download* no site da *Microsoft* através do *link*: "<https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=40278>". Para a versão 2 do sensor é utilizado o SDK 2.0, disponível para *download* através do *link*: "<https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=44561>". Por fim, o ambiente de desenvolvimento (IDE) utilizado para o algoritmo é o *software* Microsoft Visual Studio Community, versão disponível gratuitamente para *download* através do *link*: "<https://visualstudio.microsoft.com/pt-br/vs/>".

4.2 Identificação das articulações e planos necessários para a captura da amplitude de movimentos dos membros superiores

Uma vez que os objetivos do trabalho foram definidos e, para isto, será realizada a captura da amplitude de movimentos dos membros superiores, se faz necessário identificar todas as articulações, os planos e os eixos que serão utilizados para realizar os cálculos dos ângulos entre os membros. A Figura 22 mostra os planos e eixos utilizados na goniometria, estes serão os planos dos movimentos analisados neste trabalho, vale ressaltar que para o *Kinect* o eixo látero-lateral corresponde ao

eixo "X" do sistema de coordenadas de referência do sensor, o eixo crânio-caudal corresponde ao eixo "Y" e o eixo ântero-posterior corresponde ao eixo "Z".

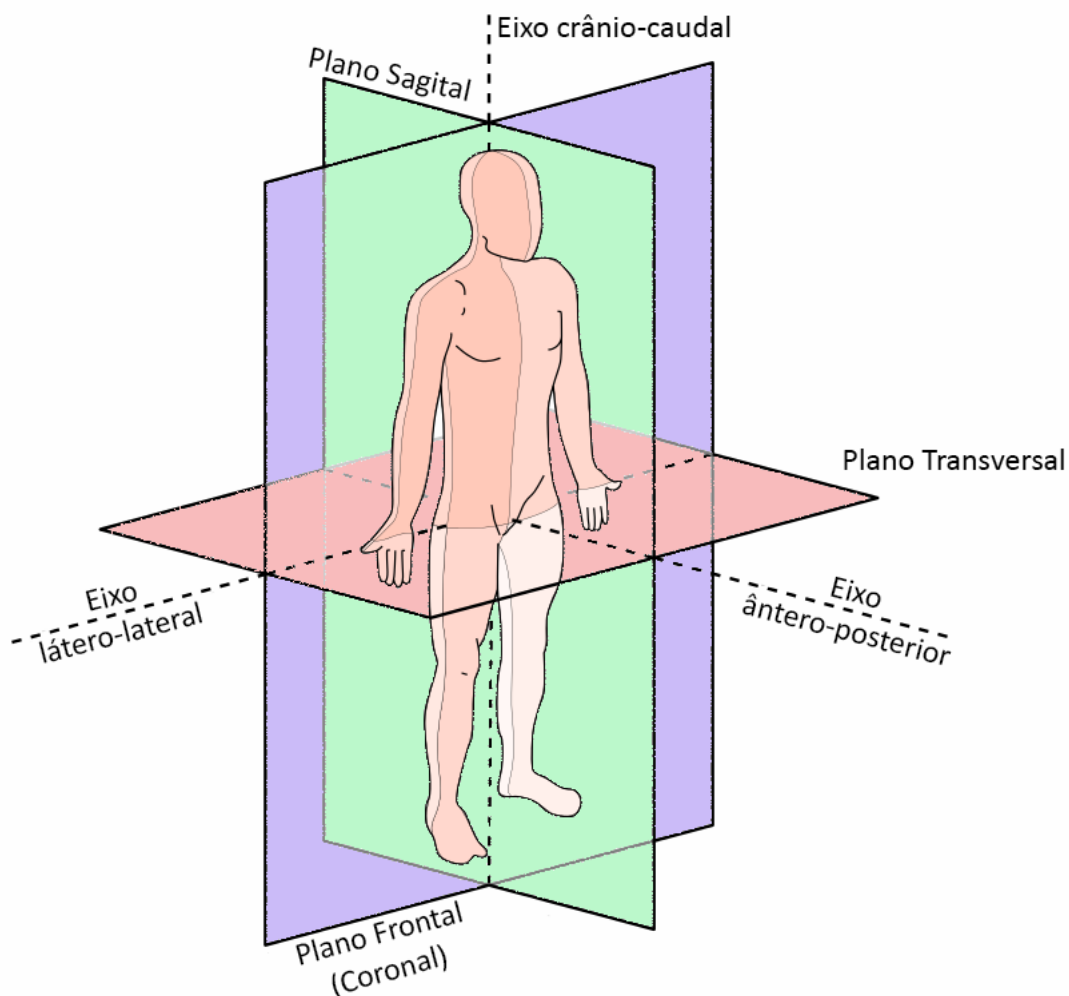


Figura 22: Planos e eixos utilizados na Goniometria (PERSONALL PLUS +, 2015)

A Figura 23 mostra a comparação das articulações reconhecidas pelo *Kinect V1* e pelo *Kinect V2*. Nota-se que outro fator que pode interferir na maior precisão do sensor mais atual é a maior quantidade de pontos reconhecidos por esta versão do *Kinect*, isto se torna mais visível em alguns movimentos, como o punho por exemplo. Através desta figura é possível destacar as articulações que serão utilizadas na captura de cada movimento.

No *Kinect V1*, para a captura dos movimentos do punho são necessárias informações de posição no espaço dos pontos "hand" e "wrist" esquerdo ou direito, tanto na posição inicial do movimento quanto na posição em tempo real. Com isto é possível calcular o ângulo entre a reta criada com a utilização dos pontos na posição inicial, e a reta criada utilizando os pontos da posição em tempo real.

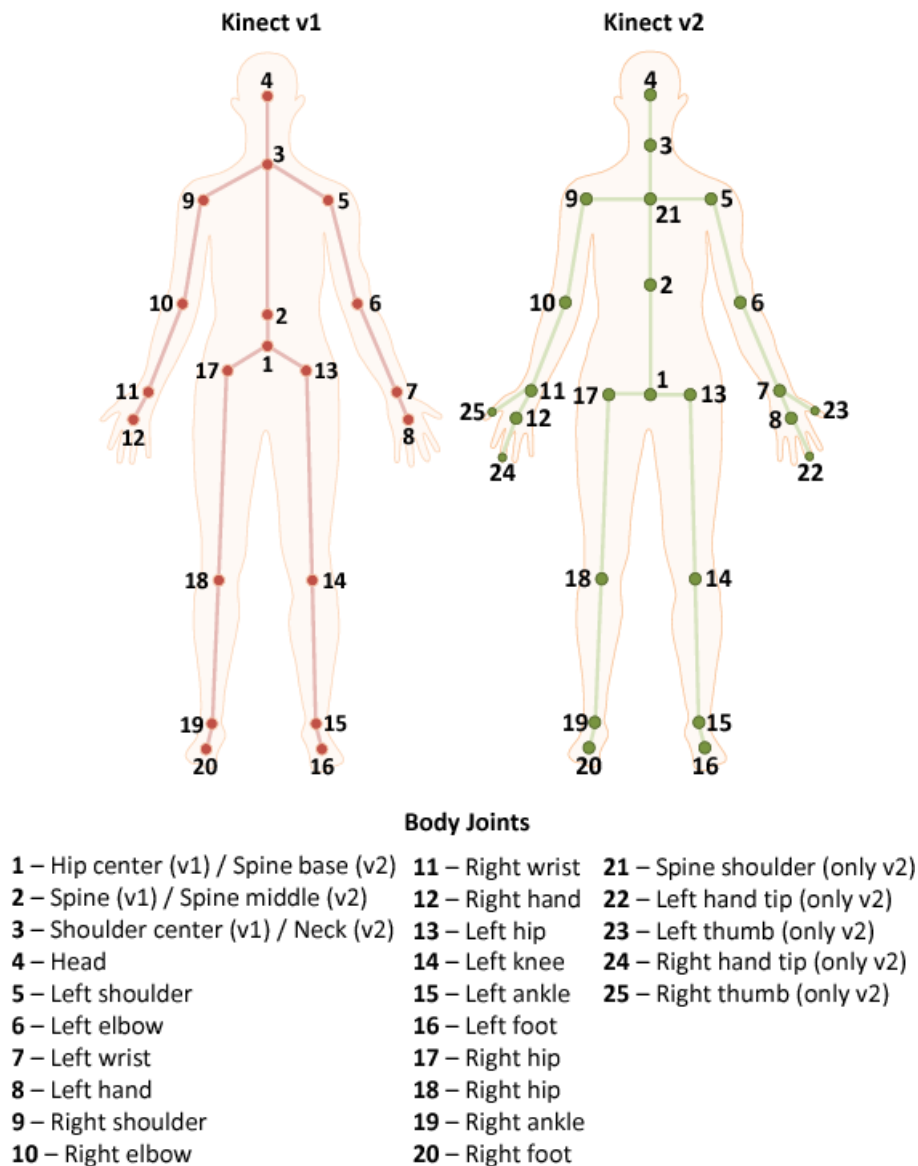


Figura 23: Comparação das articulações reconhecidas pelo *Kinect* V1 e V2 (ROCHA et al., 2015).

Para a captura dos movimentos do cotovelo, utiliza-se uma reta correspondente ao antebraço e os pontos analisados são "wrist" e "elbow". O cálculo do ângulo desenvolvido acontece da mesma maneira já descrita para os punhos.

Por fim, para calcular os movimentos do ombro são utilizados os pontos "elbow" e "shoulder". Assim, da mesma maneira descrita anteriormente o cálculo do ângulo desenvolvido pelos ombros é realizado. Para o *Kinect* V2 a captura dos movimentos acontece de maneira semelhante. A diferença ocorre apenas na captura dos movimentos dos punhos onde os pontos utilizados são "hand tip" e "wrist".

4.3 Desenvolvimento do algoritmo

Pretende-se ao final deste trabalho capturar os movimentos das articulações com as duas versões do *Kinect* separadamente. Ao iniciar o projeto, apenas a primeira versão do sensor estava disponível para uso no projeto, portanto o desenvolvimento se iniciou por ela e posteriormente o algoritmo foi portado para o *Kinect V2*.

Nesta seção será apresentado o desenvolvimento do algoritmo utilizado neste trabalho. Primeiramente será apresentado o algoritmo que está sendo utilizado como ponto de partida, posteriormente o reconhecimento das articulações no espaço tridimensional, cálculo do ângulo desenvolvido entre as retas criadas e, por fim, o filtro utilizado para suavizar o sinal de saída obtido.

4.3.1 Algoritmo base

Inicialmente foram estudados alguns algoritmos para serem utilizados como ponto de partida do desenvolvimento deste trabalho, foram estudados algoritmos que apresentam em sua interface o reconhecimento e realizam o mapeamento do corpo humano em tempo real. Estes são algoritmos muito comuns no desenvolvimento de aplicativos para *Kinect* e são base para muitas aplicações.

O principal exemplo encontrado é disponibilizado oficialmente pela *Microsoft* juntamente com a instalação do software do *Kinect*, denominado "Skeleton Basics-WPF", e possui unicamente a função de demonstrar na tela o esqueleto reconhecido em tempo real. Este algoritmo utiliza a linguagem de programação C Sharp (C#). A Figura 24 mostra a interface da aplicação sendo executada no *Kinect V1*.

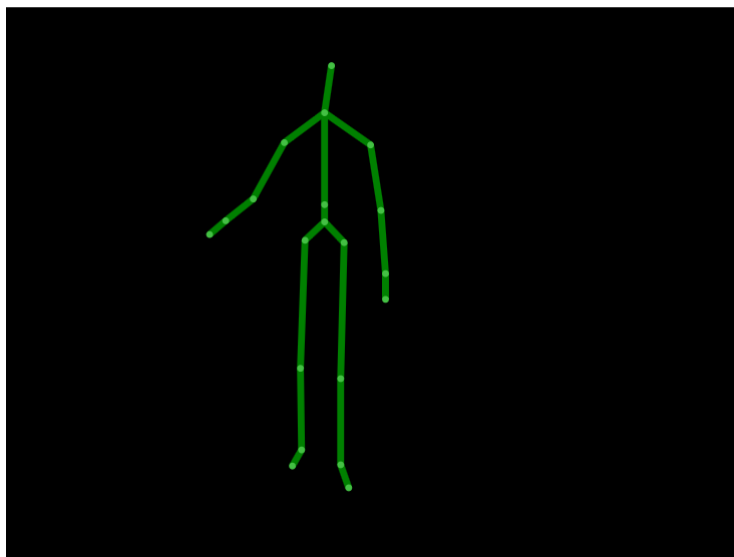


Figura 24: Interface do Skeleton Basics-WPF.

Em um primeiro momento notou-se que este é um algoritmo que se mostra muito preciso, porém não muito intuitivo para o entendimento, o que dificulta o desenvolvimento de aplicações para programadores sem experiência na ferramenta, por isto optou-se por utilizar um outro software como ponto de partida que será apresentado a seguir. Um grande benefício é a disponibilização, por parte da *Microsoft*, do o "Skeleton Basics-WPF" nas duas versões do *Kinect*, o que torna a portabilidade da aplicação mais simples.

O segundo algoritmo escolhido foi apresentado no livro "Microsoft Kinect: Criando aplicações interativas com o Microsoft Kinect", do autor Gabriel S. Cardoso (CARDOSO, 2012). Neste livro o autor apresenta de maneira tutorial o desenvolvimento de diversas aplicações básicas utilizando *Kinect V1*, dentre elas o reconhecimento e "desenho" do esqueleto capturado como mostra a Figura 25. Este algoritmo também é desenvolvido na linguagem *C#* e possui funcionamento semelhante ao Skeleton Basics já apresentado, porém por ser desenvolvido de maneira didática e possuir um bom material de apoio, este software se mostra mais intuitivo e acessível para programadores com pouca experiência no sensor.

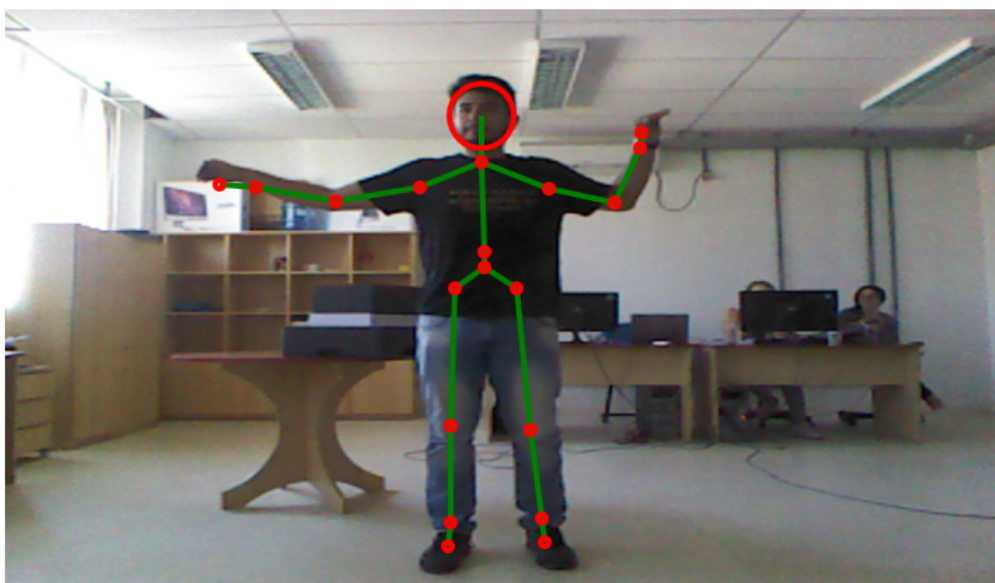


Figura 25: Interface apresentada em CARDOSO (2012) sendo executada.

Este segundo algoritmo apresentado foi então escolhido devido as características apresentadas. Vale ressaltar que o Skeleton Basics não foi descartado, uma vez que até o presente momento este é o principal software com estas características para o *Kinect V2*, sendo assim, ele foi utilizado como algoritmo base para o desenvolvimento do projeto com a segunda versão do sensor.

4.3.2 Reconhecimento da posição das articulações alvo

Como apresentado na Seção 4.2, para os membros superiores, os pontos de interesse a serem capturados pelo *Kinect* são: mãos, punhos, cotovelos e ombros. Esta posição no espaço acontece de acordo com os eixos de coordenadas de referência do *Kinect*, que é mostrado na Figura 26 e sua relação com a goniometria foi apresentada na seção 4.2, para a segunda versão do sensor este sistema de coordenadas de referência se mantém igual.

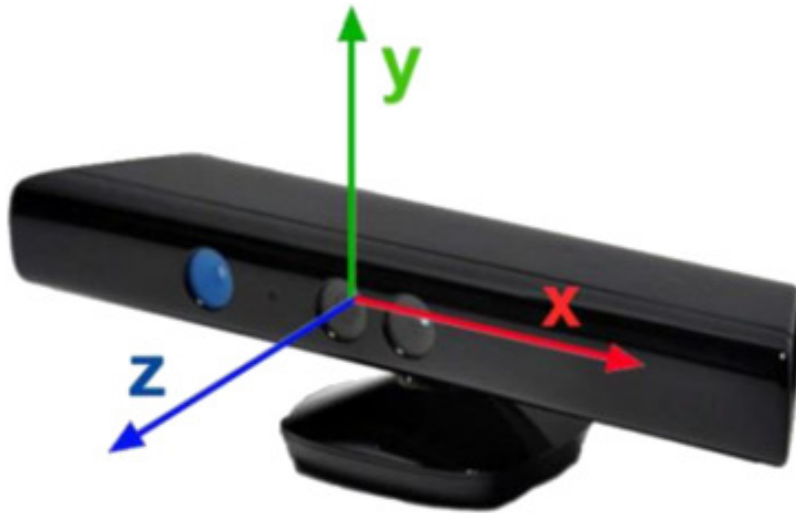


Figura 26: Sistema de coordenadas de referência do sensor *Kinect* (DIEGO-MAS; ALCAIDE-MARZAL, 2014).

Para a captura da posição das articulações, é necessário declarar no algoritmo estas variáveis. São necessárias três variáveis que são responsáveis por armazenar a posição no espaço do ombro direito por exemplo, sendo uma variável para a posição no eixo "X", uma para a posição no eixo "Y" e uma para a posição no eixo "Z". Isto acontece da seguinte maneira:

```
double xombrod = esqueleto.Joints[JointType.ShoulderRight].Position.X;
double yombrod = esqueleto.Joints[JointType.ShoulderRight].Position.Y;
double zombrod = esqueleto.Joints[JointType.ShoulderRight].Position.Z;
```

Os exemplos mostrados acima são para a captura da posição do ombro direito no espaço, para os demais pontos deve-se substituir o atributo após "JointType" com nome do ponto desejado.

4.3.3 Ângulo entre retas

Com a captura das posições das articulações no espaço, se torna possível criar as retas correspondentes aos membros e posteriormente calcular o ângulo entre as mesmas em torno dos eixos de referência "X", "Y" e "Z". A equação utilizada para calcular o ângulo entre retas é apresentada na equação 1. Nesta Equação, \vec{r} e \vec{s} são os vetores diretores das duas retas analisadas.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{|\vec{r} \cdot \vec{s}|}{|\vec{r}| |\vec{s}|} \quad (1)$$

Uma função para o calculo do ângulo desenvolvido no movimento de flexão e extensão dos ombros (MARQUES, 1997) é criada. As funções para cada movimento das articulações foram criadas separadamente de acordo com o eixo de referência em que a angulação do movimento acontece, desenvolvendo os movimentos individualmente é possível adaptar as equações e tratar as particularidades de cada movimento. Esta função recebe como parâmetros as posições inicial e atual nos eixos "Y" e "Z" do ombro e cotovelo, pois este movimento desenvolve ângulo em torno do eixo "X" quando o esqueleto analisado se encontra de frente para o sensor. Primeiramente são criados os vetores diretores das duas retas da seguinte maneira:

```
Uy = yinicialcotovelo - yinicialombro
Uz = zinicialcotovelo - zinicialombro
```

```
Vy = ycotovelo - yombro
Vz = zcotovelo - zombro
```

Após isto é realizado o calculo do ângulo entre os vetores em torno do eixo de referência. O trecho a seguir mostra o exemplo para o calculo do ângulo entre os vetores em torno do eixo "X".

```
Nu = vectorNorm(Uy, Uz)
Nv = vectorNorm(Vy, Vz)
UV = Uy * Vy + Uz * Vz
x = UV / (Nu * Nv)
```

A função "vectorNorm" foi criada para realizar o calculo da distância entre dois pontos através da equação a seguir:

$$\sqrt{x^2 + y^2} \quad (2)$$

Por fim é realizada a conversão do resultado da unidade do ângulo, convertendo de radianos para graus. Esta conversão é realizada da seguinte maneira:

```

AnguloRadx = Acos(x);
Angulox = AnguloRadx * (180 / PI);

```

O calculo para os demais movimentos acontece de maneira semelhante, seguindo o ângulo em torno dos eixos "Y" e "Z", apenas é necessário substituir as referências. Para o calculo das demais articulações a equação é semelhante, alterando apenas os eixos de referência que precisam ser analisados.

4.3.4 Filtro de média móvel

Ao realizar os primeiros testes notou-se que o sinal de saída poderia possuir inconsistências, principalmente quando o indivíduo em análise realiza algum movimento brusco. Foram analisadas diversas aplicações de filtros digitais e dentre elas a escolhida foi a abordagem do filtro de média móvel, no trabalho de Campos (2013) este filtro foi utilizado para filtrar a resposta do *Kinect* com o objetivo de suavizar o sinal de saída e nos trabalhos de Martins et al. (2003) e Almeida (1997), que embora utilizados em aplicações distintas, apresentam um sinal de saída com ruído semelhante ao do *Kinect*.

O filtro de média móvel consiste em um algoritmo para que se obtenha uma média entre os valores de um determinado sinal (ALMEIDA, 1997). Na aplicação deste trabalho o filtro foi utilizado de maneira que o resultado da captura do ângulo em análise é uma entrada do filtro, juntamente com as ultimas " $n - 1$ " leituras realizadas. Para esta aplicação foi escolhido empiricamente um " n " igual a 5, ou seja, a entrada do filtro é a leitura atual (ainda não tratada) e as ultimas 4 leituras realizadas (já tratadas). Por fim a leitura atual não tratada é então substituída pela saída do filtro. A equação utilizada para este processo é mostrada a seguir:

$$y[n] = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x[n - k] \quad (3)$$

5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS ATRAVÉS DA COMPARAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO COM A GONIOMETRIA TRADICIONAL

Com a metodologia adotada inicialmente nesta pesquisa, foi dado início a fase de experimentos para que se obtivesse resultados e fosse possível avaliar o desempenho do sistema proposto. Em um primeiro momento os testes realizados tiveram como objetivo único a avaliação do comportamento do algoritmo, analisando por meio de gráficos de ângulo desenvolvido por alguma articulação em função do tempo. Posteriormente iniciou-se a etapa de testes reais, estes experimentos acontecem em parceria com o curso de Fisioterapia da Faculdade Anhanguera do Rio Grande, em um espaço nas dependências da clínica de fisioterapia da faculdade disponibilizado para os testes do sistema.

5.1 Testes iniciais

Para testar o comportamento do algoritmo desenvolvido, deu-se início aos primeiros testes quanto aos resultados obtidos pelo sistema proposto. Para estes testes a articulação do ombro e nela foram realizados.

Como apresentado na Seção 2.2, o ombro é uma das articulações mais importantes e mais complexas dos membros superiores. Por este motivo optou-se por iniciar a análise pela mesma, uma vez que o sistema tenha um bom funcionamento para esta articulação, é possível replicar para as demais articulações. Foram realizados os movimentos básicos que desenvolvem ângulos em torno dos três eixos principais da Fisioterapia, apresentados na Seção 4.2, são eles:

- Eixo látero-lateral: corresponde ao eixo "x" do sistema de coordenadas de referência do *Kinect*;
- Eixo crânio-caudal: corresponde ao eixo "y" do sistema de coordenadas de referência do *Kinect*;

- Eixo ântero-posterior: corresponde ao eixo "z" do sistema de coordenadas de referência do *Kinect*.

Seguindo o Manual de Goniometria (MARQUES, 1997), para analisar os movimentos dos ombros nos três eixos básicos deve-se realizar os seguintes movimentos:

- Flexão: ângulo em torno do eixo Látero-lateral;
- Adução: ângulo em torno do eixo Crânio-caudal;
- Abdução: ângulo em torno do eixo Ântero-posterior.

Para avaliar o comportamento do algoritmo desenvolvido o indivíduo fica sentado em uma cadeira em frente ao sensor, esta posição segundo especialistas é a mais indicada para realizar a avaliação goniométrica. Os dados capturados em tempo real vão sendo armazenados em um arquivo de texto, e, a partir deste arquivo é criado um gráfico de linha das leituras realizadas em função do tempo.

A Figura 27 mostra o resultado obtido quando um voluntário realiza o movimento de flexão do braço, neste movimento o indivíduo está inicialmente com o braço estendido paralelamente ao tronco, com a palma da mão voltada para o plano sagital, e desloca o braço para frente até a altura máxima. Para este movimento o Manual de Goniometria indica os limites entre 0 e 180 graus. Nota-se que o comportamento do gráfico representa o movimento descrito.

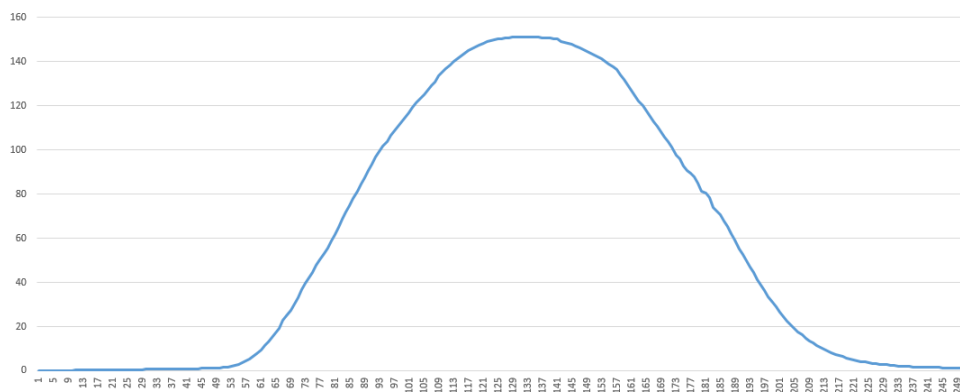


Figura 27: Exemplo de captura do movimento de flexão do braço, no eixo vertical encontram-se informações de ângulo e no eixo horizontal estão as leituras realizadas em uma frequência de 30Hz, portanto um conjunto de 30 leituras representa 1 segundo de movimento.

A Figura 28 mostra o resultado capturado para o movimento de adução do braço, neste movimento o indivíduo fica inicialmente com o braço estendido para frente em relação ao tronco, com a palma da mão voltada para o plano transversal, e o desloca em direção ao seu outro braço. Para este movimento o Manual de Goniometria indica os limites entre 0 e 40 graus. Assim como no primeiro gráfico, neste também é possível visualizar o comportamento acima descrito.

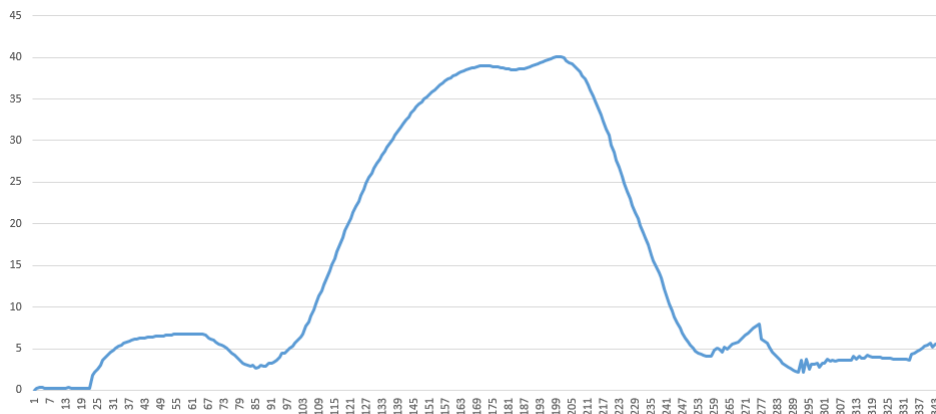


Figura 28: Exemplo de captura do movimento de adução do braço, no eixo vertical encontram-se informações de ângulo e no eixo horizontal estão as leituras realizadas em uma frequência de 30Hz, portanto um conjunto de 30 leituras representa 1 segundo de movimento.

Por fim, a Figura 29 apresenta a captura de dados para o movimento de abdução do braço, neste movimento o braço fica inicialmente estendido paralelamente ao tronco, com a palma da mão paralela ao plano frontal, e o desloca lateralmente até a altura máxima. Para este movimento o manual indica os limites entre 0 e 180 graus. Neste gráfico também é possível observar o comportamento descrito.

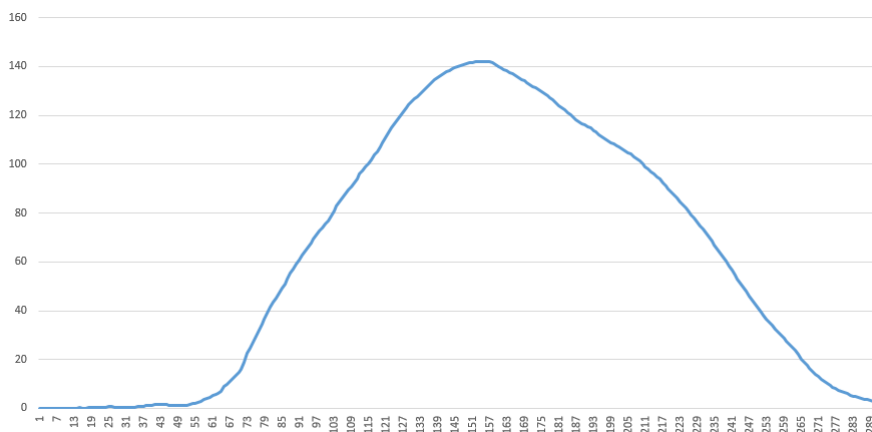


Figura 29: Exemplo de captura do movimento de abdução do braço, no eixo vertical encontram-se informações de ângulo e no eixo horizontal estão as leituras realizadas em uma frequência de 30Hz, portanto um conjunto de 30 leituras representa 1 segundo de movimento.

Sendo assim, concluiu-se que o algoritmo desenvolvido possui a capacidade de capturar os movimentos realizados pelos ombros de um indivíduo. Após isso foi dado início a etapa de validação dos resultados capturados, juntamente com pessoas capacitadas na área da Fisioterapia.

5.2 Testes para validação dos movimentos encontrados pelo sistema proposto

Como apresentado na seção anterior, verificou-se que o algoritmo é capaz de capturar o comportamento das articulações ao longo do tempo. Sendo assim, é possível iniciar a etapa de captura de resultados e já efetuar a validação dos dados obtidos. Para esta validação uma parceria foi criada juntamente com o curso de Fisioterapia da Faculdade Anhanguera do Rio Grande, foi montado um grupo de trabalho contendo alunos do curso sob supervisão de um professor. Nos primeiros encontros foram realizadas as primeiras análises de resultados e melhorias no algoritmo, bem como a familiarização dos alunos de fisioterapia com os exames goniométricos a serem realizados e com o sistema proposto nesta dissertação.

Para iniciar a captura real de dados primeiramente foi criada a metodologia a ser adotada nos testes. Para uma real obtenção dos resultados dos exames de goniometria realizados pelos fisioterapeutas optou-se por adotar uma abordagem em que os voluntários cumpririam os papéis de paciente e especialista, de modo que cada indivíduo, enquanto paciente, realiza o movimento proposto e é medido por todos os demais voluntários no papel de especialista. Dessa maneira é possível retirar informações como a média e o desvio padrão das medidas realizadas, o que representa a variação presente nos resultados quando o exame é realizado por diferentes profissionais, algo que, como relatado pelo professor fisioterapeuta, é muito recorrente no cotidiano dos exames de goniometria.

Para o algoritmo desenvolvido com o *Kinect* adotou-se uma abordagem em que cada indivíduo realiza o movimento proposto 10 vezes, desta maneira também é possível retirar informações como média e desvio padrão, assim pode-se avaliar a confiabilidade dos dados obtidos pelo sensor através da repetição de resultados para um mesmo movimento. Nas subseções a seguir serão apresentados os resultados do sistema proposto juntamente com a comparação com o exame tradicional de forma a analisar a diferença das medidas.

5.2.1 Articulação do ombro

Como já mencionado anteriormente, a primeira articulação em análise foi o ombro, seguindo Marques (1997). Foram realizados 4 movimentos principais sendo eles flexão e extensão, realizados em torno do eixo látero-lateral (eixo "x" do ponto de vista do sensor), abdução, realizada em torno do eixo ântero-posterior (eixo "z") e adução, realizada em torno do eixo crânio-caudal (eixo "y").

5.2.1.1 Flexão

Para validar os dados obtidos pelo *Kinect* V2 foi realizada a comparação dos exames realizados na goniometria tradicional com estes mesmos exames realizados utilizando o sensor. Para o movimento de flexão, Figura 30, 9 voluntários, alunos do curso de Fisioterapia, realizaram o exame de forma que cada um deles mediu o movimento desenvolvido pelos outros 8 indivíduos, com isto é possível obter a média e desvio padrão dos resultados dos exames realizados em cada voluntário participante através da goniometria tradicional. Já para a captura de dados do *Kinect*, cada voluntário realizou o movimento a ser analisado 10 vezes, assim, também é possível analisar a média e desvio padrão das leituras realizadas pelo o sensor em cada indivíduo. Por fim, foi realizada também a comparação do erro, expresso pela diferença entre a média das leituras através da goniometria e a média das leituras do *Kinect*.



Figura 30: Flexão do ombro (MARQUES, 1997).

A Tabela 1 mostra os resultados obtidos, nela pode-se observar que o desvio padrão do *Kinect* para cada indivíduo possui um bom resultado, com um valor médio de 3,39 aproximadamente. Já o desvio padrão médio da goniometria tradicional possui um valor de 3,94 aproximadamente.

É possível observar também que o erro em 4 ocasiões se manteve com valores absolutos abaixo do desvio padrão médio dos exames de goniometria, o que representa que o resultado capturado pelo *Kinect* se encontra dentro dos limites encontrados nas leituras da goniometria tradicional. Em outros 4 casos o erro apresentou um valor maior, porém próximo ao limites do desvio padrão. Por fim, a leitura de 1 voluntário obteve um erro elevado, este fato foi observado durante os experimentos e chegou-se a conclusão de que ocorreu devido a imprecisões da leitura do sensor

quando o indivíduo veste roupas volumosas. A Figura 31 mostra as mesmas informações obtidas porém de maneira mais clara, é possível visualizar a proximidade entre as leituras do *Kinect* e goniômetro, assim como, é possível visualizar também de maneira clara quais leituras são coincidentes quando considerado o desvio padrão encontrado.

x	Média Kinect	Desvio Pad. Kinect	Média Goniômetro	Desvio Pad. Gon.	Erro
1	174,4	2,653299832	176,25	3,596873642	1,85
2	169,7	3,132091953	176,7142857	2,544056254	7,014285714
3	176	2,683281573	177,625	3,251373336	1,625
4	162,3	3,822302971	179,75	0,4517539515	17,45
5	169,6	1,854723699	177,5	4,085814185	7,9
6	173	3,872983346	168,8571429	7,903937134	-4,142857143
7	167,4	4,521061822	175,7142857	9,018499506	8,314285714
8	173	4	177,5	1,807015806	4,5
9	171,7	4,001249805	178,125	2,849991049	6,425

Tabela 1: Dados obtidos através de goniometria tradicional e *Kinect* para o movimento de flexão do ombro direito.

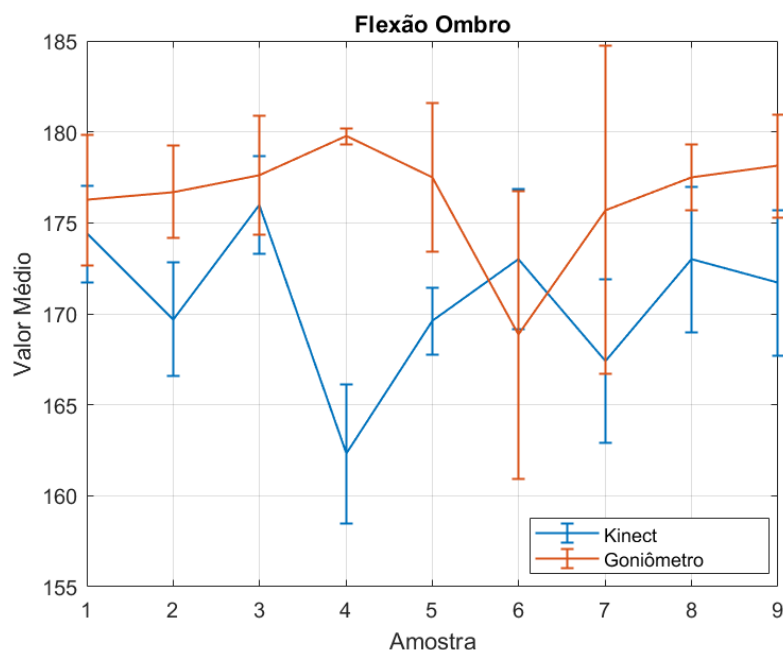


Figura 31: Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de flexão do ombro, utilizando o *Kinect* e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.

5.2.1.2 Extensão

O segundo movimento a ser analisado é a extensão, como mostra a Figura 32, seguindo a mesma metodologia descrita anteriormente. A Tabela 2 mostra os resultados obtidos, onde 9 estudantes de fisioterapia realizaram o exame. É possível observar que o desvio padrão do *Kinect* para cada pessoa possui um bom resultado, com um valor médio de 3,08 aproximadamente. Já o desvio padrão médio da goniometria tradicional é de aproximadamente 4,6.



Figura 32: Extensão do ombro (MARQUES, 1997).

Também é possível observar que o erro em duas ocasiões permaneceu com valores absolutos abaixo do desvio padrão médio dos exames de goniometria, o que representa que o resultado capturado pelo *Kinect* está dentro dos limites encontrados nas leituras tradicionais de goniometria. Em outros 3 casos, o erro apresentou um valor mais alto, mas próximo aos limites do desvio padrão. Por fim, a leitura de 4 voluntários obteve um erro alto. Portanto, para esse movimento, o algoritmo desenvolvido ainda precisa ser aprimorado. Assim como mostrado no movimento de flexão, a Figura 33 mostra as informações obtidas de maneira clara e é possível visualizar a proximidade entre as leituras do *Kinect* e goniômetro, assim como, é possível visualizar também quais leituras são coincidentes quando considerado o desvio padrão encontrado.

x	Média Kinect	Desvio Pad. Kinect	Média Goniômetro	Desvio Pad. Gon.	Erro
1	44,1	3,144837039	33,5	5,830951895	-10,6
2	29,9	2,11896201	33,85714286	2,426703296	3,957142857
3	44,9	2,947880595	34,625	3,534090536	-10,275
4	38,4	2,244994432	34,28571429	4,633812925	-4,114285714
5	35,9	2,071231518	32,125	3,658928136	-3,775
6	60,6	3,954743987	40,25	7,18558648	-20,35
7	35,1	1,135781669	33,375	3,090472522	-1,725
8	40,7	2,32594067	36	3,922722919	-4,7
9	41,1	7,80320447	51,25	7,139999428	10,15

Tabela 2: Dados obtidos através de goniometria tradicional e *Kinect* para o movimento de extensão do ombro direito.

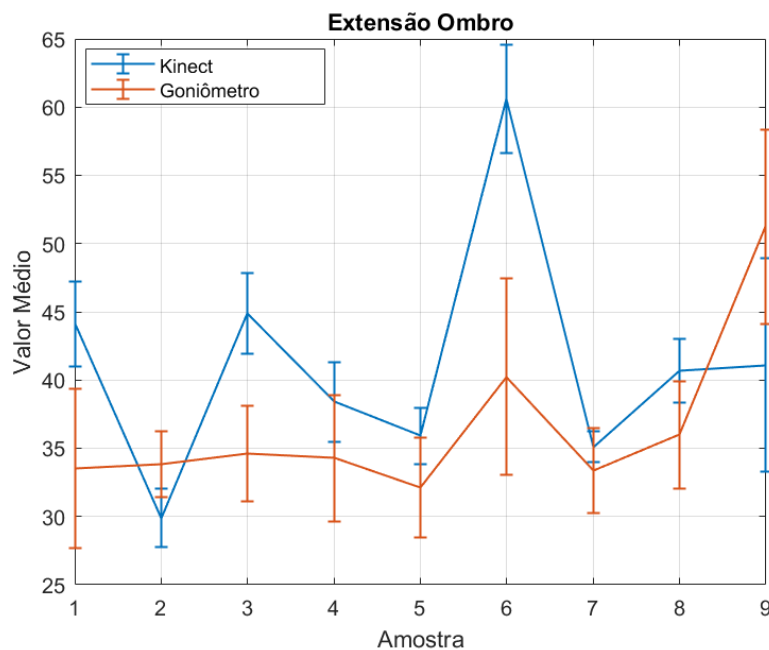


Figura 33: Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de extensão do ombro, utilizando o *Kinect* e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.

5.2.1.3 Abdução

O terceiro movimento analisado é a abdução, como mostra a Figura 34, a Tabela 3 mostra os resultados obtidos para o movimento, onde 5 alunos realizaram os exames. Pode-se observar que o desvio padrão do *Kinect* para cada pessoa tem um valor alto comparado ao desvio tradicional da goniometria padrão, uma vez que o desvio padrão das leituras dos sensores tem um valor médio de aproximadamente 2,39, e o desvio padrão médio da goniometria tradicional tem um valor de aproximadamente 0,69. Vale ressaltar que esses valores podem ser prejudicados pelo baixo número de voluntários presentes no dia desses exames.

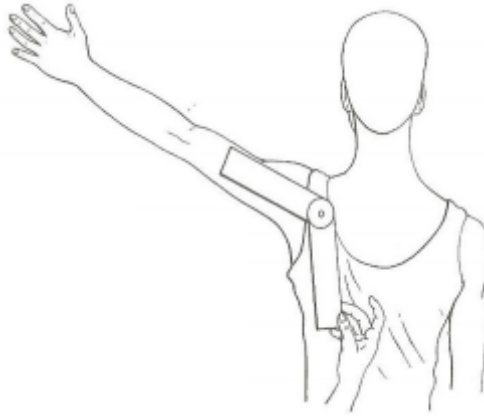


Figura 34: Abdução do ombro (MARQUES, 1997).

Também é possível observar que o erro em todas as ocasiões permaneceu com altos valores absolutos em relação ao desvio padrão médio dos exames de goniometria. Quanto ao movimento de abdução, fica claro que o algoritmo ainda precisa ser aprimorado para esse movimento. A Figura 35 mostra as informações obtidas graficamente e é possível visualizar a proximidade entre as leituras do *Kinect* e goniômetro, também é possível visualizar quais leituras são coincidentes quando considerado o desvio padrão encontrado.

x	Média Kinect	Desvio Pad. Kinect	Média Goniômetro	Desvio Pad. Gon.	Erro
1	170,6	1,113552873	179,75	0,4330127019	9,15
2	164,7	2,491987159	178,5	2,061552813	13,8
3	171	3,687817783	180,5	0,5	9,5
4	169,6	1,2	179,75	0,4330127019	10,15
5	167,4	3,440930107	180	0	12,6

Tabela 3: Dados obtidos através de goniometria tradicional e *Kinect* para o movimento de abdução do ombro direito.

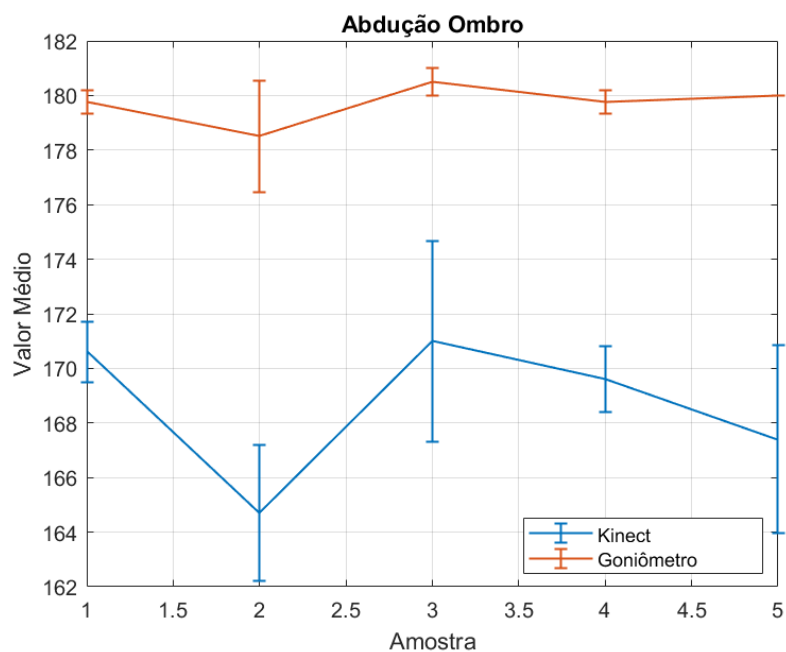


Figura 35: Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de abdução do ombro, utilizando o *Kinect* e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.

5.2.1.4 Adução

A adução, Figura 36, é o ultimo movimento analisado do ombro, a Tabela 4 mostra os resultados obtidos para este movimento, onde 9 alunos realizaram os exames descritos. Pode-se observar que o desvio padrão do *Kinect* para cada pessoa tem um resultado aceitável, uma vez que o desvio padrão das medições dos sensores tem um valor médio de aproximadamente 3,60 e o desvio padrão médio da goniometria tradicional tem um valor de aproximadamente 3,24. O resultado foi considerado aceitável porque, mesmo tendo um desvio padrão maior em comparação com as leituras goniométricas tradicionais, esses valores são próximos.



Figura 36: Adução do ombro (MARQUES, 1997).

Também é possível observar que o erro em apenas 1 ocasião permaneceu com valores absolutos abaixo do desvio padrão médio dos exames de goniometria. Em 2 casos o erro ficou próximo aos limites do desvio padrão do exame tradicional, já nos outros casos as leituras mostraram um erro alto. Portanto, conclui-se que, para esse movimento, o algoritmo também precisa ser aprimorado. A Figura 37 mostra as informações obtidas graficamente e é possível visualizar a proximidade entre as leituras do *Kinect* e goniômetro, também é possível visualizar quais leituras são coincidentes quando considerado o desvio padrão encontrado.

x	Média Kinect	Desvio Pad. Kinect	Média Goniômetro	Desvio Pad. Gon.	Erro
1	32	3,3763288603	26,25	2,817356917	-5,75
2	22,8	2,181742423	25,625	3,849198167	2,825
3	32	2,683281573	29,25	1,030157507	-2,75
4	43,8	2,4	28,75	3,282607227	-15,05
5	39,9	3,806573262	27,75	3,410667539	-12,15
6	38,3	2,83019434	30,125	4,440077129	-8,175
7	43,4	2,2	29,625	5,095015571	-13,775
8	52,2	8,340263785	29,25	2,099562637	-22,95
9	31,6	4,543126677	28,125	3,149343955	-3,475

Tabela 4: Dados obtidos através de goniometria tradicional e *Kinect* para o movimento de adução do ombro direito.

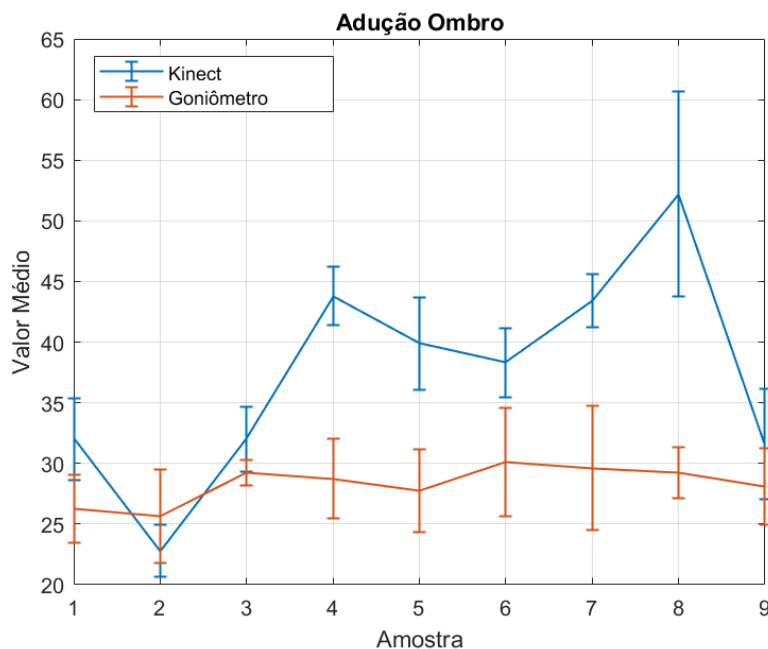


Figura 37: Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de adução do ombro, utilizando o *Kinect* e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.

5.2.2 Articulação do cotovelo

A segunda articulação em análise é o cotovelo, seguindo Marques (1997). Foram realizados 3 movimentos principais sendo eles flexão, realizados em torno do eixo látero-lateral (eixo "x" do ponto de vista do sensor), pronação, realizada em torno do eixo ântero-posterior (eixo "z") e supinação, também realizada em torno do eixo ântero-posterior.

5.2.2.1 Flexão

A flexão, Figura 38, é o primeiro movimento analisado do cotovelo. Na Tabela 5 são mostrados os resultados dos testes realizados para este movimento, onde 8 voluntários realizaram o movimento proposto. Embora os resultados tenham apresentado um desvio padrão médio aceitável, aproximadamente 4,0, neste exame fica claro o elevado erro encontrado nos resultados. Para este movimento serão estudadas futuramente alternativas para a sua captura, como por exemplo a utilização de dois sensores que será apresentada neste trabalho.



Figura 38: Flexão do cotovelo (MARQUES, 1997).

Vale ressaltar que, assim como em alguns outros movimentos apresentados, o erro deste movimento apresenta um padrão, tendo sempre capturado um valor maior em comparação com a goniometria tradicional. Isso viabiliza a possibilidade de amenizar o erro alterando as equações utilizadas através de relações dos resultados reais e resultados obtidos pelo sensor, e posteriormente analisar os novos resultados obtidos para os mesmos movimentos uma vez que todos pontos utilizados pelo *Kinect* durante os testes são armazenados para uma eventual reutilização dos mesmos. A Figura 39 mostra as mesmas informações obtidas porém de maneira mais clara, é

possível visualizar a proximidade entre as leituras do *Kinect* e goniômetro, assim como, é possível visualizar também de maneira clara quais leituras são coincidentes quando considerado o desvio padrão encontrado.

x	Média Kinect	Desvio Pad. Kinect	Média Goniômetro	Desvio Pad. Gon.	Erro
1	162,4	5,919459435	141,6666667	5,617433182	-20,73333333
2	158	1,949358869	140,125	3,795808644	-17,875
3	174,4	1,624807681	137,125	6,67006716	-37,275
4	166,6	3,555277767	140,125	6,016982768	-26,475
5	171,7	3,436568055	130,1111111	12,51936001	-41,58888889
6	161,8	9,887365675	140,8181818	7,790378681	-20,98181818
7	166,5	2,765863337	139	3,818813079	-27,5
8	169,3	3,001666204	142,4	2,046338193	-26,9

Tabela 5: Dados obtidos através de goniometria tradicional e *Kinect* para o movimento de flexão do cotovelo direito.

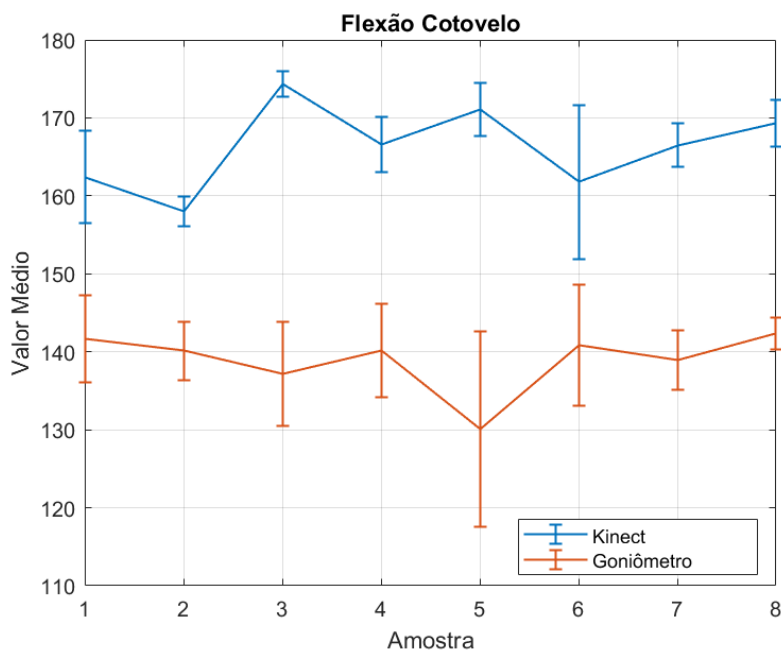


Figura 39: Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de flexão do cotovelo, utilizando o *Kinect* e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.

5.2.2.2 Pronação

O segundo movimento analisado é a pronação, Figura 40. A Tabela 6 mostra os resultados obtidos para este movimento, neste exame 8 alunos participaram dos testes. É importante destacar que, segundo os especialistas, o movimento de pronação e o movimento de supinação (terceiro movimento analisado) apresentam uma maior variação dos resultados encontrados através da goniometria tradicional por

ser um movimento de difícil referência para ser observado, fato este que se mostrou presente também no *Kinect* através de elevados valores de desvio padrão, com uma média de 8,48 para o *Kinect* e 6,96 aproximadamente para a goniometria tradicional. Publicações como Sölveborn e Olerud (1996) utilizam uma caneta como mostra a Figura 3 para diminuir esta variação nas medidas realizadas, esta técnica foi também testada porém não se mostrou eficaz neste trabalho pois dificultou ao *Kinect* definir corretamente o ponto de referência do polegar.

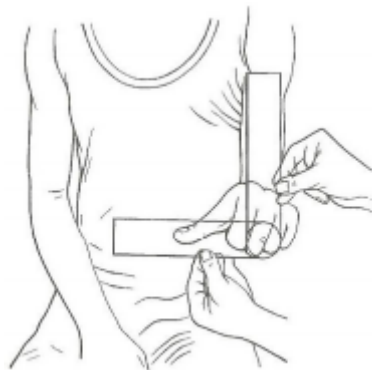


Figura 40: Pronação do cotovelo (MARQUES, 1997).

Nestes testes é possível observar que em 3 casos o erro se manteve dentro dos limites de desvio padrão da goniometria, outros 3 casos o erro possui um valor maior porém próximo a goniometria e apenas duas amostras apresentaram um erro consideravelmente elevado. Sendo assim, para este movimento os resultados encontrados foram considerados satisfatórios, mas ainda assim passíveis de correções como os demais movimentos. Como mostrado no movimento de flexão, a Figura 41 mostra as informações obtidas de maneira clara e é possível visualizar a proximidade entre as leituras do *Kinect* e goniômetro, assim como, é possível visualizar também quais leituras são coincidentes quando considerado o desvio padrão encontrado.

x	Média Kinect	Desvio Pad. Kinect	Média Goniômetro	Desvio Pad. Gon.	Erro
1	61,8	11,93147099	83,88888889	7,370277312	22,08888889
2	92,7	10,27667261	88,125	2,948538206	-4,575
3	76,9	6,818357573	83	5,92814112	6,1
4	60,4	6,770524352	56,125	17,35229209	-4,275
5	85,5	8,834591105	89,11111111	2,645751311	3,611111111
6	81	8,294576541	80,27272727	6,261788882	-0,7272727273
7	84	11,13552873	79,71428571	8,595864639	-4,285714286
8	68,1	3,780211634	79,6	4,55521679	11,5

Tabela 6: Dados obtidos através de goniometria tradicional e *Kinect* para o movimento de pronação do cotovelo direito.

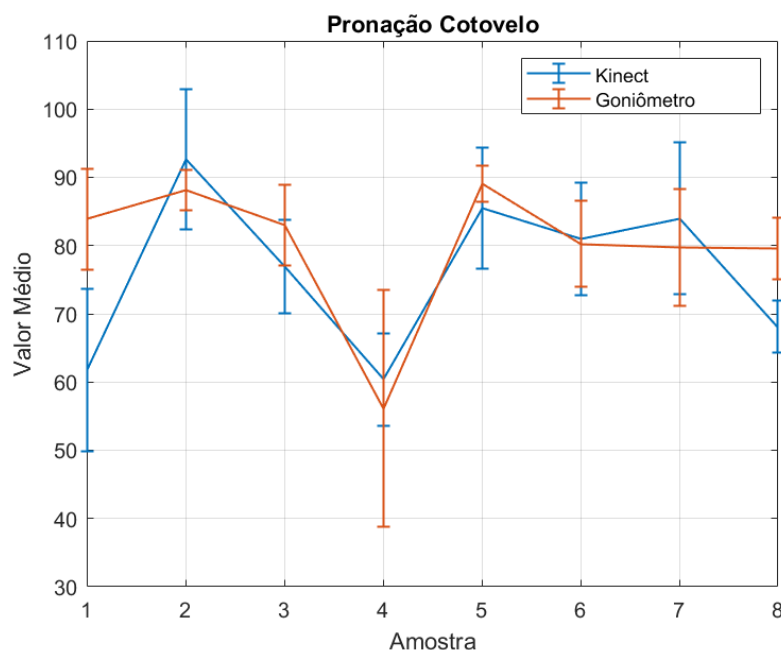


Figura 41: Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de pronação do cotovelo, utilizando o *Kinect* e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.

5.2.2.3 Supinação

O ultimo movimento analisado do cotovelo é a supinação, Figura 42. A Tabela 7 mostra os resultados obtidos para este exame, onde 8 voluntários realizaram o movimento proposto. Como mencionado anteriormente, este também é um movimento que pode apresentar uma variação maior das leituras realizadas pelo sensor devido as suas características, algo que não se mostrou nos resultados dos exames de goniometria devido a grande repetição de valores encontradas pelos voluntários do ângulo máximo para este movimento (90 graus), isto como mencionado anteriormente pode se explicar devido a dificuldade de identificar um referencial para os movimentos de pronação e supinação, o que leva o especialista a encontrar os ângulos muito próximos aos limites de referência do movimento. O desvio padrão médio das leituras do *Kinect* apresentou um valor de 9,06 aproximadamente enquanto o desvio padrão médio da goniometria tradicional apresentou um valor de 2,13.

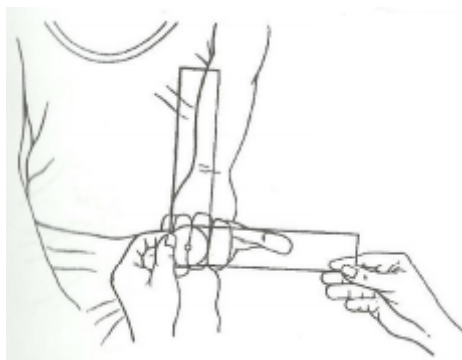


Figura 42: Supinação do cotovelo (MARQUES, 1997).

Por fim, devido ao baixo desvio padrão encontrado nos testes realizados pela goniometria neste movimento, em todos os casos o erro se manteve fora dos limites do desvio padrão. Vale destacar, o valor absoluto do erro encontrado apresenta valores semelhantes aos valores encontrados nos outros movimentos apresentados anteriormente. Concluiu-se que os resultados obtidos neste exame apresentam um erro aceitável quando comparado aos erros apresentados nos demais movimentos, porém elevados se comparados aos limites de desvio padrão da goniometria deste movimento. Fica claro que é necessário refazer os exames goniométricos com mais precisão para confirmar os valores encontrados e então, retirar melhores conclusões. Mesmo assim, é possível evidenciar devido aos valores absolutos de erro que são necessários aprimoramentos na captura dos movimentos deste movimento como nos demais, a fim de suavizar resultados que apresentam erros mais expressivos. A Figura 43 mostra as informações obtidas graficamente e é possível visualizar a proximidade entre as leituras do *Kinect* e goniômetro, também é possível visualizar quais leituras são coincidentes quando considerado o desvio padrão encontrado.

x	Média Kinect	Desvio Pad. Kinect	Média Goniômetro	Desvio Pad. Gon.	Erro
1	92,9	4,323193264	89,66666667	3,12694384	-3,233333333
2	95,3	4,3829214	90	0	-5,3
3	95,6	9,024411338	88,875	3,149343955	-6,725
4	96,7	4,450842617	89,75	0,6998542122	-6,95
5	100,3	7,483982897	90,88888889	2,645751311	-9,411111111
6	81,1	10,83005078	88,18181818	3,577708764	7,081818182
7	107	26,19923663	89,71428571	1,795054936	-17,28571429
8	91,2	5,827520914	86,6	2,046338193	-4,6

Tabela 7: Dados obtidos através de goniometria tradicional e *Kinect* para o movimento de supinação do cotovelo direito.

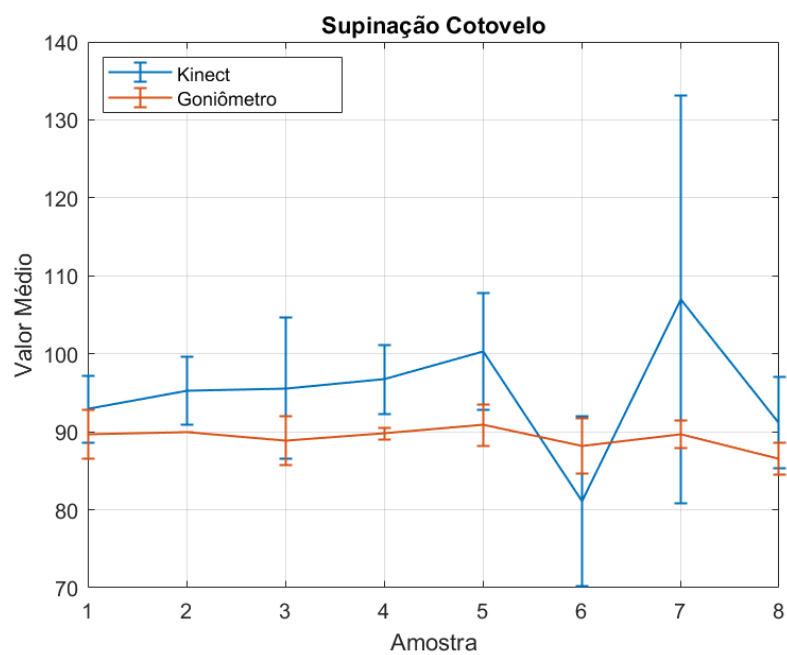


Figura 43: Gráfico contendo informação da média e desvio padrão para as leituras realizadas do movimento de supinação do cotovelo, utilizando o *Kinect* e goniometria para cada indivíduo. No gráfico, o eixo horizontal representa cada indivíduo e o eixo vertical representa o ângulo medido.

6 AJUSTE DOS RESULTADOS VIA SOFTWARE

A partir dos resultados apresentados no Capítulo 5 é possível concluir que os dados obtidos são aceitáveis, porém há espaço para melhorá-los em relação a diminuição do erro dos valores obtidos pelo *Kinect* em relação a goniometria tradicional. Uma possibilidade estudada foi por meio de relações entre os valores de referência (goniometria) e valores capturados. A estratégia adotada será apresentada nas seções deste capítulo.

6.1 Relação entre resultados obtidos pelo *Kinect* e a goniometria tradicional

A abordagem para a correção dos resultados obtidos via algoritmo foi por meio de relações entre valores reais e valores encontrados. Estas relações acontecem entre os resultados capturados pelo *Kinect* e os resultados obtidos através da goniometria tradicional, que foram consideradas como a referência para este trabalho. Sendo assim para cada movimento apresentado no Capítulo 5 foi escolhida a amostra de um voluntário como referência para a equação da relação.

Primeiramente os dados foram reorganizados de maneira em que o erro (diferença entre o valor lido pelo *Kinect* e a goniometria) seja mostrado de maneira crescente, feito isto, dois métodos para a escolha da equação de referência foram utilizados:

- Primeiro método: escolha da amostra de referência para a equação através da mediana dos valores de erro ordenados.
- Segundo método: escolha da amostra de referência para a equação através do menor valor absoluto do erro.

6.2 Relação dos resultados através da mediana do erro

O primeiro movimento analisado é a flexão do ombro. Seguindo o primeiro método adotado, a amostra número 5 foi escolhida como referência, como mostra a equação 5, através desta relação conclui-se que o valor obtido no *Kinect* de 171,7 graus está relacionado ao valor real de 178,12 graus medido pelo goniômetro.

$$K_{\text{corrigido}} * 171,7 = 178,12 * K_{\text{inicial}} \quad (4)$$

logo:

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{178,12 * K_{\text{inicial}}}{171,7} \quad (5)$$

onde K_{inicial} é o valor de entrada da equação, correspondente ao valor capturado pelo sistema antes da correção e $K_{\text{corrigido}}$ é o valor corrigido.

A Tabela 8 mostra os resultados iniciais e corrigidos obtidos pelo *Kinect*. A coluna Goniômetro mostra os valores de referência do movimento medido pelo goniômetro para cada indivíduo, a coluna K(inicial) mostra os valores capturados pelo sistema sem correção, a coluna K(corrigido) mostra os resultados após o cálculo da equação, a coluna E(inicial) mostra o erro presente antes da correção e a coluna E(corrigido) mostra o erro presente após a correção através da equação.

Para este movimento, utilizando a equação 5 percebe-se uma otimização em 6 das 9 amostras capturadas, como mostra a Figura 44, o que representa 66,6% das amostras. É possível também calcular a média dos erros absolutos antes e depois da correção, esta média dos erros era de 6,57 graus antes da correção e passou para 4,25 graus após a otimização dos resultados, ou seja, uma melhora de aproximadamente 35% do erro absoluto médio.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	168,85	173	179,47	-4,14	-10,62
2	177,25	176	182,58	1,62	-5,33
3	176,25	174,4	180,92	1,85	-4,67
4	177,5	173	179,47	4,5	-1,97
5	178,12	171,7	178,12	6,42	0
6	176,71	169,7	176,05	7,01	0,66
7	177,5	169,6	175,94	7,9	1,56
8	175,77	167,4	173,66	8,31	2,11
9	179,75	162,3	168,37	17,45	11,38

Tabela 8: Resultados para o movimento de flexão do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.

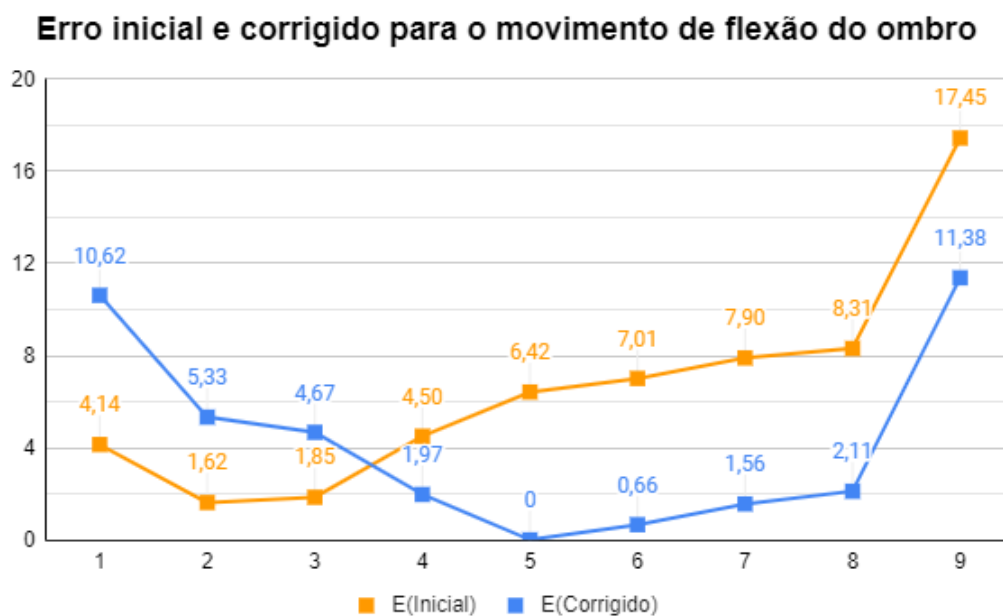


Figura 44: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de flexão do ombro a partir do primeiro método.

O segundo movimento analisado é a extensão do ombro. A amostra número 5 foi escolhida como referência para a equação 6, o valor obtido no *Kinect* de 38,4 graus está relacionado com o valor real de 34,28 graus medido no goniômetro.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{34,28 * K_{\text{inicial}}}{38,4} \quad (6)$$

A Tabela 9 mostra os resultados iniciais e corrigidos do *Kinect*, bem como o erro inicial e após a correção. Para este movimento, a utilização da equação 6 mostra uma otimização em 6 das 9 amostras capturadas, um total de 66,6% dos casos como mostra Figura 45. Já a média dos erros absolutos passou de 9,95 graus antes da correção para 5,48 graus após a correção, o que representa uma melhora de aproximadamente 45%.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	40,25	60,6	54,10	-20,35	-13,85
2	33,5	44,1	39,37	-10,6	-5,87
3	34,625	44,9	40,08	-10,27	-5,46
4	36	40,7	36,33	-4,7	-0,33
5	34,28	38,4	34,28	-4,11	0
6	32,12	35,9	32,05	-3,77	0,08
7	33,37	35,1	31,33	-1,72	2,04
8	33,85	29,9	26,69	3,95	7,16
9	51,25	41,1	36,69	10,15	14,56

Tabela 9: Resultados para o movimento de extensão do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.

Erro inicial e corrigido para o movimento de extensão do ombro

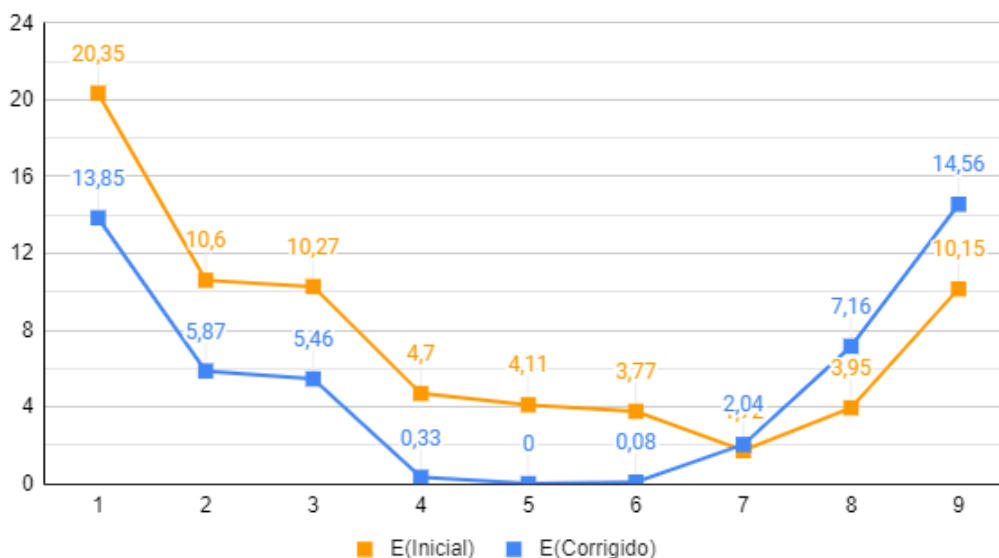


Figura 45: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de extensão do ombro a partir do primeiro método.

O próximo movimento analisado é a abdução do ombro. Para este movimento a amostra número 3 foi escolhida como referência para a equação 7, o valor obtido no *Kinect* de 169,6 graus está relacionado com o valor de 179,75 graus obtido no goniômetro.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{179,75 * K_{\text{inicial}}}{169,6} \quad (7)$$

A Tabela 10 mostra os resultados iniciais e corrigidos do *Kinect*, assim como o erro inicial e corrigido. Neste movimento, a utilização da equação 7 mostra uma otimização em todas as amostras, como mostra a Figura 46. A média dos erros absolutos passou de 11,04 graus antes da correção para 1,66 graus após a correção, uma otimização de aproximadamente 85% no erro médio. Este resultado fica comprometido uma vez que neste movimento poucas amostras foram coletadas e uma amostra maior seria capaz de representar melhor o comportamento do erro presente na atuação do sensor.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	179,75	170,6	180,81	9,15	-1,06
2	180,5	171	181,23	9,5	-0,73
3	179,75	169,6	179,75	10,15	0
4	180	167,4	177,42	12,6	2,58
5	178,5	164,7	174,56	13,8	3,94

Tabela 10: Resultados para o movimento de abdução do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.

Erro inicial e corrigido para o movimento de abdução do ombro

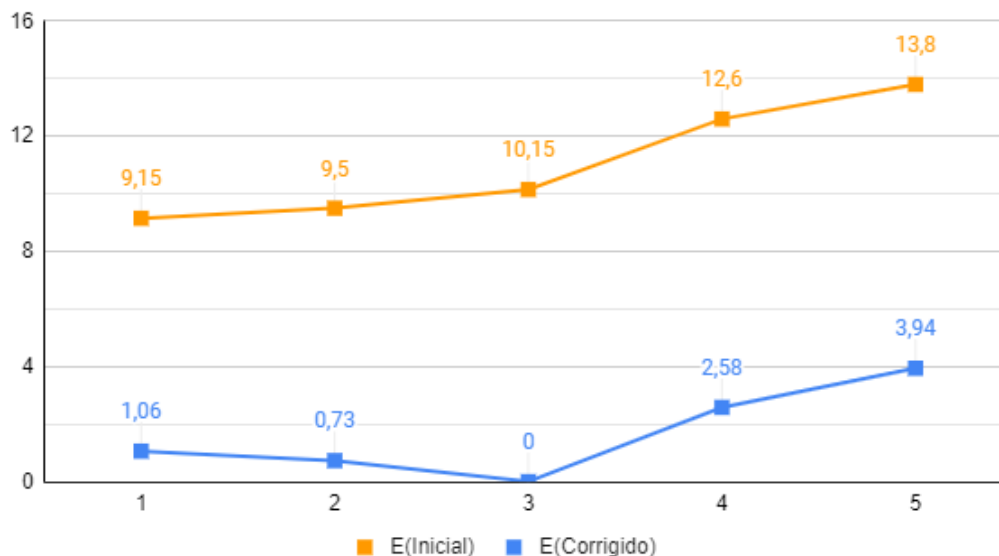


Figura 46: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de abdução do ombro a partir do primeiro método.

O último movimento analisado do ombro é a adução. Neste movimento a amostra número 5 foi escolhida para ser referência da equação 8, no sensor foi encontrado o ângulo de 38,3 graus, que está relacionado com o valor de 30,12 graus encontrado no goniômetro.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{30,12 * K_{\text{inicial}}}{38,3} \quad (8)$$

A Tabela 11 mostra os resultados iniciais e corrigidos encontrados. Para este movimento, a equação 8 foi capaz de otimizar 7 das 9 amostras, ou 77,7% dos casos, como mostra a Figura 47. Neste movimento a média dos erros absolutos era de 9,65 graus inicialmente e após a correção passou a ser de 4,64 graus, ou seja, uma melhora de aproximadamente 52%.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	29,25	52,2	41,05	-22,95	-11,8
2	28,75	43,8	34,45	-15,05	-5,70
3	29,62	43,4	34,13	-13,77	-4,51
4	27,75	39,9	31,38	-12,15	-3,63
5	30,12	38,3	30,12	-8,17	0
6	26,25	32	25,17	-5,75	1,08
7	28,12	31,6	24,85	-3,47	3,27
8	29,25	32	25,17	-2,75	4,08
9	25,62	22,8	17,93	2,82	7,69

Tabela 11: Resultados para o movimento de adução do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.

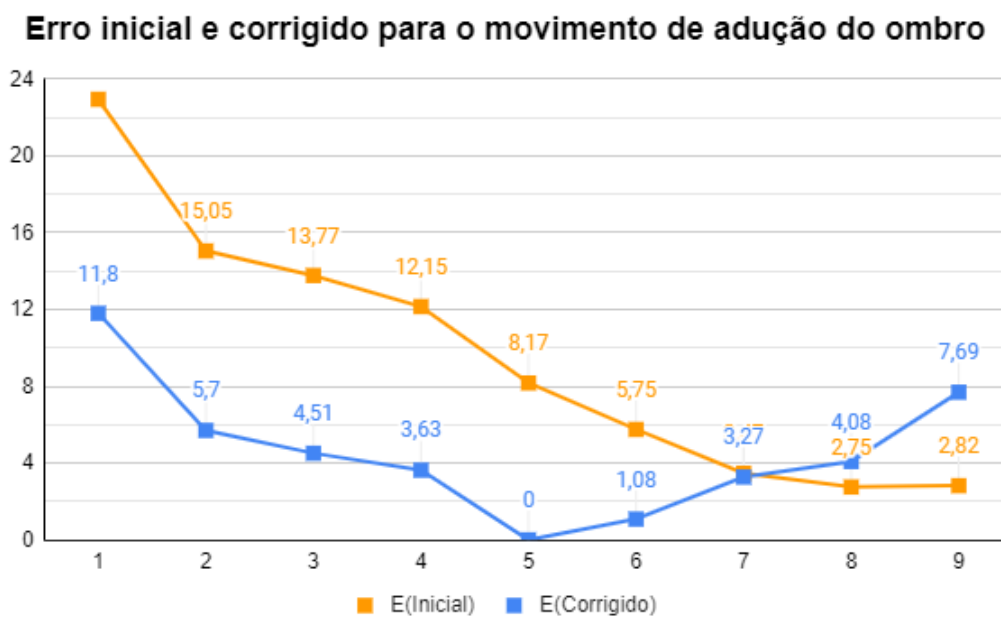


Figura 47: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de adução do ombro a partir do primeiro método.

O primeiro movimento da articulação do cotovelo analisado é a flexão. Para este movimento foi escolhida a amostra número 4 como referência para a equação 9, nesta amostra o sensor encontrou um ângulo de 169,3 graus, enquanto o goniômetro encontrou um valor de 142,4 graus.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{142,4 * K_{\text{inicial}}}{169,3} \quad (9)$$

A Tabela 12 mostra os resultados iniciais e corrigidos encontrados neste movimento. A equação 9 é capaz de otimizar todas as amostras capturadas, como mostra a Figura 48. A média dos erros absolutos era de 27,41 graus e passou para 5,24 graus, uma otimização de aproximadamente 81% no erro médio.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	130,11	171,7	144,42	-41,58	-14,31
2	137,12	174,4	146,69	-37,27	-9,57
3	139	166,5	140,04	-27,5	-1,04
4	142,4	169,3	142,4	-26,9	0
5	140,12	166,6	140,13	-26,47	-0,01
6	140,82	161,8	136,09	-20,98	4,72
7	141,66	162,4	136,6	-20,73	5,06
8	140,12	158	132,9	-17,87	7,22

Tabela 12: Resultados para o movimento de flexão do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.

Erro inicial e corrigido para o movimento de flexão do cotovelo

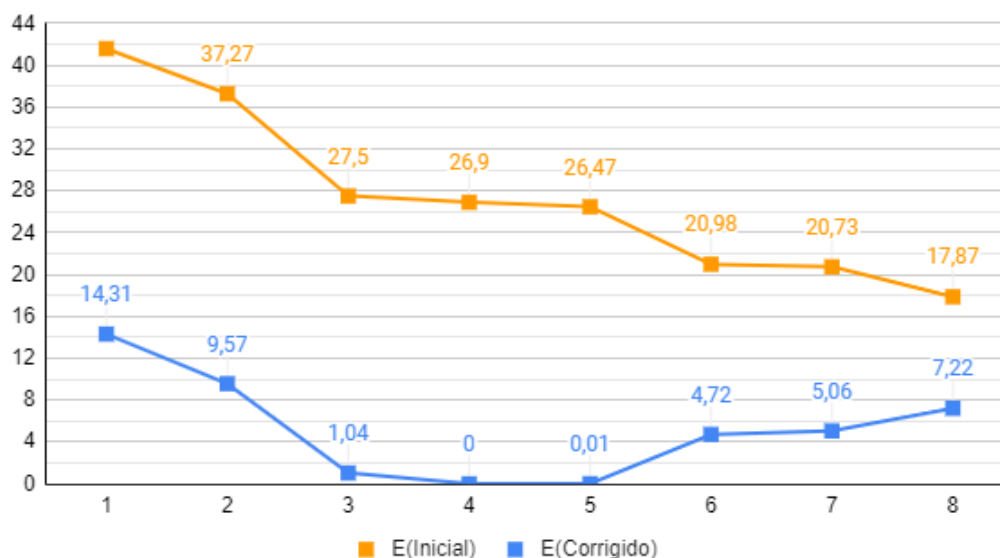


Figura 48: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de flexão do cotovelo a partir do primeiro método.

O segundo movimento do cotovelo analisado é a pronação do cotovelo. Neste movimento foi escolhida a amostra número 4 para ser referência da equação 10, neste indivíduo o valor encontrado pelo sensor foi de 81 graus enquanto o goniômetro encontrou 80,27 graus.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{80,27 * K_{\text{inicial}}}{81} \quad (10)$$

A Tabela 13 apresenta os resultados para esta otimização. A equação 10 é capaz de obter melhores resultados para apenas 4 dos 8 casos, ou seja 50% das amostras como mostra a Figura 49. A média dos erros absolutos era de 7,14 graus antes da correção e passou a ser de 7,11 graus após a correção, uma melhora de menos de 0,5% no erro médio.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	88,12	92,7	91,86	-4,57	-3,74
2	79,71	84	83,24	-4,28	-3,53
3	56,12	60,4	59,86	-4,27	-3,74
4	80,27	81	80,27	-0,72	0
5	89,11	85,5	84,73	3,61	4,38
6	83	76,9	76,21	6,1	6,79
7	79,6	68,1	67,49	11,5	12,11
8	83,88	61,8	61,24	22,08	22,64

Tabela 13: Resultados para o movimento de pronação do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.

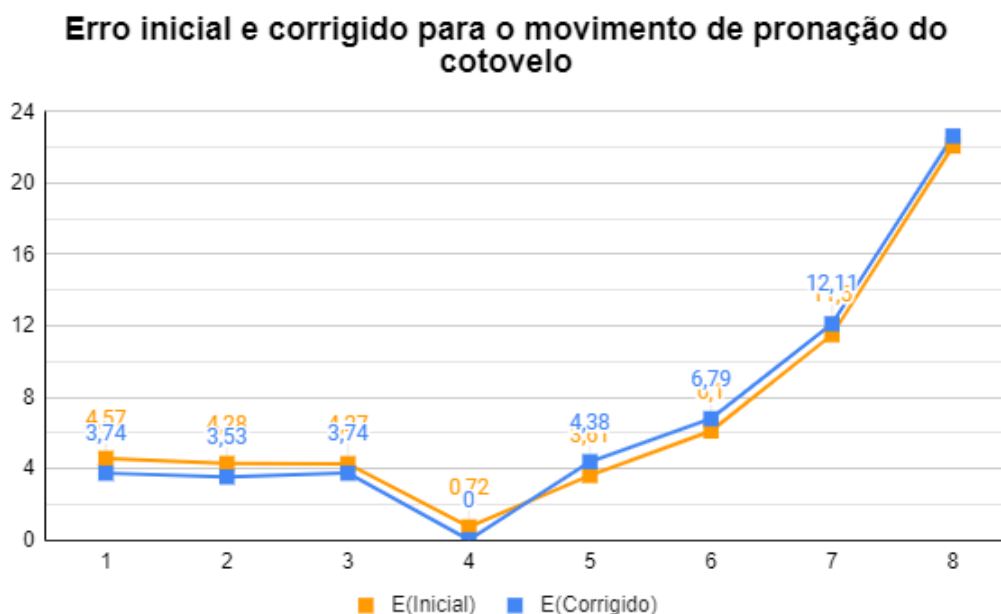


Figura 49: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de pronação do cotovelo a partir do primeiro método.

O último movimento estudado é a supinação do cotovelo. Para este movimento a amostra número 4 é referência para a equação 11, nesta amostra o valor capturado pelo *Kinect* foi de 95,6 graus e pelo goniômetro foi de 88,87 graus.

$$K_{corrigido} = \frac{88,87 * K_{inicial}}{95,6} \quad (11)$$

A Tabela 14 mostra os resultados da correção. A equação 11 obteve melhores resultados em 6 dos 8 casos, ou 75% como mostra a Figura 50. A média dos erros absolutos era de 7,57 graus e passou para 3,94 graus após a correção, uma otimização de aproximadamente 48% do erro médio absoluto.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	89,71	107	99,47	-17,28	-9,76
2	90,88	100,3	93,24	-9,41	-2,36
3	89,75	96,7	89,89	-6,95	-0,14
4	88,87	95,6	88,87	-6,72	0
5	90	95,3	88,59	-5,3	1,41
6	86,6	91,2	84,78	-4,6	1,82
7	89,66	92,9	86,36	-3,23	3,3
8	88,18	81,1	75,39	7,08	12,79

Tabela 14: Resultados para o movimento de supinação do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do primeiro método.

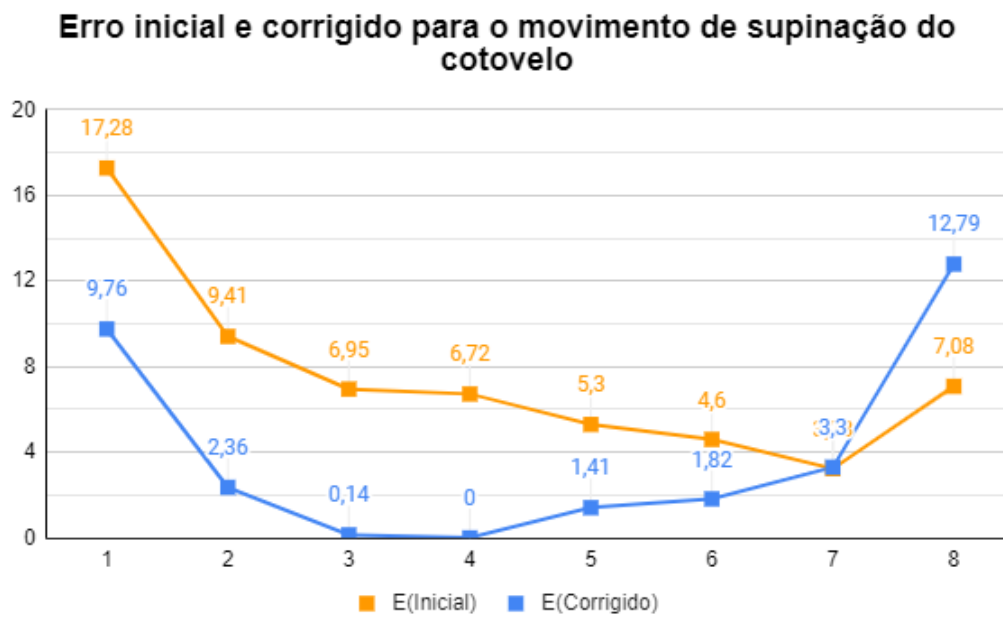


Figura 50: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de supinação do cotovelo a partir do primeiro método.

6.3 Relação dos resultados através do menor valor absoluto de erro

O segundo método adotado, como mencionado na seção 6.1, escolhe a equação de referência através do menor valor absoluto de erro, visando uma otimização mais suave e de mais casos. No primeiro movimento, de flexão do ombro, a amostra número 2 foi escolhida para ser referência para a equação 13 de otimização. Através desta relação conclui-se que o valor obtido no *Kinect* de 176 graus está relacionado ao valor real de 177,25 graus.

$$K_{\text{corrigido}} * 176 = 177,25 * K_{\text{inicial}} \quad (12)$$

logo:

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{177,25 * K_{\text{inicial}}}{176} \quad (13)$$

A tabela 15 mostra os resultados iniciais e corrigidos obtidos pelo *Kinect*. Para este movimento, utilizando a equação 13 percebe-se uma otimização em 8 das 9 amostras, ou 88,8% como mostra a Figura 51. É possível também calcular a média dos erros absolutos antes e depois da correção, esta media dos erros era de 6,57 graus antes da correção e passou para 5,6 graus após a otimização, ou seja, uma melhora de aproximadamente 14,7% do erro absoluto médio.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	168,85	173	174,23	-4,14	-5,38
2	177,25	176	177,25	1,62	0
3	176,25	174,4	175,64	1,85	0,61
4	177,5	173	174,23	4,5	3,27
5	178,12	171,7	172,92	6,42	5,21
6	176,71	169,7	170,91	7,01	5,8
7	177,5	169,6	170,8	7,9	6,7
8	175,77	167,4	168,59	8,31	7,18
9	179,75	162,3	163,45	17,45	16,3

Tabela 15: Resultados para o movimento de flexão do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.

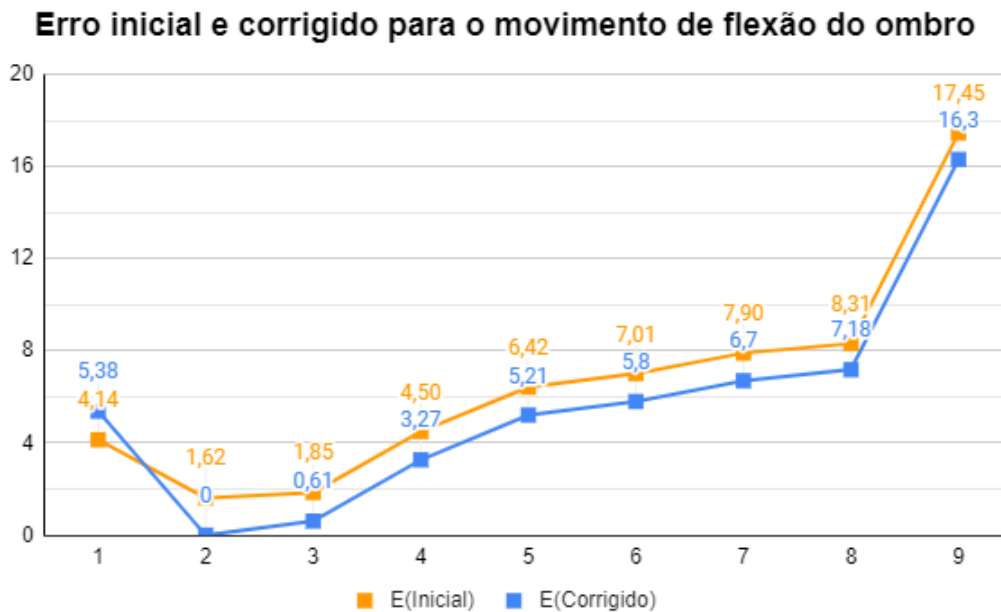


Figura 51: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de flexão do ombro a partir do segundo método.

Para o movimento de extensão do ombro a amostra número 7 foi escolhida para referência da equação 14, o valor obtido no *Kinect* de 35,1 graus está relacionado com o valor real de 33,37 graus medido no goniômetro.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{33,37 * K_{\text{inicial}}}{35,1} \quad (14)$$

A Tabela 16 mostra os resultados iniciais e corrigidos do *Kinect*, bem como o erro inicial e após a correção. Para este movimento, a utilização da equação 14 otimiza 7 das 9 amostras, ou 77,7% dos casos como mostra a Figura 52. Já a média dos erros absolutos passou de 9,95 graus para 6,48 graus. o que representa uma melhora de aproximadamente 35%.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	40,25	60,6	57,61	-20,35	-17,36
2	33,5	44,1	41,93	-10,6	-8,43
3	34,62	44,9	42,69	-10,27	-8,07
4	36	40,7	38,69	-4,7	-2,69
5	34,28	38,4	36,51	-4,11	-2,23
6	32,12	35,9	34,13	-3,77	-2,01
7	33,37	35,1	33,37	-1,72	0
8	33,85	29,9	28,43	3,95	5,42
9	51,25	41,1	39,07	10,15	12,18

Tabela 16: Resultados para o movimento de extensão do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.

Erro inicial e corrigido para o movimento de extensão do ombro

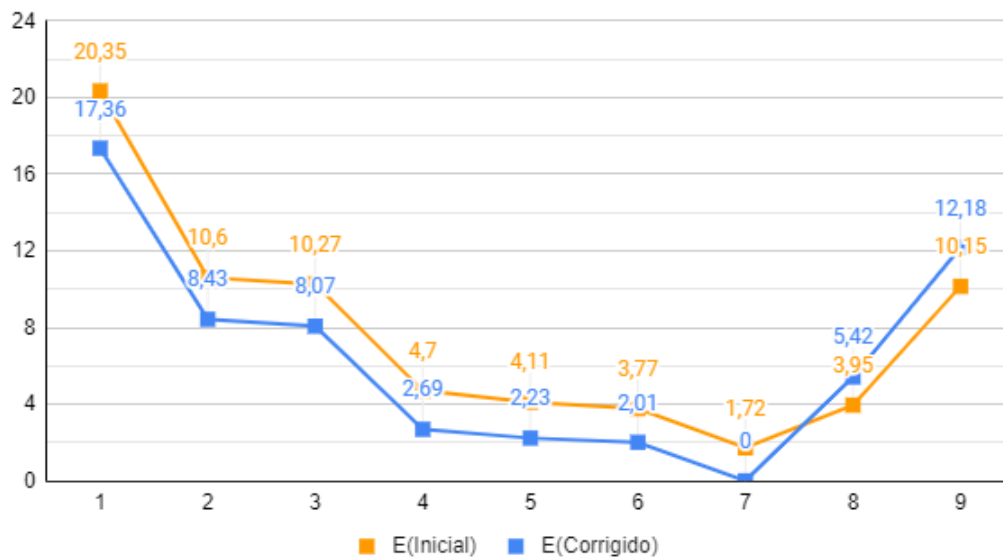


Figura 52: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de extensão do ombro a partir do segundo método.

O terceiro movimento é a abdução do ombro. Para este movimento a amostra número 1 foi escolhida como referência para a equação 15, o valor obtido no *Kinect* de 170,6 graus está relacionado com o valor de 179,75 graus obtido no goniômetro.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{179,75 * K_{\text{inicial}}}{170,6} \quad (15)$$

A Tabela 17 mostra os resultados iniciais e corrigidos do *Kinect*, assim como o erro inicial e corrigido. Neste movimento, a utilização da equação 15 otimiza todas as amostras, como mostra a Figura 53. A média dos erros absolutos passou de 11,04 graus antes da correção para 1,99 graus após a correção, uma otimização de aproximadamente 82% no erro médio. Como mencionado na seção anterior, este resultado fica comprometido devido a baixa quantidade de amostras coletadas.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	179,75	170,6	179,75	9,15	0
2	180,5	171	180,17	9,5	0,33
3	179,75	169,6	178,7	10,15	1,05
4	180	167,4	176,38	12,6	3,62
5	178,5	164,7	173,53	13,8	4,973

Tabela 17: Resultados para o movimento de abdução do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.

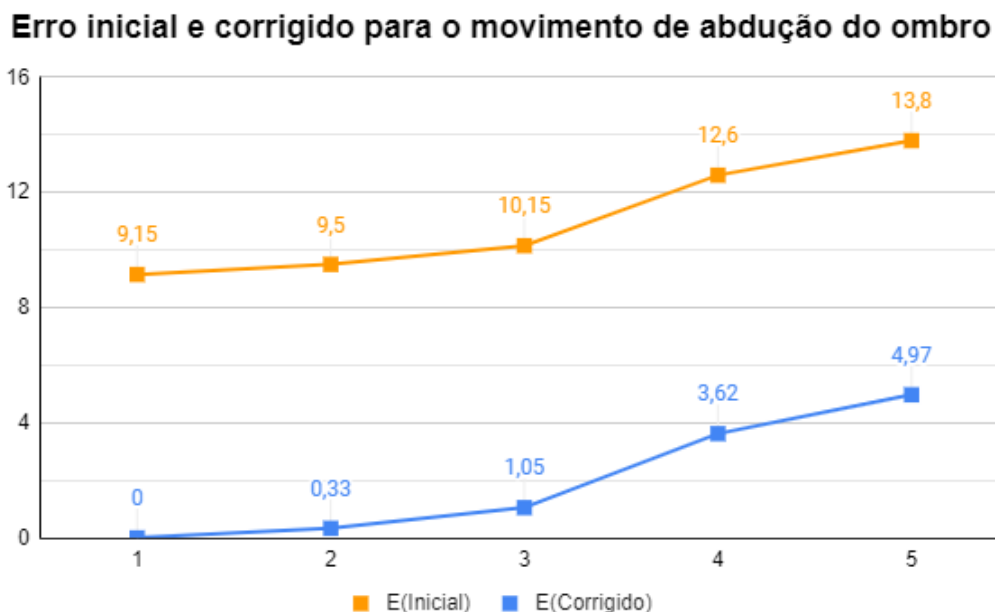


Figura 53: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de abdução do ombro a partir do segundo método.

O último movimento analisado do ombro é a adução. Neste movimento a amostra número 8 foi escolhida para ser referência da equação 16, no sensor foi encontrado o ângulo de 32 graus, que está relacionado com o valor de 29,25 graus encontrado no goniômetro.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{29,25 * K_{\text{inicial}}}{32} \quad (16)$$

A Tabela 18 mostra os resultados iniciais e corrigidos encontrados. Para este movimento, a equação 16 é capaz de otimizar 8 dos 9 casos, ou 88,8% como mostra a Figura 54. Neste movimento a média dos erros absolutos era de 9,65 graus inicialmente e após a correção passou a ser de 6,88 graus, ou seja, uma melhora de aproximadamente 28,7%.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	29,25	52,2	47,71	-22,95	-18,46
2	28,75	43,8	40,04	-15,05	-11,29
3	29,62	43,4	39,67	-13,77	-10,05
4	27,75	39,9	36,47	-12,15	-8,72
5	30,12	38,3	35,01	-8,17	-4,89
6	26,25	32	29,25	-5,75	-3
7	28,12	31,6	28,88	-3,47	-0,76
8	29,25	32	29,25	-2,75	0
9	25,62	22,8	20,84	2,82	4,78

Tabela 18: Resultados para o movimento de adução do ombro capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.

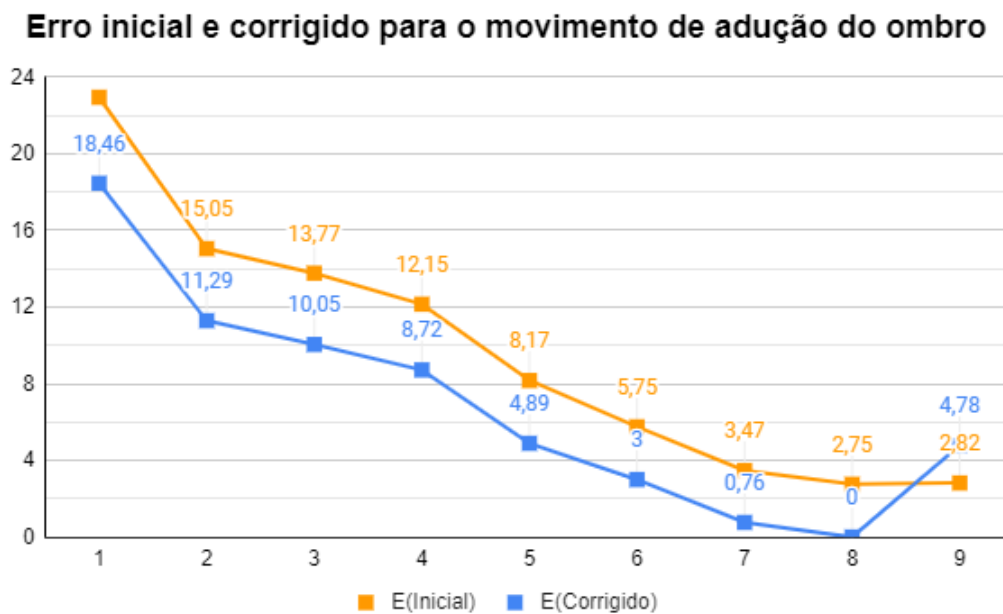


Figura 54: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de adução do ombro a partir do segundo método.

O primeiro movimento da articulação do cotovelo analisado é a flexão. Para este movimento foi escolhida a amostra número 8 como referência para a equação 17, nesta amostra o sensor encontrou um ângulo de 158 graus, enquanto o goniômetro encontrou um valor de 140,12 graus.

$$K_{\text{corrigido}} = \frac{140,12 * K_{\text{inicial}}}{158} \quad (17)$$

A Tabela 19 mostra os resultados iniciais e corrigidos encontrados neste movimento. A equação 17 é capaz de otimizar todas as amostras capturadas, como mostra a Figura 55. A média dos erros absolutos era de 27,41 graus e passou para 8,59 graus, uma otimização de aproximadamente 68% no erro médio.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	130,11	171,7	152,27	-41,58	-22,16
2	137,12	174,4	154,66	-37,27	-17,54
3	139	166,5	147,66	-27,5	-8,66
4	142,4	169,3	150,14	-26,9	-7,74
5	140,12	166,6	147,75	-26,47	-7,63
6	140,81	161,8	143,49	-20,98	-2,68
7	141,66	162,4	144,02	-20,73	-2,36
8	140,12	158	140,12	-17,87	0

Tabela 19: Resultados para o movimento de flexão do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.

Erro inicial e corrigido para o movimento de flexão do cotovelo

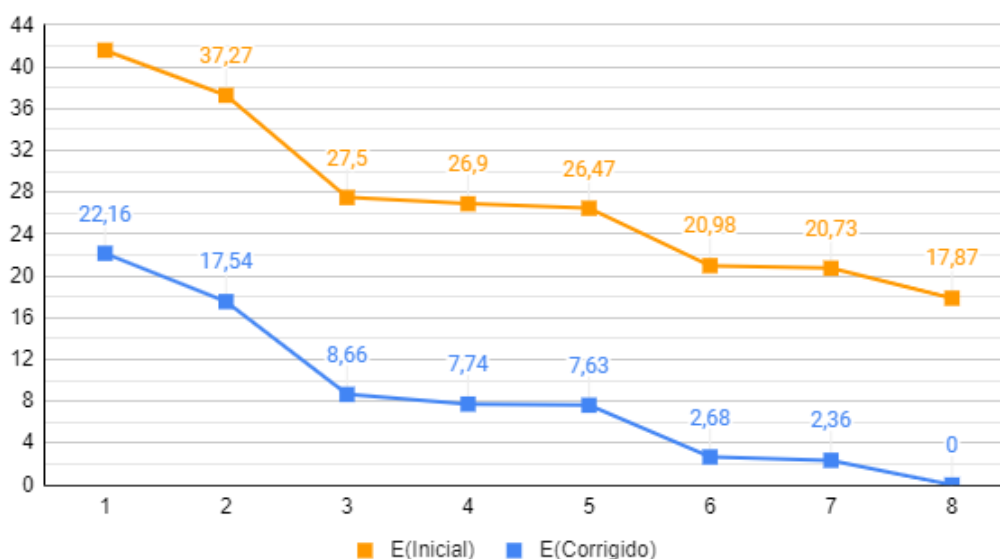


Figura 55: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de flexão do cotovelo a partir do segundo método.

O segundo movimento analisado do cotovelo é a pronação. Neste movimento foi escolhida a amostra número 4, a mesma amostra utilizada no primeiro método. Sendo assim, a equação de referência é a mesma (equação 10 e com isso os resultados (Tabela 20) são iguais, uma melhora em 50% dos casos, como mostra a Figura 56, e uma otimização do erro médio de 0,5%.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	88,12	92,7	91,86	-4,57	-3,74
2	79,71	84	83,24	-4,28	-3,53
3	56,12	60,4	59,86	-4,27	-3,74
4	80,27	81	80,27	-0,72	0
5	89,11	85,5	84,73	3,61	4,38
6	83	76,9	76,21	6,1	6,79
7	79,6	68,1	67,49	11,5	12,11
8	83,88	61,8	61,24	22,08	22,64

Tabela 20: Resultados para o movimento de pronação do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.

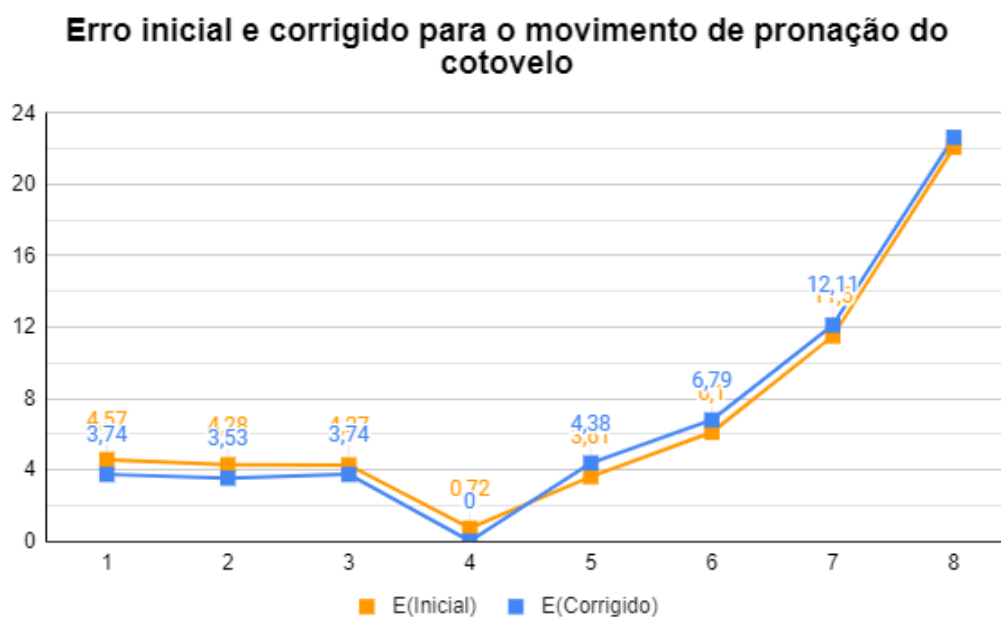


Figura 56: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de pronação do cotovelo a partir do segundo método.

O último movimento estudado é a supinação do cotovelo. Neste movimento foi escolhida a amostra número 7 para ser referência da equação 18, nesta amostra o valor capturado pelo *Kinect* foi de 92,9 graus e pelo goniômetro foi de 89,66 graus.

$$K_{corrigido} = \frac{89,66 * K_{inicial}}{92,9} \quad (18)$$

A Tabela 21 mostra os resultados da correção. A equação 18 obteve melhores resultados em 7 dos 8 caos, ou 87,5% como mostra a Figura 57. A média dos erros absolutos era de 7,57 graus e passou para 4,97 graus após a correção, uma otimização de aproximadamente 34% do erro médio absoluto.

x	Goniômetro	K (inicial)	K (corrigido)	E (inicial)	E (corrigido)
1	89,71	107	103,27	-17,28	-13,56
2	90,88	100,3	96,8	-9,41	-5,92
3	89,75	96,7	93,33	-6,95	-3,58
4	88,87	95,6	92,27	-6,72	-3,4
5	90	95,3	91,98	-5,3	-1,98
6	86,6	91,2	88,02	-4,6	-1,42
7	89,66	92,9	89,66	-3,23	0
8	88,18	81,1	78,27	7,08	9,91

Tabela 21: Resultados para o movimento de supinação do cotovelo capturados antes e depois da correção do ângulo desenvolvido, através do segundo método.

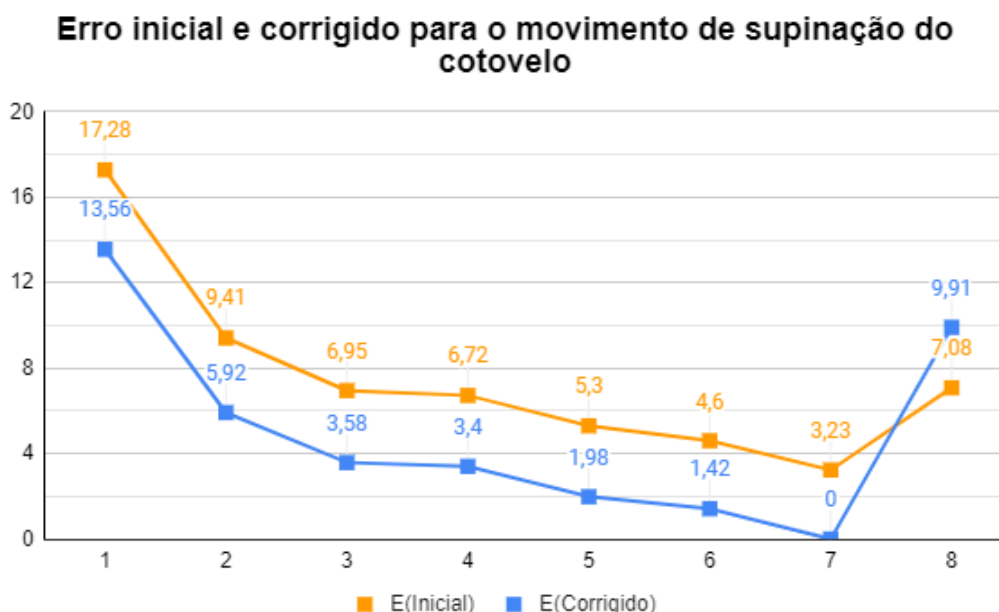


Figura 57: Comparação do erro inicial e após a correção para o movimento de supinação do cotovelo a partir do segundo método.

6.4 Análise dos resultados dos métodos utilizados

Após a obtenção dos resultados de correção pelos dois métodos escolhidos, é possível avaliar qual obteve uma resposta mais adequada. A Tabela 22 mostra a comparação dos resultados obtidos. Nesta tabela a coluna AO1 representa as amostras otimizadas pelo método 1, a coluna AO2 mostra a otimização pelo método 2, a coluna EM representa o erro absoluto médio antes da correção, enquanto as colunas EM1 e EM2 representam o erro absoluto médio após a correção pelo método 1 e 2 respectivamente, entre parênteses é apresentado o percentual de otimização do erro.

Movimento (Articulação)	AO1	AO2	EM	EM1	EM2
Flexão (Ombro)	6/9 (66,6%)	8/9 (88,8%)	6,57	4,25 (35%)	5,6 (14,7%)
Extensão (Ombro)	6/9 (66,6%)	7/9 (77,7%)	9,95	5,48 (45%)	6,48 (35%)
Abdução (Ombro)	5/5 (100%)	5/5 (100%)	11,04	1,66 (85%)	1,99 (82%)
Adução (Ombro)	7/9 (77,7%)	8/9 (88,8%)	9,65	4,64 (52%)	6,88 (28,7%)
Flexão (Cotovelo)	8/8 (100%)	8/8 (100%)	27,41	5,24 (81%)	8,59 (68%)
Pronação (Cotovelo)	4/8 (50%)	4/8 (50%)	7,14	7,11 (0,5%)	7,11 (0,5%)
Supinação (Cotovelo)	6/8 (75%)	7/8 (87,5%)	7,57	3,94 (48%)	4,97 (34%)

Tabela 22: Comparação entre os resultados obtidos antes da correção e após a correção utilizando os dois métodos escolhidos.

Ao analisar as colunas AO1 e AO2 é possível concluir que o método 2 é capaz de otimizar um maior número de amostras, no pior caso ele foi capaz de otimizar a mesma quantidade de amostras que o outro método. Já analisando as colunas de erro absoluto médio é possível visualizar que o método 1 consegue obter uma melhora do erro mais expressiva em todos os casos analisados, apenas na pronação de cotovelo o método 2 conseguiu realizar uma correção do erro igual ao método 1. Vale ressaltar que no movimento de pronação do cotovelo os dois métodos utilizaram a mesma amostra para ser referência da equação de correção, por isso o mesmo resultado.

Com a quantidade de amostras disponíveis para este trabalho o primeiro método, em que a amostra utilizada para a equação de correção é escolhida através da mediana dos valores de erro, se mostrou mais eficaz uma vez que para 6 dos 7 movimentos ela foi capaz de obter melhores resultados na maioria das amostras e com um bom percentual de otimização do valor médio do erro. Vale ressaltar que esta análise poderá ser melhor representada e o resultado otimizado em trabalhos futuros com uma maior quantidade de amostras para cada movimento.

7 RESULTADOS EXPERIMENTAIS ATRAVÉS DA COMPARAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO COM A GONIOMETRIA DIGITAL

Mesmo com os resultados capturados sendo comparado com a goniometria tradicional com o auxílio de fisioterapeutas, optou-se por realizar mais uma comparação a fim de validar os dados obtidos. Nesta etapa a comparação foi realizada com a utilização de um goniômetro digital, instrumento que conta com sensores que variam a sua resistência elétrica conforme a sua deformação. As seções a seguir mostram o goniômetro utilizado e os resultados extraídos em laboratório.

7.1 Eletro-goniômetro digital utilizado

O eletro-goniômetro utilizado neste projeto é o DataLOG, bem como o DataLINK, da empresa Biometrics LTD, que é uma empresa relevante a nível mundial no seguimento de sensores, instrumentos e *softwares* biomédicos. Seu foco de desenvolvimento é para aplicações médicas, ergonômicas, biomecânica, esportes, farmacêutica e veterinária.

Como mostra a Figura 58, o DataLOG é um instrumento portátil capaz de receber informação do sensor, processar e armazenar em cartão de memória. Neste instrumento foi ajustada a frequência de leitura para 50 Hertz, valor mais próximo disponível da frequência de 30 Hertz utilizada pelo *Kinect*.

Já a Figura 59 mostra os sensores utilizados neste goniômetro, estes sensores possuem duas extremidades que são coladas na pele do paciente e entre eles existe uma haste flexível que varia sua resistência de acordo com a deformação, o sensor é fixado na articulação do paciente de maneira que o centro da haste fique o mais próximo possível do centro da articulação desejada. Existem dois tipos de goniômetro, os de eixo simples que realizam medições em apenas um sentido do movimento e os de eixo duplo que realizam medida em dois eixos simultaneamente, utilizado para movimentos complexos como o ombro por exemplo.



Figura 58: DataLOG, da Biometrics Ltd. (LTD, 2020)

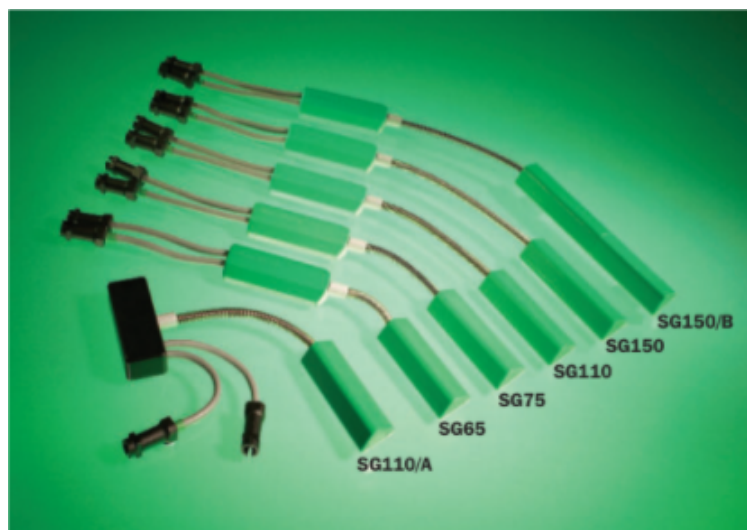


Figura 59: Goniômetros, da Biometrics Ltd. (LTD, 2020)

7.2 Resultados obtidos

Nesta etapa de validação os testes foram realizados em laboratório, os testes foram realizados observando um indivíduo saudável que realizou todos os movimentos propostos. O voluntário estava na posição sentada, em frente ao *Kinect* e conectado ao eletro-goniômetro que havia sido fixado nas articulações e calibrado sob supervisão de um especialista, assim foi possível realizar a captura dos movimentos pelos dois sistemas simultaneamente. Os movimentos capturados do ombro seguiram a mesma sequência realizada nos testes anteriores, flexão, extensão, abdução e adução. Já para o cotovelo foi possível capturar apenas o movimento de flexão, uma vez que para os movimentos de pronação e supinação não foi possível encontrar uma posição para fixar o sensor no voluntário e o movimento fosse capturado de maneira correta.

Foi escolhido o sensor com dois eixos devido aos movimentos desenvolvidos pela

articulação do ombro serem complexos, ou seja, devem ser visualizados em mais de um eixo. A Figura 60 mostra o primeiro movimento capturado, nela é possível visualizar para este movimento o *Kinect* obteve um ângulo máximo de aproximadamente 175 graus, enquanto o eletro-goniômetro obteve um ângulo máximo de aproximadamente 115 graus em torno do eixo x e 20 graus em torno do eixo y. Seguindo o Manual de Goniometria (MARQUES, 1997), o movimento de flexão do ombro possui uma amplitude máxima de aproximadamente 180 graus em um indivíduo saudável, sendo assim, o sistema do *Kinect* mostrou uma medida realizada mais próxima do movimento real.

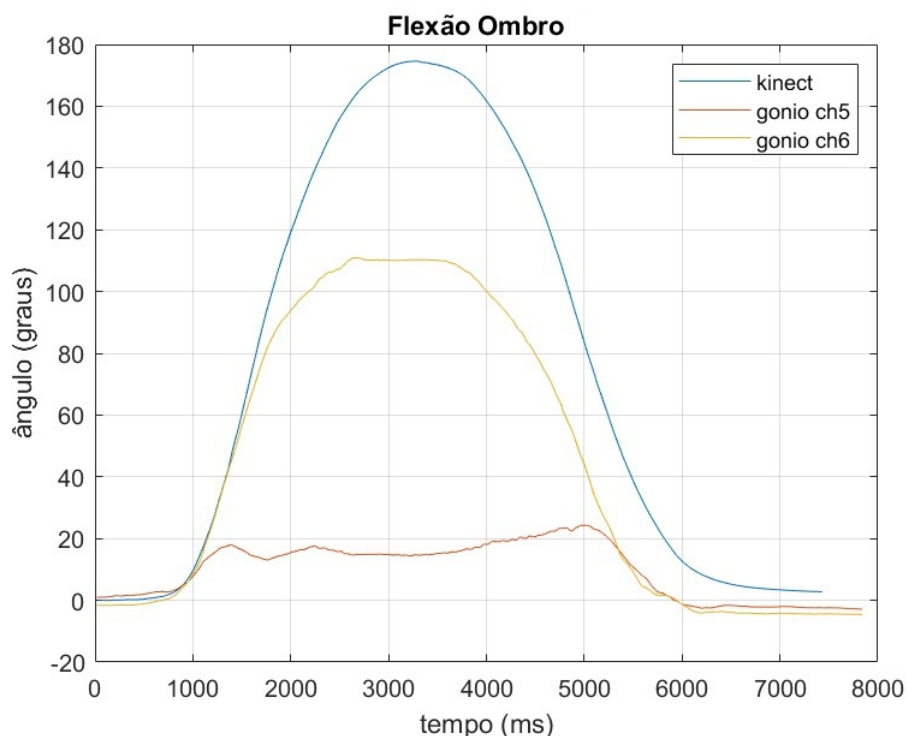


Figura 60: Movimento de flexão do ombro capturado pelo *Kinect* e pelo eletrogoniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).

A Figura 61 mostra a captura do movimento de extensão do ombro pelos dois sistemas. É possível visualizar que o *Kinect* capturou aproximadamente 42 graus, enquanto o eletrogoniômetro capturou um ângulo de aproximadamente 15 graus em torno do eixo x e -22 graus em torno do eixo y. Marques (1997) indica que este movimento deve ter uma amplitude de aproximadamente 45 graus.

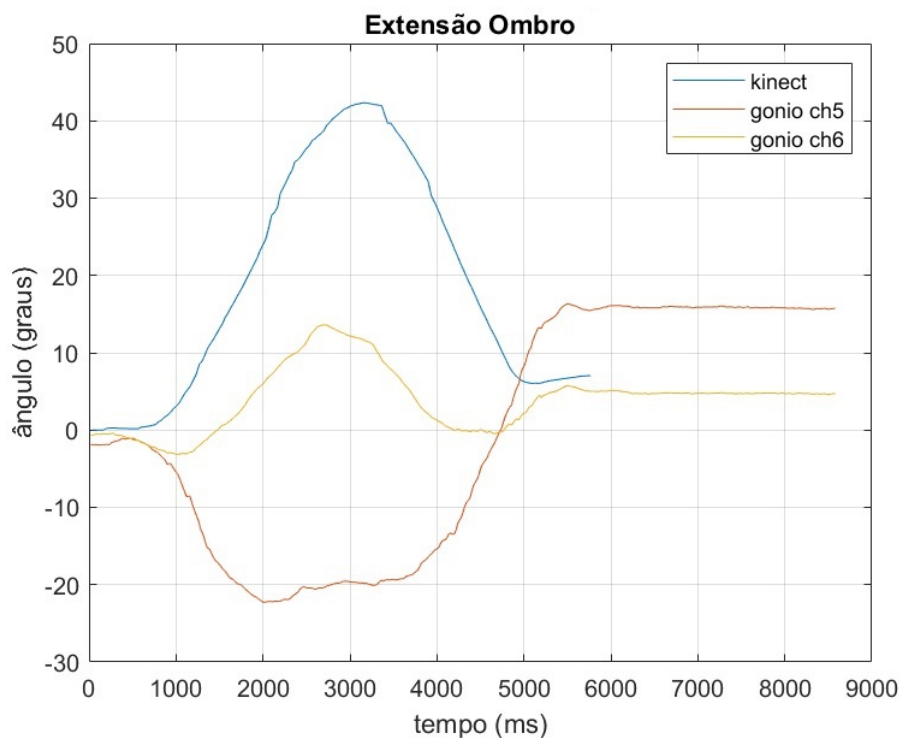


Figura 61: Movimento de extensão do ombro capturado pelo *Kinect* e pelo eletrogoniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).

A Figura 62 mostra o movimento de abdução do ombro capturado pelos dois sistemas. O sistema do *Kinect* capturou aproximadamente 155 graus enquanto, enquanto o eletro-goniômetro capturou aproximadamente 115 graus em torno do eixo x e no eixo y pôde ser notada uma variação, com um pico de -25 graus. Vale ressaltar que, segundo Marques (1997), este movimento possui uma amplitude de 180 graus.

O ultimo movimento do ombro é a adução, a Figura 63 mostra a captura deste movimento pelos dois sistemas. O *Kinect* capturou um movimento de aproximadamente 60 graus, enquanto o eletro-goniômetro capturou um baixo valor em torno do eixo x, com uma diferença de aproximadamente 7 graus no repouso final em relação ao início do movimento, já no eixo y o sistema capturou aproximadamente 20 graus. Segundo Marques (1997), este movimento possui uma amplitude de 40 graus.

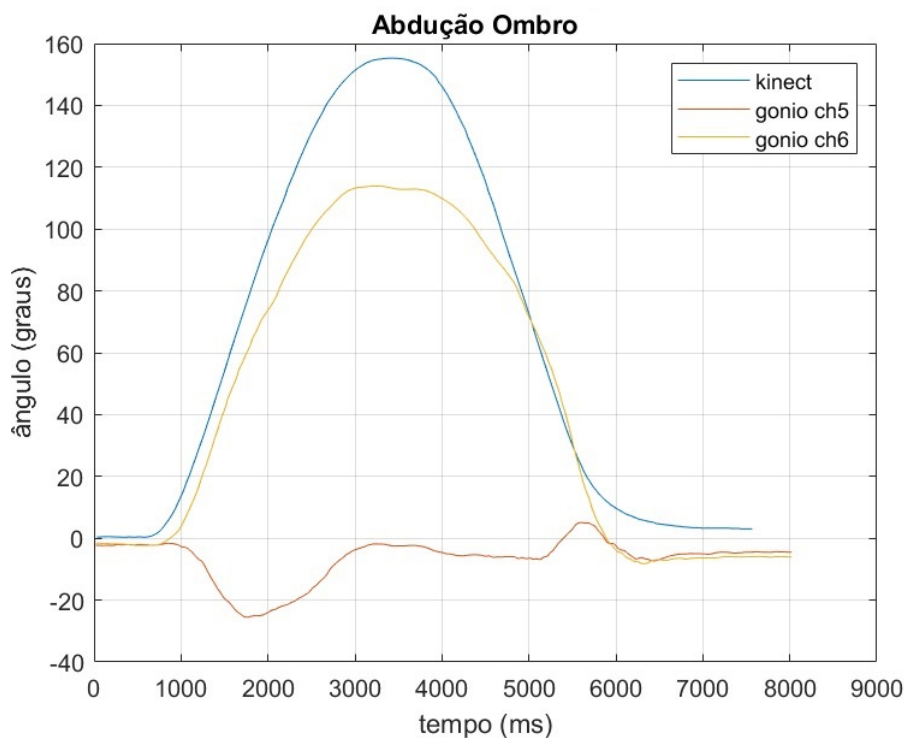


Figura 62: Movimento de abdução do ombro capturado pelo *Kinect* e pelo eletrogoniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).

Como já mencionado anteriormente, a flexão foi o único movimento do cotovelo possível de ser capturado, a Figura 64 mostra esta captura. O *Kinect* obteve um ângulo de 150 graus, enquanto o eletrogoniômetro mostrou uma baixa variação no eixo y pois este não é um movimento tão complexo quanto os movimentos do ombro, e no eixo x obteve um ângulo de aproximadamente -140 graus. Segundo Marques (1997), o movimento possui uma amplitude de 145 graus.

7.3 Análise da comparação dos dois sistemas

Assim como na comparação dos resultados entre o sistema com o *Kinect* e a goniometria tradicional, a comparação com o eletrogoniômetro também mostrou que o sistema proposto neste trabalho é uma alternativa viável e de baixo custo em relação ao goniômetro da Biometrics Ltd. Outro fator que mostra o *Kinect* como uma boa alternativa é a menor complexidade para visualizar os resultados obtidos, uma vez que movimentos complexos como o ombro são mais difíceis de visualizar e fixar no corpo do paciente.

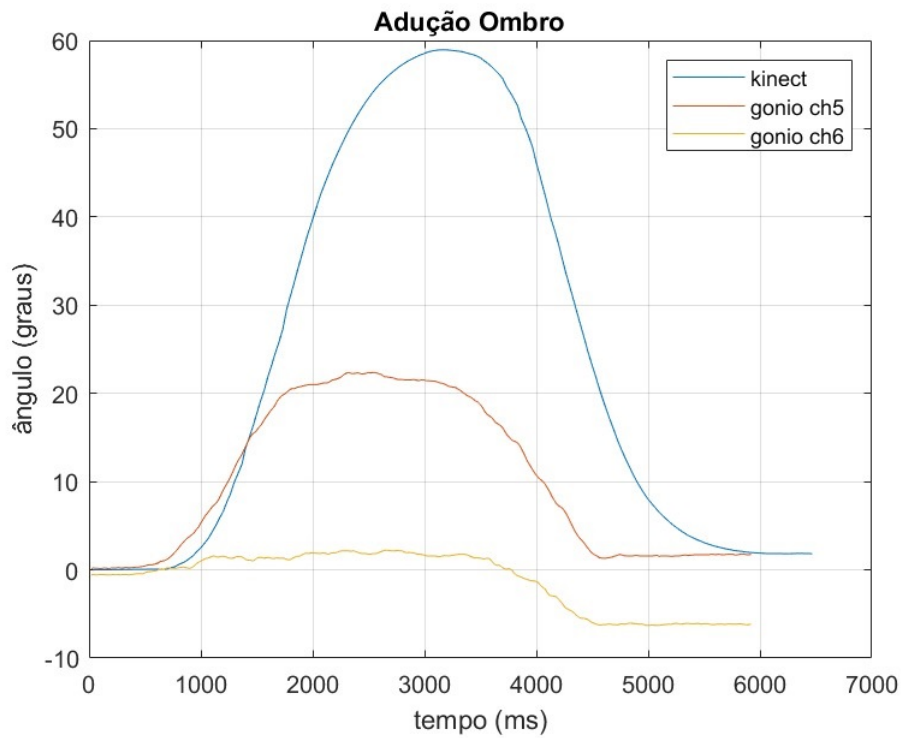


Figura 63: Movimento de adução do ombro capturado pelo *Kinect* e pelo eletrogoniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).

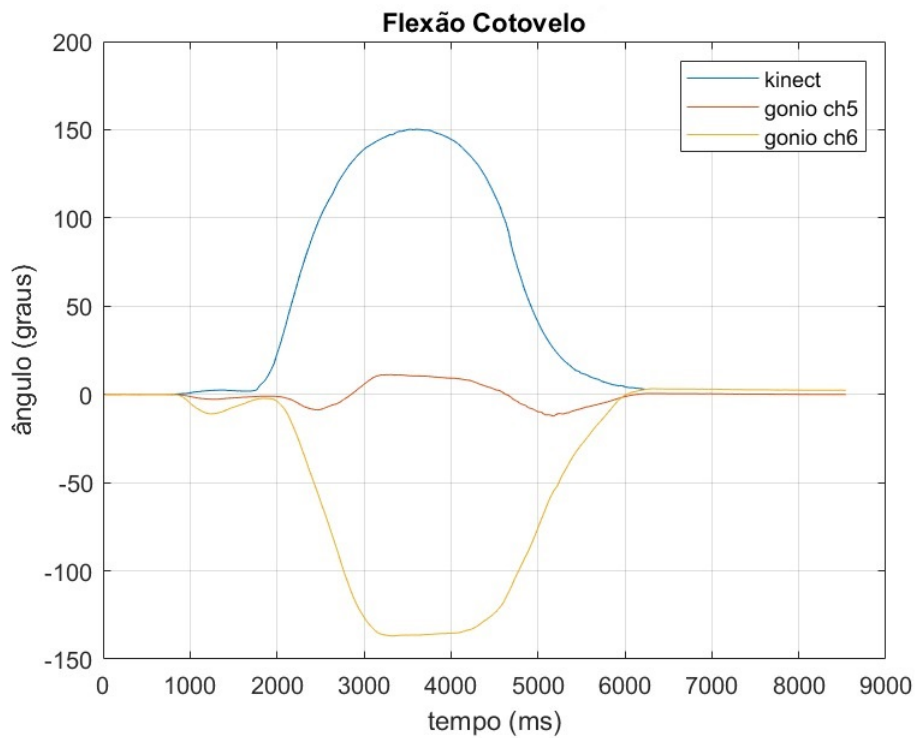


Figura 64: Movimento de flexão do cotovelo capturado pelo *Kinect* e pelo eletrogoniômetro nos eixos x (ch6) e eixo y (ch5).

8 IMPLEMENTAÇÃO DE MAIS DE UM SENSOR PARA AUMENTAR A PRECISÃO

Após a análise dos resultados obtidos que foram apresentados no Capítulo 5, chegou-se a conclusão de que o sensor *Kinect* possui uma boa capacidade de captar a amplitude de movimentos. Porém essa captação fica comprometida quando o sensor encontra-se em uma posição fixa em relação ao paciente pois alguns movimentos não acontecem no plano mais visível para o *Kinect*.

8.1 Estrutura do sistema proposto

Primeiramente o foco foi o desenvolvimento da estrutura física do novo sistema proposto. A Figura 65 apresenta o que foi proposto, nela é possível visualizar um *Kinect* (K1) utilizado como sensor referência para a programação do algoritmo e um segundo *Kinect* (K2) que está localizado em uma posição fixa utilizando o sensor K1 como referência. Seguindo o sistema de coordenadas do *Kinect*, apresentado na Figura 26, Seção 4.3.2, o sensor K2 encontra-se em uma posição de -2 metros ao longo eixo "x" e +2 metros ao longo do eixo "z". Esta distância foi escolhida pois na fundamentação teórica deste trabalho verificou-se que o *Kinect* possui um melhor desempenho em ambientes controlados e não muito amplos, assim, 2 metros foi aproximadamente a distância em que o paciente encontrava-se do sensor original.

Para que se possa adquirir informações do sensor K2 e utiliza-las no sensor de referência K1 é necessário converter as informações capturadas, essas conversões são mostradas nas equações 19, 20 e 21. A informação da posição no eixo "y" é igual para os dois sensores pois a altura dos equipamentos é a mesma neste sistema proposto, já as posições nos eixos "x" e "z" são dependentes entre si pois os sensores estão dispostos de maneira que formam um ângulo de 90 graus, ou seja, uma movimentação no eixo "x" do sensor K1 será notada no eixo "z" do sensor K2 e vice-versa.

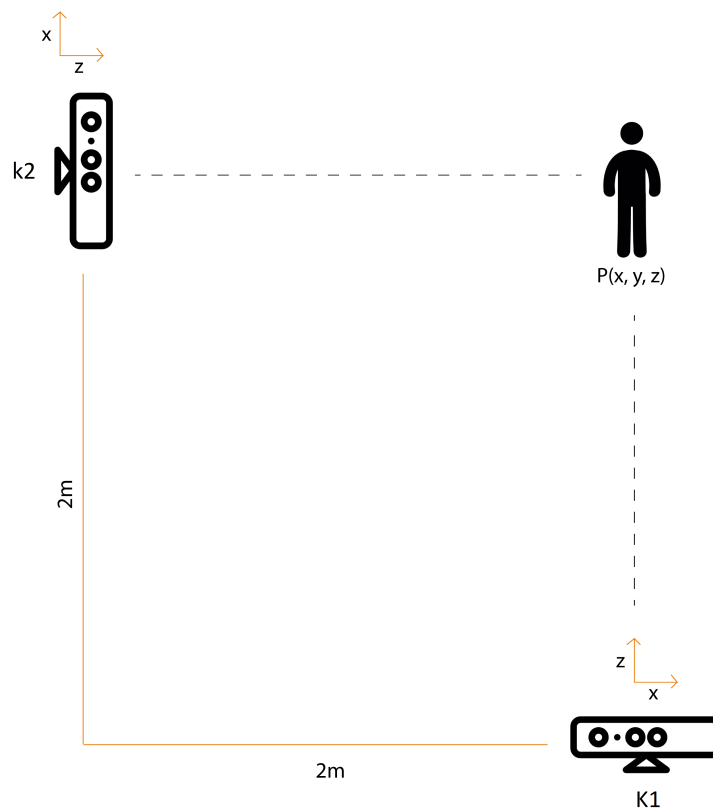


Figura 65: Estrutura proposta para o sistema utilizando dois sensores.

$$x_1 = z_2 - 2 \quad (19)$$

$$y_1 = y_2 \quad (20)$$

$$z_1 = 2 - x_2 \quad (21)$$

Assim é possível chegar na relação apresentada na equação 22

$$P(x_1, y_1, z_1) = P(z_2 - 2, y_2, 2 - x_2) \quad (22)$$

8.2 Algoritmo do sistema proposto

A proposta da utilização dos dois sensores é baseada na utilização da melhor informação disponível. Como foi apresentado na seção 4.1, o *Kinect* possui uma verificação da qualidade da informação capturada, sendo assim, para cada articulação existe a condição *Tracked*, quando o ponto está visível pelo sensor, a condição *Inferred*, quando o ponto não está visível mas a posição é estimada devido aos pontos adjacentes, e a condição *Not Tracked*, quando o ponto está fora do alcance do sensor.

O algoritmo proposto utiliza o sensor K1 como o sensor principal e o sensor K2 como secundário, assim quando a captura de alguma articulação está estimada ou fora do alcance do sensor, é utilizada a informação do segundo sensor através da utilização da equação 22. O algoritmo estruturado a seguir mostra a lógica proposta:

```

se ((K1.articulacao.qualidade = Inferred) ou
    (k1.articulacao.qualidade = NotTracked)) entao

    ponto.x = k2.articulacao.z - 2
    ponto.y = k2.articulacao.y
    ponto.z = 2 - k2.articulacao.x

senao
    ponto.x = k1.articulacao.x
    ponto.y = k1.articulacao.y
    ponto.z = k1.articulacao.z

fimse

```

Após isto, a variável "ponto" é utilizada como parâmetro para o cálculo do ângulo entre as retas inicial e atual, apresentado na seção 4.3.3. Esta proposta teve que ser interrompida na etapa de implementação e testes devido a pandemia de coronavírus (COVID-19), uma vez que durante o isolamento social o acesso ao laboratório e a clínica de fisioterapia estava suspenso.

9 CONCLUSÃO

Inicialmente o trabalho contou com uma ampla etapa de revisão da literatura, principalmente quanto a fisioterapia e captura da amplitude de movimentos, área esta que está muito afastada da computação, sendo assim, demandou uma grande etapa do processo desta dissertação. Foi estudado também sobre a robótica e sistemas computacionais aplicados a reabilitação de pacientes, as soluções tecnológicas desenvolvidas nos últimos anos nesta área, soluções estas presentes no mercado ou que são apenas utilizadas no campo da ciência.

Uma importante parceria junto ao curso de Fisioterapia da Faculdade Anhanguera do Rio Grande foi desenvolvida para a melhor aproximação de dois temas inicialmente distintos, a computação e a fisioterapia. Esta parceria foi considerada fundamental para que se tenha uma supervisão de profissionais da área para indicar os movimentos corretos a serem realizados, bem como a validação dos resultados obtidos pelo sistema proposto neste trabalho.

Outro fator que torna muito importante a parceria desenvolvida é, aproximar o profissional que poderá utilizar a ferramenta no seu dia-a-dia, dando a oportunidade para que o mesmo contribua com as funcionalidades necessárias para o melhor funcionamento do sistema em desenvolvimento. Esta proximidade com o usuário final do sistema é pouco encontrada em publicações sobre ferramentas semelhantes, em sua grande maioria, os resultados apresentados na literatura sobre sistemas similares, apenas realiza comparação com valores teóricos da amplitude de movimentos.

Após a realização dos testes para a validação dos resultados apresentados, é possível concluir que os dados extraídos são promissores. Como foi mostrado nas sessões em que os resultados são comparados com a goniometria tradicional e com o eletro-goniômetro, considerando uma maior concentração de leituras para um mesmo movimento no caso da comparação com a goniometria tradicional e uma boa proximidade dos valores médios obtidos na maioria dos casos, e considerando uma maior proximidade dos valores de referência da literatura, maior facilidade para realizar a captura de movimentos e um custo mais baixo no caso da comparação com o eletro-goniômetro. Uma grande vantagem do sistema desenvolvido é a capacidade

de armazenar o histórico de movimentos do paciente para análises futuras, característica que ainda será otimizada em trabalhos futuros para que o fisioterapeuta possa acompanhar de maneira automatizada a evolução dos movimentos do paciente ao longo do tratamento desenvolvido.

Um fator muito importante que deve ser mencionado na conclusão deste trabalho foi a interrupção da parceria com a clínica de fisioterapia, devido a pandemia de Coronavírus (COVID-19). Como este projeto teria ao longo do ano de 2020 a implementação de otimizações dos resultados obtidos, o fator do isolamento social (que afetou os testes práticos na clínica de fisioterapia e em laboratório) não pode ser ignorado ao se analisar os resultados finais apresentados, como por exemplo, a implementação e testes do sistema utilizando dois sensores.

Quanto a otimização dos resultados, mesmo com uma pequena quantidade de amostras capturadas, foi possível levantar algumas propostas como a otimização por software e a utilização de dois sensores. A implementação da otimização através de relações dos valores capturados pelo *Kinect* com os valores obtidos através da goniometria tradicional pelos fisioterapeutas se mostrou válida uma vez que conseguiu reduzir de maneira expressiva na maioria dos casos. Vale ressaltar que esta metodologia se baseia em utilizar uma amostra que melhor represente o movimento desenvolvido portanto, com a captura dos resultados em grande quantidade esta metodologia pode apresentar resultados ainda melhores.

10 TRABALHOS FUTUROS

Como já foi apresentado, um primeiro trabalho futuro é a viabilização da implementação da proposta de utilização de mais sensores para a melhor captação dos movimentos, reduzindo a possibilidade de pontos ocultos para a captura das articulações. Este desenvolvimento deverá ser retomado assim que o isolamento social não seja mais necessário, assim será possível realizar os testes necessários em laboratório.

Para o melhor andamento do trabalho, deve-se retomar a parceria do grupo de pesquisa com algum grupo da área da fisioterapia, semelhante a parceria com o curso de fisioterapia da Faculdade Anhanguera do Rio Grande, para que se extraia uma amostra mais robusta e assim seja possível obter uma otimização mais precisa via software e, sendo viável, que sejam utilizados os testes do sistema com a utilização de dois sensores conforme proposto anteriormente.

Após o término da validação dos dados capturados com uma amostra mais densa, este trabalho poderá seguir para uma etapa de integrar o sistema de captura de movimentos com os demais projetos do grupo de pesquisa, como por exemplo, replicar os movimentos em braços robóticos. Será também desenvolvida uma interface amigável para que o fisioterapeuta possa utilizar como ferramenta de auxílio na avaliação de pacientes, bem como um banco de dados para armazenar o perfil e acompanhar a evolução do mesmo ao longo do tratamento realizado.

REFERÊNCIAS

- ABADIA, F. G. et al. Functional movement modeling for robot-assisted upper limb rehabilitation: the case of a simulated reduced-freedom anthropomorphic manipulator. *Rev. Bras. Eng. Biom*, v. 28, n. 1, p. 3–10, 2012.
- ALMEIDA, M. A. F. Filtragem digital de sinais biomédicos. 1997.
- ALVARADO, R. et al. Technological platform for biomechanical analysis of static and dynamic tests of upper and lower limbs. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.], 2010. p. 1202–1205.
- APDM WEARABLE TECHNOLOGIES. *Opal*. 2019. Disponível em: <<https://www.apdm.com>>. Acesso em: jun. 2019.
- BASTOS, P. M. S. *Robótica De Assistência E Seus Aspectos Humanitários*. [S.l.]: Universidade Federal de Minas Gerais, 2014.
- BECKER, M. et al. Aplicação de tecnologias assistivas e técnicas de controle em cadeiras de rodas inteligentes. [sn], 2000.
- BERNARDINO, A. et al. A dataset for the automatic assessment of functional senior fitness tests using kinect and physiological sensors. In: IEEE. *2016 1st International Conference on Technology and Innovation in Sports, Health and Wellbeing (TISHW)*. [S.l.], 2016. p. 1–6.
- BIASOLI, M. C.; IZOLA, L. N. T. Aspectos gerais da reabilitação física em pacientes com osteoartrose. *Rev Bras Med*, v. 60, n. 3, p. 133–6, 2003.
- BO, A. P. L.; HAYASHIBE, M.; POIGNET, P. Joint angle estimation in rehabilitation with inertial sensors and its integration with kinect. In: IEEE. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.], 2011. p. 3479–3483.
- BUTEAN, A.; BĂLAN, O. Region detection and depth labeling on kinect streams. 2014.
- CAMPANELI, H.; MESTRIA, M. Otimização de trajetórias através de caminhos mínimos para a locomoção de cadeira de rodas robótica. *Simpósio Brasileiro de Automação Industrial*, 2013.
- CAMPOS, G. P. Sistema para fisioterapia baseado na plataforma kinect. 2013.

- CARDOSO, G. S. Microsoft kinect: criando aplicações interativas com o microsoft kinect. *São Paulo: Casa do Código*, 2012.
- CHANG, Y.-J.; CHEN, S.-F.; HUANG, J.-D. A kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. *Research in developmental disabilities*, Elsevier, v. 32, n. 6, p. 2566–2570, 2011.
- CHEN, P.-J. et al. Development of an upper limb rehabilitation system using inertial movement units and kinect device. In: IEEE. *2016 International Conference on Advanced Materials for Science and Engineering (ICAMSE)*. [S.l.], 2016. p. 275–278.
- CIPOLAT, S.; PEREIRA, B. B.; FERREIRA, F. V. Fisioterapia em pacientes com leucemia: revisão sistemática. *Revista Brasileira de Cancerologia*, v. 2, n. 57, p. 229–236, 2011.
- DIEGO-MAS, J. A.; ALCAIDE-MARZAL, J. Using kinect™ sensor in observational methods for assessing postures at work. *Applied ergonomics*, Elsevier, v. 45, n. 4, p. 976–985, 2014.
- ELLIOTT, B. C.; ALDERSON, J. A.; DENVER, E. R. System and modelling errors in motion analysis: Implications for the measurement of the elbow angle in cricket bowling. *Journal of Biomechanics*, Elsevier, v. 40, n. 12, p. 2679–2685, 2007.
- FERNANDEZ-BAENA, A.; SÁNCHEZ, A. S.; LLIGADAS, X. Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments. In: IEEE COMPUTER SOCIETY PUBLICATIONS. *CD Proceedings of the INCos 2012*. [S.l.], 2012. p. 656–661.
- FLORIANO-BATISTA, R. et al. Proposta de arquitetura de controle para exoesqueleto robótico de reabilitação da marcha antropomórfica. [sn], 2013.
- GAJDOSIK, R. L.; BOHANNON, R. W. Clinical measurement of range of motion: review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 67, n. 12, p. 1867–1872, 1987.
- GALNA, B. et al. Accuracy of the microsoft kinect sensor for measuring movement in people with parkinson's disease. *Gait & posture*, Elsevier, v. 39, n. 4, p. 1062–1068, 2014.
- GONÇALVES, A. C. B. F.; SIQUEIRA, A. A. G. Estado da arte em reabilitação robótica de membros inferiores de pessoas com ave. *Ensaio e Ciência: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde*, Universidade Anhanguera, v. 17, n. 5, 2013.
- GUITTET, J. et al. The spartacus telethesis: manipulator control studies. *Bull Prosthet Res*, v. 16, p. 69–105, 1979.
- HONDORI, H. M.; KHADEMI, M. A review on technical and clinical impact of microsoft kinect on physical therapy and rehabilitation. *Journal of medical engineering*, Hindawi, v. 2014, 2014.

- JATESIKTAT, P.; ANG, W. T. Recovery of forearm occluded trajectory in kinect using a wrist-mounted inertial measurement unit. In: IEEE. *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. [S.l.], 2017. p. 807–812.
- JOHNSON, M. J. et al. Experimental results using force-feedback cueing in robot-assisted stroke therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 13, n. 3, p. 335–348, 2005.
- JÚNIOR, J. P. B. Fisioterapia e saúde coletiva: desafios e novas responsabilidades profissionais. *Ciência & Saúde Coletiva*, SciELO Public Health, v. 15, p. 1627–1636, 2010.
- KIM, M. et al. Vizical: Accurate energy expenditure prediction for playing exergames. In: ACM. *Proceedings of the 26th annual ACM symposium on User interface software and technology*. [S.l.], 2013. p. 397–404.
- KITSUNEZAKI, N. et al. Kinect applications for the physical rehabilitation. In: IEEE. *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2013 IEEE International Symposium on*. [S.l.], 2013. p. 294–299.
- KRISHNAN, R. et al. A survey of human shoulder functional kinematic representations. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, p. 1–29, 2018.
- KRUKOWSKI, R. *Particle brake clutch muscle exercise and rehabilitation apparatus*. [S.l.]: Google Patents, 1988. US Patent 4,765,315.
- KUCZYNSKI, A. M. et al. Kinesthetic deficits after perinatal stroke: robotic measurement in hemiparetic children. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 14, n. 1, p. 13, 2017.
- KUMAR, Y. et al. Wireless wearable range-of-motion sensor system for upper and lower extremity joints: a validation study. *Healthcare technology letters*, IET, v. 2, n. 1, p. 12–17, 2015.
- KWEE, H. H. Integrated control of manus manipulator and wheelchair enhanced by environmental docking. *Robotica*, Cambridge University Press, v. 16, n. 5, p. 491–498, 1998.
- LEE, S. H. et al. Measurement of shoulder range of motion in patients with adhesive capsulitis using a kinect. *PloS one*, Public Library of Science, v. 10, n. 6, p. e0129398, 2015.
- LOOS, H. M. Van der; REINKENSMEYER, D. J.; GUGLIELMELLI, E. Rehabilitation and health care robotics. In: *Springer handbook of robotics*. [S.l.]: Springer, 2016. p. 1685–1728.
- LTD, B. *Research Brochure*. [S.l.: s.n.], 2020.
- LUM, P. S. et al. A robotic system for upper-limb exercises to promote recovery of motor function following stroke. In: *Proceedings Sixth Int. Conf. on Rehab. Robotics*. [S.l.: s.n.], 1999. p. 235–239.

- LUM, S.; LEHMAN, S. L.; REINKENSMEYER, D. J. The bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patients. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 3, n. 2, p. 166–174, 1995.
- MACIEL, G. M. et al. Planejamento e controle não linear para passagens estreitas em robótica móvel assistiva. 2017.
- MAHEU, V. et al. Evaluation of the jaco robotic arm: Clinico-economic study for powered wheelchair users with upper-extremity disabilities. In: IEEE. *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. [S.l.], 2011. p. 1–5.
- MARQUES, A. P. *Manual de goniometria*. [S.l.]: Editora Manole, 1997.
- MARTINS, C. F. et al. Aplicação de um filtro digital implementado em microcontrolador para sensoramento óptico. *Controle e instrumentação*, v. 8, n. 87, 2003.
- MOBINI, A.; BEHZADIPOUR, S.; FOUMANI, M. S. Accuracy of kinect's skeleton tracking for upper body rehabilitation applications. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, Taylor & Francis, v. 9, n. 4, p. 344–352, 2014.
- NETO, J. S. D. C. et al. Dynamic evaluation and treatment of the movement amplitude using kinect sensor. *IEEE Access*, IEEE, v. 6, p. 17292–17305, 2018.
- NUNES, W. M. et al. Desenvolvimento de uma estrutura robótica atuada por cabos para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro humano. Universidade Federal de Uberlândia, 2012.
- OBDRŽÁLEK, Š. et al. Accuracy and robustness of kinect pose estimation in the context of coaching of elderly population. In: IEEE. *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.], 2012. p. 1188–1193.
- OTTE, K. et al. Accuracy and reliability of the kinect version 2 for clinical measurement of motor function. *PloS one*, Public Library of Science, v. 11, n. 11, p. e0166532, 2016.
- OTTEN, P.; SON, S. H.; KIM, J. Automating stroke patient evaluation using sensor data and svm. In: IEEE. *2014 IEEE 7th International Conference on Service-Oriented Computing and Applications*. [S.l.], 2014. p. 223–229.
- PEREZ, E. et al. Inertial measurement system for upper limb joints tracking. In: SPRINGER. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018*. [S.l.], 2019. p. 785–789.
- PERSONALL PLUS +. *Planos e Eixos do Corpo Humano*. 2015. Disponível em: <<https://personallplus.wordpress.com/2015/11/03/planos-e-eixos-do-corpo-humano/>>. Acesso em: ago. 2019.
- PFISTER, A. et al. Comparative abilities of microsoft kinect and vicon 3d motion capture for gait analysis. *Journal of medical engineering & technology*, Taylor & Francis, v. 38, n. 5, p. 274–280, 2014.

- PONS, J.; CERES, R.; CALDERON, L. Introduction to wearable robotics. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, John Wiley & Sons, Ltd Chichester, UK, p. 1–2, 2008.
- POSTOLACHE, O. Remote sensing technologies for physiotherapy assessment. In: IEEE. *2017 10th International Symposium on Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE)*. [S.l.], 2017. p. 305–312.
- RABISCHONG, P.; BEL, J. P. L. *Orthopaedic appliances*. [S.l.]: Google Patents, 1976. US Patent 3,993,056.
- REBELATTO, J. R.; BOTOMÉ, S. P. *Fisioterapia no Brasil: fundamentos para uma ação preventiva e perspectivas profissionais*. [S.l.]: Manole, 1999.
- REISS, M. L. L. Reconstrução tridimensional digital de objetos à curta distância por meio de luz estruturada. 2007.
- ROBINSON, A.; ALBOUL, L.; RODRIGUES, M. Methods for indexing stripes in uncoded structured light scanning systems. UNION Agency, 2004.
- ROCHA, A. P. et al. Kinect v2 based system for parkinson’s disease assessment. In: IEEE. *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. [S.l.], 2015. p. 1279–1282.
- ROETENBERG, D.; LUINGE, H.; SLYCKE, P. Xsens mvn: Full 6dof human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep*, v. 1, 2009.
- SANTANA, D. D. S.; FURUKAWA, C. M. *Estimação de trajetórias terrestres utilizando unidade de medição inercial de baixo custo e fusão sensorial*. [S.l.]: EPUSP, 2006.
- SEONG-SUK, N. *Clinically Relevant Biomedical Factors for Design & Development of Practical Upper Limb Exoskeleton Rehabilitation Robots*. Tese (Doutorado) — Seoul National University Graduate School, 2018.
- SÖLVEBORN, S.-A.; OLERUD, C. Radial epicondylalgia (tennis elbow): measurement of range of motion of the wrist and the elbow. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, JOSPT, Inc. JOSPT, 1033 North Fairfax Street, Suite 304, Alexandria, VA . . . , v. 23, n. 4, p. 251–257, 1996.
- SOUCIE, J. et al. Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, Wiley Online Library, v. 17, n. 3, p. 500–507, 2011.
- SUKKARIEH, S. *Low cost, high integrity, aided inertial navigation systems for autonomous land vehicles*. Tese (Doutorado) — University of Sydney Sydney, NSW, Australia, 2000.
- TAUNYAZOV, T.; OMARALI, B.; SHINTEMIROV, A. A novel low-cost 4-dof wireless human arm motion tracker. In: IEEE. *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. [S.l.], 2016. p. 157–162.

- TEJIMA, N. Rehabilitation robotics: a review. *Advanced Robotics*, Taylor & Francis, v. 14, n. 7, p. 551–564, 2001.
- TITTERTON, D. H.; WESTON, J. L. Strapdown inertial navigation technology(book). *Stevenage, United Kingdom: Peter Peregrinus, Ltd.(IEE Radar, Sonar, Navigation and Avionics Series.*, v. 5, 1997.
- VEADO, M. A. C.; FLORA, W. Reabilitação pós-cirúrgica do ombro. *Rev Bras Ortop*, v. 29, n. 9, p. 661–4, 1994.
- VICON MOTION SYSTEMS LTD. *Vicon*. 2019. Disponível em: <<https://www.vicon.com/>>. Acesso em: jun. 2019.
- VIVEIROS, E.; CAMARGO, E. A biônica no ensino de física: uma tecnologia assistiva utilizando uma interface cérebro-computador para controlar uma unidade robótica. *VIII ENPEC–2011. Campinas, São Paulo. Disponível em:< http://www.nutes.ufrj.br/abrapec/viiienpec/resumos/R0774-2.pdf>. Acesso em 2019*, v. 9, 2018.
- WALMSLEY, C. P. et al. Measurement of upper limb range of motion using wearable sensors: A systematic review. *Sports medicine-open*, Springer, v. 4, n. 1, p. 53, 2018.
- WIEDERHOLD, B.; RIVA, G. Balance recovery through virtual stepping exercises using kinect skeleton tracking: a followup study with chronic stroke patients. *Annual review of cybertherapy and telemedicine 2012: Advanced technologies in the behavioral, social and neurosciences*, Ios Press, v. 181, p. 108–112, 2012.
- ZHANG, B. et al. State of the art in gait analysis using wearable sensors for healthcare applications. In: IEEE. *2012 IEEE/ACIS 11th International Conference on Computer and Information Science*. [S.l.], 2012. p. 213–218.
- ZHAO, W. et al. A kinect-based rehabilitation exercise monitoring and guidance system. In: IEEE. *2014 IEEE 5th International Conference on Software Engineering and Service Science*. [S.l.], 2014. p. 762–765.