



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ÓPTICO DE MEDIÇÃO
NÃO INVASIVA PARA A ANÁLISE DINÂMICA DO
MOVIMENTO ESCAPULAR

PRISCILA ALBUQUERQUE DE ARAÚJO

Belo Horizonte
2013



Priscila Albuquerque de Araújo

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ÓPTICO DE MEDIÇÃO
NÃO INVASIVA PARA A ANÁLISE DINÂMICA DO
MOVIMENTO ESCAPULAR

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Meinhard Sesselmann, UFMG

Co-orientador: Prof. Dr. Juan Carlos Campos Rubio, UFMG

Belo Horizonte
2013

A659d Araújo, Priscila Albuquerque de
Desenvolvimento de um sistema óptico de medição não invasiva para a análise dinâmica do movimento escapular [manuscrito] / Priscila Albuquerque de Araújo.-- 2013.
133 f., enc.: il.

Orientador: Meinhard Sesselmann.

Coorientador: Juan Carlos Campos Rubio.

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Inclui anexos e apêndices.

Bibliografia: f. 114-119.

1. Bioengenharia - Teses. 2. Biomecânica – Teses. I. Sesselmann, Meinhard. II. Campos Rubio, Juan Carlos. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621 (043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 - Belo Horizonte - MG
Tel. :+55 31 3499.5145, Fax: +55 31 3443.3783
E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**"DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ÓPTICO DE MEDIÇÃO
NÃO INVASIVA PARA A ANÁLISE DINÂMICA DO MOVIMENTO
ESCAPULAR"**

PRISCILA ALBUQUERQUE DE ARAÚJO

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Doutora em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Projeto Mecânico**".

Tese aprovada em: 27 de agosto de 2013.

Por:

Prof. Meinhard Sesselmann

Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Prof. Juan Carlos Campos Rubio

Co-orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Prof. Estevam Barbosa de Las Casas

Departamento de Engenharia de Estruturas/UFMG

Profa. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela

Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

Profa. Christiná Danielli Coelho de Moraes Faria

Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

Prof. Armando Albertazzi Gonçalves Junior

Universidade Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho aos meus pais, Ildeu e Maria Nylza, aos meus sete irmãos, mas especialmente, dedico à Júlia, à Cecília, ao Daniel e ao Felipe, pois essas crianças sempre me mostram como é maravilhoso conhecer o mundo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente ao professor Meinhard Sesselmann, pela generosidade em partilhar seu conhecimento, pelo suporte constante, pela orientação, confiança, acolhida e amizade com que sempre me recebeu. Realizar este trabalho foi um privilégio muito grande para mim.

Aos participantes da pesquisa que tão gentilmente posaram para a coleta de dados.

Aos professores Juan Carlos Campos Rubio e Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela, pela pronta disposição em me nortear pelos caminhos da UFMG, em me auxiliar em tudo que precisei, sempre com cuidado e afeto.

Agradeço muito mesmo aos Professores Armando Albertazzi Gonçalves Jr. e Analucia Vieira Fantin, pelo incentivo, pelas ideias, sugestões e por me receberem tão bem na UFSC.

À Dra. Jane Amélia Soares, ao querido grupo e ao Dr. Ely Bonini, pelo amor, humor, amizade, confiança, presença e bondade.

Ao Renato Trede, pelo incentivo, ajuda infindável, pela convivência sempre tão amigável nas nossas aventuras acadêmicas.

À Sara Del Vecchio, pela amizade e companheirismo na nossa caminhada no CEMETRO, pelo apoio e paciência, por ter me ensinado tantas coisas do mundo da Engenharia.

Aos alunos Bernardo Junqueira Murta e Jéssica Campos, pelo auxílio precioso, tanto na coleta quanto no processamento dos dados, tornando o trabalho possível, divertido e prazeroso.

À Escola de Engenharia, ao departamento de Engenharia Mecânica e ao Colegiado de Pós-Graduação da Mecânica, especialmente ao prof. Leandro Soares de Oliveira e à Marina Cândida de Miranda Costa, pelo apoio constante.

Aos colegas do Baja, do Labbio e do entorno do CEMETRO, pelo suporte e socorro em tantos momentos.

Aos queridos amigos de Santa Catarina, por proporcionarem um experiência tão rica e gratificante na UFSC e em Florianópolis. Agradeço muito à Priscyla, ao Guilherme e ao Fabrício pela amizade e pelos ótimos momentos partilhados na cidade.

Ao Ildeu e à Maria Nylza, meus pais, por tantas graças e bênçãos.

À CAPES, pelo incentivo financeiro para a realização desta tese.

“Valeu a sua bondade!!!”

Deus vem vindo: ninguém não vê. Ele faz é na lei do mansinho - assim é o milagre. E Deus ataca bonito, se divertindo, se economiza.

João Guimarães Rosa

RESUMO

A análise do movimento escapular é uma tarefa muito complexa, mas de grande importância para a prática clínica. Vários métodos diferentes têm sido propostos, a fim de avaliar as rotações escapulares durante a elevação do úmero no plano escapular. Paralelamente, conceitos importantes de sua medição foram padronizados pela Sociedade Internacional de Biomecânica. Embora a utilização de sensores eletromagnéticos seja, presentemente, considerada a mais precisa entre as várias técnicas de medição, é um método extremamente invasivo e demorado, o que restringe a sua utilização a laboratórios de pesquisa, sendo inviável na clínica. O principal objetivo deste trabalho foi, portanto, propor uma técnica alternativa, não invasiva, mais rápida, fácil de usar, mas que ainda assim seguisse rigorosamente os padrões internacionais. Para atingir este objetivo, a projeção de franja foi combinada com a técnica de transformada de Fourier como uma ferramenta para capturar e extrair, em momentos de interesse, mapas topográficos do dorso humano durante o movimento escapular. Uma vez selecionadas as marcas de referência dentro destes mapas topográficos, os ângulos de rotação escapulares puderam ser calculados. O sistema proposto foi composto por uma câmara CCD, um projetor multimídia e um computador. A câmera capturou várias imagens de franjas projetadas no dorso durante o movimento escapular. O adequado processamento computacional das imagens foi obtido por meio de uma interface desenvolvida no ambiente MATLAB. O desempenho do novo sistema de medição foi avaliado e testado em ensaios clínicos com a participação de 09 indivíduos saudáveis. Também foi apresentada uma análise metrológica do sistema proposto. Foi estimado um erro máximo de $\pm 3^\circ$ para a medição de ângulos de rotação escapular, comparáveis a outros métodos já estabelecidos. O novo sistema demonstrou ser robusto, fácil de configurar e usar e

requer apenas uma preparação simples do sujeito, tornando-se, portanto, uma ferramenta prática para a rotina de análises clínicas do movimento escapular.

Descritores: Mapeamento topográfico, Transformada de Fourier, biomecânica, escápula

ABSTRACT

The analysis of scapular motion is a very complex task but of great importance for clinical practice. Several methods have been proposed so far to evaluate scapular rotations during the elevation of the humerus in the scapular plane. Meanwhile, the International Society of Biomechanics standardized important concepts of its measurement. Although the use of electromagnetic sensors is, presently, considered the most precise among the many measurement techniques, it is a highly invasive and time consuming method, which restricts its use to research labs as rather a standard, less applicable to daily clinical practice. The main purpose of this work was, hence, to propose an alternative, new measurement technique which is not invasive, less time consuming, easy to use, but still, strictly follows international standards. In order to achieve this goal, fringe projection was combined with Fourier Transform Technique as a tool to freeze and extract, at moments of interest, the topographic maps of the human back during scapular motion. Once landmarks were selected within these topographic maps their respective rotation angles could be calculated. The proposed system was composed of a CCD camera, a multimedia projector and a host computer. The camera captured several snap shots of fringes projected onto the human back during scapular motion. Adequate computer processing of images was achieved by a general user interface developed in a MATLAB environment. The performance of the new measurement system was evaluated and clinically tested with the participation of 09 healthy individuals. A metrological analysis of the proposed system is also presented. A maximum error of $\pm 3^\circ$ was estimated for the measurement of scapular rotation angles, comparable to other already established methods. The new system demonstrated to be robust, easy to set up and use, requires only little preparation of the subject, therefore, making it a practical tool for routine clinical analysis of

scapular motion.

Key words: Topographic mapping, Fourier Transform, Biomechanics, Scapular motion

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Técnica de projeção de franjas para identificação do perfil tridimensional.....	21
FIGURA 2 – Ossos e articulações do complexo articular do ombro.....	26
FIGURA 3 – Músculos do complexo articular do ombro.	27
FIGURA 4 – Cápsula articular e ligamentos do complexo articular do ombro.....	28
FIGURA 5 – Ritmo escapuloumeral.	29
FIGURA 6 – Pontos de referência e eixos da escápula (direita), conforme a ISB.	30
FIGURA 7 – Pontos de referência do tórax, conforme a ISB.	32
FIGURA 8 – Movimentos rotacionais da escápula, segundo a ISB.....	33
FIGURA 9 – Desenho esquemático da elevação do úmero no plano da escápula.....	34
FIGURA 10 – Exemplo de uma imagem digital.	42
FIGURA 11 – Projeção de franjas senoidais sobre uma semiesfera.	46
FIGURA 12 – Franjas de moiré de uma semiesfera.....	47
FIGURA 13 – Padrão senoidal de uma imagem em escala de cinza.	48
FIGURA 14 – Fluxograma do processamento digital de imagens das técnicas de projeção de franjas para a obtenção da informação de profundidade.	49
FIGURA 15 – Domínio do tempo/espaco vs. domínio da frequência de um mesmo sinal.....	53
FIGURA 16 – Imagem de um dorso com franjas senoidais projetadas.	54
FIGURA 17 – Mapa de fase de uma imagem do dorso, com salto de fase.	57
FIGURA 18 – Configuração geométrica de um sistema de medição.....	59
FIGURA 19 – Fluxograma do sistema de medição.....	63
FIGURA 20 – Diagrama de Ishikawa – As fontes de incerteza do sistema de medição.	65
FIGURA 21 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 1a.....	67
FIGURA 22 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 1b.	68
FIGURA 23 – Fluxograma da calibração indireta do sistema de medição.....	68

FIGURA 24 – Desenho esquemático do conjunto de calibração com tombamento.	70
FIGURA 25 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 2.	71
FIGURA 26 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 3.	71
FIGURA 27 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 4.	74
FIGURA 28 – Dispositivo simulador do plano da escápula.	78
FIGURA 29 – Equipamentos para a projeção e aquisição das imagens.	79
FIGURA 30 – Luva de neoprene com sensor indutivo aderido.	80
FIGURA 31 – Desenho esquemático da geometria do sistema de medição proposto.	81
FIGURA 32 – Plano de calibração.	82
FIGURA 33 – Guia micrométrica.	82
FIGURA 34 – Desenho esquemático da calibração em profundidade do sistema de medição proposto.	83
FIGURA 35 – Mapa de superfície do plano de calibração a 50 mm do plano de referência. .	87
FIGURA 36 – Pontos de referência para a localização das escápulas no dorso, determinados por palpação.	90
FIGURA 37 – Localizador dos pontos da escápula esquerda.	91
FIGURA 38 – Fluxograma do processamento de imagens (Modalidades 1 e 2).	93
FIGURA 39 – Fluxograma do processamento de imagens (Modalidade 3).	94
FIGURA 40 – Diferença entre os mapas de profundidade obtidos por dois métodos (<i>Phase shift</i> vs. FTP).	104
GRÁFICO 1 – A função arco tangente	56
GRÁFICO 2 – Curva de tendência	86
GRÁFICO 3 – Diferença média entre os mapas de superfície calculados por dois métodos: <i>Phase shift</i> e FTP (n=18)	103
GRÁFICO 4 – Média da diferença da profundidade (em mm) dos pontos de referência da escápula nos mapas de superfície calculados por <i>Phase shift</i> e FTP (n=18)	105
GRÁFICO 5 – Média da diferença entre ângulos escapulares, calculados por <i>Phase shift</i> e FTP (n=18)	106

GRÁFICO 6 – Ângulos escapulares durante a elevação do úmero e o erro-padrão da medida (EPM)	110
QUADRO 1 – Métodos de medição da cinemática escapular: parâmetros de comparação...41	
QUADRO 2 – Técnicas ativas e passivas de medição óptica (SU e ZHANG, 2010).....	45

LISTA DE TABELAS

1. Amplitude de movimento da articulação escapulotorácica, segundo Ludewig et al. (2009).	35
2. Incertezas relativas de cada uma das variáveis.....	73
3. Simulação de erros com incrementos de 0,1 mm em AA	75
4. Simulação de erros com incrementos de 0,1 mm em AA e TS.....	75
5. Calibração do plano (x,y).....	84
6. Medições do tamanho do passo	85
7. Deslocamento do plano de calibração em z (mm).....	85
8. Qualidade da calibração (medição de 10 mm de deslocamento)	88
9. Diferença média dos ângulos escapulares entre duas coletas e dispersão (n=18).....	100
10. Ângulos escapulares (n=18)	101
11. Confiabilidade de palpação intra-examinador	102
12. Caracterização da amostra do estudo (n=9).....	107
13. Consistência dos dados entre as três modalidades (n=13).....	108
14. Os ângulos escapulares medidos (n=13)	109
15. Comparação de ângulos escapulares	111

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional, três dimensões
AA	ângulo do acrômio
AAD	ângulo do acrômio direito
AAE	ângulo do acrômio esquerdo
AI	ângulo inferior (da escápula)
AID	ângulo inferior (da escápula direita)
AIE	ângulo inferior (da escápula esquerda)
C7	sétima vértebra cervical
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i>
CCI	Coefficiente de correlação intraclasse
CEMETRO	Centro de Estudos Metrológicos da UFMG
DLP	<i>Digital Light Processing</i>
FTP	<i>Fourier Transform Profilometry</i> / Perfilometria por Transformada de Fourier
GigE	<i>Gigabit Ethernet</i>
ISB	<i>International Society of Biomechanics</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
MATLAB	<i>MATrix LABoratory</i>
Pixel(s)	<i>picture element(s)</i>
T8	oitava vértebra torácica
TS	trígono da escápula
TSD	trígono da escápula direita
TSE	trígono da escápula esquerda

WFT

Windowed Fourier Transform

SUMÁRIO

RESUMO	7
ABSTRACT	9
LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	14
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	15
Capítulo 1 INTRODUÇÃO	19
1.1. Justificativa	19
1.2. Objetivo geral	23
1.3. Objetivos específicos	23
1.4. Organização da tese	24
Capítulo 2 A REGIÃO ESCAPULAR	26
2.1. Anatomia da região escapular	26
2.2. Biomecânica escapular	28
2.3. Sistemas de medição da cinemática escapular	35
Capítulo 3 MAPEAMENTO TOPOGRÁFICO COM PROJEÇÃO DE LUZ ESTRUTURADA	42
3.1. Visão geral – Metrologia Óptica tridimensional	42
3.2. Projeção de luz estruturada	46
3.3. Técnica de Projeção de Franjas com Deslocamento de Fase (<i>Phase Shift</i>)	50
Cálculo do Mapa de Fase	50
3.4. Perfilometria por Transformada de Fourier	52
Cálculo do Mapa de Fase	52
3.5. Remoção do Salto de Fase	56
3.6. Cálculo da Profundidade	59

Capítulo 4	MATERIAIS E MÉTODOS	63
4.1.	O sistema de medição proposto: Da coleta das imagens aos ângulos de Euler	63
4.2.	Delineamento do teste piloto	76
4.3.	Amostra	76
4.4.	Equipamentos e <i>softwares</i>	77
4.5.	Calibração do sistema de medição	81
4.6.	Procedimentos	89
4.7.	Processamento digital das imagens	92
4.8.	Análise estatística	97
Capítulo 5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	99
5.1.	Análise 1 – Fontes de incerteza relativas ao mensurando e ao avaliador	99
5.2.	Análise 2 – Comparação entre as técnicas de cálculo de fase por Projeção de Franjas com <i>Phase Shift</i> e pela FTP	103
5.3.	Cinemática da escápula expressa pelos ângulos de Euler	106
5.4.	Comparação entre os ângulos de Euler e dados da Literatura	109
Capítulo 6	CONCLUSÕES	112
	REFERÊNCIAS	114
	ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UFMG	120
	ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	121
	APÊNDICE A – ÂNGULOS DE EULER	125
	APÊNDICE B – AVALIAÇÃO INICIAL	127
	APÊNDICE C – TESTE T PAREADO	128
	APÊNDICE D – INTERFACES GRÁFICAS	129

Capítulo 1 INTRODUÇÃO

1.1. Justificativa

Os sistemas mais comumente utilizados para se obter informações sobre a cinemática humana são baseados na localização de marcadores de superfície colocados em proeminências ósseas específicas, que são rastreados durante a execução de uma tarefa de interesse, como por exemplo, a marcha ou os gestos esportivos (CAPPOZZO et al., 2005). A partir da aquisição de imagens durante o movimento desses marcadores por um sistema de visão calibrado, é possível inferir as coordenadas tridimensionais (3D) da posição das marcas ao longo do movimento e construir virtualmente os segmentos corporais, quantificando assim o movimento entre eles (CAPPOZZO et al., 2005).

A análise da cinemática do complexo articular do ombro tem sido um desafio para pesquisadores, não somente devido à grande complexidade da dinâmica tridimensional da escápula em relação ao tórax, clavícula e úmero (KARDUNA et al., 2000), mas também pela falta de acesso direto aos movimentos articulares, uma vez que a escápula desliza sob a pele, dificultando o uso dos sistemas de rastreamento mencionados acima (KARDUNA, 2001; LOVERN et al., 2009). Alternativas para se analisar a cinemática escapular têm sido propostas, como o uso de sensores de ultrassom (MORRISSEY et al., 2008) e eletromagnéticos (MESKERS et al., 1999), mas ainda não há consenso sobre qual o melhor método. Embora alguns autores considerem hoje os sistemas de rastreamento eletromagnético como padrão-ouro para o estudo dos movimentos dessa região (LUDEWIG et al., 2010), este método é extremamente invasivo e de difícil execução.

Recentemente, Gomes et al., 2010, propuseram um método de medição tridimensional da escápula por meio do mapeamento topográfico da superfície do dorso para avaliar o

movimento escapular durante a elevação do membro superior no plano escapular (GOMES et al., 2010), que é o plano deslocado anteriormente 40° em relação ao plano frontal. Neste estudo, a posição da escápula foi avaliada de maneira quase estática, a cada 30° de elevação do membro superior. Em cada posição dos membros superiores, a posição da escápula foi detectada pela palpação de referências ósseas específicas. Após a realização do mapeamento topográfico, os pontos palpados foram marcados no perfil tridimensional e os ângulos escapulares puderam ser calculados (GOMES et al., 2010). Este método de mapeamento topográfico é baseado em técnicas ópticas de projeção de franjas, amplamente utilizadas na engenharia e já utilizadas na área biomédica, como para a medição de postura e de curvas escolióticas (DARUWALLA e BALASUBRAMANIAM, 1985), de volume de feridas cutâneas (DEL VECCHIO, 2010) e medição de face (FANTIN, 1999; DEL VECCHIO, 2006).

O sistema proposto por Gomes et al., 2010, foi composto por um projetor multimídia de tecnologia LCD, uma câmera fotográfica digital e um microcomputador. Para obter o perfil do dorso, o método de deslocamento de fase foi combinado à técnica de projeção de franjas. Quatro padrões de franjas defasados foram projetados em um plano de referência e novamente projetados na região escapular a cada 30° de elevação do membro superior. Por meio de uma subtração simples do mapa de fase da referência pelo mapa de fase do dorso em cada posição, pôde-se obter digitalmente o mapa de fase das franjas. Após a remoção do salto de fase, o perfil tridimensional foi então reconstruído (FIG. 1) (GOMES et al., 2010). Com base no perfil tridimensional do dorso, foi possível fazer o cálculo da cinemática escapular quase estática, por um *software* dedicado, a partir da posição determinada pela palpação dos pontos da escápula para cada angulação do membro superior (GOMES et al., 2010).

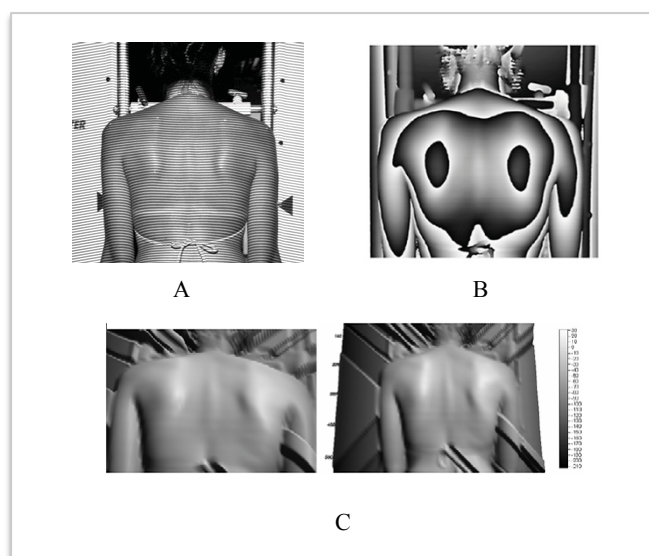


FIGURA 1 – Técnica de projeção de franjas para identificação do perfil tridimensional.

- A. Projeção de franjas em um dorso;
- B. Mapa de fase com salto;
- C. Perfil 3D obtido.

FONTE: (GOMES et al., 2010)

No entanto, o sistema não foi capaz de realizar a coleta de forma dinâmica, uma vez que era necessário detectar os pontos de interesse pela palpação em cada posição e ainda adquirir quatro imagens de projeção de franjas de cada posição. Isto exigia que o sujeito permanecesse estático durante algum tempo nas posições intermediárias do movimento. Este fato pode ter provocado fadiga muscular e alterado a cinemática, falseando os resultados. Além disso, por limitações da coleta, os autores não seguiram rigorosamente as recomendações de padronização da Sociedade Internacional de Biomecânica (*International Society of Biomechanics – ISB*), divulgada em 2005 (WU et al., 2005), o que pode ter contribuído para produzir resultados díspares em relação a outros estudos disponíveis que utilizaram as recomendações (LUDEWIG et al., 2009). Por outro lado, o mapeamento topográfico por técnicas ópticas de projeção de franjas mostrou-se muito promissor, pois obteve um mapa de

qualidade da superfície estudada, de forma robusta, fácil e relativamente rápida. Portanto, parece um caminho a ser mais explorado, buscando-se meios para superar as limitações apresentadas pelo trabalho de Gomes et al., 2010.

Uma alternativa viável para contornar a necessidade de várias imagens de franjas projetadas é o mapeamento topográfico por Transformada de Fourier, que é um dos métodos de reconstrução tridimensional de superfícies mais estudados atualmente (SU e ZHANG, 2010). Embora esta técnica já tenha sido usada para avaliar curvas escolióticas da coluna vertebral (BERRYMAN et al., 2008), nunca foi utilizada, até o momento, para a análise do movimento escapular. O mapeamento topográfico por transformada de Fourier (*Fourier Transform Profilometry* – FTP), desenvolvida por Takeda e Mutoh (1983), possui características muito convenientes, tais como a necessidade de apenas uma imagem do objeto, análise de uma densa nuvem de pontos e alta precisão (TAKEDA e MUTOH, 1983), o que torna este método adequado para a análise dinâmica pretendida neste estudo. Na FTP, utiliza-se em geral um padrão de franjas senoidais projetadas sobre a superfície de estudo. A informação de profundidade do objeto é codificada pela deformação do padrão de franjas registrado na imagem e decodificada pelo cálculo da transformada de Fourier, a filtragem no domínio da frequência espacial e o cálculo da transformada inversa de Fourier (SU e ZHANG, 2010).

O propósito desta tese foi, portanto, desenvolver um novo sistema de medição a partir do sistema de Gomes et al., 2010, porém utilizando a transformada de Fourier como meio de extração da informação de fase, para usar apenas uma imagem. Além disso, pretendeu-se aprimorar os processamentos computacionais e refinar os procedimentos de modo a ter uma coleta mais rápida, seguindo padronizações definidas pela ISB, com menos fadiga muscular, obtendo informações da escápula dinamicamente, durante o movimento de elevação do

úmero.

1.2. Objetivo geral

Desenvolver, montar e testar um sistema óptico de medição que fosse capaz de obter o mapeamento tridimensional do dorso durante o movimento escapular e que permitisse extrair os ângulos escapulares em cada posição imageada.

1.3. Objetivos específicos

- Desenvolver e montar um sistema óptico de medição no laboratório óptico do CEMETRO, sob condições controladas;
- Implementar a interface GigE (*Gigabit Ethernet*) entre a câmera e o computador, para automatizar a aquisição das imagens;
- Desenvolver e montar um padrão de calibração adequado ao volume de medição pretendido;
- Desenvolver um dispositivo eletrônico que sincronizasse o movimento realizado pelo sujeito, a captura e a projeção, para que se obtivesse a imagem do dorso no exato momento em que o sujeito estivesse na posição de interesse;
- Desenvolver um sistema computacional que unisse as funções de calibração do volume, captura das imagens, projeção de franjas, processamento das imagens e obtenção dos ângulos da escápula;
- Estabelecer os pontos de referência, eixos e planos de movimento e apresentar os

ângulos da escápula na sequência de rotação de Euler, conforme a padronização da *International Society of Biomechanics* (ISB);

- Realizar um teste piloto com voluntários para testar a aplicabilidade da técnica proposta.
- Realizar um levantamento das fontes de incerteza e análise metrológica do sistema de medição proposto.
- Comparar as técnicas de cálculo de fase por “Projeção de Franjas com Deslocamento de Fase (*Phase Shift*)” e por Perfilometria por Transformada de Fourier (FTP).
- Determinar os ângulos de Euler da cinemática escapular pelo teste piloto e compará-los com os dados disponíveis na literatura.

1.4. Organização da tese

Esta tese está estruturada em 6 capítulos. Este primeiro capítulo (Introdução) traz considerações sobre a importância de se avaliar a biomecânica escapular, uma visão geral sobre os métodos de medição dos ângulos escapulares e a necessidade de se aprimorar um sistema de medição baseado em projeção de franjas. Ao final, foram traçados os objetivos gerais e específicos do estudo.

O segundo capítulo (A Região Escapular) trata do sistema musculoesquelético da região escapular, em seus aspectos anatômicos e biomecânicos, bem como apresenta alguns estudos sobre sistemas de medição recentes da biomecânica escapular, que serviram de

fundamentação e parâmetros de comparação deste estudo.

No terceiro capítulo (Mapeamento Topográfico com Projeção de Luz Estruturada), são apresentados os conceitos de medição por sistemas ópticos e dois métodos específicos: o deslocamento de fase e a perfilometria por Transformada de Fourier.

A estrutura do sistema de medição proposto, uma análise das possíveis fontes de incerteza desse sistema, os materiais e métodos desenvolvidos e implementados para a coleta de dados no teste piloto desse estudo estão no quarto capítulo (Materiais e Métodos).

O quinto capítulo apresenta os resultados e discussões. Como esta tese é multidisciplinar, abrangendo aspectos da Metrologia e da Biomecânica, optou-se por discutir os resultados logo após apresentá-los, para facilitar a leitura.

O sexto capítulo é composto das conclusões deste trabalho e perspectivas de trabalhos futuros.

Capítulo 2 A REGIÃO ESCAPULAR

2.1. Anatomia da região escapular

O complexo articular do ombro é formado pela clavícula, escápula e úmero (FIG. 2 a e b), por diversos músculos e tendões, que unem esses ossos à coluna vertebral e costelas (FIG. 3), e ainda por estruturas articulares (FIG. 4), fasciais, vasculares e nervosas (NETTER, 2000).

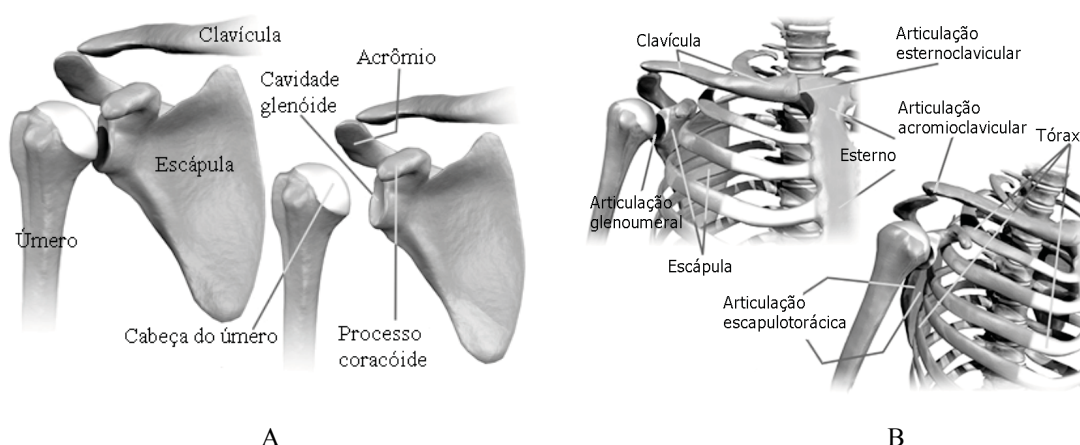


FIGURA 2 – Ossos e articulações do complexo articular do ombro.

A. Ossos;

B. Articulações.

FONTE: NETTER, 2000

As articulações que compõem o complexo articular do ombro são a glenoumeral, que une a escápula ao úmero, a acromioclavicular, entre a escápula e a clavícula, a esternoclavicular, entre o esterno e a clavícula, e a escapulotorácica, que não é uma articulação verdadeira, com cápsula, ligamentos, superfície condral, etc. Porém, é uma articulação funcional, na qual ocorre o movimento de deslizamento da escápula sobre o gradil costal (ROCKWOOD et al., 2009). Para manter uma completa amplitude de movimentos no ombro, todas as articulações e interfaces devem ter um alinhamento estável, apresentar superfícies articulares e de

movimento bem ajustadas e devem estar livres de restrições dos tecidos circunjacentes (ROCKWOOD et al., 2009).

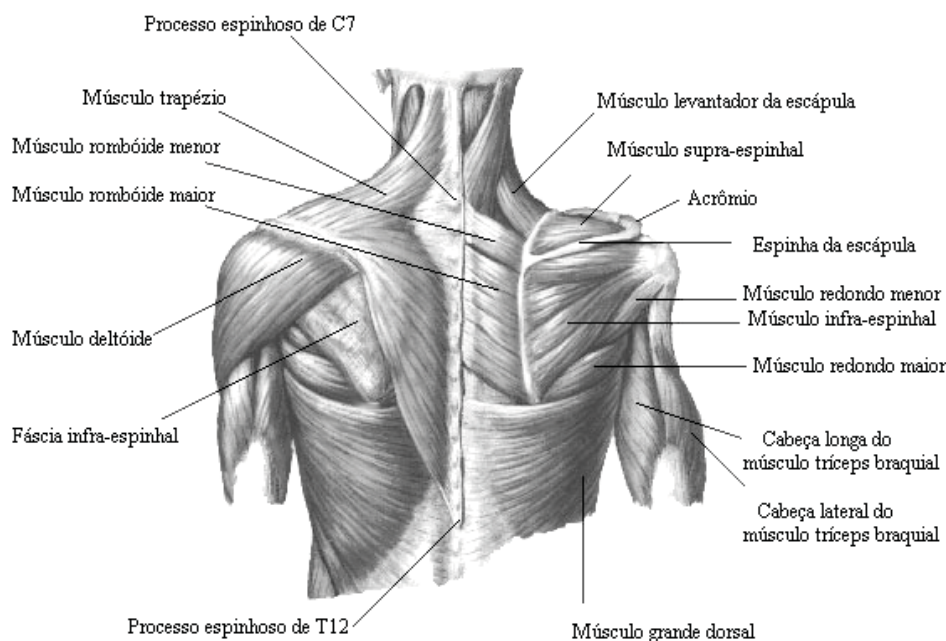


FIGURA 3 – Músculos do complexo articular do ombro.

FONTE: NETTER, 2000.

O complexo articular do ombro é fundamental para o posicionamento do membro superior no espaço e também para fornecer uma base estável para que a mão possa executar suas funções, não só de precisão, mas também de força (NEUMANN e ROWAN, 2002). As demandas contraditórias de mobilidade e estabilidade são alcançadas por meio de um intrincado controle de movimentos, obtido pela ativação coordenada da musculatura periescapular e pelas restrições impostas à mobilidade, fornecidas pelos componentes passivos, tais como ligamentos, cápsulas articulares e a congruência óssea (ROCKWOOD et al., 2009).

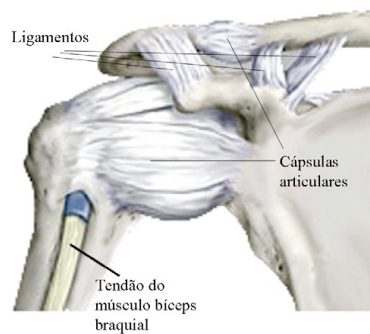


FIGURA 4 – Cápsula articular e ligamentos do complexo articular do ombro.

FONTE: NETTER, 2000.

2.2. Biomecânica escapular

Como pode ser observado na FIG. 2 a e b, as superfícies articulares do complexo do ombro são pequenas e com pouca congruência, o que torna esta região a mais móvel do corpo humano (INMAN et al., 1944; NEUMANN e ROWAN, 2002). A instabilidade estrutural decorrente dessa grande mobilidade é compensada dinamicamente pelos vários músculos que agem em sinergia, como âncoras, estabilizando a escápula junto ao tórax (SAHRMANN, 1998). Os movimentos realizados com as mãos acima da cabeça ocorrem graças à combinação de movimentos da escápula e do úmero e da escápula em relação à clavícula, e esta em relação ao tórax: durante os movimentos do membro superior, o úmero gira em torno da escápula, na articulação glenoumeral; a escápula gira em torno da clavícula na articulação acromioclavicular e a clavícula gira em torno da articulação esternoclavicular. Além disso, há o deslizamento da escápula sobre o gradil costal, que ocorre na articulação escapulotorácica. Este conjunto de movimentos é extremamente complexo e seu entendimento foge do escopo deste estudo. O que concerne a este trabalho é somente o movimento conjugado da escápula ao úmero na articulação escapulotorácica, durante a elevação do membro superior. Este movimento recebe o nome de ritmo escapuloumeral (FIG. 5). Qualquer alteração que leve a uma falha na estabilização do complexo articular do ombro resultará em um mal alinhamento

da escápula em relação ao úmero e ao tórax. Sem uma estabilidade adequada, a escápula realizará movimentos anormais de deslizamento, comprometendo o ritmo escapuloumeral e levando à diminuição do espaço subacromial, a microtraumas, *stress* de estruturas articulares, subluxações, a diminuição do desempenho, dores e degenerações a longo prazo, podendo levar à perda de função e incapacidade (WARNER et al., 1992; DOUKAS e SPEER, 2001; LUDEWIG, 2005; GERAETS et al., 2006).

O Ritmo Escapuloumeral

Como mencionado acima, o ritmo escapuloumeral é o movimento conjugado da escápula ao úmero durante a elevação do membro superior. Na medida em que o úmero se eleva, a cabeça do úmero se aproxima do acrômio e a escápula então gira em torno da articulação escapulotorácica, mantendo a cavidade glenoumeral direcionada para a cabeça do úmero (FIG. 5). Classicamente, considera-se que a relação entre o movimento de úmero e escápula é de 2:1, ou seja, para cada dois graus de movimento do úmero em direção à cabeça, a escápula gira um grau (INMAN et al., 1944). Esta definição, de 1944, foi feita baseada em dados bidimensionais, por meio de radiografias. Atualmente, os esforços se direcionam para a análise tridimensional deste movimento.

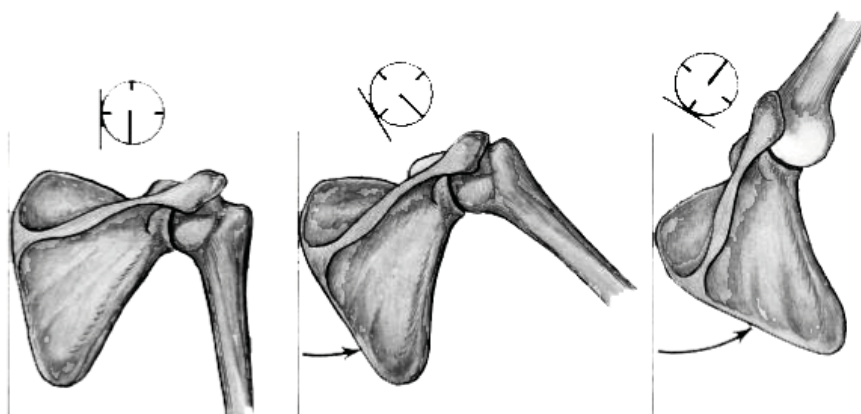


FIGURA 5 – Ritmo escapuloumeral.

Com o advento de novas tecnologias para o estudo tridimensional dos movimentos, o corpo de conhecimento aumentou consideravelmente, trazendo questões acerca de quais os eixos e planos de movimento melhor representariam a escápula no espaço. Algumas padronizações tem sido utilizadas, propondo pontos de referência, eixos e planos diferentes, o que tem gerado conflitos entre os resultados encontrados (LUDEWIG et al., 2010)

A fim de se estabelecer parâmetros de comparação e dados normativos da cinemática escapular, em 2005, a *International Society of Biomechanics* (ISB) propôs uma padronização, não somente da escápula, mas de todas as principais articulações do corpo humano (WU et al., 2005). Neste trabalho, seguiu-se os padrões estabelecidos pela ISB, descritos na próxima seção.

Padronização da *International Society of Biomechanics* para o estudo da Biomecânica Escapular

A posição anatômica da escápula é definida, segundo a ISB, pelas proeminências ósseas: ângulo do acrômio (AA), ângulo inferior (AI) e pelo trígono da escápula (TS), no encontro da espinha da escápula com a borda medial. Estas proeminências podem ser observadas na FIG 6.

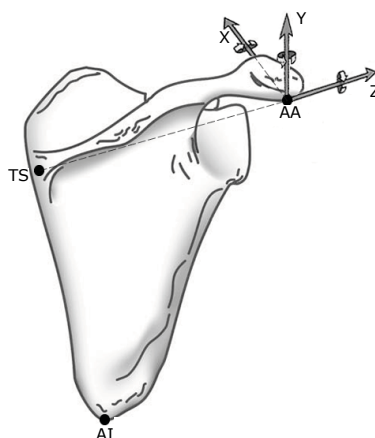


FIGURA 6 – Pontos de referência e eixos da escápula (direita), conforme a ISB.

Sistema de coordenadas da Escápula (x, y, z)

A origem do sistema de coordenadas da escápula está localizada sobre o ponto AA. Os eixos de movimento são definidos a partir das marcas anatômicas mostradas na FIG. 6. O eixo Z é formado pelo vetor que passa em TS e AA e aponta para AA; o eixo X é formado pela linha perpendicular ao plano formado pelos pontos AA, AI e TS e aponta anteriormente; e o eixo Y é formado pela linha perpendicular a X e a Z e se dirige para cima (FIG. 6) (WU et al., 2005).

Os deslocamentos da escápula são determinados pela posição relativa dos eixos do sistema de coordenadas da escápula a um sistema de coordenadas do tórax (x, y, z), assim definido: a origem incide sobre a incisura jugular. O eixo Y está sobre a linha que conecta o ponto médio entre o processo xifoide e T8 e o ponto médio entre a incisura jugular e C7, apontando para cima. O eixo Z é a linha perpendicular ao plano formado pela incisura jugular, C7 e o ponto médio entre o processo xifoide e T8, apontando para a direita. O eixo X é a linha simultaneamente perpendicular ao eixo Z e ao eixo Y, apontando para a frente. Os pontos de referência do tórax estão mostrados na FIG. 7.

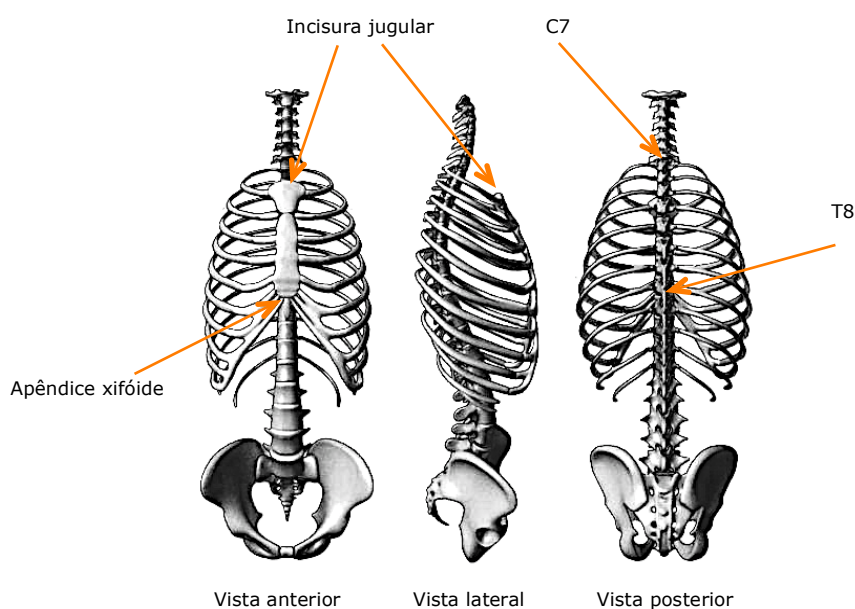


FIGURA 7 – Pontos de referência do tórax, conforme a ISB.

Movimentos da escápula em relação ao tórax

Os movimentos rotacionais que ocorrem em torno do eixo Y escapular são denominados retração (convencionalmente negativo) e protração (convencionalmente positivo). Em torno do eixo Z, os movimentos são denominados inclinação anterior (negativo) e posterior (positivo). Finalmente, no eixo X, ocorrem os movimentos de rotação lateral (negativo) e medial (positivo) (FIG. 8). Ainda segundo as recomendações da ISB, para se efetuar os cálculos dos movimentos da escápula em relação ao tórax, deve ser adotada a sequência Y-X-Z para a matriz rotacional de Euler, que é o método mais comumente usado para representar as três rotações sequenciais sobre os eixos anatômicos na descrição da cinemática articular tridimensional (APÊNDICE A).

Neste trabalho, foram utilizadas imagens da região posterior do tórax, sendo impossível

marcar as estruturas anteriores (incisura jugular e apêndice xifoide) de forma direta. Por isso, adaptações foram feitas para que esta impossibilidade fosse contornada sem detrimento significativo dos resultados.

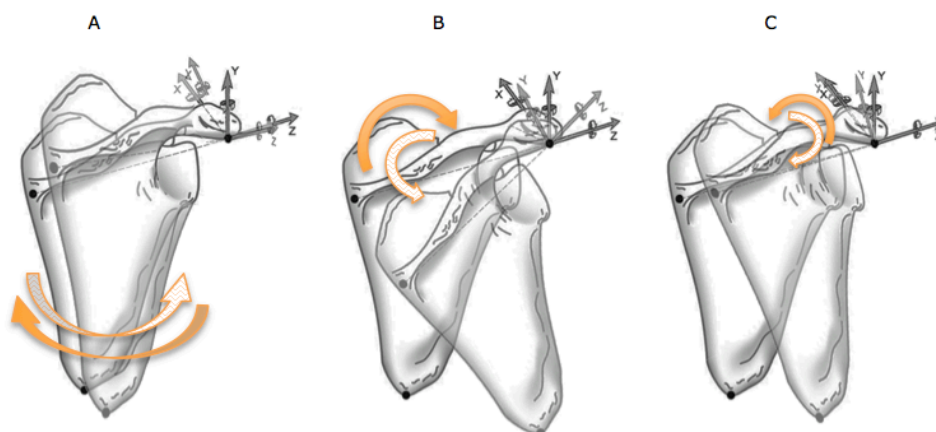


FIGURA 8 – Movimentos rotacionais da escápula, segundo a ISB.

- A. eixo Y: Retração (seta escura) e protração (seta clara)
- B. eixo X: Rotação medial (seta escura) e rotação lateral (seta clara)
- C. eixo Z: inclinação anterior (seta escura) e inclinação posterior (seta clara)

Elevação do membro superior acima da cabeça

Para a avaliação do ritmo escapuloumeral, o movimento estudado neste trabalho foi a elevação do úmero no plano da escápula, ilustrado na FIG. 9. Este é o movimento mais adequado para se estudar a cinemática da articulação escapulotorácica, por haver menos restrição mecânica ao movimento entre escápula e tórax.

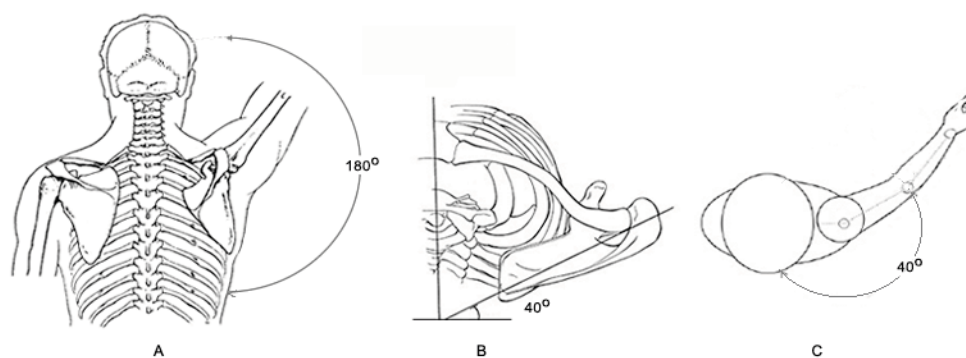


FIGURA 9 – Desenho esquemático da elevação do úmero no plano da escápula.

- A. Visão posterior do tronco e o arco de movimento (0 a 180°);
- B. Visão superior do tronco - plano da escápula (a 40° de adução horizontal do plano frontal) – detalhe da escápula;
- C. Visão superior do ombro e arco do plano da escápula (a 40° de adução horizontal do plano frontal) durante a elevação do úmero.

A amplitude de movimento normal da escápula durante a elevação do úmero no plano da escápula varia consideravelmente de um estudo para outro (MCCLURE, P. et al., 2001). Os fatores que contribuem para esta disparidade são a variabilidade de estratégias musculares de cada indivíduo para a realização do movimento, além da adoção de diferentes métodos de medição, com diferentes padronizações de referências, planos e eixos e diferentes sequências de rotação para o cálculo dos ângulos, o que fundamenta a recomendação da ISB de um sistema de coordenadas único, como já mencionado nas seções anteriores deste capítulo (WU et al., 2005).

Durante a elevação do úmero, a escápula se move nos três planos descritos acima, de forma combinada: o movimento predominante da escápula é a rotação lateral (eixo X), mas ela também inclina-se posteriormente (eixo Z) e faz protração (eixo Y) (LUDEWIG e REYNOLDS, 2009). Para o arco de movimento de 20 a 140° de elevação do úmero, Ludwig et al. (2009) encontraram as seguintes amplitudes de movimento (TAB. 1):

TABELA 1

Amplitude de movimento da articulação escapulotorácica, segundo Ludewig et al. (2009).

<i>Movimento</i>	<i>Elevação do úmero</i>	
	20°	140°
Protração	37°	35°
Rotação lateral	-11°	-50°
Inclinação posterior	-13°	8°

A metodologia empregada no estudo mencionado acima utilizou sensores de rastreamento eletromagnético, que são considerados atualmente o “padrão ouro” para a análise tridimensional da escápula (LUDEWIG et al., 2010). Por isso e pelo fato de Ludewig et al. (2009) terem utilizado as recomendações da ISB, os resultados obtidos no presente trabalho foram comparados a esses dados.

2.3. Sistemas de medição da cinemática escapular

A análise tridimensional do movimento do complexo do ombro tem demandado muitas pesquisas ao longo das últimas oito décadas, desde o trabalho clássico de Inman et al. (1944), que iniciou a discussão sobre a contribuição das articulações acromioclavicular, esternoclavicular e escapulotorácica no movimento da articulação glenoumeral para o livre posicionamento da mão no espaço (INMAN et al., 1944). Com o grande avanço de tecnologias de equipamentos e computação, vários métodos têm sido desenvolvidos para a análise tridimensional do complexo do ombro. Em uma revisão crítica publicada em 2007,

Faria et al. (2007) selecionaram 23 estudos realizados até 2005 que buscavam medir a posição da escápula de modo estático e dinâmico durante a elevação do úmero (FARIA et al., 2007). Dentre os métodos identificados estão os sistemas diretos, como os sistemas eletromecânicos e eletromagnéticos de rastreamento, e os sistemas que utilizam imagem, como os sistemas de rastreamento de marcadores infravermelhos e a técnica de projeção de franjas (FARIA et al., 2007).

Para a medição dinâmica, apenas a técnica de projeção de franjas e os sistemas eletromagnéticos foram identificados neste estudo de Faria et al. (2007), porém, novos estudos surgiram que utilizam os marcadores infravermelhos (SCHWARTZ et al., 2007; BROCHARD et al., 2011; MATTSON et al., 2012). Como este trabalho visa a obtenção de dados dinâmicos da cinemática escapular, estes métodos serão mais detalhados a seguir:

a) Sistema baseado em rastreamento de sensores eletromagnéticos

Esta técnica utiliza pinos transcorticais para a medição direta do movimento ósseo (MILNE et al., 1996; MESKERS et al., 1999; LUDEWIG et al., 2009; LUDEWIG et al., 2010). O grande inconveniente desta técnica é que ela é invasiva, pois necessita da introdução dos pinos na cortical dos ossos da região de interesse, da boa fixação dos pinos no osso para evitar rotação ou deslocamento, e um corte na pele de 10 a 20 mm para que o sensor possa se deslocar com o osso durante o movimento.

O comprimento do receptor e as distorções do campo magnético são fatores de incerteza neste sistema de medição. Meskers et al. (1999) encontraram erros associados ao comprimento do receptor de 1.86 mm no eixo x , 1.98 mm no eixo y e 2.54 mm no eixo z nas medições da posição da escápula. Quanto às distorções do campo magnético, após calibrar o sistema, os

erros foram de 2.07 mm no eixo x , 2.38 mm no eixo y e 2.35 mm no eixo z . Quanto à incerteza relativa à medição de ângulo, segundo os autores, foi encontrado um erro médio abaixo de 2° em todas as medidas (MESKERS et al., 1999).

b) Sistemas de análise de movimento por rastreamento de marcadores infravermelhos

As técnicas baseadas em rastreamento de marcadores passivos são amplamente usados em análise de movimentos em humanos, especialmente na marcha. Marcadores reflexivos de infravermelho são fixados em proeminências ósseas específicas e rastreados durante o movimento por várias câmeras, num volume previamente calibrado. As diversas imagens do mesmo marcador em diferentes ângulos permitem determinar as suas coordenadas no espaço do laboratório. No entanto, no caso do movimento do ombro, a escápula desliza sob a pele e os músculos da região, e o marcador não acompanha seu movimento, causando erros grosseiros de interpretação. Apesar disso, vários investigadores investiram nesta técnica para analisar a cinemática escapular, propondo meios de se contornar essa dificuldade, como a calibração da posição inicial e final da escápula, com interpolação linear, ou a construção do mapa da superfície da escápula por meio de vários rastreadores (MESKERS et al., 2007; SCHWARTZ et al., 2007; VAN ANDEL et al., 2009; BROCHARD et al., 2011; MATTSON et al., 2012). Recentemente, Mattson et al. (2012) publicaram trabalho que descreve esta última abordagem, de construção do mapa da superfície da escápula, usando 300 marcadores numa malha aderida ao dorso. Nesta técnica, a análise é feita pela deformação dos tecidos moles superficiais. As fontes de incerteza mencionadas neste estudo foram o uso da malha, que gerou variações de 1.71° , em média, e a própria variabilidade dos sujeitos ao manter a posição de calibração e as posições de teste. Segundo os autores, o erro máximo médio do

sistema de medição proposto foi de 3.8° (MATTSON et al., 2012).

c) Mapeamento topográfico por técnica óptica com uso de franjas

Este método é baseado no mapeamento topográfico a partir de técnicas ópticas que produzem ou simulam o efeito moiré, descrito no próximo capítulo. Em 1992, foi publicado um estudo que utilizou a técnica de moiré de sombra para avaliar a escápula durante a elevação do membro superior, porém, foi um estudo qualitativo, para detectar assimetrias entre as duas escápulas (WARNER et al., 1992). Posteriormente, Gomes et al. (2010) desenvolveram um sistema de medição com a técnica de projeção de franjas em associação com o deslocamento de fase e identificação dos pontos de referência pela palpação, para avaliar a cinemática escapular (GOMES et al., 2010).

Este é um método mais acessível que os anteriores (a e b), pois necessita de equipamentos comuns, como um projetor e uma câmera fotográfica ou filmadora. As prováveis fontes de incerteza deste método estão também na variabilidade de posicionamento dos sujeitos, na palpação dos pontos de referência e nos parâmetros ópticos e geométricos do *setup* do sistema. Em comparação com o método de rastreamento de sensores eletromagnéticos, apresenta a vantagem de ser sem contato, enquanto o outro é invasivo. Quanto ao método de rastreamento por marcadores infravermelhos, a técnica de projeção de franjas exige equipamentos mais baratos e produz um mapa de superfície a partir de uma nuvem de pontos bem mais densa e direta na pele, sem os erros provenientes dos marcadores da malha (GOMES et al., 2010).

Segundo Gomes et al. (2010), o erro máximo estimado para a medição dos ângulos escapulares foi de 0,8% dos valores medidos. A coleta, porém, não foi dinâmica, pela

necessidade de mais de uma imagem de cada posição e de palpação para a identificação dos pontos de rastreamento.

d) Mapeamento topográfico por técnica de projeção de franjas com o uso de transformada de Fourier

Partindo-se da técnica de projeção de franjas, o presente estudo propôs modificar a pesquisa realizada por Gomes et al. (2010), de modo a viabilizar a medição dos ângulos escapulares de forma dinâmica. Este sistema de medição será detalhado no capítulo seguinte.

Entretanto, para que se possa efetuar uma comparação entre este método e os precedentes, é importante confrontar algumas características dos sistemas de medição disponíveis, como o custo financeiro, o nível de incerteza dos resultados, a preparação dos sujeitos durante a coleta de dados e o custo computacional do processamento.

O custo financeiro dos sistemas de medição por rastreamento de marcadores tem caído na última década, tornando-os acessíveis a um maior número de pesquisadores e clínicos. Um sistema de rastreamento eletromagnético básico pode ser adquirido por cerca de 8.500 dólares nos Estados Unidos, enquanto um sistema de rastreamento por marcadores infravermelhos é bem mais caro, pois envolve várias câmeras (no mínimo três). Métodos que utilizam a técnica de projeção de franjas podem ser montados a partir de uma câmera comum e um projetor multimídia de boa resolução, o que pode custar aproximadamente 3.000 dólares. Naturalmente, todos os métodos pressupõem o uso de um computador e de *softwares* de aquisição e processamento. Mas, os sistemas de rastreamento comerciais, tanto de rastreamento de marcadores infravermelhos quanto os sensores eletromagnéticos, geralmente exigem *softwares* próprios, o que aumenta ainda mais seu custo.

Outro fator importante quando se avalia um sistema de medição é a incerteza que ele pode gerar durante o procedimento de medição e nos cálculos (GONÇALVES JR e SOUSA, 2008). De acordo com as informações disponíveis na literatura, a incerteza dos sistemas aqui avaliados variam de menos de 1 a 3,8° para os ângulos da escápula, como já especificado acima. É difícil saber qual a contribuição de cada fator na incerteza do resultado de medição, mas um estudo sobre o erro de medição na análise da marcha mostrou que a influência do examinador na colocação dos marcadores foi muito maior do que a variabilidade motora dos sujeitos e do sistema de medição propriamente dito.

Quanto à preparação dos sujeitos para a coleta de dados, os sistemas que utilizam imagem se equivalem: necessitam de colocação de marcadores identificados por palpação, por meio de uma fita adesiva. Na técnica de projeção de franjas, são colocados adesivos de papel que se destacam da pele pelo contraste, e não pelo relevo. Nos sistemas de rastreamento de marcadores infravermelhos, estes marcadores são pequenas esferas cobertas de material refletivo. Como são tridimensionais, podem introduzir um erro, pois seu diâmetro tem que ser levado em conta na especificação do local das proeminências ósseas. Já os sistemas eletromagnéticos são invasivos e trazem riscos, sendo por isso eticamente questionáveis (HONG e BARTLETT, 2010). Quanto à coleta propriamente dita, um detalhe que limita a técnica usada por Gomes et al. (2010) é a impossibilidade de coleta dinâmica. Nos outros sistemas, isso é possível.

Um aspecto importante também a se levar em conta é o custo computacional do processamento. Neste quesito, os métodos se equivalem, exigindo processadores potentes e *softwares* específicos. Atualmente, computadores com processadores adequados tem preços acessíveis, tornando possível, mesmo em ambiente clínico, o emprego desses *softwares*. Os

sistemas de rastreamento comerciais, no entanto, dispõem de *softwares* pouco amigáveis, que exigem treinamento e algum conhecimento de programação. O sistema de medição proposto nesta tese foi desenvolvido em ambiente Matlab, de forma a poder ser usado por profissionais da área de saúde sem necessariamente ter conhecimentos aprofundados de programação.

O quadro abaixo resume a relação entre os critérios mais relevantes para uma análise tridimensional dinâmica da escápula e os sistemas de medição disponíveis (QUADRO 1).

QUADRO 1

Métodos de medição da cinemática escapular: parâmetros de comparação.

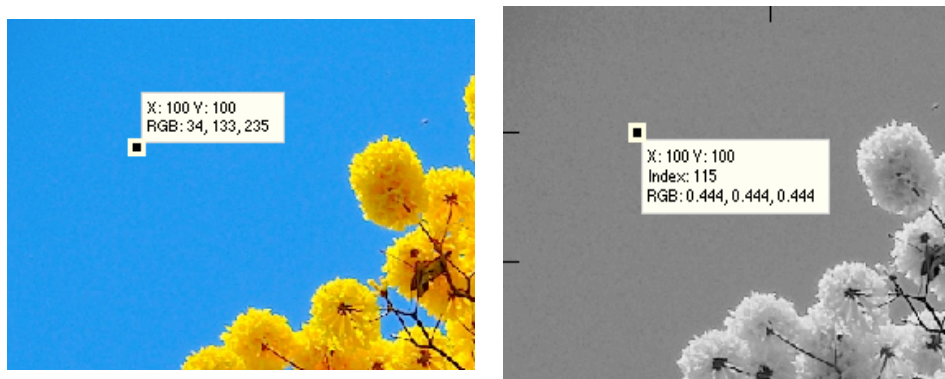
Parâmetro	<i>Método de medição</i>			
	Sensores de rastreamento eletromagnético	Sistemas de análise de movimento	Mapeamento topográfico por técnica de projeção de franjas com deslocamento de fase	Mapeamento topográfico com transformada de Fourier
Custo financeiro	médio	alto	baixo	baixo
Incerteza angular	2°	3,8°	1°*	3°
Preparação dos participantes	Invasiva (pinos intracorticais)	Não invasiva (marcadores aderidos da pele)	Não invasiva (marcadores aderidos da pele)	Não invasiva (marcadores aderidos da pele)
Permite coleta dinâmica?	sim	sim	não	sim

*Este dado será discutido no capítulo 5.

Capítulo 3 MAPEAMENTO TOPOGRÁFICO COM PROJEÇÃO DE LUZ ESTRUTURADA

3.1. Visão geral – Metrologia Óptica tridimensional

Uma imagem digital é um conjunto finito de elementos de imagem (pixels - *Picture elements*) dispostos em i linhas e j colunas. A resolução de 1024 x 768, por exemplo, produz 786.432 pixels. Tipicamente, cada pixel é decomposto em três cores primárias, representadas por valores numéricos. Uma imagem digital em nível de cinza é uma imagem na qual o valor de cada pixel é uma única amostra de um espaço de cores, e não três, indo do preto ao branco com 256 intensidades possíveis. Numa imagem capturada por uma câmera, o nível de cinza representa a luminosidade captada pelo sensor da câmera. O exemplo da FIG. 10, à esquerda, mostra o pixel (100,100), cuja cor é composta das cores primárias vermelho (red – R: 34), verde (green – G: 133) e azul (blue – B: 235). À direita, o pixel (100,100) apresenta o nível de cinza 115.



A

B

FIGURA 10 – Exemplo de uma imagem digital.

A. Colorida, com o pixel (100,100) em destaque.

B. Em níveis de cinza, com o pixel (100,100) em destaque.

Assim, pode-se expressar uma imagem em níveis de cinza como uma função bidimensional $F_{(i,j)}$. No exemplo acima, $F_{(100,100)} = 115$. Esta propriedade da imagem digital permite uma grande variedade de manipulações matemáticas visando modificar a imagem, alterar o brilho, o contraste, a cor, aplicar distorções e filtros, ou usar estes valores para extrair informações a respeito do objeto ou cena imageada (GONZALEZ et al., 2009). A profundidade do objeto é uma informação perdida numa imagem digital (bidimensional) do mundo real (tridimensional), mas que pode ser recuperada por meio de uma série enorme de técnicas que fazem parte do campo da Metrologia Óptica.

A medição de profundidade por imagem iniciou no século XIX, quando um matemático francês, François Arago, determinou, por meio de triangulação, a posição de objetos no espaço a partir de fotografias tiradas de diferentes ângulos de visão (HARDING, 2013). Mas somente a partir da década de 1960, esta aplicação foi se tornando atraente para a indústria e teve um impulso decisivo a partir dos anos 90, quando novas câmeras, especialmente os sensores de imagem CCD¹, novos computadores e novos métodos de calibração e processamento se tornaram disponíveis para os vários setores da indústria e da pesquisa em várias áreas de aplicação.

As técnicas ópticas de medição da geometria de um objeto podem ser classificadas de várias maneiras. As técnicas consideradas mais relevantes e mais comumente utilizadas são classificadas quanto ao uso de um ou mais pontos de observação (uma câmera vs. duas ou

¹ CCD (charge-coupled device) é um sensor formado por um circuito integrado sensível ao impacto da luz sobre sua superfície. É usado em fotografia digital e em vários outros campos, como as imagens de satélites, equipamentos médico-hospitalares, na astronomia, dentre outros. A capacidade de resolução da imagem depende do número de células fotoelétricas do CCD, que é expresso em número de pixels.

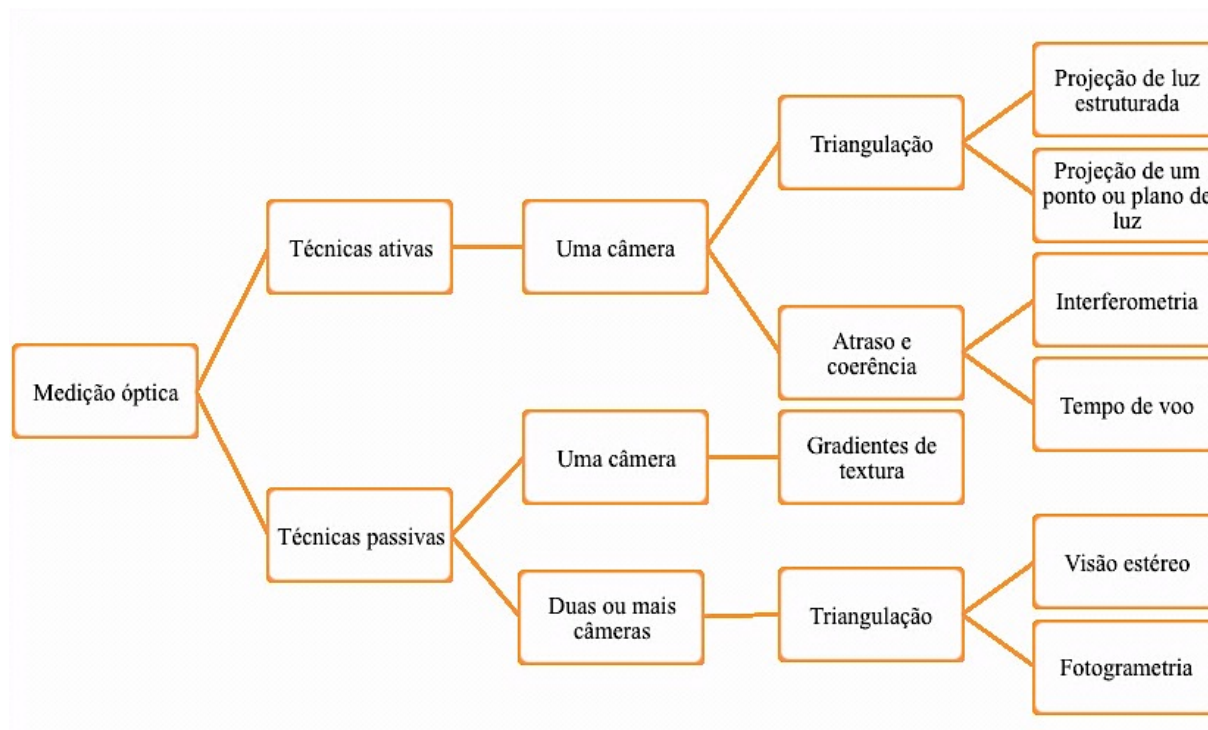
mais câmeras), se são diretas ou indiretas (distância entre a superfície e a fonte de luz ou pontos de observação vs. utilização de alguma propriedade conhecida do objeto, como textura, por exemplo), se são passivas ou ativas (a informação de forma deriva da iluminação da cena e da refletância do objeto vs. uma fonte de luz é usada para extrair a informação de forma do objeto) (SANSONI et al., 2009; SU e ZHANG, 2010).

As técnicas ativas podem ser divididas em duas categorias: baseadas em atraso de fase ou em triangulação. Nas técnicas baseadas em atraso de fase, se emprega a velocidade da luz ou a coerência do laser para extrair a informação de forma. A interferometria e o tempo de voo são exemplos dessas técnicas. Nas técnicas baseadas em triangulação, usa-se um padrão de luz projetado para converter as informações do padrão de luz modulado pelo objeto em informações de forma. A projeção de luz estruturada e a projeção de um ponto ou um plano de luz são exemplos de técnica ativa baseada em triangulação (SU e ZHANG, 2010).

Nas técnicas passivas, pode-se empregar uma, duas ou mais câmeras. Um exemplo do uso de uma câmera é a técnica indireta de extrair a informação de forma pelo gradiente de textura da superfície. Quando se usa duas câmeras, uma técnica muito empregada é a visão estéreo, ou estereoscopia, que se baseia no sistema ocular humano. A profundidade de um ponto específico é calculada por triangulação, pela disparidade dos pontos em cada uma das duas imagens. Na fotogrametria, utiliza-se duas ou mais câmeras e, assim como na visão estéreo, calcula-se a profundidade por triangulação a partir da distância relativa do mesmo ponto representado nas diversas imagens capturadas. A visão estéreo é uma forma particular de fotogrametria (FANTIN, 1999; PINTO, 2012). O QUADRO 2 apresenta um sumário das técnicas mencionadas acima.

QUADRO 2

Técnicas ativas e passivas de medição óptica (SU e ZHANG, 2010)



A escolha do método será determinada pela superfície a ser medida e pelas condições ambientais, recursos disponíveis e necessidades específicas. No presente trabalho, a superfície é a pele humana, com suas características variáveis de cor, presença de pelos, marcas, pintas, cicatrizes e tatuagens. Além disso, a coleta tem que ser dinâmica, ou seja, com o objeto em movimento. Estes aspectos eliminam técnicas com o uso do laser e as técnicas indiretas. As opções mais viáveis seriam as técnicas de projeção de luz estruturada ou a fotogrametria/estereoscopia. Ambas as opções são semelhantes quanto ao baixo custo, a velocidade de coleta e processamento, resolução e incerteza (FANTIN, 1999). Portanto, as técnicas se equivalem sob várias perspectivas. O uso de uma câmera, porém, é mais simples, uma vez que não há a necessidade de sincronizar duas ou mais câmeras entre si e com o

sujeito no momento de interesse. A grande limitação das técnicas de projeção de luz estruturada, que é a presença de furos ou ressaltos na superfície, não é um problema neste caso, uma vez que a região de interesse é contínua e de relevo suave. Desse modo, o método escolhido foi a projeção de luz estruturada.

3.2. Projeção de luz estruturada

Técnicas de mapeamento tridimensional com iluminação estruturada consistem da projeção de um sistema padronizado de imagem sobre um perfil tridimensional, resultando numa cena do padrão deformado. Esta deformação depende das características do padrão projetado, do ponto de observação e da forma do objeto iluminado e pode ser medida. O padrão pode ser em escala de cinza ou em cores e pode ter diversos formatos. Neste trabalho será abordado o padrão de franjas senoidais em escala de cinza, que é amplamente utilizado e permite o uso de poucas imagens para extrair a informação de forma (FIG.11).

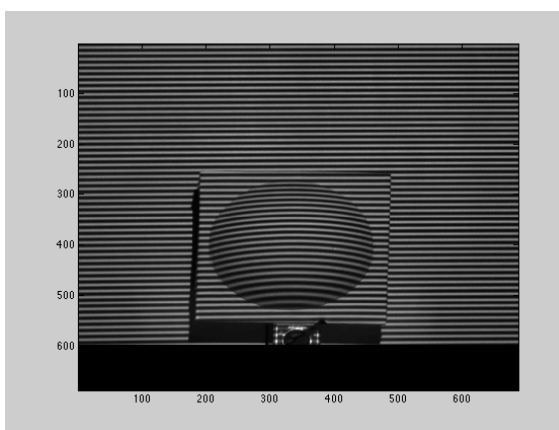


FIGURA 11 – Projeção de franjas senoidais sobre uma semiesfera.

Métodos de mapeamento tridimensional baseados na projeção de padrões de franjas são utilizados em várias áreas como a engenharia, a biomedicina e a indústria. Essas técnicas permitem gerar modelos digitais de superfícies passíveis de serem usados numa grande variedade de aplicações, entre elas projetos industriais, engenharia reversa e prototipagem,

visão de máquina, documentação de objetos de arte, na medição de estruturas biológicas sensíveis, como plantas, frutas, animais, e ainda na medição de estruturas do corpo humano. As grandes vantagens desse tipo de tecnologia e que as tornam extremamente conhecidas incluem: medição sem contato, ou seja, de modo não invasivo ou destrutivo, grande densidade de informação, uma vez que cada pixel da imagem adquirida fornece um dado de medição, alta velocidade, alto nível de automação e grande exatidão. Naturalmente, cada uma dessas técnicas, por suas características, tem limitações técnicas, vantagens e custos (SU e ZHANG, 2010; ZAPPA e BUSCA, 2012).

A ideia central das técnicas de projeção de franjas é que, se um padrão de linhas originalmente paralelas entre si é projetado sobre a superfície de um objeto e observado de um ângulo diferente da projeção, a franja observada é distorcida de acordo com a forma da superfície do objeto. A distorção do padrão de franjas contém a informação codificada da altura do objeto perpendicular ao plano da imagem. As franjas distorcidas são então combinadas às franjas projetadas em um plano de referência, resultando nas franjas de moiré, empregadas desde 1970 para medições. As franjas de moiré mostram contornos que representam uma mesma altura de um objeto, semelhante às curvas de nível em topografia (FIG.12).

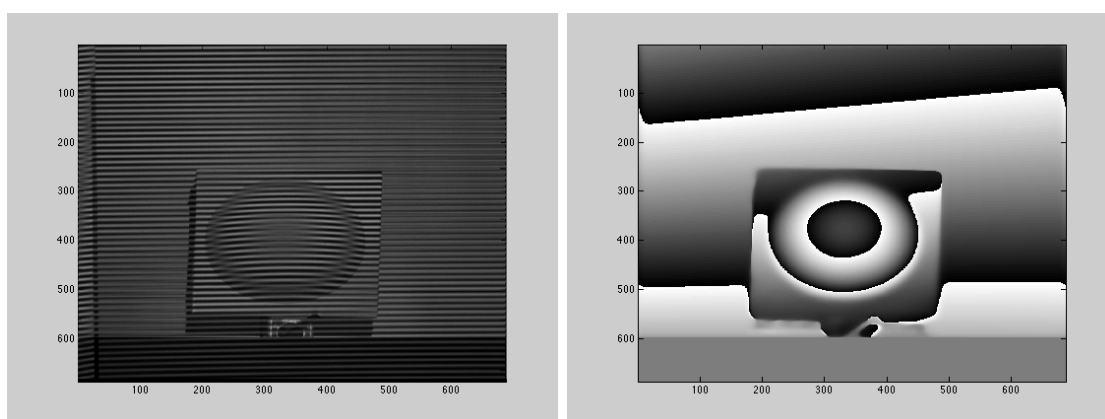


FIGURA 12 – Franjas de moiré de uma semiesfera.

Por se tratar de um padrão de franjas senoidais, a informação contida nesta distribuição de intensidade luminosa pode ser recodificada como uma fase (um ângulo) (FIG. 13).

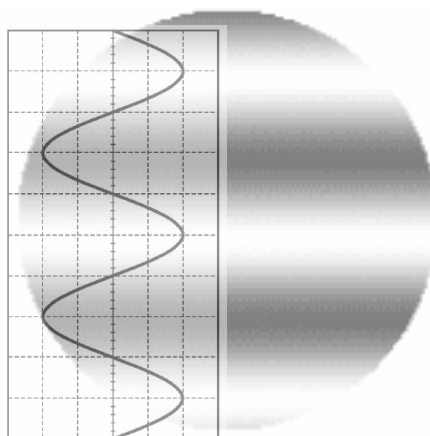


FIGURA 13 – Padrão senoidal de uma imagem em escala de cinza.

Conhecido o período de uma franja senoidal original (passo – na curva mostrada na FIG. 13, pode ser representado pela distância de um pico a outro), a distância entre o projetor e a câmera, a distância da câmera à cena e o número de ordem da superfície de contorno (ordem de franja – na FIG. 12, à direita, tem-se aproximadamente duas ordens de franja, ou dois “anéis”) é possível determinar por triangulação a variação de distância entre os pontos de duas franjas consecutivas (MEADOWS et al., 1970; TAKASAKI, 1970; ASUNDI, 1993; SIROHI, 2009). A FIG 14 mostra a fluxograma que descreve o processo de obtenção da informação de altura da superfície desde a aquisição das imagens.

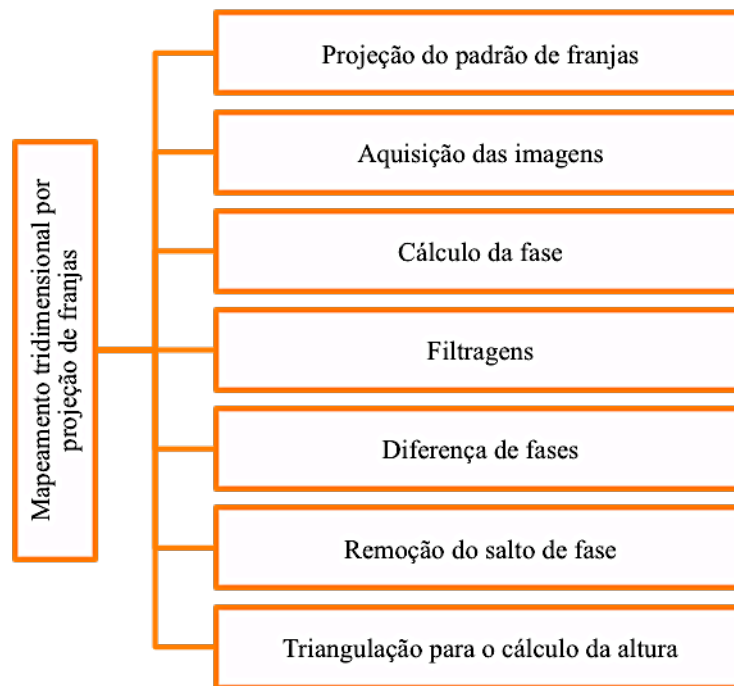


FIGURA 14 – Fluxograma do processamento digital de imagens das técnicas de projeção de franjas para a obtenção da informação de profundidade.

Se as franjas fossem perfeitamente senoidais, a reconstrução da superfície do objeto em qualquer ponto seria extraída pela informação da luminosidade naquele ponto. Na realidade, porém, não é o que ocorre. As franjas são superpostas à variação do fundo, e são moduladas pela heterogeneidade da iluminação e pela variabilidade da refletância do objeto (DIRCKX et al., 1988). Desse modo, o modelo matemático das franja tem a forma geral da EQ. (1):

$$I_{(i,j)} = a_{(i,j)} + b_{(i,j)}(\cos\phi_{(i,j)}) \quad (1)$$

onde

$I_{(i,j)}$ é a intensidade obtida em cada pixel da imagem, que é a luminosidade em cada ponto; $a_{(i,j)}$ é a intensidade de fundo, ou intensidade média, em cada pixel; $b_{(i,j)}$ é a amplitude de modulação em cada pixel e $\phi_{(i,j)}$ é a fase, também em cada pixel.

Infelizmente, as funções $a_{(i,j)}$ e $b_{(i,j)}$ não são conhecidas. Informações adicionais são então necessárias para se chegar à fase $\phi_{(i,j)}$ pela intensidade $I_{(i,j)}$. Os dois métodos mais usados de projeção de franjas que superam este problema são a técnica de projeção de franjas com deslocamento de fase (*Phase Shift*) e a perfilometria por transformada de Fourier (ZAPPA e BUSCA, 2012; HU, 2013). Perfilometria por transformada de Fourier é o nome dado à técnica de mapeamento topográfico com projeção de franja e processamento de uma imagem pela transformada de Fourier.

3.3. Técnica de Projeção de Franjas com Deslocamento de Fase (*Phase Shift*)

A medição de superfícies por técnicas de deslocamento de fase é um importante ramo da metrologia óptica, pela variedade de possibilidades de configuração, alta resolução, alta exatidão, boa repetitividade e grande velocidade de medição (HU, 2013). A projeção do padrão de franjas pode ser feita pelo uso de uma grade física colocada entre a fonte de luz e o objeto. O deslocamento de fase é feito pelo deslocamento da grade física e aquisição de imagens sucessivas. Assim, obtém-se imagens do mesmo objeto, mas com o padrão de franjas deslocado. Porém, o mais usado atualmente é produzir as franjas digitalmente e projetá-las sobre o objeto com o uso de um projetor multimídia. Desse modo, pode-se manipular as franjas de acordo com a necessidade, de forma muito mais flexível, reduzindo os custos. Pode-se criar franjas senoidais, binárias, de múltiplas frequências, paralelas, radiais, etc. Além disso, o deslocamento da fase é feito também digitalmente, facilitando o processo (HU, 2013).

Cálculo do Mapa de Fase

A técnica de projeção com deslocamento de fase permite a determinação da superfície de um

objeto pela projeção de um padrão regular de franjas paralelas equidistantes entre si e deslocadas uniformemente 3, 4 ou 5 vezes sobre o objeto, com o processamento conjunto das imagens resultantes (HARDING, 2013). Desse modo, o ângulo de fase pode ser calculado para cada pixel da imagem a partir da intensidade de luminosidade $I_{(i,j)}$. Se o perfil das franjas projetadas é senoidal, a EQ.(1) pode ser escrita como:

$$I_{(i,j)} = a_{(i,j)} + b_{(i,j)} \cos(\phi_{(i,j)} + \alpha) \quad (2)$$

onde

α é o deslocamento angular das franjas projetadas. Para o caso de quatro deslocamentos, α assume os valores de 0° , 90° , 180° e 270° . Tem-se:

$$I_{1(i,j)} = a_{(i,j)} + b_{(i,j)} \cos(\phi_{(i,j)} + 0) \quad (3)$$

$$I_{2(i,j)} = a_{(i,j)} + b_{(i,j)} \cos\left(\phi_{(i,j)} + \frac{\pi}{2}\right) \quad (4)$$

$$I_{3(i,j)} = a_{(i,j)} + b_{(i,j)} \cos(\phi_{(i,j)} + \pi) \quad (5)$$

$$I_{4(i,j)} = a_{(i,j)} + b_{(i,j)} \cos\left(\phi_{(i,j)} + \frac{3\pi}{2}\right) \quad (6)$$

A combinação das EQ. (3) a (6) resulta em equações simples que permitem calcular a fase ϕ e a modulação M facilmente em cada pixel, gerando um mapa de fase da superfície do objeto (EQ.(7) e EQ.(8), respectivamente):

$$\phi_{(i,j)} = \arctan\left(\frac{I_4 - I_2}{I_1 - I_3}\right) \quad (7)$$

$$M_{(i,j)} = \sqrt{(I_4 - I_2)^2 + (I_1 - I_3)^2} \quad (8)$$

A partir do cálculo da fase, processa-se a diferença de fase, que é simplesmente a subtração do mapa de fase do objeto pelo mapa de fase da referência, obtendo-se assim a diferença de fase (FIG. 12).

3.4. Perfilometria por Transformada de Fourier

A perfilometria por transformada de Fourier (*Fourier transform profilometry* – FTP) é um outro método de extração de informações de fase a partir de imagens com projeção de franjas senoidais (TAKEDA e MUTOH, 1983). A matemática envolvida no cálculo de fase difere bastante do método anterior. A informação contida no padrão senoidal deformado pelo objeto é decodificada pela sequência de processamento: a) cálculo da transformada de Fourier, b) filtragem no domínio da frequência e c) cálculo da transformada inversa para se retornar ao domínio espacial, com as informações relativas à frequência das franjas (SU e CHEN, 2001).

A grande vantagem deste método sobre o anterior (*Phase shift*) é que este necessita de apenas uma imagem do objeto e uma da referência, tornando possível uma análise da superfície do objeto em movimento (ZAPPA e BUSCA, 2012).

Cálculo do Mapa de Fase

A transformada de Fourier é uma função que decompõe um sinal em suas componentes elementares seno e cosseno. Originalmente, o sinal está no domínio do tempo ou do espaço.

Então, a transformada de Fourier é uma função que muda a representação do sinal, do domínio do tempo/espaço para o domínio da frequência (FIG. 15).

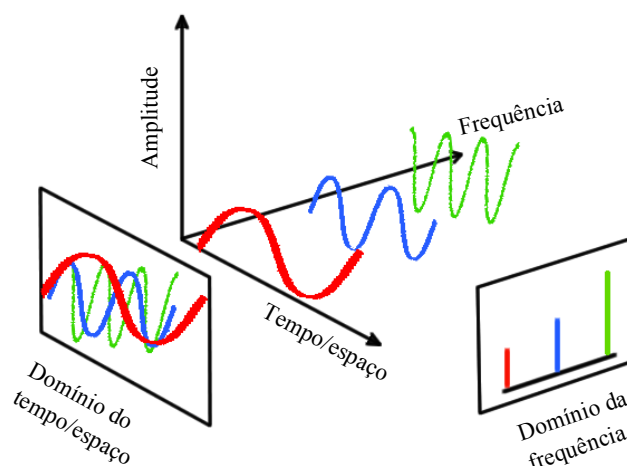


FIGURA 15 – Domínio do tempo/espaço vs. domínio da frequência de um mesmo sinal.

As componentes seno e cosseno são funções periódicas que podem ser expressas por suas frequências e somente um período é necessário para especificar completamente cada elemento.

Uma vez no domínio da frequência, o sinal pode ser mais facilmente manipulado, devido às propriedades da transformada de Fourier, em especial a convolução² (GONZALEZ et al., 2009).

² Convolução é um operador linear que, a partir de duas funções dadas, resulta numa terceira que mede a área subentendida pela superposição das mesmas em função do deslocamento existente entre elas. O conceito de convolução está ligado à integral de superposição na Óptica de Fourier. No processamento digital de imagens, a convolução fundamenta a construção dos filtros passa alta, passa baixa e passa banda.

No caso de imagens, a transformada de Fourier decompõe o sinal em cada pixel e muda sua representação, do domínio do espaço (FIG. 16A) para o domínio da frequência (FIG. 16B).

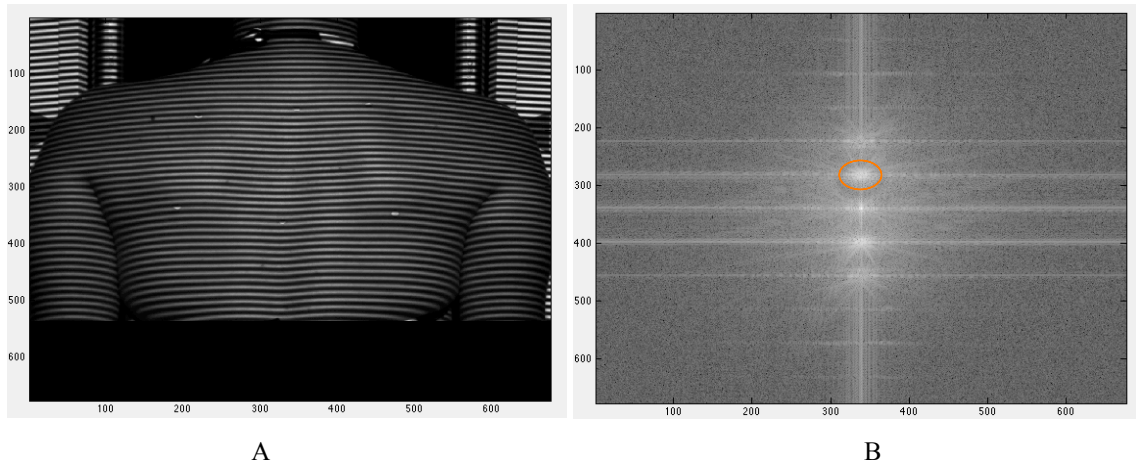


FIGURA 16 – Imagem de um dorso com franjas senoidais projetadas.

A. Imagem no domínio do espaço.

B. A mesma imagem no domínio da frequência (espectro de Fourier), com destaque para a frequência das franjas senoidais.

É interessante notar que não há perda de informação nessa mudança de domínios. Assim, o caminho inverso é possível. A transformada inversa de Fourier leva de volta o sinal do domínio da frequência para o domínio do tempo/espaço.

A transformada de Fourier pode ser discreta ou contínua, uni ou multidimensional, dependendo do sinal analisado. A imagem digital é um sinal bidimensional discreto. A transformada discreta de Fourier de uma imagem digital de resolução $M \times N$ é dada por (EQ. 9):

$$F_{(u,v)} = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f_{(i,j)} e^{-k2\pi\left(\frac{ui}{M} + \frac{vj}{N}\right)} \quad (9)$$

onde $F_{(u,v)}$ é o valor do sinal do domínio da frequência, em cada pixel, $f_{(i,j)}$ representa a imagem no domínio espacial, M é o número de colunas e N é o número de linhas da imagem e $k = \sqrt{-1}$ (GONZALEZ et al., 2009). Para representar as componentes de frequências da imagem $f_{(i,j)}$, o sinal $F_{(u,v)}$ possui em cada pixel um número complexo na forma (EQ. 10):

$$F_{(u,v)} = R_{(u,v)} + jI_{(u,v)} \quad (10)$$

onde R representa a parte real, I , a parte imaginária e j , a unidade imaginária. A partir do sinal transformado, é possível obter a frequência espacial, a magnitude e o ângulo de fase de cada frequência de interesse. Esses três valores contêm toda a informação na imagem senoidal. A magnitude $A_{(u,v)}$ corresponde à energia contida no sinal de cada frequência espacial, ou seja, à diferença entre os picos mais escuros e mais claros da imagem. Pode ser calculada pela EQ. 11.

$$A_{(u,v)} = [R^2_{(u,v)} + I^2_{(u,v)}]^{1/2} \quad (11)$$

Esta matriz é usada na filtragem das imagens. Quando filtrada unilateralmente, através de um filtro passa banda (vide elipse na FIG. 16B) e, posteriormente, aplicada a transformada inversa, o resultado será um mapa contendo uma parte imaginária (parte senoidal) e uma parte real (parte cossenoidal) do sinal de franjas originais ($f_{(i,j)}$) (GONZALEZ et al., 2009). O ângulo de fase (EQ. 12) é a variável de interesse, o mensurando, que está diretamente relacionada à distribuição de profundidade da superfície estudada, como descrito nas seções anteriores (EQ. 7). Observa-se que a modulação em cada pixel (i,j) é unitária, devido à natureza da matriz complexa recebida através da transformada de Fourier inversa (EQ.13).

$$\phi_{(i,j)} = \arctan\left(\frac{\text{Im}(f_{(i,j)})}{\text{Re}(f_{(i,j)})}\right) \quad (12)$$

$$M_{(i,j)} = \sqrt{\text{Im}(f_{(i,j)})^2 + \text{Re}(f_{(i,j)})^2} = 1 \quad (13)$$

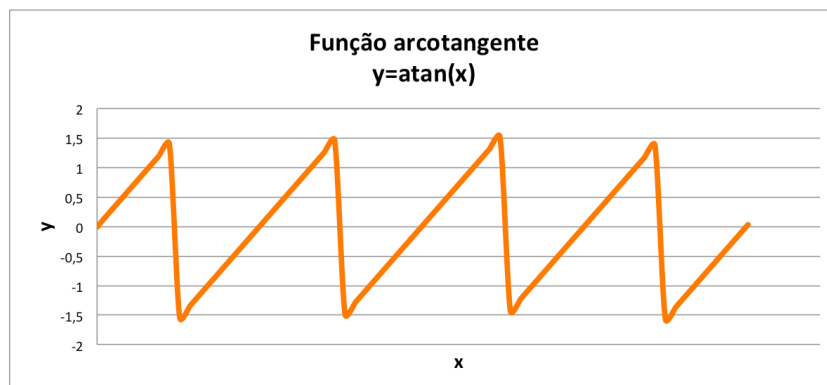
De maneira análoga ao exposto no item anterior (*Phase shift*), processa-se a diferença de fase pela subtração do mapa de fase do objeto pelo mapa de fase da referência, obtendo-se também as curvas topográficas.

3.5. Remoção do Salto de Fase

Como a fase é um sinal calculado a partir de uma função arco tangente, ela está compreendida no intervalo de $-\pi$ a π , produzindo saltos de fase que precisam ser removidos para a construção do perfil tridimensional. Os saltos de fase vizinhos são de 2π . Para removê-los basta somar ou diminuir múltiplos inteiros de 2π ao valor da fase.

O GRAF. 1 ilustra a curva descrita por uma função arco tangente $y=\text{atan}(x)$. Esta curva é comumente chamada “dente de serra”.

GRÁFICO 1 – A função arco tangente



A FIG. 17 mostra a imagem de um mapa de fase, com valores de $-\pi$ a π , e dois gráficos do

senal de uma linha (300), indicada com a seta reta: o superior, com os saltos de fase, e o inferior com o salto removido, com o traçado do perfil da superfície de interesse.

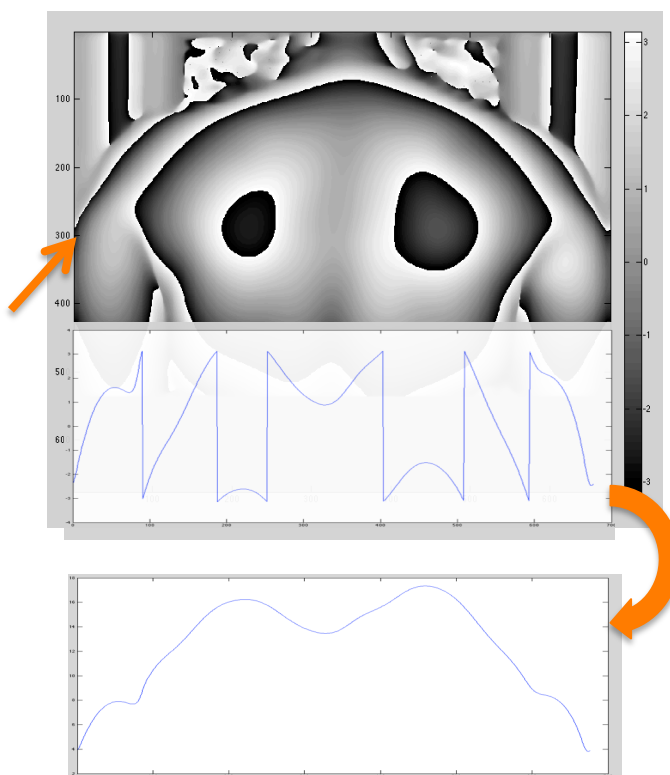


FIGURA 17 – Mapa de fase de uma imagem do dorso, com salto de fase.

O gráfico superior representa a fase da linha 300, indicada pela seta reta, com salto de fase. O gráfico inferior representa a fase da linha 300, indicada pela seta reta, após o procedimento de remoção do salto de fase.

A remoção do salto de fase é um procedimento cumulativo por natureza. A imagem é processada pixel a pixel, sequencialmente. Por isso, é uma das etapas críticas do processamento, pois pode ser consideravelmente afetada por ruídos na imagem, sombras, reflexos e descontinuidades. Áreas de pixels não válidos podem comprometer o procedimento, gerando erros grosseiros cuja propagação resulta no insucesso do cálculo da fase verdadeira (ZAPPA e BUSCA, 2008).

Um grande número de algoritmos foi desenvolvido para se efetuar a remoção do salto de fase para o processamento de imagens. Os mais utilizados são os que priorizam os pixels com maior contraste para realizar a comparação dos valores de fase e definir a ordem de franja correspondente (ASUNDI e WENSEN, 1998). Assim, a propagação de erros provenientes de pixels inválidos é drasticamente reduzida.

Para se priorizar os pixels de maior contraste é necessário conhecer a modulação do mapa de fase do objeto. Devido à modulação ser unitária no método FTP (EQ.13), tem-se que recorrer a uma outra forma de obter informações a cerca da modulação dos pixels na projeção de franjas. Isso pode ser fornecido pela transformada de Fourier em janela, ou máscara (*Windowed Fourier Transform - WFT*), (KEMAO, 2008), aplicado ao mapa das franjas projetadas sobre o objeto. Este mapa é usado como guia de qualidade dos pixels para que os algoritmos removam em primeiro lugar os saltos de fase (agora no mapa de diferença de fase) naqueles pixels de maior modulação. Num processamento interativo, é possível eleger a área em que se deseja iniciar a remoção do salto de fase, afastando as possíveis distorções para outras regiões.

Neste estudo, foi utilizado o algoritmo desenvolvido por Qian *et al.* (2005) e aperfeiçoado pelo mesmo Dr. Qian Kemaio em 2008. Este algoritmo realiza a WFT, para filtrar o ruído no sinal de forma local, o que permite uma filtragem mais efetiva, pois imperfeições locais não se propagarão globalmente. Após a filtragem, é realizada a remoção do salto de fase de forma simples e rápida, por um método que faz uma varredura sequencial em linha, guiada pelo mapa de qualidade do contraste (QIAN *et al.*, 2005; KEMAO, 2008).

Uma vez determinado o pixel de maior contraste, seus vizinhos são avaliados em relação ao

valor da fase. Se houver uma diferença menor do que $-\pi$, deve-se adicionar 2π . Do contrário, se a diferença for maior que π , deve-se subtrair 2π (QIAN et al., 2005; KEMAO, 2008). Percorrendo toda a imagem, após a remoção do salto de fase, tem-se a fase absoluta em cada pixel.

A partir da fase absoluta, processa-se o cálculo da profundidade da superfície.

3.6. Cálculo da Profundidade

A relação entre a fase e a profundidade é estabelecida pela configuração geométrica do sistema de medição e pelos sensores e projetores utilizados (FIG. 18).

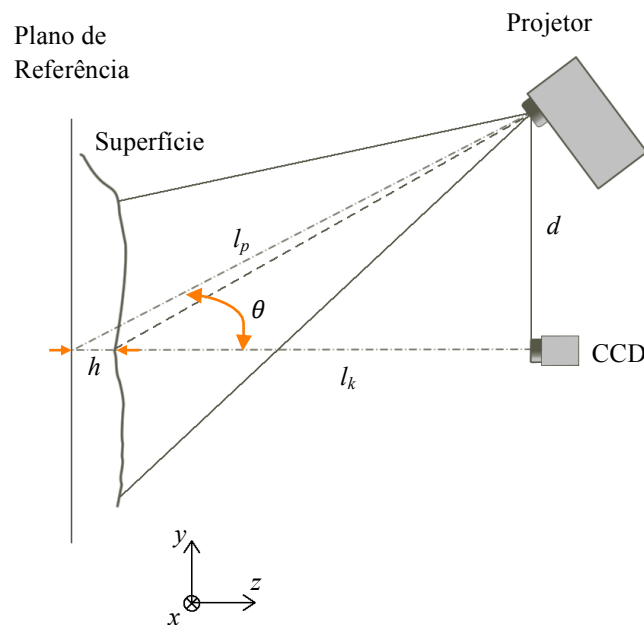


FIGURA 18 – Configuração geométrica de um sistema de medição.

FONTE: (TAKEDA e MUTOH, 1983)

Considerando-se que o sistema assuma um modelo parcialmente linear, estabelece-se que as coordenadas (x, y) são proporcionais ao pixel (i, j) , e a coordenada z é calculada usando-se

uma equação não linear. Assim, o cálculo que converte pixels (i, j) contendo a fase ϕ em coordenadas (x, y) pode ser representado pelas seguintes equações (EQ. 14 e 15):

$$x = iC_x \quad (14)$$

$$y = jC_y \quad (15)$$

onde C_x e C_y são constantes geralmente estabelecidas por calibração do campo de visão da lente da câmera (HARDING, 2013).

A equação não linear que determina z (h) a partir da fase é (GASVIK, 2002):

$$z_{(i,j)} = p \cos(\theta) \varphi_{(i,j)} \left[\text{sen}(\theta) + \frac{(l_k - l_p \cos(\theta))y}{l_k l_p} \right]^{-1} \left[1 + \frac{y \text{sen} \theta}{l_p} \right]^2 \quad (16)$$

onde $z_{(i,j)}$ é a profundidade, em unidade de comprimento (em geral, mm); p é a sensibilidade, expressa pelo passo das franjas no plano de referência (mm); θ é o ângulo de projeção (FIG. 18); $\varphi_{(i,j)}$ é a ordem de franja; l_k é a distância do centro da lente da câmera ao centro da superfície (mm); l_p é a distância do centro da lente do projetor ao centro da superfície (mm); e y é a coordenada (em mm) relativa ao pixel (i, j) .

Se a lente do projetor e a lente da câmera forem colocadas na mesma altura em relação ao plano x, y , como na FIG. 18, então:

$$l_k - l_p \cos(\theta) = 0 \quad (17)$$

Além disso, a ordem de franja pode ser expressa em relação à diferença de fase:

$$\varphi_{(i,j)} = \frac{\Delta\phi_{(i,j)}}{2\pi} \quad (18)$$

Substituindo as equações (17) e (18) na equação (16), tem-se:

$$z_{(i,j)} = \left(\frac{\Delta\phi_{(i,j)}}{2\pi} \right) p \frac{\cos(\theta)}{\sin(\theta)} \left[1 + \frac{y \sin(\theta)}{l_p} \right]^2 \quad (19)$$

ou

$$z_{(i,j)} = \left(\frac{\Delta\phi_{(i,j)}}{2\pi} \right) p \frac{l_k}{d} \left[1 + \frac{y \sin(\theta)}{l_p} \right]^2 \quad (20)$$

onde d é a distância entre o projetor e a câmera (mm).

A EQ. 20 mostra a dependência não linear de z relativa à direção y (franjas horizontais). Esta dependência não pode ser negligenciada porque o sistema não obedece ao princípio de Scheimpflug, que estabelece que o plano da lente do projetor, o plano da iluminação do projetor e o plano de projeção (superfície iluminada) devem se cruzar numa linha. Como resultado, é introduzida uma alteração no tamanho das franjas, que tem que ser compensada (DEL VECCHIO et al., 2012). A EQ. 20 só pode ser aplicada com exatidão se os parâmetros geométricos do sistema de medição (l_p , l_k , d , p , θ) forem determinados corretamente. Todavia, isto não é uma tarefa simples. Não é possível saber com um grau de incerteza razoável onde está o centro das lentes do projetor e da câmera. Por isso, é feita uma calibração do sistema de medição em função da profundidade, geralmente utilizando-se medidas conhecidas (padrão), para se determinar um fator corretivo (tendência em z) entre uma distância medida no espaço cujas coordenadas são previamente conhecidas e a

correspondente distância medida por meio da imagem (HARDING, 2013). A calibração do sistema proposto está detalhada na seção 4.5 do capítulo 4.

de cálculo de fase e, a seguir, o mapa de fase irá alimentar a fase de cálculo de profundidade, ou seja, do deslocamento do plano de calibração em distâncias conhecidas (neste caso, de 0 a 50 mm, de 5 em 5 mm – capítulo 4, seção 4.5). Os mapas de profundidade alimentarão a etapa de calibração.

As imagens de sujeitos (setas de cor laranja) adquiridas na Etapa 1 alimentarão a Etapa 2, o cálculo do mapa de fase. Este mapa de fase e os dados advindos da calibração são utilizados para alimentar a fase de cálculo do perfil tridimensional (Etapa 3). Entre a Etapa 3 e a Etapa 4, existe uma fase intermediária que é a localização dos pontos de referência da escápula. Esta fase não é automatizada, tendo a interferência do usuário. Esta fase intermediária alimenta a Etapa 4, que é o cálculo dos ângulos de Euler a partir dos pontos marcados no perfil tridimensional.

Um sistema de medição complexo e composto de várias etapas faz com que as fontes de incerteza se propaguem e causem impacto sobre o resultado de medição. Por isso, é importante saber quais as fontes de incerteza mais relevantes e o quanto elas contribuem para a incerteza total. Isto pode se tornar uma tarefa árdua, sendo possível apenas se fazer uma estimativa das incertezas ao longo do processo.

Parâmetros como a configuração geométrica do sistema (distâncias entre câmera, projetor e plano de referência), a sensibilidade (passo p , da EQ. 20), as não-linearidades introduzidas pelos instrumentos ópticos e os algoritmos para os cálculos são fontes de incertezas do sistema de medição propriamente dito. Mas existem ainda as fontes de incerteza inerentes ao processo, e que são externos ao sistema de medição, como os relativos ao avaliador (localização dos pontos de referência), ao mensurando (variabilidade intrínseca do movimento

humano, fadiga, erros de posicionamento) e às condições ambientais (temperatura e vibração).

Estes fatores são apresentados no diagrama de Ishikawa, na figura abaixo (FIG. 20).

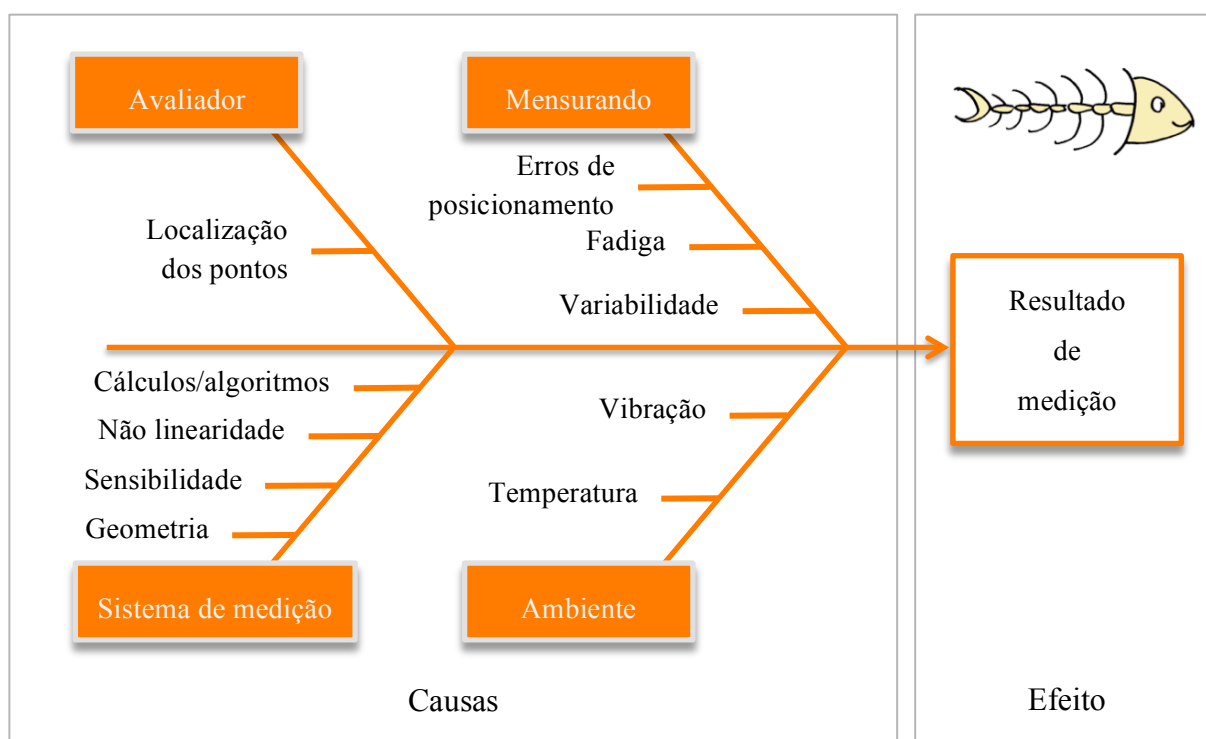


FIGURA 20 – Diagrama de Ishikawa – As fontes de incerteza do sistema de medição.

Fontes de incerteza ambientais:

Métodos ópticos de medição requerem isolamento dos instrumentos ao ambiente externo. Os efeitos da temperatura e da vibração podem influenciar a confiabilidade dos resultados, particularmente quando se coleta dados de objetos muito pequenos (faixa de micrometros). Como a resolução do sistema proposto foi da faixa de décimos de milímetros, o controle rígido do ambiente não foi necessário. Ainda assim, foram tomados alguns cuidados na coleta de dados, como o isolamento da vibração na montagem dos instrumentos ópticos. Além disso, a temperatura do laboratório manteve-se entre 20 e 25°.

Fontes de incerteza do mensurando:

Toda avaliação de movimentos humanos tem que conviver com pelo menos dois tipos de variabilidades: a inter-sujeitos, que é devida à diferenças de morfologia, força muscular e estratégias motoras para a realização do movimento; e a intra-sujeitos, que resulta da variabilidade cinemática do posicionamento articular por diferenças na distribuição de força entre os músculos. Estudo realizado em 1997 estimou que a variabilidade inter-sujeitos pode ser de 5 a 10° e a intra-sujeitos pode contribuir com 3 a 6° para o resultado final dos ângulos de Euler na cinemática escapular (DE GROOT, 1997), o que aponta para uma incerteza máxima admissível do sistema proposto de aproximadamente 3°, para que seja comparável aos demais sistemas existentes.

Fontes de incerteza do avaliador:

Estima-se que a palpação dos pontos de referência do tórax e escápula resulte em uma incerteza de cerca de 2° nos ângulos de Euler, quando avaliados no plano da escápula durante elevação do úmero (DE GROOT, 1997).

Fontes de incerteza do sistema de medição:

Se a incerteza combinada (U_{95}) for de 3° e o usuário ($U_{usuário}$) contribui com 2°, a meta da incerteza do sistema de medição (U_{SM}) propriamente dito pode ser calculada pela EQ. 21:

$$U_{95} = \sqrt{U_{SM}^2 + U_{usuário}^2} \quad (21)$$

$$3 = \sqrt{U_{SM}^2 + 2^2 U_{SM}} \approx 2,2^\circ$$

As fontes de incerteza do sistema estão diretamente relacionadas aos dados de entrada de cada etapa (FANTIN, 1999).

Etapa 1a – Aquisição das imagens

As fontes de incerteza provenientes da aquisição das imagens geram predominantemente erros sistemáticos, compensados posteriormente pela calibração (FIG. 21).

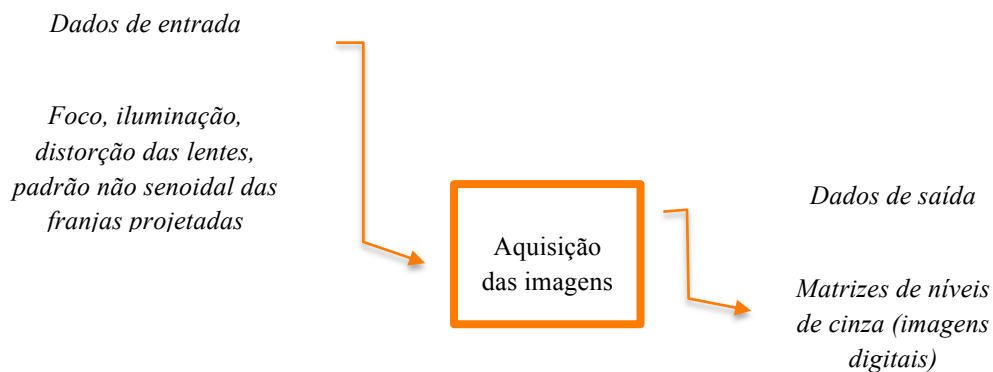


FIGURA 21 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 1a.

Etapa 1b – Calibração do sistema de medição

Para a calibração em x e y , o plano de calibração contém figuras geométricas cuja dimensão é usada para medir o tamanho do pixel em mm (FIG. 22).

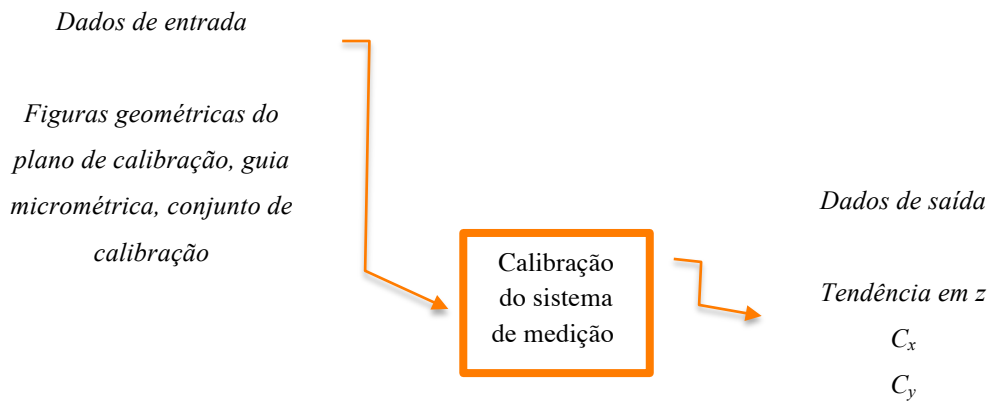


FIGURA 22 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 1b.

Para a calibração em profundidade (z), foi usada uma calibração indireta, em que o deslocamento em z foi medido simultaneamente pelo sistema de medição proposto e pela guia micrométrica, considerada o sistema de medição padrão (FIG. 23). Para um sistema de medição ser considerado padrão em relação a outro, a incerteza do padrão deve ser pelo menos dez vezes menor do que a incerteza do sistema a ser calibrado (GONÇALVES JR e SOUSA, 2008).

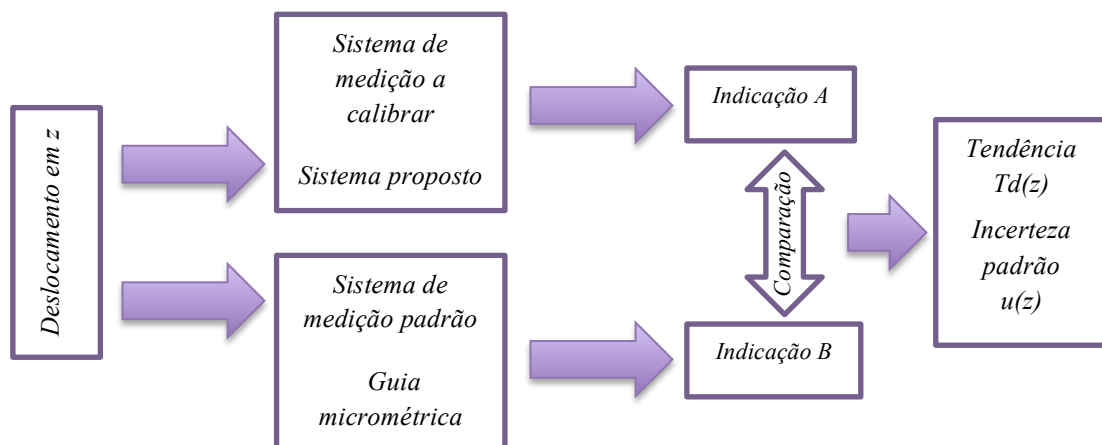


FIGURA 23 – Fluxograma da calibração indireta do sistema de medição.

A guia micrométrica utilizada gera um erro máximo de 0,003 mm, o que permite que seja

considerada padrão para o caso do sistema proposto.

O conjunto de calibração é composto do plano de calibração fixado na mesa micrométrica (detalhes no capítulo 4, seção 4.4).

Durante o movimento da mesa, erros de forma podem introduzir movimentos indesejados (tombamento, guinamento e rolamento) que causam erros na calibração. Para facilitar a visualização de tais efeitos, toma-se como exemplo o caso de um possível tombamento da guia (FIG. 24). Montado o plano de calibração sobre o carro da guia micrométrica, um tombamento causará erros de primeira ordem, máximos na parte superior do plano, por não obedecer ao princípio de Abbé³. Tais erros podem atingir níveis preocupantes tendo em vista o tamanho do plano de calibração. O erro de primeira ordem (E) pode ser calculado por (EQ. 22):

$$E = S \cdot \tan(\phi) \tag{22}$$

onde S é a distância entre a guia micrométrica e a extremidade superior do plano de calibração (500 mm) e ϕ é o ângulo produzido pelo tombamento. Considerando-se que a mesa usada tomba no máximo 0,010 mm em L , que é o comprimento da mesa (150 mm), $\tan(\phi) = 0,010/150$. Substituindo-se na EQ. 22, tem-se:

³ O princípio de Abbé estabelece que o trecho a medir deve constituir o prolongamento retilíneo da escala que serve como dispositivo de medição.

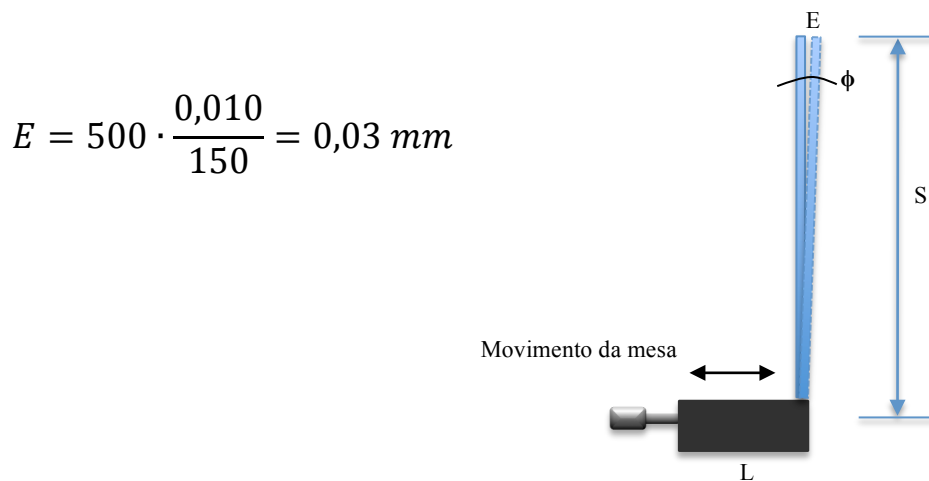


FIGURA 24 – Desenho esquemático do conjunto de calibração com tombamento.

É preciso ponderar ainda que este erro ocorreria numa situação ideal, em que a mesa estivesse apoiada rigidamente em um plano. No caso deste estudo, isto não foi possível porque o conjunto de calibração precisava ser montado em uma estrutura removível para que os sujeitos pudessem ser posicionados. Por isso, tomou-se o cuidado de colocar o conjunto de calibração em uma mesa com fixação por parafusos e esta num pilar estável e nivelado.

Etapa 2 – Cálculo do mapa de fase

Vários fatores influenciam na construção do mapa de fase e a incerteza associada a cada fator tem sido muito pesquisada atualmente (GORTHI e RASTOGI, 2010) (FIG. 25).

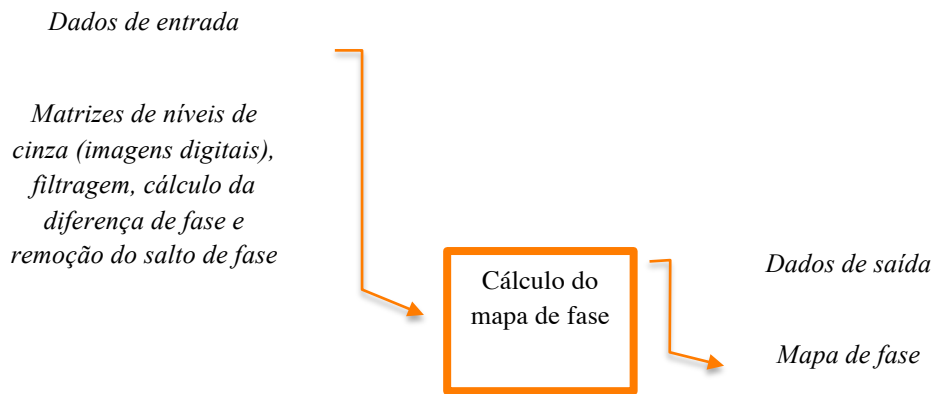


FIGURA 25 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 2.

Alguns estudos, porém, adotam um modelo que atribui ao mapa de fase uma incerteza relativa de 2 a 5% (DEL VECCHIO et al., 2012). Neste estudo, adotou-se 2% como incerteza relativa.

Etapa 3 – Cálculo das coordenadas 3D (FIG. 26)

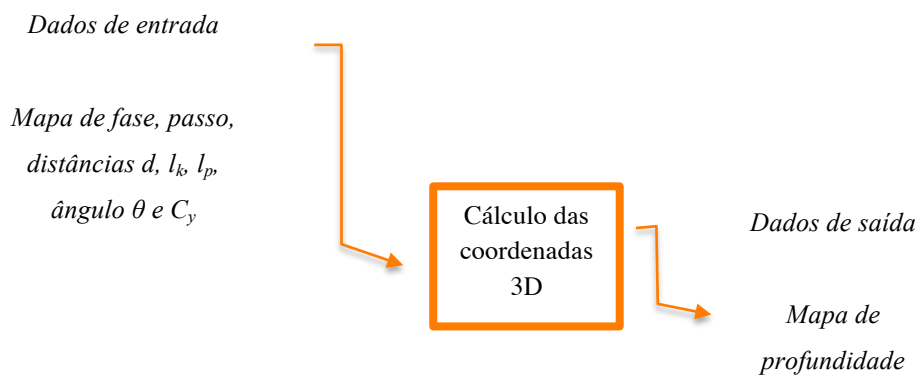


FIGURA 26 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 3.

Baseando-se na EQ. 20, foi realizada uma análise de incerteza do mapa de profundidade, conforme a norma GUM (ABNT-INMETRO, 2008).

$$z_{(i,j)} = \left(\frac{\Delta\phi_{(i,j)}}{2\pi} \right) p \frac{l_k}{d} \left[1 + \frac{y \cdot \text{sen}(\theta)}{l_p} \right]^2 \quad (20)$$

Considerando, por simplicidade, que as incertezas das variáveis tem a mesma abrangência (95%) e infinitos graus de liberdade, a incerteza expandida é calculada pela expansão de Taylor apresentada na EQ. 23 (ABNT-INMETRO, 2008):

$$U_{95}^2(z_{(i,j)}) = \left(\left| \frac{\partial z_{(i,j)}}{\partial \Delta\phi_{(i,j)}} \right| U_{95}(\Delta\phi_{(i,j)}) \right)^2 + \left(\left| \frac{\partial z_{(i,j)}}{\partial p} \right| U_{95}(p) \right)^2 + \left(\left| \frac{\partial z_{(i,j)}}{\partial l_k} \right| U_{95}(l_k) \right)^2 + \\ \left(\left| \frac{\partial z_{(i,j)}}{\partial d} \right| U_{95}(d) \right)^2 + \left(\left| \frac{\partial z_{(i,j)}}{\partial y} \right| U_{95}(y) \right)^2 + \left(\left| \frac{\partial z_{(i,j)}}{\partial \theta} \right| U_{95}(\theta) \right)^2 + \left(\left| \frac{\partial z_{(i,j)}}{\partial l_p} \right| U_{95}(l_p) \right)^2 \quad (23)$$

Após resolver a EQ. 23 e rearranjar os termos, pode-se calcular a incerteza expandida relativa do mapa de profundidade (EQ. 24):

$$\left(\frac{U_{95}(z_{(i,j)})}{z_{(i,j)}} \right)^2 = \left(\frac{U_{95}(\Delta\phi_{(i,j)})}{\Delta\phi_{(i,j)}} \right)^2 + \left(\frac{U_{95}(p)}{p} \right)^2 + \left(\frac{U_{95}(l_k)}{l_k} \right)^2 + \left(\frac{U_{95}(d)}{d} \right)^2 + \\ \left(\frac{2 \cdot \text{sen}(\theta) \cdot U_{95}(y)}{l_p + y \cdot \text{sen}(\theta)} \right)^2 + \left(\frac{2 \cdot y \cdot \cos(\theta) \cdot U_{95}(\theta)}{l_p + y \cdot \text{sen}(\theta)} \right)^2 + \left(\frac{2 \cdot y \cdot \text{sen}(\theta) \cdot U_{95}(l_p)}{(l_p + y \cdot \text{sen}(\theta)) \cdot l_p} \right)^2 \quad (24)$$

Os dados experimentais forneceram uma estimativa das incertezas de cada variável. A TAB. 2 mostra as incertezas relativas de cada uma dessas variáveis calculadas pela EQ. 24.

TABELA 2
Incertezas relativas de cada uma das variáveis

Incerteza relativa Variável	Equação	Estimativa
Diferença de fase	$\frac{U_{95}(\Delta\phi_{(i,j)})}{\Delta\phi_{(i,j)}}$	0,02
Passo (obtida após calibração)	$\frac{U_{95}(p)}{p}$	0,0065
Distância entre a câmera e o plano de referência	$\frac{U_{95}(l_k)}{l_k}$	0,005
Distância entre a câmera e o projektor	$\frac{U_{95}(d)}{d}$	0,005
Tamanho do pixel em y	$\frac{2 \cdot \text{sen}(\theta) \cdot U_{95}(y)}{l_p + y \cdot \text{sen}(\theta)}$	0,0000027
Ângulo do projetor	$\frac{2 \cdot y \cdot \text{cos}(\theta) \cdot U_{95}(\theta)}{l_p + y \cdot \text{sen}(\theta)}$	0,000048
Distância entre o projetor e o plano de referência	$\frac{2 \cdot y \cdot \text{sen}(\theta) \cdot U_{95}(l_p)}{(l_p + y \cdot \text{sen}(\theta)) \cdot l_p}$	0,0000019

Como ilustra a TAB. 2, as contribuições das incertezas das três últimas variáveis (y , θ e l_p) são insignificantes. A maior fonte de incerteza é a incerteza acerca da determinação da ordem de franja. Esta conclusão é corroborada por trabalhos anteriores (DEL VECCHIO, 2006; DEL VECCHIO et al., 2012).

$$\left(\frac{U_{95}(z_{(i,j)})}{z_{(i,j)}}\right)^2 \cong (0,02)^2 + (0,0065)^2 + (0,005)^2 + (0,005)^2 = 0,00049$$

$$\frac{U_{95}(Z_{(i,j)})}{Z_{(i,j)}} = 0,022 \text{ ou } 2,2\%$$

Etapa 4 – Cálculo dos ângulos de Euler

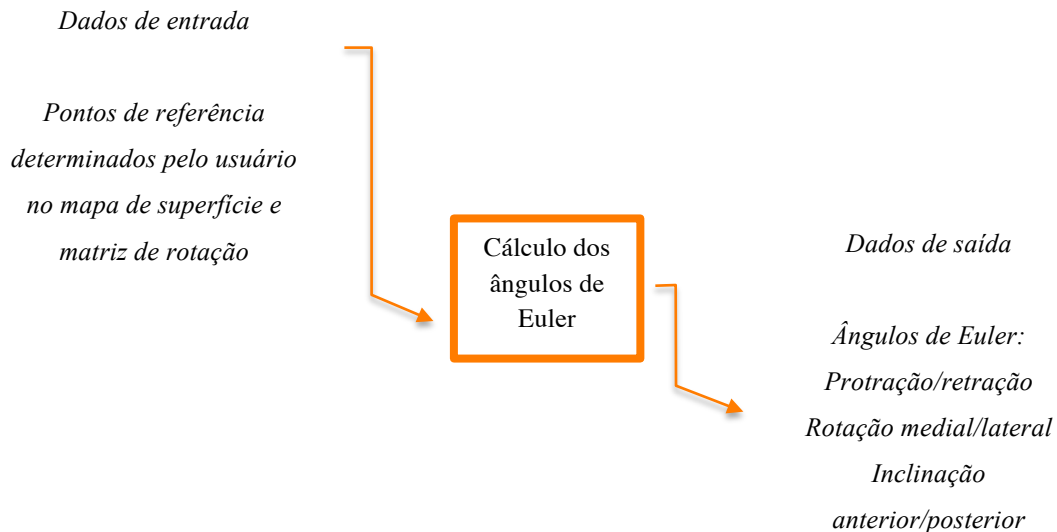


FIGURA 27 – Diagrama de entrada e saída de dados da Etapa 4.

A incerteza proveniente dos cálculos dos ângulos de Euler é difícil de estimar, pela complexidade de se estimar erros numa matriz de rotação (FIG. 27). Por isso, optou-se por avaliar empiricamente os efeitos das erros da etapa anterior nos resultados em ângulos, por meio de simulações. A TAB. 3 mostra uma simulação de erros com incrementos de 0,1 mm em um ponto de referência: o AA, que é a origem do sistema de coordenadas local de cada escápula.

TABELA 3

Simulação de erros com incrementos de 0,1 mm em AA

<i>Erro (mm)</i>	<i>Erro (°)</i>		
	Y	X	Z
AA			
0,10	0,04	0,01	0,02
0,20	0,10	0,03	0,03
0,30	0,12	0,03	0,05
0,40	0,20	0,05	0,07
0,50	0,21	0,05	0,08
0,60	0,29	0,07	0,10
0,70	0,30	0,08	0,11
0,80	0,37	0,09	0,13
0,90	0,39	0,10	0,15
1,00	0,49	0,13	0,19

Na TAB. 4, os incrementos foram também de 0,1 mm, porém em dois pontos de referência (AA e TS), em sentidos opostos. Ou seja, em AA, o incremento se deu no sentido z negativo e em TS, no sentido z positivo.

TABELA 4

Simulação de erros com incrementos de 0,1 mm em AA e TS

<i>Erro (mm)</i>	<i>Erro (°)</i>		
	Y	X	Z
AA e TS			
0,10	0,10	0,03	0,01
0,20	0,17	0,04	0,01
0,30	0,29	0,09	0,03
0,40	0,29	0,09	0,06
0,50	0,39	0,09	0,06
0,60	0,48	0,14	0,08
0,70	0,61	0,15	0,10
0,80	0,68	0,20	0,12
0,90	0,84	0,21	0,15
1,00	1,06	0,25	0,20

Num volume de 50 mm de profundidade (volume calibrado), um erro de 2,2% do valor da profundidade medida representam até 1,1 mm de erro, o impacto nos ângulos de Euler será de aproximadamente 1° em Y (protração/retração), e de décimos de graus em X (rotação medial/lateral) e Z (inclinação anterior/posterior).

4.2. Delineamento do teste piloto

O desenho deste estudo foi de pesquisa metodológica. Seu escopo foi o desenvolvimento, validação e análise metrológica de um sistema de medição do movimento escapular durante a elevação do membro superior no plano da escápula. Este estudo foi realizado no Laboratório de Óptica do Centro de Estudos Metrológicos - CEMETRO, do departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da UFMG, após a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa / UFMG, sob o parecer nº 171.148 (ANEXO A).

4.3. Amostra

A amostra de conveniência foi composta por 09 sujeitos, de ambos os sexos, de idade entre 20 e 40 anos, recrutados por convite na comunidade.

Este estudo analisou imagens do dorso de participantes hígidos, jovens, de ambos os sexos, coletadas em laboratório durante a elevação de 0 a 180 ° de ambos os membros superiores no plano da escápula, a cada 30° de abdução. Foram coletados e analisados conjuntos de cerca de 90 imagens de 09 participantes, entre poses estáticas e em movimento.

Para participar do estudo, os sujeitos deveriam ser capazes de realizar o movimento completo de elevação dos membros superiores no plano da escápula (de 0° a 180° de elevação, em 40° de adução horizontal) sem nenhuma dor ou desconforto. Foram excluídos do estudo os

indivíduos que apresentaram histórico de lesões ou cirurgias no complexo do ombro e coluna cervical, escoliose com gibosidade, alterações congênitas ou neurológicas do complexo do ombro e compreensão insuficiente para realização dos testes e medidas inerentes à coleta dos dados.

4.4. Equipamentos e *softwares*

a. Dispositivo de posicionamento

Para o posicionamento dos participantes, foi utilizado um dispositivo simulador do plano da escápula (FIG. 28), composto de dois semicírculos graduados em ângulo, montados em hastes verticais que permitiam o basculamento dos semicírculos. A superfície dos semicírculos era ajustada ao participante para que o movimento ocorresse no plano adequado e com a monitoração do ângulo de elevação de cada membro superior.

Foram fixadas placas de alumínio de 200 X 10 X 1 mm nos raios de ambos os semicírculos do dispositivo a cada 30°, iniciando em 0° e terminando em 180°. Estas placas determinaram os ângulos de interesse dentro da amplitude de movimento do membro superior (FIG. 28, no detalhe).



FIGURA 28 – Dispositivo simulador do plano da escápula.

A. Visão geral;

B. Detalhe, com placas de alumínio fixadas a cada 30°.

b. Projeção e Aquisição das imagens

Os equipamentos utilizados para a projeção das franjas e aquisição das imagens foram: um projetor multimídia Casio® XJ-A135 (FIG. 29a), com tecnologia *Digital Light Processing* (DLP), de 1024 X 768 pixels de resolução, uma câmera de vídeo CCD Scout (Basler®), de resolução de 1034 X 779 pixels (FIG. 29b), com interface Gigabit Ethernet⁴, um microcomputador para o armazenamento e posterior processamento das imagens e um sensor

⁴ Gigabit Ethernet (GigE) é um conjunto de tecnologias para transmissão de quadros em uma rede a uma velocidade de 1 Gigabit por segundo (Gigabit/s) definido no padrão IEEE 802.3-2005. Comparando-se com outras tecnologias, como a USB2 *high speed* (480Mbps) e o Firewire-400 (400Mbps), o GigE atinge mais do dobro da velocidade das anteriores (1000Mbps).

de proximidade indutivo LM12-3002NC Lukma[®] de 12 mm de diâmetro (FIG. 29c), com alcance de detecção de 2mm, aderido a uma luva de neoprene usada pelo participante (FIG. 30) e conectado eletronicamente ao microcomputador e à câmera por um dispositivo construído especificamente para este fim.

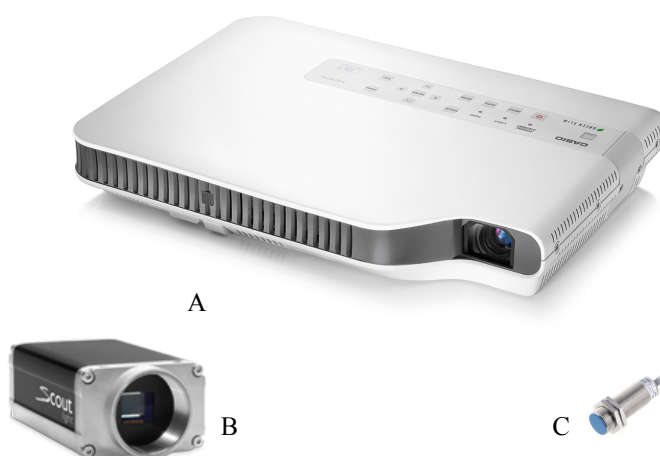


FIGURA 29 – Equipamentos para a projeção e aquisição das imagens.

- A. Projetor multimídia Casio[®] XJ-A135;
- B. Câmera CCD Scout Basler[®];
- C. Sensor de proximidade indutivo Lukma[®]

Este dispositivo fazia a sincronia entre o posicionamento instantâneo do membro superior nos pontos de interesse (amplitudes de movimento específicas para este estudo), a projeção das franjas e a aquisição da imagem pela câmera sempre que o sensor detectava a aproximação das placas de alumínio.



FIGURA 30 – Luva de neoprene com sensor indutivo aderido.

A câmera foi configurada no formato Mono 12 Packed, com 10 bits de dados de brilho por pixel, o que possibilita a codificação de 1024 níveis de cinza.

c. Software

A sincronização entre o sensor, a projeção e a captura, assim como a captura propriamente dita, o armazenamento e processamento das imagens foi feito em ambiente MatLab[®], por meio de um programa desenvolvido especialmente para este estudo. A rotina para a remoção do salto de fase utilizada na construção deste programa foi desenvolvida por (QIAN, 2009) e está disponível para *download* na internet⁵.

⁵ <http://www.mathworks.ch/matlabcentral/fileexchange/24852-windowed-fourier-transform-for-fringe-pattern-analysis>

d. Disposição geométrica do sistema de medição

A câmera CCD e o projetor DLP foram fixados a um suporte, dispostos verticalmente a uma distância de 520 mm. O dispositivo simulador do plano da escápula foi colocado paralelamente ao suporte, com o centro do campo da imagem alinhado à lente da câmera, a uma distância de 2000 mm da mesma (FIG. 31).

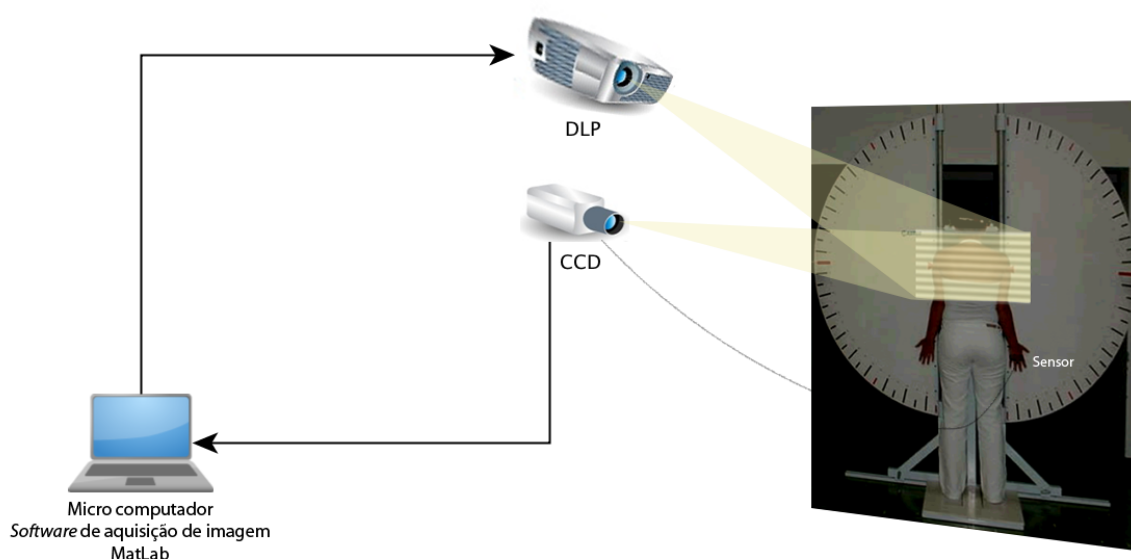


FIGURA 31 – Desenho esquemático da geometria do sistema de medição proposto.

Para as coletas em movimento, um metrônomo digital foi empregado para determinar o ritmo do movimento e assim padronizar as coletas em relação ao tempo para a realização da elevação do úmero. Foi estabelecido o tempo de seis segundos para a realização do movimento (THIGPEN et al., 2006).

4.5. Calibração do sistema de medição

O sistema foi calibrado a fim de se estabelecer o fator de correção dos dados obtidos pelo sistema em relação a um padrão confeccionado para este projeto. Trata-se de um espelho de

600X500 mm com um adesivo aplicado sobre ele, cuja imagem impressa está mostrada na FIG. 32. As figuras geométricas tinham tamanho conhecido (25 mm) e foram utilizadas para se fazer a conversão de pixels em milímetros.

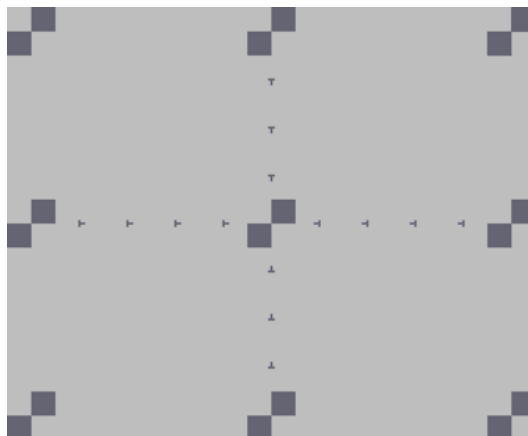


FIGURA 32 – Plano de calibração.

O plano de calibração foi montado sobre uma mesa de 150 X 150 mm, dotada de uma guia micrométrica com mostrador digital, cuja faixa de operação era de 0 a 50 mm, resolução de 0,001 mm e erro máximo na faixa de operação de $\pm 0,003$ mm (FIG. 33).



FIGURA 33 – Guia micrométrica.

Como os erros esperados para o sistema a ser calibrado (sistema óptico proposto) foram significativamente maiores do que o erro máximo da guia micrométrica, tal sistema de calibração pode ser considerado como padrão. O conjunto formado pelo plano de calibração e pela mesa foi colocado no local de aquisição dos dados dos participantes de modo a calibrar o volume de medição experimental. O plano foi posicionado paralelamente ao plano de referência usado nas medições dos participantes. Foram então adquiridas imagens na posição inicial e a cada 5 mm de deslocamento perpendicular da guia micrométrica em relação ao plano, na direção da câmera CCD (FIG. 34). Em seguida, as imagens foram processadas e foi obtida uma curva de tendência por regressão linear, que foi posteriormente aplicada aos dados para que fosse feita a correção dos mesmos.

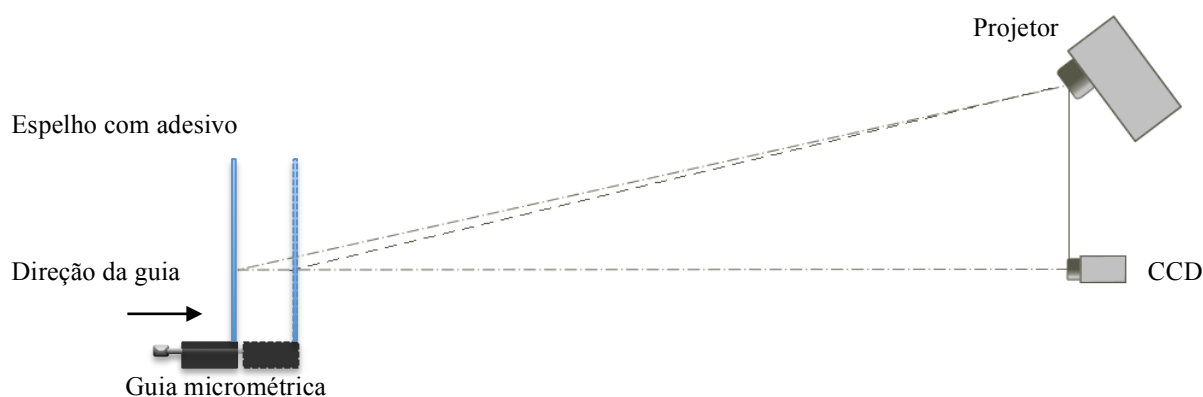


FIGURA 34 – Desenho esquemático da calibração em profundidade do sistema de medição proposto.

No processamento efetuado para converter os dados da imagem em coordenadas tridimensionais, o sistema de medição foi calibrado por meio de dois procedimentos: a calibração no plano (x, y) , que converte pixels em mm; e a calibração em z , que converte a fase em mm. A calibração do plano (x, y) é que estabelece os valores das constantes C_x e C_y das EQ. 14 e 15, do Capítulo 3.

As imagens processadas do plano de calibração nos extremos do volume (posição 0 mm e posição 50 mm) permitiram a calibração do plano (x,y) pela medição do número de pixels das figuras geométricas do plano, em cinco locais diferentes. As figuras geométricas (FIG. 32) tinham as dimensões conhecidas (25 X 25 mm). Os resultados, em pixels/mm, estão apresentados na TAB. 5.

TABELA 5
Calibração do plano (x,y)

		<i>Medições (pixels/mm)</i>					
		1	2	3	4	5	Média
0 mm	C _x	1,54	1,54	1,52	1,54	1,56	1,54
	C _y	1,54	1,52	1,54	1,54	1,54	1,54
50 mm	C _x	1,58	1,58	1,52	1,56	1,56	1,56
	C _y	1,56	1,56	1,56	1,54	1,56	1,56

O valor médio de $(1,55 \pm 0,01)$ pixels/mm foi usado no processamento das imagens. A partir desse valor, foi possível também estabelecer o tamanho das franjas em mm (passo p , da EQ. 20): Com o mesmo plano de calibração, na posição 0 mm, foram feitas cinco medições (em locais diferentes do plano) do número de pixels por franja. Com o valor médio descrito acima, estabeleceu-se o tamanho do passo. Para o processamento, foi utilizado o valor médio encontrado $(7,69 \pm 0,05)$ mm (TAB. 6).

TABELA 6

Medições do tamanho do passo

<i>Passo</i>	<i>Medições</i>					
	1	2	3	4	5	Média
p (mm)	7,65	7,65	7,65	7,74	7,74	7,69

A calibração da profundidade foi feita pela comparação entre o valor do deslocamento da guia micrométrica da mesa de calibração (coluna 1 da TAB. 7) e o valor médio de z fornecido pelo sistema de medição (coluna 2 da TAB. 7). A dispersão dos dados em torno da média é mostrada na coluna 3.

TABELA 7

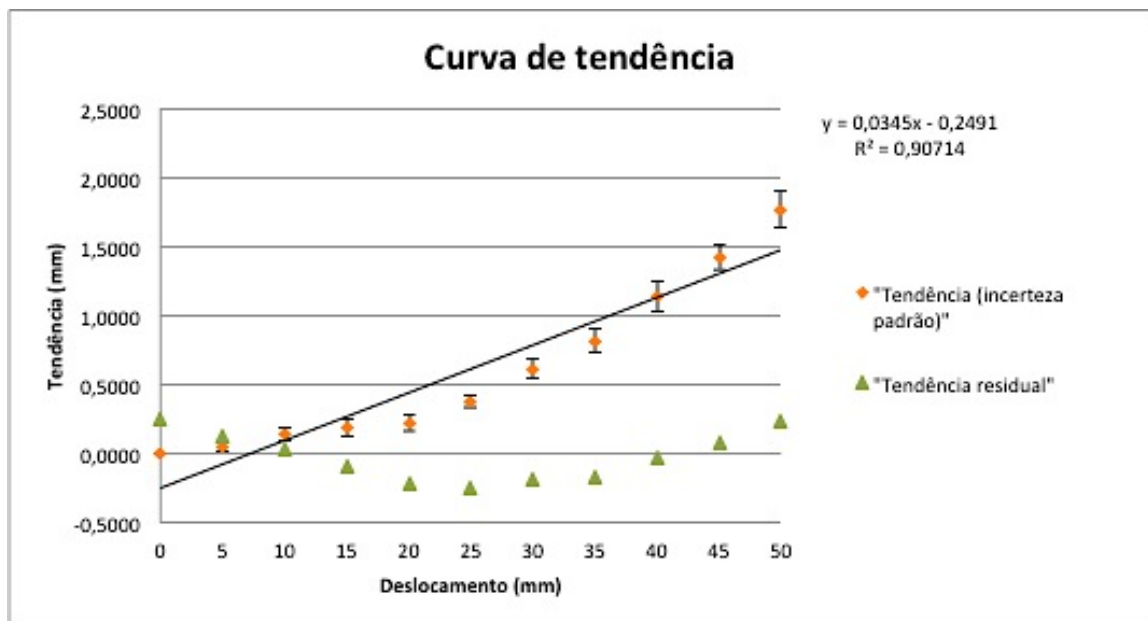
Deslocamento do plano de calibração em z (mm)

<i>Deslocamento (mm) da guia micrométrica</i>	<i>Deslocamento (mm) medido pelo sistema de medição</i>	<i>Desvio padrão (mm)</i>	<i>Deslocamento (mm) medido pelo sistema de medição após correção</i>	<i>Erro residual (mm)</i>
0,000	0,000	0,000	0,249	0,249
5,000	5,049	0,036	5,124	0,124
10,000	10,139	0,045	10,038	0,038
15,000	15,189	0,066	14,914	-0,086
20,000	20,227	0,062	19,778	-0,222
25,000	25,382	0,047	24,755	-0,245
30,000	30,614	0,071	29,807	-0,193
35,000	35,814	0,085	34,827	-0,173
40,000	41,135	0,111	39,965	-0,035
45,000	46,425	0,093	45,073	0,073
50,000	51,765	0,136	50,228	0,228

A partir dos valores obtidos pelo sistema de medição, foi feita uma linearização por mínimos quadrados para gerar a curva de tendência (GRAF. 2). Os coeficientes de linearização encontrados ($a=0,0345$ e $b=-0,2491$) estão expressos na EQ. 25, que foi aplicada para a correção dos dados. Os dados corrigidos estão mostrados na coluna 4 e o erro residual, na coluna 5 da TAB. 7.

$$y = 0,0345x - 0,2491 \quad (25)$$

GRÁFICO 2 – Curva de tendência



A FIG. 35 mostra o mapa de superfície do plano de calibração deslocado em 50 mm em relação ao plano de referência, antes (A) e após (B) a correção feita pela EQ. 25.

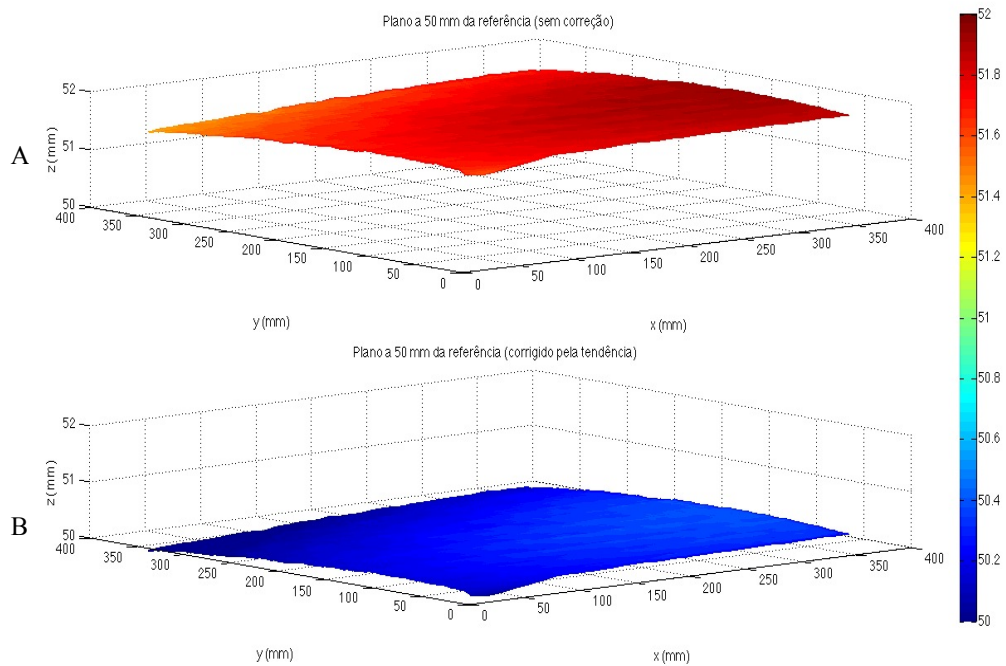


FIGURA 35 – Mapa de superfície do plano de calibração a 50 mm do plano de referência.

A. Sem correção;

B. com a correção pela curva de tendência

Pode-se observar uma curvatura no que deveria ser um plano. Esta curvatura representa o erro residual.

Para avaliar a qualidade da calibração, foram feitas quatro medições de deslocamento de 10 mm (usando a guia micrométrica) de um plano em relação ao plano de referência. Foram delimitadas imagens de 200 X 200 pixels das imagens originais do plano e calculadas as médias de deslocamento. Os resultados obtidos estão mostrados na TAB. 8.

TABELA 8
Qualidade da calibração (medição de 10 mm de deslocamento)

	<i>Média</i> (mm)	<i>Desvio</i> <i>padrão</i> (mm)	<i>Tendência</i> <i>residual</i> (mm)	<i>Incerteza</i> <i>expandida</i> (U_{95}) (mm)
Plano 1	9,795	0,009	0,205	0,018
Plano 2	9,917	0,011	0,083	0,022
Plano 3	9,995	0,015	0,005	0,030
Plano 4	9,718	0,014	0,282	0,028

Analiticamente, a incerteza estimada foi de 2,2% (EQ. 24). Nos dados experimentais mostrados na TAB. 8, verifica-se uma dispersão de apenas 0,03% do valor medido, no máximo. No entanto, existe uma tendência residual bastante grande (dúvida acerca da compensação dos efeitos sistemáticos efetuada). Portanto, estima-se que o erro máximo do sistema de medição seja de 0,3 mm (3% do valor medido) (EQ. 26).

$$\text{Erro máximo} = \pm |Tendência residual máxima + U_{95}| \quad (26)$$

Nos testes experimentais, verificou-se que a área total da medição do dorso foi de aproximadamente 100 mm X 100 mm. De acordo com a EQ. 26, o erro máximo neste volume foi de 3 mm. Nas TAB. 3 e 4, pode-se inferir que um erro de 3 mm causará um erro de 1,5 a 3° nos ângulos escapulares, na situação mais crítica. O valor mais provável do erro do sistema de medição é de aproximadamente 2°, o que atende à EQ. 21.

O estudo efetuado por Gomes et al. (2010) apresenta um erro máximo de aproximadamente

1°, enquanto neste estudo, o erro máximo é de cerca 2°. No sistema de medição desenvolvido por Gomes et al. (2010) as fontes de incerteza não foram analisadas detalhadamente. Por simplificação, considerou-se naquele estudo que a incerteza seria de duas vezes o desvio padrão. Pelos dados deste estudo, pode-se notar que esta simplificação superestimou a precisão do sistema de medição. Portanto, a incerteza daquele sistema não deveria ser considerada apenas como 1°, como apresentado no QUADRO 1 do capítulo 2.

4.6. Procedimentos

Os indivíduos foram previamente esclarecidos sobre os objetivos do estudo e sobre o protocolo de investigação. Aqueles que concordaram em participar assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO B).

A seguir, os participantes foram entrevistados individualmente, para a coleta dos dados demográficos e antropométricos (APÊNDICE B).

Após a avaliação física, foram feitas marcações com pequenos discos (5 mm de diâmetro) adesivos na superfície de pontos anatômicos específicos para a determinação da posição da escápula: sétima vértebra cervical (C7), oitava vértebra torácica (T8), ângulo do acrômio (AAD/AAE), trígono da escápula (TSD/TSE) e ângulo inferior da escápula (AID/AIE) de ambos os lados, localizados por palpação (FIG. 36).

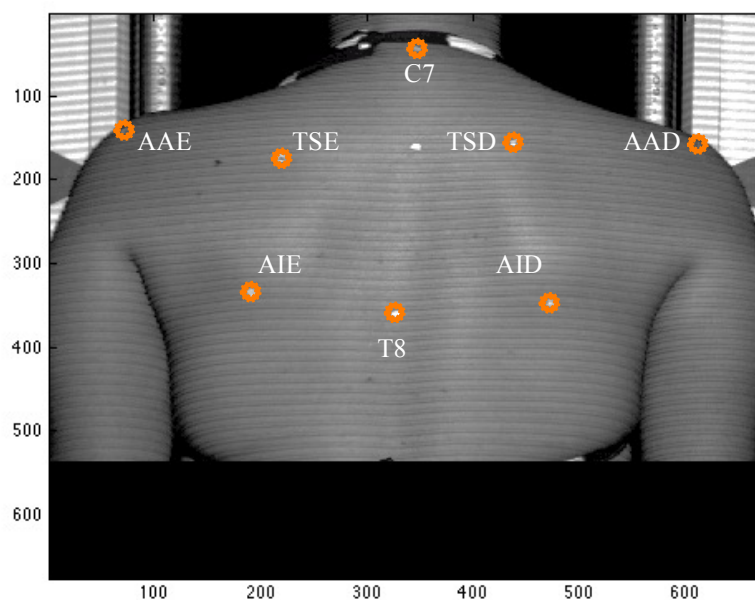


FIGURA 36 – Pontos de referência para a localização das escápulas no dorso, determinados por palpação.

Dois localizadores ajustáveis dos pontos anatômicos da escápulas foram construídos para padronizar a localização desses pontos (FIG. 37). A localização inicial, na posição de repouso dos membros superiores (posição 0°) foi feita por palpação dos três pontos (AA, TS e AI). O localizador foi então ajustado no ângulo e distâncias correspondentes a estes pontos. As localizações subsequentes (posições 30° a 180°) foram feitas pela palpação do ponto AA e da espinha da escápula. Os pontos TS e AI foram então determinados pelo localizador, mantendo-se os ângulos e distâncias originalmente determinadas.



FIGURA 37 – Localizador dos pontos da escápula esquerda.

O participante foi então posicionado de modo que o centro de rotação de ambos os ombros coincidissem com o centro angular de cada semicírculo do dispositivo de posicionamento. Em seguida, foi regulado o basculamento dos semicírculos, garantindo-se assim que o movimento de elevação dos membros superiores fosse realizado no plano da escápula, ou seja, em 40° de adução horizontal, em relação ao plano frontal (KARDUNA, 2001; MCCLURE, P. W. et al., 2001).

Foram feitas três modalidades de coletas. A primeira foi feita de modo quasi-estático. O participante foi orientado a se posicionar com os dedos médios no prolongamento das placas de metal afixadas no aparato (FIG. 28). Em cada uma das posições, os pontos foram marcados e as quatro imagens com franjas defasadas foram coletadas. As marcações em cada posição não foram retiradas, havendo sobreposição de todas as marcas na última posição (180°). As marcas tinham símbolos diferentes para serem identificadas de acordo com a posição de coleta.

A segunda modalidade de coleta também foi quasi-estática, mas utilizando-se como referência as marcações já feitas. As coletas foram feitas muito mais rapidamente, pois não havia a interrupção para a palpação.

A seguir, foi solicitado ao participante que calçasse uma luva de neoprene, em que foi fixado o sensor de proximidade indutivo, e colocasse uma cinta elástica, onde estava fixado o controle eletrônico do sensor. Ainda com as marcações no dorso, o participante realizou a terceira modalidade de coleta, que foi dinâmica. Esta coleta foi feita via *hardware*, ou seja, a aquisição das imagens foi feita quando o sinal gerado pelo contato do sensor com as placas metálicas acionava diretamente o computador e o CCD.

O participante foi então solicitado a elevar os membros superiores até o limite da amplitude de movimento em seis segundos, com o ritmo determinado pelo metrônomo digital, deslizando suavemente seus dedos pelo semicírculo do aparato. Quando o sensor fazia contato com as placas de metal, o sinal gerado disparava a captura da imagem. Esta modalidade foi feita unilateralmente. Após a coleta de um lado, o participante colocava a luva na outra mão e se procedia a coleta do outro lado.

Quando houve relato ou sinal de fadiga do participante, foram feitas pausas para descanso pelo tempo necessário.

4.7. Processamento digital das imagens

Após a coleta e armazenamento das imagens, foi efetuado o processamento digital das mesmas, seguindo o fluxograma apresentado nas FIG. 38 e 39.

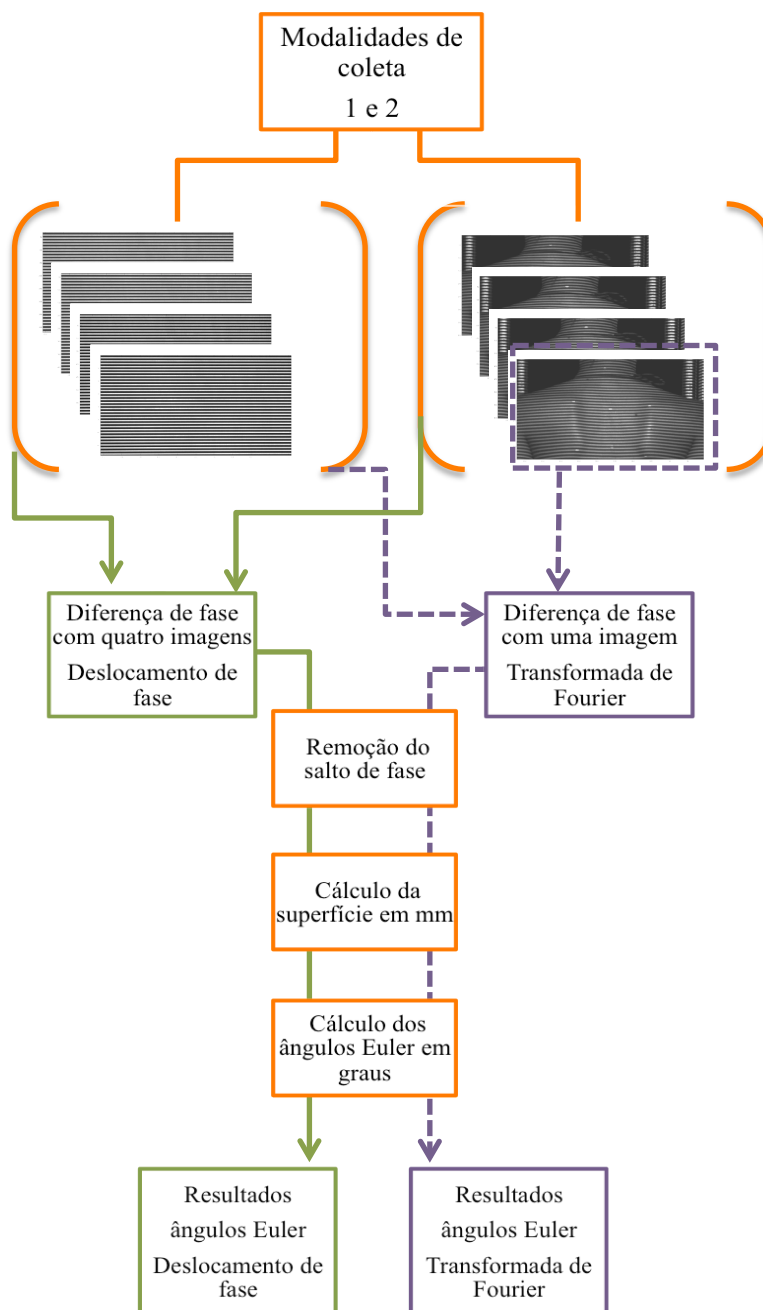


FIGURA 38 – Fluxograma do processamento de imagens (Modalidades 1 e 2).

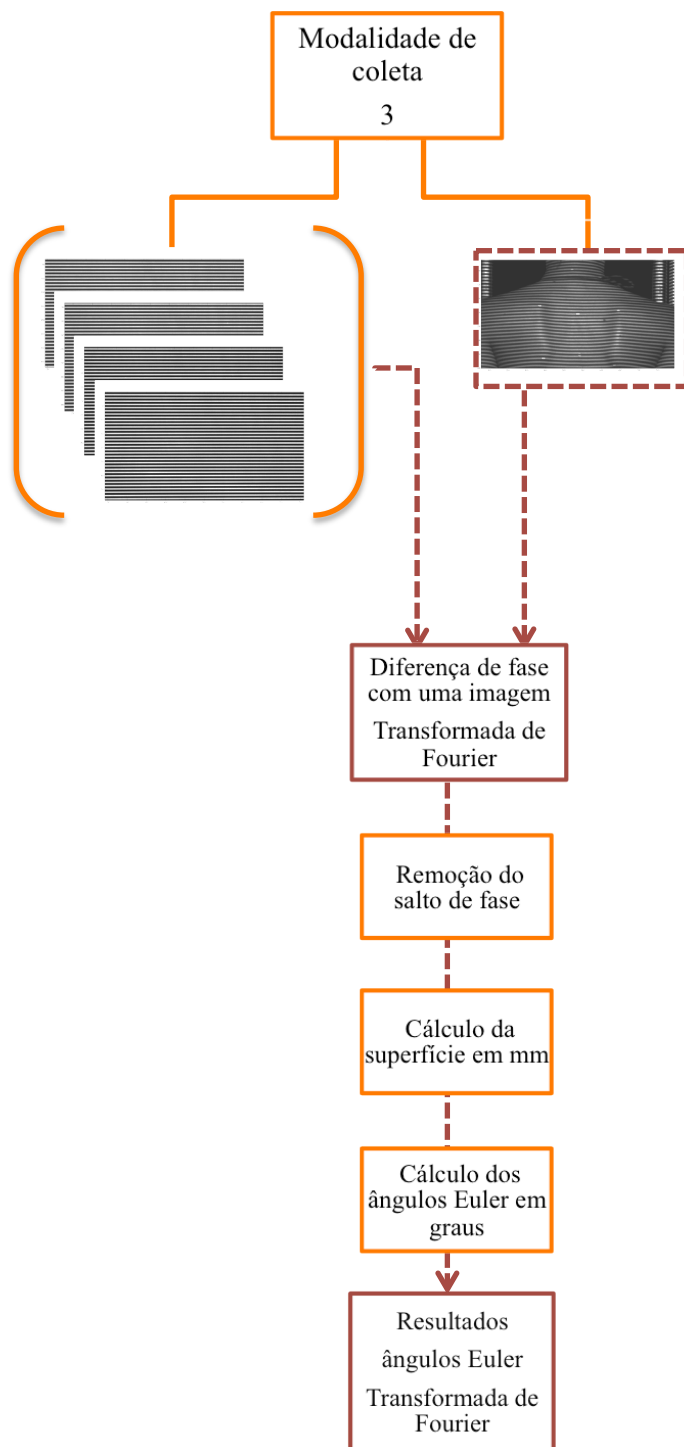


FIGURA 39 – Fluxograma do processamento de imagens (Modalidade 3).

O cálculo do perfil tridimensional e da cinemática escapular foram feitos por rotinas desenvolvidas no MatLab[®], de acordo com as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica (*International Society of Biomechanics* – ISB) (WU et al., 2005), que definiu os marcadores anatômicos, bem como o sistema de coordenadas local e os movimentos de cada segmento corporal.

O sistema de coordenadas do tórax foi definido a partir da marcação dos pontos anteriores (processo xifoide e incisura jugular), localização correspondente à projeção destes pontos no dorso e a medição das distâncias entre a incisura jugular e C7 e entre o processo xifoide e T8, por meio de um paquímetro antropométrico Sanny[®] (faixa de medição de 0 a 545 mm e resolução de 1 mm). A origem do sistema de coordenadas torácico foi determinada na projeção da incisura jugular, na metade da distância entre C7 e a incisura. Os eixos foram determinados conforme descrito no capítulo 2.

O programa criado para efetuar este processamento está ilustrado no APÊNDICE D.

A partir dos dados processados, foram efetuadas as seguintes análises:

Análise 1 – Fontes de incerteza relativas ao mensurando e ao avaliador, para determinar a variabilidade inserida no sistema de medição por um mensurando variável (dorso humano durante o movimento) e pela interferência do usuário na determinação dos pontos de referência.

O mensurando (ângulos escapulares) e o avaliador são fontes de incerteza inerentes ao sistema de medição e precisam ser analisados. Como explicitado anteriormente, estima-se que a variabilidade intra-sujeitos é de 3 a 6° e a variabilidade inter-sujeitos é de 5 a 10° (DE

GROOT, 1997). Diante desse dados, foi feita uma análise da variabilidade dos sujeitos desse estudo por estatística descritiva. Para a análise da variabilidade intra-sujeitos, ou seja, no mesmo indivíduo, tomou-se os dados de ambas as escápulas de 09 participantes (n=18), em sete posições de elevação do úmero (0 a 180°) coletados de modo quasi-estático em duas ocasiões. As coletas foram realizadas no mesmo dia, utilizando-se a mesma marcação dos pontos de referência. Portanto, a variabilidade dos dados pode ser atribuída à variabilidade dos indivíduos para realizar os movimentos.

Análise 2 – Comparação entre as técnicas de cálculo de fase “Projeção de Franjas com Deslocamento de Fase (*Phase Shift*)” e Perfilometria por Transformada de Fourier (FTP), para determinar a diferença entre os resultados produzidos pelas técnicas e a possibilidade de substituição da técnica usada por Gomes et al. (2010) pela FTP.

Nas coletas quasi-estáticas, foram feitas três análises comparativas entre as técnicas de *Phase shift* e FTP: Na primeira análise, comparou-se os mapas de superfície obtidos dos dorsos por cada um dos métodos. Como existiam pixels inválidos na imagem (pontos fora do dorso), uma região de interesse foi demarcada, tendo como limites, os pontos de referência da escápula. Desse modo, apenas pixels válidos do dorso foram usados nesta análise. Na segunda análise, comparou-se a profundidade dos pontos de referência da escápula nos mapas de superfície obtidos pelos dois métodos. O objetivo desta análise foi examinar especialmente os pontos próximos das bordas do dorso, que seriam mais sujeitos a ruídos por causa da maior densidade das franjas nessas regiões. Por fim, a terceira análise foi feita na diferença entre os ângulos de Euler obtidos pela via do *Phase shift* e pela via da FTP, para saber qual o impacto que as diferenças em mm causariam nos ângulos escapulares.

Análise 3 – Comparação entre os ângulos de Euler obtidos pelas três modalidades de coleta, para avaliar a diferença entre a coleta quasi-estática com palpação, a coleta quasi-estática com os marcadores previamente aderidos ao dorso e a coleta dinâmica, também com os marcadores já aderidos.

Análise 4 – Comparação entre os ângulos de Euler obtidos pela modalidade de coleta dinâmica e dados obtidos na literatura.

4.8. Análise estatística

Para o tratamento dos dados da calibração, foram feitas estatísticas descritivas e a linearização por mínimos quadrados para se estimar a tendência do sistema de medição.

Para a Análise 1 (Fontes de incerteza relativas ao mensurando e ao avaliador), foram usadas estatísticas descritivas (média e desvio padrão) para avaliar a dispersão dos dados relativos ao mensurando.

Para avaliar a incerteza proveniente do avaliador, em um dos sujeitos, foi realizada a localização dos pontos de referência pela palpação em três momentos distintos. Os coeficientes de correlação intraclassa (CCI) de cada ângulo medido foram utilizados para investigar a confiabilidade das medidas.

Para a Análise 2 (Comparação entre as técnicas de cálculo de fase “Projeção de Franjas com Deslocamento de Fase (*Phase Shift*)” e Perfilometria por Transformada de Fourier (FTP)), foi usada estatística descritiva para as três análises.

Para a análise 3 (Comparação entre os ângulos de Euler obtidos pelas três modalidades de

coleta), inicialmente, foi feito o teste de normalidade dos dados, pelo teste de Shapiro-Wilk.. A seguir, foram comparados os lados direito e esquerdo, pela análise de variância (ANOVA), em todas as medidas, para se determinar se os dados poderiam ser agrupados. Além disso, foi feito o CCI dos dados obtidos nas três modalidades de coleta, para avaliar a consistência das medidas. Usou-se o CCI (3,1), que é adequado para a análise da confiabilidade de uma medida, com modelo misto de duas vias, para se definir a concordância absoluta (DA COSTA et al., 2010). O teste t pareado, para se determinar a diferença entre as médias dos ângulos obtidos.

Para a análise 4 (Comparação entre os ângulos de Euler obtidos pela modalidade de coleta dinâmica e dados obtidos na literatura), foi calculado o erro padrão das medições, que foi o mesmo parâmetro estatístico usado pelo estudo em comparação. A análise da diferença dos ângulos foi visual pelo gráfico.

Todos os testes estatísticos foram aplicados utilizando o pacote estatístico SPSS®.

O nível de significância estabelecido foi de $\alpha < 0,05$.

Capítulo 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste estudo, foi desenvolvido e montado um sistema óptico de medição do dorso humano, com interface GigE para a transmissão dos dados, calibrado, com sincronização entre o movimento realizado pelo sujeito, a captura e a projeção, para a coleta durante o movimento dos membros superiores. Este sistema tinha as funções de calibração do volume, captura das imagens, projeção de franjas, processamento das imagens e obtenção dos ângulos da escápula reunidas em um mesmo sistema computacional, desenvolvido especificamente para este fim.

Os pontos de referência, eixos e planos de movimento e os ângulos da escápula foram determinados conforme a padronização da *International Society of Biomechanics* (ISB). Foi realizado um teste piloto com nove voluntários para testar a aplicabilidade da técnica proposta. O teste foi realizado com sucesso, de acordo com a metodologia planejada. O processamento de todas as etapas foi feito de forma rápida e simples. As principais fontes de incerteza foram levantadas, bem como sua influência nos resultados de medição. Foram feitas análises comparativas entre as técnicas de cálculo de fase por Projeção de Franjas com *Phase Shift* e FTP, e entre os ângulos de Euler da cinemática escapular obtidos pelo teste piloto e os dados disponíveis na literatura. Os resultados de cada análise estão apresentados a seguir.

5.1. Análise 1 – Fontes de incerteza relativas ao mensurando e ao avaliador

Para avaliar a variabilidade intra-sujeitos, foram tomados os dados da primeira coleta estática e da segunda coleta estática de cada sujeito e feita a diferença entre os ângulos escapulares à direita e à esquerda conjuntamente, em cada posição.

A TAB. 9 mostra as médias com as dispersões da diferença entre a primeira coleta e a

segunda.

TABELA 9
Diferença média dos ângulos escapulares entre duas coletas e dispersão (n=18)

<i>Ângulo de elevação do úmero</i>	<i>Movimento escapular</i>		
	Retração/protração (E e D)	Rotação medial/lateral (E e D)	Inclinação anterior/posterior (E e D)
	média ± desvio padrão	média ± desvio padrão	média ± desvio padrão
0°	0,4 ± 3,0°	0,6 ± 1,6°	-0,5 ± 1,4°
30°	0,5 ± 2,3°	2,1 ± 2,3°	-1,0 ± 1,2°
60°	1,2 ± 3,5°	1,6 ± 2,6°	-0,9 ± 2,8°
90°	1,0 ± 2,7°	2,7 ± 2,4°	-2,0 ± 2,1°
120°	-1,2 ± 2,6°	1,6 ± 3,8°	-0,3 ± 2,1°
150°	0,8 ± 2,7°	2,8 ± 2,5°	-1,9 ± 2,8°
180°	0,1 ± 4,3°	0,7 ± 3,0°	0,8 ± 4,0°

E: esquerda; D: direita.

Os dados mostram que a variabilidade intra-sujeitos dessa amostra está dentro do intervalo de 3 a 6° encontrado por De Groot (DE GROOT, 1997).

Para avaliar a variabilidade inter-sujeitos, foram comparados somente os dados da primeira coleta estática de todos os sujeitos em conjunto, por meio da média e da dispersão destes dados (TAB. 10).

TABELA 10
Ângulos escapulares (n=18)

<i>Ângulo de elevação do úmero</i>	<i>Movimento escapular</i>		
	Retração/protração (E e D)	Rotação medial/lateral (E e D)	Inclinação anterior/posterior (E e D)
	média ± desvio padrão	média ± desvio padrão	média ± desvio padrão
0°	30,4 ± 4,7°	-3,5 ± 5,1°	-6,9 ± 3,2°
30°	32,9 ± 6,5°	-7,3 ± 7,1°	-5,0 ± 3,7°
60°	34,0 ± 9,6°	-16,9 ± 8,0°	-3,0 ± 2,9°
90°	34,3 ± 8,9°	-25,8 ± 6,1°	-2,0 ± 3,4°
120°	33,9 ± 9,9°	-38,0 ± 4,7°	1,6 ± 4,4°
150°	32,2 ± 10,1°	-47,3 ± 5,5°	5,9 ± 5,6°
180°	29,7 ± 18,1°	-60,2 ± 5,4°	12,1 ± 12,8°

E: esquerda; D: direita.

Pela análise da dispersão, observa-se que a variabilidade inter-sujeitos se manteve no limite de 5 a 10° (DE GROOT, 1997), exceto no extremo do movimento de elevação do úmero, nos ângulos de retração/protração e inclinação anterior/posterior. Possivelmente, as alterações morfológicas musculares e as diferentes estratégias para alcançar esta posição fazem com que haja uma dispersão maior desses dados. É comum que estudos sobre cinemática escapular avaliem o movimento somente até 120 a 150° de elevação (MESKERS et al., 1998; KARDUNA et al., 2000; MCCLURE, P. et al., 2001; LUDEWIG et al., 2009), por causa dessas variações.

A variabilidade proveniente do avaliador (dados de somente um dos sujeitos, avaliado três vezes) está apresentada na TAB. 11. A variabilidade foi analisada pela variância máxima de cada ângulo escapular (TAB. 11). Os dados provenientes das escápulas direita e esquerda

foram analisados separadamente.

TABELA 11
Confiabilidade de palpação intra-examinador

<i>Movimento escapular</i>	<i>Variância máxima (desvio padrão)</i>	<i>Varição atribuída à palpação</i>	<i>CCI (p)</i>	
<i>Retração/protração</i>	<i>Esquerda</i>	2,9°	1,0°	0,83 (0,000)*
	<i>Direita</i>	5,2°	1,7°	0,49 (0,008)*
<i>Rotação medial/lateral</i>	<i>Esquerda</i>	5,2°	1,7°	0,97 (0,000)*
	<i>Direita</i>	5,2°	1,7°	0,97 (0,000)*
<i>Inclinação anterior/posterior</i>	<i>Esquerda</i>	1,8°	0,6°	0,98 (0,000)*
	<i>Direita</i>	2,7°	0,9°	0,94 (0,000)*

*nível de significância estatística ($p < 0,05$).

A confiabilidade foi adequada em quase todos os casos, exceto no movimento de retração/protração da escápula direita. Erros aleatórios podem ter produzido dados espúrios, que justificam este resultado, uma vez que o mesmo movimento contralateral e os outros movimentos da mesma escápula direita obtiveram boa confiabilidade. Por outro lado, a variância não destoa dos outros dados.

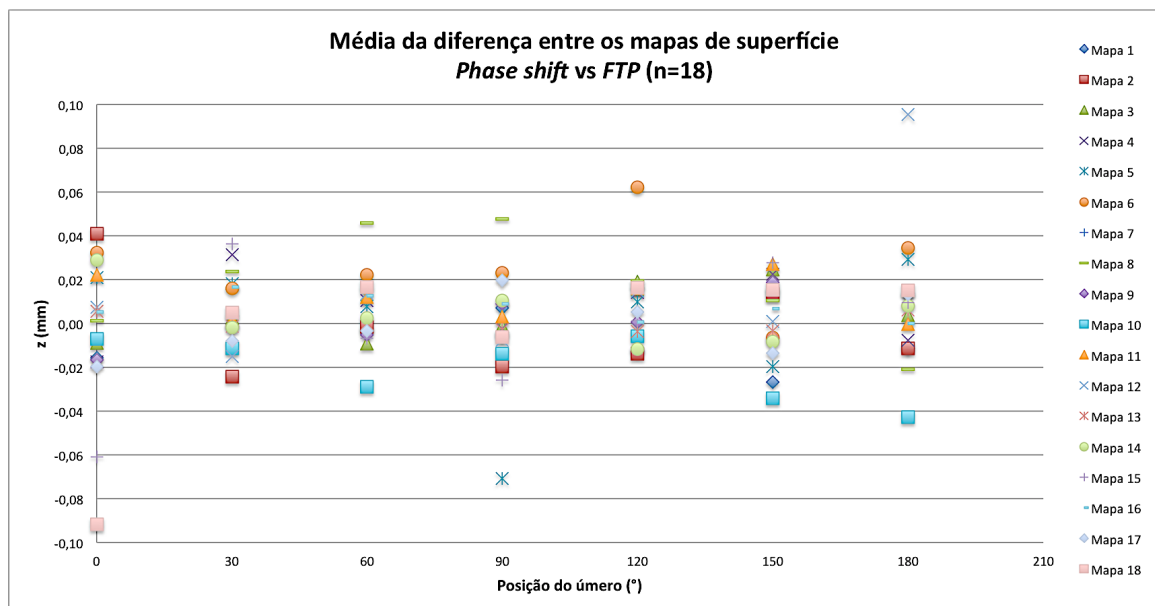
A análise das variâncias tem que levar em conta a variabilidade intra-sujeito discutida acima. De Groot (1997) atribui à variabilidade intra-sujeito, a contribuição de cerca de 33% da variabilidade geral dos dados. Cerca de 55% é atribuída à variabilidade inter-sujeito e 12%, à palpação. Como neste caso, não há variabilidade inter-sujeito, considerou-se que a variabilidade intra-sujeito representou 2/3 da variabilidade total, e a palpação, 1/3. Desse modo, a variabilidade atribuída à palpação manteve-se dentro do limite de 2°, como pode ser observado na TAB. 11 (DE GROOT, 1997).

5.2. Análise 2 – Comparação entre as técnicas de cálculo de fase por Projeção de Franjas com *Phase Shift* e pela FTP

Os resultados das três análises comparativas realizadas entre as técnicas de *Phase shift* e FTP são apresentados a seguir.

O GRAF. 3 mostra a diferença média entre os mapas de superfície (mm) criados pelos métodos *Phase shift* e FTP (primeira análise). Foram avaliados 140 pares de imagens de 09 participantes, em sete posições de elevação do úmero, em duas coletas.

GRÁFICO 3 – Diferença média entre os mapas de superfície calculados por dois métodos: *Phase shift* e FTP (n=18)



No GRAF. 3, cada série representa a diferença média do mapa de cada participante, em duas ocasiões. Por isso, são dezoito séries. Em 93% dos pares, a diferença foi igual ou inferior a 0,05 mm. Nos 7% restantes, a diferença máxima foi de 0,14 mm. Isto mostra que, para uma resolução de décimos de milímetro, o uso da FTP no lugar da técnica de *Phase shift* foi satisfatória, pois a perda em termos de incerteza foi superada pela vantagem de se coletar

apenas uma imagem da cena de interesse.

A FIG. 40 mostra um exemplo de uma diferença entre os mapas de profundidade.

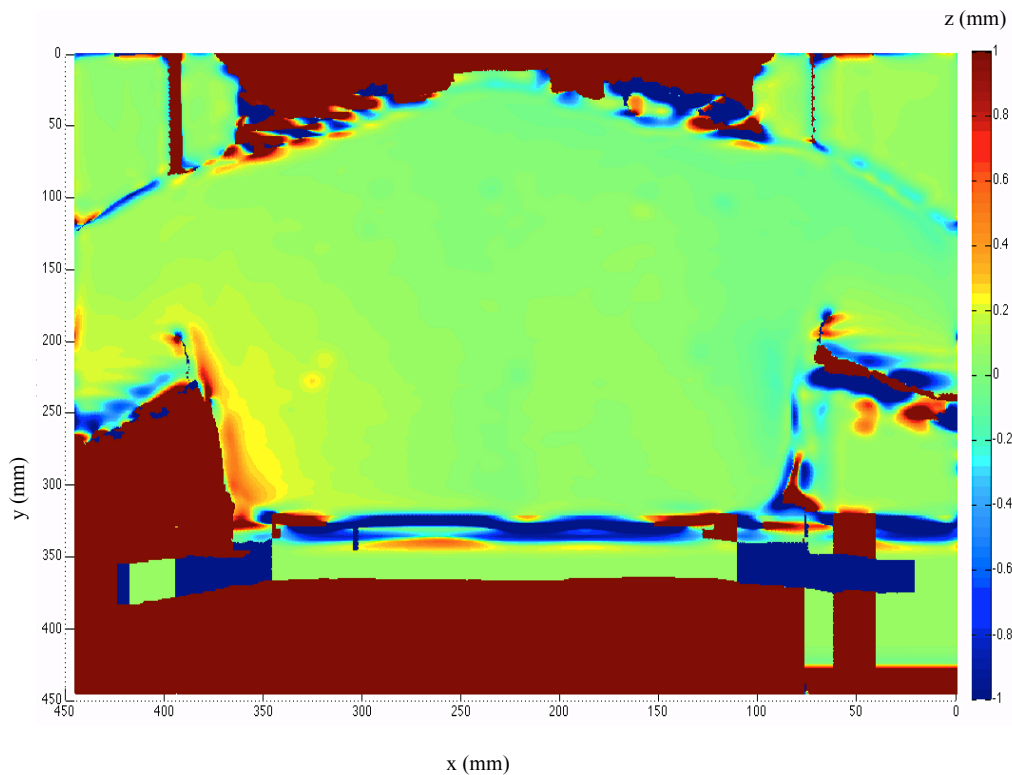
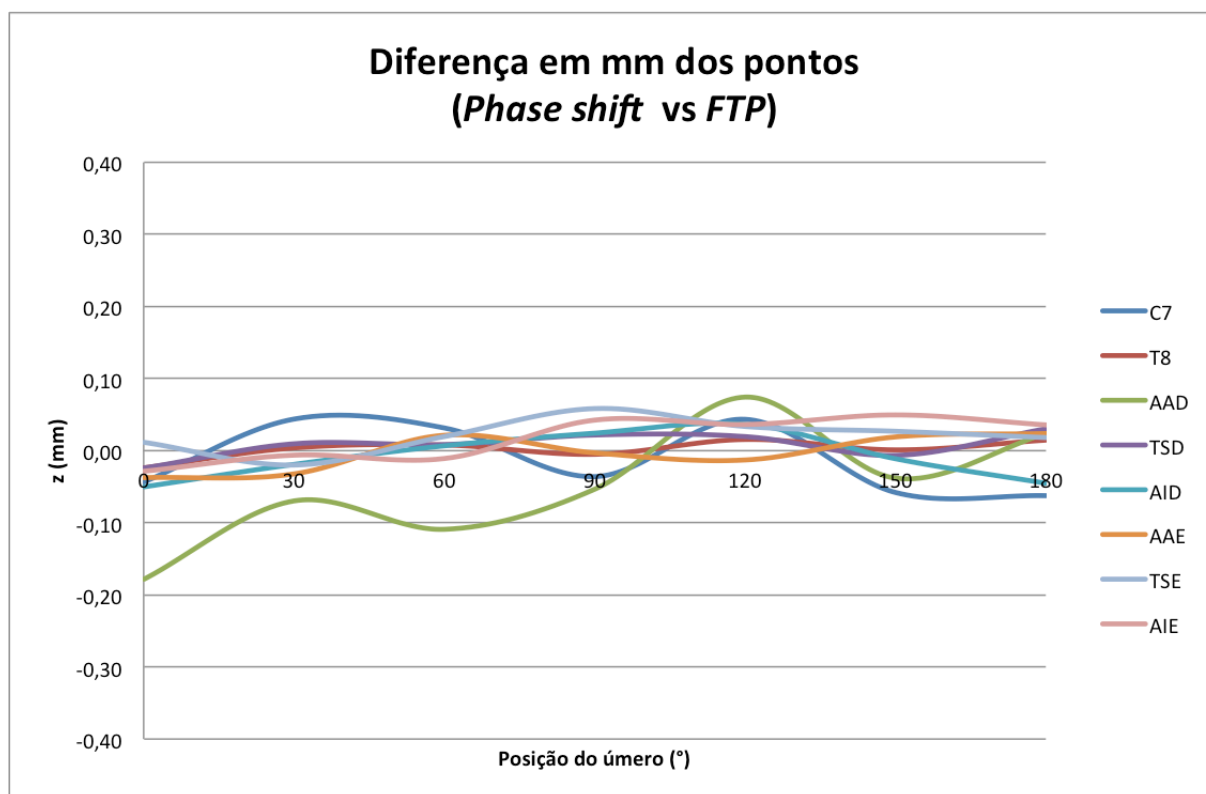


FIGURA 40 – Diferença entre os mapas de profundidade obtidos por dois métodos (*Phase shift* vs. *FTP*).

Na segunda análise, foi realizada a comparação da profundidade dos pontos de referência da escápula nos mapas de superfície obtidos pelos dois métodos para examinar os pontos próximos das bordas do dorso, onde a densidade das franjas é maior (FIG. 40). A expectativa era que os pontos AAD e AAE apresentassem maiores diferenças na posição 0° , quando estão muito próximos da borda do ombro, e os pontos AID e AIE, na posição 180° , quando estão próximos da borda torácica. O GRAF. 4 mostra os resultados encontrados em comparações de conjuntos de imagens, em cada posição do úmero.

GRÁFICO 4 – Média da diferença da profundidade (em mm) dos pontos de referência da escápula nos mapas de superfície calculados por Phase shift e FTP (n=18)

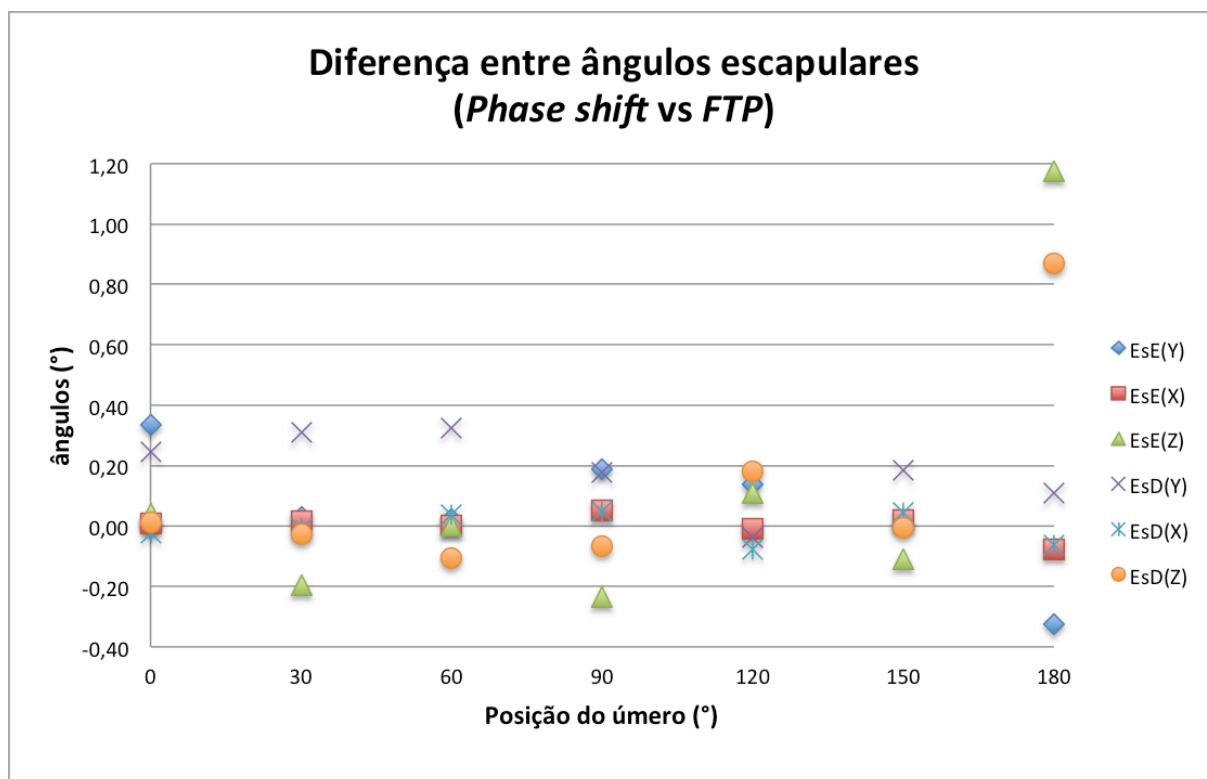


De fato, o ponto AAD apresentou a maior diferença na posição 0° (0,18 mm). Porém, o ponto AAE não apresentou um valor muito alto nessa posição (0,04 mm). Os pontos AID e AIE não apresentaram as maiores diferenças na posição 180° (0,05 mm e 0,04 mm, respectivamente). A maior diferença nesta posição foi do ponto C7 (0,06 mm). Nas posições intermediárias, as diferenças variaram de 0,06 mm (ponto TSE, na posição 90°) a 0,11 mm (ponto AAD, na posição 60°).

A diferença média (\pm desvio padrão) apresentada na posição 0° foi de $-0,05 \pm 0,06$ mm, que é a maior dentre todas as posições. A posição 180° não apresentou diferença média significativa ($0,00 \pm 0,04$ mm). Esses dados indicam que as bordas não limitam a detecção das marcações dos pontos de referência de forma significativa.

Na terceira análise, foi feita a comparação entre os ângulos de Euler obtidos pela via do *Phase shift* e pela via da FTP (GRAF. 5).

GRÁFICO 5 – Média da diferença entre ângulos escapulares, calculados por *Phase shift* e FTP (n=18)



Pode-se notar que as diferenças se mantiveram abaixo de $0,4^\circ$, exceto no extremo do movimento (posição 180° do úmero), quando avaliado o ângulo de inclinação anterior/posterior. Mesmo assim, a diferença foi de aproximadamente 1° . Estes dados permitem concluir que a técnica de FTP pode ser utilizada para a obtenção dos ângulos escapulares como alternativa à técnica de *Phase shift*.

5.3. Cinemática da escápula expressa pelos ângulos de Euler

Foram coletados dados de 09 participantes. A caracterização da amostra está apresentada na TAB. 12.

TABELA 12
Caracterização da amostra do estudo (n=9)

<i>Parâmetros</i>	<i>Média ± desvio padrão</i>	<i>valor mínimo a valor máximo</i>	<i>Percentual</i>	
<i>Idade</i>	<i>24,3 ± 4,8 anos</i>	<i>21 a 36 anos</i>		
<i>IMC</i>	<i>21,6 ± 2,5 kg/m²</i>	<i>18,3 a 25,2 kg/m²</i>		
<i>Massa</i>	<i>58,7 ± 6,7 kg</i>	<i>50 a 70 kg</i>		
<i>Altura</i>	<i>1,7 ± 0,1 m</i>	<i>1,6 a 1,8 m</i>		
<i>Sexo</i>			<i>78% mulheres</i>	<i>22% homens</i>
<i>Prática de atividade física</i>			<i>67% não</i>	<i>33% sim</i>
<i>Mão dominante</i>			<i>100% direita</i>	

O sistema desenvolvido por Gomes et al. (2010) foi aprimorado pela implementação da FTP para a análise dinâmica dos ângulos escapulares. A palpação dos pontos foi feita previamente, nas posições de interesse durante a coleta estática inicial (modalidade 1). Nesta análise, fez-se a comparação entre os dados da coleta estática já com os pontos marcados (modalidade 2) e a coleta dinâmica (modalidade 3).

Os dados apresentaram distribuição normal em todas as posições, exceto no final do movimento, na posição 180° de elevação do úmero. Outros estudos avaliaram o movimento da escápula até 120 a 150° (MESKERS et al., 1998; KARDUNA et al., 2000; MCCLURE, P. et al., 2001; LUDEWIG et al., 2009), pelas alterações morfológicas da massa muscular nesta posição. Assim, as interpretações acerca dos ângulos dessa posição podem ser inconclusivas.

Foram feitas comparações entre os lados direito e esquerdo, pela análise de variância

(ANOVA), em todas as medidas. Não houve diferença significativa em nenhuma das análises ($p > 0,05$). Estes resultados estão de acordo com Yano et al. (2010), que avaliaram a diferença na cinemática da escápula entre membros superiores dominantes e não dominantes (YANO et al., 2010).

Além disso, foi feito o CCI dos dados obtidos nas três modalidades de coleta, para avaliar a consistência das medidas. Na coleta de dados dinâmica, alguns dados foram perdidos devido à falta de contato do sensor com as placas de metal. Desse modo, foram comparadas 13 escápulas.

Em 24% dos dados, o CCI não apresentou significância estatística ($p > 0,05$), não sendo possível fazer inferências sobre esses dados. Por outro lado, os dados estatisticamente significativos ($p < 0,05$) apresentaram consistência satisfatória (o menor valor foi de 0,59). Os dados estão apresentados na TAB. 13.

TABELA 13
Consistência dos dados entre as três modalidades (n=13)

<i>Ângulo escapular</i>	<i>CCI</i> ($p < 0,05$)	
	Máximo	Mínimo
Protração/retração (Y)	0,85	0,59
Rotação lateral/medial (X)	0,90	0,64
Inclinação anterior/posterior (Z)	0,68	0,59

O teste t pareado foi usado a fim de se determinar se havia diferença entre as médias. O teste t não evidenciou diferença nas médias de nenhum par estudado (APÊNDICE C).

Os dados de inclinação anterior/posterior foram os que apresentaram os piores resultados.

Este fato era esperado, pois o movimento nesta direção sofre maior interferência da massa muscular.

5.4. Comparação entre os ângulos de Euler e dados da Literatura

Retomando os dados de Ludewig et al. (2009), apresentados na TAB. 1, foi feita uma comparação entre os dados obtidos por aquele trabalho e os obtidos pelo sistema de medição proposto, levando-se em conta que o arco de movimento de elevação do úmero foi ligeiramente diferente (20° a 140° em Ludewig et al. (2009) e 0° a 180° neste estudo).

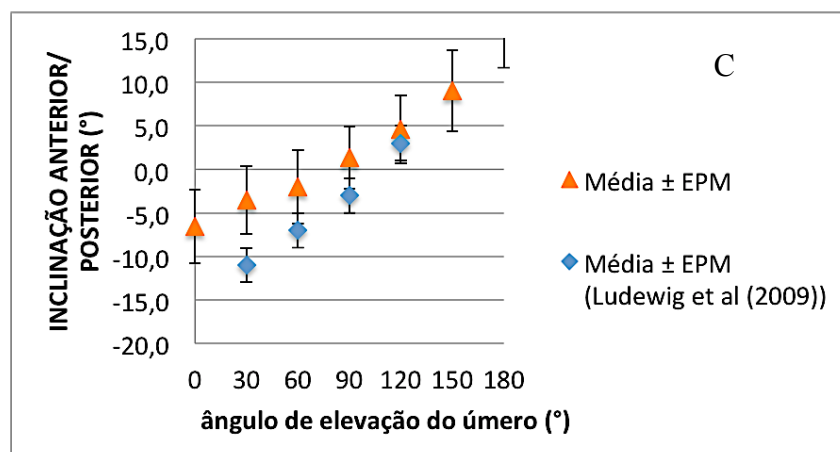
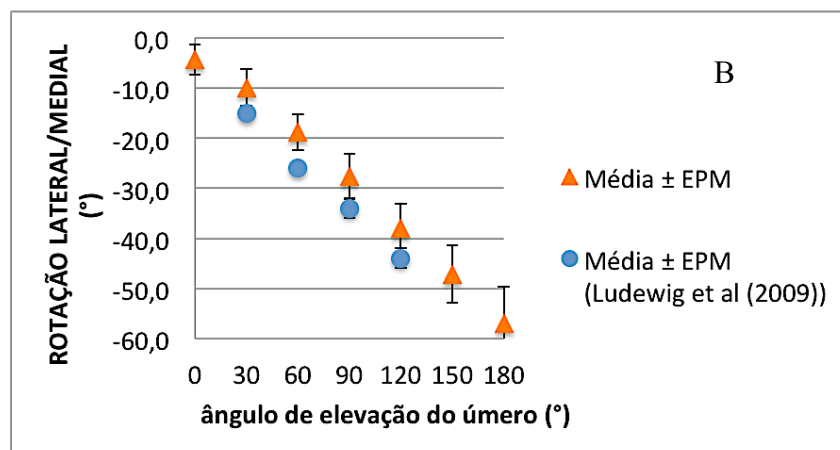
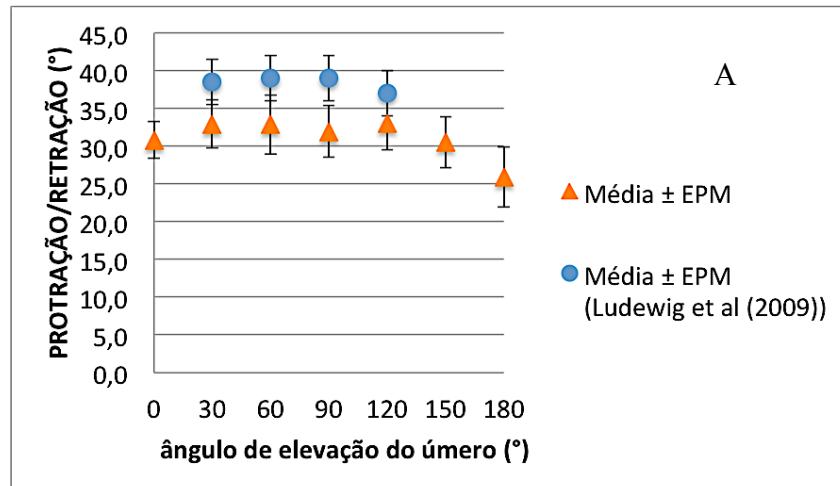
Para esta comparação, foi calculada a média e o erro-padrão da medida (EPM), mesmos parâmetros estatísticos usados por Ludewig et al. (2009). Os resultados obtidos estão apresentados na TAB. 14 e nos GRAF. 6a, 6b e 6c.

TABELA 14
Os ângulos escapulares medidos (n=13)

Ângulo de elevação do úmero	Ângulo de rotação escapular (eixo de rotação)		
	Média ± EPM		
	Protração/Retração (Y)	Rotação lateral/medial (X)	Inclinação anterior/posterior (Z)
0°	30,8 ± 0,7°	-4,3 ± 0,3°	-6,6 ± 0,1°
30°	32,9 ± 1,1°	-9,9 ± 0,7°	-3,5 ± 0,8°
60°	32,8 ± 1,7°	-18,8 ± 0,6°	-2,0 ± 0,4 °
90°	31,9 ± 1,8 °	-27,7 ± 0,3°	1,4 ± 1,7°
120°	33,0 ± 1,0°	-38,1 ± 0,6°	4,6 ± 1,0°
150°	30,5 ± 1,1°	-47,1 ± 1,4°	9,0 ± 0,4°
180°	25,9 ± 1,7°	-57,0 ± 1,5°	17,2 ± 1,1°

GRÁFICO 6 – Ângulos escapulares durante a elevação do úmero e o erro-padrão da medida (EPM)

- A. Protração/retração (eixo Y) de vinte escápulas durante a elevação do úmero
 B. Rotação Lateral/medial (eixo X) de vinte escápulas durante a elevação do úmero
 C. Inclinação anterior/posterior (eixo Z) de vinte escápulas durante a elevação do úmero



Os resultados obtidos neste estudo apresentaram maior variabilidade que o estudo em comparação. É necessário se levar em conta, no entanto, que a amostra do presente estudo foi maior.

Os valores encontrados se aproximam dos resultados obtidos pelo outro estudo em todos os movimentos. As maiores discrepâncias estão no início do movimento de inclinação posterior. Esta discrepância pode ser devida à variabilidade dos sujeitos, ao tamanho da amostra, ou à diferença da metodologia. Enquanto Ludewig et al. (2009) avaliaram o movimento ósseo de forma direta, este estudo avaliou o mesmo movimento pela superfície, estando assim sujeito a maiores variações da musculatura.

A TAB. 15 mostra os dados dos dois estudos para comparação. As casas decimais foram compatibilizadas.

TABELA 15
Comparação de ângulos escapulares

<i>Movimento</i>	<i>Protração</i>		<i>Rotação lateral</i>		<i>Inclinação posterior</i>		
	Ludewig et al. (2009)	Sistema proposto	Ludewig et al. (2009)	Sistema proposto	Ludewig et al. (2009)	Sistema proposto	
Elevação do úmero	30°	39 ± 3°	33 ± 1°	-15 ± 1°	-10 ± 1°	-11 ± 2°	-4 ± 1°
	60°	39 ± 3°	33 ± 2°	-26 ± 1°	-19 ± 1°	-7 ± 3°	-2 ± 0°
	90°	39 ± 3°	32 ± 2°	-34 ± 2°	-28 ± 0°	-3 ± 3°	1 ± 2°
	120°	37 ± 3°	33 ± 1°	-44 ± 2°	-38 ± 1°	3 ± 2°	5 ± 1°

Quanto à exatidão deste estudo em comparação com o de Ludewig et al. (2009), não é possível fazer inferências, pois, metrologicamente, um sistema de medição é considerado padrão somente quando sua incerteza é pelo menos dez vezes menor do que o sistema comparado. Portanto, do ponto de vista da Metrologia, os dois métodos se equivalem.

Capítulo 6 CONCLUSÕES

Um novo sistema óptico de medição, capaz de medir ângulos de rotação da escápula durante o movimento de elevação do úmero no plano escapular, foi descrito neste trabalho. O sistema foi montado em laboratório e seu desempenho testado com sucesso em testes clínicos com 09 indivíduos saudáveis. Com seu erro máximo estimado em $\pm 3^\circ$, este novo sistema de medição mostrou-se compatível com outros sistemas de medição, já consagrados pela literatura. As imagens são capturadas e processadas de forma automatizada, por meio de uma interface gráfica de uso amigável, até o cálculo do perfil tridimensional. Posteriormente, faz-se necessária a seleção dos pontos de interesse pelo usuário para que os ângulos de Euler, referentes ao movimento escapular, sejam obtidos em seguida. Especial cuidado foi tomado durante a aquisição das imagens e o processamento dos dados para que o sistema proposto seguisse todas as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica. Assim sendo, considera-se que todos os objetivos específicos deste trabalho foram alcançados com o desenvolvimento, montagem e teste de um sistema de medição de fácil uso e aplicabilidade clínica.

O sistema de medição proposto apresenta vantagens sobre os existentes, por ser sem contato, proporcionar uma densa nuvem de dados, ser de fácil coleta, sem desconforto para o participante.

Por outro lado, o processamento é algo demorado, o que é comum aos outros sistemas. O fato de haver necessidade de intervenção do usuário para a localização dos pontos ainda é uma limitação que impede a completa automatização do processo de medição.

Para se contornar esta limitação, novos estudos devem ser realizados para avaliar alternativas

de localização dos pontos de referência, como técnicas computacionais de detecção de formas e padrões em superfícies.

Futuramente, deve-se desenvolver um sistema de calibração de maior profundidade que trabalhe de forma automatizada em conjunto com este sistema de medição. Deve-se minimizar os erros de primeira ordem para assegurar a confiabilidade da calibração.

Coletando-se dados simultaneamente com outras técnicas de medição será possível formular hipóteses sobre os motivos pelos quais existem eventuais discrepâncias entre os ângulos obtidos por este sistema e por outros.

Além disso, é necessário avaliar outras populações, para saber se o sistema de medição proposto é sensível às alterações biomecânicas de condições patológicas do ombro, instabilidades, alterações do envelhecimento e assimetrias acentuadas do tórax.

REFERÊNCIAS

- ABNT-INMETRO. **Guia para a Expressão da Incerteza de Medição**. 3ª Edição brasileira, Rio de Janeiro 2008.
- ANCHINI, R.; DI LEO, G.; LIGUORI, C.; PAOLILLO, A. A new calibration procedure for 3-D shape measurement system based on phase-shifting projected fringe profilometry. **Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on**, v. 58, n. 5, p. 1291-1298, 2009.
- ASUNDI, A.; WENSEN, Z. Fast phase-unwrapping algorithm based on a gray-scale mask and flood fill. **Applied optics**, v. 37, n. 23, p. 5416-5420, 1998.
- ASUNDI, A. K. Moiré methods using computer-generated gratings. **Optical Engineering**, v. 32, n. 1, p. 107-116, 1993.
- BERRYMAN, F.; PYNSENT, P.; FAIRBANK, J.; DISNEY, S. A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. **European Spine Journal**, v. 17, n. 5, p. 663-672, 2008.
- BROCHARD, S.; LEMPEREUR, M.; RÉMY-NÉRIS, O. Double calibration: An accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis. **Journal of biomechanics**, v. 44, n. 4, p. 751-754, 2011.
- CAPPOZZO, A.; DELLA CROCE, U.; LEARDINI, A.; CHIARI, L. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. **Gait & posture**, v. 21, n. 2, p. 186-196, 2005.
- DA COSTA, B. R.; ARMIJO-OLIVO, S.; GADOTTI, I.; WARREN, S.; REID, D. C.; MAGEE, D. J. Reliability of scapular positioning measurement procedure using the Palpation Meter (PALM). **Physiotherapy**, v. 96, n. 1, p. 59-67, 2010. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031940609000844> >.
- DARUWALLA, J.; BALASUBRAMANIAM, P. Moiré topography in scoliosis. Its accuracy in detecting the site and size of the curve. **Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume**, v. 67, n. 2, p. 211-213, 1985.
- DE GROOT, J. H. The variability of shoulder motions recorded by means of palpation. **Clinical Biomechanics**, v. 12, n. 7, p. 461-472, 1997.
- DEL VECCHIO, S. **Medição de superfícies livres tridimensionais a partir da técnica de Moiré de projeção**. 2006. (Mestrado). Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
- _____. **Sistema Estereoscópico com Projeção de Franjas Destinado à Avaliação de Feridas Cutâneas**. 2010. (Doutorado). Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.
- DEL VECCHIO, S.; ARAÚJO, P. A. D.; RUBIO, J. C. C.; PINOTTI, M.; SESSELMANN, M. 3D measurement

of human plantar foot by projection moiré technique. **International Journal of Mechatronics and Manufacturing Systems**, v. 5, n. 1, p. 3-16, 2012.

DIRCKX, J. J. J.; DECRAEMER, W. F.; DIELIS, G. Phase shift method based on object translation for full field automatic 3-D surface reconstruction from moiré topograms. **Appl. Opt.**, v. 27, n. 6, p. 1164-1169, 1988. Disponível em: < <http://ao.osa.org/abstract.cfm?URI=ao-27-6-1164> >.

DOUKAS, W. C.; SPEER, K. P. Anatomy, pathophysiology, and biomechanics of shoulder instability. **Orthopedic Clinics of North America**, v. 32, n. 3, p. 381-392, 2001.

FANTIN, A. V. **Medição de formas livres tridimensionais por topogrametria**. 1999. Dissertação, PósMCI, Universidade Federal de Santa Catarina

FARIA, C. D. C. M.; PENIDO, H. C.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F. Métodos de avaliação dos movimentos escapulares durante a elevação dos membros superiores: uma revisão crítica da literatura; Methods of assessment of scapular movements during upper limb elevations: literature review. **Acta fisiátrica**, v. 14, n. 1, 2007.

GASVIK, K. J. **Optical metrology**. 3a. John Wiley & Sons West Sussex, 2002.

GERAETS, J. J. X. R.; GOOSSENS, M. E. J. B.; VAN HAASTREGT, J.; DE GROOT, I. J. M.; DE BRUIJN, C. P. C.; DE BIE, R. A.; KÖKE, A. J. A.; VAN DEN HEUVEL, W. J. A. Implications of process evaluation for clinical effectiveness and clinical practice in a trial on chronic shoulder complaints. **Patient Education and Counseling**, v. 61, n. 1, p. 117-125, 2006.

GOMES, P. F.; SESSELMANN, M.; FARIA, C. D. C. M.; ARAÚJO, P. A.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F. Measurement of scapular kinematics with the moiré fringe projection technique. **Journal of biomechanics**, v. 43, n. 6, p. 1215-1219, 2010.

GONÇALVES JR, A. A.; SOUSA, A. D. **Fundamentos de metrologia científica e Industrial**: São Paulo: Manole 2008.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E.; EDDINS, S. L. **Digital image processing using MATLAB**. Gatesmark Publishing Knoxville, 2009.

GORTHI, S. S.; RASTOGI, P. Fringe projection techniques: whither we are? **Optics and lasers in engineering**, v. 48, n. 2, p. 133-140, 2010.

HARDING, K. **Handbook of optical dimensional metrology**. CRC Press, 2013.

HONG, Y.; BARTLETT, R. **Routledge handbook of biomechanics and human movement science**. Routledge, 2010.

HU, Q. Phase—Shifting Systems and Phase—Shifting Analysis. **Handbook of Optical Dimensional**

Metrology, v. 15, p. 287, 2013.

INMAN, V. T.; SAUNDERS, J. B.; ABBOTT, L. R. C. Observations on the function of the shoulder joint. **The Journal of Bone and Joint Surgery (American)**, v. 26, n. 1, p. 1-30, 1944.

KARDUNA, A. R. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. **J Shoulder Elbow Surg**, 2001.

KARDUNA, A. R.; MCCLURE, P. W.; MICHENER, L. A. Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. **Journal of biomechanics**, v. 33, n. 9, p. 1063-1068, 2000.

KEMAO, Q. A simple phase unwrapping approach based on filtering by windowed Fourier transform: A note on the threshold selection. **Optics & Laser Technology**, v. 40, n. 8, p. 1091-1098, 2008. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030399208000479> >.

LOVERN, B.; STROUD, L.; EVANS, R.; EVANS, S.; HOLT, C. Dynamic tracking of the scapula using skin-mounted markers. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 223, n. 7, p. 823-831, 2009.

LUDEWIG, P. M. Alterations in scapular kinematics in patients with shoulder impingement. ISB CONGRESS, XXTH-ASB ANNUAL MEETING, 29TH., Cleveland, Anais... Cleveland: Cleveland State University (CSU), 2005. p.975.

LUDEWIG, P. M.; HASSETT, D. R.; LAPRADE, R. F.; CAMARGO, P. R.; BRAMAN, J. P. Comparison of scapular local coordinate systems. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 5, p. 415-421, 2010. Disponível em: < <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003310000331?showall=true> >.

LUDEWIG, P. M.; PHADKE, V.; BRAMAN, J. P.; HASSETT, D. R.; CIEMINSKI, C. J.; LAPRADE, R. F. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 91, n. 2, p. 378-389, 2009.

LUDEWIG, P. M.; REYNOLDS, J. F. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 39, n. 2, p. 90, 2009.

MATTSON, J.; RUSSO, S.; ROSE, W.; ROWLEY, K.; RICHARDS, J. Identification of scapular kinematics using surface mapping: A validation study. **Journal of biomechanics**, 2012.

MCCLURE, P.; MICHENER, L.; SENNETT, B.; KARDUNA, A. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. **Journal of shoulder and elbow surgery/American Shoulder and Elbow Surgeons...[et al.]**, v. 10, n. 3, p. 269, 2001.

MCCLURE, P. W.; MICHENER, L. A.; SENNETT, B. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: a validation study. 2001.

- MEADOWS, D.; JOHNSON, W.; ALLEN, J. Generation of surface contours by moiré patterns. **Applied optics**, v. 9, n. 4, p. 942-947, 1970.
- MESKERS, C.; FRATERMAN, H.; VAN DER HELM, F.; VERMEULEN, H.; ROZING, P. Calibration of the "Flock of Birds" electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies. **Journal of biomechanics**, v. 32, n. 6, p. 629-633, 1999.
- MESKERS, C.; VERMEULEN, H.; DE GROOT, J.; VAN DER HELM, F.; ROZING, P. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. **Clinical Biomechanics**, v. 13, n. 4, p. 280-292, 1998.
- MESKERS, C. G.; VAN DE SANDE, M. A.; DE GROOT, J. H. Comparison between tripod and skin-fixed recording of scapular motion. **Journal of biomechanics**, v. 40, n. 4, p. 941-946, 2007.
- MILNE, A. D.; CHESS, D. G.; JOHNSON, J. A.; KING, G. J. W. Accuracy of an electromagnetic tracking device: A study of the optimal operating range and metal interference. **Journal of biomechanics**, v. 29, n. 6, p. 791-793, 1996. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929096833355> >.
- MORRISSEY, D.; MORRISSEY, M.; DRIVER, W.; KING, J.; WOLEDGE, R. Manual landmark identification and tracking during the medial rotation test of the shoulder: an accuracy study using three-dimensional ultrasound and motion analysis measures. **Manual therapy**, v. 13, n. 6, p. 529-535, 2008.
- NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2a. Porto Alegre: Artmed, 2000.
- NEUMANN, D. A.; ROWAN, E. E. **Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation**. Mosby Philadelphia, 2002.
- PINTO, T. L. F. D. C. Medição óptica, comparação e sinalização de superfícies com forma livre de grande extensão. 2012.
- QIAN, K. Windowed Fourier transform for fringe pattern analysis. 2009. Disponível em: < <http://www.mathworks.ch/matlabcentral/fileexchange/24852-windowed-fourier-transform-for-fringe-pattern-analysis> >. Acesso em: ago. 2012,
- QIAN, K.; HOCK SOON, S.; ASUNDI, A. A simple phase unwrapping approach based on filtering by windowed Fourier transform. **Optics & Laser Technology**, v. 37, n. 6, p. 458-462, 2005. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0030399204001471> >.
- ROCKWOOD, C. A.; MATSEN, F. A.; WIRTH, M. A. **The shoulder**. WB Saunders Company, 2009.
- SAHRMANN, S. **Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes**. Mosby, 1998.

- SANSONI, G.; TREBESCHI, M.; DOCCHIO, F. State-of-the-art and applications of 3D imaging sensors in industry, cultural heritage, medicine, and criminal investigation. **Sensors**, v. 9, n. 1, p. 568-601, 2009.
- SCHWARTZ, C.; LEMPEREUR, M.; BURDIN, V.; JACQ, J. J.; RÉMY-NÉRIS, O. Shoulder motion analysis using simultaneous skin shape registration. Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE, 2007, IEEE. p.533-536.
- SIROHI, R. S. **Optical methods of measurement: wholefield techniques**. CRC, 2009.
- SU, X.; CHEN, W. Fourier transform profilometry:: a review. **Optics and lasers in engineering**, v. 35, n. 5, p. 263-284, 2001. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143816601000239> >.
- SU, X.; ZHANG, Q. Dynamic 3-D shape measurement method: A review. **Optics and lasers in engineering**, v. 48, n. 2, p. 191-204, 2010.
- TAKASAKI, H. Moiré topography. **Applied optics**, v. 9, n. 6, p. 1467-1472, 1970.
- TAKEDA, M.; MUTOH, K. Fourier transform profilometry for the automatic measurement of 3-D object shape. **Applied optics**, v. 22, n. 24, p. 3977-3982, 1983.
- THIGPEN, C. A.; PADUA, D. A.; MORGAN, N.; KREPS, C.; KARAS, S. G. Scapular Kinematics During Supraspinatus Rehabilitation Exercise A Comparison of Full-Can Versus Empty-Can Techniques. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 4, p. 644-652, 2006.
- VAN ANDEL, C.; VAN HUTTEN, K.; EVERSDIJK, M.; VEEGER, D.; HARLAAR, J. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. **Gait & posture**, v. 29, n. 1, p. 123-128, 2009.
- WARNER, J.; MICHELI, L. J.; ARSLANIAN, L. E.; KENNEDY, J.; KENNEDY, R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moire topographic analysis. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 285, p. 191, 1992.
- WU, G.; VAN DER HELM, F. C. T.; VEEGER, H.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A. R.; MCQUADE, K.; WANG, X. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 5, p. 981-992, 2005.
- XU, J.; DOUET, J.; ZHAO, J.; SONG, L.; CHEN, K. A simple calibration method for structured light-based 3D profile measurement. **Optics & Laser Technology**, v. 48, p. 187-193, 2013.
- YANO, Y.; HAMADA, J.; TAMAI, K.; YOSHIZAKI, K.; SAHARA, R.; FUJIWARA, T.; NOHARA, Y. Different scapular kinematics in healthy subjects during arm elevation and lowering: glenohumeral and scapulothoracic patterns. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 19, n. 2, p. 209-215, 2010.

Referências

ZAPPA, E.; BUSCA, G. Comparison of eight unwrapping algorithms applied to Fourier-transform profilometry. **Optics and lasers in engineering**, v. 46, n. 2, p. 106-116, 2008. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143816607001650> >.

ZAPPA, E.; BUSCA, G. Static and dynamic features of Fourier transform profilometry: A review. **Optics and lasers in engineering**, v. 50, p. 12, mar 2012.

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UFMG



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 08668912.0.0000.5149

Interessado(a): Prof. Juan Carlos Campos Rubio
Departamento de Engenharia Mecânica
Escola de Engenharia - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 12 de dezembro de 2012, o projeto de pesquisa intitulado “Desenvolvimento de um sistema óptico de medição para a análise do movimento escapular” bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Investigador: Priscila Albuquerque de Araújo

Orientador: Prof. Meinhard Sesselmann, Ph.D.

TÍTULO DO PROJETO

Desenvolvimento de um sistema óptico de medição para a análise dinâmica do movimento escapular informações.

Você está sendo convidado a participar de um projeto de pesquisa a ser desenvolvido no Laboratório de Óptica do Centro de Estudos Metrológicos (CEMETRO), do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, que tem como objetivo descrever um novo método de avaliação da postura da escápula durante o movimento de elevação dos membros superiores.

DETALHES DO ESTUDO

O estudo se propõe a avaliar se a técnica de Perfilometria por Transformada de Fourier é capaz de determinar a postura da escápula e a validade durante os movimentos de elevação dos membros superiores, considerando pessoas que tem uma postura típica da escápula.

DESCRIÇÃO DOS TESTES A SEREM REALIZADOS

Avaliação inicial

Uma entrevista inicial será conduzida para coleta dos seus dados pessoais e um exame físico será realizado, para avaliar as suas condições de participar do estudo. Para manter a privacidade dos seus registros, o investigador colocará um código para identificação dos seus dados e imagens, sendo que apenas ele terá conhecimento do nome a quem esta identificação corresponde.

Medidas do posicionamento escapular

O posicionamento tridimensional da escápula será avaliado com um método chamado Perfilometria por Transformada de Fourier. Você será solicitado a se posicionar de pé, numa posição pré-definida, à frente de um dispositivo que possibilita o posicionamento correto dos seus membros superiores durante o teste. Serão feitos registros em vídeo da postura escapular durante os movimentos de elevação dos braços.

Procedimentos

Inicialmente, será realizada uma avaliação postural, incluindo o registro fotográfico da postura. Será realizada uma filmagem do movimento de elevação dos membros superiores para determinação do posicionamento tridimensional da escápula. Serão colocados marcadores adesivos sobre pontos específicos da sua pele na região dos ombros e costas. Esses procedimentos são totalmente indolores. Você será solicitado a comparecer ao laboratório uma semana depois para repetição das medidas a fim de verificar se essas medidas são confiáveis.

Riscos

Não existe risco quanto a sua participação no estudo além daqueles existentes em seu dia a dia. Os equipamentos que serão utilizados não oferecem nenhum risco para sua saúde. Você poderá sentir um leve desconforto muscular durante os testes, entretanto tal desconforto será minimizado por um período de descanso entre as medidas.

Benefícios

Você e futuros participantes poderão se beneficiar com os resultados desse estudo. À medida que se desenvolvem métodos de avaliação da postura da escápula que possibilitam a sua utilização clínica, por não apresentarem riscos para saúde e apresentarem medidas confiáveis, estratégias fisioterapêuticas mais apropriadas de tratamento podem ser utilizadas, bem como o acompanhamento da evolução do paciente após o tratamento. Além disso, a detecção precoce de alterações do movimento pode auxiliar na utilização de procedimentos preventivos.

Confidencialidade

Você receberá um código que será utilizado em todos os dados e imagens dos seus testes e não será reconhecido individualmente.

Natureza voluntária do estudo

A sua participação é voluntária e você tem o direito de se retirar por qualquer razão e a qualquer momento.

Pagamento

Informamos que você não terá qualquer tipo de despesa para participar da pesquisa, que a participação neste estudo é voluntária e que você não receberá qualquer tipo de compensação financeira em função da sua participação. Entretanto, caso seja necessário, os custos com o seu deslocamento até o local da pesquisa e quaisquer outros gastos adicionais serão de responsabilidade dos pesquisadores.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Eu, , li e entendi toda a informação repassada sobre o estudo, sendo os objetivos, procedimentos e linguagem técnica satisfatoriamente explicados. Tive tempo suficiente para considerar a informação acima e tive a oportunidade de tirar todas as minhas dúvidas. Estou assinando esse termo voluntariamente. Estou ciente que tenho o direito de, agora ou em qualquer outro momento, discutir qualquer dúvida que venha a ter com relação à pesquisa com:

Priscila Albuquerque de Araújo: (31) 3409-4807/ 9618-4111
 Prof. Meinhard Sesselmann: (31) 3409-3518
 Comitê de Ética em Pesquisa UFMG: (31) 3409-4592 Av. Antônio Carlos,
 6627 Unidade Administrativa II 2º Andar – Sala 2005. Campus Pampulha, Belo
 Horizonte / Minas Gerais. CEP 31270-901

Assinando este termo de consentimento, estou indicando que concordo em participar deste estudo: Desenvolvimento de um sistema óptico de medição para a análise dinâmica do movimento escapular informações.

Assinatura do Participante
 RG/CPF:

Data

Assinatura da Testemunha
 RG/CPF:

Data

Assinatura do Investigador

Data

TERMO DE UTILIZAÇÃO DE IMAGEM

Eu, __, autorizo a veiculação de minha imagem, através de fotos e vídeos, na tese de doutorado: Desenvolvimento de um sistema óptico de medição para a análise dinâmica do movimento escapular informações, da fisioterapeuta Priscila Albuquerque de Araújo, sob orientação do Prof. Meinhard Sesselmann, bem como em apresentações e publicações de natureza técnico-científicas.

Assinando este termo de consentimento, estou indicando que concordo em participar deste estudo: Desenvolvimento de um sistema óptico de medição para a análise dinâmica do movimento escapular informações.

Assinatura do Participante

Data

RG/CPF:

Assinatura da Testemunha

Data

RG/CPF:

Assinatura do Investigador

Data

DECLARAÇÃO DO INVESTIGADOR

Eu, , expliquei ao participante a natureza do estudo descrito anteriormente. Eu certifico que, salvo melhor juízo, o participante entendeu claramente a natureza, benefícios e riscos envolvidos com este estudo. Respondi a todas as questões que foram levantadas e testemunhei a assinatura acima. Estes elementos de consentimento informado estão de acordo com a garantia dada pelo Comitê de Ética em pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais para proteger os direitos dos sujeitos humanos. Furneci ao participante/sujeito uma cópia deste documento de consentimento assinado.

Assinatura do Investigador

Data

APÊNDICE A – ÂNGULOS DE EULER

Os ângulos de Euler são um conjunto de deslocamentos angulares sucessivos que permitem transformar um sistema de coordenadas em outro. Os deslocamentos angulares sequenciais podem ocorrer nos três eixos (xyz , xzy , yxz) ou em dois (zxz , por exemplo). Quando os deslocamentos ocorrem nos três eixos, utiliza-se também a denominação ângulos de Cardan ou ângulos de Euler/Cardan.

O sistema de medição proposto por este trabalho coleta imagens que estão em um sistema coordenado bidimensional de pixels (i,j) . Após a definição da profundidade, um novo sistema de coordenadas, agora em mm, é definido (x,y,z) . Este sistema de coordenadas será rotacionado e transladado para que a origem esteja no tórax e os eixos sejam aqueles definidos pela ISB. Desse modo, foi feita uma rotação de todos os pontos para o novo sistema de coordenadas local (x',y',z') . A seguir, foram estabelecidos novos sistemas de coordenadas em cada uma das escápulas (x'',y'',z'') . Rotacionando sequencialmente os eixos (x'',y'',z'') até que coincidam com os eixos (x',y',z') , obtém-se os deslocamento angulares, que são os ângulos de Euler que interessam.

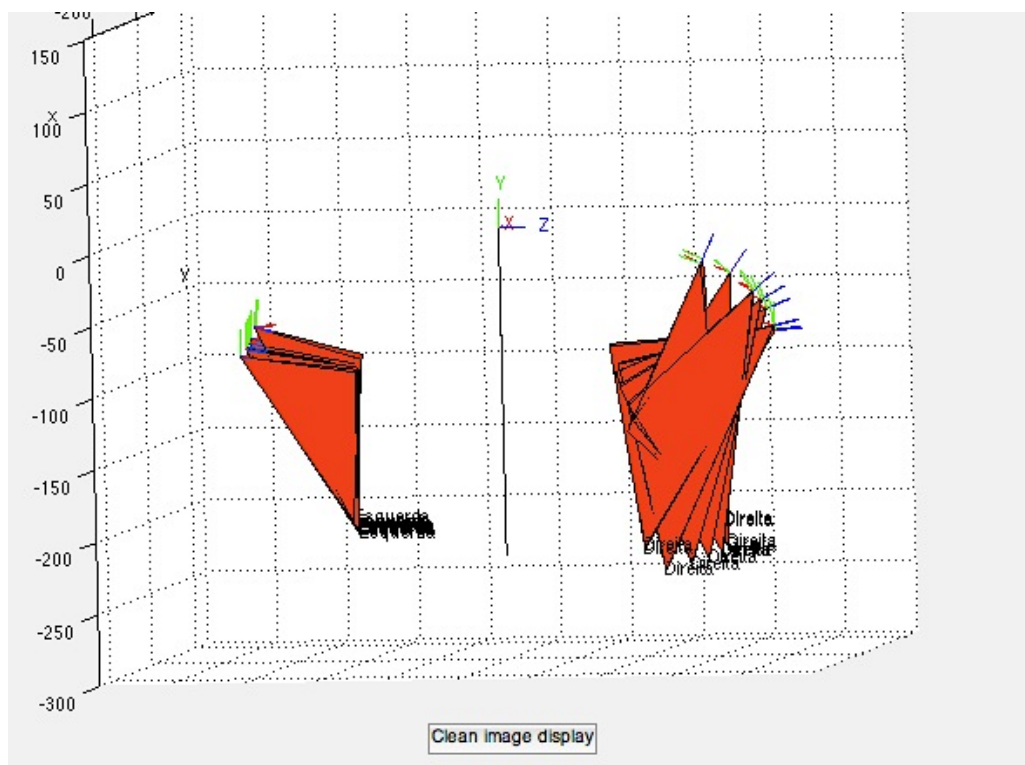
Rotacionar sequencialmente significa multiplicar um vetor posição por uma matriz rotacional para se chegar a outro vetor posição. A matriz rotacional M é o produto de três matrizes individuais R_x , R_y , R_z que representam a rotação em cada eixo, na sequência desejada.

$$R_x(\psi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & -\text{sen}\psi \\ 0 & \text{sen}\psi & \cos\psi \end{bmatrix} R_y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \text{sen}\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen}\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} R_z(\phi)$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\phi & -\text{sen}\phi & 0 \\ \text{sen}\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$M = R_z(\phi).R_x(\psi).R_y(\theta)$$

A figura abaixo mostra os sucessivos deslocamentos da escápula direita (de 0 a 180°) em relação ao tórax. A linha preta representa o eixo do tórax, com os eixos x' , em vermelho, y' , em verde, e z' , em azul, representados na origem. Nos pontos que representam os ângulos do acrômio à direita e à esquerda, os eixos locais x'' , y'' e z'' estão representados com as mesmas cores.

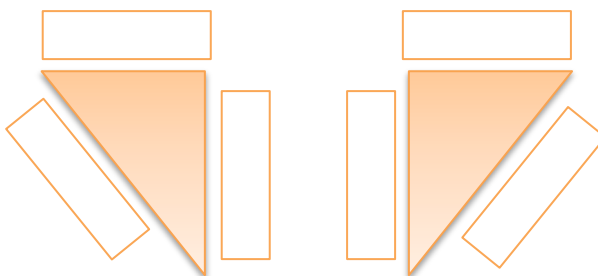


APÊNDICE B – AVALIAÇÃO INICIAL

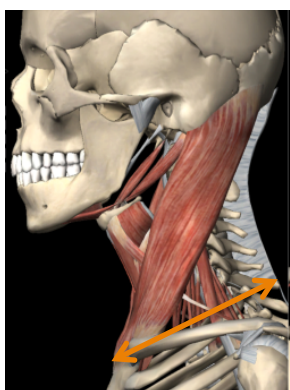
Nº:	Data:	Nome:	Idade:
			anos
Endereço:			Telefone:
			31
Data nascimento:	Sexo:	Profissão:	Ocupação:
		Mão dominante:	
Pratica atividade física?		Qual?	Com que frequência?
Altura:	Massa corporal:	Histórico de lesões ortopédicas:	
m	kg		

Medições

Escápulas:



C7 ao manúbrio do esterno T8 ao apêndice xifóide



APÊNDICE C – TESTE T PAREADO

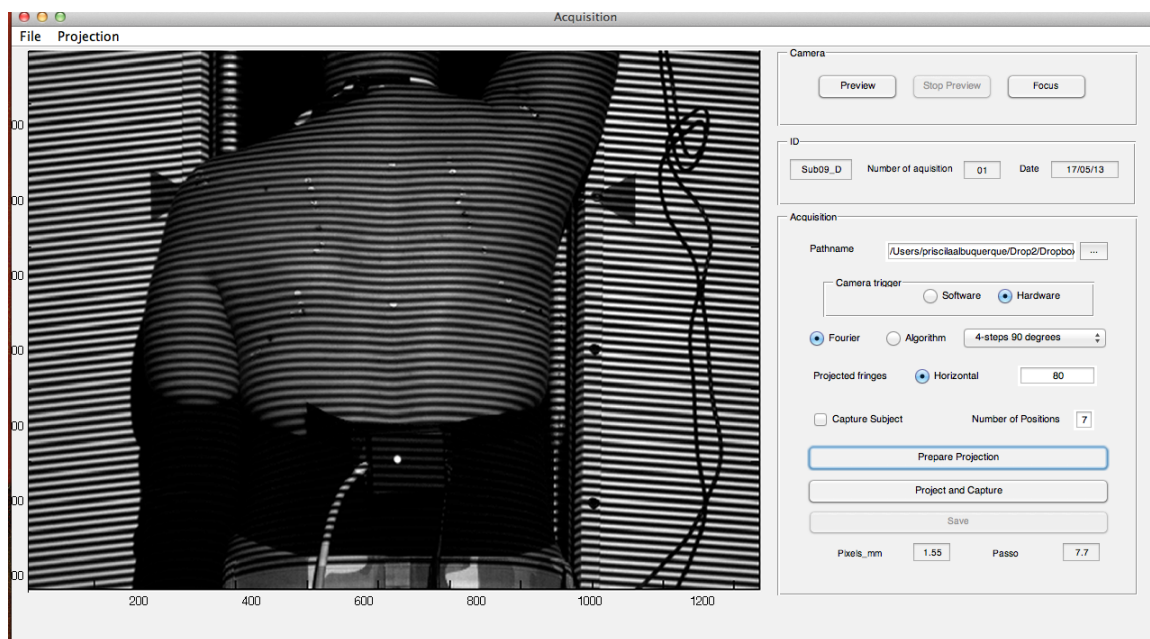
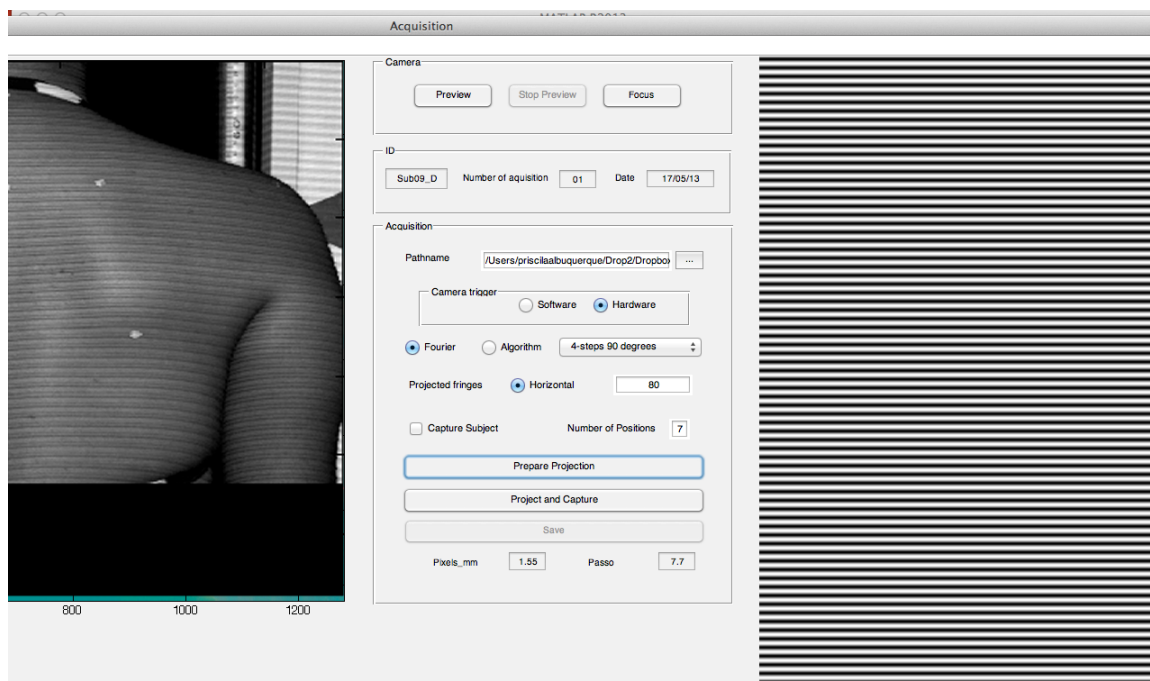
Esta tabela mostra os resultados do teste t pareado, quando se compara os dados da coleta estática e a dinâmica. Os pares são compostos da seguinte maneira:

Par $y_0 - y_{d0}$ significa a comparação entre a coleta estática do ângulo de protração (y) na posição 0 e a coleta dinâmica do ângulo de protração (y_d) na posição 0. E assim sucessivamente.

		Diferenças emparelhadas				t	df	Sig. (2 extremidades)	
		Média	Desvio padrão	Erro padrão da média	95% Intervalo de confiança da diferença				
					Inferior				Superior
Par 1	$y_0 - y_{d0}$	1,053	3,623	1,146	-1,538	3,645	0,919	9	0,382
Par 2	$x_0 - x_{d0}$	0,088	7,098	2,245	-4,990	5,166	0,039	9	0,970
Par 3	$z_0 - z_{d0}$	-1,645	6,977	2,206	-6,636	3,346	-0,746	9	0,475
Par 4	$y_{30} - y_{d30}$	1,956	7,762	2,454	-3,596	7,508	0,797	9	0,446
Par 5	$x_{30} - x_{d30}$	-1,058	8,250	2,609	-6,960	4,844	-0,406	9	0,695
Par 6	$z_{30} - z_{d30}$	-1,164	6,515	2,060	-5,824	3,497	-0,565	9	0,586
Par 7	$y_{60} - y_{d60}$	2,362	7,348	2,324	-2,895	7,618	1,016	9	0,336
Par 8	$x_{60} - x_{d60}$	1,502	6,628	2,096	-3,240	6,243	0,716	9	0,492
Par 9	$z_{60} - z_{d60}$	-1,903	7,207	2,279	-7,059	3,253	-0,835	9	0,425
Par 10	$y_{90} - y_{d90}$	0,876	8,533	2,698	-5,228	6,979	0,325	9	0,753
Par 11	$x_{90} - x_{d90}$	-0,365	10,098	3,193	-7,589	6,859	-0,114	9	0,911
Par 12	$z_{90} - z_{d90}$	-3,016	6,486	2,051	-7,656	1,624	-1,47	9	0,176
Par 13	$y_{120} - y_{d120}$	0,478	7,603	2,404	-4,961	5,917	0,199	9	0,847
Par 14	$x_{120} - x_{d120}$	-1,519	12,646	3,999	-10,565	7,527	-0,38	9	0,713
Par 15	$z_{120} - z_{d120}$	-1,811	5,168	1,634	-5,508	1,885	-1,108	9	0,296
Par 16	$y_{150} - y_{d150}$	-0,403	9,091	2,875	-6,906	6,101	-0,14	9	0,892
Par 17	$x_{150} - x_{d150}$	-3,272	12,489	3,949	-12,206	5,662	-0,828	9	0,429
Par 18	$z_{150} - z_{d150}$	-0,002	6,763	2,139	-4,840	4,836	-0,001	9	0,999
Par 19	$y_{180} - y_{d180}$	-1,523	10,272	3,248	-8,871	5,825	-0,469	9	0,650
Par 20	$x_{180} - x_{d180}$	-5,313	18,191	5,753	-18,326	7,700	-0,924	9	0,380
Par 21	$z_{180} - z_{d180}$	0,632	8,908	2,817	-5,741	7,004	0,224	9	0,828

APÊNDICE D – INTERFACES GRÁFICAS

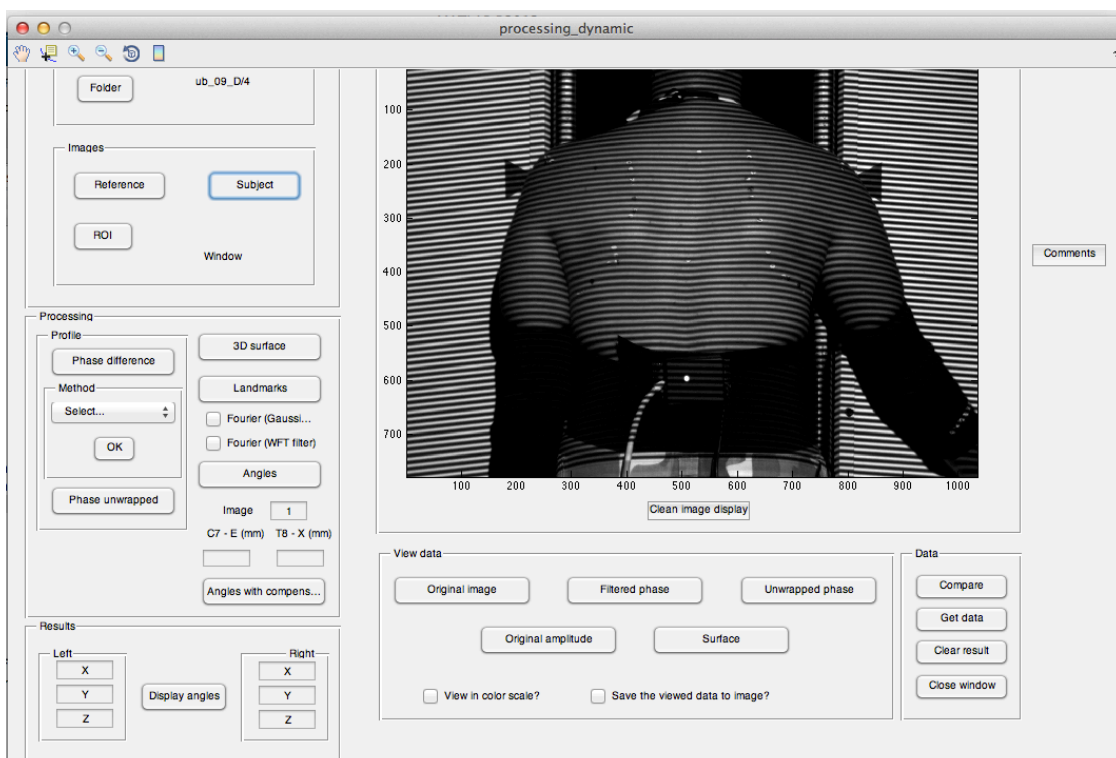
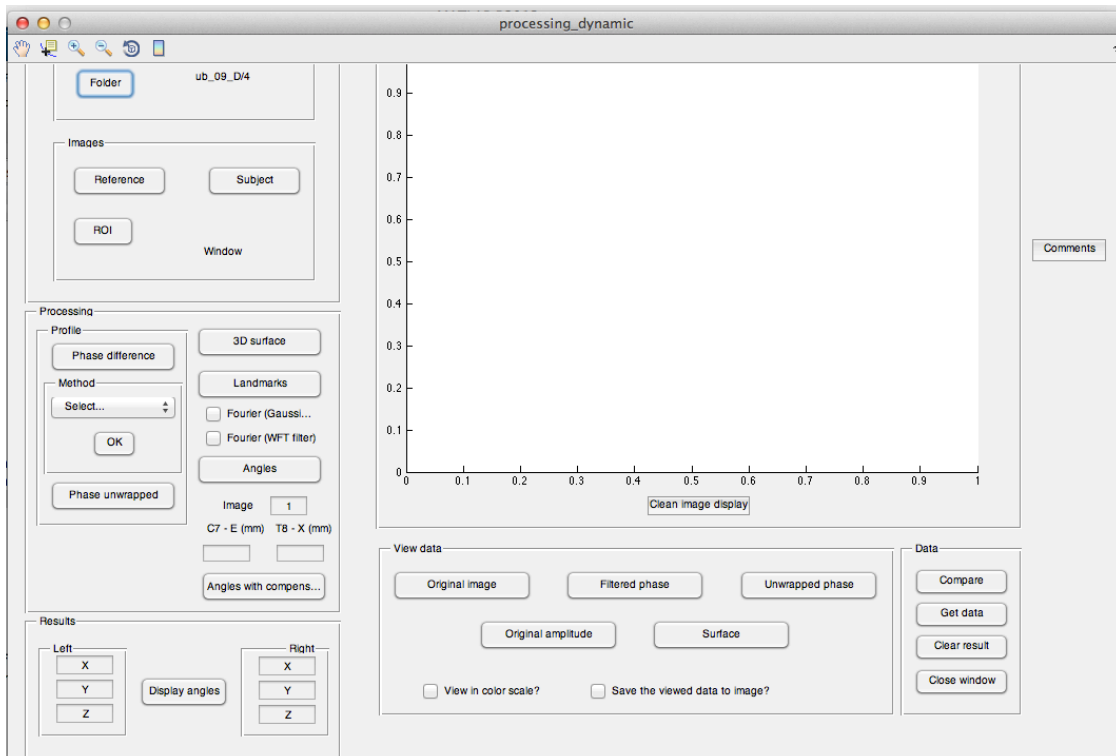
Aquisição das imagens com a projeção de franjas senoidais:



Apêndices

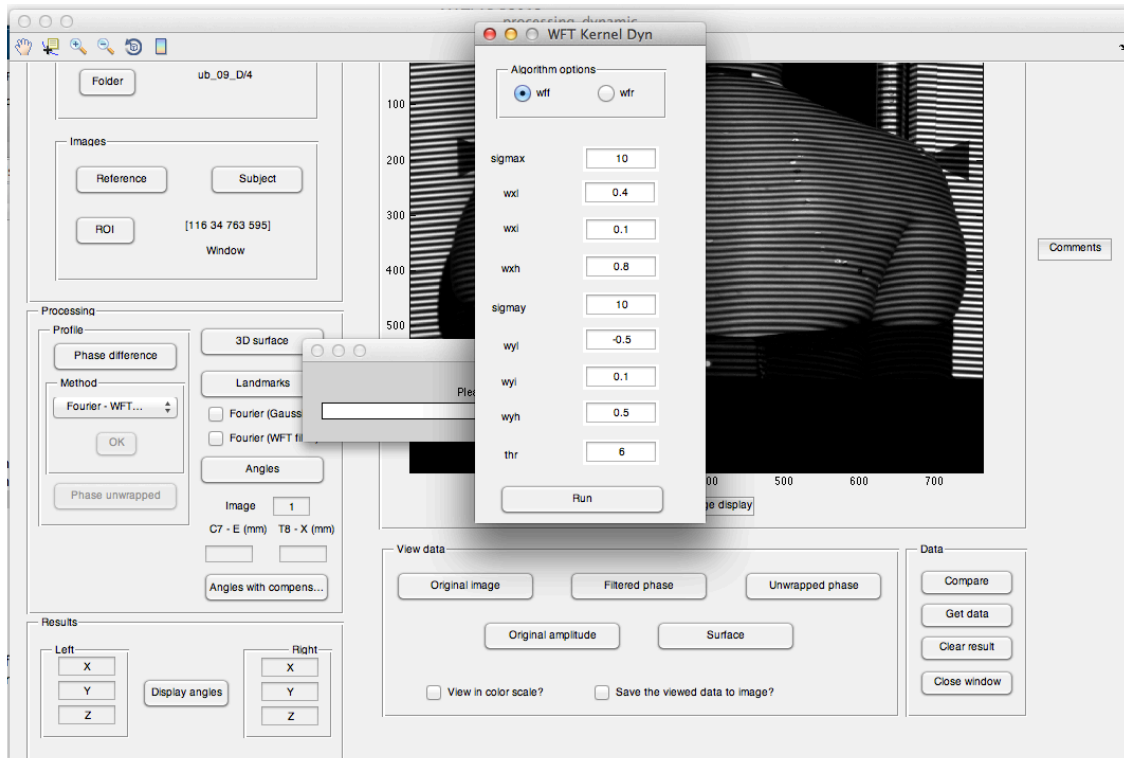
Processamento:

1. Importação das imagens de referência e do sujeito:

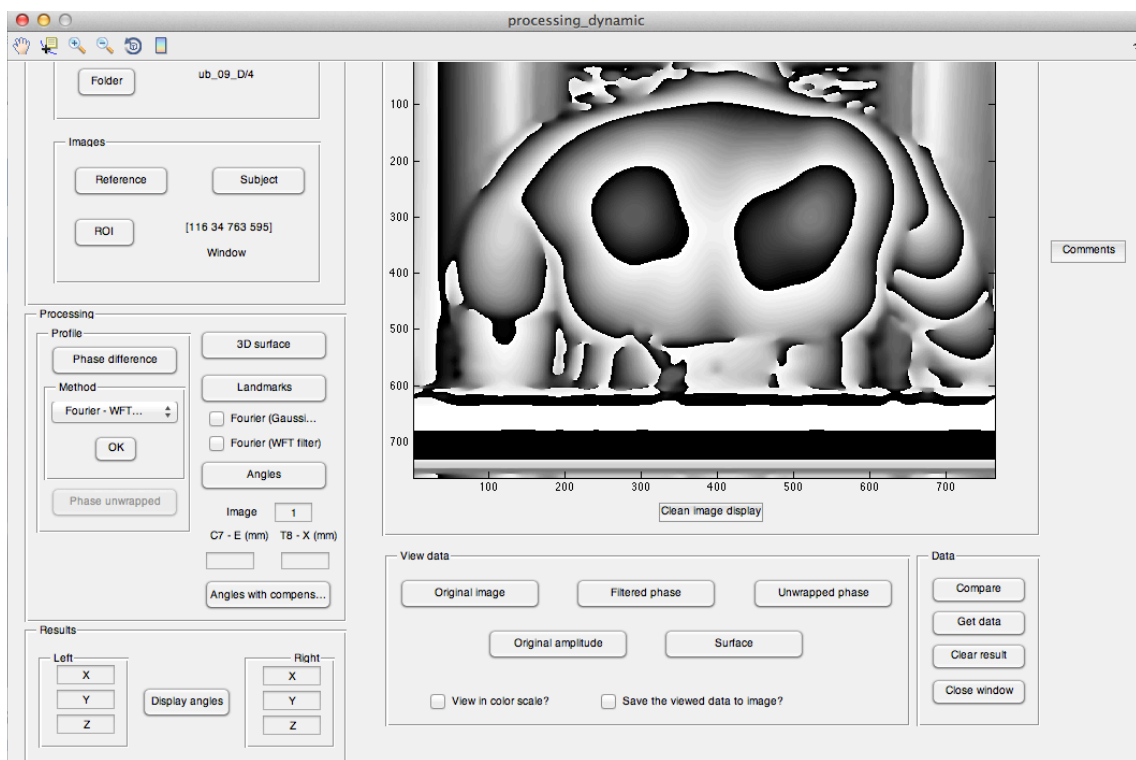


Apêndices

2. Cálculo da diferença de fase e filtrações:

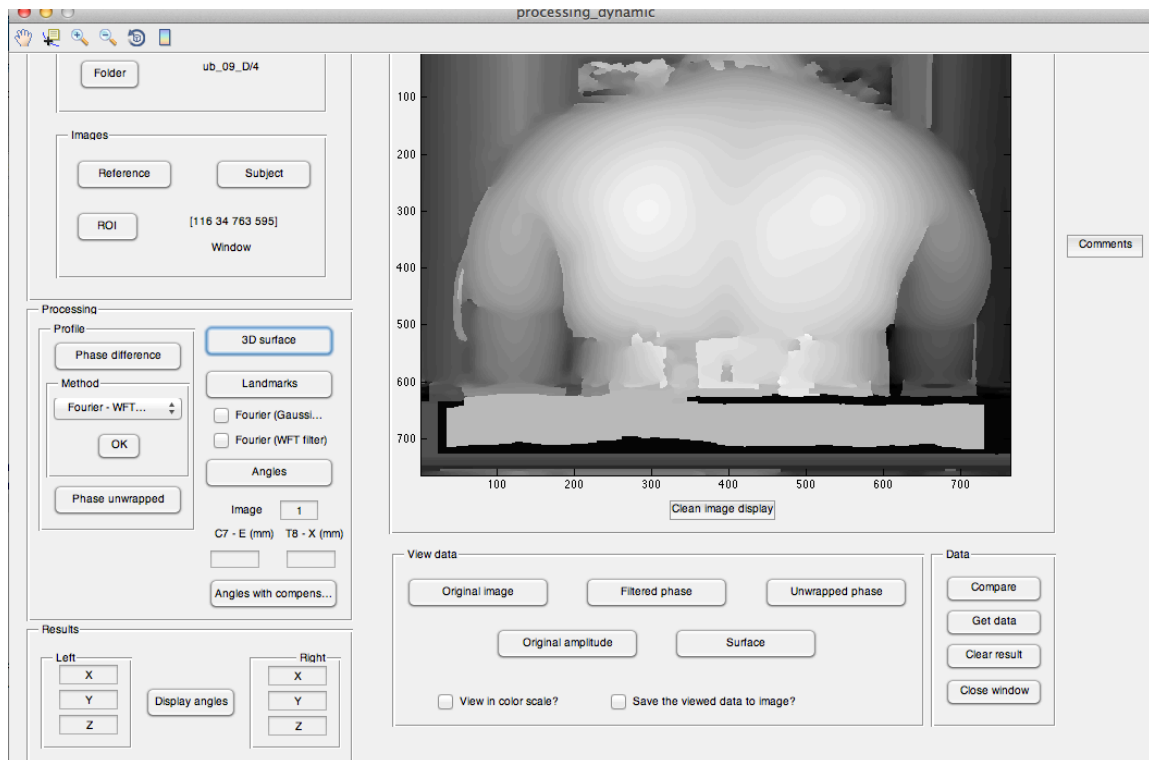


3. Mapa da diferença de fase com salto de fase:

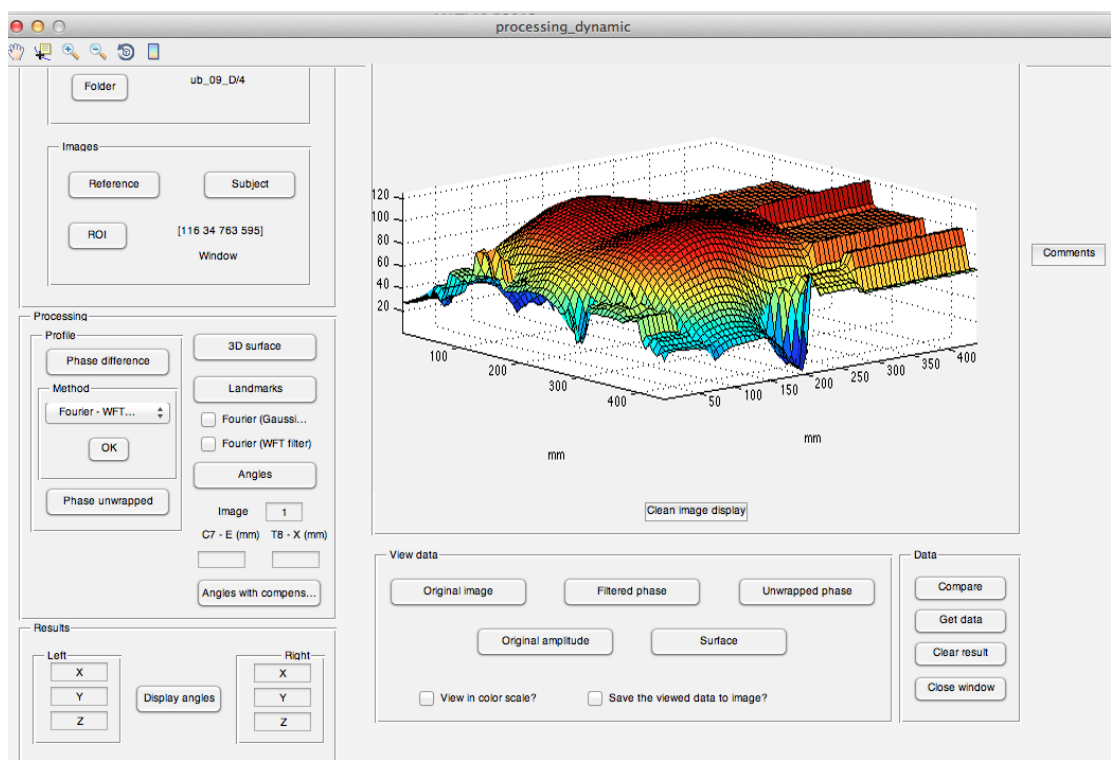


Apêndices

4. Mapa da diferença de fase, com salto removido:

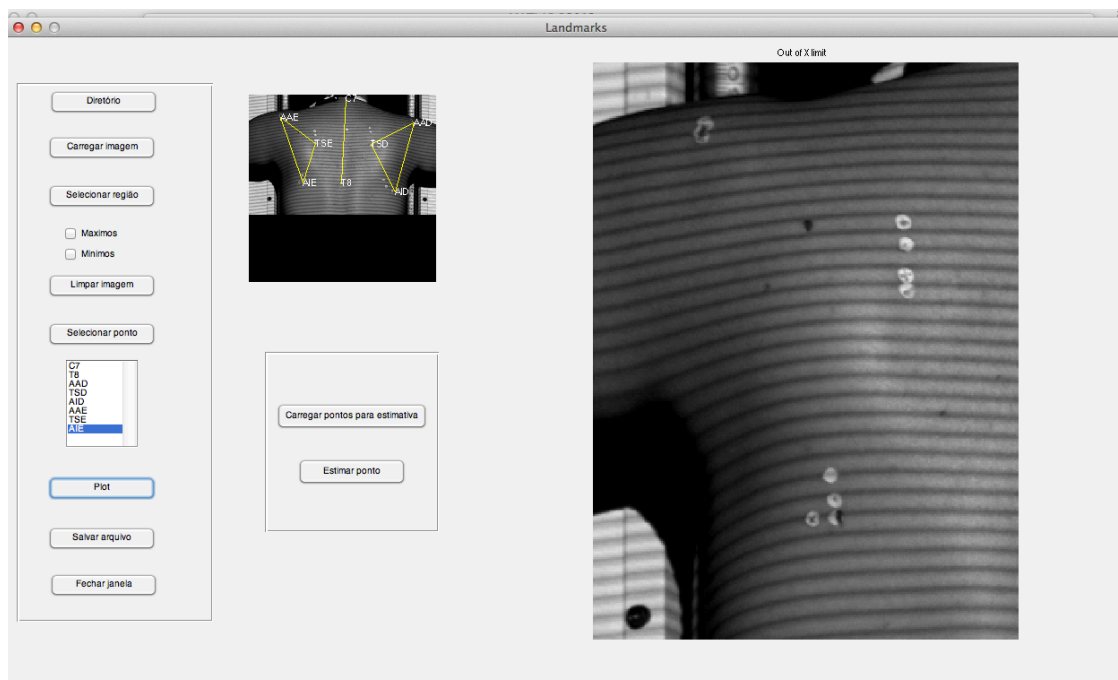


5. Cálculo do perfil tridimensional:



Apêndices

6. Seleção dos pontos de referência das escápulas:



7. Cálculo dos ângulos escapulares:

