

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



**SISTEMA DE REABILITAÇÃO BASEADO EM TÉCNICAS DE
CAPTURA DE MOVIMENTO PARA TRATAMENTO DA
LOMBALGIA MECÂNICA**

EDUARDO FILGUEIRAS DAMASCENO

TESE DE DOUTORADO

Orientador: Edgard Afonso Lamounier Jr, Ph.D.
Coorientador: Alexandre Cardoso, Dr.

Uberlândia - MG, 2013

EDUARDO FILGUEIRAS DAMASCENO

**SISTEMA DE REABILITAÇÃO BASEADO EM TÉCNICAS DE
CAPTURA DE MOVIMENTO PARA TRATAMENTO DA
LOMBALGIA MECÂNICA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica como parte das atividades para obtenção do título de Doutor em Ciências pela Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, na área de concentração Processamento da Informação: Computação Gráfica.

Prof Orientador: Edgard Afonso Lamounier Jr., Ph.D.

Prof Coorientador: Alexandre Cardoso, Dr.

Uberlândia - MG, 2013

DEDICATÓRIA

*“Dedico este trabalho àquela que me faz ser
alguém melhor do que sou, minha amada
esposa Tatiane e aos meus filhos Eduarda e
Pedro Natan, que impulsionam na luta por
um porvir melhor.”*

AGRADECIMENTOS

*Primeiramente a Deus, que renova
suas misericórdias a cada dia em minha
vida, e a todos os que me colaboraram de
forma direta ou indireta na elaboração
deste trabalho.*

*Cada vez que você faz uma opção está
transformando sua essência em alguma coisa
um pouco diferente do que era antes.*
C.S. Lewis

RESUMO

DAMASCENO, Eduardo Filgueiras. Sistema de Reabilitação Baseado em Técnicas De Captura De Movimento Para Tratamento Da Lombalgia Mecânica, 2013, 131 p. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia – UFU, Uberlândia, 2013.

A Lombalgia ou comumente chamada de “dor lombar” constitui uma causa frequente de morbidade e incapacidade física de trabalho, sendo sobrepujada apenas pela dor de cabeça (cefaleia) na escala dos distúrbios dolorosos que afetam a sociedade moderna. O seu tratamento é baseado em medicação (analgésicos) para aliviar os sintomas de dor e a recomendação de exercícios terapêuticos. Todavia, quando estes exercícios são realizados e a dor deixa de ser percebida, o paciente abandona o tratamento, e em muitos casos, não tem a sua amplitude de movimento totalmente reestabelecida. Para atenuar este índice de abandono de terapias diversas técnicas motivadoras vem sendo empregadas, como o uso de jogos digitais e interfaces de entretenimento. Entretanto, estas abordagens apenas afloram a parte lúdica do tratamento, não apresentando dados concretos sobre a atuação do terapeuta ou mesmo a realização do exercício e sua eficiência no tratamento. Assim, este trabalho descreve um sistema de reabilitação baseado em técnicas de captura de movimentos para o tratamento de uma espécie de lombalgia, a Lombalgia Mecânica.

Esta tese apresenta o uso de técnicas de captura de movimento em ambientes aplicados à reabilitação motora com alguns dispositivos como: eletrogoniômetro, extensômetro, acelerômetro e outros dispositivos de interação mais comuns como webcams, console de vídeo game (Nintendo Wii) e o sensor de movimento MS-KinectTM. A motivação do trabalho se baseia no fato de que sistemas de captura de movimento por dispositivos de vídeo tendem a ser economicamente mais viáveis. Todavia os sistemas de captura de vídeo atuais apresentam as seguintes limitações: sobreposição e oclusão de marcadores fiduciais, disparidade ótica das câmeras, campo de visão e suas restrições geométricas. Portanto, este trabalho apresenta uma proposta alternativa de captura de movimentos por meio de múltiplas câmeras, em conjunto com a análise dos parâmetros intrínsecos das mesmas a fim de atenuar estas limitações. Para a análise do movimento capturado foi desenvolvido um protótipo computacional que reúne as especificações sobre o biótipo do paciente. A fim de avaliar a eficácia do sistema proposto foi elaborado um questionário adaptado sobre a incapacidade de movimento dos pacientes. A partir destas premissas gerou-se um conjunto de informações que apoiam a decisão sobre o tratamento com sugestões de exercícios. Como forma de validar as informações presentes no sistema bem como suas regras de negócio, foi realizada uma avaliação com um grupo de 5 terapeutas, e apresentada uma análise da interface que foi realizada por pacientes. Foram avaliados 20 voluntários. Por meio desta análise, foi possível identificar as potencialidades do protótipo, bem como evidenciar as estratégias de aplicação do mesmo em pequenas clínicas fisioterápicas. Especialmente, aquelas que não possuem espaços ou volume de investimento na infraestrutura para aquisição de sistemas de captura de movimento de grande porte – muito importante para análise e recomendação de novos exercícios durante uma terapia reabilitadora.

Palavras-chave: Captura de Movimento; Reabilitação; Lombalgia

ABSTRACT

DAMASCENO, Eduardo Filgueiras. Motion Capture Base Rehabilitation System for Low-Back pain Treatment. 2013. 131 p. Doctoral Thesis in Electrical Engineering – Post-Graduate in Electrical Engineering, Federal University of Uberlândia – UFU, Uberlândia, 2013.

The Lumbago or commonly called "low back pain" is a frequent cause of morbidity and disability work, only surpassed by headache (headache) in the range of painful disorders affecting modern society, and the treatment is based on medication (painkillers) to relieve the symptoms of pain and recommending therapeutic exercise. However, when these exercises are performed and no longer perceived pain, the patient drops the treatment, and in many cases, having its range of movement fully reestablished. To mitigate this index abandoned therapies motivators several techniques have been employed, such as the use of digital games and entertainment interfaces. However, these approaches only emerge the playful part of treatment showing no concrete data on the occupational or even exercise performance and its efficiency in treatment. Therefore, this work describes a rehabilitation system based on motion capture techniques for the treatment of a type of low back pain, mechanical low back pain.

This thesis presents techniques use motion capture environments applied to motor rehabilitation with some devices such as electrogoniometer, extensometer, accelerometer and other common interaction devices such as webcams, video game console (Nintendo Wii™) and motion sensor MS-Kinect™. The motivation of the work is based on the fact that motion capture systems for video devices tend to be more economically viable, however the systems capture current video showed the following limitations: the overlap and occlusion of the markers, the disparity optical cameras the field of view and their geometric constraints. Therefore, this work presents an alternative proposal capture by multiple cameras in conjunction with the analysis of the intrinsic parameters of the cameras involved in the process to mitigate these limitations. For the analysis of motion captured was prototyped a system that meets the specifications on the biotype of the patient and an adapted questionnaire about their inability to move that, from these, form a set of information that supports the decision about treatment with exercise suggestions. In order to validate the information in the system as well as your business rules, an evaluation has made with a group of five therapists, and presented an analysis of the interface has performed by 20 patients. Those patients were surveyed volunteers. Through this analysis was possible to identify the potential of the prototype, as well as highlight the strategies for implementing even small physiotherapy clinics. Especially those that have no spaces or volume of investment in infrastructure for systems acquisition motion capture large - very important for analysis and recommendation of new exercises during a rehabilitative therapy.

Keywords: Motion Capture; Rehabilitation, Low-Back Pain

LISTA DE ABREVIATURAS

AdM	Amplitude de Movimento
ARMS	<i>Augmented Rehabilitation Management System</i>
AV	Ambiente Virtual
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividades da Vida Diária
EVA	Escala Visual Analógica
FPS	<i>Frames per Second</i> (Quadros por Segundo)
HMD	<i>Head Mounted Display</i>
LM	Lombalgia Mecânica
IMC	Índice de Massa Corporal
RA	Realidade Aumentada
RF	Requisitos Funcionais
RNF	Requisitos Não Funcionais
RV	Realidade Virtual
RVA	Realidade Virtual e Aumentada
SDL	<i>Simple Direct Layer</i>
UML	<i>Unified Modeling Language</i>
VC	Visão Computacional
XML	<i>Extensible Markup Language</i>

GLOSSÁRIO DE SAÚDE

Acidente Vascular Cerebral	Vulgarmente chamado de derrame cerebral, é caracterizado pela perda rápida de função neurológica, decorrente do entupimento (isquemia) ou rompimento (hemorragia) de vasos sanguíneos cerebrais.
Artrose	A artrose é degeneração da articulação que pode ser causada pelo envelhecimento ou traumatismo e gera sintomas como dor nas juntas e dificuldade em realizar movimentos com a articulação afetada.
Cinesioterapia	É o nome dado a terapia do movimento, ou seja, os exercícios terapêuticos que envolvem o sistema locomotor humano. É a designação dos processos terapêuticos que visam a reabilitação funcional através da realização de movimentos ativos e passivos.
Lombalgia	É o conjunto de manifestações dolorosas que acontecem na região da coluna lombar, decorrente de alguma anormalidade nessa região. Conhecida popularmente como “dor nas costas”.
Lombalgia Mecânica	Lombalgia Mecânica é uma especificação da Lombalgia ocasionada pelo movimento abrupto dos músculos da coluna lombar, glúteos e transversos abdominais.
Lombocitalgia	Também conhecida popularmente como “dor no ciático”, É uma doença decorrente de uma compressão nervosa na região lombar.

TRABALHOS PUBLICADOS

Revistas

- DAMASCENO, E.F., CARDOSO, A, LAMOUNIER Jr, E.A.** “Avaliação Computacional da Flexibilidade Articular por Técnicas de Captura de Movimento em Realidade Aumentada”, *Journal of Fitness & Performance*, 2013, v.5, n1. (a ser publicado)
- DAMASCENO, E.F., CARDOSO, A, LAMOUNIER Jr, E.A.** “Avaliação Heurística da Interface de Captura de Movimento em Realidade Aumentada”, in *Journal of Health Informatics*, 2012, v. 4, n.3, p87-94.
- DAMASCENO, E.F., CARDOSO, A, LAMOUNIER Jr, E.A.** “Automated Biophotogrammetry with Augmented Reality Technology”, in *Cyber Journals: Multidisciplinary Journals in Science and Technology, Journal of Selected Areas in Health Informatics (JSHI)*, May Edition, 2012.

Eventos

- DAMASCENO, E.F., RAMOS, F.M.** “Geração Automática De Coordenadas Homogêneas A Partir De Parâmetros Intrínsecos De Câmeras Em Realidade Aumentada”, *Workshop de Realidade Virtual e Aumentada 2012, Paranavaí-PR*, 2012.
- DE PAULO, J.V; SANTOS, M.R.S; DAMASCENO, E.F.** “Construção De Um Software Para Prática de Atividades Físicas Utilizando o Kinect”, *VIII Workshop de Realidade Virtual e Aumentada 2011, Uberaba-MG*, 2011.
- DAMASCENO, E.F., CARDOSO, A., LAMOUNIER Jr, E.A.** “Augmented Biophotogrammetry” In: *XIII Symposium on Virtual Reality*, 2011, Uberlândia-MG. *Proceedings of XIII Symposium on Virtual Reality*. Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Computação, 2011. p.48 – 55
- DAMASCENO, E.F., LOPES, Luiz Fernando Braga, DIAS JUNIOR, José Barbosa, LAMOUNIER Jr, E.A., CARDOSO, Alexandre** “Augmented Reality Game for Low Back Pain Rehabilitation” In: *2nd International Conference on Computational & Mathematical Biomedical Engineering*, 2011, Washington, D.C..*Proceedings of 2nd International Conference on Computational & Mathematical Biomedical Engineering.* , 2011. v.1.
- PAULO, J.V., DAMASCENO, E.F.,** “Serious Game para Reabilitação do Torcicolo In: *XI Workshop on Medical Informatics (WIM)*, 2011, Natal-RN. *Proceeding of XI Workshop on Medical Informatics (WIM)*. Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Computação, 2011.
- DAMASCENO, E.F., LOPES, Luiz Fernando Braga, DIAS JUNIOR, José Barbosa, LAMOUNIER Jr, E.A., CARDOSO, Alexandre** “Prototipação de um Sistema de Reabilitação Virtual Aumentada para Auxiliar no Tratamento da Lombalgia Mecânica” In: *XII Symposium on virtual and Augmented Reality*, 2010, Natal - RN. *Proceeding of XII Symposium on virtual and Augmented Reality*. Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Computação, 2010.

Descrição completa dos trabalhos associados ao processo de doutoramento pode ser encontrada no currículo do autor disponível em: <http://lattes.cnpq.br/7333630388674575>

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - <i>Continuum</i> de Realidade - Virtualidade (adaptado para Reabilitação Virtual).....	8
Figura 2 - Funcionamento Básico do ARToolKit adaptado de (CONSULARO, COELHO e CALONEGO Jr., 2007)	10
Figura 3 - O Sistema de coordenadas envolvidas no processo de rastreo (HARTLEY E ZISSERMAN, 2004)	12
Figura 4 - Dispositivos da plataforma Nintendo Wii™	14
Figura 5 - Usuários utilizando o Cyber TRAZER (TRAZER, 2012).	15
Figura 6 - Organização Didática das Técnicas de MoCap baseada em Captura de Vídeo (adaptado de (MOESLUND, HILTON e KRÜGER, 2006).	16
Figura 7 - Exemplo de roupas especiais para captura de movimento (TOIVIANINEN e BURGER, 2011).....	17
Figura 8 -Tipos de Marcadores Passivos	17
Figura 9 - Dispositivo MS-Kinect™ (WEBB; ASHLEY, 2012).....	19
Figura 10 - Posição Anatômica de Referência (CALAIS-GERMAIN, 2005).	21
Figura 11 – Exemplo de Elegrogoniômetro e Extensiômetro Digital	28
Figura 12 - Rastreo de Multiplos Wii-mote™ (ALANKUS et al., 2010).	30
Figura 13 - Sistema Valedo Motion (MOTION, 2011)	30
Figura 14 - Análise da Coloração de Áreas de Interesse na Imagem	32
Figura 15 – Captura de Movimentos com Marcadores Coloridos (CAMEIRÃO et al., 2010)	32
Figura 16 - Sistema Comercial Peak Motus	33
Figura 17 - AR-REHAB (ALAMRI et al., 2009)	34
Figura 18 – Sistemas com MoCap em Realidade Aumentada para Reabilitação.....	35
Figura 19 – Sistemas de Realidade Aumentada para condução de exercícios	36
Figura 20 – MoCap sem Marcadores	37
Figura 21- Sistema IREX para Reabilitação (SVEISTRUP, 2004).....	38
Figura 22 - Tecnologia de Reflexão Aumentada (REGENBRECHT et al., 2012).....	39
Figura 23 – Aplicação desenvolvida com a biblioteca FFAST (SUMA et al., 2011)	39
Figura 24 - Sensor de Movimento Kinect na Reabilitação Motora (LANGE et al., 2011). ..	40
Figura 25 - Sistema de Condução de Exercícios Fisioterápicos Ikapp (GAMA et al., 2012)	41
Figura 26 - Caso de Uso Geral	49
Figura 27 – Caso de Uso Expandido: Cadastra_Terapia	49
Figura 28 - Caso de Uso para gerar gráfico de análise.....	52
Figura 29 – Visão Geral da Arquitetura do Sistema	53
Figura 30 - Tipos de Tecnologias de Captura de Movimento para a Camada de Aquisição	55
Figura 31 - Diagrama de Sequência entre os Módulos.....	58
Figura 32 - Análise da Precisão da Biblioteca ARToolKit (SANCHES, 2007)	59
Figura 33 -Ambientes de RV e RA com MoCap sem marcador.....	62
Figura 34 - Configuração das Câmeras do Sistema.....	63
Figura 35 - Módulo de Sincronização das Câmeras	64
Figura 36 - Dados da Calibração das Câmeras.....	65
Figura 37 - Modelo Matemático de Geração de Coordenadas Homogêneas Considerando os Parâmetros da Câmera (HARTLEY e ZISSERMAN, 2004).....	65
Figura 38 - Logo de Abertura do Sistema.....	67
Figura 39 - Opções de Configuração do Sistema	68
Figura 40 - Cadastro de Exercícios.....	69
Figura 41 - Seleção de Dispositivos de Captura.....	69
Figura 42 - Dados do Paciente.....	70
Figura 43 - Avaliação Física e Questionário sobre Dor	70

Figura 44 - Escala Visual de Avaliação	71
Figura 45 - Seleção e Inclusão de Exercícios na Terapia	72
Figura 46 - Visualização da Evolução dos Exercícios.....	73
Figura 47 - Interface de Sugestão de Exercícios ao Paciente	74
Figura 48 - Análise da evolução da patologia.....	74
Figura 49 - Escolha da Terapia para o Paciente.....	75
Figura 50 - Arquivo XML de parâmetros para o módulo de Realidade Aumentada.....	76
Figura 51 - Tela do Modulo de Realidade Aumentada	76
Figura 52 - Interface sem marcador.....	77
Figura 53 - Apresentação de ajuda ao paciente ao realizar o exercício	77
Figura 54 - Representação do Movimento Capturado.....	78
Figura 55 - Esquema de Posicionamento das Câmeras e do Paciente.....	79
Figura 56 - Análise do Exercício de Extensão da Coluna em Pé	84
Figura 57 - Extensão da coluna deitado.....	85
Figura 58 - Usuário realizando o exercício de Flexão da Coluna	85
Figura 59 - Flexão da Coluna Deitado	86
Figura 60 - Execução do exercício de Elevação de Glúteos.....	87
Figura 61 - Exercício de Alongamento de Pernas	87
Figura 62 - Usuário realizando exercício da Flexão do Tronco	88
Figura 63 - Exercício de Agachamento realizado pelo usuário	89
Figura 64 - Afixação dos marcadores no sujeito	89
Figura 65 - Erro de Rastreio do Kinect (BÓ, HAYASHIBE, POIGNET, 2011)	90
Figura 66 - Radiografia da Coluna Dorsal.....	91
Figura 67 - Análise de desempenho gráfico medido em quadros por segundo	92
Figura 68 - Análise dos Registros Capturados.....	93
Figura 69 - Análise sobre o número de câmeras envolvidas no processo	94
Figura 70 - Análise das Funcionalidades do Sistema	97
Figura 71 - Análise sobre a Facilidade de Aprendizado do Sistema	97
Figura 72 - Análise sobre a preparação para captura de movimentos	98
Figura 73 - Análise sobre a confiança dos resultados da amplitude de movimento.....	98
Figura 74 – Confiança Global do Sistema.....	100
Figura 75 - Análise sobre a Eficiência do Sistema	101
Figura 76 - Avaliação da Interface com Marcadores Fiduciais	102
Figura 77- Avaliação da Interface Sem Marcadores.....	103

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Nomenclatura de Movimentos Corpóreos.....	21
Quadro 2– Exercícios Recomendados	25
Quadro 3 - Análise dos Sistemas de RA para Reabilitação	43
Quadro 4 - Requisitos Funcionais do Sistema.....	47
Quadro 5 - Requisitos Não-Funcionais do Sistema.....	48
Quadro 6 - Qualificação da Obesidade (ABESO, 2009).....	51
Quadro 7 - Algoritmo de proporcionalidade da circunferência abdominal.....	51
Quadro 8 - Classificação de Risco à Saúde (ABESO, 2009)	52
Quadro 9 - Quadro Informativo de Dados Biométricos dos sujeitos	83
Quadro 10 - Avaliação Comparativa dos Membros Superiores	105
Quadro 11 - Avaliação Comparativa dos movimentos do quadril	105
Quadro 12 – Nova Análise dos Sistemas de RA para Reabilitação	110

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.2 HIPÓTESES	2
1.3 OBJETIVO GERAL E OBJETIVOS ESPECÍFICOS	3
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	4
2. FUNDAMENTOS	5
2.1 REABILITAÇÃO MOTORA.....	5
2.2 REABILITAÇÃO MOTORA BASEADA EM COMPUTADORES	6
2.3 REALIDADE VIRTUAL E REALIDADE AUMENTADA	7
2.3.1 <i>Rastreamento do Movimento a partir de Marcadores Passivos</i>	11
2.4 REABILITAÇÃO VIRTUAL.....	12
2.5 CAPTURA DE MOVIMENTOS PARA REABILITAÇÃO VIRTUAL	14
2.6 AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO TERAPÊUTICO	20
2.7 MOVIMENTOS DA COLUNA VERTEBRAL	22
2.8 LOMBALGIA MECÂNICA.....	23
2.9 CONSIDERAÇÕES FINAIS	26
3. TRABALHOS RELACIONADOS	27
3.1 INTRODUÇÃO	27
3.2 CAPTURA DE MOVIMENTOS COM ELETROMIOGRAFIA (EMG).....	27
3.3. CAPTURA DE MOVIMENTO COM ACELERÔMETROS	29
3.4 CAPTURA DE MOVIMENTO COM MARCADORES.....	31
3.4.1 <i>Marcadores Coloridos</i>	31
3.4.2 <i>Marcadores Reflexivos</i>	33
3.4.3 <i>Marcadores Fiduciais</i>	33
3.5 SISTEMAS BASEADOS EM RA SEM MARCADORES	36
3.6. ESTUDO COMPARATIVO DOS TRABALHOS RELACIONADOS.....	41
3.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	44
4. ESPECIFICAÇÃO DE REQUISITOS.....	46
4.1 INTRODUÇÃO	46
4.2 REQUISITOS FUNCIONAIS	46
4.2 REQUISITOS NÃO FUNCIONAIS	47
4.3 CASOS DE USO	48
4.4 ARQUITETURA DO SISTEMA	53
4.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	56
5. DETALHES DE IMPLEMENTAÇÃO.....	57
5.1 LINGUAGEM E BIBLIOTECAS DE PROGRAMAÇÃO	57
5.1.1 <i>Biblioteca para MoCap com Marcadores Fiduciais</i>	58
5.1.2 <i>Biblioteca para MoCap com Marcadores Coloridos</i>	60
5.1.3 <i>Biblioteca para MoCap sem Marcadores</i>	61
5.1.4 <i>Gerenciamento da Interface USB</i>	62
5.1.5 <i>Calibração das Câmeras</i>	63
5.2 INTERFACE DE OPERAÇÃO	67
5.3 APARATO TECNOLÓGICO.....	78
5.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	80

6. RESULTADOS E LIMITAÇÕES	81
6.1 PROTOCOLO DE TRATAMENTO.....	81
6.2 PLANEJAMENTO DAS INTERVENÇÕES	81
6.3 ESTUDO DE CASO.....	82
6.3.1 <i>Análise do Exercício de Extensão da Coluna em Pé</i>	84
6.3.2 <i>Análise do Exercício de Extensão da Coluna em Deitado</i>	84
6.3.3 <i>Análise do Exercício de Flexão da Coluna em Pé</i>	85
6.3.4 <i>Análise do Exercício de Flexão da Coluna Deitado</i>	86
6.3.5 <i>Análise do Exercício de Elevação do Glúteo</i>	86
6.3.6 <i>Análise do Exercício de Alongamento de Pernas</i>	87
6.3.7 <i>Análise do Exercício de Flexão Lateral</i>	87
6.3.8 <i>Análise do Exercício de Agachamento</i>	88
6.3.9 <i>Discussão sobre a Análise</i>	89
6.4. AVALIAÇÃO COMPUTACIONAL.....	92
6.5 AVALIAÇÃO DO SISTEMA POR FISIOTERAPEUTAS	94
6.5.1 <i>Análise sobre as funcionalidades e usabilidade do sistema</i>	96
6.5.2 <i>Avaliação sobre a Confiabilidade do Sistema</i>	99
6.5.3 <i>Avaliação sobre a Eficiência do Sistema</i>	100
6.6 AVALIAÇÃO HEURÍSTICA DA INTERFACE POR PACIENTES.....	101
6.7 AVALIAÇÃO FUNCIONAL DA FERRAMENTA DE MENSURAÇÃO FOTOGRAMÉTRICA	103
6.8 LIMITAÇÕES DO EXPERIMENTO	107
6.9 CONSIDERAÇÕES FINAIS	108
7. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA PESQUISAS FUTURAS.....	111
7.1 ASPECTOS GERAIS DO TRABALHO	111
7.2 CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA	113
7.3 TRABALHOS E PESQUISAS FUTUROS	114
7.4 COMENTÁRIOS FINAIS.....	115
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	116
ANEXOS	127
ANEXO A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	127
ANEXO B: FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO DO SISTEMA	128
ANEXO C: FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO PELOS USUÁRIOS PRELIMINARES	130
ANEXO E: PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA LOCAL (IFGOIANO).....	131

1. INTRODUÇÃO

O processo de reabilitação motora é um processo multidisciplinar que envolve profissionais e tecnologias na assistência ao paciente, de forma a melhorar e acondicionar seus movimentos, visando superar uma desordem ou deficiência (BORGNETH, 2004).

Nos últimos anos, observa-se que a aplicação de tecnologias computacionais tem sido cada vez mais explorada para melhor suportar este processo. Isto é alcançado por meio de novas possibilidades de composição, visualização e simulação de dados, que por sua vez são apoiadas pela interação com dispositivos e ambientes realísticos gerados por computador (NUNES et al., 2011).

De fato, a reabilitação motora tem usufruído de um conjunto de dispositivos e sistemas que antes estavam limitados ao entretenimento, mas já fazem parte do cotidiano de clínicas e hospitais, estimulando a execução dos exercícios durante a terapia (ALBUQUERQUE; SCALABRIN, 2007).

Diversos estudos relatam a adoção de jogos digitais por consoles de videogame, tais como o Nintendo Wii™, PlayStation Move™ e o Xbox Kinect™, como forma de acelerar o processo de reabilitação motora (ASSIS et al., 2008).

Estes dispositivos têm-se mostrado eficazes em diversas áreas da reabilitação, apresentando progressos incontestáveis. Isto é possível devido a estímulos conseguidos pelo esforço do paciente em executar bem as “jogadas”, incentivando a atividade cerebral a induzir adaptações positivas como: fortalecimento muscular, melhoria na capacidade de concentração, equilíbrio, coordenação motora e, conseqüentemente, uma recuperação gradativa da dinâmica de movimentos (DIAS; SAMPAIO; TADDEO, 2009).

Os consoles do Nintendo Wii™ e o PlayStation Move™ possuem a tecnologia de captura de movimento e realizam o rastreamento de objetos (controles) por acelerômetros e giroscópios (Nintendo Wii™) ou por visão computacional (PlayStation

Move™). Já o dispositivo Xbox Kinect™ possui rastreamento sem marcadores, a partir da avaliação apenas da imagem em profundidade e da imagem em infravermelho (WEBB; ASHLEY, 2012).

Todos esses dispositivos exigem que o paciente execute os movimentos semelhantes aos praticados nas sessões de reabilitação convencional. Para tanto, cada patologia demanda um grupo de exercícios atribuídos a grupos musculares específicos, que por sua vez, devem ser adaptados à tecnologia adotada.

Entretanto, existem movimentos para reabilitação motora que estes dispositivos não suportam. Neste caso, é necessária a intervenção do terapeuta para evidenciar a informação de movimento e torná-la viável clinicamente.

Diante deste cenário, a Realidade Aumentada (RA), baseada em marcadores fiduciais, coloca-se como uma alternativa a ser investigada. Conhecida como uma interface avançada de interação entre o ser humano e o computador, esta tecnologia tem sido largamente explorada para aplicações na área de saúde (CHEN e BOWMAN, 2009). Acredita-se que este fenômeno está relacionado com o fato da RA combinar imagens reais com objetos virtuais, promovendo assim um ambiente mais intuitivo para diversas aplicações (OLSSON et al., 2012).

Portanto, este trabalho de pesquisa foi motivado pela necessidade de investigar a aplicação da tecnologia de captura de movimento com técnicas de Realidade Aumentada na prática clínica para o rastreamento e análise de movimentos com fins reabilitadores.

1.2 HIPÓTESES

De forma a elucidar a informação clínica e validar a proposta deste trabalho, foi escolhida uma patologia denominada Lombalgia Mecânica – segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) é um dos distúrbios dolorosos que mais afetam o ser humano (HELFENSTEIN; GOLDENFUM; SIENA, 2010), para ser avaliada como estudo de caso.

Assim, os objetivos deste trabalho foram elaborados baseados nas seguintes hipóteses:

H₁: A Realidade Aumentada com marcadores fiduciais é adequada para a captura de alguns movimentos em exercícios de reabilitação da lombalgia mecânica, que não são

suportados por outras abordagens, tais como aquelas que usam acelerômetros ou sensores de movimento sem marcadores;

H₂: Uma arquitetura de software seria capaz de interoperar os dados de diversos dispositivos de captura de movimento. Este aparato teria o potencial para deixar profissionais de saúde e pacientes com maiores opções de captura para o tratamento;

H₃: É possível desenvolver um protocolo de tratamento, que por meio do framework desenvolvido, estará adequado ao processo de tratamento da lombalgia mecânica;

H₄: A reação do paciente ao utilizar este sistema com a tecnologia de captura de movimento é considerada útil para o processo de reabilitação.

1.3 OBJETIVO GERAL E OBJETIVOS ESPECÍFICOS

O objetivo desta tese é investigar a adequabilidade das técnicas de Realidade Aumentada, com marcadores fiduciais, para o tratamento em reabilitação motora. Além disso, esta pesquisa visa avaliar as vantagens de se ter um sistema com múltiplas formas de captura e análise de movimentos para o tratamento de patologias, tais como a lombalgia mecânica.

Para tanto, os seguintes objetivos específicos foram propostos:

- a) Investigar técnicas de captura de movimento com Realidade Aumentada, usadas em sistemas de reabilitação virtual;
- b) Estudar diferentes sistemas computacionais que utilizam esta tecnologia em reabilitação motora, identificando suas vantagens e desvantagens;
- c) Elaborar um projeto de arquitetura de um framework que suporte Realidade Aumentada, com ou sem marcadores, e que possa contribuir para reduzir eventuais limitações identificadas nos sistemas estudados;
- d) Desenvolver um protótipo, baseado na arquitetura proposta, que possa ser usado em uma terapia clínica;
- e) Avaliar o uso deste protótipo e suas condições de aplicação em diversos tipos de exercícios reabilitadores;
- f) Avaliar este protótipo por especialistas em fisioterapia.

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está organizado de forma a contemplar as bases técnicas e científicas necessárias à compreensão da área de aplicação. Para facilitar o entendimento, o mesmo foi estruturado conforme descrito a seguir:

No Capítulo 2 é realizada a descrição dos principais fundamentos para discussão da tese, no qual são postuladas as definições e apresentadas algumas aplicações dos conceitos abordados em todo trabalho.

No Capítulo 3 são demonstrados os trabalhos relacionados bem como suas características relevantes, de forma a produzir, em síntese, os requisitos funcionais para a arquitetura do framework proposto.

Por sua vez, no Capítulo 4, é proposta uma arquitetura para o funcionamento do sistema e o conjunto de requisitos e atribuições necessárias à caracterização do protótipo proposto.

O Capítulo 5 tem por função elucidar os detalhes de implementação encontrados durante o processo de desenvolvimento do protótipo.

No Capítulo 6 são descritos os resultados e expostas algumas limitações do sistema.

Finalmente, são apresentadas no último capítulo, as conclusões deste trabalho. Neste capítulo, também são feitas considerações sobre a arquitetura proposta, seu emprego na pesquisa e, ao encerrar, são sugeridas alguns trabalhos futuros semeados por este trabalho.

2. FUNDAMENTOS

Este capítulo foi organizado de forma a promover o entendimento sistemático dos conceitos abordados nesta tese. Iniciando pelo conceito de Reabilitação Motora e permeando os conceitos da patologia escolhida para o estudo de caso: a Lombalgia Mecânica ou Ocupacional.

No que tange à computação, abre-se espaço para os conceitos de Realidade Virtual (RV) e Realidade Aumentada (RA), seguidos dos conceitos de Captura de Movimento (MoCap) em RA, que são fundamentais na compreensão do funcionamento do protótipo desenvolvido e as características tecnológicas envolvidas na aplicação.

2.1 REABILITAÇÃO MOTORA

A Reabilitação Motora é um processo, ou um conjunto de processos que, com diversos profissionais, cooperam na assistência ao paciente de forma a melhorar e acondicionar seus movimentos no intuito de fazê-lo superar a deficiência ou a desordem causada pela doença (GRAY, 2001). Seu objetivo é promover independência e participação do paciente, de forma digna, na sociedade (BORGNETH, 2004).

Os processos compreendidos na reabilitação possuem diferentes abordagens, dependendo da severidade da desordem encontrada. Existem procedimentos em que os exercícios terapêuticos podem ser realizados de forma proprioceptiva, ou seja, pelo próprio paciente com a orientação do terapeuta (RIBEIRO e MOREIRA, 2011).

Há outros procedimentos que necessitam de um amparo resistivo ou o auxílio do fisioterapeuta em sua execução, exercendo força contrária ao movimento e os procedimentos que necessitam de um aparato tecnológico apropriado para oferecerem o resultado esperado (ROSÁRIO, MARQUES e MAULUF, 2004).

Estas abordagens combinam o modelo médico restaurador, respeitando o funcionamento biomecânico do corpo, e o processo de reintegração social à sociedade (SIMÕES, 2005).

Devido à variedade de estruturas do corpo humano que são suscetíveis a diferentes tipos e graus de lesão, é necessária a aplicação de uma ou mais abordagens ao

mesmo tempo, necessitando do terapeuta atenção individualizada ao paciente (GUIMARÃES e CRUZ, 2003).

Esta atenção acarreta em um custo operacional elevado e devido a esta conjuntura, o atendimento individual vem sendo, em muitos casos, substituído pelo atendimento grupal, no qual mais de um paciente pratica condutas iguais ou semelhantes, e pelo atendimento simultâneo, no qual vários pacientes são supervisionados por um mesmo profissional fisioterapeuta (FEUERWERKER, 2005).

A partir deste cenário, a inclusão de novos aparatos tecnológicos como os videogames e os sistemas computacionais nos exercícios terapêuticos possibilitou a regulamentação desta prática, não substituindo a técnica dos exercícios, mas adaptando-os de maneira a tirarem maior proveito da interface motivadora dos jogos digitais (COFITTO, 2011).

2.2 REABILITAÇÃO MOTORA BASEADA EM COMPUTADORES

A ampliação do uso da tecnologia em diversas áreas do conhecimento vem crescendo vertiginosamente nos últimos anos e vislumbrado um sensível progresso às ciências da saúde. Além disso, a computação tem ampliado as possibilidades diagnósticas e terapêuticas, pois, por meio de seus recursos (equipamentos, dispositivos e programas, entre outros), facilita o acesso à reabilitação de pacientes com diferentes tipos de danos cognitivos ou motores (ALBUQUERQUE e SCALABRIN, 2007).

Um dos desafios da reabilitação com o uso do computador é identificar métodos que sejam motivadores, e que possam ser tão efetivos quanto às terapias convencionais (RIZZO et. al, 2004)

Diversas pesquisas mostram que quando uma prática reabilitadora é associada a terapia baseada em computador, esta prática aumenta significativamente a motivação dos pacientes e, conseqüentemente, seu restabelecimento se torna mais rápido (PRIDMORE et al., 2004).

Cada vez mais o uso da reabilitação baseada em computadores usufrui da tecnologia de RV. Mais recentemente, a RA (RIZZO, 2008) vem apresentando significativas contribuições. Tanto que hoje é comum observar a expressão Reabilitação Virtual.

Além da terapia em si, o fisioterapeuta é levado a planejar um ambiente enriquecido física e emocionalmente, no intuito de motivar o paciente para a recuperação (GUIMARÃES e CRUZ, 2003).

E é situado nesta esfera que a RA tem grande contribuição ao processo de reabilitação, pois pode combinar a visualização natural do ambiente e enriquecê-lo com objetos virtuais para deixar o paciente mais confortável e assemelhado ao ambiente real.

2.3 REALIDADE VIRTUAL E REALIDADE AUMENTADA

O termo Realidade Virtual (RV) é um termo que durante o processo de maturação e avanço das tecnologias computacionais, nos últimos anos, teve seu conceito adaptado e fortalecido devido à experiência acadêmica e profissional (BOTEGA e CRUVINEL, 2008).

O consenso é de que a RV é o uso de tecnologias para convencer o usuário que ele está em outra realidade a partir de estímulos oriundos de mecanismos multissensoriais de interface, concluindo-se que é uma das formas mais avançadas de interação (SHERMAN e CRAIG, 2003);

Esta forma de interação permite que o usuário navegue, selecione, altere e interaja de forma tão natural e intuitiva com um ambiente tridimensional gerado por computador que o usuário não mais encontra diferenças entre o que é Real e o que é Virtual (TORI e KIRNER, 2006).

Esta percepção que o usuário tem do ambiente virtual é a partir de uma janela constituída e apresentada no monitor, numa tela de projeção (singular ou de multiprojeção, como em uma caverna digital) ou mesmo em um capacete HMD, no qual o usuário pode usar dispositivos de interação e participar ativamente no ambiente (KIRNER e KIRNER, 2011).

Uma das formas didáticas para compreensão dos termos de RV e RA está postulado pelo fluxo de realidade contínua (MILGRAN e KISHINO, 1994), visto na Figura 1, que introduz os conceitos e fundamentos entre as tecnologias de RV e Realidade Mista.

A Realidade Misturada ou Mista compreende o intervalo entre o ambiente real e o virtual, sendo que possui a inserção de textos, imagens e objetos virtuais, enriquecendo as informações perceptíveis do usuário sobre o ambiente físico em tempo real com algum dispositivo de interação (KIRNER e KIRNER, 2011).



Figura 1 - Continuum de Realidade - Virtualidade (adaptado para Reabilitação Virtual)

Ela se divide em Realidade Aumentada (RA) e Virtualidade Aumentada (VA) e sua caracterização depende diretamente do ambiente predominante na interação. Caso seja o ambiente real mandatário na interface, tem-se a RA, caso seja o ambiente virtual tem-se a VA (TORI e KIRNER, 2006).

Pode-se definir que a RA é uma integração de objetos tridimensionais com o ambiente real em tempo real, em se tratando de uma variação de Realidade Virtual, em que o usuário pode interagir com o mundo virtual prioritariamente sem ter contato visual com o mundo real (BRAZ e PEREIRA, 2008). Nela é possível integrar cenários virtuais ao ambiente real, ampliando as possibilidades de cognição do usuário entre o ambiente e as informações dele. E por isso requer um sistema de tempo real para que o usuário não se sinta perdido ou frustrado com o desempenho gráfico e suas características de visualização.

Em um ambiente de RA é possível utilizar recursos de multimídia, incluindo imagem e som de alta qualidade, e recursos de RV como objetos tridimensionais e a interação em tempo real (BIMBER, 2004), portanto, o desempenho do gráfico é fator imprescindível para a plataforma computacional de RA.

De maneira geral, a RA envolve quatro aspectos importantes: renderização de alta qualidade do mundo combinado; calibração precisa, envolvendo o alinhamento dos virtuais em posição e orientação dentro do mundo real; interação em tempo real entre objetos reais e virtuais.

Um outra característica importante da RA é a sua capacidade de rastreamento, que tem a função de identificar a posição de partes do próprio corpo do usuário ou de algo atrelado a ela, como um marcador, para ser dado como entrada de informações ao sistema (POUPYREV et al., 2002).

Com isto, o sistema permite que o usuário exerça um controle de posicionamento em ambientes virtuais ou aumentados, podendo, por exemplo, movimentar-se e tocar, agarrar, mover e soltar objetos virtuais (TORI e KIRNER, 2006).

Como em toda a tecnologia computacional, a RA envolve dois componentes básicos na sua formulação: o hardware e o software. O hardware envolve os dispositivos de entrada, displays, processadores e redes. Já o software inclui as bibliotecas gráficas e de visão computacional para o rastreamento e incorporação dos objetos virtuais ao marcadores reais, e a biblioteca física para simulação de comportamento destes objetos virtuais que pode sofrer ação de uma interação do usuário ou reflexo da interação entre os objetos virtuais (WANG, 2013).

O hardware de RA deve possuir algumas características que possibilitem a atuação do usuário em um ambiente com a maior liberdade possível e de modo que ele não perceba a diferença entre os mundos. E para isso, é importante a potência de processamento principal e das placas de apoio (gráfica e de som), para tratar as necessidades de multimídia e de RV para garantir a execução, em tempo real, das seguintes ações de tratamento de vídeo; processamento gráfico 3D; geração de imagens misturadas; incorporação de som; execução háptica; controle multimodal; varredura de dispositivos de entrada com ênfase no rastreamento (TORI e KIRNER, 2006).

Já os recursos do software envolvem a preparação do cenário virtual e de seus elementos virtuais, o suporte a comunicação entre os usuários, e o suporte à integração das imagens reais e virtuais em tempo real promovendo o rastreamento dos objetos (marcadores) e o ajuste dos objetos virtuais ao cenário.

Existem diversas ferramentas voltadas para RA auxiliam a construção dos objetos virtuais e sua integração ao ambiente real, incluindo alguns comportamentos, como, por exemplo, quando um marcador é detectado um certo objeto é adicionado na cena. Delas se destaca o ARToolKit, que é uma biblioteca para a detecção de marcadores fiduciais nas imagens e adição dos objetos virtuais nas imagens do mundo real.

Esta software utiliza métodos de visão computacional para fornecer a posição e o rotação 3D de padrões em imagem do ambiente. Este padrões são expressos por marcadores 2D e são previamente cadastrados antes da execução da aplicação.

Seu processo de funcionamento é a partir da captura de imagens de vídeo a qual é convertida em uma imagem em preto e branco (processo de binarização seguido do processo de *thresholding* que separa os pixels em escalas de valores por meio de um limiar), e então são localizadas regiões quadradas da imagem (BILLINGHURST e KATO, 2001).

Este processo é realizado quadro a quadro do vídeo capturado em tempo real. Em cada quadro apresentado é possível encontrar diversas regiões de interesse, entretanto, em sua maioria não representa um símbolo marcador. Para cada quadrado encontrado, o padrão de dentro do quadrado é capturado e comparado com os modelos de padrões que foram previamente cadastrados (SANTIN e KIRNER, 2005)

Em aplicações de RA são necessários pelo menos três elementos fundamentais: o cenário real, objeto virtual e pelo menos um marcador com uma moldura.

O funcionamento do sistema se realiza a partir da imagem capturada de uma câmera de vídeo. Ao introduzir o marcador no campo de visão desta câmera (usando as mãos), a biblioteca ARToolKit posiciona o objeto virtual sobre o marcador no cenário real, misturando as imagens (ZORZAL et al., 2009).

Ao movimentar-se o marcador, o objeto virtual acompanha este movimento (*tracking* de imagem), permitindo sua manipulação com as mãos, a ilustração deste fluxo de operações pode ser visualizada na Figura 2.

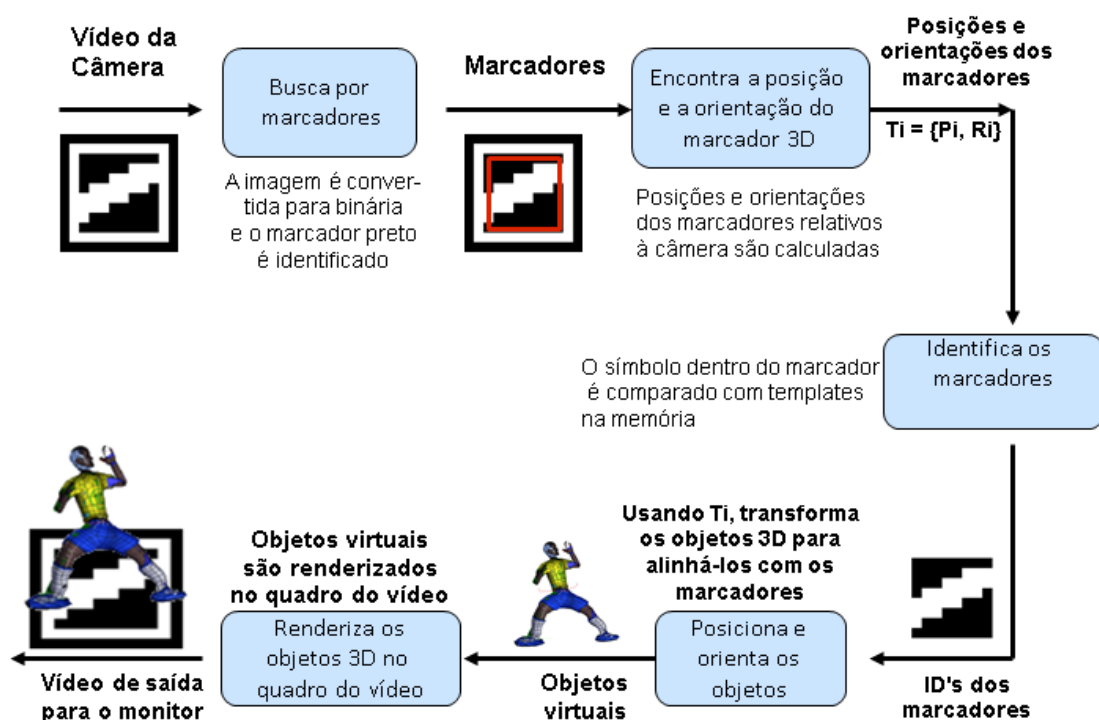


Figura 2 - Funcionamento Básico do ARToolKit adaptado de (CONSULARO, COELHO e CALONEGO Jr., 2007)

As seguintes etapas são executadas para a detecção dos marcadores: inicialmente, a imagem capturada pela câmera ou por outro processo é transformada em uma imagem binária (com valores em preto e branco). Logo após, o software analisa a imagem e encontra os marcadores, e os compara com os previamente cadastrados.

Quando encontrado um marcador, um objeto tridimensional virtual é adicionado à imagem real, na posição e orientação do marcador original.

As principais características do ARToolKit são: o rastreamento para posicionamento e orientação de uma câmera; marcadores que têm como padrão um quadrado de bordas pretas; possibilidade de uso de qualquer marcador, desde que o mesmo obedeça ao padrão; código simples para calibração da câmera; bom desempenho para aplicações de RA em tempo real, além do quesito de distribuição da ferramenta.

2.3.1 Rastreio do Movimento a partir de Marcadores Passivos

O rastreio óptico de movimentos humanos é uma alternativa muito vantajosa em comparação com os sistemas baseados em tecnologias existentes (magnética, acústica ou mecânica), visto que além de possuir maior valor agregado de inovação, possui custo operacional relativamente mais baixo que as atuais com a vantagem de ser menos suscetível a ruídos e interferências, além de poder rastrear mais de um objeto simultaneamente e claro oferecer a possibilidade da interação sem fios.

Os métodos deste tipo de rastreio podem ser categorizados em métodos baseados em Características de imagem, e métodos baseados em Visão (ZHANG, 2002).

Os métodos baseados em Característica de Imagem usam técnicas de processamento de imagem onde o sistema analisa objetos ou características deste objetos que podem ser usados com vetor de interação entre o usuário o ambiente virtual.

Já os métodos baseados em Visão, usam técnicas de visão computacional e formas avançadas de processamento de imagem para que o sistema processe a interação sem a inclusão de algum objeto ou marcador, sendo o próprio usuário o vetor da interação.

O processo de rastreio de marcadores passivos pode-se resumir na mensuração da localização, orientação e rotação de um ou mais marcadores no espaço tridimensional focalizado pela câmera.

Este rastreio envolve a análise de uma série de quadros (frames) de referência, o qual o sistema por técnicas de processamento de imagem localiza o marcador. A Figura 3 descreve este processo. O quadro de referência é representado por uma matriz de transformação homogênea de dimensão 4x4.

As coordenadas de mundo são representadas pela matriz M_{world} e a matriz de coordenadas da câmera é representada por M_{cam} , onde ambas são fixas e atribuição sua localização em um determinado espaço. As características da Imagem da Câmera são representadas na matriz M_{img} .

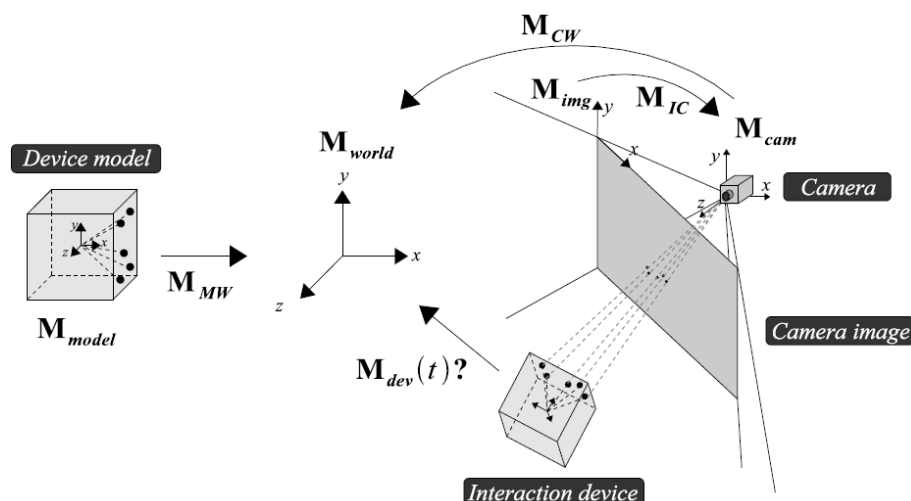


Figura 3 - O Sistema de coordenadas envolvidas no processo de rastreamento (HARTLEY E ZISSERMAN, 2004)

A transformação M_{CW} que mapeia as coordenadas da câmera para as coordenadas de mundo é definido por parâmetros extrínsecos da câmera e a matriz M_{IC} mapeia as coordenadas da imagem para as coordenadas da câmera é definido por parâmetros intrínsecos da câmera. Estes parâmetros são definidos no processo de calibração da câmera.

A posição, orientação e rotação do objeto modelo são representadas na matriz M_{model} e a matriz de transformação M_{MW} é a matriz de representação deste objeto no mundo. Para manter a simplicidade do modelo sem perder sua generalização é possível adotar a matriz identidade I para agrupar estas matrizes.

A representação M_{dev} é a matriz do objeto rastreado que sofre mudanças a cada t quadro capturado (TRUCCO & VERRI, 1999).

2.4 REABILITAÇÃO VIRTUAL

Atualmente, diversas aplicações computacionais foram incorporadas ao processo de reabilitação tradicional, por meio de jogos digitais, com a intenção de promover a motivação do paciente durante a execução de uma terapia.

Esta aplicação é comumente denominada de Terapia Virtual ou Reabilitação Virtual, entretanto esta terminologia deve ser ampliada para que possa ter a compreensão do termo em todas as suas dimensões.

A expressão Reabilitação Virtual pode ser definida como o uso de uma interface digital, desenvolvida para uma terapia específica com a qual, sua execução tende a ser

mais prazerosa e empolgante, e sem deixar os requisitos funcionais de uma atividade reabilitadora tradicional (RIZZO e KIM, 2005).

Todavia, o que se constata em uma terapia virtual ou uma sessão de reabilitação virtual é o uso indiscriminado de consoles de videogame apenas para motivar a execução dos exercícios (MONTEIRO JR. et al., 2011), evidenciando, assim, apenas uma pequena parte do conceito do termo.

Sabe-se que a reabilitação virtual potencializa a execução dos exercícios (BURDEA, 2003). Entretanto, uma informação clínica dos exercícios realizados deve ser gerada (ABDELHAK; GROSTICK; HANKEN, 2011), a fim de se avaliar a aplicabilidade do protocolo de tratamento por meio da interface digital. Portanto, uma Reabilitação Virtual propriamente dita, deve fornecer condições ao terapeuta de avaliar os dados obtidos, a partir da interface utilizada pelo paciente.

Esta interface pode ser construída para oferecer resistência (BURDEA, 2003) ao movimento e acompanhar a execução do mesmo (ATTYGALLE, DUFF e RIKAKIS, 2008), ou como é o caso da reabilitação cognitiva virtual, transportar, por meio de técnicas de RV, o usuário para outra realidade, na qual possa realizar as atividades terapêuticas com conforto e segurança, oferecidos pelo ambiente virtual (TOUS et al., 2012).

Há também, a reabilitação virtual que usufrui de técnicas de RA que incorporam informações e objetos virtuais ao processo, por meio da captura de movimentos (GIRONE et al., 2000).

O uso da tecnologia de RA nas práticas de reabilitação favorecem uma melhor acomodação da postura, assim como o reflexo no espelho do paciente ao executar um exercício paciente (KAKESHITA e ALMEIDA, 2006), porém, com a adição de mais informações ao movimento e ao estado físico do paciente em tempo real, propiciando uma vantagem motivacional para a realização do exercício (CAMPAGNA e BREGA, 2009).

Com a possibilidade de utilizar a RA como tecnologia para captura de movimentos, a Reabilitação Virtual ganha um recurso que potencializa a interface, dando um grau de liberdade e contribuindo, desta forma, para práticas de exercícios reabilitadores.

2.5 CAPTURA DE MOVIMENTOS PARA REABILITAÇÃO VIRTUAL

Para se registrar os movimentos do paciente e associá-los ao ambiente virtual é necessária uma tecnologia de captura de movimento, do inglês *Motion Capture* (MoCap). Esta consiste em capturar o movimento de um objeto ou pessoa do mundo real, com a finalidade de reproduzir tais movimentos em personagens inseridos em ambientes virtuais (MENACHE, 1999).

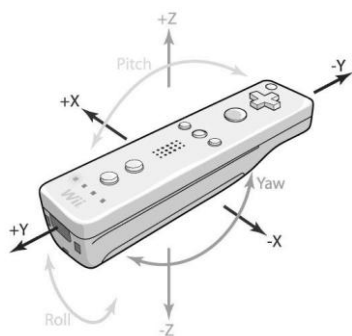
Há diversas técnicas de MoCap e podem ser classificadas de acordo com o dispositivo que realiza o rastreamento dos movimentos, podendo ser: Sonoro, Eletromagnético, Eletromecânico ou Óptico (GOMIDE et al., 2009).

A plataforma do console de videogame Nintendo Wii™, se tornou muito popular em meados de 2007, devido a uma combinação simples de um giroscópio e de um acelerômetro triaxial, provia informações sobre o posicionamento do controle no espaço, e, desta forma, era realizado a captura do movimento (TORI et al., 2007).

Diversas adaptações foram realizadas para esta tecnologia e dispositivos foram desenvolvidos para impulsionar a prática de atividade física, como, por exemplo, o Wii-Balance Board, que atualmente são muito úteis na reabilitação (DIAS; SAMPAIO; TADDEO, 2009).

Estes dois dispositivos favorecem a execução de exercícios e estimulam acondicionamento muscular, de equilíbrio e de força por meio de jogos e interfaces lúdicas sendo conduzidas pelo sensor de movimento.

O controle (Wii Remote™ ou, apenas, Wii-Mote™) recolhe informações de sua posição no espaço. Ele é composto por um sensor de luz infravermelha, localizada na sua extremidade frontal, um giroscópio, no interior do controle, que combina as informações e dá o posicionamento do dispositivo referente ao console ou a um receptor bluetooth que pode ser associado a um microcomputador.



a) Wii-Mote



b) WiiBalance

Figura 4 - Dispositivos da plataforma Nintendo Wii™

Fonte: site oficial Nintendo Wii (<http://www.nintendo.com/wii>)

Há basicamente duas versões do controle, a exemplo da Figura 4. A Figura 4a. mostra o dispositivo padrão, e a figura Figura 4b uma variação do dispositivo que analisa o foco do peso do usuário (movimento de balanço), este é denominado de WiiBB ou Wii Balance Board™.

Este dispositivo faz parte do Wii™ na versão Sports ou Fit, e é basicamente um sensor de pressão associado ao controle de uma interface, funcionando como uma espécie de balança que detecta os movimentos do usuário.

Há também os dispositivos de infravermelho como o Cybex Trazer (Figura 5) que, por meio da monitoração óptica a partir de um cinto afixado no paciente, realiza a captura de movimentos e representa o usuário no monitor de vídeo em uma interface de jogo (TRAZER, 2012).

A interface permite melhorar a agilidade, coordenação, o equilíbrio e a velocidade do movimento além de monitorar alguns dados biométricos como a frequência cardíaca e fornece dados estatísticos como calorias, duração do exercício, altura máxima de salto.

A popularização do MoCap por meio ótico deve-se ao barateamento dos equipamentos (câmeras de vídeo e sensores de movimento) e o aprimoramento das técnicas de processamento de imagem, que dão suporte ao desenvolvimento de sistemas que conseguem obter a posição e a orientação do usuário frente ao dispositivo (CONDELL; MOORE; MOORE, 2006).



Figura 5 – Usuários utilizando o Cyber TRAZER (TRAZER, 2012).

Estes sistemas empregam técnicas de processamento e análise de imagens para estabelecer a posição de um objeto no espaço 3D. Desta forma, com base na análise de suas características, define uma localização espacial dentro do domínio 2D de um número de câmaras que combinadas podem gerar uma informação tridimensional do objeto analisado (BIGONHA et al., 2008).

Para os sistemas óticos de MoCap há duas abordagens comuns: a abordagem baseada em marcador e a livre de marcadores (MOESLUND, HILTON e KRÜGER, 2006), e sua organização didática é mostrada na Figura 6.

Na literatura é comumente encontrada a abordagem baseada em marcadores reflexivos e passivos como forma de identificar a posição do objeto no espaço. Por meio de algoritmos cinemáticos e de predição de movimento estabelece-se a referência de um corpo ou objeto virtual em função do tempo.

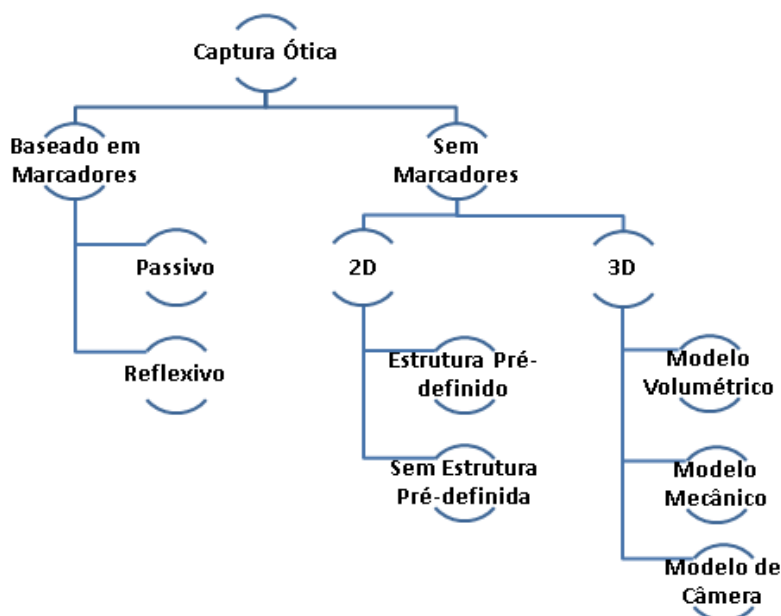


Figura 6 - Organização Didática das Técnicas de MoCap baseada em Captura de Vídeo (adaptado de (MOESLUND, HILTON e KRÜGER, 2006)).

Os marcadores podem ser construídos de materiais que refletem a luz de volta ou que possuam luminosidade própria. Devido a esta característica são denominados de marcadores reflexivos. Estes pontos se tornam brilhantes e se destacam na imagem capturada, com a aplicação de filtros de processamento de imagem, como *Thresholding*, que isola os pontos mais brilhantes do resto da imagem.

Entretanto, para uma captura eficiente do movimento é necessário que a pessoa que o executa, vista um traje preto, conforme exemplo na Figura 7, para não causar ruídos na análise da imagem.

É muito comum em sistemas de captura de movimento utilizar tais trajes para facilitar o processo de afixação de marcadores (TOIVIANINEN e BURGER, 2011).

Porém, por não ser de fácil lavagem, não é muito higiênico utilizá-lo em clínicas. Além disso, devido ao seu alto custo de aquisição, estas roupas são costumeiramente encontrada apenas nos centros de pesquisa. A Figura 7 evidencia o uso da tecnologia de marcadores passivos reflexivos e uma roupa apropriada para afixação dos marcadores, no

canto esquerdo inferior da imagem é apresentado o sistema de captura de movimentos em execução.

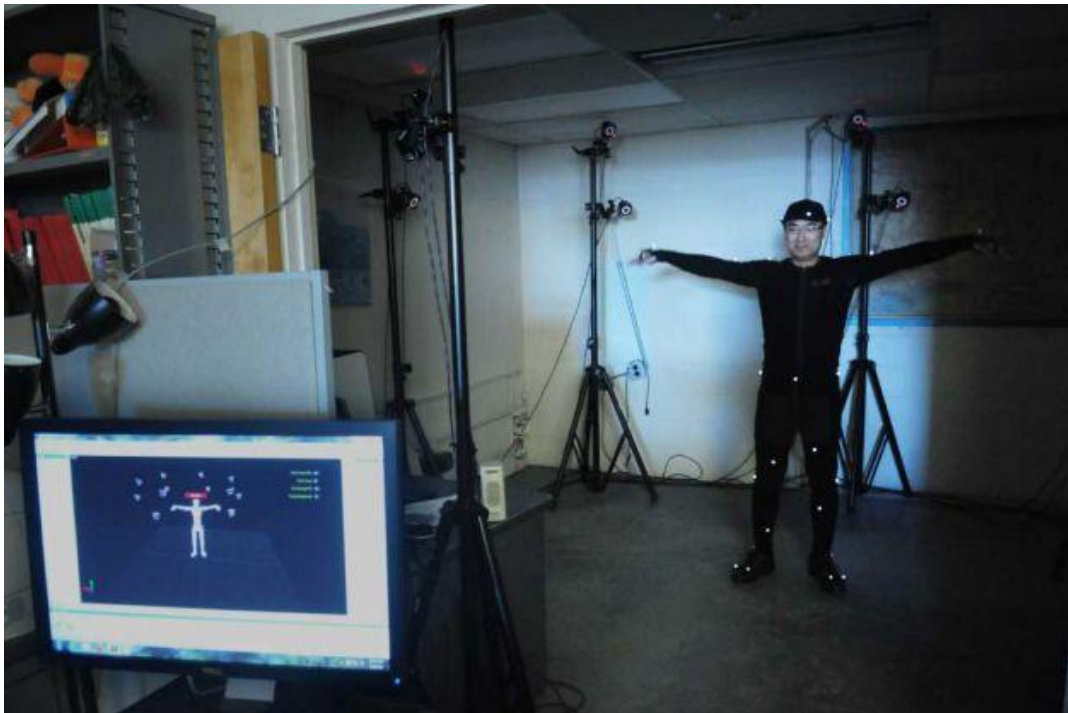


Figura 7 - Exemplo de roupas especiais para captura de movimento (TOIVIANINEN e BURGER, 2011)

Outra técnica é o uso de marcadores passivos, ou seja, não reflexivos. Estes marcadores podem ser fiduciais (*Fiducial Tags*) ou coloridos (*Colored Tags*), estão visualizados na Figura 8. Nesta figura é possível notar a semelhança entre os modelos: o fundo de contraste. São diferentes as bordas e o formato do identificador. Dependendo o tipo de biblioteca ou algoritmo de rastreamento utilizado poderá dar informações sobre o posicionamento espacial, distância do objeto e a câmera, rotação do marcador entre outras informações.



Figura 8 -Tipos de Marcadores Passivos

Uma vez previamente inseridos e posicionados em pontos definidos no objeto real, estes marcadores estão habilitados para serem reconhecidos em tempo de execução. Adicionalmente, possuem um padrão de imagem que é identificado unicamente no

ambiente desejado. O processo de detecção requer a leitura de um padrão gráfico contido dentro de um quadrado de bordas.

De forma geral, o processo de captura de movimentos humanos, a partir de marcadores, consiste em afixá-los nas articulações do corpo, identificando a posição dos membros e articulações. Em seguida, é importante gravar a movimentação e, em um processo posterior, processar os dados da imagem, combinando com um modelo pré-definido de um corpo humano (MURRAY, GOULERMAS e FERNANDO, 2003).

O uso de marcadores fiduciais possui algumas restrições tais como a condição de iluminação, a dificuldade de rastreio, devido à restrição dos graus de liberdade, e tende a provocar a oclusão ou sobreposição de marcadores (MATTHIESEN, 2009).

Estas restrições podem ser atenuadas aumentando o número de câmeras para captura. Entretanto, tem-se um incremento exponencial na complexidade destes sistemas (DIAS Jr et al., 2006).

Já as técnicas sem marcadores são menos restritivas, dando assim a impressão de maior liberdade de movimentos ao usuário, e são capazes de superar o problema da oclusão. Porém, a complexidade se instala na representação deste movimento que é tão significativa quanto à baseada em marcadores (BAILLOT et al., 2003).

O funcionamento da técnica de MoCap sem marcadores é baseada na análise da silhueta da imagem do ator que está realizando o movimento em contraste com o fundo da imagem. A partir de então, a nuvem de pontos formada pela silhueta é combinada com um modelo articulado do corpo humano (BERGER et al., 2011).

A técnica de MoCap sem marcadores tem sido muito empregada na criação de dispositivos que executam de maneira eficiente a tarefa de traduzir o movimento humano em pontos de coordenadas que possam ser mapeadas pelo computador (AGUIAR et al., 2008).

Ademais, para se conseguir uma eficiência razoável, era necessário um número elevado de câmeras dispostas ao redor do ator para que o movimento fosse capturado. No entanto, esta técnica não teve muita aplicabilidade para a reabilitação por inúmeras razões, como espaço físico destinado para o ator se movimentar, custo operacional, complexidade de operação do equipamento, o que tornou pouco atrativa para seu uso comercial (KOLB et al., 2009).

Com o advento do Microsoft Kinect em 2010, a MoCap sem marcadores, ganhou uma maior acurácia e desempenho, permitindo que esta técnica entrasse também na área do entretenimento por tornar a forma de interação mais intuitiva (SHOTTON et al., 2011).

O dispositivo oferece a possibilidade de acompanhar, dependendo do campo de visão, o movimento de várias pessoas ao mesmo tempo, entretanto, para aplicações de reabilitação este processo de captura, pode gerar algumas distorções de posicionamento, como a localização dos pontos anatômicos do corpo e pontos de captura encobertos.

As funções mais importantes do MS-Kinect™, observado na ilustração da Figura 9, estão associadas ao rastreo de movimentos do usuário frente à interface. Para tal funcionalidade, são empregados componentes de hardware tais como emissor de luz infravermelho, câmeras de vídeo, câmera de infravermelho, um vetor de microfones um acelerômetros de três eixos e um motor de inclinação da câmera (WEBB e ASHLEY, 2012).

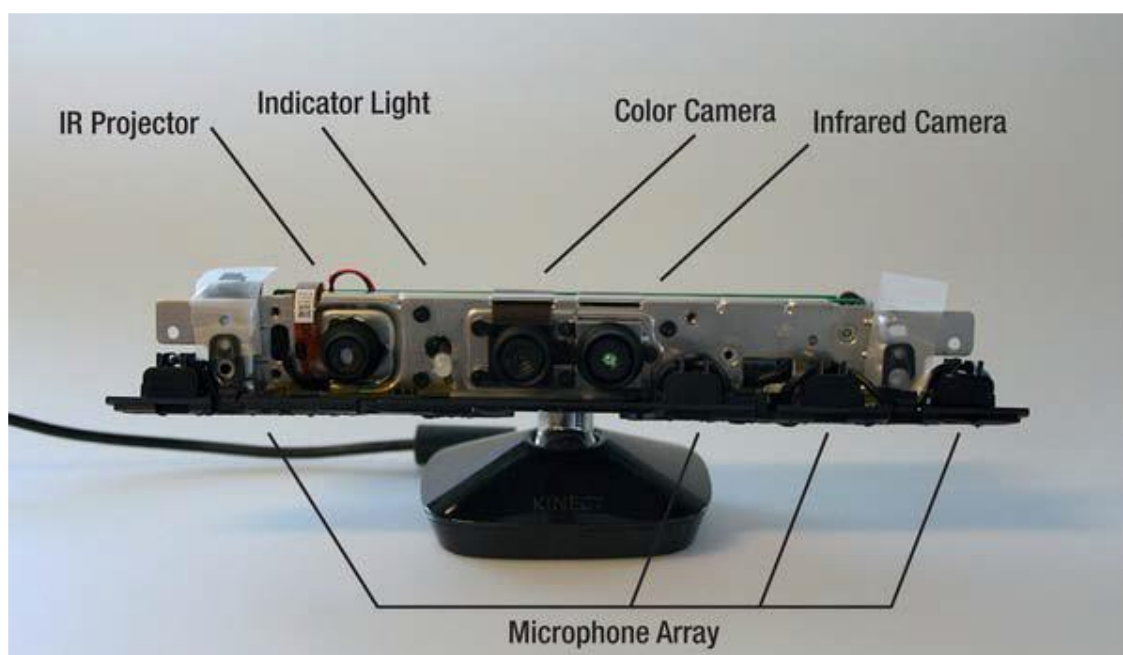


Figura 9 - Dispositivo MS-Kinect™ (WEBB; ASHLEY, 2012)

O aparelho destaca-se também por devolver a posição tridimensional de um conjunto de pontos associados às juntas principais do corpo humano, baseado em um esqueleto humano de referência (BILLIE, 2011).

De certa forma, o dispositivo promoveu um avanço nas aplicações de reabilitação facilitando a interação e a captura de movimento sem o uso de marcadores. Todavia, ainda emerge a racionalização do movimento capturado evidenciando de certa forma sua aplicação como ferramenta de rastreo de movimentos.

2.6 AVALIAÇÃO DO MOVIMENTO TERAPÊUTICO

Tanto para a reabilitação convencional quanto a virtual, a análise de movimento deve ser a mesma, e ser pautada na condição física e psicomotora do indivíduo a ser reabilitado. Desta forma, os exercícios terapêuticos são prescritos observando a capacidade de movimento ou a amplitude de movimento que o membro ou região do corpo possui deficiência (TAHARA et al., 2008).

Para se medir esta amplitude de movimento é comumente utilizado um equipamento manual denominado de goniômetro e para realizar a transposição do real no virtual são necessárias técnicas de processamento de imagem para auferir as mesmas medidas (DAMASCENO, CARDOSO e LAMOUNIER, 2011).

Para se definir o protocolo de tratamento indicado em que a reabilitação promova a melhora do paciente, é necessário que o terapeuta realize, primeiramente, uma anamnese pautada em um questionário de referência e, em seguida, selecione os exercícios que poderão fornecer melhor acondicionamento ao paciente (LOPES e BRITO, 2009).

O terapeuta executa uma série de análises goniométricas a fim de se obter uma medida inicial da incapacidade e da limitação do paciente causada pela deficiência. Desta forma, o número de repetições indicadas para cada exercício é estabelecido (RIBEIRO e MOREIRA, 2011).

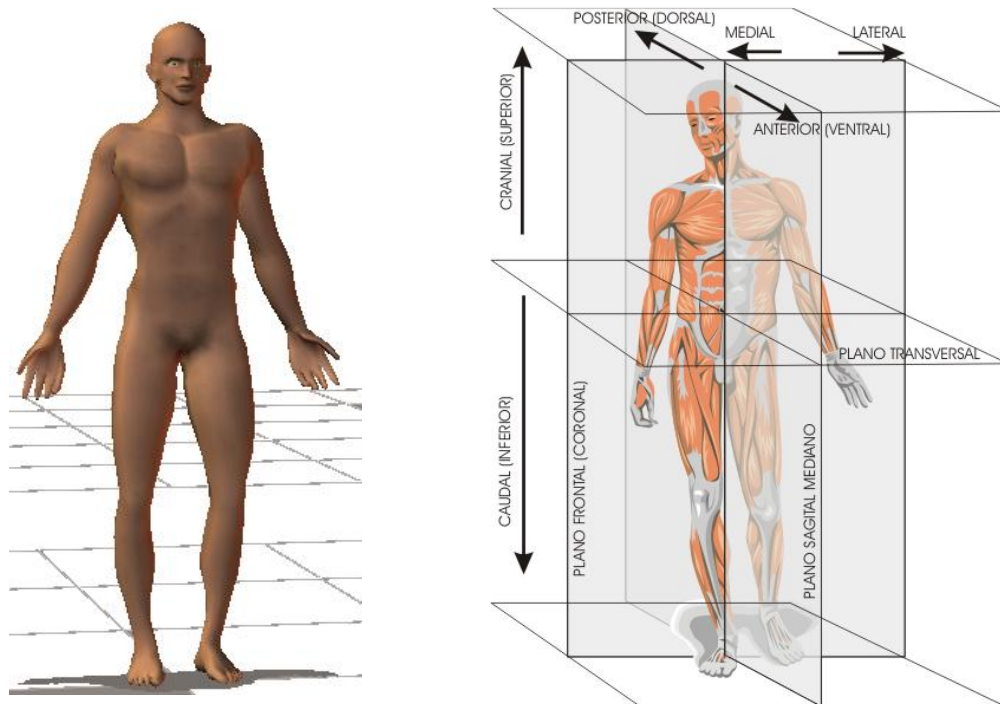
Para uma aferição correta é necessário que o paciente fique na posição anatômica ereta padrão, ou seja, em pé, com a face para frente do observador, mantendo o olhar para o horizonte, com os membros superiores estendidos, aplicados ao tronco e com as palmas voltadas para frente, conforme visto na conforme Figura 10a, mantendo os membros inferiores unidos, com as pontas dos pés dirigidas para frente (CALAIS-GERMAIN, 2005).

As aferições são realizadas pela observação da mobilidade da articulação, que possui liberdade de movimento em até três planos concomitantemente. Os planos podem ser classificados em Sagital, Frontal e Horizontal, conforme podem ser vistos na Figura 10b.

O plano Sagital divide o corpo simetricamente em partes direita e esquerda. O Plano Frontal ou Coronal divide o corpo em partes anterior (ventral) e posterior (dorsal), e por fim o Plano Horizontal ou Transversal que divide o corpo em partes superior (cranial) e inferior (caudal).

A compreensão destes em relação ao plano e ao eixo que são encontrados é de grande importância para os fisioterapeutas e outros profissionais da área da reabilitação.

Isto porque estes conceitos formam a base na elaboração de um programa de atividades tanto para fortalecimento quanto para reabilitação propriamente dita.



a) Posição anatômica padrão b) Planos de divisão do corpo humano
Figura 10 - Posição Anatômica de Referência (CALAIS-GERMAIN, 2005).

As nomenclaturas e a definição destes movimentos podem ser visualizadas no Quadro 1, o qual descreve os movimentos articulares de modo geral.

Quadro 1 - Nomenclatura de Movimentos Corpóreos

Movimentos Gerais	Definição
Flexão	Movimento no plano sagital, em que dois segmentos do corpo (proximal e distal) aproximam-se um do outro.
Extensão	Movimento no plano sagital, em que dois segmentos do corpo (proximal e distal) afastam-se um do outro.
Abdução	Movimento no plano frontal, quando um segmento move-se para longe da linha central (média) do corpo.
Adução	Movimento no plano frontal, a partir de uma posição de abdução de volta à posição anatômica, podendo até ultrapassá-la (Adução além da linha média)
Circundução	Movimento circular de um membro que descreve um cone, combinando os movimentos de flexão, extensão, abdução e adução.
Abdução Horizontal	Movimento no plano horizontal afastando-se da linha mediana do corpo.
Adução Horizontal	Movimento no plano horizontal aproximando-se da linha média do corpo.
Rotação Externa	Movimento no plano horizontal, em que a face anterior volta-se para o plano mediano do corpo.
Rotação Interna	Movimento no plano horizontal, em que a face anterior volta-se para o plano lateral do corpo.

Estas nomenclaturas de termos descrevem os movimentos que podem ser aplicados para várias articulações em todo o corpo, porém, alguns termos são específicos para certas regiões e juntas (BRITO e OLIVEIRA FILHO, 2003).

De acordo com cada movimento realizado é determinado um plano de análise que melhor evidencie a formação angular entre os membros escolhidos para análise da sua articulação.

2.7 MOVIMENTOS DA COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral junto aos músculos e articulações inerentes a ela é considerada o eixo e o pilar central do corpo. A cabeça articula-se com o início da coluna vertebral e gira sobre a mesma; os membros superiores estão ligados a ela pelos ângulos dos membros superiores.

A coluna vertebral contém completamente a medula espinhal, parcialmente os nervos raquidianos e, ainda, ajuda na proteção das vísceras do pescoço, tórax e abdome. Ela também é responsável ainda por distribuir o peso do resto do corpo aos membros inferiores e ao chão quando o indivíduo está em pé.

A coluna vertebral é flexível porque é composta de 33 pequenas partes que constituem unidades ósseas ligeiramente móveis - as vértebras. A estabilidade, desta estrutura esquelética, depende de ligamentos e músculos que mantêm articuladas as unidades ósseas. As vértebras são os ossos, que em número total de 33 unidades, formam a coluna.

A coluna vertebral do adulto apresenta quatro curvaturas no plano sagital: cervical, torácica, lombar e sacra. Nela está compreendido este conjunto de 33 ossos, que analisados de cima para baixo são: 7 vértebras cervicais, 12 vértebras torácicas, 5 lombares, 5 vértebras rudimentares fundidas, compondo o osso sacro, e outras 4 vértebras, também rudimentares e fundidas, que formam o pequeno osso denominado de cóccix (ANDRADE, ARAÚJO e VILAR, 2005).

Cada vértebra lombar possui uma porção anterior (corpo vertebral), responsável pela sustentação, suporte de peso e amortecimento de choques e uma porção posterior (orifício), que serve de guia direcional.

As funções da coluna lombar são: conexão flexível entre as metades superior e inferior do corpo, proteção da medula espinhal, sustentação de peso, flexibilidade e absorção de choques.

Somente movimentos limitados são possíveis entre vértebras adjacentes, mas a soma desses movimentos confere considerável amplitude de mobilidade na coluna vertebral como um todo.

Movimentos de flexão, extensão, lateralização, rotação e circundação são todos possíveis, sendo essas ações de maior amplitude nos segmentos cervical e lombar que no torácico. Isso ocorre porque os discos intervertebrais cervicais e lombares apresentam maior espessura, não sofrem o efeito de contenção da caixa torácica, seus processos espinhosos são mais curtos e seus processos articulares apresentam forma e arranjo espacial diferente dos torácicos (LIMA, 2007).

2.8 LOMBALGIA MECÂNICA

A Lombalgia Mecânica (LM), também conhecida como Lombalgia Ocupacional (CID M54.5 – Dor Lombar Baixa), é uma das doenças mais recorrentes na população mundial, e, portanto, alvo de investigação de práticas e tecnologias para atenuação destas incidências.

É um consenso que a maior parte das investigações aponta que há uma forte evidência de que a cinesioterapia tem efeitos positivos no tratamento de dores lombares (HAYDEN et al., 2005).

A cinesioterapia é um conjunto de processos reabilitadores que utilizam de exercícios físicos, no intuito de aprimorar, fortalecer ou reeducar os músculos envolvidos no distúrbio doloroso (GUIMARÃES e CRUZ, 2003).

Esta sensação de dor ou incômodo doloroso dá a classificação dos quadros de LM, que são definidos em função do tempo em que o paciente sofre das dores. Ela pode ser aguda, subaguda ou crônica (HELFENSTEIN, GOLDENFUM e SIENA, 2010).

A LM é considerada aguda quando tem uma duração inferior a 6 (seis) semanas, subaguda quando permanece entre as 6 (seis) e as 12 (doze) semanas e crônica quando a sua duração é superior a 3 (três) meses (PEREIRA, PINTO e SOUZA, 2006).

Em pelo menos 20% (vinte por cento) dos casos de lombalgia se referem à LM, ou seja, a doença foi contraída por um traumatismo ou uma atividade física extenuante ligada a um esforço físico, muito comum nas atividades laborais (HELFENSTEIN, GOLDENFUM e SIENA, 2010).

E devido a esta associação, a LM tem provocado uma elevação do custo socioeconômico para a sociedade, pois o absenteísmo causado por esta doença é somente menor que a cefaleia, a comumente chamada de dor de cabeça (PIRES e DUMAS, 2009).

A LM causa restrições e reduções da mobilidade, limitando a amplitude de movimento, impedindo seu portador levantar pesos, caminhar, deitar-se, se levantar ou mesmo se acomodar em uma cadeira sem que haja algum reflexo doloroso.

E a falta ou a omissão de tratamento por parte do indivíduo leva, conseqüentemente, a um incremento na severidade do quadro sintomático e acarreta em fadiga precoce dos músculos paravertebrais, (que auxiliam na manutenção da postura do indivíduo), com alteração de seu desempenho funcional (PONTE, 2005).

O diagnóstico da LM é realizado por meio de anamnese clínica, na qual o médico observa as sensações de dor autopercebida do paciente ao executar alguma atividade da vida diária e pela resposta ao questionário de Roland-Morris (ROLAND e FAIRBANK, 2000) e Owesstry (FRITZ e IRRGANG, 2001), que delimitam a pesquisa de evidências da patologia.

Quando as evidências do exame clínico não são suficientes para se ter um diagnóstico preciso são recomendados exames adicionais como ultrassom e radiografias para se confirmar o diagnóstico (PEREIRA, PINTO e SOUZA, 2006).

A partir de então começa a intervenção fisioterápica que é baseada no fortalecimento dos músculos estabilizadores da coluna por meio de exercícios de alongamento, flexão e extensão da coluna, fortalecimento do abdome e dos glúteos e uma reeducação postural.









A escolha do grupo de exercícios, realizada pelo terapeuta, normalmente está ligada a três fatores preponderantes: a capacidade de mobilidade do paciente (RIBEIRO e MOREIRA, 2011), a espasticidade (GOMES et al., 2006), que é um aumento de tônus muscular e exaltação de reflexos dos tendões, e a intensidade de dor autopercebida (SAMPAIO et al., 2005), que é uma informação que o próprio paciente relata antes do início de cada sessão.

A fim de se obter uma medida qualitativa e quantitativa foi estabelecido um conjunto baseado na série de Willians e de Mackenzie, comumente aplicada na reabilitação e estabilização da dor para pacientes de lombalgia mecânica (HAYDEN et al., 2005).

As duas séries de exercício têm por função reduzir a dor e melhorar estabilidade de tronco. Isto é possível por aumento da força muscular de reto abdominal, glúteo máximo e ísquio-tibiais. Também são realizados alongamentos dos flexores de quadril e músculos da região lombar de forma assistiva (na qual o terapeuta ajuda na execução dos exercícios) ou de forma proprioceptiva (na qual o terapeuta apenas observa a execução dos exercícios).

O objetivo é promover a extensão dos músculos da região lombar a fim de obter uma melhor acomodação do disco intervertebral e, portanto, diminuição da dor. De forma a ilustrar os exercícios físicos que são exigidos para a reabilitação da LM foi elaborado o Quadro 2.

Quadro 2– Exercícios Recomendados

Nome do Exercício	Posição	Explicação	Ilustração
Extensão da Coluna	Em pé	Apoiando-se pelas costas, curvar-se, jogando a cabeça para trás do corpo;	
	Deitado em decúbito ventral	Apoiando o corpo pelas mãos, erguer-se ao máximo, tentando colocar a coluna em 90 graus;	
Flexão da Coluna	Em pé	Curvando-se, de joelhos esticados, tentando encostar as pontas dos dedos das mãos nos pés;	
	Deitado em posição sentada	Sentado, esticando os braços, tentando encostar as pontas dos dedos das mãos nos pés;	
Elevação de Glúteo	Deitado em decúbito dorsal	Deitado, eleva-se o quadril, mantendo as costas e os pés imóveis no chão.	
Contração do Abdome	Deitado em decúbito dorsal	Firmando-se com os braços, eleva-se as pernas, curvando-as de forma a encostá-las na barriga	
Flexão Lateral Tronco	Em Pé	Firmando-se as mãos na cintura, e flexionando o tronco para os lados, sem alterar a posição da cabeça.	
Agachamento	Em Pé	Mantendo o equilíbrio do corpo, flexiona-se o joelho até encostar o joelho na barriga, sempre com a cabeça olhando para frente.	

Estes exercícios são propostos como forma de alongamento muscular e ajudam o paciente a restaurar a boa postura ao corrigir os desequilíbrios musculares, melhorando a mobilidade articular, aumentando a flexibilidade e fortalecendo os músculos da coluna (RIBEIRO e MOREIRA, 2011).

O paciente inicia o tratamento motivado pela sensação de cura, mas também motivado e encorajado pelo terapeuta a obter uma maior amplitude de movimento, o que irá acelerar o tempo de tratamento e aumentará a flexibilidade do corpo, reduzindo, desta forma, a incidência de dor (KLEINPAUL, RENATO e MORO, 2009).

Entretanto, nota-se que mesmo com a motivação e o encorajamento pelo terapeuta, ainda encontra-se na população mundial, um alto índice de desistência da terapia, principalmente, logo após o desaparecimento da sensação dolorosa.

Todavia, esta falta de sensação dolorosa não significa que a doença regrediu ou desapareceu, mas que os músculos se adaptaram e estão mais fortalecidos (MCGILL, 2001). Torna-se necessário uma abordagem multidimensional na avaliação dos atributos da dor, os quais incluem intensidade, duração e localização da dor. Estas características são somatossensoriais e emocionais e podem variar de paciente para paciente (COLOMBO et al., 2007).

2.9 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo apresentou os fundamentos necessários para a compreensão de um sistema de Reabilitação Virtual, evidenciando as técnicas de captura de movimento que utilizam a tecnologia de Realidade Aumentada com e sem marcadores.

No próximo capítulo, apresentam-se os trabalhos correlatos que foram avaliados com o intuito de identificar evidências que justifiquem a construção de um novo protótipo e um arcabouço para novos sistemas de reabilitação motora com captura de movimentos em RA.

3. TRABALHOS RELACIONADOS

3.1 INTRODUÇÃO

Para apoiar este trabalho e identificar as características de interesse no campo de pesquisa, conduziu-se uma revisão bibliográfica que está organizada de forma a contemplar a evolução do uso de dispositivos e sistemas computacionais para o tratamento da Lombalgia Mecânica.

Os princípios apresentados na Reabilitação Virtual se fundamentam nas terapias já existentes com tênue variância para a adaptação de um dispositivo não convencional de interação.

Os dispositivos mostrados neste capítulo são agrupados de acordo com as tecnologias requeridas para seu funcionamento. Inicia-se com dispositivos baseados em eletromiografia (EMG), seguidos de dispositivos de acelerômetros e por fim os sistemas que usufruem da tecnologia de captura de movimento baseada em RA, com e sem marcadores.

Nestes trabalhos correlatos é evidenciado o uso de técnicas de captura de movimentos com intuito de fornecer informações sobre o movimento e descrever o desempenho do paciente durante a terapia. Estes trabalhos foram classificados de acordo com a técnica utilizada para imergir o usuário ao sistema e a forma como os movimentos do usuário refletem nas ações de *feedback*.

3.2 CAPTURA DE MOVIMENTOS COM ELETROMIOGRAFIA (EMG)

Um sinal eletromiográfico (EMG) consiste em um potencial elétrico produzido pela contração de determinado músculo, sendo medido na superfície da pele (não invasivo) ou internamente à pele (invasivo) nas camadas mais superficiais do músculo. A partir desta captura de sinal, é possível traçar parâmetros para a condução de uma interface com o computador (ESTEVES et al., 2007).

Considerações pautadas no estudo do protocolo de tratamento se mantêm no modo convencional, sendo a EMG utilizada apenas como uma ferramenta para avaliar

índice de estresse muscular ou a fadiga do músculo (BANDEIRA, BERNI e RODRIGUES-BIGATON, 2009).

Há também outra forma de tratamento da lombalgia por meio de EMG. Ela é feita utilizando eletrogoniômetros para obter medições dinâmicas de juntas e articulações corpóreas.

É possível encontrar dois tipos de eletrogoniômetros, o primeiro tipo (Figura 11a) é um instrumento semelhante ao goniômetro universal, constituído igualmente por dois braços, um fixo e outro móvel colocado na articulação desejada, mas instrumentalizados, de forma a fornecer informações como potência, velocidade, força e medidas angulares (LOSS et al., 2011). Já o segundo, é o extensômetro digital (Figura 11b), um dispositivo construído a partir do princípio de integração de potenciômetros com extensores, possuindo dois blocos de plástico nas extremidades ligados por um fio flexível acoplado ao extensômetros e instrumentado por uma interface computacional (RODRIGUES, 2010).



a) Eletrogoniômetro



b) Extensômetro Digital

Figura 11 – Exemplo de Eletrogoniômetro e Extensômetro Digital

Ambos possuem sinal de frequência que podem ser analisadas e utilizadas como entrada de dados em uma interface para tratamento ou mesmo para distração da dor e da fadiga, causada pela deficiência ou estresse muscular (PERNAMBUCO et al., 2010).

A variação do ângulo formado pelos dois blocos provoca uma alteração na resistência dos extensômetros, fornecendo desta forma uma tensão proporcional ao ângulo formado pelo movimento (GOPURA e KIGUCHI, 2011).

Para análise biomecânica dos membros inferiores e superiores esta abordagem se destaca pela sua simplicidade e capacidade de gerar informações precisas sobre o movimento realizado. Porém, para uma abordagem de tratamento, ou mesmo, avaliação e condicionamento dos músculos lombares, esta abordagem possui restrições.

Estas restrições compreendem as interferências que podem ser classificadas como intrínseca, quando relacionada à anatomia e propriedade fisiológica do músculo avaliado, pela camada ou espessura de gordura e pelo controle do sistema nervoso periférico. E, considerada extrínseca, quando estas restrições estão relacionadas com a instrumentação usada na coleta dos sinais, pelo posicionamento dos eletrodos, pela motivação e estresse do exame e principalmente pelas diferenças interindividuais que dificultam a determinação de diferenças quantitativas significativas entre os indivíduos. Todos estes fatores podem influenciar nos resultados (PERNAMBUCO et al., 2010).

3.3. CAPTURA DE MOVIMENTO COM ACELERÔMETROS

O uso de acelerômetros para realizar a captura de movimentos humanos vem sendo estudada desde a década de 1950, e sua evolução vem sendo aproveitada diretamente em sistemas de entretenimento. Antes os acelerômetros eram caros, volumosos e pouco confiáveis, portanto, inadequado para as técnicas de MoCap para reabilitação.

No entanto, na última década, uma revolução no processo de manufatura deste dispositivo, reduzindo seu volume e ampliando sua precisão, impulsionou novas aplicações para a área da reabilitação.

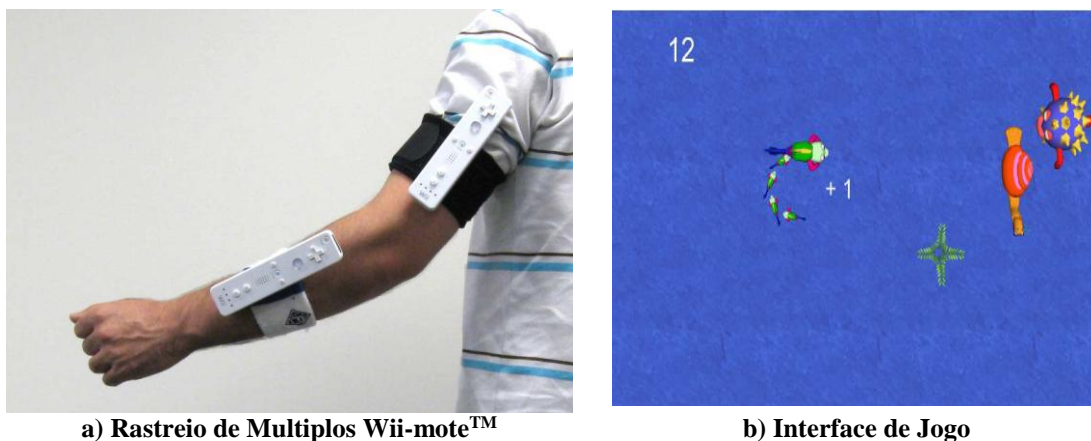
A aplicação mais comum do uso de acelerômetros na reabilitação é o uso a partir de um console de videogame da Nintendo, denominado de Nintendo Wii™.

Os benefícios desta aplicação como ferramenta terapêutica na literatura, incluem as correções da postura e do equilíbrio, o aumento da capacidade de locomoção, da amplitude de movimento dos membros superiores e inferiores, além da motivação do paciente (MERIANS, TUNIK e ADAMOVICH, 2009).

O console incorpora o rastreamento de movimento por meio do acelerômetro do joystick remoto (Wii™ Remote) que estimula tarefas motoras voluntárias para o controle da interface. Esta propriedade é também alcançada pelo uso do Wii™ Balance Board, que é um dispositivo que avalia o balanceamento de carga do corpo durante a atividade física.

O Wii™ Remote contém um sensor capaz de detectar o movimento e a rotação em três dimensões, enquanto que o Wii™ Balance Board contém quatro sensores de pressão, e funciona semelhantemente a uma balança, capaz de analisar o peso, calcular o centro de gravidade do usuário e calcular a idade virtual de acordo com a postura e equilíbrio dos jogadores (SOUSA, 2006).

Para se obter medidas biomecânicas de movimento faz-se necessário a incorporação de mais de um joystick Wii™ Remote para que seja possível, a partir das informações dos dois dispositivos, calcular a relação entre os segmentos do corpo, assim como na Figura 12a. Entretanto, estes cálculos são apresentados em relação ao segmento do corpo, e não a um ponto anatômico. Desta forma, esta união de dispositivos pode ser usada para o controle de uma interface a partir de um movimento do corpo (Figura 12b), porém para se fornecer uma informação biomecânica não é adequado (ALANKUS et al., 2010).



a) Rastreio de Múltiplos Wii-mote™

b) Interface de Jogo

Figura 12 - Rastreio de Múltiplos Wii-mote™ (ALANKUS et al., 2010).

Ademais para tratamento de doenças de coluna, não foram encontrados trabalhos relacionados com o tema utilizando esta tecnologia de rastreamento. Todavia, além do console de videogame há também outros equipamentos que usufruem desta tecnologia, comentados a seguir.

O Sistema Valedo Motion (Figura 13) é um sistema de apoio ao tratamento de doenças da coluna (BRODBECK et al., 2009) com uma abordagem tecnológica, baseada em captura de movimentos por meio de acelerômetros afixados na coluna diretamente nas costas.



Figura 13 - Sistema Valedo Motion (MOTION, 2011)

Este dispositivo visto na Figura 13 possui uma interface tridimensional que realiza a comunicação com o paciente diante das atividades físicas indicadas no jogo. Dessa forma, incentiva o paciente a executar movimentos e ajuda na distração da dor percebida pelo mesmo.

Com este dispositivo, grande parte dos exercícios necessários para reabilitação da lombalgia pode ser realizada de maneira adequada e motivadora (PATEL *et al.*, 2012).

O dispositivo consiste em três sensores de movimento, um computador e o software que combina o dispositivo e a interface de jogo. Há dois sensores que são afixados no corpo do paciente e um terceiro sensor que mede a distância do computador ao dispositivo permitindo ao paciente uma maior liberdade de movimento.

Apesar de ser uma abordagem funcional, o dispositivo Valedo Motion está disponível apenas para grandes centros, e as abordagens mais econômicas, como o uso do console do WiiTM Remote, necessita de diversas adaptações, tanto dos jogos oferecidos, quanto da prática como tecnologia reabilitadora, para o uso clínico no tratamento de patologias da coluna.

3.4 CAPTURA DE MOVIMENTO COM MARCADORES

As técnicas de MoCap em Sistemas de Realidade Aumentada com marcadores podem ser classificadas em três modos: com marcadores coloridos, com marcadores reflexivos e com marcadores fiduciais.

A escolha por cada uma delas depende da aplicação e do tipo de dados que precisa ser capturado (HOLMBOE, 2008). A descrição individual destas técnicas é apresentada nas próximas seções.

3.4.1 Marcadores Coloridos

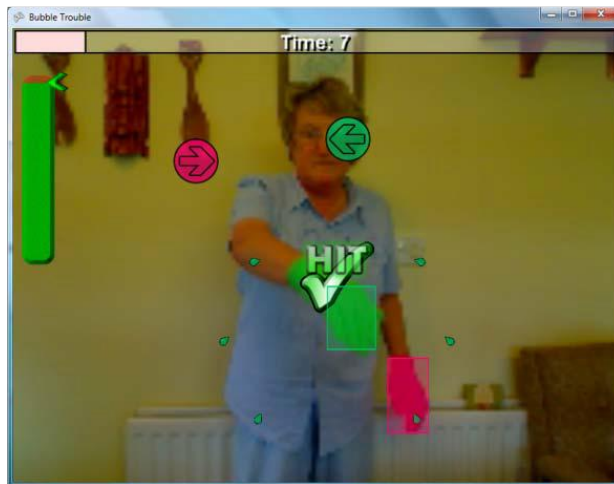
A captura de movimentos baseado em marcadores coloridos é uma aplicação de técnicas de processamento de imagem para realizar a análise e a variação de cor de um conjunto de pixels na imagem, em função do tempo.

Por meio de algoritmos especializados em rastrear estas variações são obtidas áreas da imagem em um eixo bidimensional com o qual a interface é guiada.

Esta técnica tem sido aplicada em sistemas de reabilitação motora dos membros superiores, a exemplo da Figura 14, nos quais a mobilidade e flexibilidade de movimentos são relevantes para que os exercícios sejam realizados de forma satisfatória (TAO e HU,

2003). E, portanto, estas interfaces contribuem para esta execução, motivando o paciente a concluí-las.

Nos trabalhos apresentados na Figura 14, duas técnicas são abordadas: a do rastreo (a), na qual pontos da imagem são rastreados e são utilizados para selecionar itens na interface; e na reconstrução do movimento (b), na qual os pontos de referência da imagem são rastreados e representados em um ambiente virtual no qual o usuário pode ver uma representação de seu movimento.



a) Captura de Movimentos por características de Cor (BURKE *et al.*, 2008)



b) Registro Baseado em Captura de Cores (TAO e HU, 2003).

Figura 14 - Análise da Coloração de Áreas de Interesse na Imagem

No sistema *Neurorehabilitation Game System* (CAMEIRÃO *et al.*, 2010) é utilizada a mesma técnica de captura de movimentos, mas a representação destes movimentos é em um ambiente virtual de um game (Figura 15).

Por meio de luvas coloridas o usuário é estimulado a movimentar seus braços no intuito de selecionar objetos ou obstruir o caminho de atores virtuais animados que são usados de forma lúdica no estímulo ao movimento. Neste ambiente são tratadas informações como velocidade e flexibilidade de movimento.

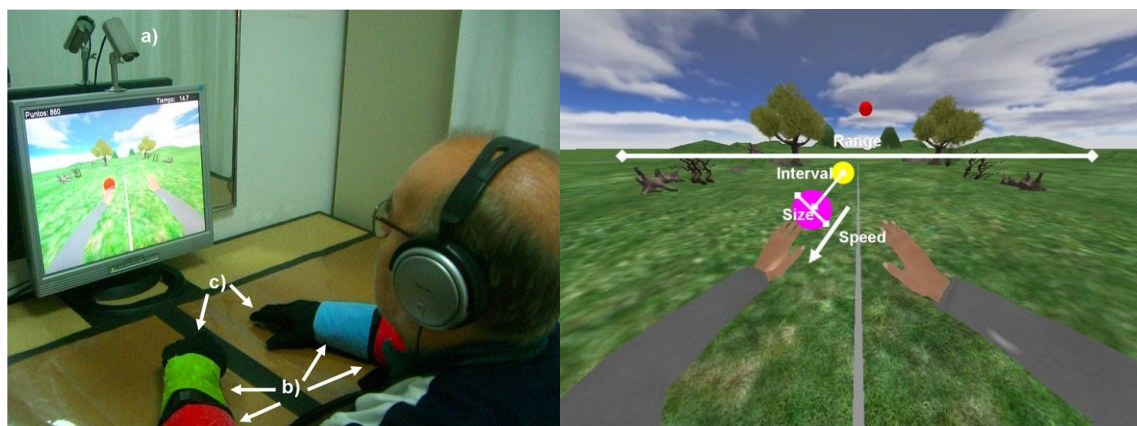


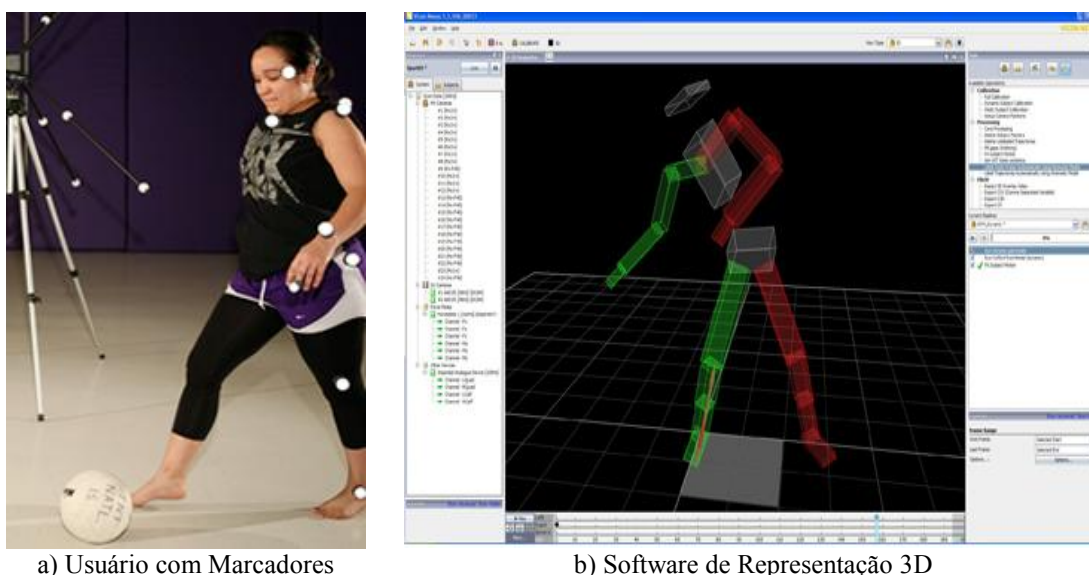
Figura 15 – Captura de Movimentos com Marcadores Coloridos (CAMEIRÃO *et al.*, 2010)

3.4.2 Marcadores Reflexivos

Para a avaliação biomecânica e aprimoramento de treinamentos esportivos é comumente utilizado a técnica de captura de movimentos por marcadores reflexivos.

Por meio de câmeras profissionais que variam de 30 a 600 quadros por segundo e por câmeras de captura em infravermelho são realizados testes para análise da mobilidade, flexibilidade muscular e mais recentemente na reabilitação de atletas de alto desempenho (SONEGO e CLIQUET Jr, 2006).

Um exemplo deste tipo aplicação de tecnologia é o sistema comercial Peak Motus (RICHARDS, 1999), visto na Figura 16, o qual por meio de marcadores reflexivos e um conjunto de câmeras de luz infravermelha e um sistema de representação em realidade virtual analisa o movimento do usuário para fins de análise biomecânica.



a) Usuário com Marcadores

b) Software de Representação 3D

Figura 16 - Sistema Comercial Peak Motus

Fonte: <http://www.vicon.com>, acesso em 20 de outubro de 2012.

A Figura 16a mostra um usuário realizando um movimento e como os marcadores são afixados no corpo, já a Figura 16b ilustra o funcionamento do sistema tridimensional de representação do movimento.

Ademais o custo de um sistema comercial, como o Peak Motus, ainda é elevado, o que dificulta sua aquisição para pequenos centros de pesquisa ou clínicas fisioterápicas, necessitando assim de alternativas de mais fácil acesso.

3.4.3 Marcadores Fiduciais

O uso de marcadores fiduciais como forma de obter o posicionamento de elementos ou objetos reais em ambientes virtuais é uma técnica que vem ganhando cada vez mais força em sistemas de captura de movimento (WONG, 2007).

Por meio da extração das características dos marcadores durante o processo de captura é possível reconhecer o posicionamento tridimensional do usuário no ambiente real.

Há diversas bibliotecas de programação que facilitam o desenvolvimento de sistemas que usam os marcadores fiduciais como método de identificação de pontos no ambiente, a mais amplamente utilizada é a ARToolkit (KIRNER; SISCOUTTO, 2007).

Por meio da ARToolKit é possível capturar movimentos humanos para representação de personagens em ambientes virtuais por serem uma alternativa mais econômica para sistemas de MoCap (LAHR, LOURENÇO e DAINESE, 2004).

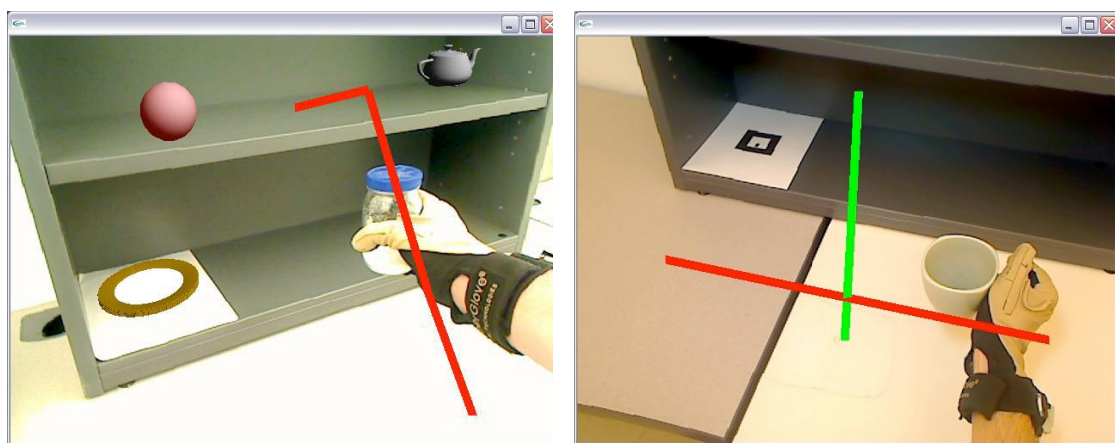
Em sistemas de reabilitação esta tecnologia começou ser aplicada inicialmente com o intuito de fortalecer a assistência em psicologia e neurologia com abordagens promovendo um maior estímulo no controle de desordens cognitivas.

O uso de sistemas de RA com marcadores para reabilitação tem se fortalecido na combinação da estimulação motora e cognitiva (ASSIS, 2010), proporcionando para o paciente uma maior motivação e confiança na mobilidade do membro com a desordem.

Não se trata apenas de uma simples adaptação do protocolo de reabilitação às novas tecnologias, mas de um conjunto maior de tecnologias que promovem a reabilitação seja por meio de um ambiente ou por meio de um dispositivo no qual o foco de trabalho deve ser a recuperação da função ou mobilidade do paciente (MORROW et al., 2006).

Ademais, também é possível encontrar sistemas que utilizam a visualização em óculos especiais para imergir o usuário na interface com maior ênfase, a exemplo do sistema AR-REHAB (ALAMRI et al., 2009), visto na Figura 17.

Este processo limita o foco de visão e necessita de um número maior de atuadores, como por exemplo, sensores, luvas e outros dispositivos.



a) Exercício Proposto

b) Exercício em Realização

Figura 17 - AR-REHAB (ALAMRI et al., 2009)

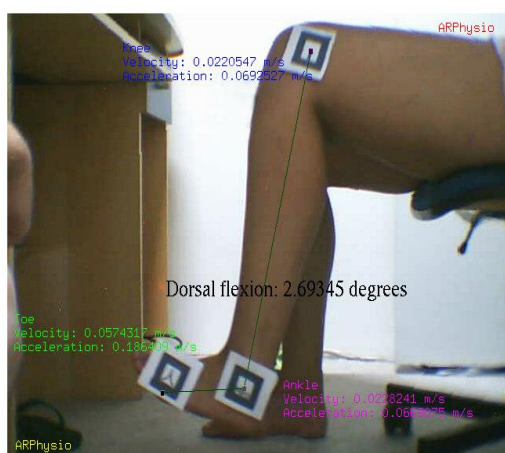
Por meio de uma visualização do ambiente aumentado, por meio dos óculos especiais, o usuário é incentivado por uma semirreta guia a realizar o movimento, como visualizado na Figura 17a, e em seguida, por meio dos sensores da luva, que rastreia o movimento da mão do usuário, verifica se o movimento foi correto.

Com o rastreamento de movimentos realizado a partir dos dados de posicionamento da luva o usuário é guiado a colocar o objeto real (caneca) na posição na qual o marcador fiducial se encontra. O ambiente real é incrementado de objetos virtuais, linhas vermelhas e azuis, com as quais são identificados os eixos X (cor vermelha) e Y (cor verde).

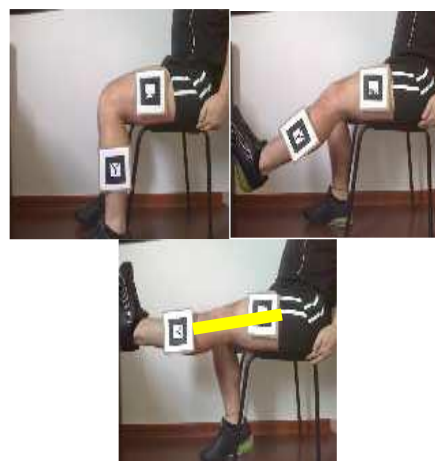
A partir do uso do AR-REHAB os pacientes podem experimentar o uso de sua força e motricidade reais enquanto realizam os exercícios, e o terapeuta analisa o progresso do paciente e decide sobre a evolução para outros exercícios envolvendo atividade da vida diária.

Dentre as técnicas de MoCap em RA com marcadores fiduciais foram encontrados os trabalhos ARPhysio (LIMA et al., 2006) e o JoelhoRA (CAMPAGNA e BREGA, 2009), que demonstram o uso destes marcadores para indicar a angulação correta e a condução dos exercícios para o paciente (Figura 18).

De forma geral, estes dois trabalhos enfatizam o uso da tecnologia como forma de execução dos exercícios a fim de fortalecer os músculos dos membros inferiores.



a) Sistema de RA para Reabilitação do Tornozelo (LIMA et al., 2006)



b) Sistema de RA para reabilitação do Joelho, (CAMPAGNA e BREGA, 2009)

Figura 18 – Sistemas com MoCap em Realidade Aumentada para Reabilitação

Os marcadores são utilizados para aferir os movimentos do usuário frente a uma terapia dirigida por um profissional habilitado. E, de forma a facilitar o trabalho deste profissional, a aplicação de marcadores fiduciais como técnica de mensuração da amplitude de movimento vem ao encontro das necessidades dos terapeutas em informar ao paciente o nível de comprometimento dos músculos envolvidos na reabilitação (Figura 19a).



Figura 19 – Sistemas de Realidade Aumentada para condução de exercícios

Por meio da mesma arquitetura de sistema que promove a avaliação biomecânica do movimento, o trabalho TorcicolAR (PAULO e DAMASCENO, 2011) apresenta uma interface de jogo, que incita o paciente a realizar a flexão do pescoço no intuito de promover a reabilitação do mesmo.

O sistema funciona colocando-se um marcador na frente do paciente e este executa os movimentos de alongamento do pescoço, o sistema capta os movimentos e imerge o usuário em uma interface de jogo de corrida com motos. À medida que o paciente aumenta a amplitude de movimento do pescoço as pistas de corrida são trocadas e a dificuldade em pilotar por elas aumenta.

Por meio de bibliotecas de processamento de imagem que realizam o processamento e cálculo referencial dos marcadores é possível obter diversos ângulos e por meio da análise do número de quadros capturados, deduzir dados sobre a velocidade, aceleração e força aplicada ao movimento. Este processo tende a ter maior vantagem sobre os demais por ser mais economicamente viável, sendo indicado para prática em pequenos centros de reabilitação.

3.5 SISTEMAS BASEADOS EM RA SEM MARCADORES

Sistemas baseados em marcadores ainda continuam sendo o método mais popular para captura de movimento, todavia, é percebido cada vez mais o uso de técnicas que dispensam os marcadores e utilizam outras técnicas para realizar o registro de posicionamento no ambiente digital.

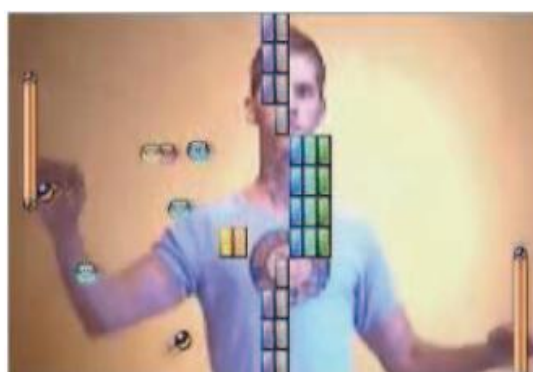
Durante as últimas décadas, diversas pesquisas têm sido realizadas com o objetivo de realizar análises de movimento de maneira mais eficiente e automatizada e nas quais a tecnologia de captura de movimento por visão computacional se destaca (MOESLUND, HILTON e KRÜGER, 2006).

Estas análises podem ser aplicadas a ênfases distintas de acordo com o propósito que se espera da tecnologia, em especial na análise biomecânica de movimento, que pode ser usada tanto na atividade reabilitadora, quanto na prática, sendo empregada na melhoria do desempenho físico de atletas.

Uma das mais utilizadas técnicas de análise de movimento por visão computacional é a análise da silhueta, a qual pode ser usada para identificar a posição das extremidades do corpo (mãos, braços, pernas e cabeça) com muita rapidez e acurácia (Figura 20), de forma a desempenhar uma interação mais natural com o sistema computacional.



a) Atividade Lúdica para Reabilitação Cognitiva (WIEDERHOLD e WIEDERHOLD, 2006)



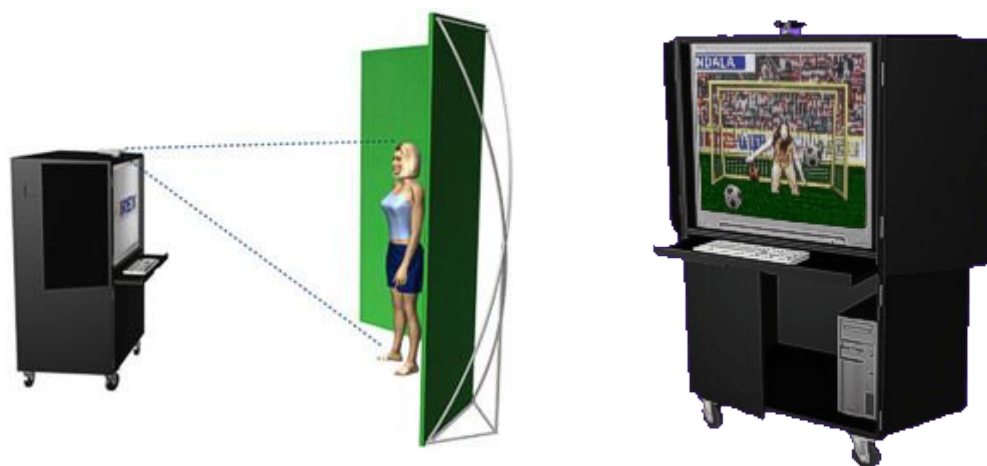
b) Atividade Lúdica para os Membros Superiores (SOUZA Jr. et al., 2009)

Figura 20 – MoCap sem Marcadores

Em diversos trabalhos pesquisados são apresentadas características de processamento de imagem utilizando a técnica de *chromakey* (SVEISTRUP, 2004). Dessa forma, pode-se criar espelhamento, desfocagem, filtros de cor, negativo e movimento, selecionar partes do vídeo e usá-los de maneira a criar um ambiente mais lúdico e atrativo (SANCHES et al., 2012).

A exemplo, o sistema IREX (*Interactive Rehabilitation and Exercise System*), visto na Figura 21, que pode ser adaptado a diversos tipos de exercícios indicados pelo terapeuta, operando com a tecnologia de visão computacional e *chromakey*.

Na Figura 21a é possível notar que para o uso do sistema IREX é necessário também o uso de uma pano de fundo, para que a técnica de chroma-key tenha êxito. Na parte b desta figura é apresentado o resultado desta captura em um monitor.



a) Esquema de Posicionamento

b) Sistema em Funcionamento

Figura 21- Sistema IREX para Reabilitação (SVEISTRUP, 2004)

A maior vantagem deste sistema é que não requer o uso de outros dispositivos ou periféricos que impeçam a liberdade total do movimento. A sua desvantagem é que o paciente deve ser orientado por um terapeuta que avalia a condição de realização de cada exercício e ajusta o nível de dificuldade de cada fase do exercício.

Este sistema aproveita a ênfase em jogos como uma abordagem mais tácita para o exercício, deixando o paciente mais motivado a completar as atividades propostas na terapia.

Esta abordagem tem demonstrado um grande potencial no acompanhamento e tratamento de disfunções neurológicas e motoras de extremidades, como é o caso do tratamento pós-traumático da recuperação do acidente vascular cerebral.

A tecnologia utilizada é denominada de ART (*Augmented Reflection Technology*), que usa a técnica de reflexão de movimentos para estimular o cérebro a realizar certa tarefa prejudicada pelo acidente vascular cerebral (REGENBRECHTA et al., 2012).

Esta tecnologia, implementada com técnicas de Realidade Aumentada (Figura 22), fornece um conjunto de experimentos que iludem o usuário visualmente e fazem com que o cérebro reorganize suas funções neuromotoras para se adequar a visualização, ampliando a percepção dos movimentos reais.

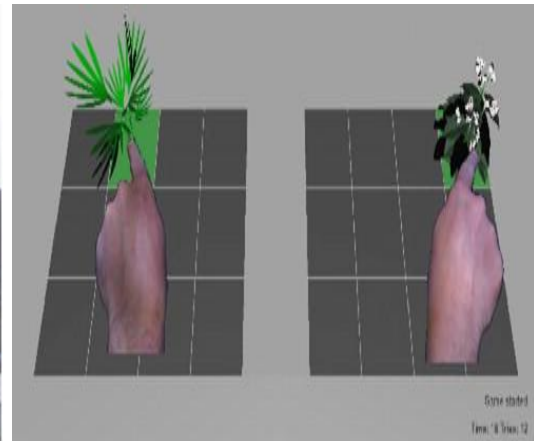
A Figura 22a mostra um paciente usando o sistema acompanhado por um terapeuta mais à direita, que avalia o avanço da terapia. Para o paciente é mostrado a interface da Figura 22b, assim como um espelho ele vê os seus movimentos com as mãos.

Os recentes avanços na tecnologia dos videogames têm alimentado uma proliferação de dispositivos de baixo custo que podem detectar o movimento do usuário, como é o caso das câmeras de sensoriamento de profundidade usado no dispositivo

Microsoft Kinect™ (WEBB e ASHLEY, 2012) que pode rastrear vários usuários, sem o uso de marcadores.



Experimento com ART



Visualização do usuário

Figura 22 - Tecnologia de Reflexão Aumentada (REGENBRECHT et al., 2012)

De forma a criar uma interface mais natural é possível, a partir do dispositivo, realizar a captura de movimentos e convergir para uma interface utilizando as bibliotecas de programação apropriadas para este controle (SUMA et al., 2011).

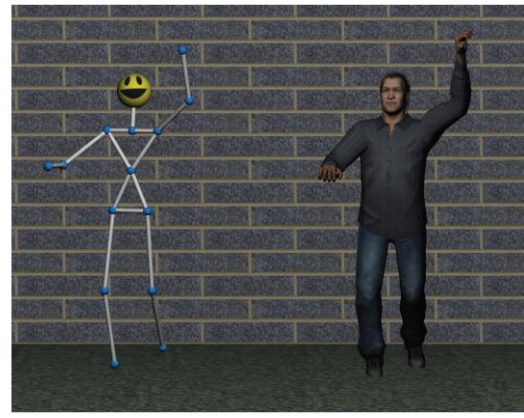
A Figura 23 mostra a captura de movimentos de um usuário (a) e a sua representação da imagem segmentada e incorporada a ela um esqueleto interligando os principais pontos de captura de movimentos (b); e na parte (c), mostra um ambiente tridimensional composto de dois avatares, o primeiro da esquerda com a representação dos pontos capturados, e o segundo, à direita, é um modelo articulado e com textura.



a)Exemplo de pose



b)Imagem Segmentada



c) Boneco Articulado e Representação 3D

Figura 23 – Aplicação desenvolvida com a biblioteca FFAST (SUMA et al., 2011)

O Sistema FFAST (*Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit*) foi desenvolvido com o objetivo de ser um framework extensível para aplicações de RV, como um rastreador de movimentos do corpo. A ideia principal do software está no mapeamento de poses específicas realizadas em frente à câmera em comandos de teclado e mouse (SUMA et al., 2011).

Uma das principais qualidades deste tipo de interface é a sua capacidade de realizar a imersão dos usuários e estimular um controle sistemático do cérebro e músculos envolvidos na intensão de se realizar alguma atividade dentro do jogo.

Para cada tipo de disfunção existe uma interface ideal de jogo que favorece a reabilitação, todavia, esta interface, além de ser atrativa, deve manter o usuário e o terapeuta informados do espectro biomecânico das ações requeridas.

Este espectro biomecânico é a informação sobre os componentes envolvidos no exercício, como amplitude de movimento, força, agilidade, flexibilidade. Caso a interface não ofereça estes dados, tem-se uma aplicação para o entretenimento ou apenas a distração da dor, que conseqüentemente também irá ajudar na reabilitação.

Um exemplo deste sistema, que apenas entretém o paciente e o força a novas ações de fortalecimento muscular, é o sistema apresentado na Figura 24, o qual por meio do dispositivo sensor de movimento e da biblioteca FFAST fornece capacidade da interação dos membros superiores e do sentido de balanço (estabilidade) dos pacientes em tratamento (LANGE et al., 2011).



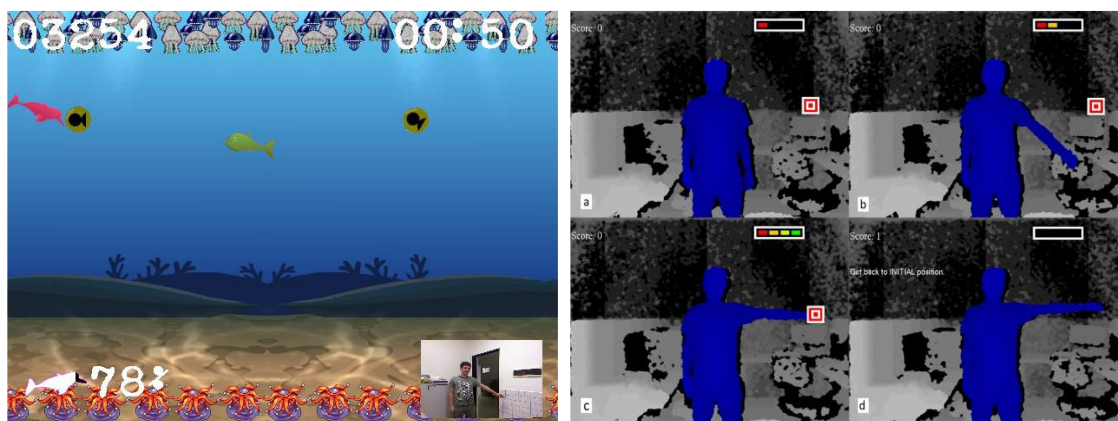
Figura 24 - Sensor de Movimento Kinect na Reabilitação Motora (LANGE et al., 2011).

Desta forma, softwares e jogos não desenvolvidos para dar suporte à interação natural passam a ter suporte imediato, por exemplo, ao uso do Kinect™.

O sistema de apoio à reabilitação denominado de Ikapp (GAMA et. al, 2012) é um sistema desenvolvido para atender as necessidades terapêuticas de avaliação de movimento biomecânico de modo a interpretar o movimento como uma entrada de dados para uma interface de jogo (Figura 25).

O sistema mostrado na Figura 25 possui uma interessante análise sobre o movimento realizado, por meio da análise da compensação de movimento que o corpo humano realiza ao acomodar melhor as partes musculoesqueléticas disfuncionais durante a execução do exercício.

A partir do rastreo de corpo como um todo, o sistema permite avaliar os pontos de compensação de peso e movimento e então guiar o usuário a realizar corretamente o exercício (GAMA et. al, 2012).



a) Interface de Jogo do Ikapp
b) Interface de Rastreio do Ikapp
Figura 25 - Sistema de Condução de Exercícios Fisioterápicos Ikapp (GAMA et al., 2012)

A maior vantagem desta abordagem é a baixa complexidade e relativo baixo custo, e a possibilidade de agregações com uma interface de jogos (CHANG et al., 2012).

Outras abordagens destacadas neste trabalho utilizando processamento de imagens e frameworks para aplicações de RA sem marcadores oferecem um leque de tratamentos nos quais é evidenciado o uso de jogos digitais e principalmente o controle postural e de equilíbrio.

Apesar destes trabalhos se assemelharem no contexto de aplicação, ainda é possível identificar uma lacuna nas aplicações relacionadas com patologias da coluna, e em especial a lombalgia mecânica.

Inserir-se neste contexto o fato de que para serem aplicadas a proposta de tratamento da lombalgia mecânica, deve-se realizar um conjunto de adaptações no sistema e nos processos de avaliação de movimento que atenuam a viabilidade clínica e computacional de uso.

Portanto faz-se necessário a composição de critérios de avaliação que justifiquem a criação de um novo software que possua características não encontradas nos demais anteriormente demonstrados.

3.6. ESTUDO COMPARATIVO DOS TRABALHOS RELACIONADOS

De forma a identificar as vantagens e desvantagens de cada abordagem apresentada e com intuito de estabelecer uma linha guia para a construção de um protótipo

que seja computacionalmente eficiente e que possa ser considerado clinicamente viável foi criado o Quadro 3, no qual se estabeleceu nove requisitos.

O primeiro critério de análise avaliado foi a capacidade do sistema de realizar a captura do movimento e sua concomitante análise de amplitude de movimento de forma a gerar uma informação clínica sobre o movimento realizado pelo paciente.

Como segundo critério estabelecido, a capacidade do sistema de armazenar e recuperar as informações do movimento realizado. Esta funcionalidade é importante para que seja possível traçar o perfil de recuperação e se estimar a capacidade de mobilidade do indivíduo durante o tratamento.

Como terceiro critério de julgamento, o sistema deveria fornecer algum aviso ou mensagem ao usuário quando o mesmo realizasse um exercício de forma incorreta. Esta aferição é necessária devido ao fator de movimento compensatório do corpo humano o qual para melhor acomodação de um membro compensa o peso e a força de contração em outro.

O quarto critério está relacionado ao terceiro, pois é necessário que o usuário, antes de realizar o exercício, tenha uma explicação visual sobre como deve proceder para a realização do mesmo. O quinto critério estabelece-se de forma a motivar o paciente durante a execução dos exercícios, seja por uma representação humana ou por um avatar.

O sexto critério de julgamento está relacionado com o quinto critério, todavia, é necessário que o paciente possa se ver realizando o exercício de maneira que ao observar sua imagem corpórea sua postura possa ser corrigida.

O sétimo critério é a capacidade do sistema em apresentar sugestões de exercícios de acordo com o desempenho do paciente frente às atividades propostas na interface.

O oitavo critério faz-se necessário, pois para cada tipo de captura de movimento apresentado, uma posição anatômica deve ser aplicada, e dependendo do tipo de exercício requerido, algumas posições podem não ser facilmente registras.

E por concluir, o sistema deve ser parametrizado de forma a poder se adequar a outras doenças.

Quadro 3 - Análise dos Sistemas de RA para Reabilitação

Trabalho		Característica	Análise em Tempo Real	Histórico dos Movimentos	Correção Exercícios	Auxílio na Execução	Representação do Usuário	Visualização do Próprio Usuário	Sugestão de Exercícios	Posicionamento de Exercício	Parametrização dos Exercícios
EMG	MioTool (CYRILLO et.al, 2007)		✗	✓	✗	✗	✗	✗	✗	1,2	✗
	Extensômetro Digital (RODRIGUES, 2010)		✗	✓	✗	✗	✗	✗	✗	1,2	✗
Acelerômetro	Console de Jogo Nintendo Wii (NINTENDO, 2010)		✓	✓	✗	✗	✓	✗	✗	1	✗
	Avaliação Angular com WiiRemote (ALANKUS et al, 2010)		✓	✓	✗	✗	✗	✓	✗	1,2,5	✓
	Valedo Motion (BRODBECK et al. 2009)		✓	✓	✓	✓	✓	✗	✗	1,2,3,4	✓
Marcador Colorido	Burke Buble (Luvas) (BURKE et al., 2009)		✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	1	✗
	Color Based Motion Tracking (TAO & HU, 2004)		✓	✗	✗	✗	✓	✗	✗	1	✗
	Neurorehab Game System (CAMEIRÃO et al, 2010)		✓	✗	✗	✗	✓	✗	✗	1,2	✗
Marcador Reflexivo	Sistema Peak Motus (VICON, 2012)		✗	✓	✗	✗	✗	✗	✗	1	✗
Marcador Fiducial	AR-REHAB (ALAMRI et.al. ,2009)		✓	✗	✓	✓	✗	✓	✗	1,2	✗
	ARPhysio (LIMA, et al.. 2006)		✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	3	✗
	JoelhoRA (CAMPAGNA & BREGA, 2009)		✓	✗		✓	✗	✓	✗	3	✗
	ARGonimeter (DAMASCENO et al., 2011)		✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	1,2,3,4	✗
	TorcicolAR Game (PAULO & DAMASCENO, 2011)		✓	✗	✓	✗	✗	✓	✗	1,3	✗
Sem Marcador	Atividade Lúdica para Reabilitação (WIEDERHOLD & WIEDERHOLD, 2008)		✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	1	✗
	Atividade com os braços (SOUZA et al., 2009)		✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	1	✗
	IREX (SVEISTRUP et al, 2004),		✓	✓	✗	✓	✗	✓	✗	1,2,3,4	✓
	FAAST (SUMA et.al, 2011).		✓	✗	✗	✗	✓	✓	✗	1,2,3	✗
	Ikapp (GAMA et al, 2012)		✓	✓	✓	✓	✗	✓	✗	1,2,3	✗

Legenda do quesito Posicionamento de Exercício

1-Em pé 2 –Deitado

3-Apoiado/Cadeira 4-Agachado

5-Debruçô

3.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo apresentou a área de pesquisa em Reabilitação Virtual e Aumentada descrevendo diferentes abordagens terapêuticas para reabilitação motora. A tecnologia de captura de movimento foi considerada tanto para representar o usuário em um ambiente virtual (o qual traz benefícios para reabilitação cognitiva), quanto para inserir o usuário como participante da interface (no caso da aplicação de Realidade Aumentada), a qual traz benefícios diretos para a reabilitação motora.

Assim como na realidade física os movimentos são realizados de forma livre e as experiências sensoriais são postas para a formação de um comportamento, sejam para reabilitação ou para outro fim, os sistemas de captura de movimentos tendem a expandir o potencial de reaprendizado motor, pois facilita, tanto para o terapeuta quanto para o paciente, a visualização de seus movimentos de forma a adaptá-los ou corrigi-los.

Com a explosão de novas tecnologias para o rastreamento de movimento, novos dispositivos vêm apresentando significativas maneiras de aplicação para Reabilitação Virtual por rastreamento óptico, radiofrequência, câmeras de infravermelho e outros, se tornando uma forte tendência para o uso destas tecnologias em clínicas e em casa.

O principal desafio de qualquer sistema de reabilitação virtual se encontra na convergência dos exercícios existentes nos protocolos tradicionais e a nova interface (MARTINS e BARSAGLINI, 2011).

Após a elucidação das características positivas e fragilidades dos sistemas apresentados neste capítulo fica evidenciado que nenhuma das abordagens mostrou-se atender suficientemente os requisitos requeridos para o tratamento da lombalgia mecânica. E, aqueles que usufruem da abordagem de RA sem marcadores, apesar de serem largamente usados em terapias de reabilitação, não atendem adequadamente os processos de avaliação biomecânica de movimento, sendo usado como tecnologia para aumentar a motivação do paciente ao realizar o exercício.

Quando são usados dispositivos de sensores de movimentos, como o KinectTM, é percebido que este dispositivo atende aos requisitos funcionais de exercícios realizados na posição ereta, devido a sua capacidade computacional de MoCap. Todavia, apenas os exercícios realizados de forma ereta não são suficientes para um reestabelecimento efetivo da lombalgia mecânica, devendo ser combinado outros exercícios e posições, como, sentado, deitado e de lado, para que o tratamento possa ser mais efetivo. Nisto, se encontra a limitação das abordagens de MoCap sem marcadores, que se mostram mais adequados para estes exercícios.

Assim, justifica-se a necessidade de se explorar e investigar técnicas mais eficientes de forma a corroborar uma arquitetura de software que possa ser usada com diversas estratégias reabilitadoras.

Até a data da conclusão deste trabalho, não foi encontrado algum sistema ou ferramenta computacional que combinasse as diversas tecnologias de dispositivos para captura de movimento e associasse a uma interface computacional de maneira a motivar o paciente a execução de exercícios em tempo real.

Portanto, a criação de um conjunto de sistemas ou módulos gerenciadores (*middleware*) que abstraíssem as dificuldades destes divergentes modelos de tecnologias de captura de movimento a fim de convergir para uma informação sobre o movimento realizado em tempo real, faz-se a imprimir um avanço nos limites da ciência, tanto no estudo de movimentos humanos quanto na engenharia aplicada a reabilitação.

No próximo capítulo serão apresentados os requisitos funcionais e não funcionais do sistema proposto, principais casos de uso e, uma arquitetura de software que possa suportar as especificações do sistema.

4. ESPECIFICAÇÃO DE REQUISITOS

4.1 INTRODUÇÃO

Este capítulo tem por objetivo detalhar as etapas para o desenvolvimento do protótipo, que tem como primeiro tópico a descrição dos requisitos do protótipo, tanto Funcionais (RF) e Não-Funcionais (RNF). São apresentados os Casos de Uso e, em seguida, a visão geral da Arquitetura do Sistema.

Para efetuar o levantamento dos requisitos que o projeto deve atender, inicialmente foram identificados os principais casos de uso do protótipo e uma ideia geral das atividades que serão efetuadas pelo sistema.

Os requisitos do sistema compreendem o levantamento das funcionalidades e/ou necessidades dos usuários do sistema a ser desenvolvido, podendo ser definido também como a condição ou capacidade que deve ser contemplada por um sistema, ou parte dele, para satisfazer as necessidades requeridas pelo domínio do sistema (BEZERRA, 2002).

4.2 REQUISITOS FUNCIONAIS

De forma a limitar e restringir as atividades inerentes à arquitetura de um sistema de RV ou de RA é necessário o esclarecimento de quais funções que o software desempenhará, de forma compreensível e rigorosa, para que esta descrição seja resultante no produto final.

O primeiro requisito está na capacidade do software em criar, manter e gerenciar os exercícios reabilitadores, identificando para o sistema os pontos de interesse associados ao corpo no qual os marcadores deverão estar associados para realizar a captura de movimento.

O segundo requisito é a descrição das medidas angulares permitidas de cada exercício, que servirão de parâmetro para a análise do movimento no módulo de Realidade Aumentada. Por meio destes parâmetros são associadas informações relativas ao exercício.

O terceiro requisito está na análise da condição física realizada por meio de respostas ao questionário pré-definido de avaliação de dor autopercebida de Rolland-

Morris (ROLAND e FAIRBANK, 2000) e a avaliação funcional de Oswestry (FRITZ e IRRGANG, 2001), que são base de informação para adequação dos exercícios físicos para o tratamento da lombalgia.

O usuário deverá responder a esta avaliação por meio de uma escala visual analógica sobre as limitações funcionais e o nível de sensação de dor a cada nova sessão terapêutica realizada pelo paciente.

Como quarto requisito o software deverá analisar os movimentos do paciente e qualificá-los de forma a gerar um gráfico informativo, contendo os dados de movimento, velocidade média do movimento, número de vezes em que o movimento é repetido, amplitude máxima e mínima alcançada durante o exercício. Os demais requisitos são mostrados no Quadro 4 abaixo.

Quadro 4 - Requisitos Funcionais do Sistema

Código	Descrição do Requisito
RF001	O sistema deverá permitir o registro dos dados pessoais dos pacientes pelo usuário.
RF002	O sistema deverá permitir o registro do histórico patológico do paciente.
RF003	O sistema deverá permitir o registro dos sintomas descritos pelo paciente.
RF004	O sistema deverá permitir o registro dos sinais visíveis (percepção do próprio corpo) apresentados pelo paciente.
RF005	O sistema deverá permitir o registro das atividades de exercícios aplicados pelo Fisioterapeuta
RF006	O sistema deverá permitir a alteração e seleção de novos exercícios pelo Fisioterapeuta
RF007	O sistema deverá permitir a troca de dispositivos de captura de movimento de forma rápida e tácita para o Fisioterapeuta.
RF008	O sistema deverá suportar os dispositivos de captura (MS-Kinect, Wii-mote, e Câmeras de rastreio com marcadores fiduciais e não-fiduciais).
RF009	O sistema deverá permitir a análise do movimento em tempo real.
RF010	O sistema deverá permitir uma seleção de exercícios por dois métodos, um manual e outro baseado em semelhança de casos já realizados.
RF011	O sistema deverá permitir a alteração no formulário de anamnese

4.2 REQUISITOS NÃO FUNCIONAIS

Para garantir a qualidade, os Requisitos Não Funcionais (RNF) foram estabelecidos de maneira a criar um software que seja de fácil entendimento de suas informações no domínio de sua aplicação e principalmente que seja tolerante a falhas.

Para os RNF visíveis optou-se por estabelecer duas métricas distintas: a primeira referindo-se ao módulo de Captura de Movimento e a segunda referindo-se ao módulo do Sistema de Informação.

No que tange ao módulo de Captura de Movimento, o requisito mais importante é o desempenho que é medido em quadros por segundo. Como o módulo de Captura e o

Módulo de Visualização do Movimento podem usar configurações de hardware diferentes, optou-se pelas médias nominais de captura de quadro em dimensão padrão de 640x480 pixels, considerando que serão combinadas pelo menos duas câmeras ao mesmo tempo, as câmeras deverão receber um fluxo de 15 a 20 quadros por segundo, quando usado dispositivo sensor de movimento MS-Kinect ou as câmeras web para rastreamento com marcadores fidúcias. Quando o sistema usufruir da tecnologia de captura pelo dispositivo Wii-mote, deverá ser adotada uma taxa de frequência de 30 Hz, e uma taxa de transferência de dados *bluetooth* de pelo menos 512 Kb/s.

O requisito de desempenho usado no módulo de Representação 3D do Movimento deve ser ajustado de maneira a manter a sensação de movimento dos dados capturados. De forma a identificar os demais requisitos não funcionais foi estabelecido a lista apresentada no Quadro 5.

Quadro 5 - Requisitos Não-Funcionais do Sistema

Código	Descrição do Requisito
RNF001	Os campos das telas de cadastro devem estar dispostos em forma de prontuário comum já utilizado pelos fisioterapeutas de modo a facilitar o entendimento da interface.
RNF002	As telas de cadastramento deverão apresentar a descrição do campo selecionado como “ <i>hint</i> ” ou balão de informação.
RNF003	O sistema deverá possibilitar uma reconfiguração de banco de dados.
RNF004	O sistema deverá permitir uma interconexão por outras ferramentas para exportação e importação de dados de captura de movimento.
RNF005	A representação do movimento executado deverá ser realizada com a biblioteca gráfica OpenGL
RNF006	O sistema deverá permitir a reconfiguração dos parâmetros de câmeras
RNF007	O sistema deverá permitir a regulação e calibração das câmeras.
RNF008	O sistema deverá permitir a regulação da angulação do sensor Kinect
RNF009	O sistema deverá permitir a regulação e otimização da taxa de transferência de dados via bluetooth.

4.3 CASOS DE USO

De forma a ilustrar o funcionamento do sistema, foi elaborado o caso de uso mostrado na Figura 26, a qual possui dois atores principais, o ator “Terapeuta” e o ator “Paciente” que operarão o sistema com propósitos diferentes, sendo que o ator “Paciente” é parte integrante do caso de uso “Executa_Terapia” no qual se encontra a Captura de Movimentos.

O terapeuta inicialmente realizará o registro dos exercícios pertinentes a diversas terapias que podem ser incluídas ou excluídas de acordo com o protocolo de tratamento do paciente.

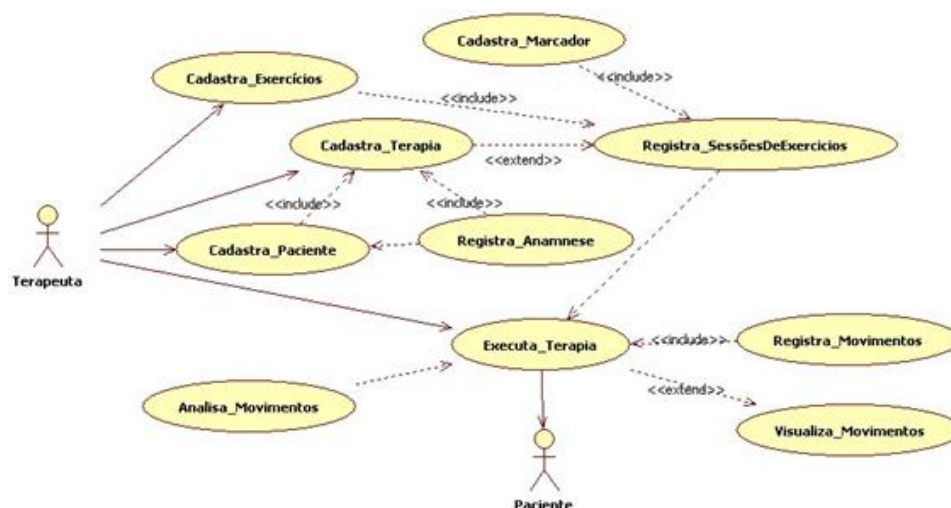


Figura 26 - Caso de Uso Geral

Este paciente passa por uma avaliação física, na qual o terapeuta coleta medidas como: peso, altura, circunferência abdominal, e o diâmetro da cintura. O sistema produz os cálculos de índice de Massa Corporal (IMC) e a Relação Cintura/Quadril (RCQ), que serão necessários para a avaliação do Índice de Incapacidade de Movimento (InMov), que tem influência direta a amplitude de movimento e a velocidade de execução dos exercícios (FRITZ e IRRGANG, 2001).

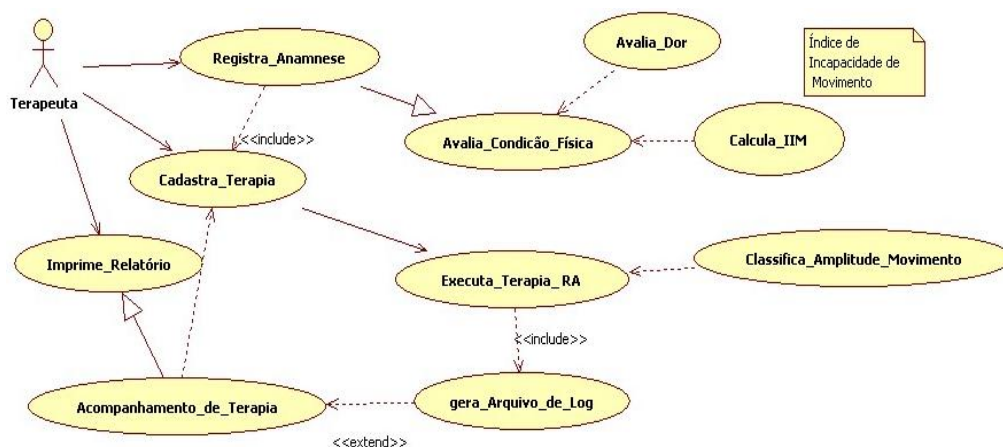


Figura 27 – Caso de Uso Expandido: Cadastra_Terapia

Neste estudo foram descartadas as influências da etnia como fator de maior resistência e flexibilidade dos músculos, observando apenas a interferência do índice de massa corporal e o reflexo da medida da circunferência abdominal com as quais resultam, caso estejam fora do padrão definido pela OMS, em um agravamento na dor da região lombar.

Foram utilizados dois métodos de avaliação pela observação da dor autopercebida de Rolland-Morris e a avaliação funcional de Oswestry, com a qual é função limitante de atividades ocupacionais e diárias.

De forma a auxiliar o terapeuta a selecionar os exercícios reabilitadores, o módulo de sistema de informação possui rotinas de suporte à decisão, que se baseiam no processo estatístico e de similaridade com outros casos encontrados no histórico de pacientes.

Para realizar uma medição de referência, foi aplicada a equação de Brzycki (RODRIGUES e GOMES, 2003), que é utilizada para predizer o desgaste físico em função da força muscular, realizada no exercício (REYNOLDS, GORDON e ROBERGS, 2006), vista na Equação 1. Esse desgaste físico ou estresse físico é um dos fatores limitantes para a conclusão dos exercícios reabilitadores (AZEVEDO, SILVA e RIBEIRO, 2008).

Equação 1

$$B = \frac{(100 * Carga_{(kg)})}{(102,78 - 2,78 * Repetições)}$$

Esta modelagem matemática proposta por Bryzcki (RODRIGUES e GOMES, 2003), é comumente usada em treinamentos de alto desempenho para avaliar a condição de execução máxima de um exercício. Todavia, para sua aplicação em reabilitação a carga de peso refere-se à diferença entre o peso ideal e o peso real do indivíduo.

Ao executar um exercício, o indivíduo sobrecarrega o peso de seu próprio corpo mudando apenas o centro de gravidade para manter-se ereto.

Esta informação significa que, quando um indivíduo executa um exercício de levantar um objeto de 1 kg de massa e o repete por 30 vezes seguidas sem descanso, tem a mesma sensação de fadiga muscular quando se levanta, por apenas uma única vez, o equivalente a 5,15 kg.

E caso o indivíduo mantenha-se repetindo o exercício sem o devido cuidado, poderá causar uma distensão muscular ou um maior agravo na doença (ALENCAR e MATIAS, 2009).

O cálculo da carga, medido em kg, está relacionado a diferença média entre o IMC ideal e atual do paciente e a sua altura, este cálculo pode ser visualizado na Equação 2. Sendo o IMC um índice calculado por meio da relação entre o peso e a altura do paciente ($IMC = peso / altura^2$), para se obter o valor da carga extra que o paciente fora dos padrões de saúde propostos pela OMS.

A obesidade ou sobrepeso proporciona uma carga extra às estruturas osteomuscular-articular, alterando o centro de gravidade e obrigando a coluna lombar a alterar seu equilíbrio biomecânico do corpo (TODA et al., 2000).

Portanto, o cálculo compensatório, apresentado na Equação 2, é relevante para se considerar o estresse muscular que é um dos fatores que acarretam o abandono de terapias reabilitadoras.

Equação 2

$$Carga_{(kg)} = \text{Altura}^2 * \left(\frac{(IMC - 18,59) + (IMC - 24,99)}{2} \right)$$

De acordo com a OMS, indivíduos com IMC entre 18,59 a 24,9 são classificados na categoria peso normal/saudável fora desta faixa há uma alteração no grau de risco a doenças como: as lombalgias e lombocitalgias, artroses (degenerações nas articulações da coluna, quadril, joelho e tornozelo), hipertensão e doenças cardiovasculares, úlcera, infecções de pele (as dobras de gordura podem causar acúmulo de fungos e bactérias) e varizes.

A classificação proposta pela Associação Brasileira para o Estudo da Obesidade e da Síndrome Metabólica (ABESO, 2009) é destinada a identificar se o paciente pode ser considerado obeso e implica diretamente no risco à saúde que este paciente tem. No Quadro 6 são apresentados dados para relacionamento da índice ideal do IMC e o risco a saúde.

Quadro 6 - Qualificação da Obesidade (ABESO, 2009)		
IMC (kg/m ²)	Grau de Risco	Tipo de obesidade
18,59 a 24,9	Peso saudável	Ausente /Normal
25 a 29,9	Moderado	Sobrepeso (Pré-Obesidade)
30 a 34,9	Alto	Obesidade Grau I
35 a 39,9	Muito Alto	Obesidade Grau II
40 ou mais	Extremo	Obesidade Grau III ("Mórbida")

Porém, para a realização dos exercícios de estabilização segmentar da coluna lombar é necessário também identificar a relação entre as medidas da Circunferência Abdominal está alterada (REINEHR, CARPES e MOTA, 2008).

A Circunferência Abdominal está relacionada diretamente à compensação que a coluna executa para ajustar o ponto de equilíbrio do corpo, de forma a poder sustenta-lo ereto, e, portanto, é um fator que impacta na incapacidade de movimento.

A circunferência abdominal masculina e feminina para uma pessoa saudável deve estar entre 94 e 88 cm respectivamente, portanto se aplica o algoritmo apresentado no Quadro 7, que relaciona as proporcionalidades da recorrência da dor lombar.

Quadro 7 - Algoritmo de proporcionalidade da circunferência abdominal

```

Se Sexo = Masculino então
    DifCA := 100 - (CA* 100) / 94
Senão DifCA := 100 - (CA* 100) / 88; {Feminino}

```

De maneira a gerar uma informação sobre o risco a saúde a partir da análise da circunferência abdominal, a OMS apresenta uma lista informativa considerando este fator para ambos os gêneros e de acordo com a idade (Quadro 8).

Quadro 8 - Classificação de Risco à Saúde (ABESO, 2009)

Idade	Homens				Mulheres			
	Baixo	Moderado	Alto	Muito Alto	Baixo	Moderado	Alto	Muito Alto
20 - 29	<0,83	0,83 a 0,88	0,89 a 0,94	>0,94	<0,71	0,71 a 0,77	0,78 a 0,82	>0,82
30 - 39	<0,84	0,84 a 0,91	0,92 a 0,96	>0,96	<0,72	0,72 a 0,78	0,78 a 0,84	>0,84
40 - 49	<0,88	0,88 a 0,95	0,95 a 1,00	>1,00	<0,73	0,73 a 0,79	0,80 a 0,87	>0,87
50 - 59	<0,90	0,90 a 0,96	0,96 a 1,02	>1,02	<0,74	0,74 a 0,81	0,81 a 0,88	>0,88
60 - 69	<0,91	0,91 a 0,98	0,99 a 1,03	>1,03	<0,76	0,76 a 0,83	0,84 a 0,90	>0,90

A partir desta tabela é estabelecido o grau de agravamento da incapacidade de movimento, sendo computado por uma escala que varia de 1 (Nível de Risco Baixo) a 2 (Nível de Risco Muito Alto), com graduação de 0,25 pontos para cada faixa.

O caso de uso, mostrado na Figura 28, elucida a geração do gráfico de análise do movimento e a partir desta análise, o sistema computa o número de execuções do exercício, a velocidade média em que as repetições foram realizadas e por fim realiza a análise de Bryski para identificar a possível fadiga que está ocorrendo nos músculos envolvidos no exercício.

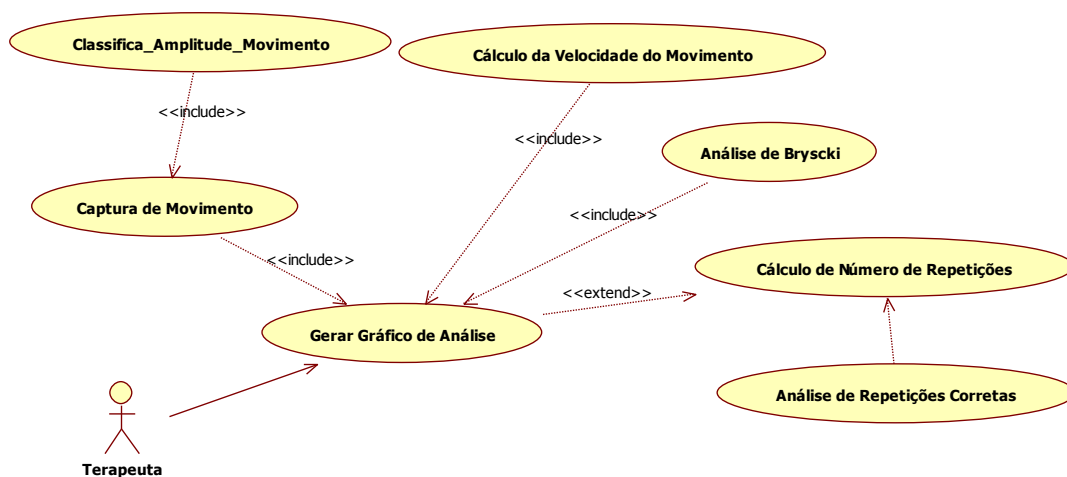


Figura 28 - Caso de Uso para gerar gráfico de análise

Para que os casos de uso apresentados nesta seção sejam implementados de forma a produzir um sistema computacional conciso e coeso, uma arquitetura que sustente estas condições foi desenvolvida e será apresentada na seção seguinte.

4.4 ARQUITETURA DO SISTEMA

Este sub-tópico apresenta a arquitetura do sistema ARMS (*Augmented Reality Rehabilitation Management Systems*) que é o sistema responsável por interoperar os dados do sistema de informação com os dados da captura de movimento.

Para estabelecer a arquitetura proposta para o sistema ARMS, foram identificados requisitos junto a especialistas em fisioterapia e terapeutas ocupacionais que apontaram para as especificidades apresentadas no sistema.

Devido aos requisitos de flexibilidade da aplicação em se dispor de mais de um dispositivo de captura de movimento e a facilidade de integração entre os módulos e a interoperabilidade requerida entre eles, foi escolhida a arquitetura de múltiplas camadas para ser a base estrutural do sistema.

Esta arquitetura está ilustrada na Figura 29, e é denominada de modelo de 3-Camadas (*Three-Tier Architecture*). Tem como objetivo principal diminuir a complexidade e tempo de desenvolvimento de sistemas de missão crítica, através da definição de um framework composto por um conjunto de objetos que interagem entre si para prover um ou mais serviços (BERNSTEIN, 1996).

Tais serviços ficam disponibilizados em um servidor de aplicação, que possui três camadas com papéis distintos. A união desta arquitetura de 3-Camadas a uma arquitetura de comunicação cliente-servidor provê a escalabilidade do sistema de captura de movimento.

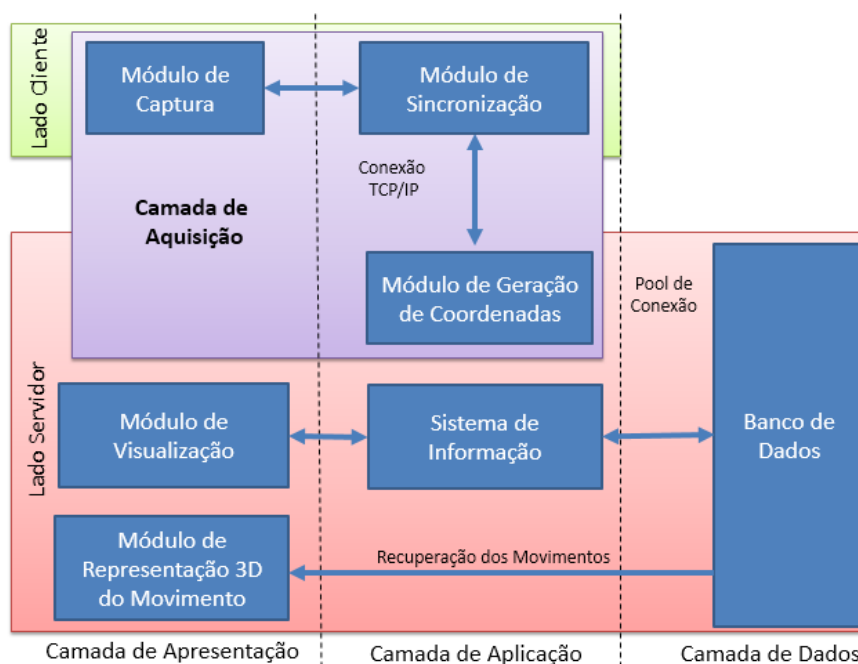


Figura 29 – Visão Geral da Arquitetura do Sistema

O modelo arquitetônico pode ser explicado em níveis ou camadas: Nível/Camada de Dados, ou de Banco de Dados; Nível/Camada de Regras de Negócio ou de Aplicação; e por fim, a camada de maior abstração: Nível/Camada Superior ou de Apresentação (KAMBALYAL, 2010).

Este tipo de arquitetura favorece o desenvolvimento distribuído de seus módulos, pois separa a interface da lógica de processo e do armazenamento e acesso aos dados. Sua concepção permite que cada um dos módulos seja atualizado ou replicado de forma independente com a relação dos requisitos de tecnologia utilizada (OFFUTT, 2002).

A Camada de Aquisição é composta por três módulos residentes em locais distintos que se comunicam por meio de troca de mensagens baseando-se na arquitetura cliente/servidor e utilizando o protocolo de comunicação TCP/IP, este módulo visa viabilizar a troca de dados de maneira remota entre os módulos de Captura, Sincronização e de Geração de Coordenadas.

O módulo de Captura é o módulo responsável por realizar a captura do movimento propriamente dito, ele poderá usufruir de diversos tipos de dispositivos de captura, o padrão de dispositivo de captura são webcams com o uso de marcadores fiduciais. Entretanto, este dispositivo poderá ser substituído pelo sensor de movimento KinectTM e por câmeras de rastreamento de movimentos baseados em marcadores coloridos, ou dispositivos de acelerômetros e giroscópio, como o wii-mote. Este módulo poderá ser executado em uma ou mais máquinas interconectadas em uma rede local. Agindo como um middleware, esta camada é responsável por fornecer um serviço de posicionamento tridimensional de uma parte do corpo do usuário paciente.

Middleware é um componente de software que tem como finalidade interligar processos, disponibilizando um conjunto de serviços que visam reduzir a complexidade do processo de desenvolvimento de uma aplicação (DENIS, PEREZ e PRIOL, 2002).

O middleware descreve níveis de interoperabilidade entre os dispositivos de forma a combiná-los ou usá-los em separado.

Dependendo do tipo de dispositivo usado na captura de movimento (Figura 30), o middleware realiza o rastreamento do corpo inteiro. Este serviço age como um conversor de dados, que dependendo do dispositivo provê um conjunto maior de informações a serem analisadas.



Figura 30 - Tipos de Tecnologias de Captura de Movimento para a Camada de Aquisição

O módulo de Sincronização é responsável por realizar o processo de comunicação dos dados entre diferentes dispositivos alocados para a captura de movimento, ele gera informações para o módulo de Geração de Coordenadas, que as combina para que seja criado um modelo tridimensional do movimento capturado.

A Camada de Apresentação é responsável por gerenciar os papéis dos módulos de Visualização e de Representação Tridimensional do Movimento.

O módulo de Visualização é responsável por gerar uma interface de visualização de movimentos, utilizando a própria imagem do paciente capturada em tempo real, e projetando informações virtuais como linhas interconectando os pontos anatômicos de interesse para o exercício e dados textuais como a amplitude de movimento na interface.

Já o módulo de Representação Tridimensional do Movimento possui um papel semelhante, porém é usado para representar o movimento do paciente após a execução do exercício. Este tem como objetivo encontrar desvios posturais não percebidos durante a execução do exercício pelo paciente. Este módulo contata com a visualização dos dados de captura de movimento em um ambiente de representação tridimensional provendo para o terapeuta uma análise do movimento em diversas direções e orientações de sentido.

A Camada de Aplicação compreende as aplicações que desejam acessar as fontes de dados, sejam elas oriundas do banco de dados (dados do paciente, da terapia, ou do exercício a ser realizado) ou do conjunto de dados de captura de movimento. Nesta camada há o módulo do Sistema de Informação que é responsável por registrar a avaliação física, a cada nova sessão de exercícios, e a partir desta avaliação são gerados parâmetros para a execução dos exercícios.

Na camada de Dados é realizado a manutenção e o gerenciamento dos dados apresentados nas demais camadas. Esta camada também é responsável pela integração do conjunto de dados associados, dados de configuração de parâmetros de câmera e de posicionamento de câmera, assim como a conversão do registro de dados temporários (em formato XML e binário) no conjunto de dados permanentes.

4.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo deste capítulo foi realizar um estudo e a composição de uma proposta de arquitetura, abrangendo os requisitos necessários para o desenvolvimento do sistema que será apresentado no Capítulo 5, o qual se destina a discutir os detalhes desta construção.

Foi investigada e apresentada neste capítulo a abordagem de uma arquitetura em três camadas, sendo que a camada de apresentação possui uma camada interna, denominada de camada de Aquisição, a qual é responsável pela aquisição dos pontos de referência do corpo do paciente, usados no módulo de captura de movimento, sendo esta camada um dos pilares deste trabalho.

O próximo capítulo destina-se a relatar as particularidades da construção da arquitetura de software que fornecerá subsídios estruturais para o sistema, considerando para isso a tecnologia do tipo de dispositivo aplicada e o aparato tecnológico utilizado.

5. DETALHES DE IMPLEMENTAÇÃO

Neste capítulo são relatadas as técnicas computacionais bem como as ferramentas de programação usadas para a implementação do sistema ARMS. É evidenciada também a interface de operação do sistema.

5.1 LINGUAGEM E BIBLIOTECAS DE PROGRAMAÇÃO

A linguagem de programação escolhida para a implementação da arquitetura foi a C# (C-Sharp) devido à disponibilidade de bibliotecas de programação que realizam a comunicação com dispositivos (webcam, sensores, joysticks, Wii-Mote™, e o sensor MS-Kinect™) e as incorporações de bibliotecas gráficas como a OpenGL, XNA™, e mais recentemente o Kinect-SDK para o desenvolvimento de aplicações em RA.

Esta linguagem foi escolhida por ser uma linguagem orientada a objetos, com segurança de tipos de dados, altamente integrada à plataforma .Net, e com uma sintaxe similar ao C++ e Java, suportando muitas de suas características, como expressões, comandos e operadores (WIHLIDAL, 2006). Outra vantagem que a linguagem oferece é a prototipação rápida de interface e o controle de outros processos instanciados na máquina.

Para o desenvolvimento dos módulos de captura foram escolhidas três bibliotecas para cada uma das tecnologias empregadas. Para o uso da tecnologia de MoCap com marcadores fiduciais, foi escolhida a biblioteca ARtoolKit (KATO, 2001), para aplicação com marcadores coloridos foi escolhida a biblioteca OpenCV e para o uso sem marcadores foi escolhida a biblioteca Kinect-SDK (AITPAYEV e GABER, 2012).

De maneira a ilustrar o controle do módulo de captura de acordo com o tipo de tecnologia de MoCap em RA utilizado, visualizada na Figura 31, é evidenciada pela notação em UML de como o sistema ARMS aciona o Módulo de Captura.

Neste acionamento é possível criar pelo menos duas visualizações (câmera frontal ou primária e câmera sagital ou secundária) em tempo real. Esta forma de representação facilita o entendimento da estrutura dinâmica do sistema, detalhando a

troca de mensagens entre os componentes, respeitando sua ordenação temporal (LAZÃR et al., 2010).

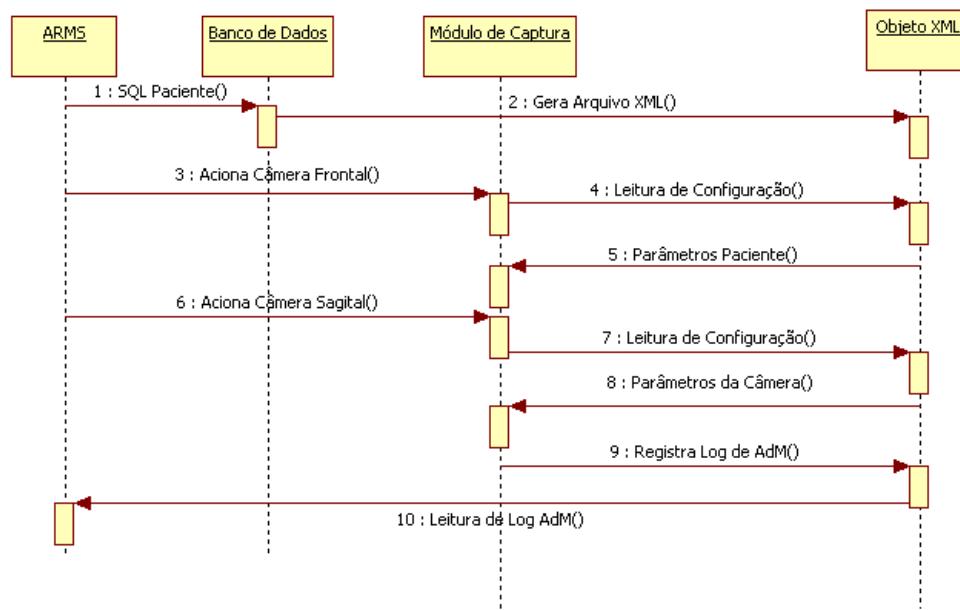


Figura 31 - Diagrama de Sequência entre os Módulos

5.1.1 Biblioteca para MoCap com Marcadores Fiduciais

Existem diversas bibliotecas para se implementar recursos de MoCap com Marcadores Fiduciais, tais como: ARToolKit (KATO e BILLINGHURST, 1999), ARToolKitPlus (WAGNER, e SCHMALSTIEG, 2003), ARTag (FIALA, 2005), DART (MACINTYRE et al., 2003), MXR (MXR Toolkit, 2010) todavia, a mais amplamente utilizada é a ARToolKit.

Todas as bibliotecas de RA usam um fluxo de processo semelhante ao princípio do funcionamento do ARToolKit que é uma biblioteca *open source* que usufrui de técnicas de processamento de imagem em tempo real para calcular a posição e a orientação da câmera em relação ao marcadores fiduciais (POUPYREV et al., 2002). A principal vantagem da utilização do ARToolKit em preterição das outras bibliotecas para realidade aumentada são as funções de renderização gráfica e rastreamento (FARIAS et al., 2006). Todavia, esta vantagem agrega uma complexidade de processamento no alinhamento das imagens virtuais e os objetos reais (SANCHES, 2007).

Além desta limitação a taxa de iluminação do ambiente também é um fator de controle da eficácia da proposta. Por exemplo: sabe-se que em um ambiente de iluminação controlada e pela variação de proximidade entre a câmera e o marcador de 1 a 100 cm, a biblioteca ArtoolKit possui uma maior precisão, e indica que a angulação da câmera em relação ao marcador deve estar entre 45 a 85 graus para uma captura

satisfatória e a uma distância linear variando entre 50 a 70 cm, como pode ser analisada na Figura 32.

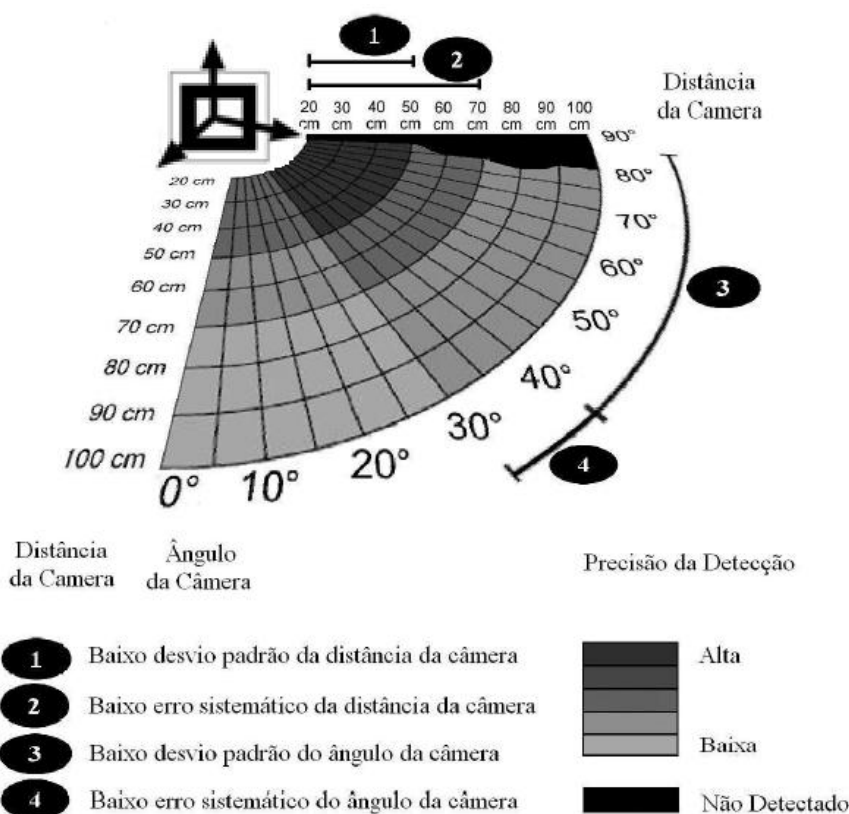


Figura 32 - Análise da Precisão da Biblioteca ARToolKit (SANCHES, 2007)

Outras limitações de sistemas de RA são que os objetos virtuais só podem ser exibidos quando as marcas estiverem sendo rastreadas, limitando o rastreamento e o desenho na tela dos objetos virtuais e suas animações.

Além disso, há limites na inclinação dos marcadores, por exemplo, se o usuário inclinar muito o marcador em relação ao eixo óptico da câmera, o padrão inscrito no marcador pode se tornar irreconhecível pelo programa, impedindo-o de tomar a decisão do padrão que deve ser exibido.

O rastreamento também é afetado pela orientação dos marcadores em relação à câmera (KATO et. al. 1999) e pelas condições de iluminação. Esta saturação luminosa pode criar reflexões e regiões brilhantes nas marcas do papel tornando mais difícil a tarefa de encontrar as marcas quadradas.

Portanto, abordagens com múltiplas câmeras tende a reduzir estas limitações e o controle da iluminação tende a mitigar a taxa de erros de captura por falso positivo.

O gerenciamento de janelas do ARToolKit é realizado pela biblioteca GLUT (*OpenGL Utility Toolkit*), que é uma extensão da biblioteca OpenGL. Todavia esta biblioteca tem um alto consumo de memória de vídeo e pode ser substituída por outras

bibliotecas gerenciadoras de interface (BIMBER e RASKAR, 2006), como a SDL(*Simple Direct-Media Layer*), que possuem um gerenciamento mais eficiente deste recurso.

A biblioteca SDL se comporta basicamente como uma camada simples a funções de janela (*windowing*) que provê suporte para operações em gráficos, sons, acesso a arquivos, captura de eventos, temporizador, gerência de *threads* e outras funcionalidades como o gerenciamento de portas USB (FORSTER e FORSTER, 2003).

Basicamente a SDL é subdividida em quatro subsistemas: o Controle de Vídeo; que implementa funções de manipulação de superfície de tela e janelas; o Controle de Áudio; que realiza a leitura e sincronização de arquivos de áudio; o Controle de Dispositivos; que agrupa as funções relacionadas aos dispositivos de entrada como: teclado e joystick; e o Controle Temporizador; que é responsável pelo controle de atualização de imagens na tela.

Ela também possui um modelo de interoperabilidade de dados por meio de protocolo TCP/IP e UDP integrado a uma estrutura de multiprocessamento (*threading*) e por isso manipula de forma otimizada o controle das janelas, atualização de imagens e o envio/recebimento de informações via protocolo de comunicação (BURO e FURTAK, 2005).

5.1.2 Biblioteca para MoCap com Marcadores Coloridos

O algoritmo de reconhecimento de marcadores coloridos é uma alternativa mais simples e trivial para o rastreo de objetos. Todavia, suas funções estão limitadas a um espaço bidimensional, com o qual é analisada o plano da imagem, requerendo um esforço computacional para se obter o posicionamento tridimensional (GUERRA-FILHO, 2005).

Para um sistema baseado em marcador colorido medir as trajetórias de pontos de interesse associado ao corpo humano, ele deve efetuar um conjunto de calcular de parâmetros de movimento de silhuetas e extrair outras características da imagem, como por exemplo, as bordas, para se orientar na composição do movimento (BODENHEIMER et al., 1997).

Com o intuito de acompanhar o movimento humano com adequada precisão para que seja possível aferir uma medida biomecânica, é comumente utilizada a biblioteca de análise de imagens OpenCV (BRADSKI e KAEHLER, 2008).

A OpenCV realiza o processo de segmentação da imagem digital identificando os intervalos de cores na imagem, em seguida é verificado se os intervalos de cores estão referenciados no padrão de cores (marcador) e após isto é traçada uma linha ligando o centro de maior incidência de cores padrão.

Esta é uma técnica simples de rastreamento, todavia, existem outras técnicas mais robustas para o rastreamento de movimentos a partir de marcadores coloridos, que não foram considerados nesta tese por serem de alto custo computacional para serem aplicados a sistemas de reabilitação (BURKE et al., 2008).

Nesta tese não foi utilizada esta técnica de rastreamento devido à complexidade dos métodos de calibração robusta para os marcadores coloridos e a severidade das mudanças de escala de cores apresentadas em análise de histograma. Esta severidade de mudança sofre maior influência do ambiente quanto a luminosidade e a intensidade de brilho refletido pelos marcadores (FIEGUTH e TERZOPOULOS, 1997).

Outro fator limitante da aplicação desta tecnologia é a orientação do marcador e o cálculo da distância entre a câmera e o marcador, que é a principal função requerida para o cálculo da amplitude de movimento do usuário.

5.1.3 Biblioteca para MoCap sem Marcadores

A Tecnologia de MoCap sem marcadores introduz um novo paradigma de interação, a interação natural (NUI – *Natural User Interface*), e tem como uma consequência direta a criação de novos dispositivos de hardware, dirigidos a dar suporte a eventos de interação que se originam da experiência de trabalhar e interagir em um espaço 3D (BOWMAN et al., 2008).

Os sistemas de MoCap sem marcadores emergiram no final de 2010 com a chegada do sensor MS-Kinect™, que, em princípio era para ser um dispositivo para o entretenimento de jogos, mas se tornou um dispositivo de interface muito requisitado e diversas aplicações têm sido desenvolvidas para compatibilizar a interação com este dispositivo.

Existem diversas ferramentas de desenvolvimento com o sensor Kinect tais como a OpenKinect, OpenNI e o MS-Kinect SDK (GNECCO et al., 2012). Foi escolhida a MS-Kinect SDK por ser a recomendada para o desenvolvimento em ambiente Windows e por apresentar um modo de rastreamento de esqueleto que retorna informações sobre a posição do corpo do usuário de forma mais eficiente para a aplicação.

A biblioteca de controle fornece uma lista de objetos associados para controlar um modelo de esqueleto humano (*Stick Man*) composto de semirretas interconectadas. A posição do esqueleto está em um espaço bidimensional dentro da interface de janela de sistema, e sua representação se dá pelo mapeamento de cada segmentos de reta em três eixos, e desta forma, integrando a um ambiente tridimensional por meio de um avatar ou a visualização da câmera (Figura 33).



a) Captura para RV (SUMA et al., 2011)

b) Captura para RA

Figura 33 -Ambientes de RV e RA com MoCap sem marcador

5.1.4 Gerenciamento da Interface USB

O gerenciamento da interface USB é realizado de acordo com a arquitetura WMI (*Windows Management Instrumentation*) que é a principal ferramenta para monitoração e gerenciamento de aplicações construídas sobre o sistema operacional Microsoft WindowsTM (SKALETISKY et al., 2010).

O WMI está baseado em conceitos como Monitoração e Instrumentação. Monitoração significa estar a par do estado de um dos componentes de hardware e software. A instrumentação se refere aos métodos de medida e controle destes componentes (ROBINSON, 2005).

Com esta monitoração é possível identificar quais os dispositivos estão conectados à máquina e associá-los a alguma função específica no sistema.

A Figura 34 ilustra a interface que realiza a monitoração das portas USB que estão associadas às câmeras web e configura o ângulo de posicionamento de cada uma. É salutar que estes ângulos sejam o mais próximo do real, sendo recomendado o uso de um transferidor de ângulos para aferir as medidas e transpô-las para o sistema. Este processo é importante, pois gera maior confiabilidade no processo de calibração das câmeras.

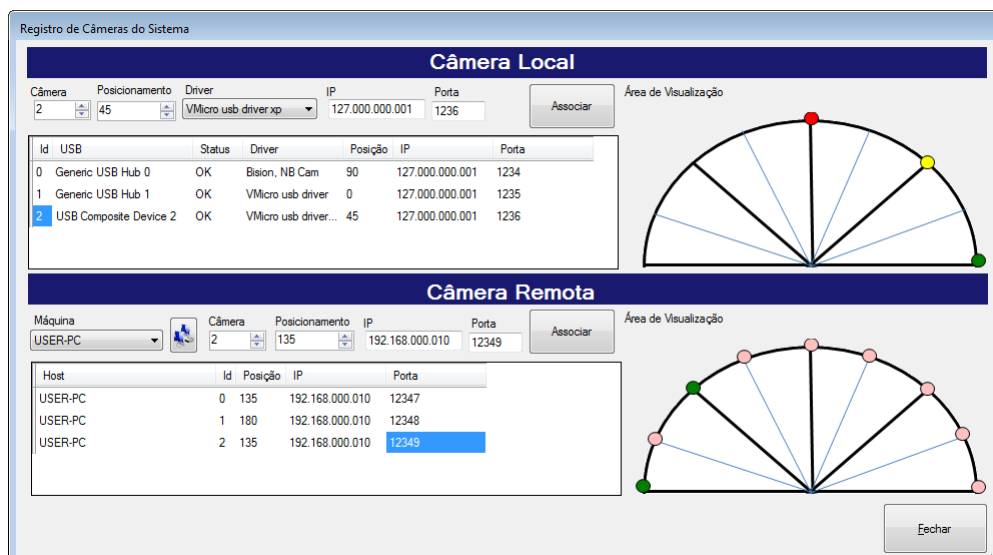


Figura 34 - Configuração das Câmeras do Sistema

Nesta interface (Figura 34), o usuário poderá selecionar qual câmera e qual máquina (local ou remota) que possui o registro da imagem e associar a câmera a um endereço IP e a uma porta de entrada de dados, pois o sistema trabalha com a trocas de mensagens por meio de sockets.

O limite de câmeras está relacionado diretamente com a capacidade de processamento do equipamento em relação à comunicação com as entradas USB.

Para que o sistema realize de forma satisfatória a comutação dos dados de posicionamento do usuário é necessário que suas câmeras estejam em posições pré-definidas e calibradas.

5.1.5 Calibração das Câmeras

O processo de calibração de câmeras é importante para qualquer atividade em que se deseja obter um registro fotogramétrico de um objeto, seja para analisar sua estrutura ou para reconhecer seu movimento (CHEN, 2000).

Apenas usado quando a tecnologia de captura escolhida for por marcadores fiduciais, a calibração das câmeras se faz necessária devido à necessidade de completar a visão de uma das câmeras para o registro do marcador. O processo de calibração desenvolvido assume que quando a câmera principal (b) não consegue rastrear o objeto, então, deve-se obter a posição do marcador a partir dos dados da câmera secundária (a). Todavia, como as posições referenciadas não são as mesmas, o algoritmo da câmera principal recebe os dados da câmera secundária e ajusta as posições para que sejam as mesmas.

Na interface visualizada na Figura 35 é evidenciado o rastreo de um marcador por duas câmeras, principal (servidor) e a secundária (cliente). Para realizar o sincronismo das câmeras é necessário que, pelo menos em um quadro, todas as câmeras registrem o marcador. Após esta sincronização, a qualquer momento em que seja obstruída a visão da câmera principal, os dados de posicionamento são enviados para a câmera cliente.

Ao registrar o marcador, o sistema desenha uma bola de futebol (objeto com textura) identificando a posição 3D do marcador para ambas as interfaces: cliente e servidor. E, na interface servidor, a posição da câmera cliente é representada por um anel 3D. No momento que há o sincronismo, o anel e a bola ficam no mesmo ponto 3D. E quando há a perda da visualização do marcador pela câmera servidor, o anel toma o lugar da bola, evidenciando a captura e a conversão de coordenadas.

A oclusão pode acontecer pelos seguintes fatores: a) Má Condição de Iluminação; b) Distância de captura entre a câmera e os marcadores; c) Sobreposição de marcadores; d) Perda do campo de visão da câmera.

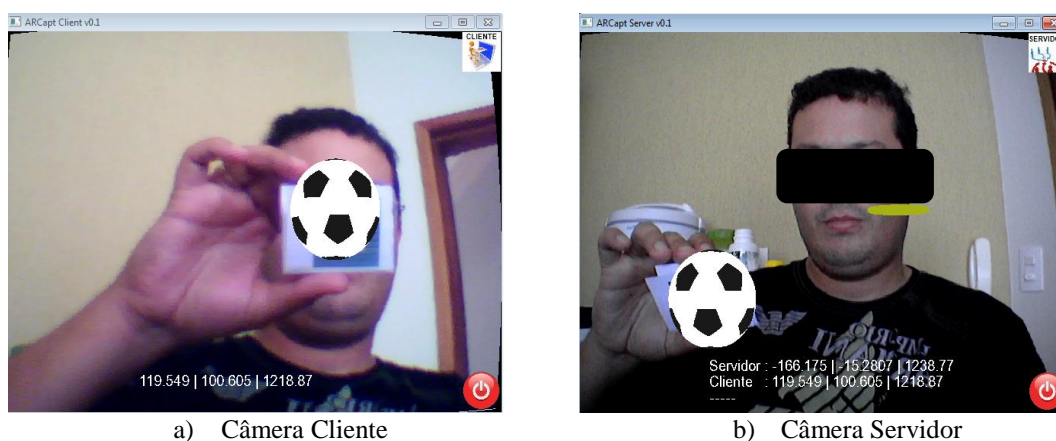


Figura 35 - Módulo de Sincronização das Câmeras

A geração de coordenadas homogêneas comumente é realizada a partir da análise da geometria epipolar (HARTLEY e ZISSERMAN, 2004) que realiza o processo de calibração, tendo como referência a posição e orientação dos marcadores no espaço. Desta forma é possível realizar a correspondência destes pontos de referência 3D, capturados por diversas câmeras, e as suas projeções 2D apresentadas na tela.

Após a visualização e o processo de sincronização, o programa de calibração das câmeras gera um arquivo em formato XML contendo os dados de ajustes de posicionamento 3D entre as câmeras.

A Figura 36 mostra este arquivo segmentado em três partes. A primeira (a) identifica o posicionamento do marcador pela câmera no lado do servidor, a segunda (b), mostra o posicionamento do mesmo marcador vista pelo lado cliente. E a última (c),

mostra a posição relativa do marcador já calibrada. Além da informação de posicionamento, é registrado também o quadro (*frame*) de sincronismo, que será útil para o processo de reconstrução do modelo epipolar pelas duas câmeras.

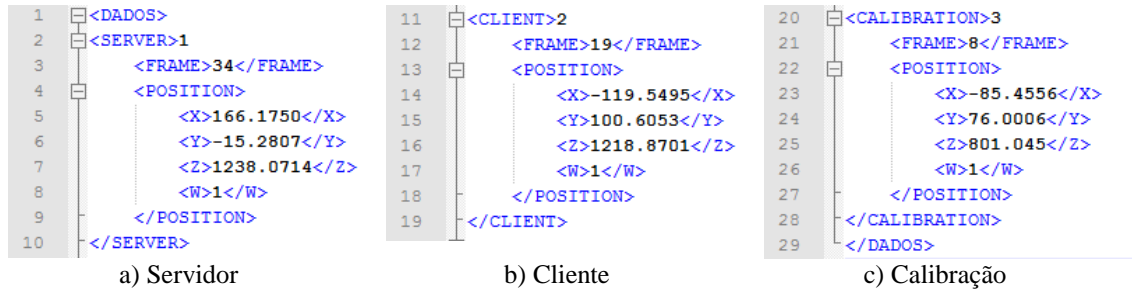


Figura 36 - Dados da Calibração das Câmeras

Após a sincronização das câmeras é possível recuperar as informações de seus parâmetros intrínsecos, como por exemplo, a distância focal e o tamanho da imagem plana em milímetros bem como suas dimensões em pixels.

A Figura 37 ilustra o modelo matemático aplicado no sistema para computar estes parâmetros intrínsecos: a distância focal (f), a largura da imagem (W) o espaçamento entre os centros focais das duas câmeras (B) e a distância entre a câmera e o marcador (z).

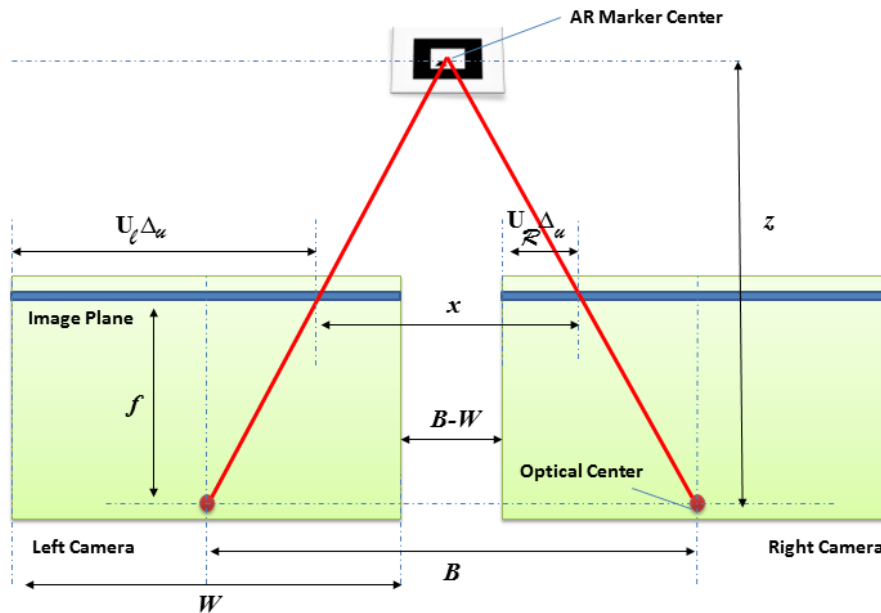


Figura 37 - Modelo Matemático de Geração de Coordenadas Homogêneas Considerando os Parâmetros da Câmera (HARTLEY e ZISSERMAN, 2004)

A disparidade entre as projeções é dada pela diferença entre as projeções de cada imagem e pela distância entre seus centros.

O ponto central do marcador é visto pelas duas câmeras, entretanto de forma espelhada, e como os parâmetros intrínsecos são distintos, é necessário ajustar estas coordenadas.

A câmara direita irá referenciar a posição do marcador em relação a seu espaço de imagem ($U_L \Delta_u$). Da mesma maneira, a câmara esquerda irá encontrar a referência de forma espelhada ($U_R \Delta_u$) e o espaçamento entre as duas referências são dadas por “x”.

Desta forma, é possível identificar dois triângulos, sendo o menor composto pela base x e os vértices ($U_L \Delta_u$) e ($U_R \Delta_u$). Este triângulo tem sua altura calculada pela relação $z - f$, e o triângulo maior tendo como base B e altura z. Portanto, é possível obter a relação mostrada na Equação 3.

Equação 3

$$\frac{z}{B} = \frac{z - f}{x}$$

Desta forma a distância “z” dada a partir da câmara até o marcador é dada pela Equação 4, onde d é a diferença entre as distâncias ($U_L \Delta_u$) e ($U_R \Delta_u$).

Equação 4

$$z = \frac{B}{B - x} f = \frac{B}{d} f$$

Após este cálculo é possível encontrar os pontos de semelhança na imagem que, quando ajustadas suas coordenadas, fornecem uma relação de proporcionalidade entre as posições de cada marcador, destarte, provendo um conjunto de coordenadas homogêneas.

Na próxima etapa é calculada a disparidade estéreo, a qual pode ser definida como a diferença percebida entre as posições de um objeto (ou ponto) em duas imagens geradas por duas câmeras posicionadas a certa distância uma da outra (CHEN, 2000).

Neste cálculo de disparidade também são computados alguns fatores de característica intrínseca da câmara.

Estes parâmetros relacionam as coordenadas de pontos da imagem com as coordenadas do sistema de referência da câmara, as quais a biblioteca ARtoolkit mapeia (BILLINGHURST e KATO, 2001)

- a) Dimensão da imagem ($Xsize_c$, $Ysize_c$);
- b) Perspectiva (K_c);
- c) Matriz (D_c) de quatro elementos dos fatores de distorção da imagem da câmara (de centro de distorção em posição x e y, fator de distorção e escala).

Na matriz de distorção da imagem da câmara são computados os valores referentes ao centro da distorção nos eixo X e Y, bem como o fator de distorção e a escala de visualização (ZHANG, LIN e ZHANG, 2001).

Então os cálculos são realizados por medidas de proporcionalidade entre as matrizes de configuração da câmera, assim como mostra a Equação (5).

Equação 5

$$X_{size} = \frac{X_{size}b*100}{X_{size}a} \quad Y_{size} = \frac{Y_{size}b*100}{Y_{size}a}$$

$$K_c = \frac{K_cb*100}{K_ca} \quad D_c = D_c^a * D_c^{b-1}$$

Uma vez com a câmera calibrada, é possível confiar melhor nas coordenadas do marcador obtidas, porém, sempre tendo em mente que a câmera é um instrumento e pode apresentar incertezas (HARTLEY e ZISSERMAN, 2004)

5.2 INTERFACE DE OPERAÇÃO

Com o objetivo de se criar uma identidade visual para o sistema, foi projetada a tela de abertura com a logomarca do ARMS, que também é a identificação visual como ícone de atalho do programa, que podem ser visualizadas na Figura 38.

A partir da execução do programa é mostrada ao usuário a tela principal a qual contém um conjunto de opções de acesso aos módulos do sistema por meio de menu de comando.

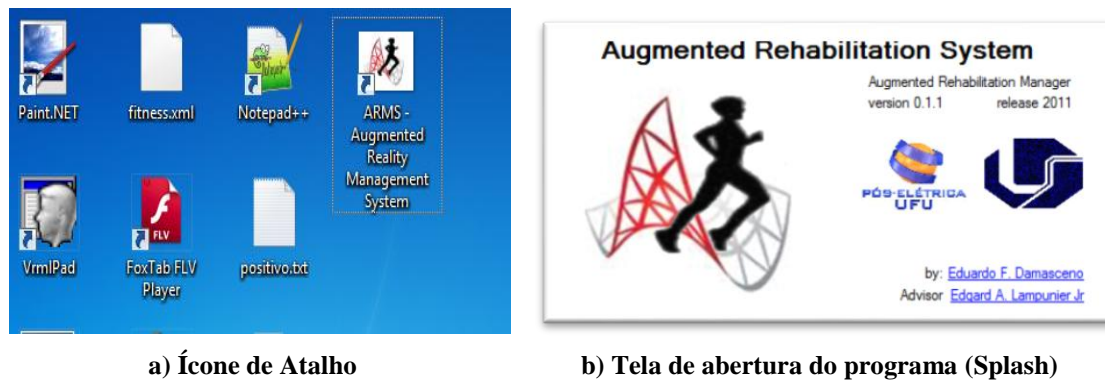


Figura 38 - Logo de Abertura do Sistema

O sistema foi desenvolvido para uma resolução de tela de (1366 x 768) pixels para que comportasse duas janelas de dimensões (640 x 480) pixels que são invocadas quando é iniciado o módulo de RA, ou em apenas uma janela única, quando os dispositivos Wii-Mote™ ou sensor de movimento MS-Kinect™ estiverem conectados.

Os menus de operação do sistema foram divididos em dois grandes grupos: o primeiro correspondente às funções do sistema (cadastro dos exercícios, cadastro do

paciente e a execução da terapia) e o segundo dedicado às configurações do módulo de captura de movimentos(Figura 39).

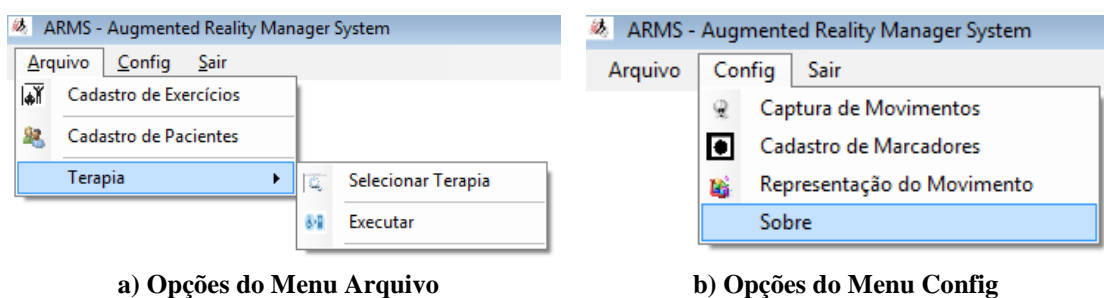


Figura 39 - Opções de Configuração do Sistema

O fluxo das informações respeita uma ordem de precedência que se inicia com o registro de um exercício (Figura 40) onde os dados sobre sua execução, (faixa de intervalos angulares, mensagens de informação para o usuário e vídeo demonstrativo) são exigidos para completar a informação.

A interface mostrada na Figura 40 possui no seu canto esquerdo a identificação do movimento articular, sendo definido o lado do corpo que será analisado, os membros pelos quais serão rastreados, o plano de análise do movimento e o tipo de movimento articular esperado no exercício.

No canto direito da interface, o usuário terapeuta pode carregar um vídeo demonstrativo do exercício, indicar o número mínimo de execuções e a carga máxima (% Max 1-RM).

Estas duas informações: número de execuções do exercício e a carga máxima, compreende os fatores de risco do exercício físico (MAZINI FILHO et al., 2010). Ademais, estas informações possuem relevância para o algoritmo de apoio à decisão do sistema, pois a partir delas, o sistema recomendará a quantidade e repetições de exercícios sugeridos para o terapeuta.

Na parte inferior desta interface é realizada a associação dos pontos anatômicos do corpo com os quais são dados maior interesse, pois os músculos envolvidos no movimento são de importância para o exercício. E também as limitações angulares mínimas e máximas para que se considere que o exercício está sendo realizado de forma satisfatória.

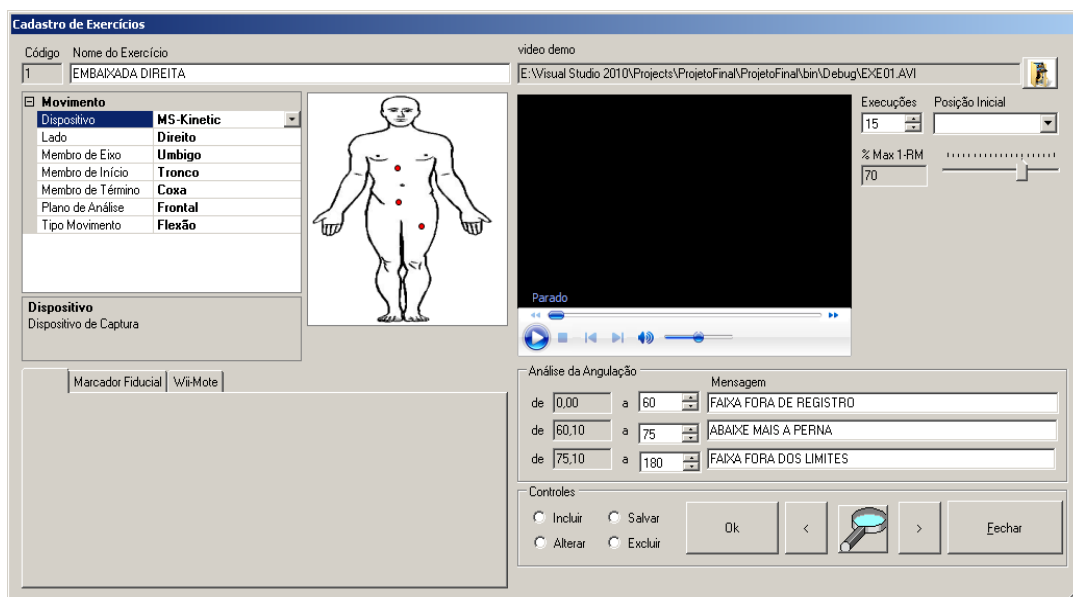
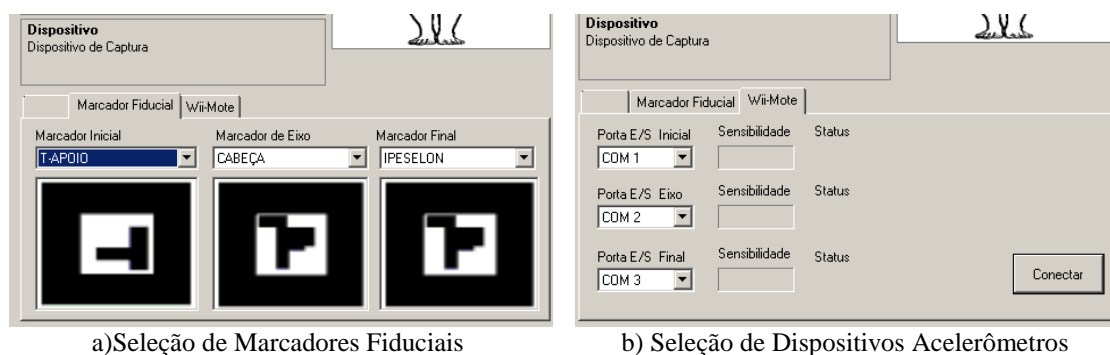


Figura 40 - Cadastro de Exercícios

De forma a suportar a várias técnicas de captura de movimento, o sistema foi adaptado para receber outros dois dispositivos de captura de movimentos, sendo o padrão de captura por Marcadores Fiduciais.

Entretanto, é possível associar um conjunto de acelerômetros, como Wii-mote, e o sensor de movimento do Kinect. O usuário terapeuta deverá selecionar para cada exercício o tipo de dispositivo de captura (Figura 41).

A Figura 41b mostra ao terapeuta as configurações para o uso de controles Wii-mote, com os quais pode-se também realizar a captura de movimentos. Nesta parte da figura é evidenciado o uso das portas de comunicação com o controle.



a) Seleção de Marcadores Fiduciais

b) Seleção de Dispositivos Acelerômetros

Figura 41 - Seleção de Dispositivos de Captura

Em sequência à operação de cadastramento dos exercícios segue-se o item do registro no sistema do paciente. Este módulo do sistema é subdividido em abas de controle para melhor disposição das informações sobre o paciente.

Então na aba “Dados do Paciente”, visto na Figura 42, é solicitado ao terapeuta as informações para o registro do paciente, como: sobre sua etnia e gênero, nome do

médico responsável e o fisioterapeuta que acompanhara a terapia. Todos estes itens são informados antes do prosseguimento para próxima aba “Avaliação Física”.

Código	NomePac	Nascido	Genero	Etnia	Contato	Medico	Fisioterapeuta
1	Eduardo	25/10/1976	MAS	BRANCO	(64) 9625-2714	DR. FRABRÍCIO ...	DR. CRISTIANO ...
2	TATIANE VALAU	23/07/1982	FEM	BRANCO	(64) 8110-7572	DR. OSÓRIO	DR. FABIANA
*							

Figura 42 - Dados do Paciente

As informações requeridas na aba “Avaliação Física” (Figura 43), são medidas antropométricas auferidas por balança e fita métrica comum, e a partir destas medidas, o sistema calcula o IMC do paciente. Na interface de avaliação física da Figura 43, o terapeuta tem a opção de registrar a percepção da dor que o paciente relata.

Esta escala de dor percebida pode ser classificada segundo a intensidade da dor (SEM DOR, AGUDA ou CRÔNICA) e quanto a sua Intensidade (SEM DOR, LOCALIZADA, INTERMITENTE, CONTÍNUA), baseados nos estudo de avaliação de dor (MURTA, 1999).

Também há a necessidade de informar ao sistema se o paciente está ministrando alguma medicação para atenuar a dor.

Figura 43 - Avaliação Física e Questionário sobre Dor

O grande desafio para se compreender a dor, inicia-se na sua mensuração, já que a dor é, antes de tudo, subjetiva, variando individualmente em função de vivências culturais, emocionais e ambientais (FERREIRA, 2009).

A partir dos formulários de avaliação de Oswestry e Rolland-Morris foi criado um protocolo de análise sintética que uniu as informações de ambos os formulários sobre a avaliação de dor autopercebida.

Para se ter uma equivalência entre os formulários convencionou-se no sistema a escala de valores de 0 a 6 associados a uma EVA (Escala Visual Analógica) utilizando o padrão de cor mais quente para o sentido de dor e o padrão de cor fria para ausência de dor, ou a relação visual com os rostos mostrados na Figura 44.

A EVA é um instrumento importante para verificar a cada avaliação a evolução do paciente, durante o tratamento de maneira mais fidedigna. E, é útil para poder analisar se o tratamento está sendo efetivo, quais procedimentos têm surtido melhores resultados, assim como se há alguma deficiência no tratamento, de acordo com o grau de melhora ou piora da dor.

Para o sistema obter o valor do InMov (Índice de Incapacidade de Movimento) é realizado um cálculo, no qual se processa a média das respostas as perguntas do questionário de avaliação de dor autopercebida. Estas respostas estão em uma variação de 0 (sem dor) a 6 (dor insuportável).

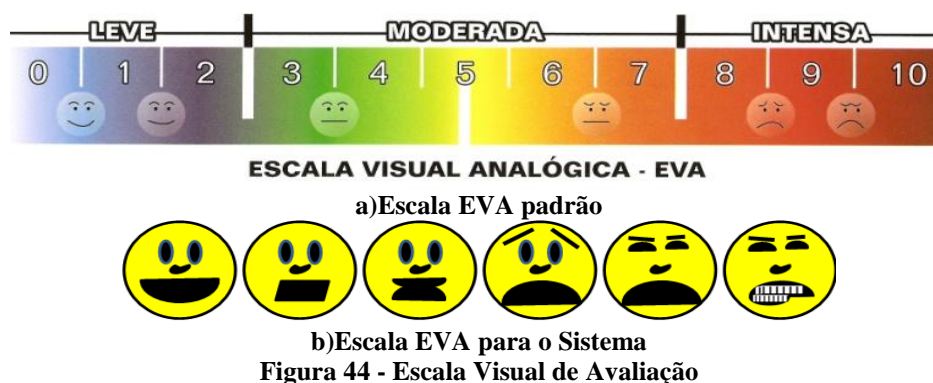


Figura 44 - Escala Visual de Avaliação

O cálculo do InMov é apresentado pela Equação 6, que a partir da média da soma das respostas da anamnese, pelo cálculo de risco à saúde referente à relação cintura/quadril é possível obter um número qualitativo usado no sistema.

Equação 6

$$InMov = \frac{(RCQ_{Atual} - RCQ_{ideal})}{IMC_{atual}} * Risco * \frac{\sum Resposta}{6}$$

Ainda na mesma interface, na aba “Seleção de Exercícios”, são conjugados os dados do exercício previamente cadastrado e sua inclusão na terapia do paciente, na qual o terapeuta informa a série de execuções para que o sistema calcule o índice de recuperação e selecione pelo algoritmo de apoio à decisão, os próximos exercícios, ou mesmo, alteração na carga de repetição dos exercícios (Figura 45).

Código	Exercício	Movimento	Plano	Lado	Posição	Série
1	ALONGAMENTO INFERIOR ESQUERDO	Flexão	Frontal	ESQ	Frontal	10
1	EMBAIXADA DIREITA	Flexão	Frontal	DIR	Frontal	10
1	ALONGAMENTO INFERIOR ESQUERDO	Flexão	Frontal	ESQ		10
1	ALONGAMENTO SUPERIOR ESQUERDO	Flexão	Frontal	ESQ	Sagital	10
1	SAY HELLO DIREITA	Adução Vertical	Frontal	DIR		10
1	ALONGAMENTO SUPERIOR ESQUERDO	Flexão	Frontal	ESQ	Sagital	10
1	SAY HELLO DIREITA	Adução Vertical	Frontal	DIR		10

Figura 45 - Seleção e Inclusão de Exercícios na Terapia

Para uma análise visual sobre os registros de movimento realizado pelo paciente durante a terapia, a aba “Evolução” (Figura 46) mostra os ângulos de amplitude de movimento (linha azul), a velocidade de movimento (linha laranjada) e logo abaixo, a informação sobre a Faixa de Brzycki.

A faixa de Brzycki é utilizada como parâmetro para se tomar a decisão sobre a quantidade de execuções dos exercícios, ou seja, é um sinalizador sobre o estresse físico que o paciente possivelmente sofrerá após uma nova execução do mesmo exercício.

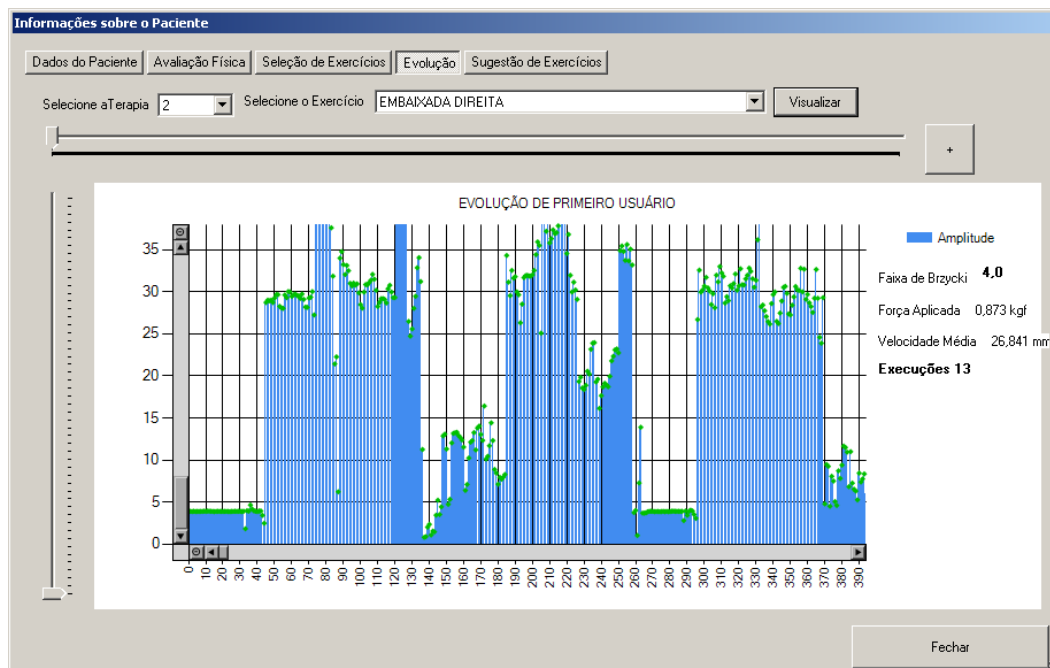


Figura 46 - Visualização da Evolução dos Exercícios

A partir da análise da posição 3D dos marcadores, o sistema calcula o número de execuções válidas do exercício. Este número é o obtido pelo cálculo relativo à diferença de distância dos marcadores em função do tempo. Quando é usado a MoCap sem marcadores é usado o eixo de referência de captura, ou seja, o movimento linear do no plano.

Com base no cálculo da distância percorrida pelo marcador, é possível obter a velocidade do movimento em função do tempo (quadros capturados). Aplicando-se as Leis de Movimentos Lineares (BARCELOS, 2004), é encontrado o valor da força relacionada ao movimento. Estas variáveis: velocidade, força, aceleração e distância percorrida, implicam diretamente na qualidade do exercício realizado.

Destarte, é possível qualificar o movimento realizado como “Satisfatório” ou “Insatisfatório” e, assim, obter uma medida qualitativa sobre o exercício realizado.

Com o uso da aba “Sugestão de Exercícios” o terapeuta pode ter como segunda opinião, mediante as análises da evolução do paciente, os possíveis exercícios que por meio de parâmetros poderão ser alterados e ao apertar o botão “Aplicar”, o sistema gera os dados mostrados na listagem (Figura 47).

Os dados de amplitude de movimento de cada exercício, sua velocidade e força empregada no movimento são computados e analisados com o histórico de outros pacientes de casos semelhantes e então por comparação da lista de exercício são sugeridos novos exercícios.

Informações sobre o Paciente

Dados do Paciente | Avaliação Física | Seleção de Exercícios | Evolução | Sugestão de Exercícios

Sugestão de Exercícios ao Paciente

Análise
 Análise por: Estatística Elementar
 Exercício:
 Série (Nº): 10
 Carga Máxima: 3
 Paciente:
 Nome: EDUARDO
 Idade: 34
 Dor: SEM DOR
 Peso Atual: 1
 I.M.C.: 28.568
 Taxa de Incapacidade: 3.88

Nome: Nome do Paciente

Aplicar

Código	Exercício	Músculo/Região	Série	Execu
4	ALONGAMENTO INFERIOR	PERNA / GLÚTEO / ABDOMÉM		7
2	ALONGAMENTO SUPERIOR	PERNA / GLÚTEO / ABDOMÉM		5

Fechar

Figura 47 - Interface de Sugestão de Exercícios ao Paciente

No módulo de Análise, foram implementados algoritmos de apoio à decisão para sugerir ao especialista outros exercícios com cargas e séries para promover a terapia.

Para a sugestão do número de repetições a serem realizadas em cada exercício, foi aplicada a **Equação 7**. Se o número de repetições for inferior a 5, o exercício é removido da lista.

$$Repetições = \frac{\sum Execuções * Velocidade Média}{Peso Extra * Média de Força Estimada}$$

Equação 7

O sistema fornece relatórios, pelos quais é possível o terapeuta acompanhar a evolução do tratamento, pois a cada nova sessão é realizada uma nova anamnese e assim recalculado o InMov.

Dessa forma é possível solicitar um relatório de acompanhamento e observar a melhora por meio da informação Expectativa de Melhora, como mostra a Figura 48.

Acompanhamento de Casos Clínicos

Paciente: PRIMEIRO USUÁRIO | Nascido em: 25/10/1976 | Gênero: MAS | Etnia: BRANCO | Visualizar | Fechar

1 of 1

Terapia	Terapia	Paciente: PRIMEIRO USUÁRIO	Expectativa de Melhora	48,28 %
2	INICIADA	Sintoma: DOR NAS COSTAS Dor: LOCALIZADA Intensidade: LOCALIZADA Previstas 20 Realizadas 12	Cintura: 104,3cm Peso: 89,5 Kg Quadril: 98,2 cm Altura: 177 cm	C/Q 1,06 IMC: 28,57 Medicado: NÃO
3	TERMINADA	Sintoma: MELHORA NA DOR NA REGIÃO LOMBAR Dor: SEM DOR Intensidade: SEM DOR Previstas 20 Realizadas 14	Cintura: 97,4cm Peso: 83,1 Kg Quadril: 97,6 cm Altura: 177 cm	C/Q 1,00 IMC: 26,52 Medicado: NÃO

Obs:
 I.I.M.: Índice de Incapacidade de Movimento, calculo de acordo com questionário ROLLAND & MORRIS (2002)
 I.M.C.: Índice de Massa Corporal.
 Expectativa de Melhora significa a provável involução da patologia

Figura 48 - Análise da evolução da patologia

Depois de realizado o cadastro do paciente, o terapeuta escolhe qual exercício irá acompanhar. Para isto a interface solicita o nome do paciente e a terapia (“Não Concluída”).

O sistema apresenta a lista de exercícios da terapia, Figura 49, e então, o terapeuta posiciona o paciente frente às câmeras: frontal e sagital, e aciona o botão referente ao exercício escolhido.

	Codigo	Nome do Exercício	Musculo/Região	Série	C
▶	1	EMBAIXADA	PERNA / COXA	10	2
	2	ALONGAMENTO SUPERIOR	PERNA / GLÚTEO / ABDOMÉM	10	2

Figura 49 - Escolha da Terapia para o Paciente

O usuário ao acionar o botão indicado, no canto esquerdo da tela, irá executar exercício em módulo de captura, e para tal, gera um arquivo de parâmetros em formato XML (Figura 50), que servirá o módulo externo do sistema, para que este processe informações sobre o tipo de exercício e a forma de sua execução pelo usuário.

Este arquivo é lido apenas pelo sistema controlador da câmera frontal ou servidora. Quanto às câmeras remotas, ou as sagitais, estas apenas registram os marcadores que não estão oclusos e transmitem a informação para a câmera frontal.

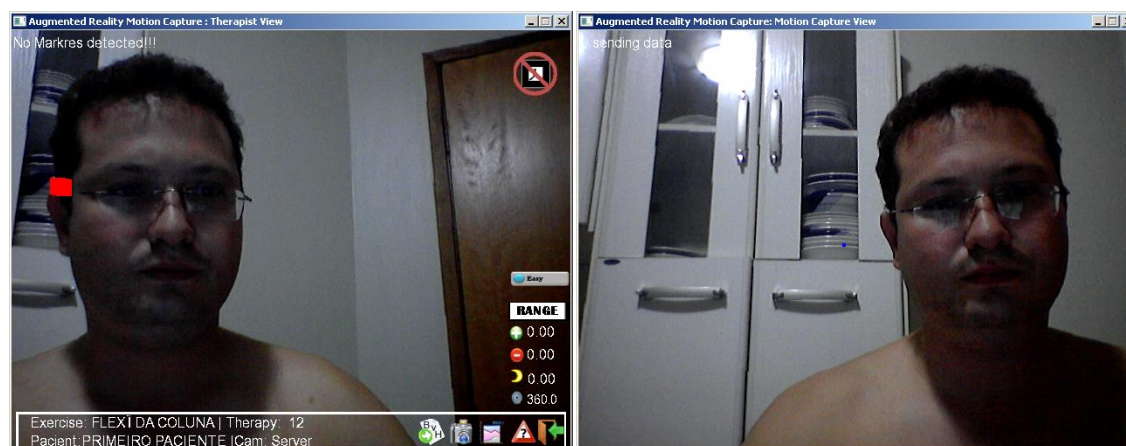
```

<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
<Paciente>
  <Nome>Usuário Padrão </Nome> <Dor> Local </Dor>
  <TipoMove> Flexão </TipoMove> <Plano> Frontral </Plano>
  <Movimento>
    <Faixa1>
      <Angulo> 35 </Angulo> <Mensagem> LEVANTE MAIS A PERNA </Mensagem>
    </Faixa1>
    <Faixa2>
      <Angulo> 100 </Angulo> <Mensagem> OK </Mensagem>
    </Faixa2>
    <Faixa3>
      <Angulo> 125 </Angulo> <Mensagem> ABAIXE MAIS A PERNA </Mensagem>
    </Faixa3>
    <Path> C:\\Users\\ARMS\\Videos\\uTIPu\\exe02.AVI </Path>
  </Movimento>
  <Marcador>
    <Inicio>
      <Membro> Tronco </Membro> <Marca> E:\\ARMS\\MEDIA\\TRONCO.PAT </Marca>
    </Inicio>
    <Eixo>
      <Membro> PELVE </Membro> <Marca> E:\\ARMS\\MEDIA\\UMBIGO.PAT </Marca>
    </Eixo>
    <Final>
      <Membro> COXA </Membro> <Marca> E:\\ARMS\\MEDIA\\COXA.PAT </Marca>
    </Final>
  </Marcador>
</Paciente>

```

Figura 50 - Arquivo XML de parâmetros para o módulo de Realidade Aumentada

Para uma melhor identificação dos dados apresentados na interface de RA fiducial, optou-se por mostrar as informações do exercício no canto esquerdo da tela, como visto na Figura 51. Já o canto direito da interface de RA, é responsável por mostrar os símbolos referentes à qualidade do exercício, ou seja, se está sendo realizado corretamente ou não.



a) Visão Frontal

b) Visão Sagital

Figura 51 - Tela do Módulo de Realidade Aumentada

É importante elucidar a diferença entre as telas, Câmera Frontal (Local) e Sagital (Remota), visto que a primeira é a única que possui estas capacidades, por considerar a outra como sendo auxiliar no processo. Assim como a interface de captura de movimentos sem marcadores (Figura 52), que usufrui do dispositivo MS-Kinect.

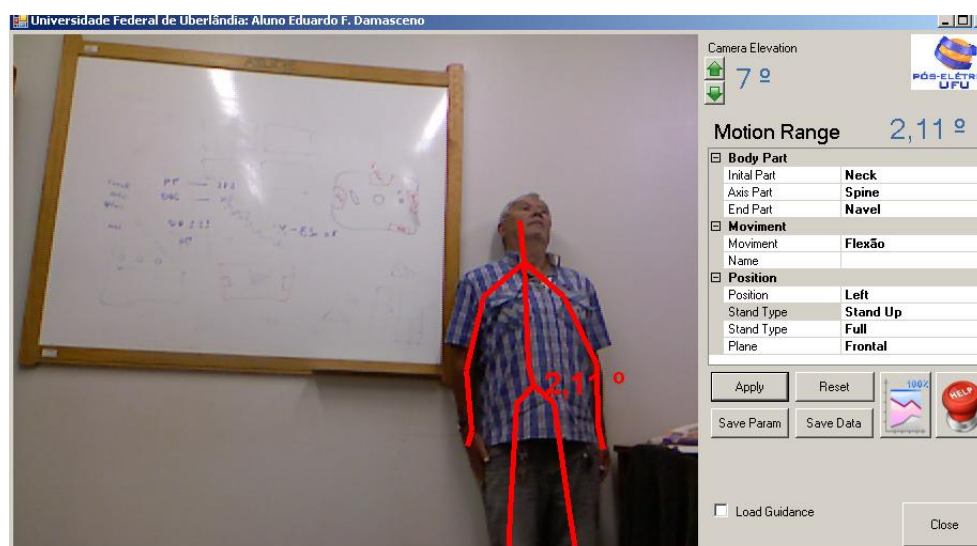


Figura 52 - Interface sem marcador

Para facilitar o entendimento do exercício, foi incorporada uma função de ajuda, que é acionado no momento em que o usuário paciente mostra um marcador com o símbolo (?). O sistema projeta um vídeo com uma animação, previamente já gravada, dos movimentos requeridos no exercício. A Figura 53, evidencia o uso do marcador de ajuda

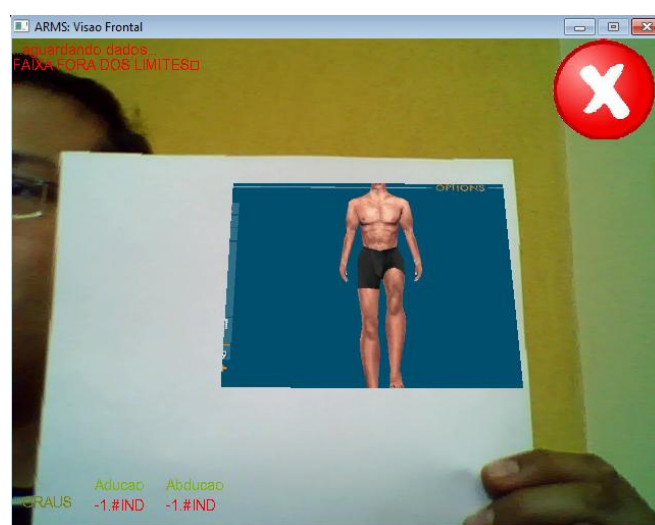


Figura 53 - Apresentação de ajuda ao paciente ao realizar o exercício

Apoiado pela arquitetura do sistema na camada de apresentação, os movimentos registrados poderão ser recuperados para análises futuras por meio da interface mostrada na Figura 54, pela qual o usuário seleciona o paciente, indica a terapia que deseja recuperar a informação e seleciona o exercício para análise.

A representação do humanoide segue a composição mínima de pontos de rastreo (CANTON-FERRER, CASAS, PARDÀS, 2009). Para o enquadramento das coordenadas de mundo capturado pelas câmeras e a representação no ambiente de visualização do movimento foi desconsiderada a posição do avatar humanoide em relação ao mundo, sendo colocado ao centro da tela.

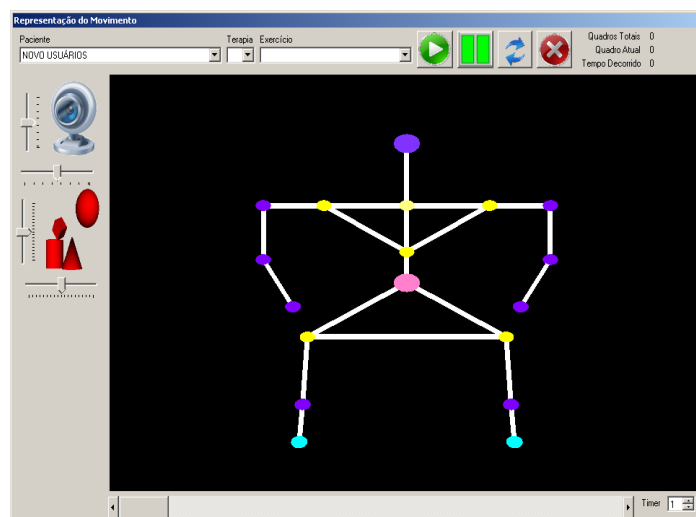


Figura 54 - Representação do Movimento Capturado

Para representação do movimento foi utilizado um modelo humanoide contendo 15 pontos (articulações) de ligações baseados no modelo antropométrico formado de 13 segmentos de linha, considerando os segmentos: pé, perna, coxa, mão, antebraço e braço para os dois hemisférios do corpo, e o tronco como um único segmento acoplado à cabeça.

Por meio de um ambiente tridimensional criado em OpenGL acoplado ao sistema é possível selecionar o paciente, e escolher o exercício na parte superior da interface e na lateral esquerda. Ainda é possível utilizar-se das opções de navegação e visualização do humanoide a fim de se ter uma melhor noção do movimento realizado pelo paciente.

A representação do humanoide apresentada no sistema é considerada pelos terapeutas uma representação apenas do esqueleto humano, sendo desejável para uma melhor avaliação do comportamento muscular, uma representação tridimensional evidenciando os músculos envolvidos no exercício.

Porém esta representação não é trivial, pois o maior desafio para a modelagem tridimensional de figuras humanas é a caracterização realística da cena envolvendo as deformações das estruturas musculares durante a execução do exercício.

E, portanto, não foi abordada esta complexidade neste trabalho, sendo recomendado para os trabalhos e pesquisas futuras.

5.3 APARATO TECNOLÓGICO

Os requisitos tecnológicos para uso satisfatório do sistema foram colocados de forma a garantir o processamento da biblioteca ARTToolKit, que necessita tanto de dispositivos de captura de imagem (webcam) quanto uma capacidade de processamento mínima para geração das imagens virtuais e gerenciamento de tela.

De forma a garantir que o usuário tenha a sensação de usar um sistema de tempo real, o número de dispositivos de captura ligados ao computador deve respeitar a condição de desempenho mínimo, e assim gerar uma taxa de captura de imagem entre 10 a 20 quadros por segundo (KIRNER e SISCOOTTO, 2007).

É necessário impor esta limitação ao sistema, incluindo a capacidade de processamento e o *pipeline de* comunicação entre os barramentos para encaixe dos dispositivos USB, a fim de suportar a captura de movimento do usuário sem gerar maiores atrasos na visualização.

Com intuito de seguir o procedimento padrão de investigação, foi estabelecida uma arquitetura comum para os experimentos, sendo duas máquinas móveis (notebook) e quatro câmeras do tipo webcam, sendo duas interligadas aos aparelhos e duas com encaixe no padrão USB.

Todas da marca DR Hank e modelo VCS084CD1B, que por características possuem resolução digital de 16.0 megapixels interpolado via software e de 2.0 megapixels de resolução nominal, de definição de linhas por quadro na proporção de 800 x 600, podendo ser extensível a uma dimensão de 4608 x 3456, entretanto, levaria a um baixo desempenho.

Relativo ao sistema operacional, optou-se por o MS-Windows 7, de 64 bits em cada uma das máquinas, cada uma com capacidade de armazenamento secundário de 500 Gb, quanto ao armazenamento primário foram dispostas 4 Gb de memória para cada máquina. Quanto aos *drivers* de câmera foram usados os *drivers* padrão WDM (*Windows Driver Model* ou *Win32 Driver Model*) fornecidos pelos fabricantes ACER™ e POSITIVO™, e compilados no driver de modelo aberto BISON-CAM.

De forma a ilustrar o esquema de posicionamento do paciente, durante a sessão de terapia, foi criada a Figura 55a. Nela é ilustrada a relação da angulação das câmeras em relação ao observador, bem como a relação de distância entre as câmeras e o paciente.

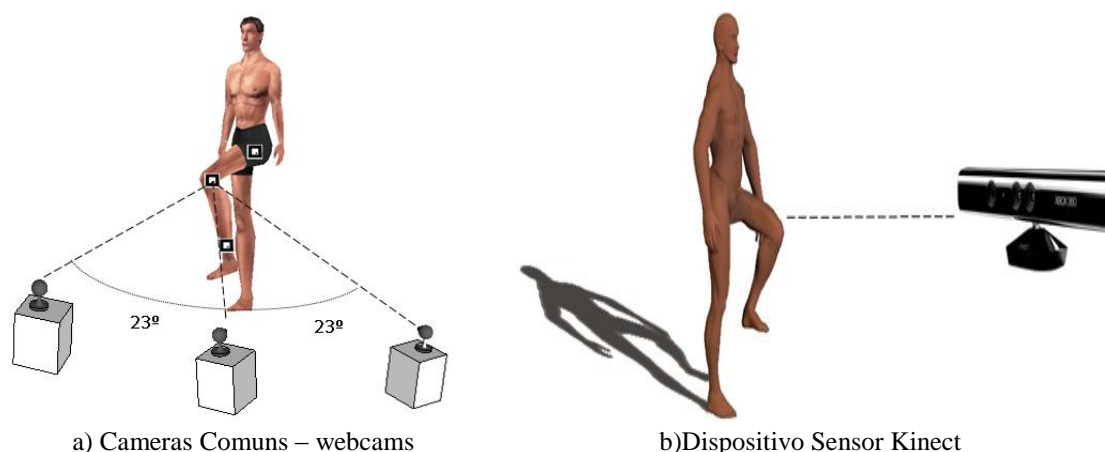


Figura 55 - Esquema de Posicionamento das Câmeras e do Paciente

Para o posicionamento das câmeras foram analisadas as condições de alinhamento das câmeras e a distância máxima pela qual o processo de registro do ARToolkit possui melhor desempenho.

Desta forma foi tomada como referência, a angulação para três câmeras distanciadas uma da outra por 50 cm e em relação ao sujeito a uma distância de 70 cm.

A angulação escolhida foi de 23 graus de uma da outra, desta forma, isto porque em pelo menos uma câmera poderia se registrar os movimentos diretamente a 0 graus.

A câmera posicionada com angulação de 0 graus é identificada como câmera frontal ou servidor, sendo as demais complementares desta, sendo assim, sendo chamada de câmera sagital ou cliente.

Para a implementação do sistema com o dispositivo MS-Kinect™ foi selecionada uma máquina móvel (notebook), com sistema operacional MS-Windows 7, de 64 bits, cada uma com capacidade de armazenamento secundário de 500 Gb, quanto ao armazenamento primário foram dispostas 4 Gb de memória, a câmera de vídeo integrada foi desabilitada, e, desta forma, acionando apenas o dispositivo.

O posicionamento do dispositivo foi a uma distância de 180 cm e com orientação de 0 graus do sujeito analisado (Figura 55b), um anteparo de 100 cm para fixar a câmera e que o campo de visão registrado da câmera pudesse compreender as dimensões do corpo do sujeito.

5.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo apresentou os detalhes de implementação do protótipo com base nos requisitos funcionais e não funcionais apresentados no Capítulo 4. Neste, também, foram evidenciadas as bibliotecas de programação e seus requisitos de implementação para a construção do protótipo.

A descrição e utilização do aparato tecnológico, aplicado para realizar a captura de movimentos, bem como suas exigências e limitações de aplicação foram também discutidos.

No próximo capítulo será apresentado o estudo de caso, proposto para evidenciar o funcionamento do sistema e o protocolo de tratamento proposto para a aplicação do sistema em casos reais.

6. RESULTADOS E LIMITAÇÕES

Para avaliação dos resultados e análise das discussões geradas pela apresentação dos dados desta pesquisa, faz-se necessária a apresentação do protocolo de tratamento e o planejamento das intervenções requeridas durante a fase de testes do sistema.

Os resultados são apresentados e classificados em duas vertentes. A primeira apresenta os resultados oriundos do desempenho do sistema, onde são analisados os requisitos computacionais. E a segunda mostra os resultados quanto a uma avaliação da interface, realizada por um grupo de terapeutas sobre o sistema.

6.1 PROTOCOLO DE TRATAMENTO

Considerando a Resolução do Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (COFFITO), nº. 396/2011, no qual, também é considerado o uso de terapias com base em sistemas de RV, deve-se o protocolo de tratamento com objetivo de atender os requisitos funcionais da atividade terapêutica, de forma a adequar-se aos requisitos computacionais limitantes do sistema, sem prejuízo para o paciente (COFITTO, 2011).

6.2 PLANEJAMENTO DAS INTERVENÇÕES

O planejamento das intervenções foi encaminhado para o Comitê de Ética do Instituto Federal Goiano, no qual descreve o cenário de aplicação das intervenções. O planejamento contempla o acompanhamento de 4 (quatro) servidores efetivos do campus de Rio Verde (GO), sendo 1 (um) médico, 2 (dois) enfermeiros, e 1 (um) fisioterapeuta. O cenário de aplicação é a sala do ambulatório médico do campus de Rio Verde (GO), o qual está adequadamente equipado para atendimento médico ambulatorial, odontológico e terapêutico.

Além do CEP local, o projeto foi registrado pelo ANZTCR – *American e New Zeland Trial Clinic Registry*, sob o número de protocolo (*Universal Trial Number –UTN*) U1111-1124-8920, e está sob o registro nacional pelo controle da Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (ReBEC) número TREQ230 com o título “Validação do Sistema de

Reabilitação Virtual com Realidade Aumentada para Portadores de Lombalgia Mecânica.”

Na definição do critério de inclusão e exclusão proposta para a realização do experimento foi estipulado um conjunto de 20 indivíduos, que foram selecionados por proclames, afixados nas dependências do Instituto Federal Goiano – Campus de Rio Verde (GO).

Dois grupos foram selecionados, um assintomático e o outro sintomático, e todos passaram por uma análise médica para confirmação de estado clínico. Estes responderam o protocolo de anamnese do sistema baseado no modelo adaptado para a língua portuguesa, do questionário de avaliação de dor lombar e a avaliação funcional utilizando uma classificação em EVA.

A partir destas respostas as medidas antropométricas do paciente são auferidas, também registradas no sistema.

Os sujeitos foram informados sobre a pesquisa, seus riscos e benefícios, após isto confirmarão a participação nela, mediante a assinatura do TLCE – Termo de Livre Consentimento Esclarecido, autorizando a utilização dos dados para a pesquisa (Anexo A).

Os critérios de inclusão são indivíduos entre 18 a 60 anos, de ambos os sexos e que estejam dispostos a realizar as 10 sessões previamente agendadas.

A exclusão dos sujeitos da pesquisa se deu pelos seguintes fatores:

- a) Omissão de algum fato ou informação que mascare a pesquisa;
- b) Detecção de outra patologia que irradie dores na coluna;
- c) Recusa de assinatura de TLCE;
- d) Recusa em realizar as 10 sessões, e;
- e) Falta não justificada das sessões ou abandono das sessões.

A pesquisa com o sujeito foi suspensa caso na realização do protocolo de reabilitação as dores na coluna não diminuíssem e como consequência será encaminhado para nova avaliação médica e será retirado do grupo de estudo.

6.3 ESTUDO DE CASO

Para que os testes iniciais pudessem validar o sistema e ajudar a corrigir alguns detalhes de implementação, foram selecionados 20 (vinte) voluntários, sendo 6 (seis) sintomáticos, ou seja, que estão diagnosticados com LM e 14 (quatorze) assintomáticos.

Dos sujeitos analisados, 7 são mulheres com idade média de 29,4 anos e 13 são homens com idade média de 31,5 anos. Também é possível notar que o grupo masculino possui peso médio de 78,77 kg e uma altura média de 169,38 cm, o que os classifica como um grupo de estatura mediana e levemente obeso.

Já o grupo feminino possui peso médio de 64,65 kg e uma estatura média de 165,14 cm, o que o classifica como um grupo de pessoas de biótipo normal.

Os testes com estes sujeitos foram registrados em vídeo por uma câmera de vídeo afastada o suficiente para não atrapalhar os movimentos do paciente e ajustado o zoom para focar o paciente.

Os vídeos foram gravados em dois momentos distintos: o primeiro no início da sessão de treino e no final, após, a última sessão de treino. Foram retiradas fotos que registram a evolução da amplitude de movimento de cada paciente e as suas respectivas sugestões de melhoria que serão relatadas no decorrer deste capítulo.

A partir do protocolo de tratamento já apresentado na seção 6.1 deste capítulo foram capturadas as telas do sistema e apresentadas nesta seção.

Para cada sujeito foi realizado um movimento de cada exercício com as duas tecnologias de captura de movimentos (por marcadores fiduciais e sem marcadores), pois se deseja avaliar a aplicação do sistema e não sua eficácia neste momento.

Os dados dos sujeitos estão descritos no Quadro 9, no qual são apresentados os dados obtidos antes do início das sessões de teste, em destaque (vermelho) os sujeitos que possuem dores lombares.

Quadro 9 - Quadro Informativo de Dados Biométricos dos sujeitos

Paciente	Peso (kg)	Altura (cm)	Idade	IMC	Cint (cm)	Quad (cm)	Rel C/Q	Sexo	InMov	LM
Sujeito 01	53,61	153	19	22,897	80	94	0,851	M	1,81	N
Sujeito 02	98,24	159	42	38,764	122	124	1,267	F	4,56	S
Sujeito 03	58,33	161	29	22,125	92	103	0,893	F	1,65	N
Sujeito 04	84,94	177	35	28,695	95	101	1,063	M	3,84	S
Sujeito 05	79,18	167	19	27,789	94	101	1,012	M	2,67	N
Sujeito 06	49,19	151	19	21,534	73	77	0,948	M	1,89	N
Sujeito 07	75,9	166	20	27,544	98	95	1,032	M	3,67	S
Sujeito 08	55,8	176	19	18,014	70	87	0,805	F	1,18	N
Sujeito 09	54,85	162	19	20,900	71	83	0,855	F	1,18	N
Sujeito 10	87,1	176	40	28,119	100	104	0,962	M	3,89	S
Sujeito 11	84,1	180	18	25,957	90	94	0,957	M	1,89	N
Sujeito 12	116,5	168	21	41,277	119	121	0,983	M	3,58	S
Sujeito 13	63,2	176	22	20,403	98	148	0,662	F	1,29	N
Sujeito 14	59,8	169	33	21,188	78	80	0,975	M	2,13	N
Sujeito 15	73,2	180	33	22,593	78	81	1,038	M	1,82	N
Sujeito 16	57,9	163	37	21,792	78	98	0,796	F	1,73	N
Sujeito 17	78,7	166	47	28,560	87	85	0,977	M	4,74	S
Sujeito 18	89,8	179	63	28,027	134	104	1,288	M	3,78	N
Sujeito 19	92,1	170	43	31,834	92	98	0,939	M	2,15	N
Sujeito 20	64,2	159	38	25,395	99	104	0,952	F	3,10	N

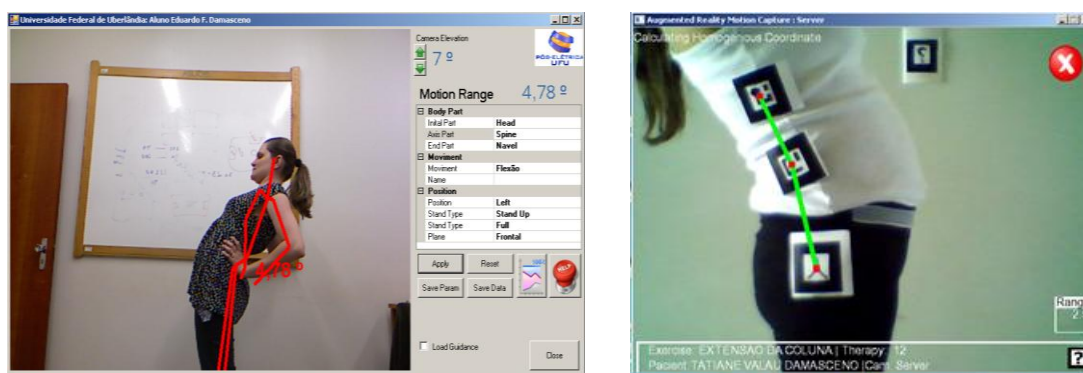
Legenda: Rel C/Q: Relação Cintura/Quadril
InMov.: Índice de Incapacidade de Movimento
Sintom.: Indicativo se o indivíduo está ou não com dor

De maneira a evidenciar o uso do protótipo desenvolvido com as duas principais técnicas de MoCap (marcador fiducial e sem marcador) foi proposta uma análise das principais funções e condições de uso de ambas técnicas.

No intuito de limitar o estudo e simplificar as análises, foi estabelecido que o tempo de execução de cada exercício é de 2 minutos (120 segundos) e como critérios de análise foram estabelecidos: a Taxa de Erros de Captura e Velocidade do Movimento.

6.3.1 Análise do Exercício de Extensão da Coluna em Pé

Para a realização deste exercício os sujeitos foram orientados a realizar a extensão máxima da coluna, apoiando-se apenas pelas mãos colocadas na cintura (Figura 56). A amplitude de movimento esperada para um indivíduo saudável está entre 4,5 a 8 graus (VAN TULDER, 2011).



a) Sem Marcador

b) Com Marcador Fiducial

Figura 56 - Análise do Exercício de Extensão da Coluna em Pé

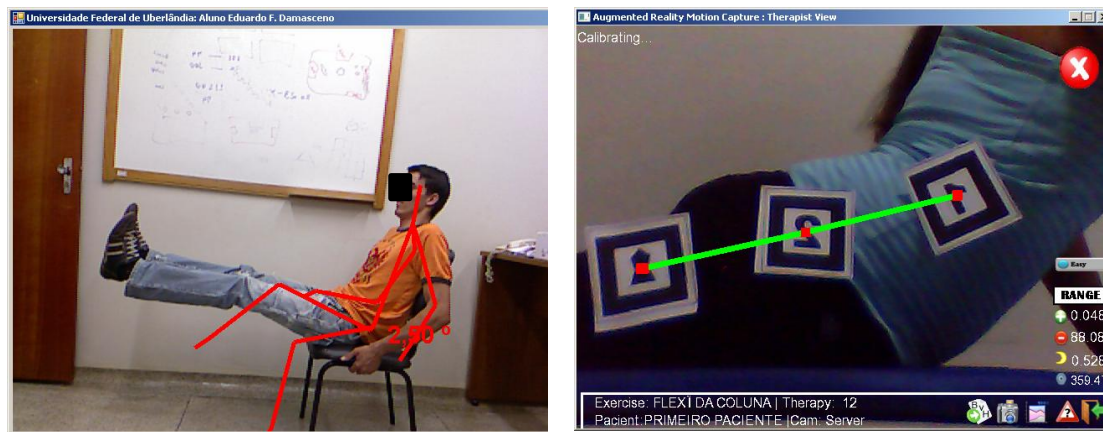
Na parte a da Figura 56 mostra o sistema com a configuração de captura de movimento sem marcador, na qual é possível perceber que o esqueleto de rastreio da biblioteca MS-Kinect SDK fica deslocado em relação à pose do usuário. Já na parte b, da mesma figura, foi utilizado marcadores fiduciais para identificar os pontos anatômicos de interesse para a análise, estes pontos produziram uma informação mais precisa e condizente com o método manual.

6.3.2 Análise do Exercício de Extensão da Coluna em Deitado

Para a realização deste exercício os sujeitos foram orientados a realizar a extensão máxima da coluna, apoiando com as mãos no chão (Figura 57).

A AdM esperada para um indivíduo saudável está entre 15 a 30 graus (VAN TULDER, 2011), tomando como referência os membros da coxa e tórax, formando um eixo no umbigo/glúteo. Neste exercício, as câmeras são dispostas no chão, sem um anteparo.

A Figura 57 evidencia o uso da tecnologia de MoCap fiducial na parte b, sobressaindo com informações também mais precisas que na parte a da figura. Este exercício pode ser realizado tanto no chão, quanto em uma cadeira.



a) Sistema de MoCap sem Marcador.

b) Sistema de MoCap com Marcador.

Figura 57 - Extensão da coluna deitado

6.3.3 Análise do Exercício de Flexão da Coluna em Pé

Com o sujeito do teste realizando os exercícios na posição sagital, o mesmo é orientado a esticar os braços e tentar colocar os dedos no chão (Figura 58).

Um sujeito com amplitude de articular normal, tem um movimento que varia de 35 a 85 graus, todavia um indivíduo com limitações de dores lombares não tem tamanha flexão alcançando uma variação de 25 a 48 graus (VAN TULDER, 2011).



a) Sistema de MoCap sem Marcador

b) Sistema de MoCap com Marcador

Figura 58 - Usuário realizando o exercício de Flexão da Coluna

A Figura 58a, mostra um usuário com uma boa amplitude articular calcular pelo sistema, todavia o ponto anatômico principal de análise fica também deslocado da pose que o usuário realiza, o que não ocorre no tecnologia por marcadores, vista na parte b da mesma figura.

Este exercício é um dos mais comuns e mais utilizados para se obter a qualidade da flexão e é usado para se dar uma avaliação da posição de bipedestação, conhecido também como teste dedo-chão (VIEL e ESNAULT, 2000).

6.3.4 Análise do Exercício de Flexão da Coluna Deitado

Este exercício tem a sua execução mais facilitada devido ao sujeito estar em sentado no solo, conforme visto na Figura 59.

Todavia, mesmo tendo esta facilidade, a dificuldade de execução do exercício permanece a mesma e a amplitude da coluna encontrada, variou de 48 a 115 graus nos indivíduos analisados.

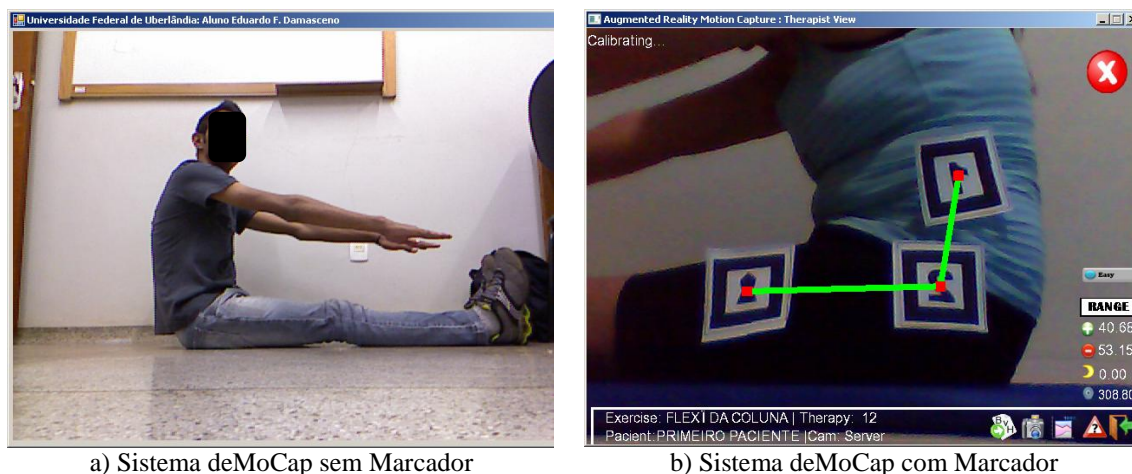


Figura 59 - Flexão da Coluna Deitado

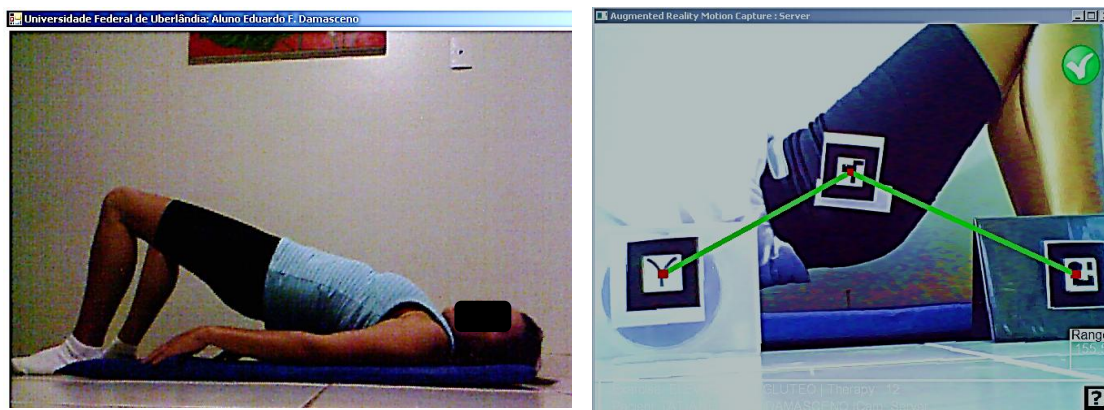
A Figura 59a mostra que o sistema não obteve sucesso na captura do movimento, sendo que o esqueleto padrão associado a imagem não aparece, ou seja, a biblioteca não consegue capturar o número mínimo de pontos de interesse da imagem na posição sentado ao chão. Situação que não é apresentada na imagem b, da mesma figura, na qual o sistema de rastreamento por marcadores consegue apresentar uma melhor acurácia na identificação dos pontos de interesse.

6.3.5 Análise do Exercício de Elevação do Glúteo

Após a execução dos exercícios em pé, seguirão as atividades em solo. O usuário é convidado a deitar-se e com os joelhos flexionados e os pés afastados na mesma largura do quadril, elevar o quadril do chão, a maior altura possível. Este exercício é denominado de elevação de glúteos, visto na Figura 60, visa o fortalecimento dos músculos abdominais e glúteos. E quando o paciente força a retificação da coluna apoiado pelos braços acaba estimulando mais as contrações nestes músculos.

Para que as webcams possam capturar de forma eficiente as marcas localizadas no corpo do usuário, foram colocados anteparos fixos próximos ao corpo, desta forma o campo de visualização fica a apenas 90 cm dos marcadores.

Porém, devido ao apoio dos braços, requerido para o exercício, a forma de captura sem marcador ficou prejudicada (parte a).



a) Sistema deMoCap sem Marcador

b) Sistema deMoCap com Marcador

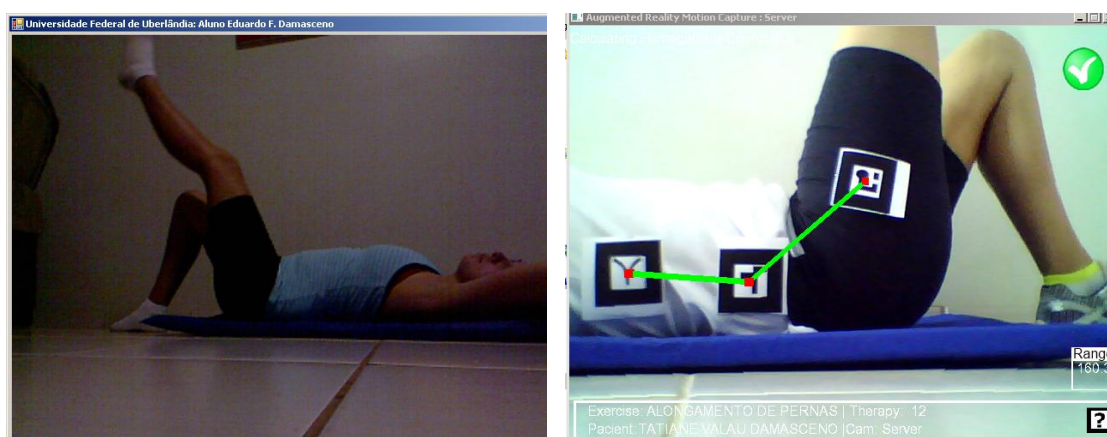
Figura 60 - Execução do exercício de Elevação de Glúteos

6.3.6 Análise do Exercício de Alongamento de Pernas

Este exercício é um dos mais importantes para a reabilitação da lombalgia mecânica, sendo indicado para paciente com e sem dor. Tem por objetivo alongar os músculos que ajudam na estabilização da coluna. É realizado com ambas as pernas. Em início, o usuário em decúbito dorsal levanta ao máximo uma de suas pernas, como mostra o exemplo na Figura 61, depois repete o movimento com a outra perna.

Como os exercícios de alongamento de pernas são realizados de forma lenta, para evitar o tensionamento dos músculos, é possível realizar de forma razoável a captura de movimentos com marcadores fiduciais.

É possível notar na parte a da Figura 61 que também este exercício não logrou êxito com a tecnologia sem marcadores.



a) Sistema deMoCap sem Marcador

b) Sistema de MoCap com Marcador

Figura 61 - Exercício de Alongamento de Pernas

6.3.7 Análise do Exercício de Flexão Lateral

Este exercício também é chamado de flexão do tronco, no qual o sujeito com o corpo ereto, com uma perna à frente e a outra atrás, formando um apoio na lateral do pé

(pé de trás), flexiona o tronco, lateralmente, uma vez para cada lado, permanecendo por 10 a 15 segundos e depois retornando à posição inicial. O exemplo visto na Figura 62, denotando a dificuldade de execução do exercício que enfatiza o equilíbrio e força lateral do tronco.

A avaliação da amplitude articular deste exercício é de grande relevância para se identificar o avanço do tratamento, pois este exercício trabalha a região da coluna mais afetada pela lombalgia, os discos vertebrais. Que durante uma sessão poderão estar inflamados e consequentemente, irradiarem dor. Na Figura 62a, é possível identificar que as análises do ponto anatômico da bacia e umbigo, necessários para a correta análise da amplitude angular, ficaram em disparidade com a pose do usuário. Já na parte b, por ter como referência os pontos anatômicos correlatos ao exercício não foi encontrada esta limitação.



a) Sistema deMoCap sem Marcador

b) Sistema deMoCap com Marcador

Figura 62 - Usuário realizando exercício da Flexão do Tronco

6.3.8 Análise do Exercício de Agachamento

O exercício de agachamento, visualizado na Figura 63, se trata de um exercício realizado em pé que ajuda a reestabelecer o equilíbrio e o controle sobre os músculos transversais do abdome, glúteo e joelho. O paciente se posiciona ereto, com joelhos distanciados na largura do quadril, então, é realizada a flexão dos joelhos, tentando manter a coluna ereta.

As medidas angulares podem ser obtidas na observação de três: a angulação do joelho, a angulação do tornozelo e a angulação do tronco (REINEHR, CARPES e MOTA, 2008), sendo que o sistema registra apenas a angulação do joelho em relação à coxa e a perna.

Este é um exercício que muitos pacientes relatam não conseguir realizar devido a propiciar uma reação dolorosa tanto no joelho quanto na lombar, esta dor é provocada pela dissipação de peso que o corpo realiza para se sustentar em uma posição ereta (VIEL

e ESNAULT, 2000), e portanto, este exercício é um exercício imprescindível na avaliação final da condição física do paciente.



Figura 63 - Exercício de Agachamento realizado pelo usuário

É possível notar que na parte a da Figura 63, que existe um distanciamento da posição do esqueleto fornecido pela biblioteca e a posição do corpo durante a pose do exercício.

6.3.9 Discussão sobre a Análise

Nesta investigação foi observado que existe um conjunto de exercícios que são mais apropriados para uma tecnologia de MoCap do que outra. Devido a características intrínsecas dos dispositivos e do ambiente, como iluminação e espaço, torna-se possível direcionar as atividades reabilitadoras e preferir uma tecnologia a outra.

Todavia, faz-se necessária uma reflexão sobre a colocação dos marcadores no corpo dos sujeitos, também, uma reflexão sobre o funcionamento do algoritmo de captura de movimento sem marcador.

Durante a preparação para a captura de movimentos dos sujeitos, foi percebido que a posição na qual os marcadores tinham sido afixados, teve uma grande influência no resultado.

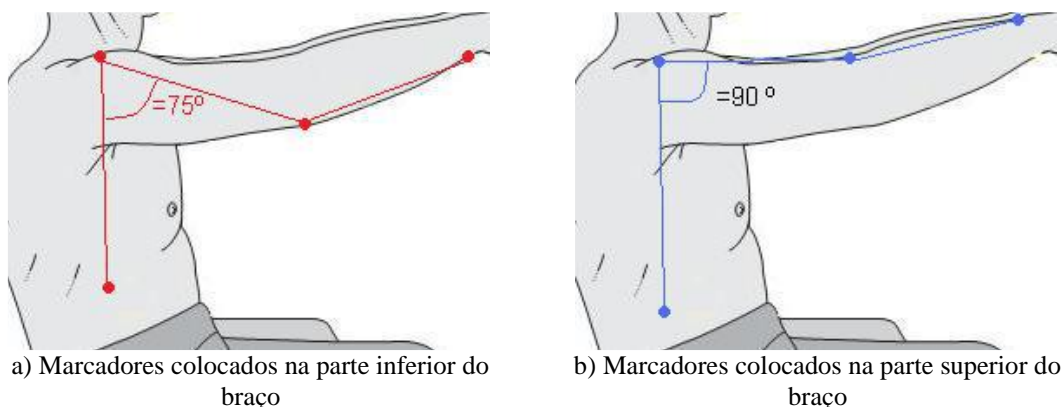


Figura 64 - Afixação dos marcadores no sujeito

Por exemplo, se um fisioterapeuta colocava os marcadores na parte inferior do braço (Figura 64a) o ângulo de abertura seria igual a 75 graus, mas se fosse afixados os marcadores na parte superior dos braços (Figura 64b) o ângulo já seria igual a 90 graus.

Foi observado, na tecnologia sem marcador, que a representação dos pontos do corpo fornecida pelas duas bibliotecas analisadas: a FFAST (SUMA et al., 2011) e MS-Kinect SDK (WEBB e ASHLEY, 2012), possuem um desvio de rastreamento, que acarreta em uma má representação da posição 3D das juntas, quando o usuário está em posição de transição entre os planos frontal e sagital (BÓ, HAYASHIBE, POIGNET, 2011).

Esta inconsistência mostrada no círculo da Figura 65 ocorre, também, quando se analisa os planos superior e inferior para o posicionamento correto da coluna.

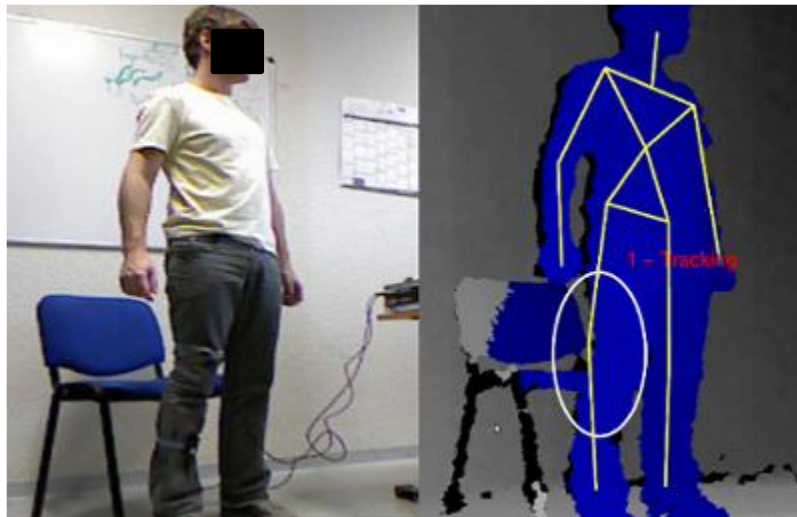


Figura 65 - Erro de Rastreio do Kinect (BÓ, HAYASHIBE, POIGNET, 2011)

Para que o exercício reabilitador para a LM tenha sua eficácia, a atenção do fisioterapeuta está além da execução do mesmo. Este se mantém focado na amplitude de movimento do exercício e no reflexo postural do corpo para acomodação da coluna.

Devido a este fator, fica claro que o uso de rastreamento de corpo inteiro favorece esta análise, todavia a estratégia adotada com marcadores fiduciais pode ser usada de maneira mais adaptada às curvaturas da coluna.

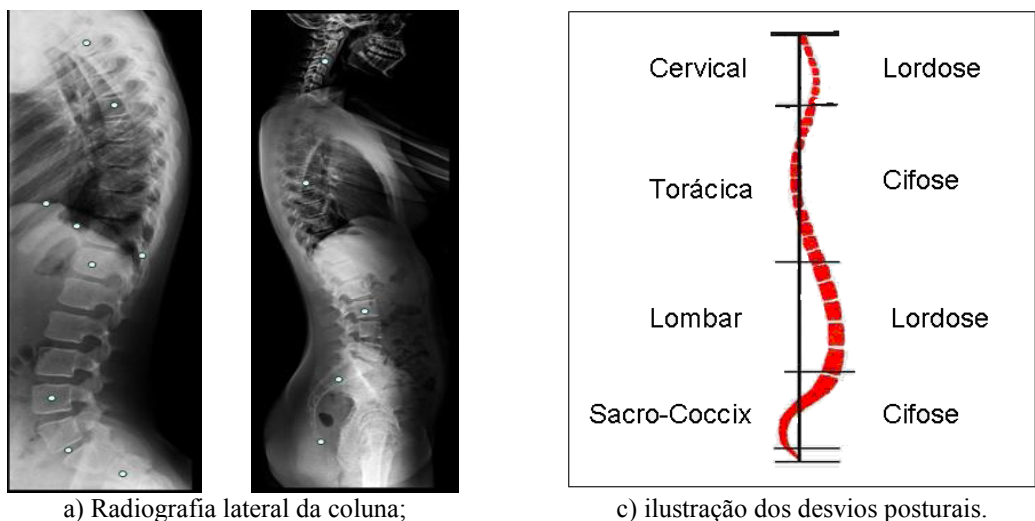


Figura 66 - Radiografia da Coluna Dorsal

A coluna (Figura 66) é formada por quatro curvas fisiológicas que se apresentam da seguinte maneira: Coluna cervical (côncava na altura C6 e C7), coluna torácica (convexa na altura T5 e T6), coluna lombar (côncava na altura L3 e L4), coluna sacra (convexa na altura S3 e S4). A alteração em qualquer desvio de tais curvaturas dos acidentes anatômicos em relação à linha de gravidade é caracterizada como desvio postural.

Esta estratégia relaciona os marcadores fiduciais colocados nas curvaturas anatômicas de um indivíduo normal, identificando para cada marcador o posicionamento e orientação. Desta forma quando há uma alteração na orientação do marcador é um indício de que o exercício está sendo realizado erroneamente, forçando uma região da coluna por meio da acomodação do exercício.

Foi observado que dependendo do exercício, as análises podem ser realizadas apenas por uma câmera, devido ao campo de visão dos marcadores e, portanto, apenas os exercícios realizados em solo evidenciam a necessidade de múltiplas câmeras.

Para evidenciar o uso de múltiplas câmeras foi realizada uma análise de desempenho em função do número de câmeras que possivelmente podem reduzir o número de oclusões dos marcadores, e, conseqüentemente, incrementando a precisão do sistema.

6.4. AVALIAÇÃO COMPUTACIONAL

De acordo com os detalhes apresentados na Seção 5.2 sobre o aparato tecnológico utilizado foi analisado o desempenho computacional para as duas tecnologias de rastreo.

Para estes testes foram escolhidas duas análises: a primeira se refere à cadência ou o registro de quadros por segundo, que tem relação direta com o sentido de imersão que o usuário sofre em um sistema de RA, e na segunda, é analisado o número de erros de registro que as duas tecnologias apresentam.

O tempo de execução dos testes foi durante 20 minutos e as aferições de desempenho registradas em arquivo texto nos intervalos de 1, 2, 5, 10 e 20 minutos, registrando o número de quadros (*frames*) por segundo em arquivo texto e depois encerramento automático do programa ao final dos 20 minutos.

O teste foi repetido por cinco vezes e os dados foram aplicados em uma planilha de cálculo que realizou a média aritmética simples para cada intervalo, gerando assim o gráfico apresentado na Figura 67.

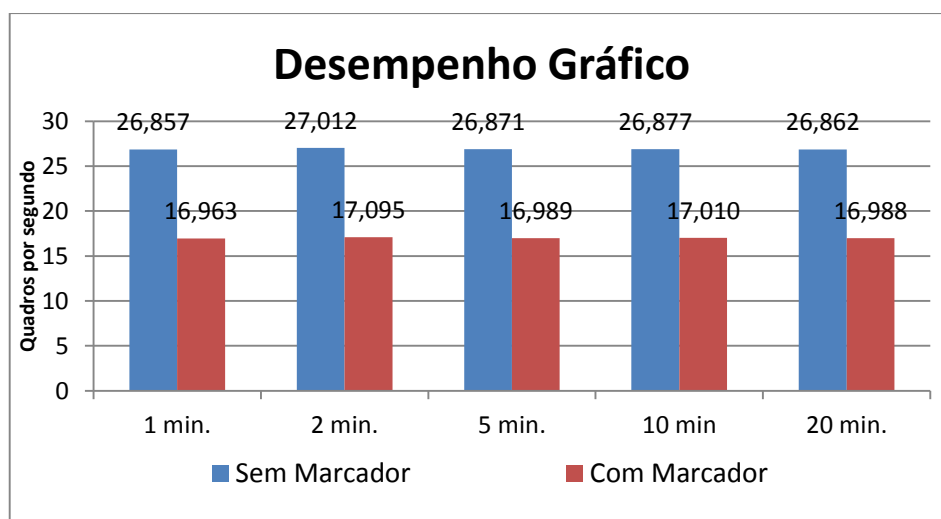


Figura 67 - Análise de desempenho gráfico medido em quadros por segundo

Devido às características do dispositivo de captura do Kinect é compreensível que o desempenho fornecido por este, seja maior do que as webcams convencionais.

As webcams possuem uma limitação física na captura de imagens, seu hardware não foi projetado para alta definição e, portanto para uma resolução de 320x240 as webcams nominal de captura de 30 fps (*frames per second*). Entretanto, para que o usuário perceba as alterações e registro de movimento, foi utilizada uma resolução de 640x480, o que cria a latência de mais de 8 fps.

As taxas obtidas a partir das câmeras convencionais ficaram acima do limite necessário para se criar a sensação de imersão, de 15 a 22 quadros por segundo e, portanto, podem suportar as atividades de reabilitação.

Quanto aos erros de registro foi observado que, dependendo da velocidade de execução do exercício, a tecnologia de captura sem marcadores obteve maior acurácia do que a baseada em marcadores fiduciais.

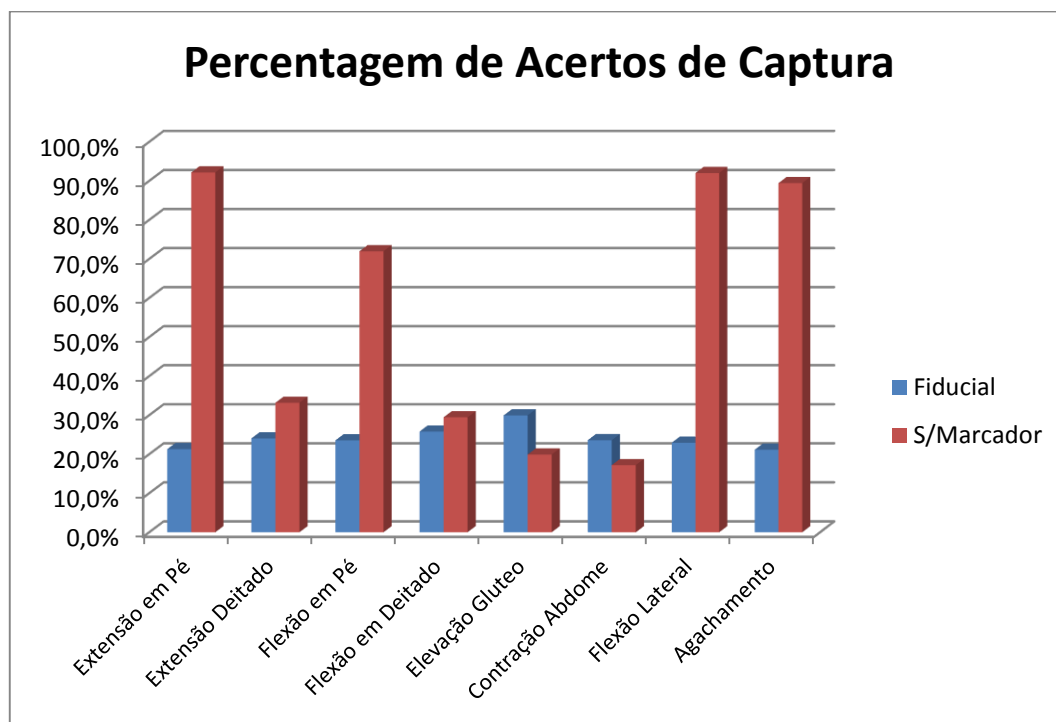


Figura 68 - Análise dos Registros Capturados

A Figura 68 evidencia os dados de que, quando os exercícios são realizados na posição deitado, há um comportamento diferente, nos casos dos exercícios de Elevação de Glúteo e a Contração do Abdome chega a ser inferior ao processo de captura com marcadores fiduciais.

Além dos erros de registro é importante salientar que foram encontradas divergências de aferições nas duas tecnologias. Nos exercícios realizado no chão, deitado ou sentado em cadeira de apoio, a tecnologia de captura sem marcadores não logrou êxito ou teve sua taxa de acertos inferiores a abordagem com marcadores fiduciais.

Para se avaliar o continuo de desempenho ao incrementar o número de câmeras no sistema de captura por marcador fiducial, foi analisado o incremento até quatro câmeras no experimento, e estes dados produziram a Figura 69.

O que se observa pela análise desta figura é que mesmo se obtendo um baixo índice de oclusão, em aproximadamente de 6%, o número de quadros totais capturados

teve um declínio de aproximadamente 7%, ou seja, houve uma melhor precisão na captura dos marcadores, todavia, o desempenho do sistema foi prejudicado.

Esta queda de desempenho está associada à atualização da imagem captura na tela e ao tempo de envio e controle destes dados via uma rede TCP/IP controlada por um sistema de sockets.

Estas análises foram realizadas a partir do uso de câmeras comuns (webcam), possivelmente substituindo estas câmeras por câmeras de melhor desempenho, muito provavelmente o número de câmeras pode ser reduzido e sendo encontrado índice de desempenho maior.

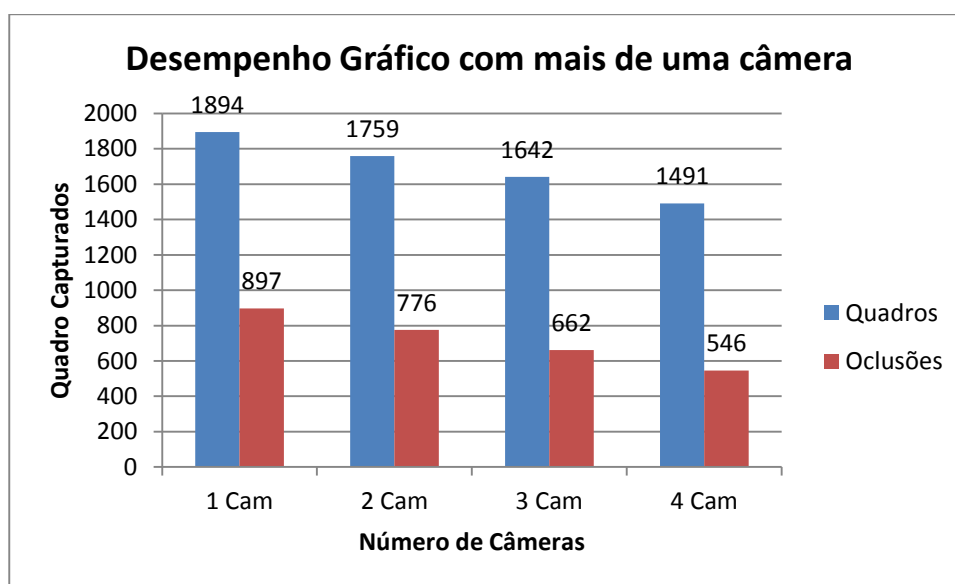


Figura 69 - Análise sobre o número de câmeras envolvidas no processo

6.5 AVALIAÇÃO DO SISTEMA POR FISIOTERAPEUTAS

Ao se discutir uma avaliação de software é importante ponderar sobre os critérios de análise visto que em diversos casos quem cria o questionário é o analista ou o programador que o desenvolveu, e neste caso as características que são mais evidentes no questionário dizem respeito às qualidades intrínsecas do software, como design, desempenho, robustez, tolerância a falhas, portabilidade.

Todavia é interessante avaliar o software pelo ponto de visto do usuário, onde as características mais presentes em formulários envolvem questões relacionadas à sua utilidade, aplicabilidade e facilidade de uso (ROCHA e SOUZA, 2010).

Sendo um software para área de saúde deve ser avaliado mediante a tarefa que ele se propõe a realizar e para se ter esta relação com o software um especialista em computação somente não tem condições de realizar este tipo de análise.

Portanto, a análise deve ser realizada por um especialista, tanto em computação quanto na área da saúde que o software se enquadra.

O foco principal desta análise por “expertise” em computação e saúde deve ser levado em consideração para ter uma resposta qualitativa sobre o produto. Se este pode ser considerado útil, ou deverá possuir algumas modificações para isto, ou se realmente deve-se reestruturar totalmente o software para atender às expectativas dos usuários.

Baseado nos modelos de estudo de avaliação de um sistema de informação NBR ISO/IEC 9126, foi proposto um questionário avaliativo para se levantar um conceito sobre o sistema de forma que abordasse as seguintes categorias: a) Funcionamento do Sistema; b) Usabilidade; c) Confiabilidade; d) Eficiência do Sistema; e) Aspectos Gerais sobre o Sistema; e por último e não menos importante, f) Aspectos Gerais sobre o usuário.

Como o sistema proposto é um sistema de RA, seus requisitos funcionais ainda estão em estudo e a norma ISO mais próxima para se realizar uma medição é a Norma ISO/DIS 14915, que estabelece parâmetros de ergonomia para sistemas de interface multimídia.

Por ser um sistema no qual o usuário está interagindo diretamente com objetos virtuais é relevante que além desta interação, o sistema deve estar condizente com os requisitos da área de aplicação, neste caso, a fisioterapia, e que os fatores ligados à usabilidade e à estética do sistema apoiem ou estimulem o uso destas funcionalidades na aplicação proposta.

Foram analisados 5 especialistas que após a explicação sobre a pesquisa responderam as questões sobre a interface do sistema e seu comportamento, simulando o uso em sujeitos.

Estes 5 especialistas possuem experiência de mais de 5 anos de atividade e já possuem contato com tecnologia de reabilitação virtual, utilizando jogos digitais com o console do Nintendo Wii™.

O Instrumento de pesquisa foi criado, usando o conceito da escala EVA, muito comum na área da saúde visto que é um instrumento que verifica a relação de dor que o paciente possui durante um tratamento ou atendimento.

Da mesma forma foi adicionado um contexto para cada representação EVA, na qual o sujeito da pesquisa pode compreender melhor o significado de cada segmento da EVA, que varia em 6 escalas de 0 a 10.

O instrumento de pesquisa que foi aplicado para a coleta de dados é o questionário no formato de perguntas fechadas, ou seja, o questionário possuía as possíveis opções de resposta, deixando apenas para cada critério de análise um espaço

reservado para opiniões ou sugestões sobre o quesito avaliado, este questionário pode ser visto no anexo C desta tese.

No início do processo de levantamento destes dados será explicada para o entrevistado a importância de cada um dos critérios do questionário bem como será inquirido sobre sua percepção de desempenho.

A compilação dos resultados é um passo extremamente importante e complexo visto que mesmo com um questionário fechado, existe a percepção do avaliador sobre o comportamento do entrevistado que pode gerar outras informações indiretas que podem ser relevantes ao processo de avaliação. Assim, é vital que esse passo seja desempenhado cuidadosamente por alguém que, além de ter conhecimento do tema, seja dotado de bom senso.

O Resultado da pesquisa foi agrupado para facilitar a compreensão sobre quatro vertentes, sendo que a primeira se refere aos sujeitos que avaliaram o software e depois as três seguintes relacionam-se diretamente sobre o software.

6.5.1 Análise sobre as funcionalidades e usabilidade do sistema

A Funcionalidade de um software pode ser definida como um conjunto de critérios que evidenciam que o software atende aos requisitos funcionais básicos que se propõe a fazer, e assim como toda ferramenta deve ser útil e fornecer uma vantagem estratégica para se garantir a eficiência.

Os critérios analisados pelos especialistas foram: a operação de cadastro do sistema, o registro de anamnese do paciente, o protocolo de tratamento, relatório de acompanhamento e a representação do movimento.

E a partir desta análise foi possível gerar os gráficos da Figura 70, que evidenciam que a maioria dos sujeitos da pesquisa está satisfeito com o relatório de acompanhamento e as operações básicas do sistema, entretanto este índice cai ao se observar a representação do movimento.

Após a análise das respostas foi averiguado com os especialistas as sugestões de melhoria do sistema e estas serão apresentadas nos trabalhos futuros e também o motivo de “Não Atendimento” do requisito apresentado por 1 especialista.

A justificativa do especialista foi de que a visualização é apenas do sistema esquelético e não do muscular. Para uma análise que evidencie o progresso da terapia, deve-se ter o movimento do sujeito conjugada com as representações virtuais em um modelo realista, mostrando os músculos envolvidos no processo.

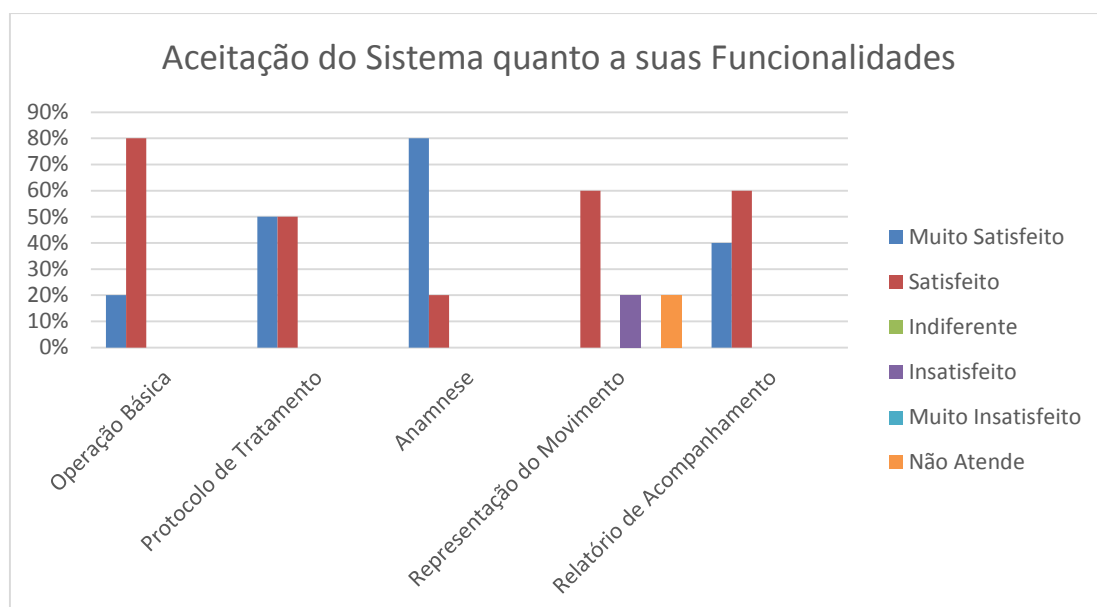


Figura 70 - Análise das Funcionalidades do Sistema

As análises de velocidade e força aplicada estão vinculadas apenas a uma variável, a visualização, e, portanto, podem ser consideradas insuficientes para um julgamento mais detalhado sobre a flexibilidade do sujeito.

Para o quesito de usabilidade do sistema pelos especialistas foi explicado antes das análises que a usabilidade pode ser definida como um conjunto de atributos que evidenciam o esforço necessário para o uso da ferramenta computacional (VAGHETTI e BOTELHO, 2010).

Caso o sistema apresente algum erro durante o seu manuseio, este erro deve ser relatado ao pesquisador, sem que o especialista confirme a mensagem de erro. Há também a perspectiva de que as funcionalidades do produto não devem ser esquecidas e que os erros operacionais sejam de baixo grau, oferecendo, assim, ao usuário uma maior comodidade em usar a ferramenta. Na Figura 71 é observado que o sistema apresenta ser intuitivo para os sujeitos da pesquisa, visto a porção positiva do gráfico.

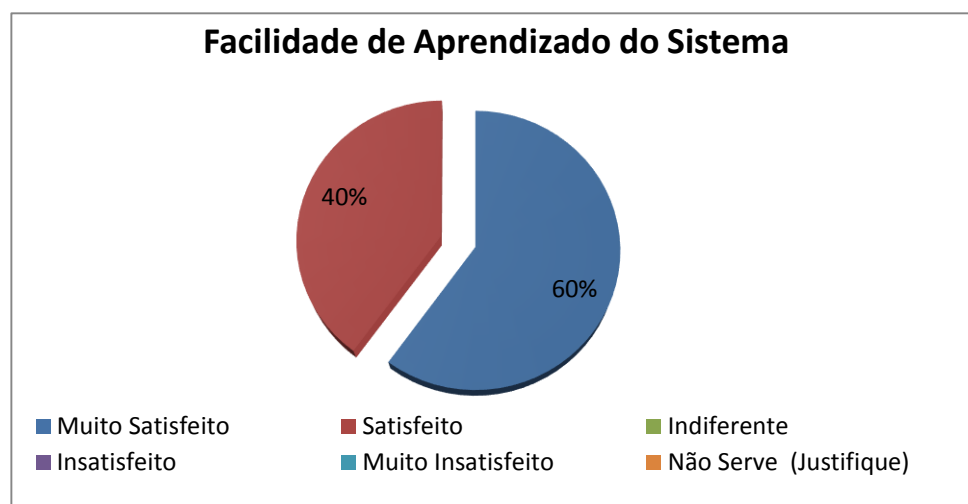


Figura 71 - Análise sobre a Facilidade de Aprendizado do Sistema

Todavia, ao se analisar o tempo de organização e preparo (*Warm-Up*) para a terapia virtual tem-se outra visão do sistema, a partir das análises dos especialistas, conforme mostrada na Figura 72, a qual evidencia que os especialistas apresentam uma preferência maior pela tecnologia sem marcadores.

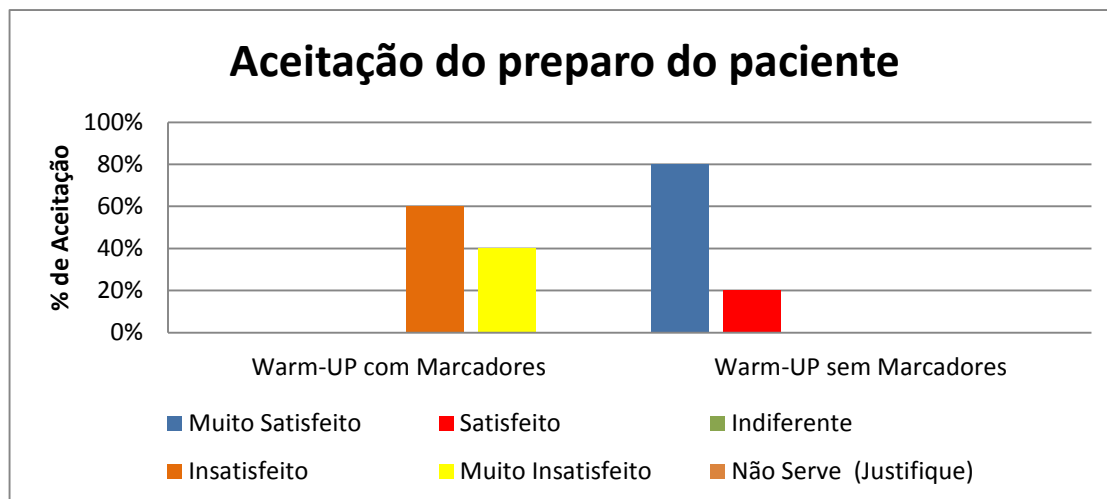


Figura 72 - Análise sobre a preparação para captura de movimentos

Após esta análise, os especialistas foram induzidos a relatar as dificuldades encontradas no *Warm-Up* para a execução da terapia, e o resultado foi que em todas as atividades realizadas com o marcador fiducial há a necessidade de se calibrar o sistema, devido a fatores externos, como, por exemplo, iluminação e posicionamento dos marcadores no corpo.

Estes processos demandam tempo durante a terapia. Todavia, foi observado que mesmo com a demora de preparo, os especialistas sentiram maior confiança nas aferições apresentadas com a tecnologia de MoCap com marcadores fiduciais, conforme os dados apresentados na Figura 73.

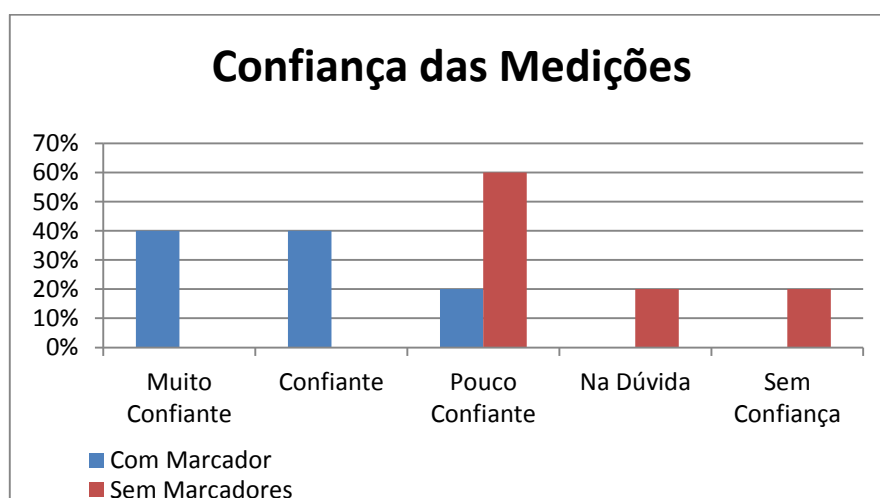


Figura 73 - Análise sobre a confiança dos resultados da amplitude de movimento

Acredita-se que esta expressão relevante de baixa confiança no processo de captura sem marcadores deve-se ao fato do posicionamento do esqueleto de representação do corpo fornecido pela biblioteca MS-Kinect e se soma ao fato de que quase todos os fisioterapeutas consultados neste estudo já tiveram contato com o sistema Vicon Peak MotusTM anteriormente, e o usaram esta experiência para indicar melhorias no projeto.

Esta vivência com técnicas de captura de movimento com um sistema comercial fomentou uma expectativa diferente para o processo de reabilitação com tecnologias de baixo custo, favorecendo a interpretação do domínio da tarefa preconizando o uso de técnicas mais semelhantes, como é a técnica baseada em marcadores fiduciais.

Como esta experiência passada foi muito útil para o processo como um todo, principalmente na fase de *warm-up* dos marcadores, todos os terapeutas sentiram a alta de parâmetros para associação dos acidentes anatômicos do corpo do paciente à representação visual no sistema.

6.5.2 Avaliação sobre a Confiabilidade do Sistema

Entende-se por confiabilidade do sistema, a probabilidade deste operar sem ocorrência de falhas durante um período especificado de tempo em um determinado ambiente (TORRES e MAZZONI, 2004).

A confiabilidade é um dos requisitos da qualidade de software que avalia a percepção do usuário sobre a validade dos processos apresentados pelo software.

Na Figura 74 é possível notar o esforço para deixar o software confiável para o usuário, o qual não apresentou falhas durante a operação de suas funções.

Quanto às mensagens apresentadas na interface de RA, as considerações apresentadas por 20% dos especialistas que se consideram insatisfeitos, são devido à falta de informações sobre os ângulos de referência do movimento e sobre a precisão da aferição dos ângulos oferecida pelo sistema.

Esta consideração também é refletida na análise sobre a validação do software, em que os especialistas consultados na pesquisa, reforçam o fato de que as técnicas de avaliação de movimento unicamente por análise de imagens não oferece confiabilidade sobre a força e a velocidade do movimento.

Todavia, os especialistas consideram pertinente às análises do sistema sobre a Avaliação Física e a computação do InMov. Segundo os especialistas, a partir deste índice é possível substanciar a argumentação de continuidade da terapia após o paciente relatar que não sente mais dor e ajuda na justificativa de solicitação de liberação de mais sessões para os planos de saúde.

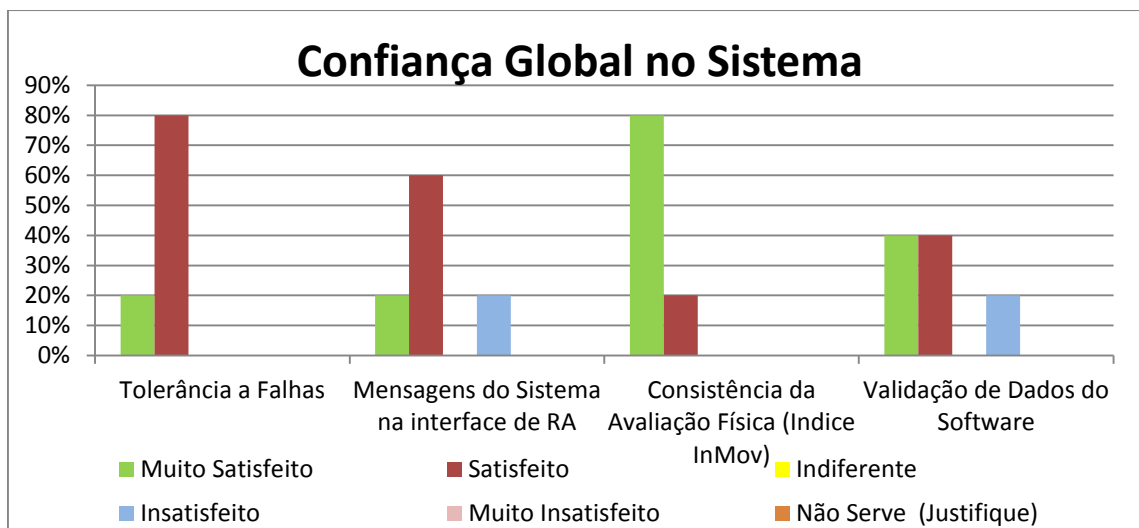


Figura 74 – Confiança Global do Sistema

6.5.3 Avaliação sobre a Eficiência do Sistema

Devido ao forte crescimento industrial levando a uma evolução tecnológica e computacional, os usuários têm hoje uma forma muito mais abrangente de se avaliar um software, não apenas pela sua interface e funcionalidades, mas, principalmente, pela velocidade em se cumprir a tarefa proposta (ROCHA e SOUZA, 2010).

Neste quesito foi analisado o tempo de espera para o processamento das informações no Módulo de Representação do Movimento, no Módulo de Sugestão de Exercícios e nos módulos de Captura de Movimento com RA fiducial e RA sem marcadores.

São apresentados na Figura 75, os dados dos dois módulos: de representação de movimento e de sugestão de exercícios, que estão em conformidade com os requisitos de desempenho esperado pelos especialistas.

No entanto, ao observar o desempenho dos módulos de MoCap com marcador fiducial e sem marcadores é encontrado um índice de insatisfação.

Ao investigar este item com os especialistas, foi constatado que devido a falhas no processo de registro de vários exercícios durante os testes, este requisito obteve um índice negativo na avaliação.

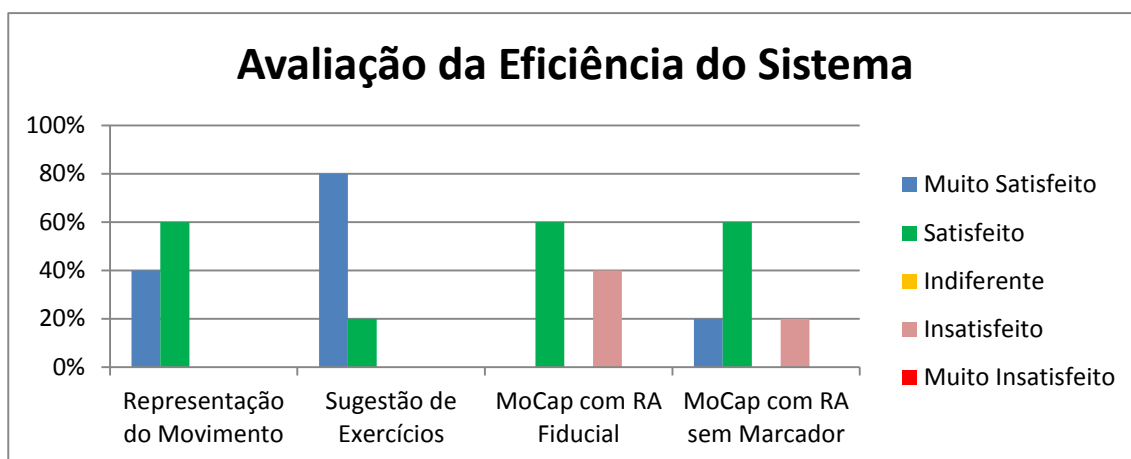


Figura 75 - Análise sobre a Eficiência do Sistema

6.6 AVALIAÇÃO HEURÍSTICA DA INTERFACE POR PACIENTES

No intuito de promover a melhoria contínua do software foi realizada uma avaliação heurística de interface com os usuários pacientes, ou seja, com aqueles que usufruirão da interface de captura de movimento.

O intuito desta avaliação é identificar as falhas de design de interface, e depois, compilar estes dados e reprojetar a interface para se adequar mais aos requisitos dos usuários finais.

As informações associadas da interface, uma vez recebidas e interpretadas pelos usuários de teste, irão dizer se esta interface trouxe ou não uma facilidade de uso, que é de suma importância para a interação entre o ambiente real (exercícios) e o ambiente aumentado (representação).

A partir desta avaliação é possível propor melhorias na interface como opções de tamanho, forma, cor, entre outras características da interface, a fim de atender às necessidades e expectativas destes e futuros usuários.

O Instrumento de pesquisa foi criado usando o conceito de Escala Visual Analógica (EVA) assim como o instrumento de avaliação do sistema pelos fisioterapeutas, entretanto, foi definida uma escala, variando em cinco padrões (Muito Satisfeito, Satisfeito, Pouco Satisfeito, Insatisfeito e Muito Insatisfeito).

Foram avaliados os 20 usuários participantes da pesquisa, sempre ao final de cada sessão de terapia, no total de 5 sessões, e os dados foram compilados para gerar o gráfico da Figura 76 que avalia as seguintes heurísticas para o sistema de captura com marcadores fiduciais: a) Conforto da interface; b) Itens de ajuda; c) Percepção do movimento; d) Apresentação de Informações;

O Conforto da interface está ligada diretamente à ergonomia do sistema de RA, pois se refere à capacidade de movimentação do usuário dentro do ambiente. Já os itens de ajuda, são imprescindíveis para que o usuário possa se encontrar na interface.

A percepção do movimento é importante para que o usuário possa manter em foco a sua estrutura corporal, assim, como no espelho, mas com informações adicionais na interface que o ajudam adequar sua postura.

E por último o design da apresentação das informações na tela que leva ao usuário a prestar mais a atenção em alguma informação disposta na interface.

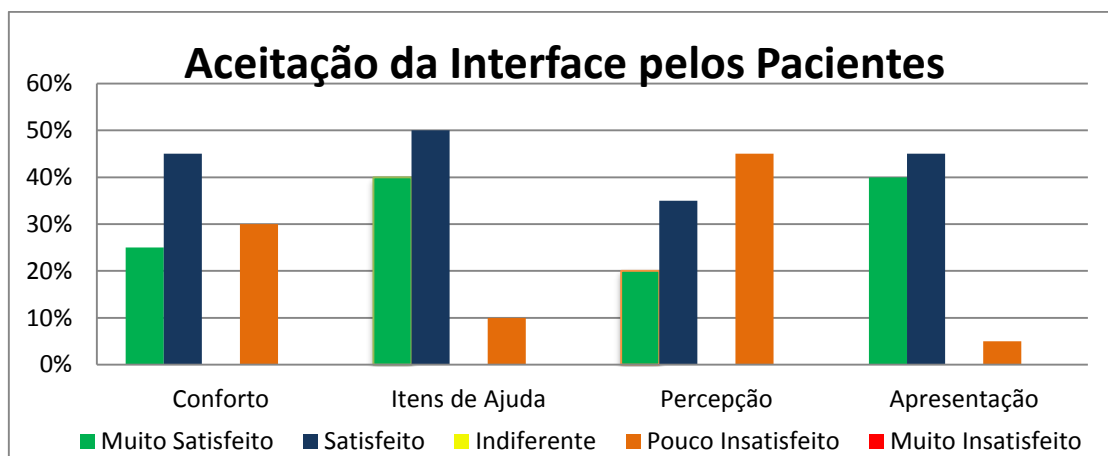


Figura 76 - Avaliação da Interface com Marcadores Fiduciais

É possível observar que para o quesito de Conforto de Interface apenas 30% dos usuários pesquisados relatam ter um desconforto com a interface, e arguidos sobre este quesito relataram que devido ao tamanho do marcador e de sua baixa aderência ficavam mais tempo, tentando focalizar o marcador no sistema, do que executando o exercício.

Quanto aos itens de ajuda, apenas 10% dos sujeitos pesquisados relataram que devido ao vídeo de ajuda ser muito curto não compreenderam como se deveria fazer o exercício.

Ao analisar as respostas do quesito Percepção do Movimento, 45% dos sujeitos pesquisados relataram que a visualização de parte do corpo não ajudou a melhorar a postura, mas teve influência para corrigir o movimento realizado.

Para o quesito de Apresentação de Informações, apenas 5% relataram que estão pouco satisfeitos. Arguidos sobre este quesito, os usuário relataram que devido ao tamanho das informações na tela serem muito pequeno, não conseguiram visualizar o texto e compreender a informação.

A Figura 77 evidencia as análises da interface sem marcador, realizadas com os sujeitos da pesquisa durante outras 5 sessões de exercícios.

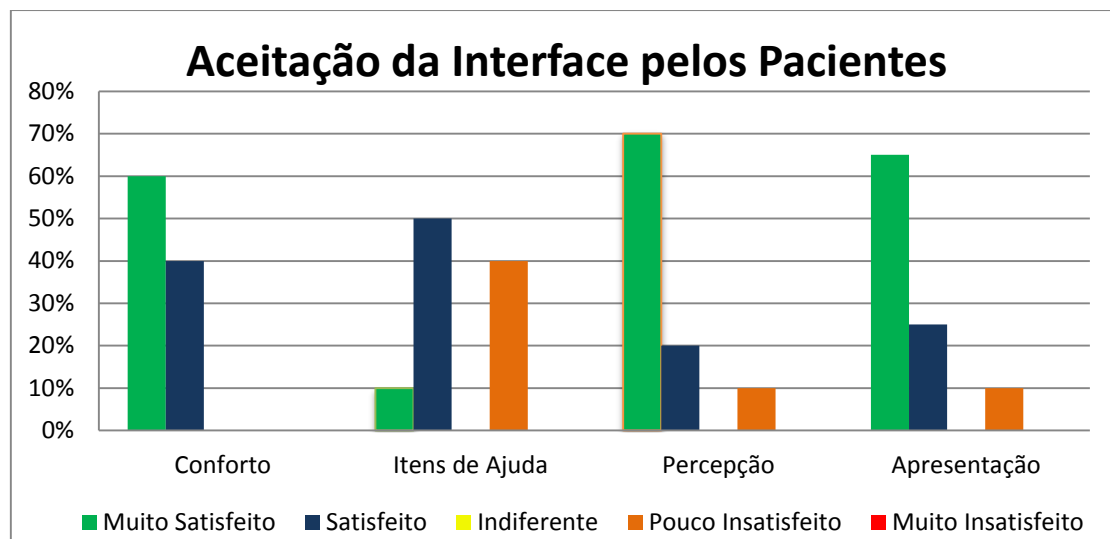


Figura 77- Avaliação da Interface Sem Marcadores

A natureza totalitária do quesito “conforto” se dá devido ao dispositivo de captura não necessitar de grande tempo de preparo (*warm-up*) e dar um alto grau de liberdade de movimento ao usuário, pois a câmera fica situada a quase 1,5 metros de distância dele.

Todavia, quanto ao quesito de “itens de ajuda” foi encontrada uma baixa rejeição, pois o vídeo apresentado toma todo o espaço de visualização da interface.

Já no quesito avaliado de percepção do movimento apenas 10% dos pesquisados relataram pouca satisfação com técnica de captura. Arguidos, estes relataram que, quando a captura é pelo lado sagital, a representação do corpo (*stickman* formado pelo traçado dos pontos de referência) atrapalha a percepção do movimento.

E por último, na apresentação das informações, verificou-se que 10% dos pesquisados relataram dificuldade em visualizar a informação da amplitude angular, quando sentado, ou quando, em exercício no solo.

6.7 AVALIAÇÃO FUNCIONAL DA FERRAMENTA DE MENSURAÇÃO FOTOGRAMÉTRICA

De forma a garantir uma técnica de instrumentação biomecânica, a técnica de captura de movimento foi avaliada também a respeito de sua confiabilidade em gerar uma informação que possa ter validade clínica.

Esta instrumentação ocorre pelo fato da avaliação da flexibilidade de movimentos em determinado momento da vida de um indivíduo e seu acompanhamento

durante um processo tanto para reabilitação quanto para auxiliar na melhoria de desempenho físico.

Destarte, foi realizado um estudo adjacente sobre esta validade, comparando as duas técnicas de captura de movimento com um goniômetro manual, referência para instrumentação biomecânica.

As medidas foram tomadas considerando os movimentos das articulações dos membros superiores e do quadril, destas foram computados e gerados dois quadros, o Quadro 9 e o Quadro 10, apresentando os dados utilizando o sistema com marcador fiducial e sem marcador.

Os dados foram recolhidos e registrados. Para o cálculo das médias foi utilizado o programa BioEstat, que gerou as estatísticas apresentadas nos resultados. Para caracterizar e comparar as variáveis entre sexos e faixas etárias foi aplicado o teste t de Student pareado. Adotou-se um nível de significância de 95% ($p < 0.05$).

Os dados descritivos entre homens e mulheres são apresentados no Quadro 8. Foram realizadas as médias das medidas e compilados os dados. Os exercícios utilizados para a realização das medições foram a flexão do cotovelo, flexão de ombro, extensão de ombro e por último a adução do ombro. A flexão do cotovelo se estabelece por uma articulação em dobradiça uniaxial, com eixo no cotovelo. Quanto à flexão e à extensão do ombro, foram realizados em posição sentada e de costas para a câmera. E por fim a adução do ombro, na qual o sujeito permanece sentado, levando o braço para cima.

Os movimentos ocorreram no plano sagital e o sujeito foi posicionado frente à câmera, de lado, a sem angulação de câmera, e a câmera está posicionada a 1,50 m de altura da base.

A partir destes resultados é possível observar que a fotogrametria computadorizada por captura de movimento em realidade aumentada com e sem marcador apresentaram-se bastante semelhantes quanto à análise da amplitude de movimento por goniômetro manual. As medidas obtidas em alguns casos não atingem 3 graus de diferença entre o real e o virtual.

Variações entre 2 a 7 graus entre as medidas podem ser consideradas aceitáveis devido as características de cada articulação avaliada (BRAZ, GOES e CARVALHO, 2008).

Quadro 10 - Avaliação Comparativa dos Membros Superiores

Cotovelo		Com Marcador		Manual		Sem Marcador		S_{E_r}	(t) Mrk/Manual	(t) s/Mrk Manual	Valor de Referência
Gen	Lado	Média	S_m	Média	S_m	Média	S_m				
Masc	D	120,19 °	3,11 °	122,37 °	0,86 °	128,87 °	2,89 °	0,44 °	-5,72	-4,61	0° a 150°
	E	121,81 °	2,97 °	120,19 °	0,71 °	127,88 °	2,96 °	0,41 °	-5,87	-4,44	
Fem	D	119,68 °	2,67 °	115,87 °	0,91 °	124,12 °	3,01 °	0,45 °	-4,98	-3,09	
	E	120,15 °	2,78 °	114,65 °	0,84 °	127,12 °	2,97 °	0,43 °	-5,02	-3,17	
Flexão de Ombro		Com Marcador		Manual		Sem Marcador		S_{E_r}	(t) Mrk/Manual	(t) s/Mrk Manual	Valor de Referência
Gen	Lado	Média	S_m	Média	S_m	Média	S_m				
Masc	D	124,56 °	3,02 °	125,35 °	0,91 °	127,34 °	3,14 °	0,62 °	-4,25	-3,56	0° a 180°
	E	126,78 °	3,01 °	127,78 °	0,98 °	132,17 °	3,12 °	0,59 °	-4,21	-3,01	
Fem	D	106,31 °	2,07 °	105,66 °	0,89 °	110,48 °	2,09 °	0,68 °	-4,01	-3,81	
	E	108,18 °	2,97 °	106,89 °	0,91 °	112,67 °	3,01 °	0,59 °	-4,06	-3,94	
Extensão de Ombro		Com Marcador		Manual		Sem Marcador		S_{E_r}	(t) Mrk/Manual	(t) s/Mrk Manual	Valor de Referência
Gen	Lado	Média	S_m	Média	S_m	Média	S_m				
Masc	D	58,65 °	1,36 °	59,87 °	1,12 °	42,98 °	1,74 °	0,34 °	-4,04	-4,17	0° a 60°
	E	58,45 °	1,51 °	59,67 °	1,39 °	41,89 °	1,89 °	0,36 °	-4,08	-4,32	
Fem	D	57,89 °	1,48 °	58,91 °	1,36 °	41,13 °	1,94 °	0,39 °	-4,23	-4,71	
	E	57,34 °	1,51 °	59,02 °	1,22 °	42,02 °	1,81 °	0,39 °	-4,49	-4,65	
Adução de Ombro		Com Marcador		Manual		Sem Marcador		S_{E_r}	(t) Mrk/Manual	(t) s/Mrk Manual	Valor de Referência
Gen	Lado	Média	S_m	Média	S_m	Média	S_m				
Masc	D	155,12 °	6,82 °	159,89 °	2,87 °	167,56 °	4,78 °	0,73 °	-6,89	-6,12	0° a 180°
	E	159,97 °	5,21 °	160,23 °	2,81 °	169,59 °	5,23 °	0,72 °	-6,78	-6,02	
Fem	D	125,66 °	5,17 °	135,34 °	2,16 °	140,37 °	4,66 °	0,67 °	-8,78	-5,97	
	E	139,91 °	6,51 °	137,12 °	2,41 °	145,13 °	4,26 °	0,64 °	-8,54	-6,02	

S_m : Desvio Padrão S_{E_r} : Erro Relativo

Medido em graus

Quadro 11 - Avaliação Comparativa dos movimentos do quadril

Flexão do Quadril	Com Marcador		Manual		Sem Marcador		S_{E_r}	(t) Mrk/Manual	(t) s/Mrk Manual	Valor de Referência
Gen	Média	S_m	Média	S_m	Média	S_m				
Masc	123,87 °	3,89 °	125,76 °	2,76 °	145,89 °	4,43 °	0,54 °	-5,89	-4,15	0° a 125 °
Fem	124,78 °	2,97 °	130,23 °	2,54 °	151,23 °	4,76 °	0,52 °	-8,12	-7,12	
Abdução do Quadril	Com Marcador		Manual		Sem Marcador		S_{E_r}	(t) Mrk/Manual	(t) s/Mrk Manual	Valor de Referência
Gen	Média	S_m	Média	S_m	Média	S_m				
Masc	49,56 °	1,23 °	45,12 °	1,02 °	60,34 °	3,87 °	0,45 °	-5,43	-5,29	0° a 50°
Fem	50,23 °	1,45 °	47,43 °	1,76 °	61,56 °	3,91 °	0,38 °	-9,12	-8,95	
Abdução do Quadril	Com Marcador		Manual		Sem Marcador		S_{E_r}	(t) Mrk/Manual	(t) s/Mrk Manual	Valor de Referência
Gen	Média	S_m	Média	S_m	Média	S_m				
Masc	137,12 °	2,98 °	128,45 °	2,14 °	154,37 °	4,81 °	0,29 °	-6,54	-5,32	0° a 135°
Fem	140,20 °	3,76 °	130,24 °	2,49 °	160,13 °	3,97 °	0,31 °	-7,65	-8,02	

S_m : Desvio Padrão S_{E_r} : Erro Relativo

Medido em graus

Acredita-se que esta medida foi auferida com leve divergência entre a afiação dos marcadores nos pontos anatômicos recomendados para marcação. Portanto, os resultados apresentados pelo sistema com a abordagem por marcadores fiduciais indicam que é possível sua aplicação com viabilidade clínica.

De maneira semelhante, a biofotogrametria estática por captura de movimento em tempo real apresentada neste trabalho pode auxiliar no processo de registro de

mudanças sutis entre as partes do corpo, difíceis de serem registradas por outros meios, inclusive com o goniômetro.

Durante o processo de análise verificam-se algumas limitações condizentes já esperadas devido à tecnologia de RA com marcadores fiduciais, na qual se destaca que os objetos virtuais só podem ser exibidos quando as marcas estiverem sendo rastreadas, limitando o rastreamento e o desenho na tela dos objetos virtuais e suas animações.

Quanto à tecnologia de RA sem marcadores o que é possível observar é que para estas medições, considerando que os sujeitos estão frente ao dispositivo, foi possível encontrar medidas mais próximas das encontradas no instrumento manual, porém, há uma leve alteração quando as medidas são tomadas no plano sagital e a câmera posicionada no plano frontal.

Uma das vantagens da captura em tempo real é que fica registrada a maior amplitude válida obtida durante o tempo de realização do exercício, por ambas as abordagens escolhidas, facilitando a averiguação das medidas e favorecendo a análise estatística.

Acreditava-se que o sensor MS-KinectTM pudesse captar os movimentos em qualquer plano, todavia o que fica evidenciado neste estudo foi de que, há uma leve interferência no sistema, que posiciona os pontos anatômicos de forma automática deslocado de sua posição apropriada.

Como consequência, desvios maiores foram encontrados nas análises para a abordagem sem marcadores.

No uso da fotogrametria computadorizada, geralmente, os valores encontrados na pesquisa experimental já são conhecidos e o valor aproximado da medida pode ser antecipado. Assim, os erros absolutos e relativos obtidos em uma medida são representativos da qualidade do método e são usados como um controle do processo de medida (PANCHÓN et al., 2004).

De maneira a se primar pela qualidade da informação biomecânica apresentada, é possível recomendar o uso da tecnologia baseada em marcadores devido a sua maior fidedignidade, desde que o examinador possua experiência no processo de avaliação por fotogrametria. Quando este avaliador não está seguro de sua experiência, é possível utilizar o sistema com a abordagem sem marcadores por não necessitar de afixação, ou de marcação de pontos anatômicos.

Nesta investigação foi observado que existe um conjunto de exercícios que são mais apropriados para uma tecnologia de MoCap do que outra. Devido a características

intrínsecas dos dispositivos e do ambiente, como iluminação e espaço, torna-se possível direcionar as atividades reabilitadoras e preferir uma tecnologia da outra.

Por se tratar de uma pesquisa que se deseja aferir a confiabilidade paralela, ou seja, comparar os resultados obtidos por diferentes instrumentos e tecnologias para medição em um grupo assintomático, percebe-se que a tecnologia baseada em marcadores fiduciais, mesmo possuindo variações de condicionantes com iluminação, angulação de câmera e distância focal, permite uma avaliação tão precisa quanto o uso da fotogrametria computacional estática.

Esta precisão depende diretamente do local fixação dos marcadores no corpo do sujeito, todavia, esta variação pode ter uma menor influência no sistema que usufrui da tecnologia sem marcadores.

6.8 LIMITAÇÕES DO EXPERIMENTO

Durante os testes iniciais e depois da compilação dos dados e relatos oriundos da análise heurística realizadas pelos fisioterapeutas percebe-se que tecnologia de RA com marcadores fiduciais apresenta limitações para o uso em sistemas de reabilitação motora.

Estas limitações estão ligadas tanto aos requisitos computacionais como, por exemplo: o registro dos marcadores, sensibilidade das câmeras, iluminação do ambiente; Quanto aos requisitos biomecânicos, observou-se limitações em relação a velocidade do movimento e ao efeito cinemático do corpo.

Após as análises das avaliações sobre a interface realizada com os fisioterapeutas, encontrou-se outra severa limitação: o tamanho do marcador.

Frente aos sistemas de captura de movimento mais utilizados, o marcador utilizado no ARToolkit ainda está em desvantagem.

Para se obter uma qualidade mínima de registro de posicionamento os marcadores devem ser colocados em articulações do corpo do paciente e estas articulações devem ser visualizadas também pelo terapeuta, desta forma o tamanho do marcador influi negativamente no processo.

Após os experimentos, verificou-se que a coloração das roupas usadas pelos usuários dificultou o registro dos marcadores, talvez pelo reflexo de luz influenciando o registro, o que merece maior atenção.

Ao se utilizar roupas monocromáticas (brancas ou pretas) houve um incremento nos níveis de registro das marcas, provavelmente por não causar reflexo luminoso, facilitando, desta forma, o processamento da imagem realizado pelo ARToolkit.

Foi também observado que, quando os marcadores são grudados no corpo, por meio de uma fita autocolante, estes se descolam muito ao se executar os exercícios. Para resolver este problema foram utilizados elásticos para prenderem os marcadores, todavia, foi percebida uma alteração na orientação dos marcadores que também dificultou o processo de registro.

Foi percebido que o campo de visão do usuário interfere indiretamente na execução dos exercícios e que os usuários reclamaram do tamanho da tela onde se viram e solicitaram uma ampliação. Ao usar um projetor multimídia para ampliar a tela, estes ainda reclamaram quanto ao foco das câmeras.

A tecnologia de MoCap sem marcador pareceu bem promissora no início dos testes com exercícios realizados frente à câmera (posição frontal), com alto desempenho gráfico e boa precisão na captura de movimentos mesmo em movimentos mais rápidos.

Todavia quando os movimentos foram executados em posição sentada em solo, apoiado em cadeira, ou em decúbito dorsal, ou de costas para a câmera, o algoritmo de formação dos pontos de referência do MS-Kinect SDK não obteve um resultado satisfatório. Quanto às limitações de iluminação e distância focal apresentadas na tecnologia com marcadores fiduciais, estas não foram consideradas como ruído significativo que atrapalhasse o rastreamento pelo dispositivo.

6.9 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Pelas observações realizadas foi possível notar que para alguns exercícios a tecnologia de RA com marcadores fiduciais é mais adequada do que a sem marcadores. Esta preferência da tecnologia sem marcador faz-se necessária, somente, quando os exercícios forem realizados em planos diferentes do frontal ou a posição de execução destes for sentada ou deitada.

É interessante a comparação dos dispositivos de captura de movimentos com as aplicações de jogos adaptados (Nintendo Wii™, Xbox™, IREX™, Valedo Motion™, entre outros não-comerciais apresentados nesta tese), o que levou os usuários, já acostumado com estes dispositivos, a se comportarem, nas sessões de terapia, como se

estivessem jogando, ou seja, foram motivados pela interface e pela condução do exercício na interface.

Destarte, imprime-se um novo quadro no qual está inserido o sistema ARMS, desenvolvido nesta tese, a fim de evidenciar suas características observando os concorrentes que se destacaram na análise do Quadro 3.

Por fim, os resultados indicam que mesmo com limitações de desempenho para a tecnologia baseada em marcadores fiduciais, acredita-se que com o advento de novas câmeras convencionais com maior capacidade nominal de captura de imagens, as atuais limitações serão ultrapassadas.

E futuramente se espera encontrar novos atributos que combinados aos aqui apresentados, possam servir de base para uma criação de um protocolo de tratamento específico que tenha como princípio o uso desta tecnologia.

O próximo capítulo visa apresentar as conclusões e as pesquisas futuras que poderão herdar características deste trabalho para impulsionar as atividades de reabilitação virtual.

Quadro 12 – Nova Análise dos Sistemas de RA para Reabilitação

Trabalho	Característica								
	Análise em Tempo Real	Histórico dos Movimentos	Aviso de Correção de Movimento	Auxílio na execução	Representação do Usuário	Visualização do Próprio Usuário	Sugestão de Exercícios	Posicionamento de Exercício	Parametrização dos Exercícios
Tecnologia	EMG de Superfície								
MioTool (CYRILLO et.al, 2007)	✗	✓	✗	✗	✗	✗	✗	1,2	✗
Extensômetro Digital (RODRIGUES, 2010)	✗	✓	✗	✗	✗	✗	✗	1,2	✗
Tecnologia	Acelerômetro Digital								
Console de Jogo Nintendo Wii (NINTENDO, 2010)	✓	✓	✗	✗	✓	✗	✗	1	✗
Avaliação Angular com WiiRemote (ALANKUS et al, 2010)	✓	✓	✗	✗	✗	✓	✗	1,2,5	✓
Valedo Motion (BRODBECK et al. 2009)	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✗	1,2,3,4	✓
Tecnologia	Captura de Movimentos por Vídeo com Marcadores Coloridos								
Burke Buble (Luvas) (BURKE et. al, 2009)	✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	1	✗
Color Based Motion Tracking (TAO & HU, 2004)	✓	✗	✗	✗	✓	✗	✗	1	✗
Neurorehab Game System (CAMEIRÃO et al, 2010)	✓	✗	✗	✗	✓	✗	✗	1,2	✗
Tecnologia	Captura de Movimentos por Video com Marcadores Relexivos								
Sistema Peak Motus (VICON, 2012)	✗	✓	✗	✗	✗	✗	✗	1	✗
Tecnologia	Captura de Movimentos por Video com Marcadores Fiduciais								
AR-REHAB (ALAMRI et.al.,2009)	✓	✗	✓	✓	✗	✓	✗	1,2	✗
ARPhysio (LIMA, et al, 2006)	✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	3	✗
JoelhoRA (CAMPAGNA & BREGA, 2009)	✓	✗		✓	✗	✓	✗	3	✗
ARGonimeter (DAMASCENO et al, 2011)	✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	1,2,3,4	✗
Toricolar Game (PAULO & DAMASCENO, 2011)	✓	✗	✓	✗	✗	✓	✗	1,3	✗
Tecnologia	Captura de Movimentos por Video Sem Marcador								
Atividade Lúdica para Reabilitação (WIEDERHOLD & WIEDERHOLD, 2008)	✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	1	✗
Atividade com os braços (SOUZA et al, 2009)	✓	✗	✗	✗	✗	✓	✗	1	✗
IREX (SVEISTRUP ET AL, 2004),	✓	✓	✗	✓	✗	✓	✗	1,2,3,4	✓
FAAST (SUMA et al, 2011).	✓	✗	✗	✗	✓	✓	✗	1,2,3	✗
Ikapp (GAMA et al, 2012)	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✗	1,2,3	✗
Tecnologia	Captura de Movimentos por Abordagem Híbrida								
ARMS (DAMASCENO et al, 2013)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	1,2,3,4	✓

Legenda do quesito Posicionamento de Exercício

1-Em pé 2 –Deitado 3-Apoiado/Cadeira 4-Agachado 5-Debruço

7. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA PESQUISAS FUTURAS

Este capítulo destina-se a apresentar as conclusões oriundas da pesquisa realizada, evidenciando os aspectos gerais do trabalho, contribuições e as possibilidades de propostas para futuras pesquisas interdisciplinares com a tecnologia de captura de movimento.

7.1 ASPECTOS GERAIS DO TRABALHO

A Reabilitação Motora vem evoluindo constantemente por meio de novos métodos de tratamento e instrumentos que auxiliam o fisioterapeuta a proporcionar uma melhora na condição física e na recuperação do movimento, de uma maneira mais rápida, para seu paciente.

E cada vez mais, as aplicações computacionais atraem estes profissionais adeptos ao uso de tecnologia em tratamentos.

Foram apresentadas tecnologias distintas para a atenuação do problema da lombalgia mecânica. Todavia, estas tecnologias ainda não são de trivial acesso para pequenas clínicas, ou mesmo, para aplicação em casa.

Verificou-se que a aplicação da tecnologia de captura de movimentos, baseada em dispositivos óticos é atrativa, devido a seu baixo custo de aquisição de hardware. Todavia, instala-se uma complexidade na implantação de técnicas de processamento de imagem e algoritmos eficientes para geração de dados confiáveis. As técnicas visualização de dados de tempo real, como as aplicadas em Realidade Aumentada, podem fornecer uma estratégia de acompanhamento de movimentos em tempo real de maneira a integrar o usuário no ambiente computacional, fornecendo informações sobre o movimento, como a amplitude articular e parâmetros antropométricos, com o objetivo de incentiva-lo a alcançar um melhor desempenho no exercício.

A partir disto, emergem duas técnicas essenciais para atenuar esta complexidade: as técnicas de captura de movimentos baseada em marcadores fiduciais e a sem marcador.

Ao se observar as soluções em marcadores fiduciais, foi identificado que a maior parte delas usufrui de câmeras monoculares e conseqüentemente geram uma única visualização.

Tal abordagem possui a limitação de gerar uma insuficiência de dados capturados causada pelo não registro dos marcadores ou pela sobreposição, ou oclusão, dos mesmos. Como consequência, sistemas apoiados por esta tecnologia apresentam grande queda na sua confiabilidade.

Inicialmente, esta limitação impulsionou a geração de uma arquitetura que pudesse suportar a captura de movimentos por múltiplas câmeras, a fim de atenuar os problemas de registro e sobreposição de marcadores.

Entretanto, esta solução demandou um alto custo computacional no recálculo das coordenadas dos marcadores, comprometendo o desempenho do sistema. Além disso, a disparidade das imagens obtidas não apresentou um alto índice de precisão.

Assim, este trabalho de pesquisa conduziu a uma proposta de solução baseada em ambas: na geometria epipolar e no recálculo das coordenadas homogêneas dos marcadores. Este último é realizado, considerando os parâmetros intrínsecos das câmeras (ponto de visão, resolução, foco etc.).

Com isto, observou-se uma maior acurácia no cálculo da disparidade das imagens, diante de uma melhora, não muito significativa, no custo computacional.

Concomitante a esta solução a tecnologia de captura de movimentos, sem o uso de marcadores é uma evolução da técnica, que apoiada por um dispositivo de boa eficiência, gera mais dados referentes ao posicionamento de juntas e articulações do corpo do sujeito no espaço 3D.

De posse destas posições é possível realizar diversas análises, principalmente a análise sobre o reflexo do movimento, ou a compensação de equilíbrio durante o movimento, que é um fator relevante para a reabilitação motora.

Por ser um dispositivo que tende a ser disseminado pelos console de jogos atuais, é uma relevante ferramenta que foi adequada para fins de reabilitação e avaliação biomecânica de movimento.

Por isso a arquitetura do sistema proposto neste trabalho, foi incrementada com os requisitos deste dispositivo.

Com este novo escopo tecnológico foi realizado novas análises sobre a interface e a aplicação em 20 usuários, sendo que destes 6 relataram ter incidência de dores lombares.

7.2 CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA

De posse de um cenário para promover a reabilitação da Lombalgia Mecânica por meio de técnicas de captura de movimento no intuito de avaliar a flexibilidade e a capacidade de movimentação de pacientes durante sessões de terapia, foi necessária a implementação de um sistema computacional que conjugasse as técnicas de avaliação física e as terapias convencionais adaptadas a um contexto mais tecnológico.

Outra contribuição deste trabalho foi a possibilidade, suportada pela arquitetura proposta, de se realizar a biofotogrametria do movimento em tempo real.

No passado, isto não era possível, pois, tradicionalmente, era usado o goniômetro manual. Isto demanda que o paciente fique estático em sua amplitude máxima, gerando desconforto. Outra solução é o uso de software de edição de imagem, para análise da amplitude. Para tanto, o processo é dividido em três etapas distintas e sequenciais: captura edição da imagem e posterior análise. Tal processo não era possível ser realizado em tempo real.

Destarte, a arquitetura implementada no sistema forneceu uma análise biomecânica do movimento em tempo real, por meio da captura de movimentos rastreados com Realidade Aumentada.

Mais uma contribuição foi a capacidade da arquitetura de suportar diferentes tipos de dispositivos de captura de movimento, como por exemplo, dispositivos semelhantes ao Kinect™, e acelerômetros como o controle Nintendo Wii™.

O sistema apresentado tem a propriedade de sugerir o número de exercícios e a quantidade de repetições destes por meio de análises de casos anteriores e de estatísticas de similaridade. Esta propriedade tem uma influência no processo de solicitação de guias de tratamento, exigida pelos planos de saúde.

Atualmente, apenas o médico ortopedista pode solicitar estas guias, após parecer consubstanciado, normalmente, por um exame clínico e outros complementares, como a radiografia.

Com a inclusão do sistema no processo, é possível ter uma fundamentação documental evidenciando a necessidade de mais sessões de terapia, sem a necessidade de novos exames, como a radiografia, ou ressonância magnética, para esta comprovação. Assim, a contribuição da tese instala-se, também, no âmbito socioeconômico.

No passado, as informações relativas ao tratamento eram vistas de forma tácita ou sensível, pelo terapeuta. E agora, por meio do sistema, é possível gerenciar estas

informações de maneira estruturada, por meio de gráficos, possibilitando uma leitura mais realística e confiável dos estágios da reabilitação de um paciente.

Como forma de validar o software ARMS foi adotado um estudo de caso sobre a lombalgia mecânica, patologia que atinge grande parte da população mundial em pelo menos um momento da vida.

Como conclusões da implementação da arquitetura no protótipo utilizado no estudo de caso pode-se citar que:

- ✓ O desenvolvimento em camadas facilitou a construção da ferramenta, a qual por meio de módulos independentes combina as técnicas de captura de movimento ao módulo de representação do movimento.
- ✓ A implementação dos algoritmos de análise de movimento e da capacidade de carga máxima foram de grande importância na composição de melhores práticas reabilitadoras, a partir do sistema.

De acordo com as avaliações preliminares dos usuários, foi detectada a necessidade de providenciar uma interface mais atrativa, de maneira a motivar o paciente a perfazer os exercícios de reabilitação.

Estas avaliações também permitiram que fossem identificados alguns requisitos intrínsecos à operacionalização do sistema, como, por exemplo, as estratégias de preparação do paciente para a captura de movimento e as adequações do protocolo de tratamento convencional de forma a incitar uma melhor captura de movimentos e consequentemente sua análise.

7.3 TRABALHOS E PESQUISAS FUTUROS

Como forma de aprimoramento futuro e visando a melhoria contínua da arquitetura proposta, seria ideal a aglutinação de mais de uma técnica de rastreo para que as limitações dos sistemas de captura ótica apresentadas nesta tese sejam totalmente minimizadas.

Uma pesquisa futura para sobrepujar esta limitação poderia ser a fusão de dispositivos acelerômetros para calibrar o esqueleto padrão de rastreo oferecido pela biblioteca em técnicas de captura sem marcador utilizando o dispositivo MS-KinectTM.

Por ser uma área de pesquisa multidisciplinar as novas propostas de tratamento poderão ser vislumbradas com o uso da arquitetura proposta nesta tese, todavia, uma avaliação clínica funcional deverá ser conduzida para que esta seja utilizada como

ferramenta de tratamento em casos reais, e por isso, novas pesquisas poderão ser instanciadas nas áreas de conhecimento correlatas desta tese.

Como pesquisa em área de saúde, faz-se necessária uma avaliação, em um grupo maior de sujeitos para que seja possível avaliar o comportamento tanto do grupo de sujeitos pacientes, quanto dos terapeutas, utilizando o sistema.

Como a visualização dos movimentos oferecidos no sistema é em 2D, uma possível melhoria seria geração de artefatos tridimensionais para substituir o modelo humanoide 2D. Esta substituição poderia ser corroborada pela inclusão de algoritmos de deformação de estruturas para que o modelo gerado representasse mais fidedignamente as contrações musculares envolvidas no tratamento. E como forma de mapeamento destas estruturas fica a aplicação de técnica de eletromiografia de superfície como norteador das deformações exigidas no modelo e sugerida pelos especialistas.

7.4 COMENTÁRIOS FINAIS

A partir dos resultados encontrados, conclui-se que um sistema de captura de movimento, em Realidade Aumentada com marcadores fiduciais apresentou maior confiabilidade dos dados na avaliação biomecânica, todavia não apresentou melhor desempenho computacional devido às características do dispositivo.

Os voluntários que realizaram os testes com as duas tecnologias (com marcador fiducial e sem marcadores) sentiram-se mais confortáveis quando usaram a tecnologia de rastreamento sem marcador, entretanto, para alguns exercícios esta tecnologia não obteve os melhores resultados e em poucos casos não obteve sucesso algum.

Por fim, diante dos resultados obtidos pelo sistema, resta o desafio de aperfeiçoá-lo para que este possa ser utilizado por outros pacientes, não só como ferramenta terapêutica, mas também, como método de fortalecimento muscular, ampliando sua aplicabilidade, contribuindo para a melhora da qualidade de vida e inclusão dos portadores de deficiência física.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDELHAK, M.; GROSTICK, S.; HANKEN, M. A. Health Information: Management of a Strategic Resource. 4 edition. Saunders, 2011. p. 768.

ABESO, A. B. PARA O E. DA O. E DA S. M. Diretrizes Brasileiras de Obesidade. 1. ed. São Paulo: Associação Brasileira para o Estudo da Obesidade e da Síndrome Metabólica - ABRESO, 2009. p. 83.

AGUIAR, E.; STOLL, C.; THEOBALT, C.; AHMED, N.; THRUN, S. "Performance capture from sparse multi-view video". ACM Transactions on Graphics, v. 27, n. 3, p. 1, 1 ago. 2008.

AITPAYEV, K.; GABER, J. Creation of 3D Human Avatar using Kinect. 2012,p. 3-5.

ALAMRI, A.; JONGEUN CHA; EID, M.; EL SADDIK, A., "Evaluating the post-stroke patients progress using an Augmented Reality Rehabilitation system," IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications, 2009. MeMeA 2009.pp.89,94, 29-30 May 2009.

ALANKUS G.; LAZAR, A.; MAY, M.; KELLEHER, M. "Towards customizable games for stroke rehabilitation". In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '10). ACM, New York, NY, USA, p.2113-2122, 2010.

ALBUQUERQUE, E. C.; SCALABRIN, E. E. O Uso Do Computador Em Programas De Reabilitação Neuropsicológica. Revista de Psicologia Argumentativa, v. 25, n. 50 jul/set, p. 269-275, 2007.

ALENCAR, T. A. M. DI; MATIAS, K. F. DE S. Importância Da Avaliação Musculoesquelética E Biomecânica Para O Bike Fit. Revista Movimenta, v. 2, n. 3, p. 84-92, 2009.

ANDRADE, S. C. DE; ARAÚJO, A. G. R.; VILAR, M. J. P. "Escola de Coluna": Revisão Histórica e Sua Aplicação na Lombalgia Crônica. Revista Brasileira de Reumatologia, v. 45, n. 4, p. 224-228, 2005.

ASSIS, G. A.; CORREA, A. G. D.; Vaz, Cicero J. N.; LOPES, R. D. . An Augmented Reality System For Post-Stroke Rehabilitation Using Mental Practice. In: IADIS International Conference on Computer Graphics and Visualization 2008, 2008, Amsterdam. Proceedings of IADIS International Conference on Computer Graphics and Visualization, 2008. p. 1-8.

ASSIS, G. A. NEUROR – Sistema De Apoio À Reabilitação Dos Membros Superiores De Pacientes Vítimas De Acidentes Encefálicos. Tese de Doutorado - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2010.

ATTYGALLE, S.; DUFF, M.; RIKAKIS, J. H. Low-cost, at-home assessment system with Wii Remote based motion capture". Virtual Rehabilitation, 2008, vol., no., pp.168,174, 25-27 Aug. 2008.

AZEVEDO, J. V. S. DE; SILVA, J. R. L. DA; RIBEIRO, D. C. L. Relação entre lombalgia e sobrepeso em praticantes de atividade física. Conscientiae Saúde, v. 7, n. 4, p. 471-775, 2008.

- BAILLOT, Y.; ITT ADV. ENG. & SCI., ALEXANDRIA, VA, USA ; JULIER, S.J. ; BROWN, D. ; LIVINGSTON, M.A. "A tracker alignment framework for augmented reality". IEEE Comput. Soc, 2003, 2003.
- BERNSTEIN, P.A. "Middleware: A model for distributed system services," Communcation ACM, vol. 39, no. 2, pp. 86–98, 1996.
- BARCELOS, J.N "Mecânica Newtoniana, Lagrangiana , Hamiltoniana", Editora editora livraria da física, São Paulo, 2004.
- BANDEIRA, C. C. A.; BERNI, K. C. S.; RODRIGUES-BIGATON, D. Análise eletromiográfica e força do grupo muscular extensor do punho durante isquemia induzida. Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 13, n. 1, p. 31-37, 2009.
- BERGER, K. RUHL, K; SCHROEDER, Y; BRUEMMER, C; SCHOLZK, A; MAGNOR, M."Markerless Motion Capture using multiple Color-Depth Sensors". Proceedings of Congress of Vision, Modeling, and Visualization 2011, p. 317-324, 2011.
- BEZERRA, E. Princípios de análise e projeto de sistemas com UML. 2a Edição ed. Rio de Janeiro - RJ: Editora Campus, 2002. p. 158
- BIGONHA, C.A.S., Flam, D.L., Gomide, J.V.B., & Araújo, A. de A. "Software de aquisição de dados para um sistema de captura de movimentos", Anais Eletrônicos (CD-ROM, Workshop of Undergraduate Work) do XXI Brazilian Symposium on Computer Graphics and Image Processing – SIBGRAPI, Campo Grande, MS, Brazil, 2008, pp 69-72.
- BILLIE, G. Microsoft Kinect Sensor Evaluation. . [S.l: s.n.], 2011. Disponível em: <<http://ntrs.nasa.gov/search.jsp?R=20110022972>>.
- BILLINGHURST, M.; KATO, H. "Collaborative Augmented Reality". Paper Research, 2001, disponível em <http://www.hitl.washington.edu/artoolkit/Papers/2002-CACM-CollabAR.pdf>
- BIMBER, O. "Augmented Reality - Part 1 - Introduction and Overview", 2004. disponível em <<http://www.uniweimar.de/~bimber/Pub/AR/>>
- BIMBER, O.; RASKAR, R. Modern approaches to augmented reality. ACM SIGGRAPH 2006 Courses on - SIGGRAPH '06, p. 1, 2006. Disponível em: <<http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=1185657.1185796>>.
- BÓ, A. P. L.; HAYASHIBE, M.; POIGNET, P. "Joint angle estimation in rehabilitation with inertial sensors and its integration with Kinect". Conference proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, v. 2011, p. 3479-83, 2011.
- BODENHEIMER, B., ROSE, C., ROSENTHAL, S., AND PELLA, J. "The process of motion capture: Dealing with the data". In Proceedings of the Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation '97, Wein, Austria, 3-18. 1997.
- BOIAN, R. F; KOURTEV, H; ERICKSON, K; DEUTSCH, J.E; LEWIS, J.A; BURDEA, G.C. "Haptic Effects for Virtual Reality-based Post-Stroke Rehabilitation." International Conference on Virtual Rehabilitation 2003.
- BORGNETH, L. Considerações sobre o processo de Reabilitação Considerations about the process of Rehabilitation. Acta Fisiatrica, v. 11, n. 2, p. 55-59, 2004.
- BOTEGA, L. C.; CRUVINEL, P. E. "Realidade Virtual: Histórico, Conceitos e Dispositivos".in: In: COSTA, R. M.; RIBEIRO, M. W. S. (Org.) Aplicações de Realidade

Virtual e Aumentada. 2008. p. 1-20.

BOWMAN, D.A.; COQUILLART, S.; FROELICH, B.; HIROSE, M.; KITAMURA, Y.; KIYOKAWA, K.; STUERZLINGER, W., "3D User Interfaces: New Directions and Perspectives," *Computer Graphics and Applications*, IEEE , vol.28, no.6, pp.20,36, Nov.-Dec. 2008.

BRADSKI, G.; KAEHLER, A. "Learning OpenCV".: O'Realy, 2008.

BRAZ, J. M.; PEREIRA, J. M. "TARCAST : Taxonomy for Augmented Reality CASTing with Web Support". *The International Journal of Virtual Reality*, v. 7, n. 4, p. 47-56, 2008.

BRAZ, R. G.; GOES, F. P. D. C.; CARVALHO, G. A. Confiabilidade E Validade De Medidas Angulares Por Meio Do Software Para Avaliação Postural. *Revista Fisioterapia em Movimento*, v. 21, n. 3, p. 117-126, 2008.

BRITO, A. J. C.; OLIVEIRA FILHO, N. H. "Planos e eixos e nomenclatura dos movimentos humanos". *Revista UNAMA*, v. 1, n. 4, p. 80-83, 2003. Disponível em: <<http://www.nead.unama.br/bibliotecavirtual/revista/lato/pdf/lato41a14.pdf>>.

BRODBECK, D.; DEGEN, M.; STANIMIROV, M.; KOOL, J.; SCHEERMESSE, M.; OESCH, P.; NEUHAUS, C. "BACKTRAINER - Computer-aided Therapy System with Augmented Feedback for the Lower Back". *Proceedings of the Second International Conference on Health Informatics, HEALTHINF 2009*, Porto, Portugal, January 14-17, 2009.

BURDEA, G. C. "Virtual rehabilitation--benefits and challenges. Methods of information in medicine", *US National Library of Medicine*, v. 42, n. 5, p. 519-23, jan. 2003.

BURKE, J. W.; MORROW, P.J.; MCNEILL, M. D J; MCDONOUGH, S.M.; CHARLES, D.K. "Vision Based Games for Upper-Limb Stroke Rehabilitation". *Proceedings of International Conference on Machine Vision and Image Processing*, 2008. IMVIP '08, 2008.

BURO, M.; FURTAK, T. "On The Development Of A Free RTS Game Engine". *GameOn'NA Conference*, Montreal, 2005, pp.23-27

CALAIS-GERMAIN, B. "Anatomia para o Movimento". 4. ed. Editora Manole, 2005. p. 304.

CAMEIRÃO, M.S.; BERMÚDEZ, S.; OLLER, E.D.; VERSCHURE1, P.F.M.J. "Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation" *Journarl of Neuroengineering Rehabilitation*, v. 7, p. 48, jan. 2010.

CAMPAGNA, J. P. P.; BREGA, J. R. F. Utilização da Realidade Aumentada no Suporte à Correção de Movimentos em Exercícios Físicos que Envolvem Joelho. 2009, Santos - SP: Sociedade Brasileira de Computação - SBC, 2009.

CANTON-FERRER, C.; CASAS, J.R.; PARDÀS, M."Towards A Low Cost Multi-Camera Marker Based Human Motion Capture System". *Proceedings of 16th IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, 2009.

CHANG, C.-Y. et al. Towards Pervasive Physical Rehabilitation Using Microsoft Kinect. *Proceedings of the 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, p. 2-5, 2012.

CHEN, X. "Camera Placement Considering Occlusion for Robust Motion Capture". *Stanford Computer Science Technical Report CS-TR-2000-07*, 2000.

CHEN, J.; BOWMAN, D. A. "Domain-Specific Design of 3D Interaction Techniques:

Designing Useful Virtual Environment Applications”. Presence: Teleoperators and Virtual Environments, v. 18, n. 5, p. 1-30, 2009.

COFITTO, Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Resolução nº. 396/2011. Brasília (DF): 2011. Disponível em:<http://www.coffito.org.br/publicacoes/pub_view.asp?cod=2126&psecao=9>.

COLOMBO, R.; PISANO, F.; MAZZONE, A.; DELCONTE, C.; MICERA, S.; CARROZZA, M.; CHIARA, M.; DARIO, P.; MINUCO, G. “Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation”. Journal of neuroengineering and rehabilitation, v. 4, p. 3, jan. 2007.

CONDELL, J; MOORE, G; MOORE, J. “Software and Methods for Motion Capture and Tracking in Animation”. CGVR'06 - The 2006 International Conference on Computer Graphics and Virtual Reality, 2006.

CONSULARO, L. ; COELHO, R. C.; CALONEGO JR., N. “Rastreamento Óptico para Sistemas de Realidade Virtual e Aumentada”. Proceedings of Brazilian Symposium on Virtual and Augmented Reality 2007, Petrópolis, RJ: Sociedade Brasileira de Computação - SBC, 2007.

CYRILLO, F. N. et al. Comparative electromyographic analysis of lumbar erectors recruitment at stand position and therapeutic riding positions. 2007, [S.l: s.n.], 2007.

DAMASCENO, E. F.; CARDOSO, A.; LAMOUNIER, E. A. “Augmented Biophotogrammetry”. Proceeding of XIII Symposium of Virtual and Augmented Reality 2011.

DENIS, A.; PEREZ, C.; PRIOL, T. “PadicoTM: An Open Integration Framework for Communication Middleware and Runtimes”. Proceedings of 2nd IEEE/ACM International Symposium on Cluster Computing and the Grid, p. 144-144, 2002

DIAS Jr, J.B; SEMENTILE, A.C; DAMASCENO, E.F; RAMOS, F.R; LOPES, L.F.B; CARDOSO, A. “Movimentos Utilizando Marcadores Passivos E Múltiplas Câmeras.” Anais do Workshop de Aplicações de Realidade Virtual e Aumentada – WRVA 2006, 2006.

DIAS, R. DE S.; SAMPAIO, I. L. A.; TADDEO, L. DA S. Fisioterapia X WII: A Introdução do Lúdico No Processo de Reabilitação de Pacientes em Tratamento Fisioterápico. 2009, p. 34-37.

ESTEVES, A. C, STOLT, L.R.O.G; LEITE, R.M.; CUNHA, D.; BORGES Jr., N.G. “Validação de um eletrogoniômetro digital” Anais do Simpósio Nacional de Biomecânica, 2007.

FARIAS, T., LIMA, J., TEICHRIEB, V., & KELNER, J. “OgreAR: construção de aplicações de realidade aumentada utilizando bibliotecas de alto nível”. In Workshop de Aplicações de Realidade Virtual, Recife, 2006 (pp. 21-24).

FERREIRA, M. S. M. “Variáveis Psicológicas na Lombalgia Crônica: Um estudo com doentes em Tratamento de Fisioterapia e Acupuntura”. 2009. Universidade do Minho, 2009.

FEUERWERKER, L. “Modelos Tecnoassistenciais, gestão e organização do trabalho em saúde : nada é indiferente no processo de luta para a consolidação do SUS.” Revista Interface - Comunicação, Saúde e Educação, v. 9, n. 18, p. 489-506, 2005.

FIALA, M."ARTag, a fiducial marker system using digital techniques".Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05) - Volume 2 - Volume 02.Pages: 590 – 596.

- FIEGUTH, P. AND TERZOPOULOS, D. "Color-based tracking of heads and other mobile objects at video frame rates". In Proc. of the IEEE CVPR, pages 21–27, 1997.
- FORSTER, K. I.; FORSTER, J. C. "DMDX: A Windows display program with millisecond accuracy". Behavior Research Methods, Instruments, & Computers, v. 35, n. 1, p. 116-124, fev. 2003.
- FRITZ, J. M.; IRRGANG, J. J."A comparison of a modified Oswestry low back pain disability questionnaire and the Quebec back pain disability scale". 776-788. Physical Therapy Reviews, v. 81, n. 2, p. 776-778, 2001.
- GAMA, A.; CHAVES, T.; FIGUEIREDO, L. et al. Guidance and Movement Correction Based on Therapeutics Movements for Motor Rehabilitation Support Systems. 2012 14th Symposium on Virtual and Augmented Reality, p. 191-200, maio 2012.
- GAMA, A. ; CHAVES, T.; ARAÚJO, C. et al. Ikapp – A Rehabilitation Support System using Kinect, Brazilian Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2012.
- GIRONE, M; BURDEA, G.C; BOUZIT,M; POPESCU,V; DEUTSCH, J.E."Orthopedic rehabilitation using the "Rutgers ankle" interface." Studies in health technology and informatics, v. 70, p. 89-95, jan. 2000.
- GNECCO, B. B. et al. Desenvolvimento de Interfaces Naturais de Interação usando o Hardware Kinect. Tendências em Realidade Virtual e Aumentada. Niteroi - Rj: Sociedade Brasileira de Computação - SBC, 2012. p. 37-46.
- GOMES, A. B. A. et al. Efeitos da Estabilização Segmentar Lombar no Equilíbrio de Tronco em Paraplégicos. Revista Brasileira de Ciências da Saúde, v. 16, n. 3, p. 353-360, 30 out. 2012. Disponível em: <<http://periodicos.ufpb.br/ojs2/index.php/rbcs/article/view/12644/7876>>. Acesso em: 5 fev. 2013.
- GOMES, B. M.; NARDONI, G.C.G.; LOPES, P.C.; GODOY, E. "O efeito da técnica de reeducação postural global em um paciente com hemiparesia após acidente vascular encefálico". Revista Acta Fisiátrica, v. 13, n. 2, p. 104-108, 2006.
- GOMIDE, J.V.B; FLAM, D.L;QUEIROZ, D.P; ARAÚJO, A.A. "Captura de Movimento e Animação de Personagens em Jogos" Simpósio Brasileiro de Games. 2009.
- GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K. Application of Surface Electromyographic Signals to Control Exoskeleton Robots. In: CATRIONA STEELE (Org.). Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine. 2011. p. 69-94.
- GRAY, J. M. Discussion of the ICIDH-2 in Relation to Occupational Therapy and Occupational Science. Scandinavian Journal of Occupational Therapy, v. 8, n. 1, p. 19-30, jan. 2001.
- GUERRA-FILHO, G. B. Optical Motion Capture : Theory and Implementation. Revista de Informática Teórica e Aplicada - RITA, v. 12, n. 2, p. 1-29, 2005.
- GUIMARÃES, L. DE S.; CRUZ, M. C. DA. Exercícios Terapêuticos: A Cinesioterapia Como Importante Recurso Da Fisioterapia. Revista Lato & Sensus, v. 4, n. 1, p. 3-5, 2003.
- HARTLEY, R.; ZISSERMAN, A."Multiple View Geometry in Computer Vision", Second Edition. Cambridge University Press, March 2004.
- HAYDEN J.A, VAN TULDER M.W., MALMIVAARA A.V, KOES, B.W. "Meta-analysis: exercise therapy for nonspecific low back pain". Annals of internal medicine, v. 142, n. 9, p. 765-75, 3 maio 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15867409>>.

- HELFENSTEIN, M.; GOLDENFUM, M. A.; SIENA, C. Lombalgia Ocupacional. Revista da Associação Médica Brasileira, v. 56, n. 5, p. 583-589, 2010.
- HOLMBOE, D. "The Motion Capture Pipeline". Dissertação de Mestrado, University of Gävle, Sweden, 2008.
- KAKESHITA, I. S.; ALMEIDA, S. S. "Relação entre índice de massa corporal e a percepção da auto-imagem em universitários" Revista de Saúde Pública, v. 40, n. 3, p. 497-504, 2006.
- KAMBALYAL, C. "3-tier architecture". Retrieved On, v. 2, 2010.
- KATO, H.; BILLINGHURST, M. Marker tracking and HMD calibration for a video-based augmented reality conferencing system. Proceedings 2nd IEEE and ACM International Workshop on Augmented Reality (IWAR'99), p. 85-94, 1999. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=803809>>.
- KIRNER, C.; KIRNER, T. G. Evolução e Tendências da Realidade Virtual e da Realidade Aumentada. Realidade Virtual e Aumentada: Tendências e Aplicações. 2011. Ed. Sociedade Brasileira de Computação - SBC, 2011. p. 8 -31.
- KIRNER, C.; SISCOOTTO, R. Fundamentos de Realidade Virtual e Aumentada. In: KIRNER, C.; SISCOOTTO, R. (Org.). Realidade Virtual: Conceitos e Aplicações. [S.l.]: Sociedade Brasileira de Computação - SBC, 2007. p. 6-20.
- KLEINPAUL, J. F.; RENATO, A.; MORO, P. "Dor lombar e exercício físico . Uma revisão". Lecturas, Educación Física y Deportes, Revista Digital, v. 1, n. 33, p. 1-8, 2009. Disponível em: <<http://www.efdeportes.com/efd127/dor-lombar-e-exercicio-fisico.htm>>.
- KOLB, A.;BATG, E.; KOCH, R.;LARSEN, R. "Time-of-Flight Sensors in Computer Graphics". Proceedings of EUROGRAPHICS 2009, STAR – State of The Art Report, 2009.
- LAHR, P. S.; LOURENÇO, P. C.; DAINESE, C. A. "Rastreamento em Realidade Aumentada com Artoolkit e Marcadores." Anais do Workshop de Realidade Aumentada 2004, Piracicaba 2004. p. 37-68.
- LANGE, B.; RIZZO, A.A; YEN, C.; SUMA,E.A.; BOLAS,M. "Markerless Full Body Tracking: Depth Sensing Technology within Virtual Environments", Interservice Industry Training, Simulation, and Education Conference (I/ITSEC) 2011, 2011.
- LAZĂR, C.L.; LAZĂR, I.; PÂRV, B.; MOTOGNA, S.; CZIBULA, I.G. "Tool Support for fUML Models Research problem". International Journal of Computers, Communications & Control, v. V, n. 5, p. 775-782, 2010.
- LIMA, D. B. de M. "Análise da eficácia de um programa de intervenção na modificação da postura de protrusão de ombro por meio de exercícios para a alteração de propriedades musculares". Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Minas Gerais, 2007.
- LIMA, J.P.S.M.; LIMA, A.S.M.; TEICHRIEB, V.; KELNER, J; MOURA FILHO, A.G. "ARPHYSIO: Usando Realidade Aumentada Para Análise Do Movimento Humano". Anais do Workshop de Aplicações de Realidade Virtual e Aumentada, 2006.
- LOPES, F. M.; BRITO, E. S. "Humanização da assistência de fisioterapia: estudo com pacientes no período pós-internação em unidade de terapia intensiva". Revista Brasileira de Terapia Intensiva, v. 21, n. 3, p. 283-291, 2009.
- LOSS, J. F.; MELO, M.O; CANTERGIL, D.; SILVA,Y.O.; BONERGI, A.;HASS,A.N. "EMG Analysis of a Pilates Exercise". Applications of EMG in Clinical and Sports

Medicine, v. 1, n. 2, p. 165-180, 2011.

MACINTYRE, B.; GANDY, M.; BOLTER, J.; DOW, S.; HANNIGAN, B. "DART: The Designer's Augmented Reality Toolkit", in The Second International Symposium on Mixed and Augmented Reality, Tóquio-JP, pp. 329-330, 2003.

MARTINS, J. A.; BARSAGLINI, R. A. Aspectos da identidade na experiência da deficiência física: Revista Interface - Comunicação, Saúde e Educação, v. 12, n. 4, p. 109-121, 2011.

MATTHIESEN, R. C. "Agentes Móveis Para Construção De Ambientes Virtuais Distribuídos Com Realidade Aumentada". Revista de Ciências Exatas e Tecnologia, v. IV, n. 4, p. 91-110, 2009.

MAZINI Filho, M. L. et al. ANÁLISE DO TESTE DE UMA REPETIÇÃO MÁXIMA NO EXERCÍCIO. Brazilian Journal of Biomotricity, v. 4, n. 1, p. 57-64, 2010.

MCGILL, S. M. "Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation". Exercise and sport sciences reviews, v. 29, n. 1, p. 26-31, jan. 2001.

MENACHE, A. "Understanding Motion Capture for Computer Animation and Video Games". 1 ed. ed. San Francisco, CA, USA: Morgan Kaufmann Publishers Inc, 1999. p. 346

MERIAN, A. S.; TUNIK, E.; ADAMOVICH, S. V. "Virtual reality to maximize function for hand and arm rehabilitation: exploration of neural mechanisms". Studies in health technology and informatics, v. 145, p. 109-25, 2009.

MILGRAN, P.; KISHINO, F. "A Taxonomy Of Mixed Reality Visual Displays". IEICE Transactions on Information Systems, v. E77-D, n. 12, 1994.

MIOTEC. Miotec. Disponível em: <<http://www.miotec.com.br/>>.

MOESLUND, T. B.; HILTON, A.; KRÜGER, V. "A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis". Computer Vision and Image Understanding, v. 104, n. 2-3, p. 90-126, nov. 2006.

MONTEIRO Jr., R.S; CARVALHO, R.J.DE P; SILVA, E.B.; BASTOS, F.B; "Efeito Da Reabilitação Virtual Em Diferentes Tipos De Tratamento". Revista Brasileira de Ciências da Saúde, v. 9, n. 29, p. 56-63, 2011.

MORROW, K.; DOCAN, C.; BURDEA, G.C.; MERIAN, A. "Low-cost Virtual Rehabilitation of the Hand for Patients Post-Stroke". 2006, International Workshop on Virtual Rehabilitation – 2006, 2006.

MOTION, V. Valedo Motion. Disponível em: <<http://www.hocoma.com/products/valedo/valedomotion/>>.

MURRAY, N.; GOULERMAS, J. Y.; FERNANDO, T. "Visual Tracking for a Virtual Environment". Proceedings of V International Conference on Human-Computer Interaction, 2003.

MURTA, S. G. Avaliação e Manejo da Dor Crônica. In: CARVALHO, M. M. DE M. J. DE (Org.). DOR: um estudo multidisciplinar. [S.l.]: Summus Editorial, 1999. p. 13-29.

MXR Toolkit. Disponível em: site do SourceForge.net. URL: <http://mxrtoolkit.sourceforge.net/>, visitado em Setembro de 2010.

NUNES, F. D. L. D. S. et al. Realidade Virtual para saúde no Brasil: conceitos, desafios e oportunidades. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 27, n. 4, p. 243-258, 2011.

- OFFUTT, J. Quality attributes of Web software applications. *IEEE Software*, v. 19, n. 2, p. 25-32, 2002.
- OLSSON, T; KÄRKKÄINEN, T; LAGERSTAM, E; VENTÄ-OLKKONEN, L. “User evaluation of mobile augmented reality scenarios”. *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*, v. 4, n. 1, p. 29-47, 2012.
- PANCHÓN, E. et al. Index for quality control in anthropometric surveys. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 34, n. 6, p. 479-482, dez. 2004. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169814104001209>>. Acesso em: 13 fev. 2013.
- PATEL, S. et al. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, v. 9, n. 1, p. 21, jan. 2012. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3354997&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 29 jan. 2013.
- PAULO, J. V. De P., DAMASCENO, E.F.. “Serious Game para o tratamento de torcicolo”. *Anais do Workshop de Informática Médica 2011*, 2011.
- PEREIRA, J. E.; PINTO, M. C.; SOUZA, R. A. DE. “Prevalência de lombalgias em transportadores de sacos de café Metodologia Descrição dos Sujeitos”. *Revista Motriz*, v. 12, n. 3, p. 229-238, 2006.
- PERNAMBUCO, L.A; CUNHA, R.A., LINS, O., LEÃO, J.C., SILVA, H.J.. “Surface electromyography in national journals in speech, language and hearing sciences”. *Revista CEFAC*, 12(4), 685-692. 2010.
- PIRES, R. A. M.; DUMAS, F. V. L. “Lombalgia: revisão de conceitos e métodos de tratamentos”. *Revista Universitas: Ciências da Saúde*, v. 6, n. 2, 23 jul. 2009.
- PONTE, C. “Lombalgia em cuidados de saúde primários Sua relação com características sociodemográficas”. *Revista Portuguesa de Clínica Geral*, v. 1, p. 259-267, 2005.
- POUPYREV, I.; TAN, D.; BILLINGHURST, M.; KATO, H.; REGENBRECHT, H.; AND TETSUTANI N. “Developing a generic augmented reality interface”. *Computer*, pages 44–50, March 2002.
- PRIDMORE, T; HILTON, D; GREEN, J; EASTGATE, R; COBB,S; “Mixed reality environments in stroke rehabilitation : interfaces across the real / virtual divide” *Proc. 5th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech.*, Oxford, UK, p. 11-18, 2004.
- REGENBRECHTA, H.; HOERMANNNA, S.; MCGREGORA, G.; DIXONA, B.; FRANZA, E.; OTTA, C.; HALEA, L.; SCHUBERTB, T.; HOERMANNNC, J.”Visual manipulations for motor rehabilitation”. *Computers & Graphics*, v. 36, n. 7, p. 819-834, nov. 2012.
- REINEHR, F. B.; CARPES, F. P.; MOTA, C. B. “Influência Do Treinamento De Estabilização Central Sobre A Dor E Estabilidade Lombar”. *Revista Fisioterapia em Movimento*, v. 21, n. 1, p. 123-129, 2008.
- REYNOLDS, J. M.; GORDON, T. J.; ROBERGS, R. A. “Prediction Of One Repetition Maximum Strength From Multiple Repetition Maximum Testing And Anthropometry”. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 20, n. 3, p. 584-592, 2006.
- RIBEIRO, C.; MOREIRA, D. O exercício terapêutico no tratamento da lombalgia crônica: uma revisão da literatura. *Revista Brasileira de Ciências e Movimento*, v. 18, n. 4, p. 100-108, 2011.

RICHARDS, J.G. "The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems", Human Movement Science, v 18, issue 5, 1999, Pages 589–602, 1999.

RIZZO, A. A.; COHEN I.; WEISS PL; KIM JG; YEH SC; ZALI B; HWANG J; "Design and development of virtual reality based perceptual-motor rehabilitation scenarios." In Proceedings of Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, v. 7, p. 4852-5, 2004.

RIZZO, A.A.; KIM, G. J. "A SWOT Analysis of the Field of Virtual Reality Rehabilitation and Therapy". Presence: Teleoperators and Virtual Environments, v. 14, n. 2, p. 119-146, abr. 2005.

RIZZO, A.A. "Virtual reality in psychology and rehabilitation : the last ten years and the next !", Maia, Portugal: University of Reading, UK, 2008. p. 3-6.

ROBINSON, W. N. Implementing Rule-based Monitors within a Framework for Continuous Requirements Monitoring. 2005, p. 1-10.

ROCHA, E. C.; SOUZA, M. F. . Metodologia para Avaliação de Produtos e Serviços de Informação. Brasília (DF): [s.n.], 2010. Disponível em: <<http://www.ibict.br/publicacoes/metodologia.pdf>>.

RODRIGUES, P. A.C. Sistema de Monitorização de Espasticidade. 2010. Tese de Mestrado, Universidade do Minho, 2010.

RODRIGUES, P. I.; GOMES, P. S. C. Testes de força e resistência muscular: confiabilidade e predição de uma repetição máxima - Revisão e novas evidências. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, v. 9, n. 5, p. 325-335, out. 2003.

ROLAND, M.; FAIRBANK, J. "The Roland-Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire". Spine, v. 25, n. 24, p. 3115-24, 15 dez. 2000.

ROSÁRIO, J.; MARQUES, A.; MAULUF, A. "Aspectos Clínicos Do Alongamento : Uma Revisão De Literatura". Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 1, n. 8, p. 1-6, 2004.

SACCO, I. C. N., ALIBERT, S., QUEIROZ, B. W. C., PRIPAS, D., KIELING, I., KIMURA, A. A., ... & SERA, M. T. "Confiabilidade Da Fotogrametria Em Relação A Goniometria Para Avaliação Postural De Membros Inferiores". Revista Brasileira de Fisioterapia, 2007 11(5), 411-7.

SANCHES S. R. R.; TOKUNAGA, D.M.;SILVA V.F.; TORI, R. "Subjective Video Quality Assessment in Segmentation for Augmented Reality Applications" In Proceedings of the 2012 14th Symposium on Virtual and Augmented Reality (SVR '12). IEEE Computer Society, Washington, DC, USA, 46-55.

SAMPAIO, R. F., MANCINI, M. C., GONÇALVES, G. G. P., BITTENCOURT, N. F. N., MIRANDA, A. D. FONSECA, S. T. "Aplicação Da Classificação Internacional De Funcionalidade, Incapacidade E Saúde (CIF) Na Prática Clínica Do Fisioterapeuta". Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 9, n. 2, p. 129-136, 2005.

SANTIN, R.; KIRNER, C. "Detecção em tempo real de objetos em vídeo usando Realidade Aumentada". Anais do Workshop de Realidade Virtual e Aumentada, 2005. p. 25-55.

SHOTTON, J.;FITZGIBBON, A. ; COOK, M. ; SHARP, T. ; FINOCCHIO, M. ; MOORE, R. ; KIPMAN, A. ; BLAKE, A. " Real-time human pose recognition in parts from single depth images". IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR) – 2011, p. 1297-1304, jun. 2011.

- SHERMAN W.R. AND CRAIG A.B., “Understanding Virtual Reality: Interface, Application, and Design”, ed. Morgan Kaufmann Pub., San Francisco, CA, 2003.
- SIMÕES, N. V. N. “Lesões Desportivas Em Praticantes De Atividade Física: Uma Revisão Bibliográfica”. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 9, n. 2, p. 123-128, 2005.
- SKALETISKY, A. DEVOR, T. ; CHACHMON, N. ; COHN, R. ; HAZELWOOD, K. ; VLADIMIROV, V. ; BACH, M. “Dynamic program analysis of Microsoft Windows applications”. 2010 IEEE International Symposium on Performance Analysis of Systems & Software (ISPASS), p. 2-12, mar. 2010.
- SONEGO, D. A.; CLIQUET Jr. “A. Análise Do Movimento De Abdução Do Ombro Pelo Sistema Óptico”. *BIOSCIENCE JOURNAL*, p. 147-158, 2006.
- SOUSA, F. H. Uma revisão bibliográfica sobre a utilização do Nintendo ® Wii como instrumento terapêutico e seus fatores de risco. *Revista Espaço Acadêmico*, v. 123, p. 155-160, 2006.
- SOUZA Jr, E.; DELAGDO, G.A.; RUDIMAR L. S.; ELLE, D.N. “Development of an interactive game using a webcam”. *Simpósio Brasileiro de Games e Entretenimento Digital*, 2009, p. 53-56.
- SUMA, E. A.; LANGE, B. ; RIZZO, A.S. ; KRUM, D.M. ; BOLAS, M. “FAAST: The Flexible Action and Articulated Skeleton Toolkit”. 2011 IEEE Virtual Reality Conference, p. 247-248, mar. 2011.
- SVEISTRUP, H. “Motor rehabilitation using virtual reality”. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, v. 1, n. 1, p. 10, 10 dez. 2004.
- TAHARA, N.; GATHI, A.C.; RAFACHINO, E.C.B.; WALSH, I.A.P. “Efeitos De Um Programa Educacional E De Exercícios Fisioterapêuticos Na Avaliação Da Dor E Da Capacidade Funcional Em Indivíduo Com Lombalgia: Relato De Caso”. *Revista Arquivos em Ciência da Saúde*, v. 12, n. 1, p. 61-66, 2008.
- TAO Y , HU, H. “Building A Visual Tracking System for Home-Based” *Proceedings of the 9th Chinese Automation & Computing Society Conference in the UK*, Luton, England, 2003.
- TODA, Y., SEGAL N, TODA T, MORIMOTO T, OGAWA R. “Lean body mass and body fat distribution in participants with chronic low back pain”. *Archives of internal medicine*, v. 160, n. 21, p. 3265-9, 27 nov. 2000.
- TOIVIANINEN, P.; BURGER, B. “MoCap Toolbox Manual”. ed. University of Jyväskylä, Finland, document version 2008-2011, 2011.
- TORI, R. et al. Jogos e Entretenimento com Realidade Virtual e Aumentada. In: SISCOOTTO, R.; COSTA, R. M. E. M. DA (Org.). *Realidade Virtual e Aumentada: Uma Abordagem Tecnológica*. Sociedade Brasileira de Computação - SBC, 2007. p. 207-308.
- TORI, R.; KIRNER, C. Fundamentos de Realidade Virtual. In: TORI, R.; KIRNER, C.; ROBSON SISCOUTO (Org.). *Fundamentos e Tecnologia de Realidade Virtual e Aumentada*. 1. ed. Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Computação - SBC, 2006. p. 23-37.
- TRUCCO E. & VERRIA. “Introductory Techniques for 3-D Computer Vision”. Prentice-Hall. New York, 1998.
- TORRES, E. F.; MAZZONI, A. A. “Conteúdos digitais multimídia : o foco na usabilidade e acessibilidade”. *Ciência da Informação - Brasília*, v. 33, n. 2, p. 152-160, 2004.
- TOUS, F. et al. “Play for Health : Videogame Platform for Motor and Cognitive

- Telerehabilitation of Patients”. Revista Rehabilitación de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física (SERMEF), v. 1, n. 3, p. 34-42, 2012.
- TRAZER, Cyber. “Increase Your Profitability by Increasing Customers’ Exercise Experiences”. Acessado em 23/09/2012. Disponível em: <<http://www.trazer.com/media/news-articles/acsms-health-fitness-journal>>.
- VAN TULDER, M.W “Exercise Therapy For Low-Back Pain (Cochrane Review)”. In: Cochrane Digital Library. [S.l.]: Cochrane Summaries, 2011.
- VAGHETTI, C. A. O.; BOTELHO, S. S. D. C.” Princípios Ergonômicos E Usabilidade De Interfaces De Realidade Aumentada Em Ambientes Virtuais De Aprendizagem: Visão Geral E Tendencias”. Revista Vetor, v. 1, p. 45-58, 2010.
- WAGNER, D., SCHMALSTIEG, D. “First Steps Towards Handheld Augmented Reality”, Proceedings of the 7th International Conference on Wearable Computers, White Plains, NY, USA, Oct.21-23, 2003.
- WANG, X; Kimb, M J; Peter E.D; Lovea, S-C K. “Augmented Reality in built environment: Classification and implications for future research.” Automation in Construction, 2013.
- WEBB, J.; ASHLEY, J. “Beginning Kinect Programming with Microsoft Kinect SDK”. 1. ed. New York, New York, USA: APress & Springer Science and Business Media New York, 2012. p. 321.
- WIEDERHOLD, B. K; WIEDERHOLD, M. D. Evaluation of virtual reality therapy in augmenting the physical and cognitive rehabilitation of war veterans. International Journal on Disability and Human Development, v. 5, n. 3, p. 211-216, jan. 2006.
- WIHLIDAL, G. Game Engine Toolset Development. 2nd Editio ed. Boston,MA: Thomosn - Course Technology, 2006.
- WONG, A. Low-Cost Visual / Inertial Hybrid Motion Capture System for Wireless 3D Controllers by. 2007. University of Waterloo, 2007.
- ZHANG, L.; LIN, F.; ZHANG, B. “Support Vector Machine Learning For Image Retrieval” State Key Laboratory of Intelligent Technology and Systems, Department of Computer Science and Technology, Tsinghua University, Beijing 100084. p. 721-724. 2001.
- ZORZAL, E. R; CARDOSO, A.; KIRNER, C.; LAMOUNIER Jr., E.A. “Técnicas de Interação para Ambientes de Realidade Aumentada”. Anais do VI Workshop de Realidade Virtual e Aumentada, 2009.

ANEXOS

ANEXO A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



Uso de Sistemas Computacionais de Realidade Aumentada no Tratamento de Lombalgia Mecânica . Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

1. Você está sendo convidado para participar da pesquisa: **Uso de Sistemas Computacionais de Realidade Aumentada no Tratamento de Lombalgia Mecânica.**
2. Você foi selecionado (via PROCLAME) e sua participação não é obrigatória.
3. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento.
4. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.
5. Os objetivos deste estudo são de avaliar os protocolos de tratamento via um sistema computacional.
6. Sua participação nesta pesquisa consistirá em **(10 sessões fisioterápicas)**
7. Os riscos relacionados com sua participação são **(Fadiga Muscular)**.
8. Os benefícios relacionados com a sua participação são **(Atenuação da Lombalgia)**.
9. As informações obtidas através dessa pesquisa serão confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação.
10. Os dados não serão divulgados de forma a possibilitar sua identificação.
11. Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o Projeto de Pesquisa de sua participação, agora ou a qualquer momento.

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.







Rio Verde , _____ de _____ de 2012.

Eduardo Filgueiras Damasceno







PESQUISADOR

SUJEITO DA PESQUISA

ANEXO B: FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO DO SISTEMA

Avaliação do Sistema ARMS											
Avaliador: Eduardo F. Damasceno			Data Avaliação:								
Tempo de Exercício da Profissão na Área de Reabilitação (Fisioterapia e Ortopedia)											
() Aluno () A menos de 2 anos () de 2 a 5 anos () mais de 5 anos											
Escolaridade											
() Graduação () Especialista () Mestrado () Doutorado											
Formação											
Assinale, por favor, a opção que melhor traduz a sua opinião.						10	8	6	4	2	0
						Muito Satisfeito	Satisfeito	Indiferente	Insatisfeito	Muito Insatisfeito	Não Serve (justifique)
											
FUNCIONALIDADE	1 - O Software reflete as operações básicas para o tratamento da Lombalgia Mecânica?										
	2 - O Software apresentado possui informações que você julga essenciais para a anamnese e Tratamento da Lombalgia Mecânica?										
	3 - O Software auxilia no protocolo de tratamento?										
	4 - Como classifica o relatório de Acompanhamento?										
	5 - A representação gráfica está de acordo com o esperado para simbolizar o andamento do tratamento?										
USABILIDADE	1 - Em relação à facilidade de entender como funciona o programa										
	2 - Quanto ao uso dos marcadores no sistema										
	3 - Os relatórios são de fácil entendimento										
	4 - O Ambiente de R.A. foi de fácil utilização										
	5 - Como você avalia Globalmente a usabilidade do Software										
CONFIABILIDADE	1 - Capacidade de continuar a funcionar corretamente, após erros do próprio software ou erros de manipulação de dados.										
	2 - Capacidade de o software enviar mensagens de erro caso os mesmos ocorram										
	3 - Você percebeu alguma inconsistência na Avaliação Terapêutica que o software realiza e a sua como especialista?										
	4 - O Resultado sobre as rotinas de tratamento sugeridas pelo Software estão condizentes com o Tratamento tradicional										

Assinale, por favor, a opção que melhor traduz a sua opinião.






		10	8	6	4	2	0
		Muito Satisfeito	Satisfeito	Indiferente	Insatisfeito	Muito Insatisfeito	Não Serve (Justifique)
							
EFICIÊNCIA	1 - O sistema pode melhorar o desempenho de suas funções no acompanhamento do tratamento?						
	2 – O tempo de operação para tratamento da lombalgia mecânica pelo software é considerado						
	3 – O Ambiente de Representação do Movimento capturado do paciente é						
	4 – O Tempo de resposta ao usuário ao cometer um erro ou realizar um exercício de forma errônea						

SOBRE O SISTEMA	1 – Existe Alguma importância no Software para o Tratamento da Lombalgia Mecânica						
	2 – Em relação aos potenciais concorrentes do software ele pode ser considerado em termos gerais						
	3 – A importância geral do sistema para as atividades ligadas ao tratamento da Lombalgia Mecânica						

		Muito Experiente	Relativamente Experiente	Intermediário	Conceitos Teóricos	Pouca Experiência	Sem Experiência
USUÁRIO	1 – Como é sua Experiência com Tecnologia na Saúde						
	2 – Como você se considera em Relação a Terapias Virtuais (Virtual Rehabilitation)						
	3 – Já Participou tem treinamentos em Ambientes Virtuais						

Comentários/ Observações/Sugestões:

ANEXO C: FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO PELOS USUÁRIOS PRELIMINARES

Avaliação do Sistema ARMS (PACIENTE)						
Avaliador: Eduardo F. Damasceno		Data Avaliação:				
<i>Assinale a opção que melhor traduz a sua opinião</i>		10	8	6	4	2
		Muito Satisfeito	Satisfeito	Indiferente	Pouco Insatisfeito	Muito Insatisfeito
						
PERCEPÇÃO DA USABILIDADE	1 – Você se sente confortável em usar o software com esta resolução de vídeo?					
	2 – Você se sente confortável em usar a interface?					
	3 – Você compreendeu os itens de interface?					
	4 - Você compreendeu os alertas do sistema?					
	5 – Você conseguiu usar o comando de ajuda?					
	6 - O sistema lhe proporcionou feedback, ou seja, você conseguiu visualizar todas suas ações?					
	7 - Os contrastes das cores utilizadas nas telas lhe parecem agradáveis?					
	8 – Conseguiu entender as informações que o sistema mostra na tela?					
	9 – Como você se sente ao tempo de resposta entre o movimento e a apresentação na tela?					
	10 – Qual é o grau de satisfação que você atribui ao design da interface do sistema?					
Faça sugestões gerais para a melhoria do design da interface:						

ANEXO E: PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA LOCAL (IFGOIANO)



**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA
E TECNOLOGIA GOIANO - IF Goiano**
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA, PÓS-GRADUAÇÃO E INOVAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

PARECER CONSUBSTANCIADO REFERENTE AO PROJETO DE PESQUISA, PROTOCOLADO NESTE COMITÊ SOB O Nº: 006/2012

I – IDENTIFICAÇÃO

ESTUDO DE CASO SOBRE O TRATAMENTO DA LOMBALGIA POR MEIO DE TERAPIAS BASEADAS EM REALIDADE AUMENTADA
Pesquisador Responsável: EDUARDO FILGUEIRAS DAMASCENO Orientador (quando necessário): EDGARD AFONSO LAMOUNIER Jr.
Instituição onde será realizado o estudo: Instituto Federal Goiano-Campus Rio Verde
Data de apresentação ao CEP: 12/04/2012
Área Temática: I.4. Novos equipamentos, insumos e dispositivos (Grupo I-Áreas Temáticas Especiais)
(Comentários do relator frente à Resolução CNS 196/96 (pesquisa envolvendo seres humanos) O presente projeto respeita os princípios da Resolução atendendo as exigências éticas e científicas.

II- ESTRUTURA DO PROTOCOLO

(verificação dos documentos solicitados) Folha de Rosto. Ok Projeto de Pesquisa impresso. Ok TCLE. Ok Termo de Confidenciabilidade. Ok Currículo pesquisador. Ok Currículo Orientador. Ok Cópia digitalizado de todos os documentos em CR-ROM (Formato Word/.doc). Ok
--

III- PROJETO DE PESQUISA

--

IV- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Avaliação do processo de obtenção do Termo de Consentimento mediante solicitação aos sujeitos
Análise do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (adequação da linguagem, contato do pesquisador, descrição dos riscos) Atende aos requisitos da Resolução. Verificação das garantias de privacidade e confidencialidade Atende aos requisitos da Resolução

V- PARECER DO CEP

Ao analisar o projeto intitulado “ESTUDO DE CASO SOBRE O TRATAMENTO DA LOMBALGIA POR MEIO DE TERAPIAS BASEADAS EM REALIDADE AUMENTADA” dou o parecer Protocolo “FAVORÁVEL” . O não cumprimento dos prazos para entrega dos relatórios implicará em pendência do(s) pesquisador(es) na avaliação de novos projetos.

VI – DATA DA REUNIÃO E ASSINATURAS

10/05/2012 ORIGINAL ASSINADO Ivanete Tonole da Silva Coordenadora do CEP/IF Goiano
--