

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

**ANGÉLICA LODOVICO**

---

**PROPOSIÇÃO E AVALIAÇÃO DE UM  
MÉTODO BASEADO EM PROJEÇÃO  
DE LUZ PARA RECONSTRUÇÃO E  
ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO  
TRONCO DURANTE A RESPIRAÇÃO**

---

Campinas

2011

**ANGÉLICA LODOVICO**

---

**PROPOSIÇÃO E AVALIAÇÃO DE UM  
MÉTODO BASEADO EM PROJEÇÃO  
DE LUZ PARA RECONSTRUÇÃO E  
ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO  
TRONCO DURANTE A RESPIRAÇÃO**

---

Tese de doutorado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Doutor em Educação Física na área de concentração de Biodinâmica do Movimento Humano.

**Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros**

Campinas

2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA  
PELA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP**

L821p Lodovico, Angélica.  
Proposição e avaliação de um método baseado em projeção de luz para reconstrução e análise da superfície do tronco durante a respiração / Angélica Lodovico. - Campinas, SP: [s.n], 2011.

Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros.  
Tese (doutorado) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Respiração - medição. 2. Superfície. 3. Luz. 4. Projeção. 5. Biomecânica. I. Barros, Ricardo Machado Leite de. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

(asm/fef)

**Título em inglês:** Proposition and evaluation of a method based on light projection for trunk surface reconstruction and analysis during respiration.

**Palavras-chaves em inglês (Keywords):** Biomechanics. Light projection. Respiration. Surface reconstruction.

**Área de Concentração:** Biodinâmica do Movimento Humano.

**Titulação:** Doutorado em Educação Física.

**Banca Examinadora:** Ricardo Machado Leite de Barros. Luiz Eduardo Barreto Martins. Marlene Aparecida Moreno. Sérgio Augusto Cunha. Karine Jacon Sarro.

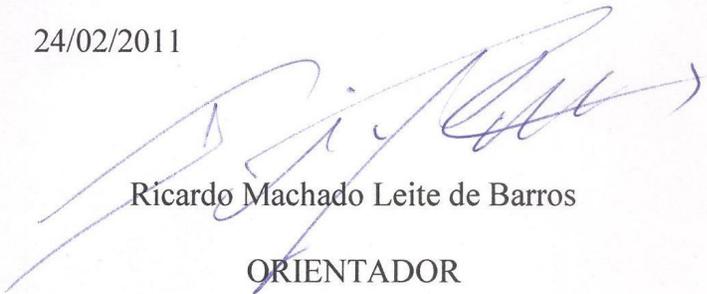
**Data da defesa:** 24/02/2011.

**Programa de Pós-Graduação:** Educação Física.

**ANGÉLICA LODOVICO**

**PROPOSIÇÃO E AVALIAÇÃO DE UM  
MÉTODO BASEADO EM PROJEÇÃO  
DE LUZ PARA RECONSTRUÇÃO E  
ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO  
TRONCO DURANTE A RESPIRAÇÃO**

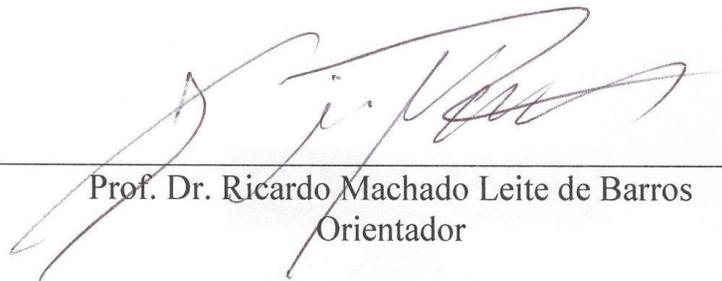
Este exemplar corresponde à  
redação final da Tese de doutorado  
defendida por Angélica Lodovico e  
aprovada pela comissão julgadora em  
24/02/2011



Ricardo Machado Leite de Barros

**ORIENTADOR**

Campinas  
2011

**COMISSÃO JULGADORA**

---

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros  
Orientador



---

Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins



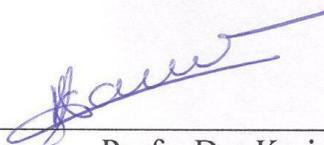
---

Profa. Dra. Marlene Aparecida Moreno



---

Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha



---

Profa. Dra Karine Jacon Sarro

## **Dedicatória**

*Ao meu filho Caio, aos meus pais Santo e Jussara e ao meu irmão Anderson. Dedico.*

## Agradecimentos

*“Cada um que passa em nossa vida, passa sozinho, pois cada pessoa é única e nenhuma substitui outra. Cada um que passa em nossa vida, passa sozinho, mas não vai só nem nos deixa sós. Leva um pouco de nós mesmos, deixa um pouco de si mesmo. Há os que levam muito, mas há os que não levam nada. Essa é a maior responsabilidade de nossa vida, e a prova de que duas almas não se encontram ao acaso.”*

Antoine de Saint-Exupéry

Agradeço a todas as pessoas que auxiliaram no meu crescimento pessoal e profissional...

*A Deus*, por me confortar nos momentos de desespero;  
*Ao Caio*, pelo amor incondicional que me faz seguir;  
*A Juju*, pelo Amor de Mãe que sempre tens para mim;  
*Ao Santinho*, pela força e vontade de vencer que me inspiram;  
*Ao And*, pelo carinho e apoio incondicional em tudo na minha vida;  
*A Mi*, pelo carinho e amor ao Caio e a mim;  
*Ao Deco*, pela alegria que você trouxe a toda a família;  
*Ao Dan*, por colocar mais alegria e leveza na minha vida;  
*Ao Ber*, pela amizade de longa data pelo incentivo;  
*A Aline*, pela amizade e ajuda com o trabalho;  
*A Aninha e família*, pela amizade e aconchego;  
*A Amanda*, pelo apoio e ensinamentos sobre a vida;  
*Ao Luis*, pela amizade e exemplo de vida que me inspira;  
*Ao Edu e Silmara* pela amizade e cuidados com o” gordo”  
*Ao Ricardo*, pelo exemplo, orientação e amizade;  
*Aos colegas de laboratório*, pelo trabalho em equipe e os bons momentos juntos;  
*Aos membros da banca*, pelas ricas contribuições ao trabalho;  
*Aos professores Luciano, Barreto, Sergio, Cláudio e René* pelos ensinamentos;  
*As agencias de fomento*, CNPq, FAPESP e CAPES pelo auxilio financeiro;  
*Aos funcionários da FEF*, pelos serviços prestados;  
*A Tia Lu e a equipe da ciranda* por cuidarem do meu bem mais precioso;

LODOVICO, Angélica. **PROPOSIÇÃO E AVALIAÇÃO DE UM MÉTODO BASEADO EM PROJEÇÃO DE LUZ PARA RECONSTRUÇÃO E ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO TRONCO DURANTE A RESPIRAÇÃO**. Tese (Doutorado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2011.

## RESUMO

Este trabalho teve como objetivo propor e avaliar um método baseado em projeção de luz para reconstrução e análise da superfície do tronco durante a respiração. O método consistiu em: projetar uma malha de marcas circulares sobre a superfície anterior e posterior do tronco; registrar as superfícies do tronco através de quatro câmeras de vídeo durante a respiração; segmentar as imagens e rastrear as marcas projetadas através de técnicas de pré-processamento de imagens, operações morfológicas e algoritmos de detecção; estabelecer uma correspondência entre as marcas nas seqüências de imagens registradas pelas câmeras; reconstruir as coordenadas 3D das marcas; reconstruir a superfície do tronco a partir da nuvem de pontos desordenada usando o método QHULL. Medidas de variação de volume e perímetro do tronco ao longo do ciclo respiratório e mapas de contorno foram usados para analisar a superfície reconstruída. A acurácia da medida de volume foi avaliada através da comparação entre a medida de volume de um manequim de tronco masculino obtida por imersão e através da metodologia proposta. Um exemplo de aplicação da análise foi realizado com dois sujeitos com formas e tamanhos de tronco distintos, um do sexo feminino com escoliose idiopática severa e um do sexo masculino sem deformações na coluna vertebral. A variação do volume do tronco foi comparada com a variação do volume de ar trocado durante o ciclo respiratório medido através da espirometria. O método foi capaz de reconstruir com alto nível de detalhamento a superfície do tronco possibilitando a identificação de estruturas anatômica e a diferenciação da forma do tronco durante as fases do ciclo respiratório. A acurácia relativa na determinação do volume foi de 2,9%. A variação do volume do tronco durante a respiração apresentou um sinal coerente com o ciclo respiratório e apresentou altos valores de correlação ( $r=0.988$ ) quando comparado com o volume de ar trocado. A análise da superfície através de mapas de contorno mostrou ser uma ferramenta promissora na identificação de deformações da superfície. Podemos concluir que a proposta do uso de um método baseado em projeção de luz foi adequada para reconstrução e análise da superfície do tronco durante a respiração.

Palavras-Chaves: Biomecânica; Projeção de luz; Respiração; Reconstrução de superfície.

LODOVICO, Angélica. **PROPOSITION AND EVALUATION OF A METHOD BASED ON LIGHT PROJECTION FOR TRUNK SURFACE RECONSTRUCTION AND ANALYSIS DURING RESPIRATION.** Tese (Doutorado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2011.

## ABSTRACT

This study aimed to propose and evaluate a method based on light projection for trunk surface reconstruction and analysis during respiration. The method consisted of: to project a grid of circular markers on the anterior and posterior surface of the trunk; to register the trunk surfaces by four video cameras during respiration; to segment the video stream and track the projected markers using pre-processing techniques, morphological operators and detection algorithms; to establish a correspondence between the markers in the sequences of images recorded by the cameras; to reconstruct the 3D coordinates of the markers; to reconstruct the trunk surface from cloud of unorganized points using the QHULL method. Measures of volume and perimeter along the respiratory cycle and contour maps were used to analyze the reconstructed surface. The accuracy of volume measurement was assessed by comparing the volume of a male torso mannequin obtained by water displacement and through the proposed method. An application example of the analysis was conducted with two subjects with different shapes and sizes of different body, a female with severe idiopathic scoliosis and a male without spine deformation. The change in trunk volume was compared with the air exchanged volume variation during the respiratory cycle measured by spirometry. The method was able to reconstruct with high level of detail the trunk surface allowing the identification of anatomical structures and differentiation of the trunk shape during the phases of the respiratory cycle. The relative accuracy in determining the volume was 2.9%. The variation of the trunk volume during respiration showed a coherent signal with the respiratory cycle and showed high correlation ( $r^2 = 0,983$ ) when compared with the volume of air exchanged. The analysis of the surface through contour maps proved to be a promising tool in the identification of the surface deformations. We can conclude that the proposed use of a method based on projection of light was adequate for reconstruction and analysis of the trunk surface during respiration.

Key Words: Biomechanics; light projection, respiration, Surface Reconstruction.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> (A) Visão geral do tripé especialmente desenvolvido para o sistema de projeção de luz (S2); (B) Detalhe dos suportes das câmeras (a e c) e do suporte do projetor (b). .....	23
<b>Figura 2:</b> Configuração experimental com o posicionamento das câmeras dos projetores e do manequim de tronco. (A) Câmera Anterior Superior (CAS); (B) Projetor Anterior; (C) Câmera Anterior Inferior; (D) Câmera Posterior Superior (CPS); (E) Projetor Posterior; (F) Câmera Posterior Inferior (CPI); (G) Manequim de tronco. ....	24
<b>Figura 3:</b> Comparação entre o padrão geométrico do S1(A) e S2 (B) projetados sobre a superfície anterior de um manequim de tronco masculino. ....	26
<b>Figura 4:</b> Esquema que mostra as dimensões do volume calibrado, os eixos e a origem do sistema de referência. ....	28
<b>Figura 5:</b> Etapas do processamento das imagens para localização das marcas. ....	30
<b>Figura 6:</b> Localização das marcas. Os pontos em azul representam as marcas localizadas na câmera superior (A) e na inferior (B) .....	31
<b>Figura 7:</b> Imagens das câmeras anterior inferior (A) e anterior superior (B) com as 4 marcas usadas para iniciar a rotulagem. ....	33
<b>Figura 8:</b> (A) Imagem da CAS com a representação das linhas de base 1 ( $L_{b1}$ ) 2 ( $L_{b2}$ ) e linha secundária 1 ( $L_{s1}$ ). (B)Exemplo do processo de rotulagem completo com a representação das linhas de base (verticais), das demais linhas (horizontais) e das quatro marcas de inicialização representadas com bordas coloridas. ....	34
<b>Figura 9:</b> Rotulagem no instante um (A) e no instante cinco (B) de uma sequência de imagens de um sujeito. ....	35
<b>Figura 10:</b> Resultado do rastreamento das marcas localizadas nas imagens da câmera anterior superior durante um ciclo respiratório para um sujeito. Os traços coloridos representam o deslocamento das marcas.....	36
<b>Figura 11:</b> Dados 3D (nuvem desordenada de pontos) da superfície anterior (pontos pretos) e posterior (pontos vermelhos) da superfície de um sujeito.....	38
<b>Figura 12:</b> Corpo rígido usado no teste de acurácia do sistema. ....	39

<b>Figura 13:</b> Variação da distância entre dois marcadores fixados sobre o corpo rígido usado no teste de acurácia do sistema.....	40
<b>Figura 14:</b> Visão geral da proposta de reconstrução e análise da superfície do tronco.....	41
<b>Figura 15:</b> (A): Sistema de coordenadas do laboratório; (B): Sistema de coordenadas associado ao tronco T1 e; (C) Sistema de coordenadas associado ao tronco T2. ....	43
<b>Figura 16:</b> Representação da Triangulação de Delaunay (linhas sólidas) e do Diagrama de Voronoi (linhas pontilhadas) de um conjunto de pontos.....	45
<b>Figura 17:</b> Vista superior de um manequim de tronco masculino. (A) Dados 3D (nuvem desordenada de pontos); (B) Poliedro que representa o manequim após a reconstrução da superfície; (C) Poliedro suavizado. As setas nas figuras A e B destacam o efeito da suavização em algumas regiões.....	46
<b>Figura 18:</b> (A) Vista posterior do poliedro que representa o tronco de um sujeito com 10 linhas poligonais definidas ao longo de eixo longitudinal do tronco. (B) Vista superior de uma linha poligonal. (C) Vista posterior do poliedro que representa o tronco de um sujeito com 20 linhas poligonais definidas ao longo de eixo transversal do tronco. (D) Vista lateral de uma linha poligonal. ....	47
<b>Figura 19:</b> Variação do perímetro das linhas poligonais em 40 alturas do eixo longitudinal de tronco de um sujeito. Vista lateral do Poliedro com as 40 linhas poligonais onde os limites estão representados pelas linhas pontilhadas.....	49
<b>Figura 20:</b> Subdivisão do tronco em compartimentos (C): C1,C2,C3 e C4.....	50
<b>Figura 21:</b> (A) Poliedro reconstruído que representa a superfície do tronco de um sujeito com as linhas poligonais utilizadas para definir os compartimentos do tronco; (B) Representação do $\Delta h$ - distância entre duas linhas poligonais consecutivas; (C) Vista superior de uma linha poligonal triangulada. ....	52
<b>Figura 22:</b> Variação dos volumes e perímetros dos quatro compartimentos (C1, C2, C3 e C4) e variação do volume total do tronco de um sujeito durante um ciclo respiratório em manobra de capacidade vital.....	53
<b>Figura 23:</b> Mapas topográficos da superfície anterior (A) e da superfície posterior (B) do tronco de um sujeito.....	55

<b>Figura 24:</b> Variação do volume total, variação dos volumes dos compartimentos e variação do perímetro em função do ciclo respiratório para o sujeito 1 e 2. C1 – Compartimento 1; C2 – Compartimento 2; C3 – Compartimento 3; C4 – Compartimento 4. ....	60
<b>Figura 25:</b> Mapas topográficos da superfície anterior e posterior dos dois sujeitos em diferentes fases do ciclo respiratório. ....	62
<b>Figura 26:</b> Foto do manequim de tronco masculino usado para validação da medida de volume. (A) Vista Anterior; (B) Vista Posterior .....	64
<b>Figura 27:</b> Variação do volume do manequim nas 1000 repetições da simulação de erro do sistema .....	67
<b>Figura 28:</b> Variação do volume do manequim em função do número de linhas poligonais .....	68
<b>Figura 29:</b> Variação do volume espirométrico (+) e do volume de projeção de luz (-) nos cinco ciclos respiratórios.....	72
<b>Figura 30:</b> Diferença de volume obtido pelo método de projeção de luz e pela espirometria durante os cinco ciclos respiratórios.....	73
<b>Figura 31:</b> Regressão linear entre as curvas de volume obtidas pela espirometria e pela projeção de luz durante os cinco ciclos respiratórios.....	74

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1:** Número de marcas identificadas nas etapas do processamento das imagens das quatro câmeras para os dois sistemas. (CAS) Câmera Anterior Superior; (CAI) Câmera Anterior Inferior; (CPS) Câmera Posterior Superior; (CPI) Câmera Posterior Inferior. .... 37
- Tabela 2:** Parâmetros usados para o processamento das imagens do sujeito 1. (CAS) Câmera Anterior Superior; (CAI) Câmera Anterior Inferior; (CPS) Câmera Posterior Superior; (CPI) Câmera Posterior Inferior. .... 58
- Tabela 3:** Variação dos volumes dos compartimentos e volume total do tronco durante o ciclo respiratório para os 2 sujeitos. Valores absolutos e em percentual ao volume total 61
- Tabela 4:** Parâmetros usados para o processamento das imagens do manequim para as quatro câmeras. (CAS) Câmera Anterior Superior; (CAI) Câmera Anterior Inferior; (CPS) Câmera Posterior Superior; (CPI) Câmera Posterior Inferior. .... 65
- Tabela 5:** Variação do volumes em cada um dos cinco ciclos respiratórios obtidos pela espirometria (VE) e pela projeção de luz (VP). .... 73

# SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	9
LISTA DE TABELAS .....	12
SUMÁRIO.....	13
INTRODUÇÃO.....	17
OBJETIVOS.....	20
CAPÍTULO 1: SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO E ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO TRONCO HUMANO.....	21
1.1. CONFIGURAÇÃO DO SISTEMA – S2 .....	21
1.1.1. CÂMERAS, PROJETORES E TRIPÉS.....	21
1.1.2. CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL.....	23
1.2. PROJEÇÃO DE LUZ.....	25
1.2.1. PADRÃO GEOMÉTRICO .....	25
1.3. CALIBRAÇÃO DAS CÂMERAS.....	27
1.3.1. OBJETOS DE CALIBRAÇÃO.....	27
1.3.2. CORREÇÃO DA DISTORÇÃO ÓPTICA .....	28
1.4. IDENTIFICAÇÃO DAS MARCAS .....	29
1.4.1 LOCALIZAÇÃO DAS MARCAS.....	29
1.4.2. ROTULAGEM DAS MARCAS .....	31
1.4.3. RASTREAMENTO DAS MARCAS.....	35
1.5. RECONSTRUÇÃO DAS COORDENADAS 3D.....	37
1.5.1. ACURÁCIA DO SISTEMA DE PROJEÇÃO DE LUZ.....	39

1.6. RECONSTRUÇÃO E ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO TRONCO.....	40
1.6.1 SISTEMAS DE COORDENADAS .....	41
1.6.2. REPRESENTAÇÃO DO TRONCO COMO UM POLIEDRO.....	44
1.6.3. DEFINIÇÃO DE LINHAS POLIGONAIS.....	46
1.6.4. DEFINIÇÃO DOS LIMITES DO TRONCO.....	48
1.6.5. SUBDIVISÃO DO TRONCO EM COMPARTIMENTOS.....	49
1.6.6. CÁLCULO DO VOLUME DO TRONCO .....	51
1.6.7. VARIAÇÃO DOS VOLUMES E PERÍMETROS DO TRONCO EM FUNÇÃO DO CICLO RESPIRATÓRIO. ....	52
1.6.8. MAPAS TOPOGRÁFICOS .....	54
CAPÍTULO 2: ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO TRONCO DURANTE A RESPIRAÇÃO.....	57
2.1. DESCRIÇÃO DOS SUJEITOS .....	57
2.2. OBTENÇÃO DOS DADOS 3D.....	57
2.3. PROTOCOLO EXPERIMENTAL .....	58
2.4. VARIAÇÃO DOS VOLUMES E PERÍMETROS DO TRONCO DURANTE O CICLO RESPIRATÓRIO .....	59
2.5. MAPAS TOPOGRÁFICOS DO TRONCO.....	61
CAPÍTULO 3: ANÁLISE DO CÁLCULO DE VOLUME DO TRONCO.....	63
3.1. ACURÁCIA DA MEDIDA DE VOLUME.....	63
3.1.1. MEDIDA DIRETA DO VOLUME DO MANEQUIM (MD) .....	64
3.1.2. MEDIDA ÓPTICA DO VOLUME DO MANEQUIM (MO)- S2.....	64
3.2. INFLUÊNCIA DOS ERROS DO SISTEMA NO CÁLCULO DO VOLUME.....	66
3.3. INFLUÊNCIA DO NÚMERO DE LINHAS POLIGONAIS NO CÁLCULO DO VOLUME .....	67
3.3. COMPARAÇÃO ENTRE O MÉTODO DE PROJEÇÃO DE LUZ E A ESPIROMETRIA	69

3.3.1. VOLUME PROJEÇÃO DE LUZ (VP).....	69
3.3.2. VOLUME ESPIROMÉTRICO (VE) .....	70
3.3.3. PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	70
3.3.4. TRATAMENTO DOS DADOS .....	71
3.3.5. RESULTADOS DA COMPARAÇÃO ENTRE VP E VE .....	72
DISCUSSÃO .....	75
<i>ESCOLIOSE X MOBILIDADE TORÁCICA</i> .....	79
ANEXO I.....	83
ANEXO II .....	85
ANEXO III.....	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	95

## Introdução

O uso de sistemas de projeção de luz para obtenção de modelos 3D de representação do corpo humano tem se tornado crescente. Este fato se dá uma vez que estes sistemas são capazes de gerar modelos 3D que além de reproduzirem com fidedignidade o objeto estudado, permitem a medição direta de variáveis de distância como circunferências, diâmetros, volumes parciais, áreas, entre outras.

A maioria dos sistemas capturam a superfície externa do corpo humano combinando-se técnicas ópticas com dispositivos de aquisição de imagem, sem contato físico com o corpo. Os sistemas de projeção de luz podem ser classificados quanto a fonte emissora de luz que utilizam, luz branca ou laser. Os sistemas baseados em escaneamento a laser consistem na varredura da superfície do corpo por um feixe de laser enquanto o sistema de aquisição de imagens captura a posição do feixe. Já os sistemas que utilizam a luz branca projetam um padrão geométrico sobre toda a superfície estudada e um sistema de aquisição de imagem registra a superfície do objeto iluminada com o padrão geométrico Istook e Hwang, (2001).

Atualmente, sistemas comerciais baseados em escaneamento a laser são utilizados para obtenção de modelos 3D principalmente na indústria têxtil Yu e Xu, (2010) e de animação Magnenat-Thalmann *et al.*, (2004) e em estudos de ergonomia e antropometria Wang *et al.*, (2006). Embora os sistemas de escaneamento a laser sejam capazes de gerar modelos que reproduzem com fidedignidade o objeto estudado, requerem que o objeto permaneça estático durante o escaneamento, impossibilitando o uso para análise de movimentos. Os sistemas baseados em projeção estruturada de luz são aplicáveis para análise de movimento, porém, exigem a elaboração de algoritmos dedicados a detecção e rastreamento do padrão de luz projetado na superfície do objeto.

Usando um sistema de projeção estruturada de luz, Frobin e Hierholzer, (1982) propuseram um método de análise da forma da superfície posterior do tronco baseado em medidas das curvaturas de superfície. O método foi aplicado principalmente no estudo de deformidades da coluna vertebral como a escoliose. (Hierholzer e Luxamann, (1982), (Drerup e Hierholzer, (1996) ; (Frobin e Hierholzer, (1982), (Hackenberg *et al.*, (2003); (Buendía *et al.*, (1999), (Zubairi, (2002). Também utilizando um sistema de projeção estruturada de luz,

Paterniani *et al.*, (2001) propuseram um método de reconstrução e análise da superfície do tronco onde foram obtidas medidas de áreas, perímetros e curvas de nível da superfície reconstruída em situação estática.

Os modelos de medição da deformação do tronco durante a respiração propostos até então são baseadas em métodos que consideram a movimentação apenas de alguns pontos ou regiões do tronco. São métodos indiretos como a pletismografia por indutância e a magnetometria que medem perímetros, áreas e distâncias entre alguns pontos posicionados em regiões específicas do tronco. Foram aplicados principalmente para descrever padrões de movimentação do tronco em doentes pulmonares obstrutivos crônicos (DPOC), doentes pulmonares restritivos (Tobin *et al.*, (1983); crianças (Warren *et al.*, (1989); adultos de variadas idades e ambos os gêneros em diferentes posições corporais (em pé, supino e sentado). (Verschakelen e Demedts, (1995). Métodos ópticos que utilizam marcadores de superfície também já foram utilizados para descrição da movimentação e medição dos volumes do tronco durante a respiração. Um modelo de descrição da movimentação das costelas foi proposto por Sarro *et al.*, (2009) e mediu as variações das distâncias ântero-posteriores e transversais correspondente à movimentação das 10 primeiras costelas durante a respiração. O método foi aplicado para identificação e descrição de padrões de movimentação em grupos de sujeitos normais e atletas de natação Sarro *et al.*, (2008). A proposta de medir a variação dos volumes do tronco também foi utilizada com o objetivo de identificar padrões de movimentação do tronco durante a respiração. Um modelo de representação que subdividiu o tronco em três compartimentos foi proposto por Ferrigno *et al.*, (1994) e permitiu a caracterização da movimentação das regiões delimitadas pelos compartimentos durante o ciclo respiratório.

Embora os métodos ópticos baseados em marcadores representem um avanço no que diz respeito à análise da forma do tronco durante a respiração, os modelos propostos até então ainda estão limitados a análises de regiões do tronco e de movimentos específicos como o das costelas. Já os métodos baseados em projeção de luz foram utilizados para a análise da superfície do tronco somente em situação estática. Frente à escassez de modelos que permitam a descrição detalhada da superfície do tronco durante a respiração, o presente trabalho apresenta um novo método baseado em projeção de luz para reconstrução e análise da superfície do tronco durante a respiração.

Para tal, o primeiro capítulo apresenta o método de projeção de luz e reconstrução da superfície que foi desenvolvido para análise da superfície do tronco durante a respiração. O capítulo descreve todo o método desde o sistema de projeção de luz até os algoritmos que foram desenvolvidos para medição, rastreamento e reconstrução 3D das marcas projetadas, bem como o algoritmo de reconstrução e análise da superfície do tronco. No segundo capítulo foi proposta uma aplicação do método para análise da superfície do tronco durante a respiração de dois sujeitos com formas e dimensões de tronco diferentes. O terceiro capítulo apresenta testes que foram realizados para avaliar o método de cálculo de volume do tronco desenvolvido. Além disso, será apresentado um estudo realizado com um sujeito para comparar a variação de volume do tronco obtida pelo método de projeção de luz com a variação de volume de ar trocado durante o ciclo respiratório obtido pela espirometria. A tese ainda conta com as considerações finais, na qual são sintetizados os avanços obtidos e descritos nos três capítulos principais e as perspectivas para estudos futuros. Encontram-se em anexo o parecer do comitê de ética em pesquisa, bem como o termo de consentimento livre e esclarecido que os sujeitos participantes da pesquisa assinaram. Também anexado está na íntegra o artigo “ *A novel video-based method using projected light to measure trunk volumes during respiration*” publicado na revista *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* em dezembro de 2010.

## OBJETIVOS

**Objetivo Geral:** Propor e avaliar um método baseado em projeção de luz para reconstrução e análise da superfície do tronco durante a respiração

**Objetivos Específicos:**

- Propor um método para reconstrução da superfície do tronco baseado num sistema de projeção de luz
- Analisar a superfície do tronco através do cálculo dos volumes parciais e totais, perímetros e mapas de contorno.
- Avaliar a aplicabilidade do método de reconstrução e da análise da superfície do tronco durante a respiração.
- Comparar o método proposto para cálculo de volume do tronco com a espirometria.
- Comparar o método proposto para reconstrução da superfície do tronco com o método proposto em Lodovico *et al.*, (2010) .

# CAPÍTULO 1: Sistema de reconstrução e análise da superfície do tronco humano

O sistema de reconstrução e análise da superfície do tronco que será apresentado neste trabalho baseou-se no sistema inicialmente proposto por Lodovico *et al.*, (2010)– Anexo 1. Para as comparações entre os sistemas, o sistema proposto por Lodovico *et al.*, (2010) será denominado sistema 1 (“S1”) e o sistema atual de sistema 2 (“S2”).

No S1, dois projetores multimídia (Epson- Power Lite S1) foram usados para iluminar a superfície anterior e posterior do tronco com uma malha densa de marcas circulares e quatro câmeras de vídeo digitas (JVC 9500) registraram as imagens das superfícies iluminadas. As marcas projetadas foram identificadas nas imagens e as coordenadas 3D foram reconstruídas através de algoritmos de segmentação de imagem e reconstrução implementados no Software *MatLab*® 7.0.1. A partir dos dados 3D, a reconstrução da superfície e o cálculo do volume do tronco foi feita através de rotinas implementadas no software *VTK 4.2.1 (Visualization ToolKit)*-Kitware, Inc. Mais detalhes sobre o S1 podem ser encontrados em Pachêco, (2006).

No S2, uma nova versão do sistema foi desenvolvida. Este capítulo tem como objetivo descrever a nova versão do sistema desenvolvida, bem como comparar os dois sistemas.

## 1.1. Configuração do Sistema – S2

### 1.1.1. Câmeras, Projetores e Tripés

O sistema de projeção de luz S2 é composto de 4 câmeras de vídeo industriais, 2 projetores digitais e 2 tripés.

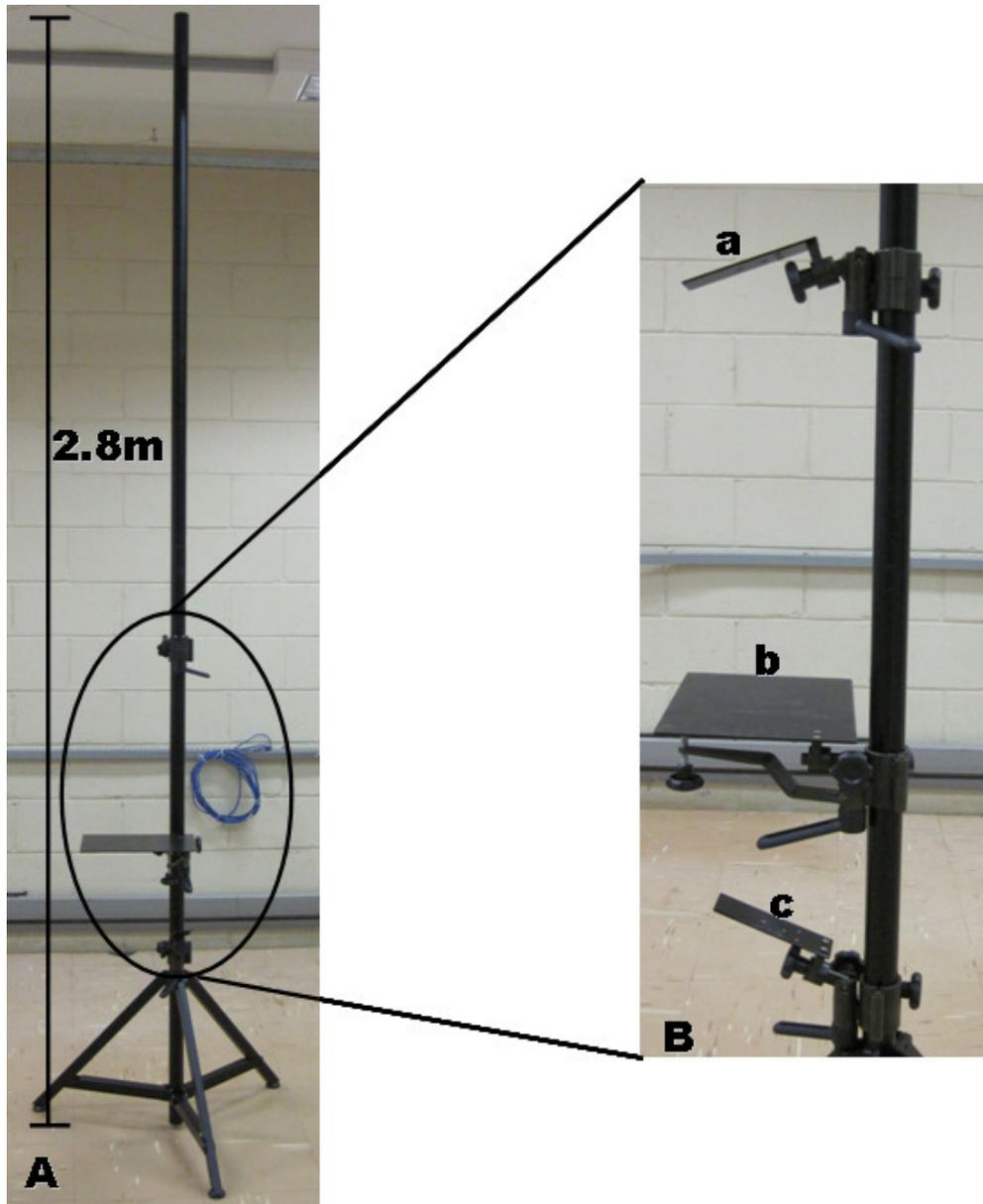
As câmeras são da marca Basler (fc602A) com sensor do tipo CMOS e resolução de 656 x 490 pixels, montadas com lentes da marca Tamron modelo 12VM412ASIR de ajuste manual do zoom (f 4-12 mm), da abertura da iris (F/1.2 – fechado) e do foco (0,3 m -  $\infty$ ). A frequência de aquisição das imagens é de 30Hz. As câmeras são conectadas por cabos de captura (IEEE 1394

6X6) em um único computador para captura das imagens em tempo real. O processador do computador usado para captura das imagens é Intel®Core™Duo E8400 – 3 GHz com 3.25 Gb de RAM. O controle da aquisição das imagens bem como de parâmetros como frequência de aquisição, *shutter*, brilho, cor e área de interesse da imagem são feitos através de um *software* desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas (Unicamp).

Além da conexão com o computador, as câmeras são conectadas em um disparador de sinal TTL (*Transistor-Transistor Logic*) por um cabo ethernet a fim de serem sincronizadas. O disparador é um emissor de sinal TTL, entre 0 e 5 V, que controla a abertura dos obturadores de todas as câmeras a ele conectadas. Sendo assim, após o início da captura das imagens por todas as câmeras, o sinal TTL enviado pelo disparador garante que os obturadores das câmeras se abram simultaneamente, impedindo assim que ocorra defasagem temporal entre as imagens adquiridas.

Dois projetores digitais idênticos da marca *Benq* modelo MP511+, resolução de 800 x 600 SVGA, contraste de 2000:1 e 2.100 ANSI Lumens são utilizados. Cada projetor é conectado em um *notebook* através de um cabo de vídeo. Os *notebooks* transmitem para os projetores, através do *Software Microsoft Power Point®*, o padrão geométrico que é projetado sobre as superfícies do tronco.

As câmeras e os projetores são fixados em dois tripés especialmente desenvolvidos para este sistema de projeção de luz. Como demonstrado na Figura 1, cada tripé é composto por um eixo vertical principal de 2,8 metros de altura onde são acoplados 2 suportes para as câmeras e 1 suporte para o projetor. Os suportes têm a possibilidade de variar a altura no eixo principal e ainda permitiam três graus de liberdade de rotação.



**Figura 1:(A) Visão geral do tripé especialmente desenvolvido para o sistema de projeção de luz (S2); (B) Detalhe dos suportes das câmeras (a e c) e do suporte do projetor (b).**

### **1.1.2. Configuração Experimental**

Um tripé, contendo duas câmeras e um projetor é posicionado anteriormente ao sujeito e outro posicionado posteriormente. A altura das câmeras e dos projetores bem como a distância entre o eixo principal do tripé e o sujeito (Figura 2) são aproximadamente as mesmas para o

conjunto anterior e para o conjunto posterior de câmeras de projetores. As câmeras superiores são fixadas a aproximadamente 1,5 metros de altura, as câmeras inferiores a 0,5 metros e a distância entre o eixo do tripé e o sujeito é de 1,5 metros. Na Figura 2 temos representada a posição do sujeito (representado por um manequim de tronco masculino) em relação aos dois conjuntos de câmeras e projetores. Para os dois conjuntos, o ângulo entre a câmera superior e a câmera inferior é de aproximadamente 45°.



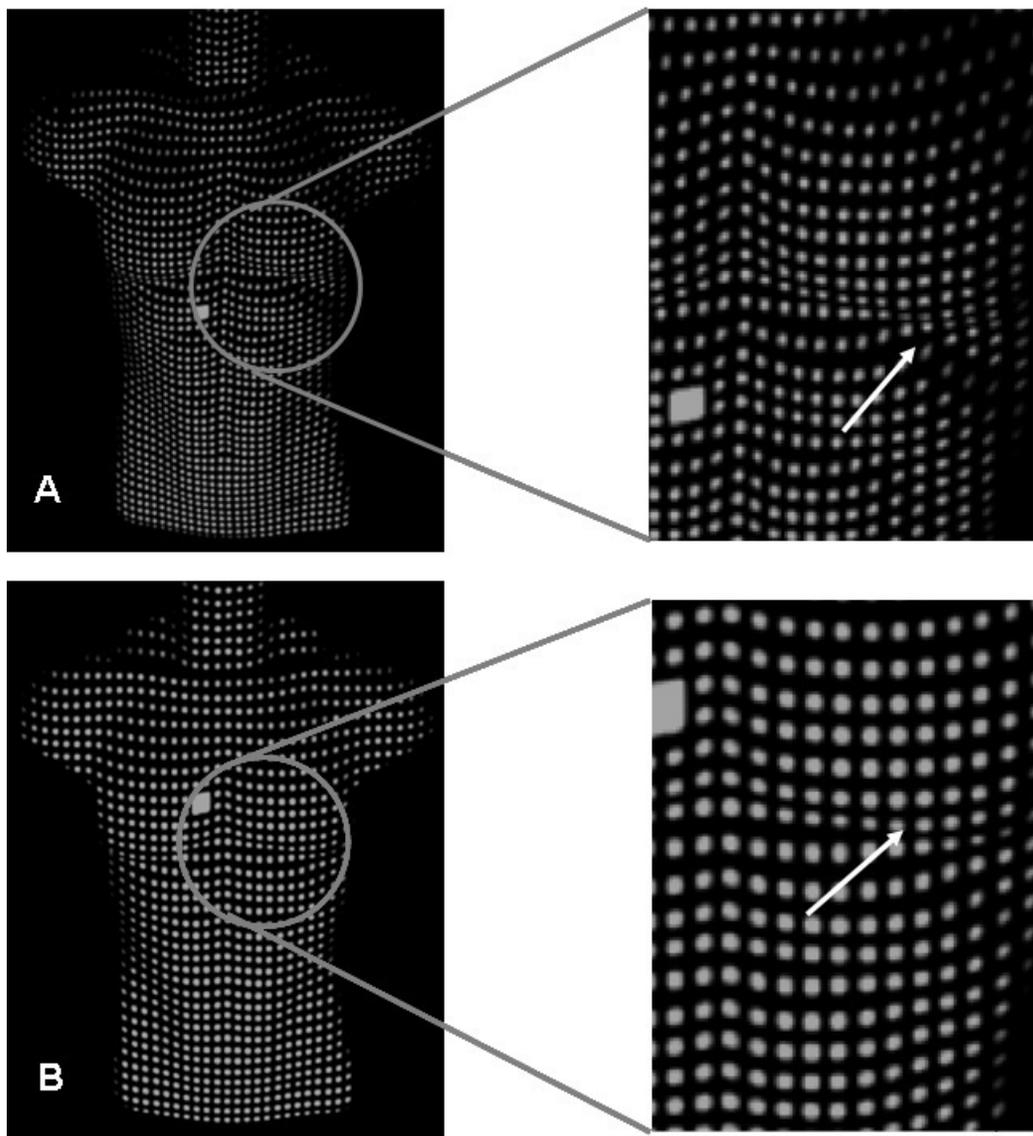
**Figura 2: Configuração experimental com o posicionamento das câmeras dos projetores e do manequim de tronco. (A) Câmera Anterior Superior (CAS); (B) Projetor Anterior; (C) Câmera Anterior Inferior; (D) Câmera Posterior Superior (CPS); (E) Projetor Posterior; (F) Câmera Posterior Inferior (CPI); (G) Manequim de tronco.**

## 1.2. Projeção de luz

### 1.2.1. Padrão Geométrico

O padrão geométrico é composto por 2800 (70x40) marcas circulares brancas de mesmo tamanho, uniformemente distribuídas sobre um fundo preto. A razão entre o raio da marca circular e o segmento que une os centros de duas marcas adjacentes é de  $\frac{1}{4}$ . Uma das marcas tem tamanho maior que as demais, correspondente ao tamanho de 4 marcas. Esta marca maior, localizada no centro do padrão geométrico, serve de referência no processo de rotulagem das marcas que será descrito a no item 1.4 deste capítulo.

Comparando-se o padrão geométrico entre os dois sistemas, houve um aumento no tamanho das marcas e conseqüentemente uma redução de 30% no número de marcas do S2 em relação ao S1. A mudança se deveu ao fato de que quando o padrão geométrico do S1 era projetado sobre a superfície, devido à inclinação das câmeras, em algumas regiões de maior curvatura as marcas apareciam sobrepostas nas imagens. A Figura 3 mostra uma comparação entre a malha do S1 (Figura 3A) e a malha do S2 (Figura 3B) para a mesma câmera projetada sobre a superfície anterior de um manequim de tronco masculino. Podemos observar nesta figura que quando a malha do S1 é projetada em regiões do manequim com curvaturas mais acentuadas as marcas ficam sobrepostas, o que não acontece quando comparamos as mesmas regiões com a malha do S2.



**Figura 3: Comparação entre o padrão geométrico do S1(A) e S2 (B) projetados sobre a superfície anterior de um manequim de tronco masculino.**

## 1.3. Calibração das câmeras

O procedimento de calibração das câmeras tem como objetivo estabelecer uma relação matemática entre as coordenadas 3D de um ponto na cena e as coordenadas 2D de suas projeções na imagem gravada pelas câmeras. Além disso, a calibração também corrige a distorção óptica das imagens gerada pelo uso das lentes grande angular. Para tal, primeiramente quantifica-se os parâmetros de calibração das câmeras através do método proposto por Abdel-Aziz e Karara (1971) denominado DLT (Direct Linear Transformation). A partir desses parâmetros a calibração com a correção da distorção óptica foi determinada. Detalhes destes procedimentos serão descritos a seguir.

### 1.3.1. Objetos de Calibração

Para a calibração das câmeras, são filmadas esferas recobertas com fita retrorefletiva com coordenadas 3D conhecidas. As esferas foram posicionadas em seis fios de prumo a uma distância vertical de aproximadamente 10 cm umas das outras. Esses fios foram encaixados em trilhos fixados no teto do laboratório de maneira a formar uma figura volumétrica de 40,5 cm de largura e 29 cm de comprimento e 150 cm de altura. Os eixos X, Y, Z, bem como a origem do sistema de referência, foram definidos conforme demonstrado na Figura 4. A origem do sistema de referências foi definida, em relação à posição do sujeito na situação experimental, na extremidade ântero-inferior direita e a orientação adotada foi: eixo Y correspondendo à vertical física com sentido positivo para cima, eixo X no sentido do eixo sagital do sujeito com sentido positivo para trás e eixo Z no sentido do eixo transversal do sujeito com sentido positivo para a esquerda.

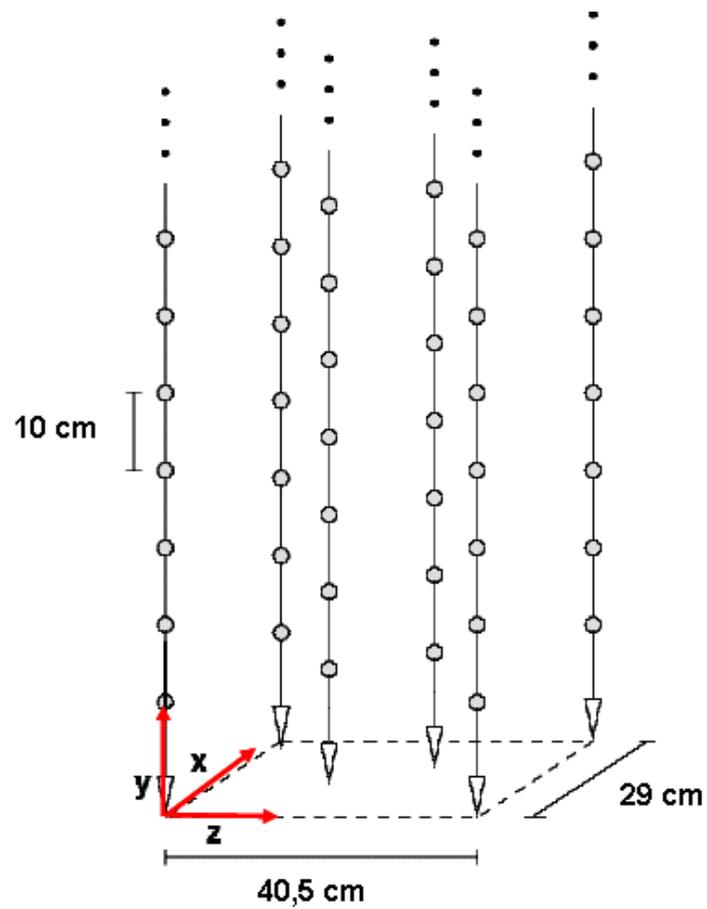


Figura 4: Esquema que mostra as dimensões do volume calibrado, os eixos e a origem do sistema de referência.

### 1.3.2. Correção da distorção óptica

Os procedimentos de correção da distorção óptica foram desenvolvidos no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Unicamp em parceria com o Instituto de Computação da Unicamp e estão detalhados em Silvatti *et al.*, (2009).

## 1.4. Identificação das marcas

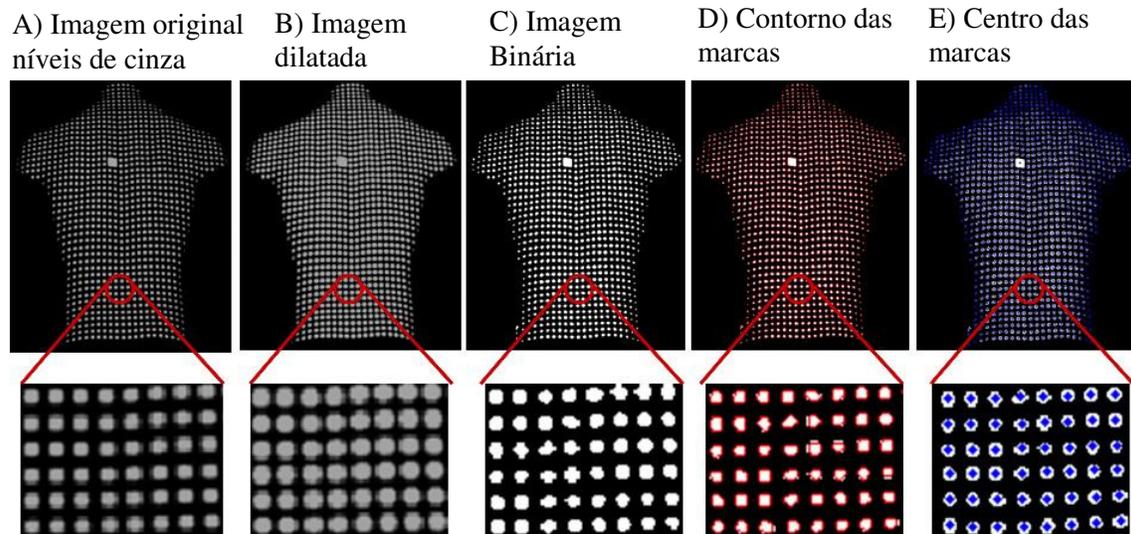
Diferente dos sistemas para análise cinemática mais difundidos em análises dos movimentos humanos que utilizam uma pequena quantidade de marcadores fixados sobre a pele do sujeito, os sistemas baseados em projeção de luz projetam uma grande quantidade de marcas sobre a superfície de estudo. A identificação correta desta grande quantidade de marcas projetadas sobre a superfície é tida como um dos principais desafios do uso destes sistemas. O processo de identificação se dá através da localização, rotulagem e rastreamento das marcas na sequência de imagens.

### 1.4.1 Localização das marcas

Para localização das marcas as imagens são processadas considerando informações relativas ao contraste entre as marcas e o fundo das imagens, forma e dimensão das marcas frente ao conjunto de objetos encontrados na imagem.

As imagens são processadas conforme as seguintes etapas: a) Dilatação da imagem original em níveis de cinza (8 bits) (Figura 5a) a partir de um elemento estruturante em forma de disco. Esta dilatação é realizada com o objetivo de ampliar as regiões claras da imagem que neste caso correspondiam aos objetos a serem identificados, ou seja, as marcas (Figura 5b); b) binarização da imagem dilatada através da identificação de máximos regionais. Máximos regionais são conexões de pixels com valor de intensidade constante e menor valor de intensidade dos pixels da fronteira externa. O número de pixels conectados em cada máximo regional ( $H$ ) pode ser definido pelo operador dependendo do tamanho dos objetos buscados na imagem. Neste processo, atribui-se o valor um aos pixels que compunham os máximos regionais (objetos da imagem) e zero aos demais pixels (fundo). Desta forma a imagem passa a ser representada por uma matriz numérica binária (Figura 5c); b) Definição do contorno dos objetos da imagem (marcas e ruídos). O contorno dos objetos é definido a partir da idéia de detecção de fronteiras, onde um objeto passa a ser identificado pelos pixels que definem o seu contorno (Figura 5d); c) Cálculo do centro das marcas (Figura 5e). Sabendo que cada pixel que compõe a fronteira de um

objeto é definido pela posição que ele ocupa na linha e na coluna da imagem, o centro dos objetos da imagem é obtido através do cálculo da posição média dos pixels da fronteira.



**Figura 5: Etapas do processamento das imagens para localização das marcas.**

Como exemplo do processo de localização das marcas, temos na Figura 6 a imagem da superfície anterior de um manequim de tronco masculino registrada pelas câmeras inferior e superior. Os pontos azuis representam os objetos da imagem considerados como sendo as marcas. Na imagem da câmera superior todas as 1046 marcas projetadas sobre a superfície foram localizadas, e na imagem da câmera inferior 1043 marcas das 1045 projetadas foram localizadas.

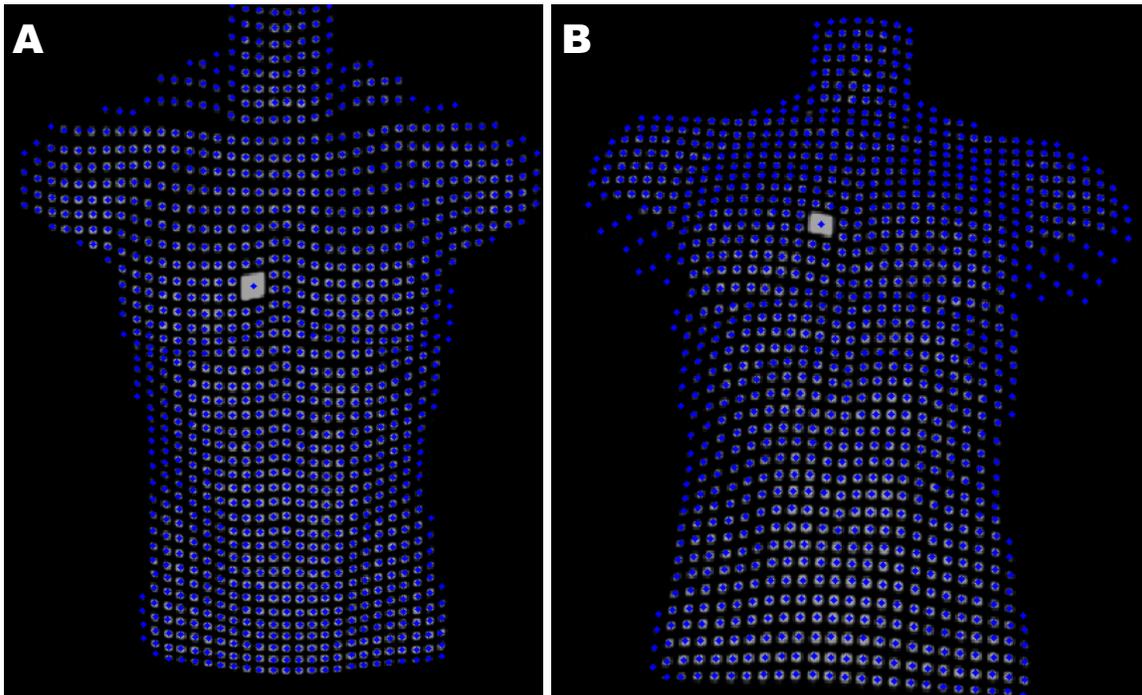


Figura 6:Localização das marcas. Os pontos em azul representam as marcas localizadas na câmera superior (A) e na inferior (B)

### 1.4.2. Rotulagem das marcas

Uma vez localizadas as marcas nas imagens tornou-se necessário estabelecer uma correspondência entre as marcas nas diferentes projeções, dado que para que a reconstrução 3D seja possível é necessário que cada marca seja identificada nas imagens de pelo menos 2 câmeras.

A este processo chamamos de rotulagem das marcas e teve como objetivo atribuir a mesma identificação (número e ordem) para uma marca nas diferentes projeções considerando a posição e orientação desta na imagem relativa à marca de referência (marca de tamanho maior desenhada no centro do padrão geométrico). A rotulagem das marcas é feita de forma comparativa no primeiro quadro de cada sequência do conjunto de imagens que visualizavam as mesmas marcas projetadas sobre a superfície do tronco.

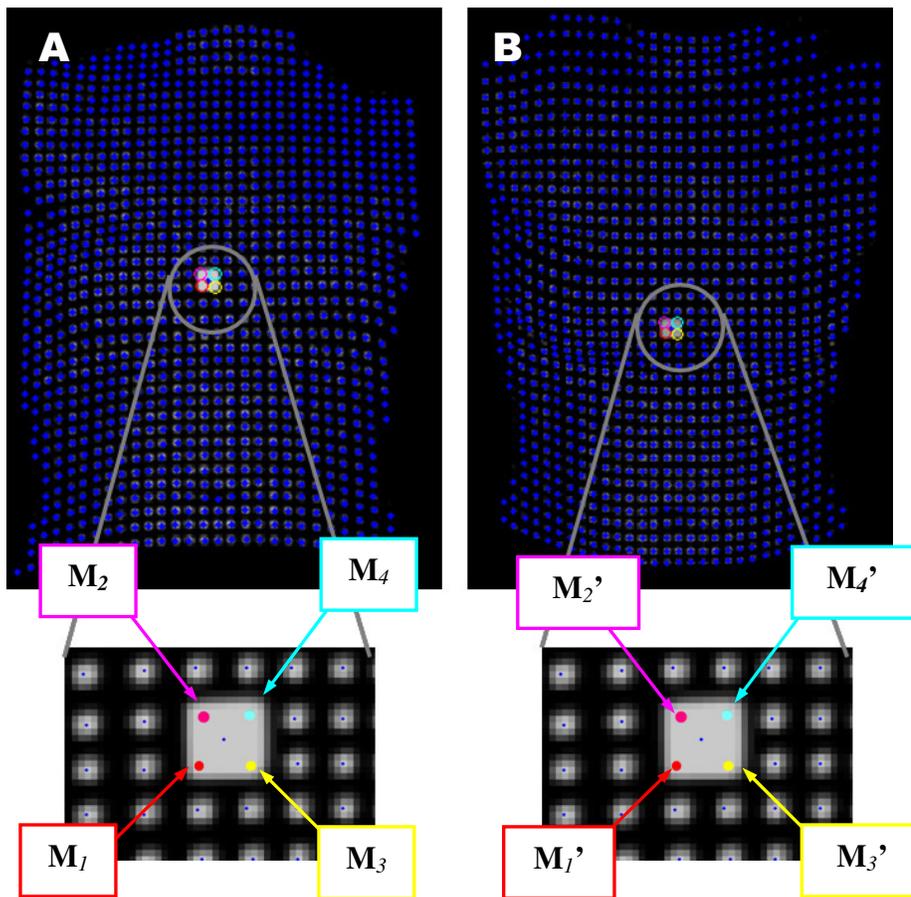
Para melhor entender o processo de rotulagem das marcas, tomemos como exemplo o conjunto de imagens registradas pelo par de câmeras posicionado anteriormente ao sujeito – CAI

(Figura 7A) e CAS (Figura 7B). Em cada imagem a marca de referência é identificada automaticamente e esta marca é dividida em 4 marcas que darão início ao processo de rotulagem (Figura 7). Temos então 2 conjuntos de pontos:  $C1 = \{M_1, M_2, M_3, M_4\}$  para a CAI e:  $C2 = \{M_1', M_2', M_3', M_4'\}$  para a CAS. A partir das quatro marcas identificadas, são formadas duas linhas de base segundo a ordem de identificação destas marcas. Por exemplo, uma linha de base  $L_{b1}$  começa com duas marcas  $M_1$  e  $M_2$  (Figura 7A). Uma marca  $M_i$  é considerada pertencente a esta linha se atender aos seguintes critérios:

**Critério 1:** a distância dentre  $M_i$  e  $M_2$  for menor que a uma dada **Tolerância de Distância**;

**Critério 2:** a distância de  $M_i$  a direção definida por  $M_1 M_2$  for menor que uma dada **Tolerância de Direção**;

**Critério 3:** o sentido dos vetores  $M_1 M_2$  e a projeção de  $M_1 M_i$  sobre  $M_1 M_2$  for o mesmo.



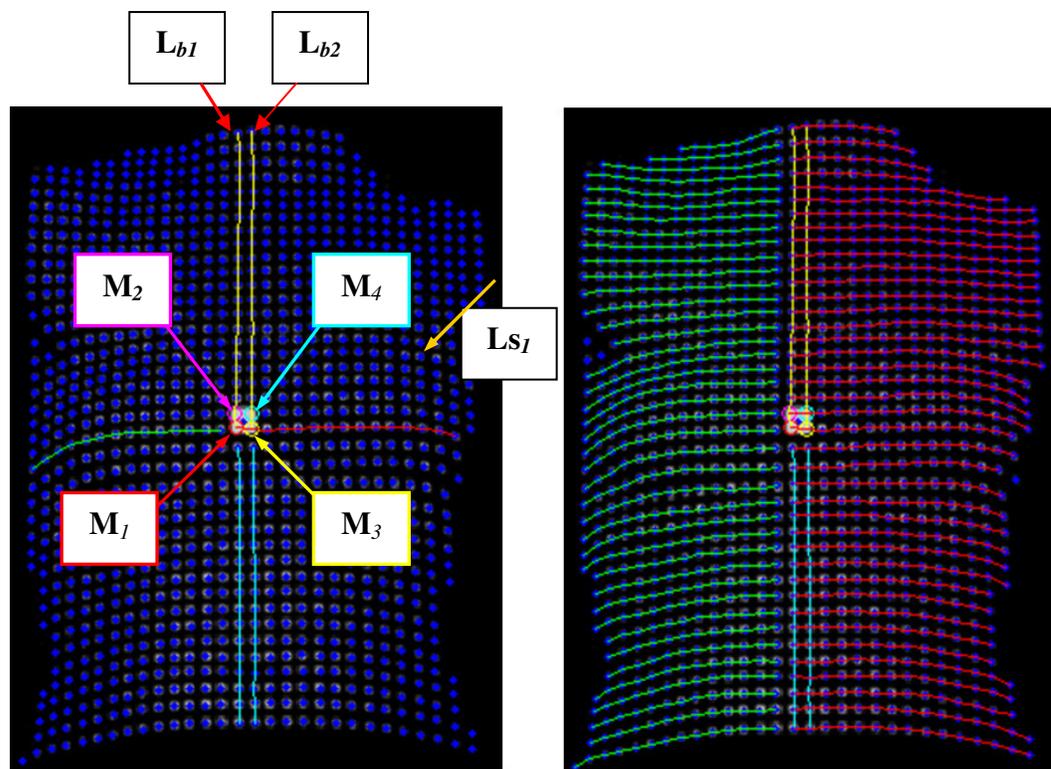
**Figura 7: Imagens das câmeras anterior inferior (A) e anterior superior (B) com as 4 marcas usadas para iniciar a rotulagem.**

Os critérios de tolerância de direção e tolerância de distância são definidos pelo operador antes do início do processo de rotulagem e todas as demais etapas são realizadas automaticamente.

Dentre as marcas que atendem aos critérios 1 e 3 seleciona-se aquela que produzir menor distância no critério 2. Levando em consideração estes critérios, localizam-se as demais marcas até que nenhuma marca mais atenda aos critérios e a linha (traço amarelo- Figura 8A) será, portanto, considerada completa neste sentido. Inverte-se o sentido, passando de  $M_2$  para  $M_1$  (traço azul- Figura 8A) e, usando os mesmos critérios, localizam-se todas as marcas neste novo sentido.

A segunda linha de base ( $L_{b2}$ ) é construída da mesma forma, porém, a partir das outras duas marcas ( $M_3$  e  $M_4$ ) dadas na inicialização. A identificação das marcas nas demais linhas é

feita segundo os mesmos critérios descritos acima, porém, as marcas de inicialização são definidas a partir dos pares de marcas formadas pelas duas linhas de base. Por exemplo, dadas as marcas  $M_1$  e  $M_3$  (Figura 8A), uma linha ( $L_{s1}$ ) será construída no sentido de  $M_1$  para  $M_3$  (traço vermelho- Figura 8A) e no sentido de  $M_3$  para  $M_1$ . (traço verde- Figura 8A). Todas as demais linhas são formadas da mesma forma que  $L_{d1}$ .



**Figura 8:** (A) Imagem da CAS com a representação das linhas de base 1 ( $L_{b1}$ ) 2 ( $L_{b2}$ ) e linha secundária 1 ( $L_{s1}$ ). (B) Exemplo do processo de rotulagem completo com a representação das linhas de base (verticais), das demais linhas (horizontais) e das quatro marcas de inicialização representadas com bordas coloridas.

Visando a identificação correta do maior número de marcas possível, o operador pode escolher a melhor imagem da sequência para realizar a rotulagem. A Figura 9 mostra um exemplo da rotulagem no instante um (Figura 9A) e no instante cinco (Figura 9B) de uma sequência de imagens de um sujeito. No instante cinco a rotulagem identificou corretamente um maior número de marcas se comparado com o instante um. Nesta sequência de imagens, a rotulagem das marcas foi feita no instante cinco.

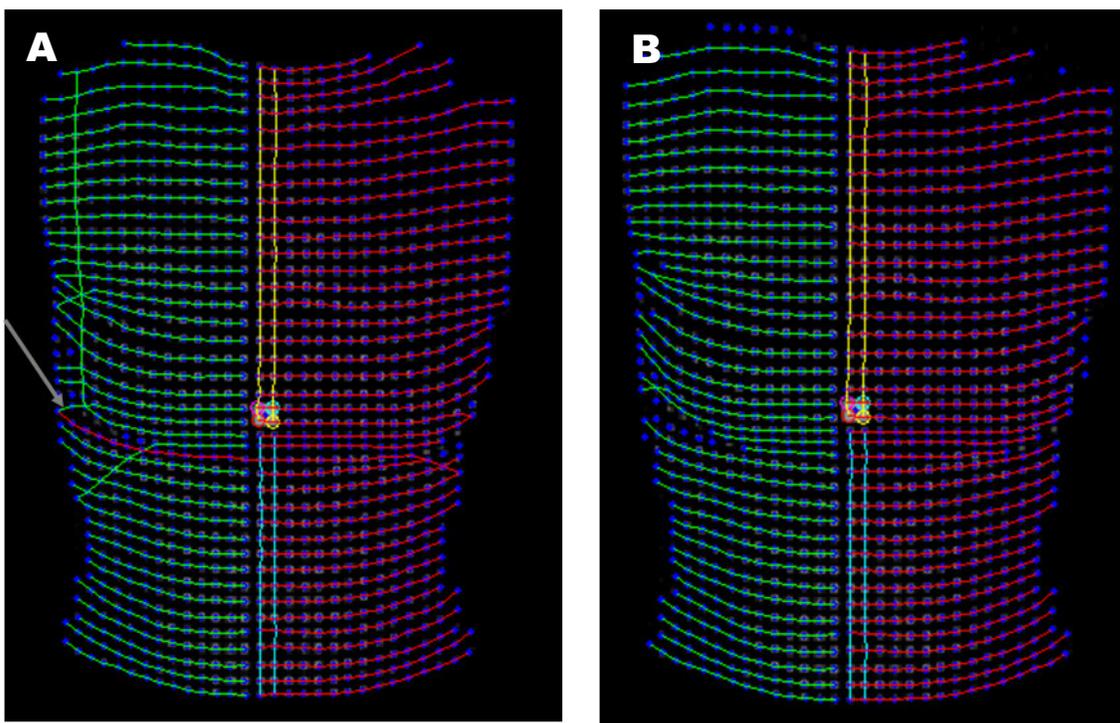
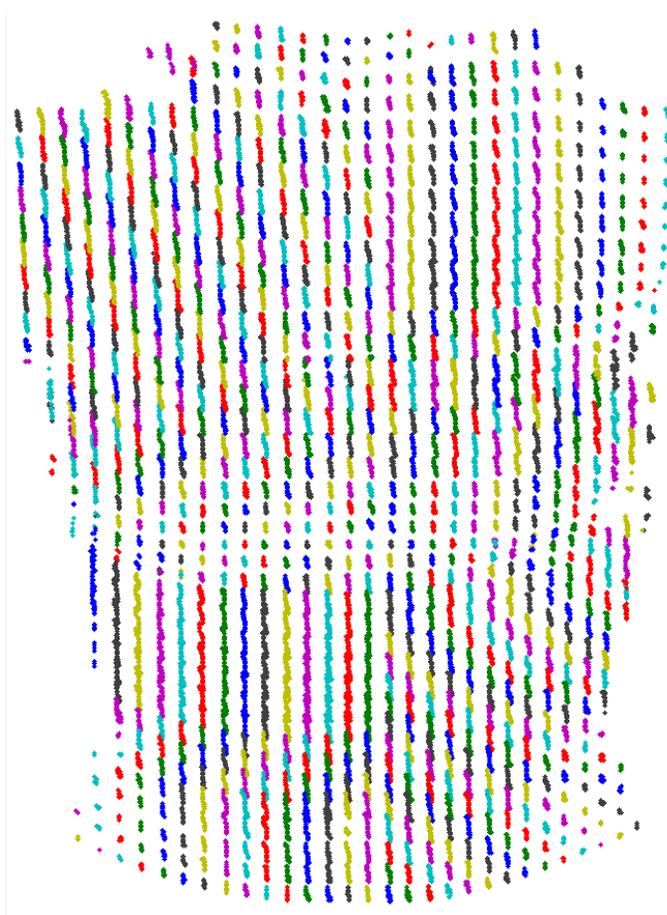


Figura 9: Rotulagem no instante um (A) e no instante cinco (B) de uma seqüência de imagens de um sujeito.

### 1.4.3. Rastreamento das marcas

Uma vez identificadas as marcas correspondentes nas diferentes projeções no primeiro quadro da seqüência, as marcas são identificadas nos quadros subseqüentes por proximidade. Tomemos como exemplo o conjunto de marcas  $\{M\}$  identificadas no primeiro quadro de uma seqüência de imagens da CAS. Uma marca  $M1$  é identificada no instante  $i+1$  da seguinte forma: dada  $M1$  no instante  $i$ , a distância entre  $M1$  e todas as marcas identificadas no instante  $i+1$  é calculada. A marca  $M1$  no instante  $i+1$  é considerada como sendo a marca que apresenta a menor distância. Este processo é feito para todas as marcas em todos os quadros da seqüência. Na Figura 10 temos o resultado do rastreamento das marcas durante um ciclo respiratório para a imagem de uma câmara posicionada anteriormente ao sujeito. Nesta figura, os traços coloridos representam o movimento de cada marca rastreada ao longo do ciclo.



**Figura 10: Resultado do rastreamento das marcas localizadas nas imagens da câmera anterior superior durante um ciclo respiratório para um sujeito. Os traços coloridos representam o deslocamento das marcas.**

Na Tabela 1 estão apresentados os resultados da avaliação do número de marcas reconhecidas ao longo das etapas de processo de localização das marcas. Os resultados são referentes a um instante de tempo da filmagem da superfície de um manequim de tronco masculino. A mesma avaliação foi feita para o sistema S2 e os resultados também estão apresentados na Tabela 1. As linhas representam as etapas do processo de identificação das marcas e as colunas o número de marcas identificadas nas imagens de cada câmera nos dois sistemas.

**Tabela 1: Número de marcas identificadas nas etapas do processamento das imagens das quatro câmeras para os dois sistemas.**

	Sistema 1				Sistema 2			
	CAS	CAI	CPS	CPI	CAS	CAI	CPS	CPI
<b>Projetadas e visualizadas</b>	<b>1643</b> <b>100%</b>	<b>1616</b> <b>100%</b>	<b>1542</b> <b>100%</b>	<b>1526</b> <b>100%</b>	<b>1046</b> <b>100%</b>	<b>1045</b> <b>100%</b>	<b>1057</b> <b>100%</b>	<b>1055</b> <b>100%</b>
<b>Localizadas na imagem</b>	<b>1547</b> <b>94,2%</b>	<b>1557</b> <b>96,4%</b>	<b>1495</b> <b>97%</b>	<b>1488</b> <b>97,5%</b>	<b>1046</b> <b>100%</b>	<b>1043</b> <b>99,8%</b>	<b>1057</b> <b>100%</b>	<b>1052</b> <b>99,7%</b>
<b>Corretamente rotuladas</b>	<b>1517</b> <b>92,3%</b>	<b>1557</b> <b>96,4%</b>	<b>1489</b> <b>97,2%</b>	<b>1485</b> <b>97,3%</b>	<b>1030</b> <b>98,5%</b>	<b>1028</b> <b>98,4%</b>	<b>1037</b> <b>98,1%</b>	<b>1050</b> <b>99,5%</b>
<b>Usadas para a reconstrução 3D</b>	<b>1517</b> <b>92,3%</b>	<b>1517</b> <b>93,9%</b>	<b>1485</b> <b>96,3%</b>	<b>1485</b> <b>97,3%</b>	<b>1028</b> <b>98,3%</b>	<b>1028</b> <b>98,4%</b>	<b>1037</b> <b>98,1%</b>	<b>1037</b> <b>98,3%</b>

**Legenda: (CAS) Câmera Anterior Superior; (CAI) Câmera Anterior Inferior; (CPS) Câmera Posterior Superior; (CPI) Câmera Posterior Inferior.**

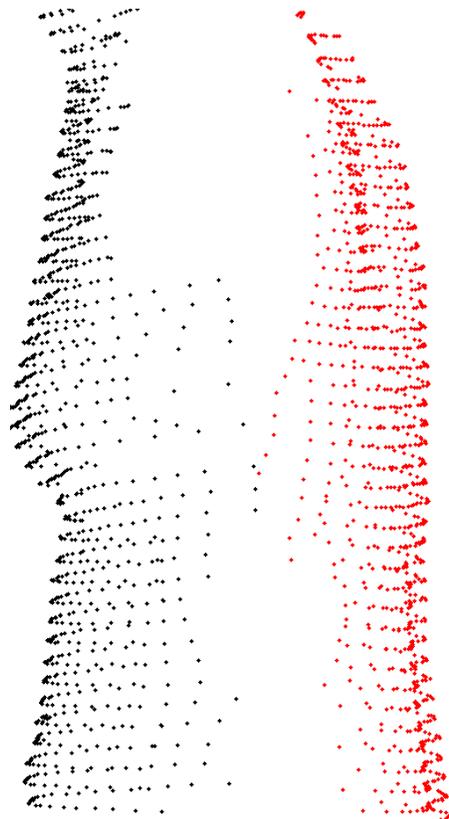
## 1.5. Reconstrução das coordenadas 3D

Uma vez identificadas as marcas correspondentes nos pares de imagens, as coordenadas 3D das marcas são reconstruídas usando o método DLT (Direct Linear Transformation) proposto por Abdel-Aziz e Karara (1971). Para efetuar a reconstrução o sistema de equações (Equação 1) abaixo é aplicado, onde:  $x_i^k$  e  $y_i^k$  são as coordenadas de tela do ponto de interesse na  $i$ -ésima imagem da câmera  $k$  ( $k=2$ );  $n_{kh}$  ( $h=1, \dots, 11$ ) são os 11 parâmetros de calibração de cada câmera e  $X_i$ ,  $Y_i$  e  $Z_i$  são as coordenadas espaciais do ponto de interesse na  $i$ -ésima imagem, a serem determinadas.

$$\begin{aligned} (n_1^k - n_3^k x_i^k)X_i + (n_4^k - n_6^k x_i^k)Y_i + (n_7^k - n_9^k x_i^k)Z_i + n_{10}^k - x_i^k &= 0 \\ (n_2^k - n_3^k y_i^k)X_i + (n_5^k - n_6^k y_i^k)Y_i + (n_8^k - n_9^k y_i^k)Z_i + n_{11}^k - y_i^k &= 0 \end{aligned} \quad \text{Equação 1}$$

Reconstruídas as coordenadas 3D das marcas, o tronco passou a ser representado por uma nuvem desordenada de pontos no espaço. Na Figura 11 temos o resultado da reconstrução 3D das

marcas reconhecidas na superfície anterior (pontos pretos) e na superfície posterior (pontos vermelhos) do tronco de um manequim de tronco masculino.



**Figura 11: Dados 3D (nuvem desordenada de pontos) da superfície anterior (pontos pretos) e posterior (pontos vermelhos) da superfície de um sujeito.**

### 1.5.1. Acurácia do sistema de projeção de luz

Para avaliar a qualidade da reconstrução tridimensional das coordenadas das marcas foi filmado o movimento de quatro marcadores esféricos cobertos com fitas retroreflexivas fixados sobre um corpo rígido (Figura 12). Para a filmagem do corpo rígido, as câmeras foram posicionadas conforme descrito no item 1.1.2 e para garantir o efeito retroreflexivo dos marcadores, em cada câmera foi colocado um iluminador. O corpo rígido foi movimentado durante 20 segundos ao longo de todo o volume de calibração. As coordenadas 3D dos marcadores foram reconstruídas ao longo de todo o movimento e a partir das coordenadas 3D, as distâncias entre os marcadores foi calculada. A distância entre os marcadores também foi obtida de forma direta e a acurácia ( $a$ ) do sistema foi determinada através da equação 2

$$a^2 = b^2 + p^2 \quad \text{Equação 2}$$

,onde  $b$  é a diferença entre o valor médio observado e o valor esperado (*bias*) e  $p$  é a precisão, dada pelo desvio-padrão das medidas.

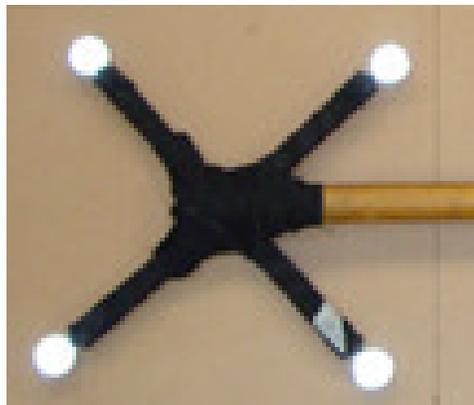


Figura 12: Corpo rígido usado no teste de acurácia do sistema.

O valor esperado da distância entre os marcadores obtida de forma direta foi de 285.40 milímetros e o valor médio obtido pela medida do sistema foi de 285.53 milímetros, portanto, um

*bias* igual a 0,13 milímetros e precisão igual a 0,67 milímetros, o que nos levou a uma acurácia 0.83 mm.

Na Figura 13 temos um exemplo de como a distância entre dois dos marcadores fixados sobre o corpo rígido variou ao longo dos 20 segundos de filmagem.

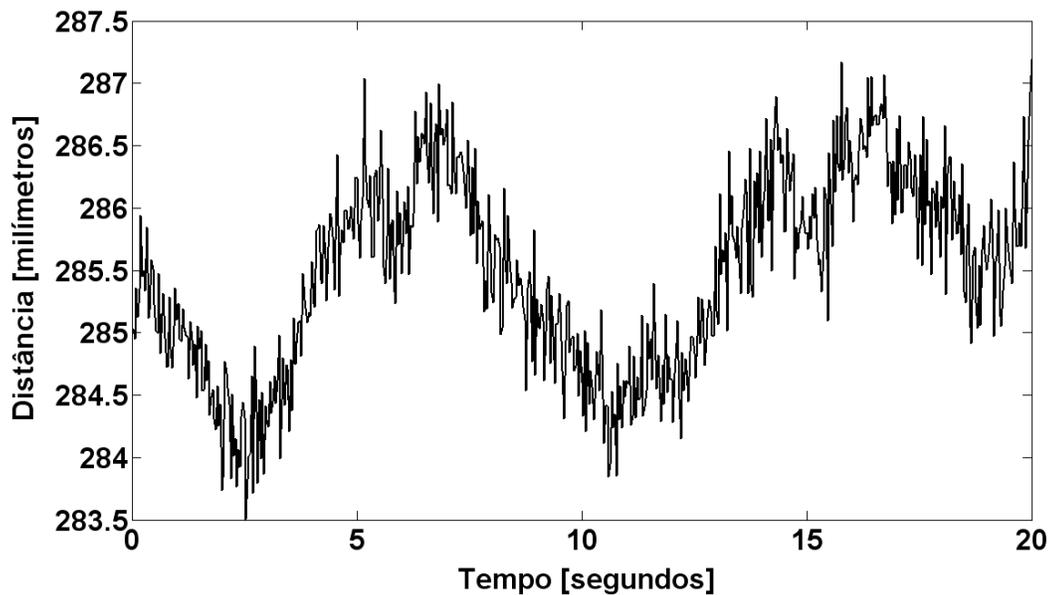


Figura 13: Variação da distância entre dois marcadores fixados sobre o corpo rígido usado no teste de acurácia do sistema.

## 1.6. Reconstrução e análise da superfície do tronco

A análise da superfície do tronco que será descrita a seguir foi desenvolvida para ser aplicada em dados 3D (nuvens desordenadas de pontos no espaço) obtidos através de sistemas de escaneamento corporal. No capítulo seguinte (2), serão apresentados os resultados da aplicação da proposta de análise da superfície do tronco nos dados 3D obtidos através do sistema S1 e S2.

Para melhor compreensão de como a nuvem desordenada de pontos foi tratada a fim de obterem-se medidas de volumes e perímetros do tronco e análise da superfície do tronco através de mapas topográficos, na Figura 14 temos uma visão geral da proposta de análise da superfície.

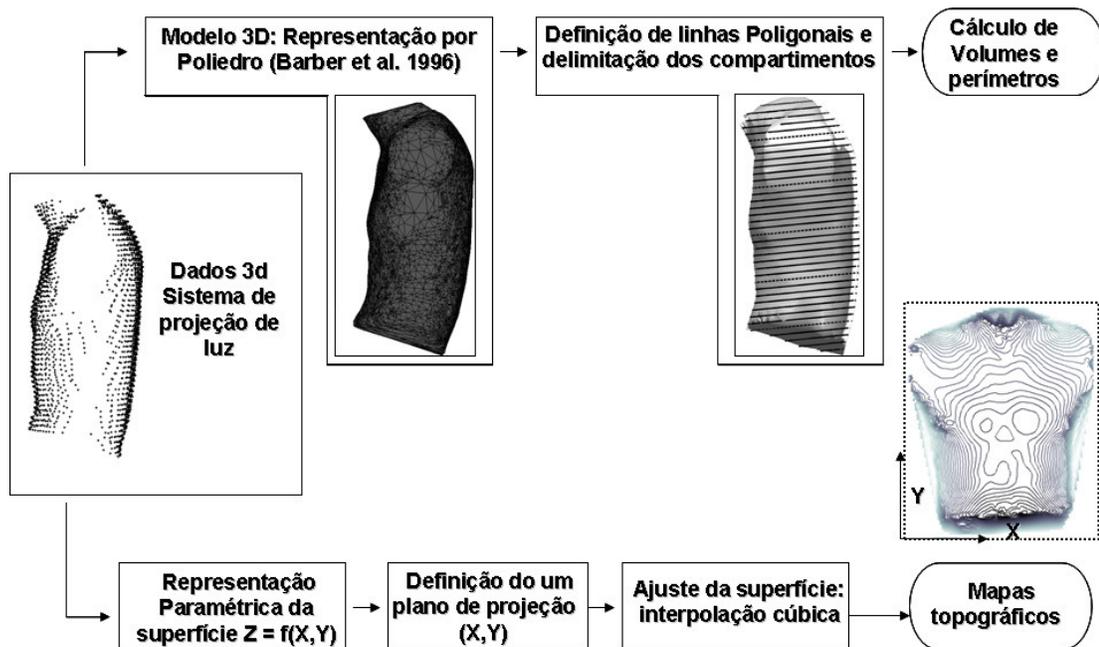


Figura 14: Visão geral da proposta de reconstrução e análise da superfície do tronco.

## 1.6.1 Sistemas de coordenadas

*Sistema de coordenadas do laboratório (L):* é definido conforme descrito no item 1.3.1 deste capítulo e está representado na Figura 15A. A origem do sistema (L) é definida, em relação à posição do sujeito na situação experimental, na extremidade ântero-inferior direita do volume e a orientação adotada foi: eixo Y correspondendo à vertical física com sentido positivo para cima, eixo X no sentido do eixo sagital do sujeito com sentido positivo para trás e eixo Z no sentido do eixo transversal do sujeito com sentido positivo para a esquerda.

Para a análise da superfície do tronco são definidos dois sistemas de coordenadas associado ao tronco (**T1** e **T2**). O sistema **T1** é utilizado para as análises de volumes e perímetros do tronco e o **T2** é usado para as análises da superfície do tronco através de mapas topográficos.

*Sistema de coordenada associado ao tronco (T1):* é definido a partir de uma origem e três eixos ortogonais (sistema de referência cartesiano) e baseou-se no sistema de coordenadas do laboratório (**L**). A origem do sistema de referencia foi trasladada a partir da origem do **L** para o ponto médio das coordenadas 3D dos pontos identificados sobre a superfície do tronco e os eixos foram mantidos paralelos aos eixos do sistema **L**. Na Figura 15B está representada a origem e os eixos ortogonais do sistema de referencia associado ao tronco. A orientação dos eixos do sistema **T** foi tal que os eixos X, Y e Z representassem respectivamente os eixos sagital, longitudinal e transversal do tronco.

*Sistema de coordenada associado ao tronco (T2):* é também definido a partir de uma origem e três eixos ortogonais (sistema de referência cartesiano) e baseou-se no sistema de coordenadas do laboratório (**L**). A origem do sistema é trasladada a partir da origem do **L** para o ponto médio das coordenadas 3D dos pontos identificados sobre a superfície do tronco. Os eixos são rodados de forma que X, Y e Z representassem respectivamente os eixos longitudinal, transversal e sagital do tronco. Esta mudança no sistema de coordenadas deve-se ao fato de que o cálculo da função que irá representa a superfície através de mapas topográficos (descrita em detalhes no item 1.6.2) é baseado na projeção dos pontos reconstruídos sobre o plano X-Y. O novo sistema de coordenadas maximiza o espalhamento dessa função, minimizando a deformação das distâncias e dos ângulos entre os vetores associados aos pontos, quando estes são projetados ortogonalmente sobre o plano.

Na Figura 15B e 15C estão representadas a origem e os eixos ortogonais do sistema **T1** e **T2** respectivamente. É importante mencionar que a orientação dos eixos dos sistemas **T1** e **T2** é dependente do posicionamento correto do sujeito no volume de calibração. Desta forma, o sujeito deve ser posicionado de modo que os eixos do sistema **T1** permaneçam paralelos aos eixos de sistema **L**.

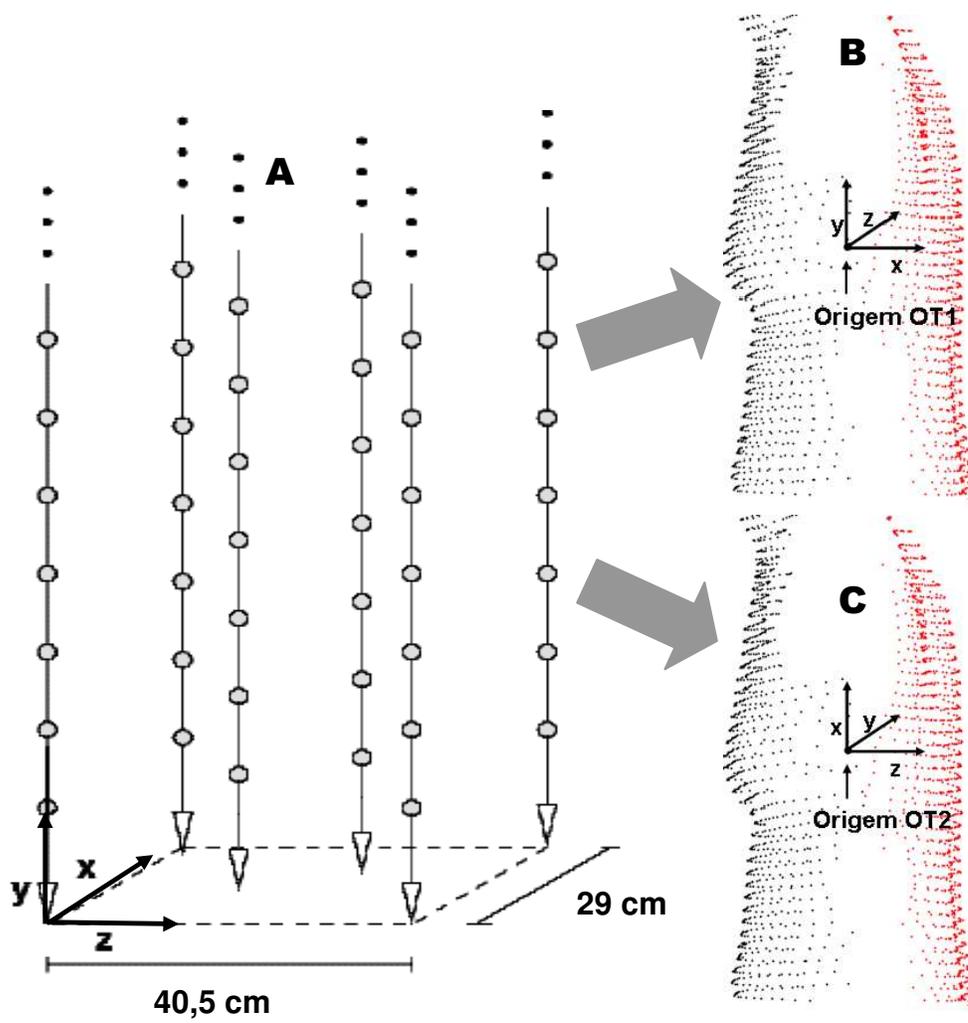


Figura 15: (A): Sistema de coordenadas do laboratório; (B): Sistema de coordenadas associado ao tronco T1 e; (C) Sistema de coordenadas associado ao tronco T2.

## 1.6.2. Representação do tronco como um poliedro

A ordenação da nuvem de pontos para gerar um poliedro fechado e suavizado no espaço que representasse o tronco é realizada conforme as seguintes etapas:

a) As coordenadas 3D de todos os pontos reconhecidos sobre a superfície são centradas na média do valor de cada coordenada.

b) As coordenadas cartesianas  $X$ ,  $Y$  e  $Z$  são convertidas nas coordenadas esféricas, theta ( $\theta$ ), phi ( $\varphi$ ) e rho ( $\rho$ ), onde:  $\rho$  representa a distância de cada ponto de coordenadas  $X$ ,  $Y$  e  $Z$  à origem do sistema de referência;  $\theta$  e  $\varphi$  representam o deslocamento angular (medido em radianos) do eixo positivo  $x$  e do plano  $x$ - $y$  respectivamente;

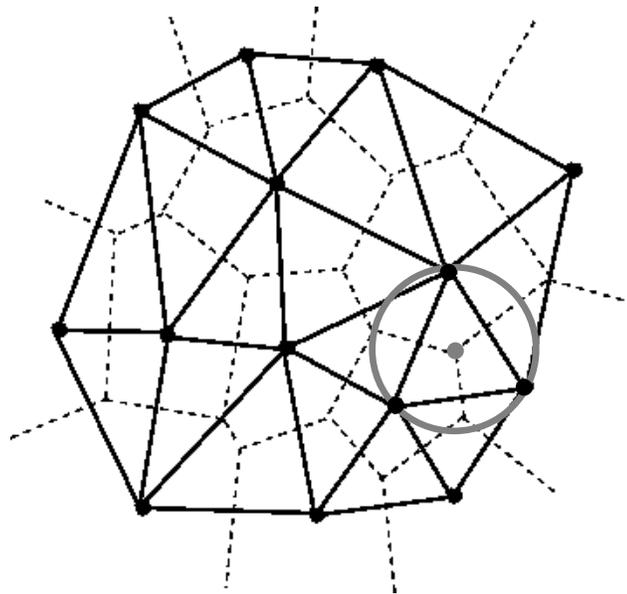
c) Conversão das coordenadas esféricas theta ( $\theta$ ), phi ( $\varphi$ ) e rho<sub>m</sub> ( $\rho_m$ ) dos pontos em coordenadas cartesianas  $XS$ ,  $YS$  e  $ZS$ . O rho<sub>m</sub> representa o valor médio de rho ( $\rho$ ) de todos os pontos;

d) Triangulação sobre o novo conjunto de pontos  $XS$ ,  $YS$ ,  $ZS$  usando o algoritmo proposto por Barber et al.2006 denominado *Qhull*. Basicamente a algoritmo *Qhull* calcula o envoltório convexo, a intersecção de meio espaço (dual do envoltório convexo), a triangulação de Delaunay e o Diagrama de Voronoi de um conjunto de pontos e retorna as faces dos triângulos formados sobre o envoltório convexo.

**Envoltório Convexo:** envoltório convexo de um conjunto de pontos  $S$  é o menor polígono convexo  $P$  que contém  $S$ .

**Diagrama de Voronoi:** O diagrama de Voronoi de um conjunto  $S$  de  $n$  pontos pertencentes a um plano  $Q$  é a subdivisão de  $Q$  em células, onde: cada célula contém um ponto  $p$  de  $S$  e; a célula de um ponto  $p$  está mais próxima de  $p$  do que de qualquer outro ponto de  $S$ . Cada célula de Voronoi é um poliedro convexo e os vértices desses poliedros são os *Vértices de Voronoi*. Na Figura 16 os vértices dos poliedros estão representados pelas linhas pontilhadas.

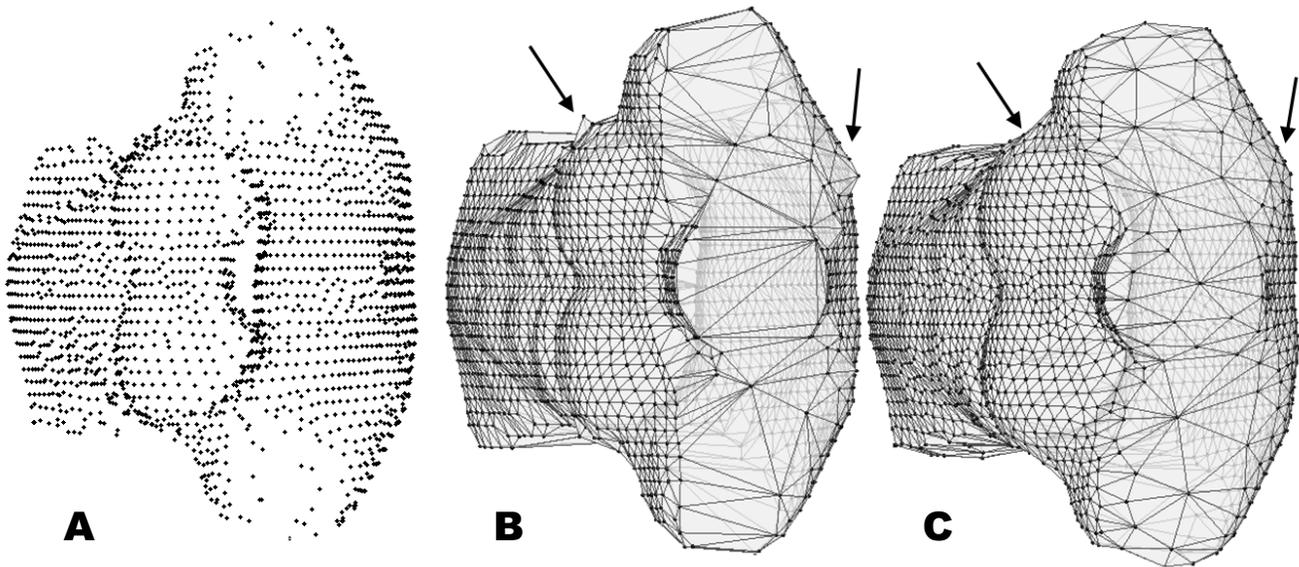
**Triangulação de Delaunay:** é a conexão de três pontos onde cada triângulo formado satisfaça a propriedade de que seu círculo circunscrito (passa por três pontos) seja vazio, isto é, não contenha pontos do conjunto em seu interior. Na Figura 16 os triângulos de Delaunay estão representados por linhas sólidas. A triangulação de Delaunay está relacionada com o diagrama de Voronoi, pois, o círculo circunscrito no triângulo do Delaunay, tem seu centro num vértice de Voronoi.



**Figura 16: Representação da Triangulação de Delaunay (linhas sólidas) e do Diagrama de Voronoi (linhas pontilhadas) de um conjunto de pontos.**

e) Suavização da superfície através de suavização laplaciana. O objetivo da suavização é fazer com que a superfície não apresente mudanças abruptas de direção. Para tal, as coordenadas de cada vértice são modificadas de acordo com a média de vértices e células conectados a este.

Na Figura 17 temos um exemplo de algumas das etapas do processo de reconstrução da superfície de um manequim de tronco masculino em uma vista superior. A Figura 17A representa os dados 3D extraídos da superfície. Na Figura 17B temos o poliedro que representa o manequim após a triangulação dos pontos. A Figura 17C representa o poliedro após a suavização. As setas nas figuras destacam o efeito da suavização em algumas regiões.



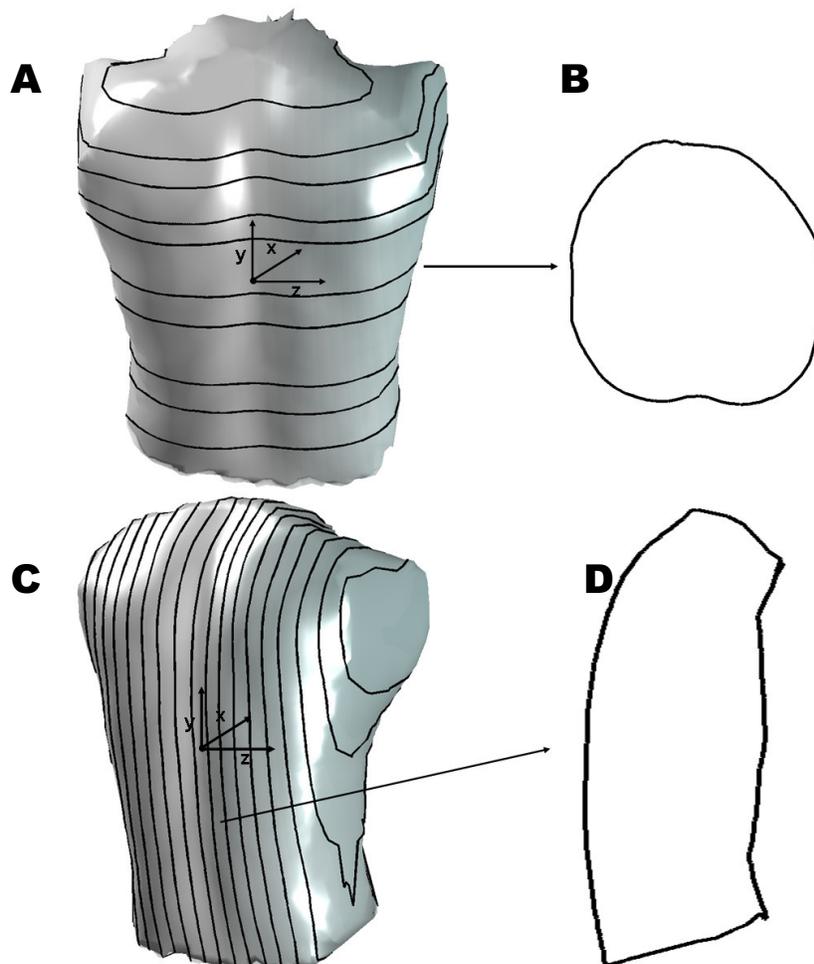
**Figura 17: Vista superior de um manequim de tronco masculino. (A) Dados 3D (nuvem desordenada de pontos); (B) Poliedro que representa o manequim após a reconstrução da superfície; (C) Poliedro suavizado.**

As setas nas figuras A e B destacam o efeito da suavização em algumas regiões.

### 1.6.3. Definição de linhas poligonais

Uma vez que o tronco passou a ser representado por um poliedro no espaço, linhas poligonais são definidas em torno do poliedro. Uma linha poligonal é definida como sendo a curva produzida pela intersecção de um plano com a superfície do poliedro. Um plano que intercepta o poliedro é definido a partir de um ponto e uma direção. Para melhor compreensão de como são definidas as linhas poligonais, vamos tomar como exemplo o poliedro reconstruído na Figura 18A que representa o tronco de um sujeito. Neste poliedro vamos definir 10 linhas poligonais na direção do eixo longitudinal do tronco (eixo Y). Uma vez definida a direção (eixo Y), para a formação dos planos que interceptarão o poliedro vamos selecionar 10 pontos distribuídos aleatoriamente entre o valor mínimo e máximo da coordenada Y dos pontos. As 10 linhas poligonais são as curvas geradas pela intersecção do poliedro com os planos em cada uma das 10 alturas.

O número de linhas poligonais e o eixo em torno do qual as linhas serão definidas é um parâmetro que pode ser ajustado pelo pesquisador conforme a necessidade da análise. Na Figura 18 C temos um exemplo de um poliedro reconstruído com 20 linhas poligonais definidas ao longo do eixo transversal do tronco (eixo Z).



**Figura 18:** (A) Vista posterior do poliedro que representa o tronco de um sujeito com 10 linhas poligonais definidas ao longo de eixo longitudinal do tronco. (B) Vista superior de uma linha poligonal. (C) Vista posterior do poliedro que representa o tronco de um sujeito com 20 linhas poligonais definidas ao longo de eixo transversal do tronco. (D) Vista lateral de uma linha poligonal.

As linhas poligonais são usadas como base para definição dos limites do tronco, dos compartimentos do tronco, bem como para o cálculo do volume e dos perímetros do tronco que será descrito a seguir.

### 1.6.4. Definição dos limites do tronco

Durante o ciclo respiratório, conforme o tronco altera sua forma, o padrão geométrico projetado sobre a superfície pode conter regiões variáveis do tronco. Por consequência, os poliedros reconstruídos a cada instante do ciclo também podem conter regiões que variam conforme o tronco se movimentava. Estas regiões estavam principalmente nos limites superior e inferior do tronco. Pensando em evitar este problema, uma forma de delimitação da área de análise baseada na média e no desvio padrão do perímetro das linhas poligonais definidas ao longo do poliedro é realizada. A delimitação é tal que somente a região que contém linhas poligonais com valor de perímetro acima da média - 1 desvio padrão é considerada para a análise.

Na Figura 19 temos um exemplo da definição dos limites do tronco para um sujeito. No exemplo foram definidas 40 linhas poligonais ao longo de eixo Y. A curva do gráfico representa a variação do perímetro das linhas poligonais nas 40 alturas. A região tracejada sobre o gráfico representa a regiões de análise após a definição dos limites. Na figura também está representado o tronco do sujeito com as respectivas 40 linhas poligonais e as linhas que definiram os limites (linhas tracejadas). Para este sujeito, a média do perímetro das 40 linhas poligonais foi 74,7 cm com desvio padrão de 24 cm. Desta forma, somente a região com perímetro das linhas poligonais acima de 50,1 cm foi considerada para a análise.

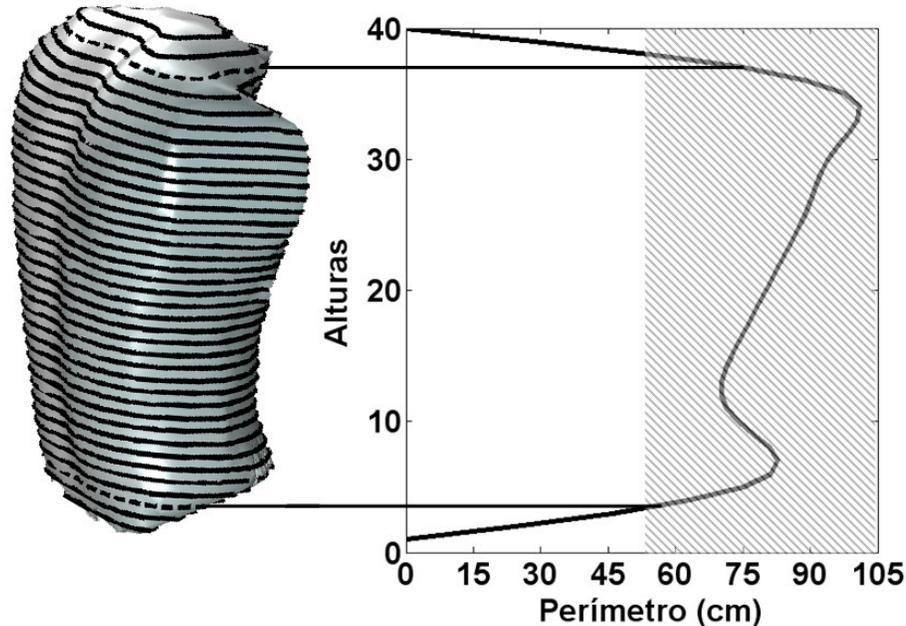


Figura 19: Variação do perímetro das linhas poligonais em 40 alturas do eixo longitudinal de tronco de um sujeito. Vista lateral do Poliedro com as 40 linhas poligonais onde os limites estão representados pelas linhas pontilhadas.

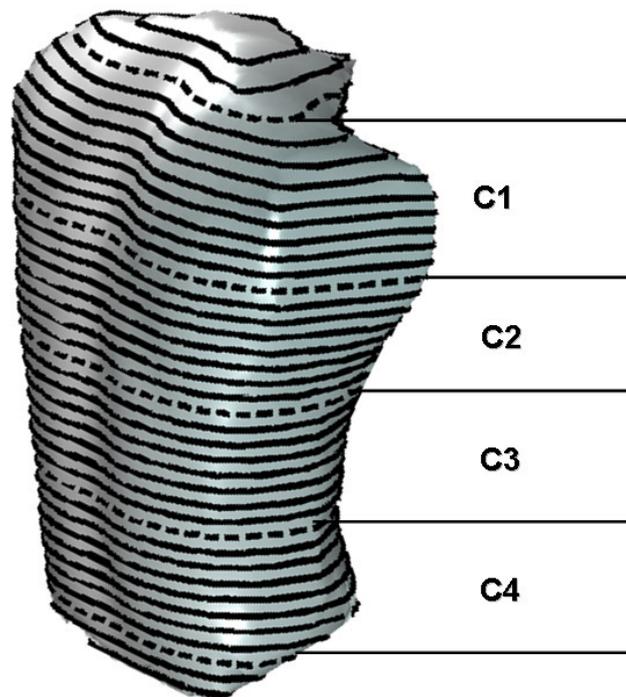
### 1.6.5. Subdivisão do tronco em compartimentos

Sabemos que as regiões do tronco podem mover-se de forma diferente durante a respiração e que a mudança de forma do tronco pode estar associada a ação dos músculos da caixa torácica ou do diafragma. Uma avaliação da movimentação específica destas regiões pode ser útil para a identificação de um padrão de movimentação do tronco durante a respiração. Pensando nisso, uma forma de análise da deformação de regiões específicas do tronco usando as linhas poligonais (descritas no item 1.6.3 deste capítulo) para delimitar as regiões foi desenvolvida.

Da mesma maneira que o número de linhas poligonais a serem definidas ao longo do poliedro pode ser controlado pelo pesquisador conforme o objetivo da análise, a quantidade e o

tamanho dos compartimentos também podem ser definidos pelo pesquisador. O tamanho de cada compartimento é definido através de um percentual da dimensão total do tronco após a definição dos limites.

Para compreendermos esta proposta de subdivisão do tronco vamos tomar como exemplo o poliedro reconstruído na Figura 20 que representa o tronco de um sujeito. Neste exemplo, após a definição dos limites do tronco, apenas a região compreendida entre as linhas 3 e 37 foi considerada para a análise. Vamos subdividir o tronco em 4 compartimentos cada um correspondendo a 25% da região delimitada para a análise. Na Figura 20 temos representado o tronco com as respectivas linhas poligonais que definem cada compartimento. O C1 foi definido pelas linhas compreendidas entre as alturas 29 e 37; o C2 entre as alturas 20 e 28; o C3 entre as alturas 12 e 19; e o C4 entre as alturas 3 e 11.



**Figura 20:** Subdivisão do tronco em compartimentos (C): C1,C2,C3 e C4.

### 1.6.6. Cálculo do Volume do tronco

Uma vez que o tronco é representado por um poliedro suavizado no espaço as linhas poligonais e os limites são definidos, o volume e os perímetros do poliedro são calculados.

O volume do poliedro é calculado a partir da equação 3 descrita a seguir:

$$Volume = \int_{H_0}^H A(h)dh \cong \sum A(h_i)\Delta h_i \quad \text{Equação 3}$$

onde,  $A$  é a área do polígono gerado pela linha poligonal na altura  $h$ , e  $\Delta h$  é a distância entre 2 linhas poligonais consecutivas (Figura 21B). Para o cálculo da área do polígono gerado pela linha poligonal a superfície do polígono é triangulada através da Triangulação de Delaunay (Figura 21C). A área do polígono é obtida através da soma das áreas dos triângulos definidos após a triangulação.

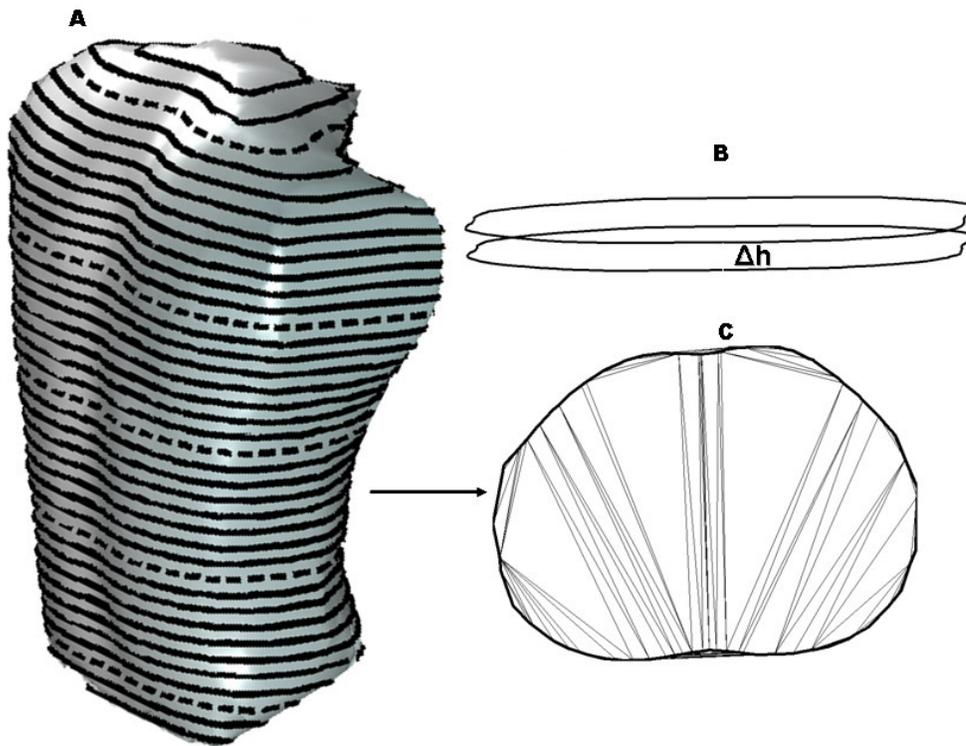


Figura 21: (A) Poliedro reconstruído que representa a superfície do tronco de um sujeito com as linhas poligonais utilizadas para definir os compartimentos do tronco; (B) Representação do  $\Delta h$  - distância entre duas linhas poligonais consecutivas; (C) Vista superior de uma linha poligonal triangulada.

### 1.6.7. Variação dos volumes e perímetros do tronco em função do ciclo respiratório.

Para análise da variação dos volumes e perímetros do tronco durante o ciclo respiratório, os volumes e os perímetros dos poliedros reconstruídos em cada instante de tempo são calculados. Os dados de volume e perímetro são suavizados através do filtro digital *Butterworth* de 5ª ordem com frequência de corte de 6Hz e normalizados em função do ciclo respiratório.

Na Figura 22 temos um exemplo de como os resultados de variação dos volumes e perímetros do tronco podem ser apresentados. Os dados apresentados nestes gráficos foram obtidos durante um ciclo de respiração em manobra de capacidade vital de um sujeito e representam a variação do volume dos quatro compartimentos do tronco, a variação do volume total do tronco e a variação do perímetro dos 4 compartimentos. Neste exemplo os limites do

tronco bem como os compartimentos foram definidos da mesma forma que no exemplo apresentado no item 1.6.4 deste capítulo.

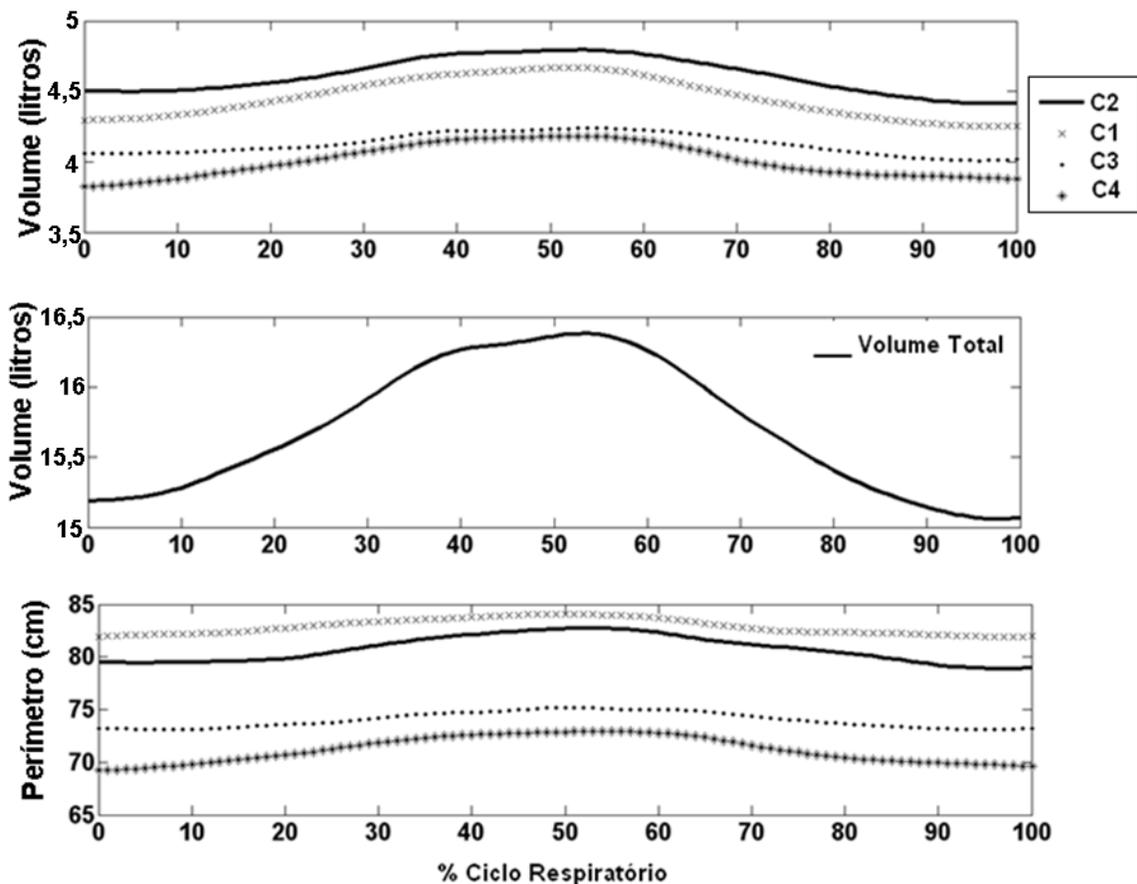


Figura 22: Variação dos volumes e perímetros dos quatro compartimentos (C1, C2, C3 e C4) e variação do volume total do tronco de um sujeito durante um ciclo respiratório em manobra de capacidade vital.

Na Figura 22 podemos notar que a variação do volume do tronco apresentou um sinal coerente com as fases do ciclo respiratório com a fase ascendente correspondente a inspiração e a fase descendente correspondendo à expiração. Além disso, uma análise da variação dos volumes e perímetros parciais do tronco pode ser utilizada para identificação de padrões de movimentação do tronco durante a respiração. A aplicação da forma de análise dos volumes e perímetros do tronco durante o ciclo respiratório será descrita no capítulo 2.

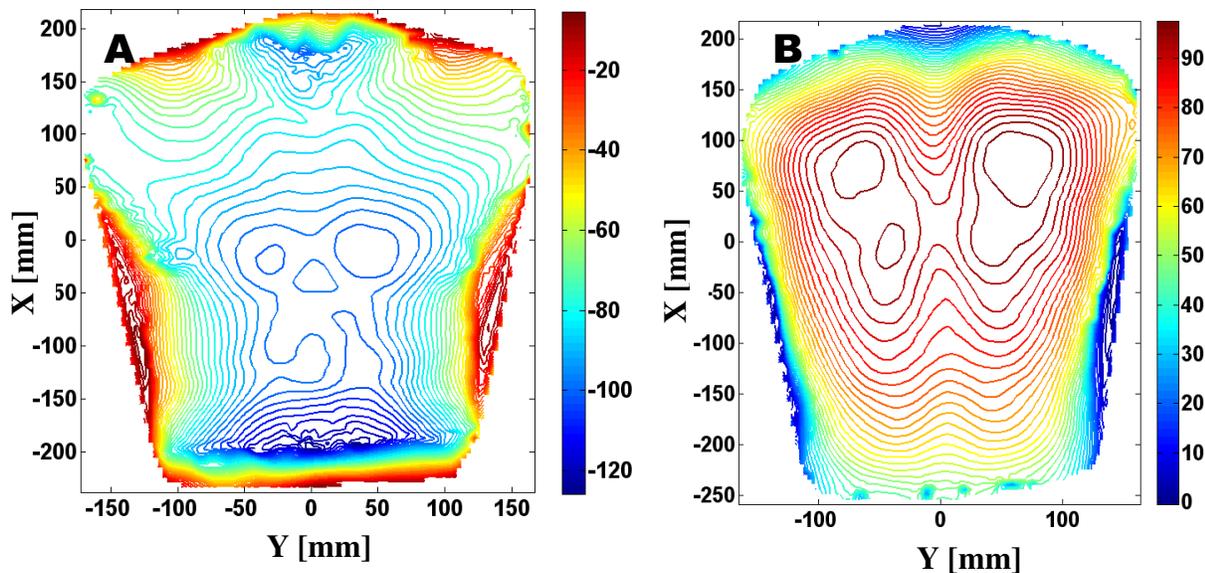
## 1.6.8. Mapas topográficos

Além da variação dos volumes e perímetros do tronco, outra forma de análise da superfície do tronco baseada em mapas topográficos também foi proposta. Um mapa topográfico de uma superfície é um conjunto de curvas de nível desenhadas em intervalos regulares. Uma curva de nível é definida como sendo a curva produzida pela intersecção de um plano com a superfície que tem as seguintes propriedades: a) todos os pontos situados sobre uma curva têm a mesma altitude; b) duas curvas de nível de uma mesma superfície não podem se tocar ou se cruzarem; c) uma curva de nível sempre tem um fim, seja fechando-se em si mesma ou nos limites da superfície. A representação de um mapa topográfico é comumente feita através de linhas coloridas. Cada linha representa uma curva de nível e a intensidade da cor da linha corresponde à elevação da curva em relação ao plano de superfície.

Partindo-se dos dados 3D (nuvem desordenada de pontos), para a representação da superfície através de mapas topográficos foram realizadas as seguintes etapas: a) identificação de quais pontos do conjunto de dados pertenciam à superfície anterior do tronco e quais pontos pertenciam a superfície posterior. Os pontos com valores de coordenada Z menor que zero eram considerados pertencentes à superfície anterior do tronco e os pontos com valores de coordenada Z igual ou maior que zero pertencentes à superfície posterior; b) definição de um plano para projeção dos pontos. Nesta análise foi definido o plano X-Y formado pelos eixos de sistema de referência associado ao conjunto de pontos; c) formação de um *grid* equispaçado sobre o plano X-Y. Este *grid* tinha densidade de 100X100 pontos linearmente definidos entre o valor mínimo e máximo das coordenadas X e Y; d) obtenção da função  $Z=f(X,Y)$  a partir do conjunto de pontos. A função é obtida através de interpolação cúbica da superfície nos pontos especificados no *grid*. Desta forma, cada curva de nível do mapa topográfico correspondia a curva com a função  $Z = f(X, Y)$ , onde Z é uma constante no domínio de f.

A análise por mapas topográficos é muito difundida na área da topografia cartográfica e é usada para descrever as características do relevo de uma determinada região. Com o estudo da superfície do tronco através de mapas de contorno pretende-se avaliar não só as características do relevo do tronco, mas também como este relevo se altera conforme o tronco se move durante a respiração.

Na Figura 23 temos um exemplo de um mapa topográfico da superfície anterior (Figura 23A) e da superfície posterior (Figura 23B) do tronco de um sujeito em um instante de expiração máxima. Cada linha colorida representa uma curva de nível e a intensidade da cor representa a elevação da curva em relação ao plano X-Y. Vale ressaltar que para esta análise foi definido um sistema de coordenadas associado ao tronco **T2** (descrito no item 1.6.1 do capítulo 1) com origem no ponto médio das coordenadas 3D e eixos X, Y e Z representando respectivamente os eixos longitudinal, transversal, e sagital do tronco. Desta forma, para os mapas da superfície anterior, as linhas com intensidade próxima a cor azul representam as maiores elevações em relação ao plano X-Y e as curvas próximas a cor vermelha as menores elevações. O oposto acontece nos mapas da superfície posterior.



**Figura 23:** Mapas topográficos da superfície anterior (A) e da superfície posterior (B) do tronco de um sujeito.

No exemplo da Figura 23 podemos notar que as curvas com valores máximos na superfície anterior estão localizadas na região do abdômen. Na superfície posterior, as curvas com valores máximos estão na região correspondente às escápulas. A intensidade da cor nas linhas da região das escápulas indica uma equivalência de elevação entre os dois lados do tronco. Uma análise do comportamento das curvas de nível durante as fases do ciclo respiratório de dois sujeitos será apresentada no capítulo 2.

Todas as rotinas acima descritas, desde o item 1.4 ao item 1.6.8 estão implementadas no software *MatLab®-R2009a*. As imagens são adquiridas e processadas em computadores equipados com processador Intel®Core™Duo E8400 – 3 GHz com 3.25 Gb de RAM.

## Capítulo 2: Análise da superfície do tronco durante a respiração

---

---

Este capítulo tem como objetivo demonstrar uma forma de aplicação do método proposto para reconstrução e análise da superfície do tronco durante a respiração em capacidade vital. Para tal, dois exemplos de aplicação em dois sujeitos com formas e dimensões de tronco diferentes foram realizados. O detalhamento dos sujeitos, as particularidades do sistema bem como os exemplos da análise serão descritos a seguir.

### 2.1. Descrição dos sujeitos

Dois sujeitos com formas e dimensões de tronco diferentes foram avaliados: Sujeito 1: Gênero feminino, 28 anos de idade, 1,62 metros de altura, 52 kg de massa, com de escoliose idiopática com 40 ° de ângulo de Cobb.

Sujeito 2: Gênero masculino, 21 anos de idade, 1,65 metros de altura, 55 kg de massa e sem deformidade na coluna vertebral.

Os dois sujeitos eram não fumantes, praticavam atividade física regularmente e não apresentavam relatos de doenças respiratórias e cardiovasculares.

### 2.2. Obtenção dos dados 3D

Os dados 3D (nuvem de pontos no espaço) foram obtidos de forma diferente para os dois sujeitos. Para o sujeito 1 os dados foram obtidos através do sistema descrito no capítulo 1 desta tese (S2) – item 1.1 ao 1.7. Já para o sujeito 2, os dados foram obtidos através do sistema proposto em Lodovico *et al.*, (2010) (S1).

Para a obtenção dos dados 3D do sujeito 1, os parâmetros usados no processamento das imagens que podem ser ajustado pelo operador como o valor de H (número de pixels conectados em cada máximo regional) para a medição das coordenadas 2D das marcas e os valores de tolerância de direção e tolerância de distância para a rotulagem das marcas estão descritos na tabela 2.

Para o sujeito 2, as particularidades do S1 para o processamento das imagens estão descritas em detalhe em Pachêco, (2006).

**Tabela 2. Parâmetros usados para o processamento das imagens do sujeito 1.**

	CAI	CAS	CPI	CPS
<b>H [pixel]</b>	<b>12</b>	<b>12</b>	<b>12</b>	<b>12</b>
<b>Tolerância de Distância [pixel]</b>	<b>30</b>	<b>25</b>	<b>27</b>	<b>30</b>
<b>Tolerância de Direção [pixel]</b>	<b>3.6</b>	<b>3.2</b>	<b>3.6</b>	<b>3.2</b>

**Legenda:** CAS: Câmera Anterior Superior; CAI: Câmera Anterior Inferior; CPS: Câmera Posterior Superior; CPI: Câmera Posterior Inferior. H: número de pixels conectados em cada máximo regional

## 2.3. Protocolo Experimental

As coletas de dados foram realizadas no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Unicamp. Ao chegarem ao laboratório, os sujeitos foram orientados sobre os procedimentos que seriam realizados e assinaram o termo de consentimento informado. Os sujeitos permaneceram sentados em um banco com flexão de quadril, joelhos e tornozelo de aproximadamente 90°, braços apoiados e com abdução próxima a 70° trajando bermuda ou calça de cor fosca. Para o sujeito 2 do sexo masculino, o tórax permaneceu desnudo durante a filmagem. Já para o sujeito 1 do sexo feminino, um biquíni da mesma cor da pele do sujeito foi usado para cobrir as mamas. Os sujeitos foram orientados a permanecerem na posição durante toda a filmagem e não realizarem movimentos com o tronco que não os movimentos respiratórios. Após o posicionamento e orientação dos sujeitos, o padrão geométrico foi projetado na superfície anterior e posterior do tronco. Os sujeitos foram incentivados pelo pesquisador a

realizarem ciclos consecutivos de inspirações e expirações máximas enquanto as imagens da superfície do tronco iluminada eram registradas.

## **2.4. Variação dos volumes e perímetros do tronco durante o ciclo respiratório**

Para a obtenção das variáveis de volume e perímetro dos sujeitos, foram usadas 40 linhas poligonais igualmente distribuídas entre os valores mínimos e máximos de eixo Y do tronco. Os limites do tronco foram definidos conforme descrito no capítulo 1. Para a análise dos volumes e perímetros parciais o tronco foi subdividido em 4 compartimentos, cada um correspondendo a 25% da maior variação dos pontos na direção vertical: C1; C2; C3 e; C4.

Na Figura 24 temos as curvas de variação do volume total (curvas superiores), variação do volume dos compartimentos (curvas centrais) e variação dos perímetros (curvas inferiores) em função do ciclo respiratório para os dois sujeitos. O início das curvas representam o volume e perímetro inicial do tronco durante a realização de manobra respiratória. A variação dos volumes e perímetros correspondem à diferença entre o valor máximo da curva e o valor mínimo subsequente da curva.

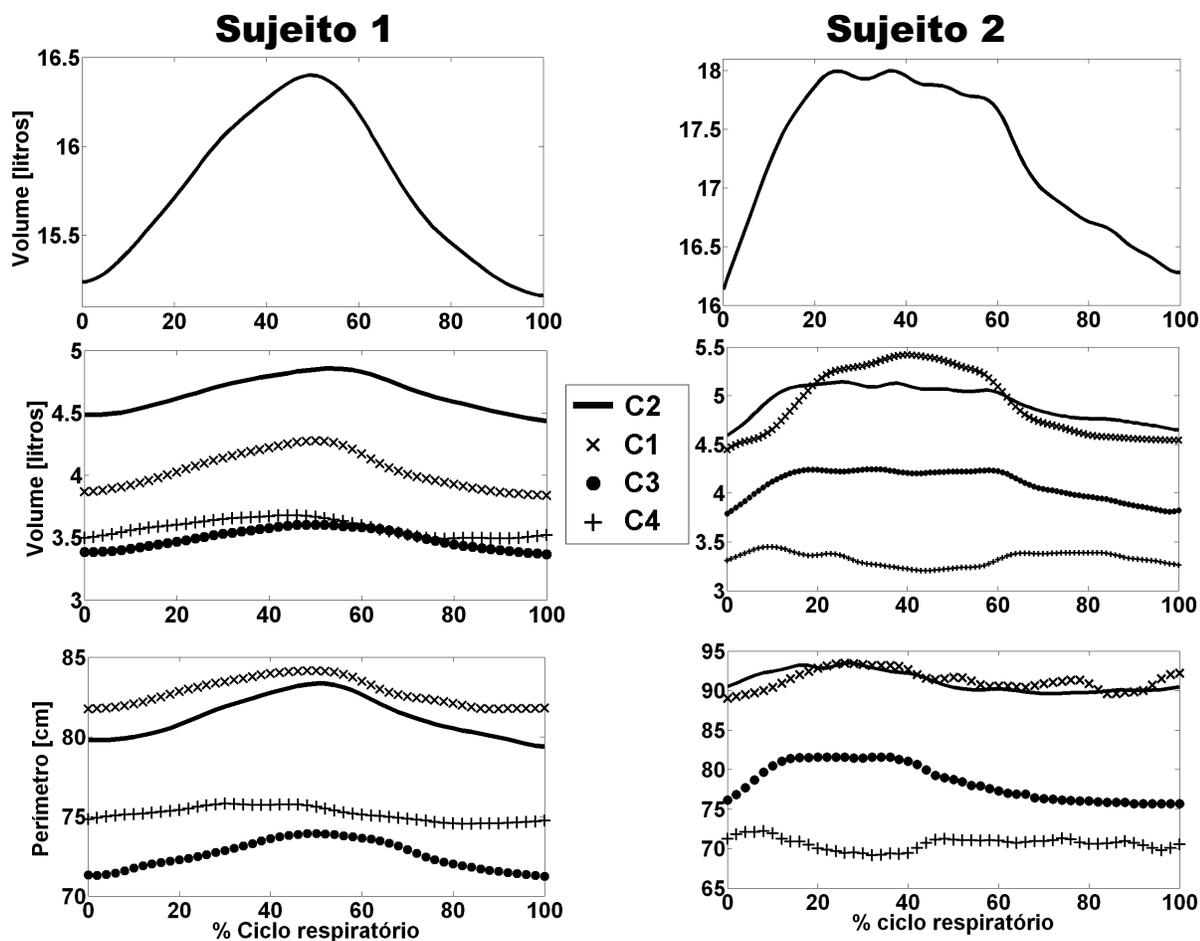


Figura 24. Variação do volume total, variação dos volumes dos compartimentos e variação do perímetro em função do ciclo respiratório para o sujeito 1 e 2. C1 – Compartimento 1; C2 – Compartimento 2; C3 – Compartimento 3; C4 – Compartimento 4.

Na tabela 3 estão apresentados os valores de variação dos volumes totais e parciais durante o ciclo respiratório para os dois sujeitos. Para a obtenção destes valores foi calculada a diferença entre o valor máximo e o valor mínimo das curvas.

**Tabela 3. Variação dos volumes dos compartimentos e volume total do tronco durante o ciclo respiratório para os 2 sujeitos. Valores absolutos e em percentual ao volume total**

	<b>Volume [L]</b>	<b>Volume [L]</b>
	<b>Sujeito 1</b>	<b>Sujeito 2</b>
<b>C1</b>	<b>0,47 (40,5%)</b>	<b>1,07 (57,2%)</b>
<b>C2</b>	<b>0,37 (31,9%)</b>	<b>0,5 (26,7%)</b>
<b>C3</b>	<b>0,12 (10,3%)</b>	<b>0,4 (21,4%)</b>
<b>C4</b>	<b>0,2 (17,3%)</b>	<b>-0,1 (5,3%)</b>
<b>Total</b>	<b>1,16 (100%)</b>	<b>1,87 (100%)</b>

**Legenda: C1: compartimento 1; C2: compartimento 2; C3: compartimento 3; C4: compartimento 4.**

## **2.5. Mapas topográficos do tronco**

Na Figura 25 temos uma sequencia de mapas topográficos da superfície anterior e posterior de cada sujeito. Os mapas superiores correspondem ao sujeito 1 e os mapas inferiores ao sujeito 2. Cada mapa da sequencia é referente a 0%, 25%, 50% e 100% de um ciclo respiratório (inspiração e expiração) executado por cada sujeito. O ciclo respiratório analisado de cada sujeito é o mesmo apresentado na Figura 24.



## **Capítulo 3: Análise do cálculo de volume do tronco**

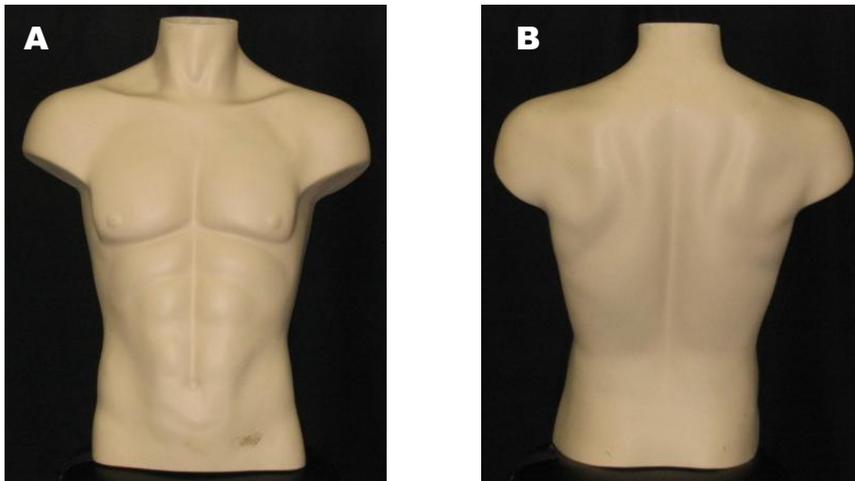
---

---

Neste capítulo serão apresentados testes realizados em um manequim de tronco masculino com o objetivo de avaliar-se a acurácia da medida de volume do tronco e a sensibilidade desta medida aos erros do sistema. Além disso, será apresentado um estudo realizado com um sujeito para comparar a variação de volume do tronco obtida pelo método de projeção de luz com a variação de volume de ar trocado durante o ciclo respiratório obtida pela espirometria.

### **3.1. Acurácia da medida de volume**

A acurácia da medida de volume em situação estática foi determinada através da comparação da medida de volume de um manequim de tronco masculino (Figura 26) obtida pelo método proposto neste trabalho com a medida de volume obtida através de imersão. Ao longo do capítulo chamaremos a medida de volume obtida pelo sistema de projeção de Medida Óptica (MO) e a medida obtida através de imersão de Medida Direta (MD).



**Figura 26: Foto do manequim de tronco masculino usado para validação da medida de volume. (A) Vista Anterior; (B) Vista Posterior**

### **3.1.1. Medida direta do volume do manequim (MD)**

Como o manequim de tronco masculino usado para determinar a acurácia da medida de volume em situação estática foi o mesmo utilizado em Lodovico *et al.*, (2010), a medida direta do volume do manequim foi considerada a mesma obtida pelos autores. O experimento para medição do volume do manequim por imersão, descrito em detalhes em Lodovico *et al.*, (2010), foi repetido por três vezes. A média do volume do manequim obtida nas três repetições foi de 38,39 litros com o desvio padrão de 0.02 litros.

### **3.1.2. Medida óptica do volume do manequim (MO)- S2**

Para a obtenção da medida óptica do volume do manequim, foi realizado um experimento no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Unicamp. Neste experimento, o manequim foi colocado sobre um banco no centro do volume de calibração. Um conjunto de câmeras e projetor foi posicionado anteriormente ao manequim e outro conjunto posteriormente, exatamente como descrito no item 1.1.2 do capítulo 1 e como

mostrado na Figura 2. Os equipamentos utilizados, câmeras, projetores, tripés e computadores também foram os mesmos descritos no capítulo 1. A superfície anterior e posterior do manequim iluminadas com o padrão geométrico foram filmadas durante 2 segundos. Todas as etapas do método, desde a localização das marcas até a obtenção dados 3D (nuvem desordenada de ponto no espaço) foram aplicadas nas imagens do manequim. Após a obtenção dos dados 3D, o volume óptico do manequim foi determinado conforme descrito no capítulo 3.

Os parâmetros usados no processamento das imagens de cada câmera que podem ser ajustados pelo operador como o valor de H (número de pixels conectados em cada máximo regional) para a localização das marcas e os valores de tolerância de direção e tolerância de distância para a rotulagem das marcas estão descritos na tabela 4.

**Tabela 4. Parâmetros usados para o processamento das imagens do manequim para as quatro câmeras.**

	<b>CAI</b>	<b>CAS</b>	<b>CPI</b>	<b>CPS</b>
<b>H [pixel]</b>	<b>6</b>	<b>6</b>	<b>8</b>	<b>8</b>
<b>Tolerância de Distância [pixel]</b>	<b>30</b>	<b>27</b>	<b>25</b>	<b>31</b>
<b>Tolerância de Direção [pixel]</b>	<b>3.5</b>	<b>4.6</b>	<b>3.8</b>	<b>5.2</b>

**Legenda: CAS: Câmera Anterior Superior; CAI: Câmera Anterior Inferior; CPS: Câmera Posterior Superior; CPI: Câmera Posterior Inferior. H: número de pixels conectados em cada máximo regional**

Para o cálculo do volume do manequim, foram usadas 40 linhas poligonais igualmente distribuídas entre os valores mínimos e máximos na direção longitudinal do eixo manequim. Como o objetivo deste experimento foi calcular o volume total do manequim para comparar com a medida direta, não foram definidos limites superior e inferior e o tronco do manequim não foi subdividido em compartimentos.

O volume do manequim obtido foi de 37,26 litros com desvio padrão de 0,04 litros.

A acurácia ( $a$ ) da medida de volume do manequim pela metodologia proposta foi estimada pela expressão:

$$a^2 = b^2 + p^2$$

,onde  $b$  é a diferença entre o valor médio observado e o valor esperado (*bias*) e  $p$  é a precisão, dada pelo desvio-padrão das medidas.

O valor esperado do volume do manequim obtido por imersão foi de 38,39 litros e o valor médio obtido pela medida óptica foi de 37,26 litros, portanto, um *bias* igual a 1,13 litros e precisão igual a 0,04 litros, o que nos levou a uma acurácia relativa de 2.9%.

### 3.2. Influência dos erros do sistema no cálculo do volume

Com o objetivo de avaliar-se a sensibilidade da medida de volume em relação aos erros do sistema, foi realizada uma simulação nas coordenadas 3D de 2071 pontos reconhecidos sobre a superfície do manequim em um instante de tempo. A simulação de erros foi repetida 1000 vezes e contou com as seguintes etapas:

- a) soma de erros aleatórios de distribuição normal com média zero e desvio padrão igual a acurácia do sistema (0.82 milímetros) em cada coordenada (X, Y e Z) dos pontos.
- b) cálculo do volume do manequim usando o novo conjunto de coordenadas 3D ( $X_p$ ,  $Y_p$  e  $Z_p$ ) acrescidos com o erro;
- c) cálculo do desvio padrão das coordenadas ( $X_p$ ,  $Y_p$  e  $Z_p$ ) dos 2071 pontos e dos volumes obtidos nas 1000 simulações;
- d) determinação da sensibilidade do volume em relação a cada ponto através de divisão do valor do desvio padrão das coordenadas de cada ponto pelo desvio padrão do volume.

Na Figura 27 temos a variação do volume do manequim após as 1000 simulações. O volume do manequim obtido antes da simulação foi de 37,26 litros. A média dos valores de volume obtidos após a simulação foi de 37,24 litros com desvio padrão de 0,05 litros. A média da sensibilidade de todos os pontos foi 1,73 milímetros/litros com desvio padrão de 0,04 milímetros/litros.

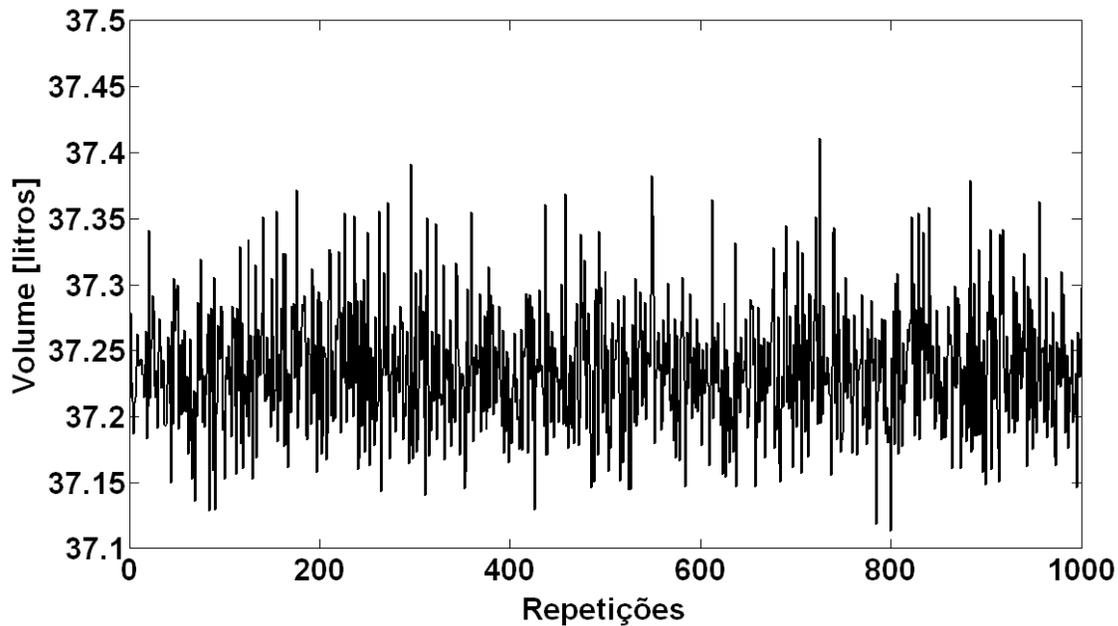


Figura 27. Variação do volume do manequim nas 1000 repetições da simulação de erro do sistema

A partir dos resultados obtidos com o teste podemos dizer que um erro de 1,73 milímetros nas coordenadas 3D dos pontos pode gerar uma variação na medida de volume de um litro. É importante ressaltar que a variação na medida de volume de até um litro, influenciada pelo erro do sistema, é relativa a um volume de 38,39 litros (medida real do volume do manequim que foi utilizado neste teste).

### 3.3. Influência do número de linhas poligonais no cálculo do volume

Foi realizado um teste também no manequim de tronco masculino com o objetivo de avaliar qual a influência da quantidade de linhas poligonais usadas para o cálculo do volume no valor do volume obtido. Para o teste, o manequim foi filmado conforme descrito no item 3.1.2 do capítulo 3 e o volume foi obtido usando diferentes números de linhas poligonais. Para a definição do número de linhas poligonais usado no teste foi calculada a soma acumulada do vetor  $a=(5:45)$ .

O resultado da soma acumulada gerou 41 valores que variaram de 5 a 1025. O volume do manequim foi calculado 41 vezes variando o número de linhas poligonais conforme os valores obtidos com o resultado da soma.

A variação do volume do manequim usando os diferentes números de linhas poligonais está representada na Figura 28. A partir desta figura podemos perceber que o valor do volume aumenta com o número de linhas poligonais até 25 e tende a estabilizar após este número. A média do volume usando até 25 linhas é de 37,17 litros com desvio padrão de 0,67 litros. Acima de 25 linhas a média é 37,30 litros e o desvio padrão cai para 0,01 litros.

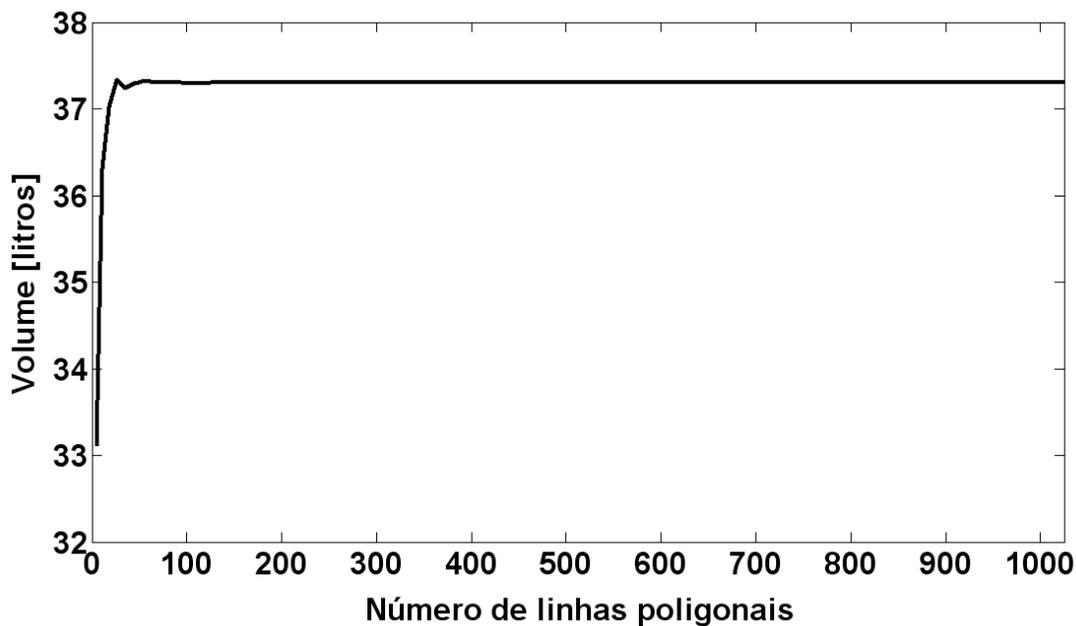


Figura 28. Variação do volume do manequim em função do número de linhas poligonais

Vale ressaltar que o custo computacional para o cálculo do volume do tronco está diretamente relacionado com o número de linhas poligonais que são usadas. Para os computadores descritos no capítulo 2, gastou-se 0,2 segundos para calcular o volume do tronco usando 5 linhas poligonais e 315 segundos usando 1025 linhas.

Os resultados do teste mostram uma estabilização da medida de volume após 25 linhas poligonais. Definimos usar em nossas análises, como margem de segurança e considerando o custo computacional, 40 linhas poligonais.

### **3.3. Comparação entre o método de projeção de luz e a espirometria**

A comparação entre os dois métodos teve por objetivo avaliar a correlação existente entre a variação do volume do tronco e o volume de ar trocado durante a realização de cinco ciclos de respiração profunda realizados pelo voluntário. Buscando a relação existente entre os métodos, as medidas das variações do volume do tronco obtidas através do método proposto foram comparadas com o volume de ar trocado nos pulmões obtido a partir da espirometria. Para tanto, foi realizada uma coleta de dados utilizando os dois métodos simultaneamente onde o sujeito 1 descrito no item 2.1 do capítulo 2 foi estudado.

#### **3.3.1. Volume projeção de luz (VP)**

Para a obtenção da medida de variação do volume do tronco, o sistema utilizado para aquisição dos dados 3D foi o S2 descrito no capítulo 2 desta tese. Os parâmetros usados no processamento das imagens, os limites do tronco e o número de linhas poligonais foram os mesmos descritos nos itens 2.2 do capítulo 2. Como a espirometria mede apenas o volume de ar total trocado durante o ciclo respiratório e o objetivo deste teste era comparar as duas medidas, neste experimento, foi calculada apenas a variação do volume total do tronco.

### **3.3.2. Volume Espirométrico (VE)**

Para a coleta do volume espirométrico, foi utilizado um espirômetro computadorizado ultrassônico, com sensor de fluxo, marca Easy One TM, modelo 2001 (ndd Medizintechnik AG, Zurich, Switzerland), com Winspiro Software interno upgrade versão 1.04. O equipamento pertence ao Laboratório de Pesquisa em Avaliação e Intervenção em Fisioterapia Cardiorrespiratória, do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, da Universidade Metodista de Piracicaba-UNIMEP. Previamente aos testes, o equipamento foi calibrado conforme orientação do fabricante.

O procedimento da espirometria foi descrito cuidadosamente ao voluntário, com ênfase em evitar vazamentos em torno da peça bucal e da necessidade de inspiração máxima seguida de expiração máxima. O exame foi realizado com o voluntário mantendo a cabeça em posição neutra e usando um clipe nasal para evitar vazamento de ar pelas narinas. O aparelho foi posicionado em um suporte e ficou na altura da boca do sujeito, de modo que ficasse confortável para o mesmo e não obstruísse a visão das câmeras.

### **3.3.3. Protocolo experimental**

O sujeito trajando calça de cor fosca e um biquíni da mesma cor da pele para cobrir as mamas, permaneceu sentado em um banco com suporte para os membros superiores, mantendo flexão de aproximadamente 90° de quadril, joelhos e tornozelo, e braços apoiados no suporte com abdução do ombro próxima a 70°.

Após o posicionamento do sujeito e os esclarecimentos sobre os procedimentos a serem realizados, o sujeito foi incentivado pelo pesquisador a realizar inspirações e expirações máximas com o espirômetro acoplado a boca enquanto as imagens da superfície do tronco iluminado eram registradas.

### 3.3.4. Tratamento dos dados

Como as medidas de volume foram adquiridas através de dois sistemas diferentes, os dados foram tratados a fim de obter-se um sinal correspondente entre as medidas. Para tal, realizaram-se as seguintes etapas:

a) transferência dos dados espirométricos. Os dados obtidos pelo sistema de espirometria que eram salvos em arquivos no formato .csv foram exportados para arquivos no formato .mat.

b) Ajuste da frequência de aquisição dos dados: Como a frequência de aquisição dos dois sistemas foi diferente (16.67 Hz para a espirometria e 30 Hz para o sistema de projeção de luz) os dados foram interpolados e colocados na mesma frequência (1000Hz);

c) sincronização dos dados. Embora os dados tenham sido adquiridos simultaneamente, isso não garantiu a sincronia entre o início e o fim da aquisição entre os dois sistemas. Para tal, calcularam-se os valores de coeficiente de correlação entre as curvas de volume obtidas pelos dois métodos. O instante onde se obteve o maior valor de correlação foi usado para sincronizar as curvas.

d) eliminação do valor absoluto do tronco dos dados do sistema de projeção de luz. Para tal, a curva de volume foi derivada em função do tempo a fim de eliminar-se a constante da função da curva, no caso o volume do tronco. O resultado da derivação (variação do volume do tronco) foi integrado a fim de obterem-se os valores de volume.

### 3.3.5. Resultados da comparação entre VP e VE

As curvas da variação de volume obtidas pela espirometria e pela projeção de luz nos cinco ciclos respiratórios em manobra de capacidade vital estão apresentadas na Figura 29. Um ciclo respiratório corresponde a curva entre dois valores mínimos consecutivos (A-C), o início da curva demonstra o volume inicial durante a realização de manobra respiratória. A variação do volume de cada ciclo corresponde à diferença entre o valor máximo da curva (B) e o valor mínimo subsequente da curva (C). Na Tabela 5 estão apresentados os valores de variação do volume obtidos pelos dois métodos em cada um dos cinco ciclos analisados. A diferença entre as curvas obtidas pelos dois métodos está representada na Figura 30.

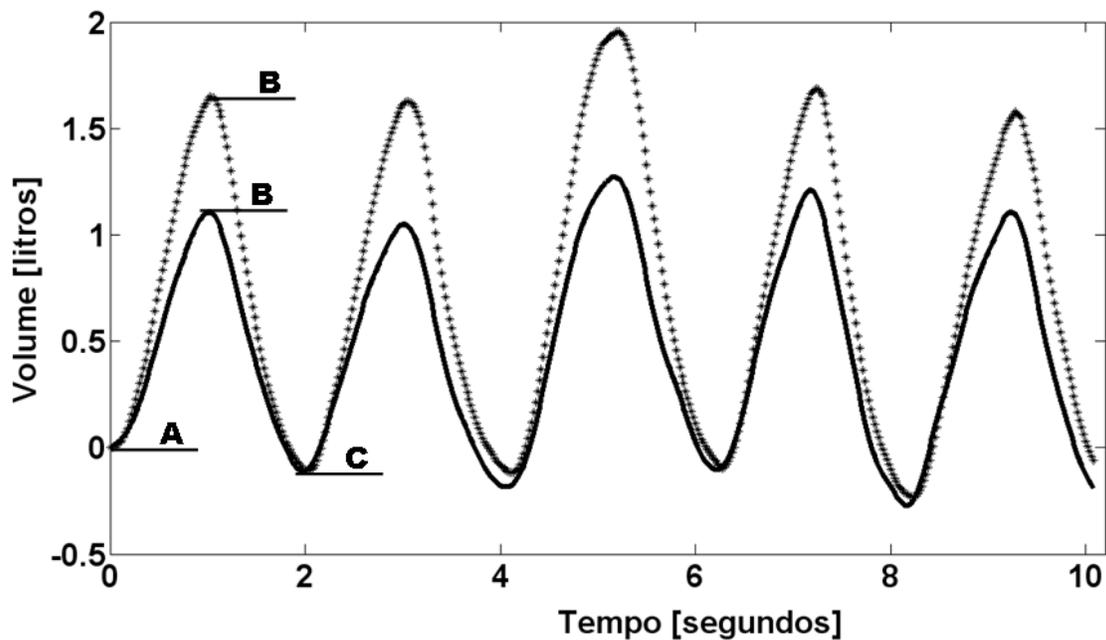


Figura 29. Variação do volume espirométrico (+) e do volume de projeção de luz (-) nos cinco ciclos respiratórios.

Tabela 5. Variação do volumes em cada um dos cinco ciclos respiratórios obtidos pela espirometria (VE) e pela projeção de luz (VP).

	VE [L]	VP [L]	VE-VP [L]
Ciclo 1	1.76	1.22	0.54
Ciclo 2	1.85	1.34	0.51
Ciclo 3	2.17	1.56	0.61
Ciclo 4	2.02	1.58	0.43
Ciclo 5	1.87	1.57	0.30

Legenda: VE: Volume da espirometria; VP: Volume de Projeção de luz

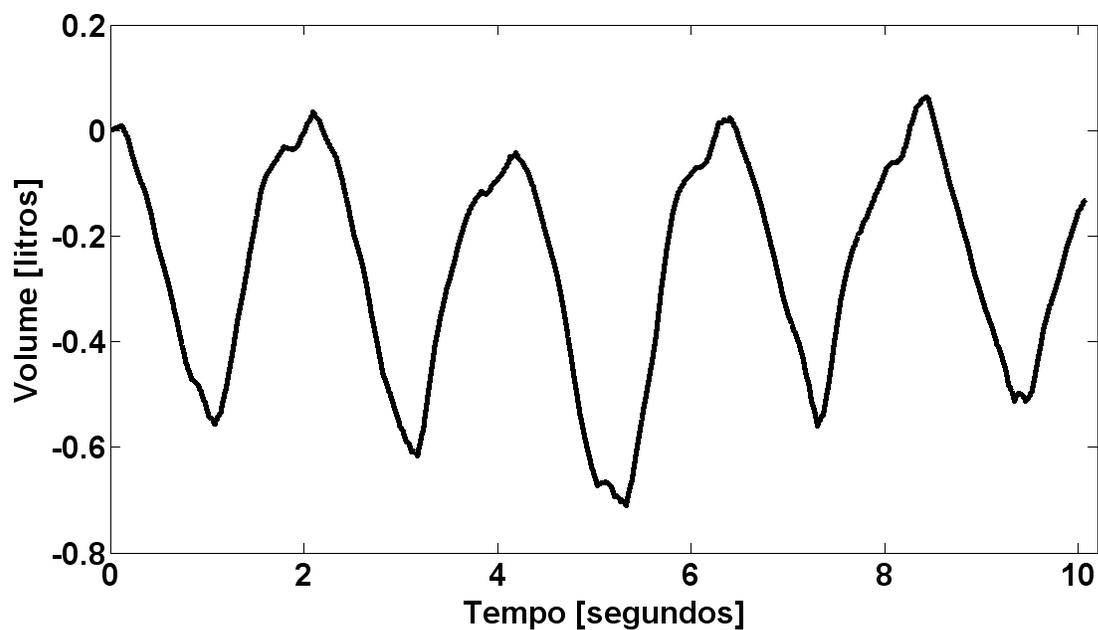
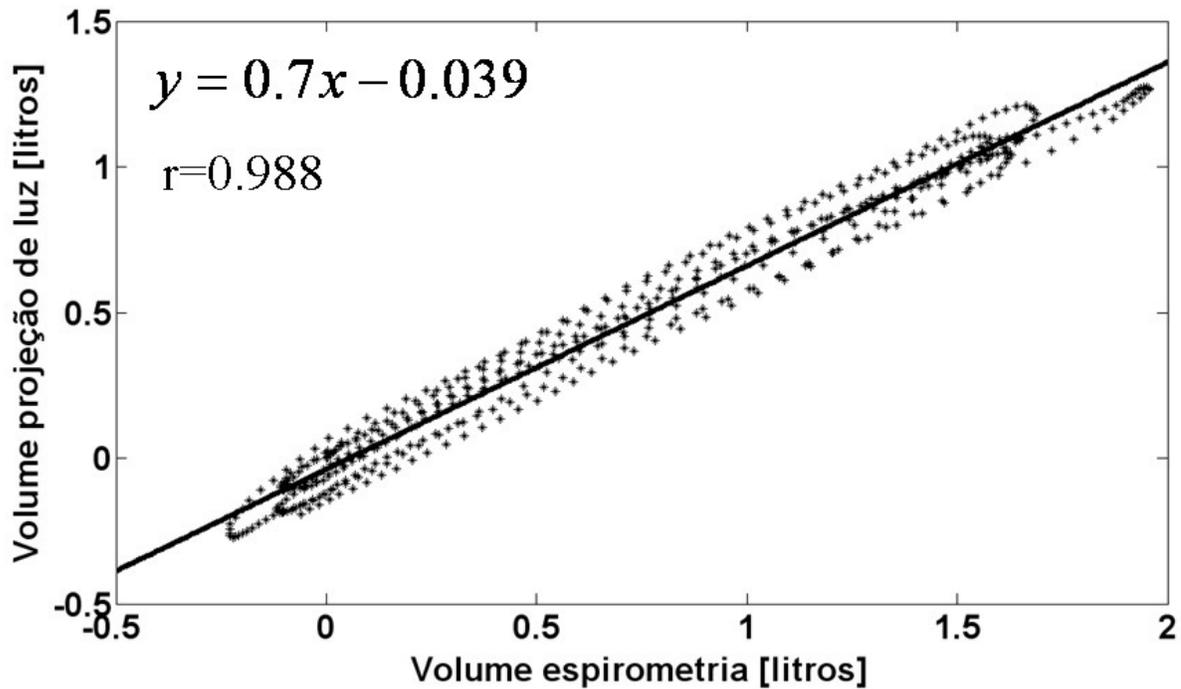


Figura 30: Diferença de volume obtido pelo método de projeção de luz e pela espirometria durante os cinco ciclos respiratórios.

A Figura 31 mostra a análise de regressão linear entre as curvas de variação de volume obtidas pelos dois métodos durante os cinco ciclos respiratórios. A equação da reta foi  $y = 0.7x - 0.039$  com coeficiente de correlação  $r=0.988$ .



**Figura 31: Regressão linear entre as curvas de volume obtidas pela espirometria e pela projeção de luz durante os cinco ciclos respiratórios.**

A partir dos resultados obtidos na comparação entre os dois métodos observa-se que as curvas de volume estão em concordância de fase e o valor de  $r=0.988$  indica uma correlação de forte magnitude entre as duas medidas. Apesar da alta correlação, em todos os ciclos analisados, o volume medido pela projeção de luz foi inferior ao volume medido pela espirometria.

## Discussão

### *Identificação das marcas*

Na tabela 1 estão apresentados os resultados da avaliação do número de marcas reconhecidas ao longo das etapas de processo de identificação das marcas. Os resultados são referentes a um instante de tempo da filmagem da superfície de um manequim de tronco masculino para o S1 e para o S2. Os resultados mostram que no S2 embora tenha havido uma redução de aproximadamente 30% no número total de marcas usadas para a reconstrução 3D, a perda de marcas durante todas as etapas do processamento das imagens foi menor. Enquanto no S1 houve perdas de até 7,7% de marcas, no S2 a perda máxima de marcas foi de 1,9%. Além disso, no S2 as perdas de marcas podem ser atribuídas ao processo de rotulagem das marcas uma vez que na etapa de localização das marcas quase não houve perda de marcas (0,3%). O alto índice de localização das marcas deve-se tanto ao avanço dos equipamentos usados no S2 (câmeras, projetores) que geraram imagens com maior resolução, quanto às alterações realizadas no padrão geométrico e no algoritmo de localização das marcas. A perda maior de marcas durante a rotulagem é influenciada pelo posicionamento das câmeras e por regiões da superfície com curvaturas mais acentuadas.

A identificação correta nas imagens do padrão geométrico projetado sobre a superfície do objeto estudado é tida com um das principais dificuldades do uso de projeção de luz. A solução do uso de um padrão geométrico com listras de cores foi proposta por Zhang *et al.*, (2002). Um padrão de listras preto e branca que variavam ao longo do tempo foi apresentado em Hall-Holt e Rusinkiewicz, (2001). O principal problema nas duas propostas é que para a obtenção de uma superfície com alta resolução várias imagens do objeto devem ser obtidas, o que poderia limitar a velocidade do movimento do objeto estudado. Além disso, regiões da superfície dos objetos com curvaturas acentuadas não eram reconstruídas. Em nosso trabalho, a proposta de identificação das marcas mostrou-se eficaz considerando os seguintes aspectos: A) o padrão geométrico usado tem uma grande densidade de pontos; B) a superfície onde o padrão foi projetado é significativamente irregular; C) a forma de superfície do tronco varia consideravelmente durante as fases do ciclo respiratório.

### ***Tempo de processamento das imagens***

A etapa do processamento das imagens que despende de maior tempo é a rotulagem das marcas. Enquanto no S1 o procedimento de rotulagem das marcas despendia 43 segundos por imagem, no S2 despende 13 segundos. Além disso, no S2 a rotulagem das marcas é feita apenas no primeiro quadro da sequência. Nos demais quadros as marcas são rastreadas por proximidade e o rastreamento das marcas dura apenas 3 segundos por imagem. Desta forma, se tomarmos como exemplo o processamento de um ciclo respiratório que dura em média 350 quadros, e considerarmos que o S1 e o S2 operavam com a mesma frequência de aquisição das imagens, no S1 seriam gastos algo próximo de 16,7 horas/ciclo. Já para o S2 este tempo foi reduzido para 1,16 horas/ciclo, o que representou uma diminuição de aproximadamente 93% no tempo de processamento das imagens. A redução no tempo de processamento das imagens do S2 também se deveu ao fato do uso de computadores com velocidade de processamento maior.

Uma perspectiva do tempo de processamento das imagens do S2 em relação a outros sistemas de projeção de luz comerciais pode ser observada na Tabela 5. Os dados da Tabela 5 são de Istook e Hwang, (2001), onde os autores apresentam uma avaliação dos principais sistemas de projeção de luz branca e de escaneamento a laser em relação ao tempo de escaneamento da superfície e ao tempo de processamento e extração dos dados 3D. Dentre os sistemas analisados, o menor tempo para escanear a superfície e processar os dados foi de 20 segundo. No S2 proposto em nosso trabalho, o tempo total despendido foi menor que todos os sistemas avaliados (15,3 segundos). Outro aspecto importante está relacionado ao tempo de escaneamento da superfície, uma vez que durante este processo o objeto estudado deve permanecer imóvel. O sistema mais eficaz dentre os avaliados leva 1,3 segundos restringindo estes sistemas a análises de objetos estáticos ou de movimentos de baixa frequência. Já o tempo de escaneamento de 0,03 segundos do S2 viabiliza o uso do sistema para análise de superfícies em movimento.

### ***Variação dos volumes e perímetros do tronco***

Analisando as curvas de variação do volume total do tronco dos dois sujeitos (Figura 24-gráficos superiores), observamos que a variação máxima de volume para o sujeito 1 foi menor (1,16 litros) que para o sujeito 2 (1,87 litros). Observando-se a variação do volume total ao longo de ciclo respiratório podemos notar uma diferença na forma de executar o ciclo respiratório. O sujeito 1 despende aproximadamente 50% do ciclo respiratório para atingir o pico de volume

inspiratório e em seguida inicia a fase de expiração. Já o sujeito 2 atinge o pico de volume inspiratório mais rapidamente (20%) e sustenta este volume até aproximadamente 60%, quando inicia a fase expiratória.

Uma análise da variação dos volumes parciais também permite a identificação de diferenças na estratégia de movimentação do tronco durante o ciclo respiratório. O sujeito 1 mobilizou os maiores volumes no C1 (40,5%), seguido pelo C2 (31,9%), C4 (17,3%) e C3 (10,3%). O sujeito 2 também mobilizou os maiores volumes no C1, seguido pelo C2 e C3, porém, 57% do volume foi mobilizado somente pelo compartimento C1. Além disso, o compartimento C4 apresentou uma variação negativa de volume correspondente a 5% do volume total. A idéia de subdividir o tronco em compartimentos e avaliar os volumes parcial com objetivo de se determinar padrões de movimentação também foi proposto por Ferrigno *et al.*, (1994). Neste trabalho, o tronco foi subdividido em três compartimentos anatomicamente definidos através do posicionamento de marcadores. Os compartimentos do tórax representavam a movimentação dos músculos intercostais e o compartimento do abdômen do músculo diafragma. Embora a idéia dos autores de criar compartimentos com referência anatômica seja importante para a avaliação da mecânica dos músculos respiratórios, o número de compartimentos é restrito e dependente do posicionamento prévio de marcadores na superfície do o tronco. Em nosso trabalho, não há restrição quanto ao número de compartimentos que o tronco pode ser subdividido. Além disso, o método não depende do posicionamento prévio de marcadores na superfície do tronco dos sujeitos.

A variação dos perímetros parciais apresentou um padrão diferente entre os dois sujeitos e diferente da variação de volume. Para o sujeito 1, a maior variação de perímetro foi no C2, seguido pelo C1, C3 e C4. No sujeito 2 a maior variação de perímetro foi no C3, seguido pelo C1, C2 e variação negativa para o C4.

Através dos resultados obtidos e da análise qualitativa das imagens do tronco podemos perceber que tanto as curvas de volume quanto as curvas de perímetro apresentaram um sinal coerente com as fases do ciclo respiratório para os dois sujeitos aqui estudados. Vale enfatizar que os resultados aqui obtidos não podem ser tomados como típicos ou representativos dos sujeitos, nem de grupos, uma vez que apenas um ciclo de cada um foi analisado, sob condições específicas. O importante é que o método de análise dos volumes e perímetros do tronco foi

capaz de representar detalhadamente a mecânica respiratório entre os compartimentos em função do ciclo.

### ***Mapas topográficos***

Observando os mapas topográficos do sujeito 1 percebemos que há uma assimetria entre o lado direito e esquerdo do tronco, tanto na superfície anterior quanto posterior. As curvas do lado direito do tronco indicam maior elevação em relação ao plano X-Y comparando-se com o lado esquerdo. A diferença de elevação se mantém ao longo das fases do ciclo que foram analisadas e é mais evidente na região posterior. Observando este mesmo aspecto no sujeito 2, percebemos que há uma simetria entre os dois lados do tronco que é mantida ao longo do ciclo. A elevação equivalente bilateral observada nas curvas do sujeito 2 e não observada nas curvas do sujeito 1 parecem estar relacionadas com o desvio lateral da coluna vertebral presente apenas no sujeito 1.

Quando analisamos as curvas do sujeito 2 ao longo do ciclo, percebemos que as curvas de nível com valores máximos são deslocadas para a região do tórax a 25% e 50% do ciclo respiratório. Neste sujeito, estes dois instantes do ciclo correspondem a fase de inspiração máxima onde o tronco estava com o maior volume. Para o mesmo sujeito, na superfície posterior também houve um deslocamento para cima das curvas com valores máximos no instante de inspiração máxima. Sob este mesmo aspecto, as curvas do sujeito 1 apresentaram uma leve alteração durante as fases do ciclo. Na superfície anterior observa-se um pequeno aumento na intensidade das curvas da região abdominal a 50% do ciclo respiratório (instante de inspiração máxima) em relação aos instantes anteriores do ciclo. A menor alteração nas curvas do sujeito 1 pode estar relacionada à diferença de amplitude do movimento realizado pelos dois sujeitos durante o ciclo respiratório. Os valores de variação de volume ao longo do ciclo mostrados na Tabela 3 foram maiores para o sujeito 2 (1,87 litros) comparando-se com o sujeito 1 (1,16 litros). Além disso, analisando-se qualitativamente as imagens dos sujeitos durante o ciclo respiratório, percebe-se um maior movimento respiratório do tronco no sujeito 2.

Os resultados dos mapas topográficos apresentados para os dois sujeitos estudados mostraram que a análise é capaz de identificar simetrias e assimetrias de elevação entre o lado direito e esquerdo do tronco. Além disso, é possível identificar como a superfície se deforma ao longo do ciclo respiratório, principalmente quando o tronco se move em grandes amplitudes.

Uma análise de mais instantes do ciclo respiratório, bem como a análise de mais sujeitos é importante para avaliar-se a reprodutibilidade dos resultados aqui apresentados.

### ***Acurácia da medida de volume***

Analisando os resultados do teste de acurácia observamos que o método de projeção subestimou a medida estática de volume em 2,9% quando comparada com o volume obtido por imersão. Usando um sistema comercial de escaneamento a laser Wells *et al.*, (2000) obtiveram uma acurácia de 3% na determinação de volumes corporais. Usando uma versão aprimorada do sistema comercial de escaneamento 3D, Wang *et al.*, (2006) aumentaram em 20 vezes o número de pontos reconhecidos sobre a superfície do corpo e obtiveram um erro de 1% comparando-se a medida óptica com a medida de imersão. Os autores atribuíram a melhora da acurácia tanto ao aumento do número de pontos quanto ao escaneamento de regiões como as laterais do tronco, não escaneadas pelo sistema anterior. Vale ressaltar que para a obtenção dos dados 3D, os sistemas de escaneamento utilizados levam até 12 segundo, dependendo da área da superfície, fato que impossibilita o uso destes sistemas para análise do tronco durante o movimento. O número de marcas reconhecidas sobre o tronco do manequim usando o sistema proposto neste trabalho (S2), embora tenha sido diminuído em relação ao S1, ainda foi suficiente para obter um erro <3% na determinação do volume e levou 0,03 segundos para escanear a superfície.

### ***Comparação entre VP e VE***

Os resultados obtidos no experimento que comparou a projeção de luz com a espirometria mostram que existe uma alta correlação entre os dois métodos, e que a projeção de luz subestimou a medida de volume em todos os ciclos analisados. Correlações de forte magnitude entre a variação do volume do tronco obtida por métodos ópticos e pela espirometria também foram encontrados nos trabalhos de Loula *et al.*, (2004) ( $r=0,993$ ) e Cala *et al.*, (1996) ( $r=0.995$ ). Nestes trabalhos o método óptico também subestimou a medida de volume em relação a espirometria.

### ***Escoliose X mobilidade torácica***

Quando comparados os dois sujeitos, o S1 (portador de escoliose) apresentou menor amplitude de movimento do tórax, menor alteração das curvas de nível no instante de inspiração

máxima e menor variação de volume do tronco. Além disso, a medida de volume do tronco foi subestimada em até 500 ml quando comparada com o volume de ar medido pela espirometria. Estes achados podem estar relacionados com as características da deformidade apresentada pelo sujeito. Silveira, (2000) afirma que a escoliose é considerada uma doença extra-pulmonar geradora de restrição não-parenquimatosa, tendo como principal acometimento para o sistema respiratório a diminuição da mobilidade torácica. Vale ressaltar que a escolha de se analisar um sujeito portador de deformidade severa na coluna vertebral teve como intenção avaliar a potencialidade de aplicação do método. Sob este aspecto, o método foi capaz de detectar assimetrias bilaterais na superfície do tronco do sujeito escoliótico e ainda avaliar o comportamento da assimetria ao longo do ciclo respiratório.

## Considerações Finais

Este trabalho teve como objetivo propor e avaliar um método baseado em projeção de luz para reconstrução e análise da superfície do tronco durante os movimentos respiratórios. O sistema de projeção de luz mostrou-se adequado para tal análise além de ser de baixo custo e de simples implementação quando comparado com os sistemas disponíveis comercialmente. Os algoritmos de processamento de imagens foram capazes de detectar e rastrear corretamente ao longo dos ciclos respiratórios a grande quantidade de marcas projetadas sobre a superfície do tronco. A superfície do tronco foi reconstruída com alto nível de detalhamento e similaridade com a superfície original.

Os experimentos realizados para validar a medida de volume mostraram uma acurácia relativa na determinação do volume de 2,9%. A variação do volume do tronco durante a respiração apresentou um sinal coerente com o ciclo respiratório e apresentou altos valores de correlação ( $r=0.988$ ) quando comparado com o volume de ar trocado obtido pela espirometria. Em relação a análise de volumes e perímetros parciais do tronco, o método foi capaz de representar em detalhes a mecânica respiratório entre os compartimentos em função do ciclo.

A análise da superfície através de curvas de contorno mostrou ser uma ferramenta promissora na identificação de deformações da superfície uma vez que foi capaz de identificar simetrias e assimetrias de elevação entre o lado direito e esquerdo do tronco. Além disso, foi possível identificar como a superfície se deforma ao longo do ciclo respiratório, principalmente quando o tronco se move em grandes amplitudes.

Uma limitação importante deste estudo está relacionada ao resultado do experimento de comparação do volume do tronco com o volume de ar trocado durante o ciclo respiratório. Embora as medidas de volume dos dois métodos apresentou uma correlação de forte magnitude, o medida de volume do tronco foi subestimada em até 500 ml em relação ao volume de ar. Embora o experimento tenha sido realizado com apenas um sujeito portador de escoliose, os resultados obtidos até então sugerem que o método não pode ser substituído pela espirometria. Outra restrição está na forma de subdivisão do tronco proposta. Embora o método não dependa do posicionamento de marcadores e não tenha restrição quando ao número e tamanho dos compartimentos, ainda não é possível se fazer uma correspondência com a anatomia.

Em trabalhos futuros pretende-se avaliar a aplicabilidade e a reprodutibilidade do método. Para tal, pretendemos avaliar um grupo maior de sujeitos com diferentes dimensões do tronco. Há também a intenção de se avaliar um grupo de portadores de deformidades da coluna vertebral visando à identificação e quantificação da deformação através da análise da superfície reconstruída. Além disso, para que a análise dos compartimentos do tronco tenha correspondência com a anatomia, pretende-se identificar referências anatômicas na superfície reconstruída e usá-las como parâmetros de delimitação dos compartimentos.

## **ANEXO I**

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, \_\_\_\_\_, portador do RG nº \_\_\_\_\_, residente à \_\_\_\_\_ n° \_\_\_\_\_, bairro \_\_\_\_\_ cidade de \_\_\_\_\_, Estado \_\_\_\_\_, Telefone nº \_\_\_\_\_ declaro que aceitei participar da pesquisa intitulada “Metodologia para determinação dos volumes do tronco durante a respiração usando projeção de luz e reconstrução de superfície”, que tem como objetivo geral propor e avaliar uma metodologia para reconstrução da superfície e cálculo do volume do tronco durante a respiração usando projeção de luz, desenvolvida pela Fisioterapeuta Angélica Lodovico, no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas, sob a orientação do professor doutor Ricardo Machado Leite de Barros.

Nesta unidade fui devidamente informado que este procedimento será realizado uma única vez, e que:

1. serão projetadas 2 malhas de pontos na região anterior e posterior do tronco de maneira não invasiva, sem efeitos colaterais, não trazendo qualquer risco para a minha integridade física;
2. serão adquiridas as imagens da movimentação do tronco durante a respiração através de 4 câmeras de vídeo;
3. que contribuirei para a coleta adequada dos meus dados, estando ciente dos trajes a serem utilizados durante a pesquisa, mesmo que segmentos corporais apresentem-se expostos;
4. que as imagens obtidas durante da coleta serão exclusivamente utilizadas para análise e tratamento dos dados, pela própria pesquisadora com finalidade científica, sendo posteriormente eliminadas;
5. simultaneamente a filmagem será feita uma avaliação espirométrica sendo necessário o uso de um clipe nasal e um bocal, colocado externamente, para garantir que o ar durante as expirações sejam coletado para o aparelho, sem prejuízo para pessoa.
6. que a pesquisa é de caráter voluntário e poderei, a qualquer momento, retirar-me do pesquisa, sem que com isso venha ser prejudicado nos demais serviços realizados UNICAMP.
7. que receberei uma cópia deste termo de consentimento.

Campinas, SP, \_\_\_\_\_, de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
*Angélica Lodovico*

\_\_\_\_\_  
*Voluntário*

*Angélica Lodovico : (19) 32017077*

*Prof. Dr Ricardo Machado : (19) 3521 6626*

*Comitê de Ética em Pesquisa/FCM/UNICAMP Tel: (19)3521 8936 Caixa Postal 6111 – CEP: 13083-970 – Campinas, SP. cep@head.fcm.unicamp.br*

## **ANEXO II**



**FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

[www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html](http://www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html)

**VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES**

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

**VII- DATA DA REUNIÃO**

Homologado na VIII Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 24 de agosto de 2010.

*Carlos Eduardo Steiner*  
**Prof. Dr. Carlos Eduardo Steiner**  
PRESIDENTE do COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA  
FCM / UNICAMP

*Carmen Sílvia Bertuzzo*  
Profa. Dra. Carmen Sílvia Bertuzzo  
Vice-Presidente do  
Comitê de Ética em Pesquisa  
FCM/UNICAMP  
Matrícula: 28856-6

## **ANEXO III**

## A novel video-based method using projected light to measure trunk volumes during respiration

Angélica Lodovico<sup>a\*</sup>, Pietro Cerveri<sup>b</sup>, Giancarlo Ferrigno<sup>b</sup> and Ricardo M.L. Barros<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Faculty of Physical Education, University of Campinas, Campinas, Brazil; <sup>b</sup>Department of Bioengineering, Politecnico di Milano, Milan, Italy

(Received 17 December 2009; final version received 12 May 2010)

This paper proposes and evaluates an innovative video-based method for measuring the trunk volume during respiration, using projected light and surface reconstruction. The method consists of the following main steps: (a) to project a grid of circular light markers on the anterior and posterior human body trunk surface during breathing, (b) to register the subject's trunk surface using two pairs of pre-calibrated digital video cameras, (c) to segment the video stream and track the projected markers using pre-processing techniques, morphological operators and detection algorithms, (d) to label the corresponding markers in the video sequences registered by each pair of stereo cameras, (e) to reconstruct the 3-D coordinates of all markers, (f) to reconstruct the surfaces from the unordered cloud of points using the Power Crust method and (g) to calculate the trunk volume in function of time using the divergence theorem. The evaluation of the method was based on two experiments. (1) Comparison of the volume of a trunk model (mannequin) by immersion and using the proposed optical method. (2) Analysis of the applicability of the method for measuring a subject's trunk volume during a vital capacity respiratory manoeuvre. The results showed that the method was able to automatically measure more than 2000 projected points per image and to provide a very detailed representation of the subject's trunk. The relative accuracy of the volume measurement was estimated to be better than 3%. The analysis of the experiments revealed that signals coherent with the respiratory cycles could be identified through this method. In conclusion, the method based on light projection and surface reconstruction provides an accurate, non-invasive and useful means to calculate human trunk volumes during breathing.

**Keywords:** biomechanics; Power Crust; videogrammetry; volume; surface reconstruction

### 1. Introduction

Several methods have been proposed to access the pulmonary function based on trunk motion analysis. A pioneer method was proposed by Konno and Mead (1967) whereby the displacement of the antero-posterior ribcage and abdomen was recorded during breathing. The displacements were then calibrated in order to estimate the volume of air exchanged in each compartment, ribcage and abdomen, during respiration. Studies related to rehabilitation, exercise and sports were conducted using the same principle with different trunk motion registration methods, such as respiratory inductive plethysmography, measuring the cross-sectional area, or magnetometers, measuring alterations to the antero-posterior diameter of the chest (Tobin et al. 1983; Warren et al. 1989; Levine et al. 1991; Verschakelen and Demedts 1995). Indirect methods such as inductance plethysmography and magnetometry measure perimeters, areas or distances between points placed on the trunk and correlate the variables to the volumes. These methods require a specific calibration procedure for each analysed subject, and positioning of the sensors can affect the results.

An innovative approach was proposed by Ferrigno et al. (1994), which used an infrared kinematical analysis system to reconstruct the 3-D trajectories of a set of 32

retroreflective landmarks positioned on the trunk and the volume enclosed by the markers was measured, according to a predefined model. This method was widely applied in studies regarding respiratory diseases (Lanini et al. 2003; Romagnoli et al. 2004) and the possible effects of exercise on respiratory patterns (Sanna et al. 1999). Although the method based on the kinematical analysis system directly measures the trunk volume, it requires approximately 30 markers fixed on the subject's trunk. Furthermore, the set of polyhedrons used to define the trunk volume does not provide an adequate representation of the smooth surface of the trunk and can underestimate the total volume.

Projected light is a well-known method for providing detailed representation of complex surfaces. In Frobin and Hierholzer (1982), a projected light-based method to reconstruct the human back surface in a static position using a single camera and a projector with a raster device is presented. This method was widely used for three dimensional shape analysis of scoliotic spines (Hierholzer and Luxamann 1982; Drerup and Hierholzer 1996; Buendía et al. 1999; Zubairi 2002; Hackenberg et al. 2003).

The use of light projection for trunk surface reconstruction was introduced by Saumarez (1986), proposing a method to measure trunk volume during breathing using projected light stripes. The apparatus

\*Corresponding author. Email: angelicalodovico@yahoo.com.br

measured over the right side of the torso surface. Due to precarious technological conditions, this work presents a significant limitation for calculating volumes during breathing. Only one side of the body was analysed and the body was assumed to be symmetrical around the median sagittal plane.

Projected light is a highly accurate method to reconstruct surfaces but had not previously been extensively applied to measure trunk volume during breathing. This has been due to difficulties in tracking large numbers of projected points in motion, in finding the correspondence among the points in the different cameras and in calculating the enclosed volume from a cloud of unordered points in space. This paper addresses these problems, offering solutions that enable the use of a simple video-based experimental set-up to obtain a faithful representation of the trunk surface and an accurate measurement of the enclosed volumes during respiration.

The aim of this paper is to propose and evaluate a novel method based on white light projection and surface reconstruction for measuring trunk volume during breathing. In order to validate the proposed method, the following experiments were designed: (1) Comparison of the volume of a trunk model (mannequin) by immersion (IM) and using the proposed optical method (OM). (2) Analysis of the applicability of the method to measure a subject's trunk volumes during respiratory manoeuvres.

This paper is organised as follows. Sections 2–6 present an overview of the method showing details of projection, image acquisition, segmentation, labelling,

3-D points and surface reconstruction and volume calculation. In Section 7, the experiments proposed to evaluate the method and the results obtained by these experiments are described in detail. Discussion and concluding remarks are presented in Section 8.

## 2. Light projection

The main advantage of using projected light for surface reconstruction is the possibility of representing the surface in detail without requiring any manipulation. In order to do this, the geometric pattern to be projected on the surface must unite two basic characteristics: there must be a considerable density of markers and the correct identification of these markers must be allowed by the image acquisition system. Our geometric pattern consisted of a grid of 4000 identical circular white points (markers) organised in vertical and horizontal lines on a black background. The markers were vertically and horizontally organised in such a way to avoid overlapping or areas without markers. In order to permit the initialisation in the labelling process, an orange mark was drawn on the centre of the grid.

Two multimedia projectors (Epson lite A1-1100 lumens) were used to project identical grids of markers on the anterior and posterior portions of the trunk. The areas of projection (anterior and posterior) were fitted in such a way to cover the entire trunk, even during movement. Figure 1(a) shows an example of the grid projected on the anterior surface of a trunk mannequin.

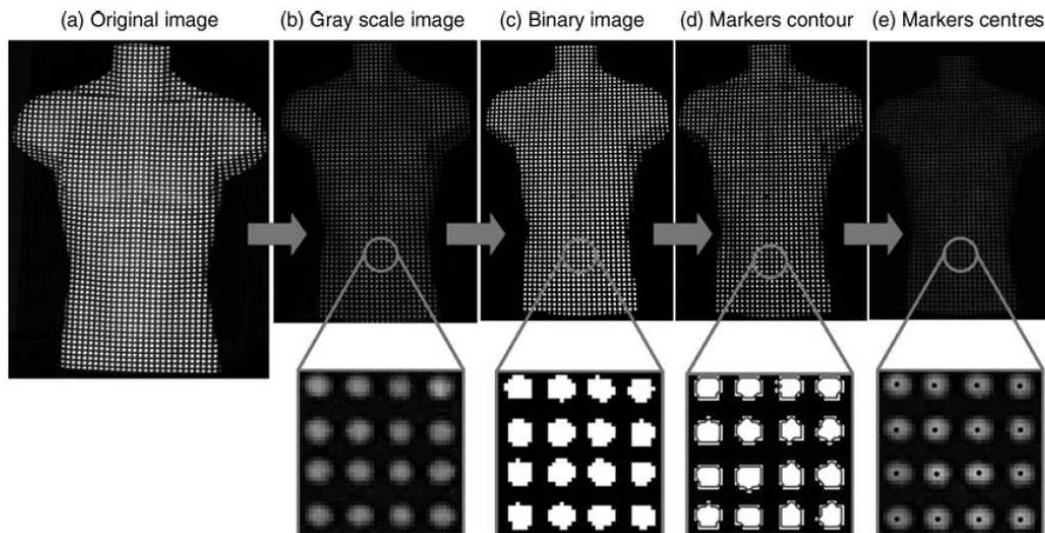


Figure 1. Steps of segmentation process on trunk mannequin anterior surface. (a) represents an original colour image with the grid projected, (b) is the result of the conversion of RGB (24 bits) image to greyscale (8 bits), (c) shows the result for converting the greyscale image to binary (1 bit), on (d) the contour of each marker is represented in grey and on (e) the black dots represent the centres of each marker.

### 3. Image acquisition and segmentation

Four digital video camcorders (JVC 9500) were used, two of which recorded the anterior surface and two the posterior surface. Each pair of cameras was arranged vertically, one above the other, with a projector between them (Figure 2). This camera arrangement allowed good visibility of all of the markers projected on the trunk, even during respiratory movements. The video-images were synchronised by using the method described in Barros et al. (2005) and the acquisition frequency was 30 Hz. The calibration procedures were based on direct linear transformation (DLT) method (Figuroa et al. 2003).

Considering the large number of markers projected on the trunk surface, it was necessary to develop image segmentation algorithms capable of correctly identifying the projected markers. This segmentation attempts to extract regions of the image corresponding to the markers on the original scene. It is based on image processing tools with the following steps: (a) converting RGB (24 bits) images to greyscale (8 bits) and then using thresholds to convert the greyscale image to binary (1 bit) format, (b) tracing the outer boundaries of objects in the binary image, where non-zero pixels belong to an object and 0 pixels constitute the background and (c) obtaining 2D coordinates by calculating the mean value of outer boundary markers. Following the segmentation process, each marker was represented by a central position. The segmentation process steps are represented in Figure 1.

Figure 1(e) shows the result of the segmentation process for the anterior mannequin trunk surface in one image of the sequence. The points represented in black are those automatically measured by this process. Although almost all the 2D coordinates of the markers were correctly identified, some markers remained unidentified. Table 1 presents an example of this loss of markers during the segmentation and labelling process for each of the four cameras on an image of the mannequin. The largest loss of markers by segmentation process occurs in the image

through the anterior upper camera (AUC), with 5.8% loss against 3.6% in the anterior lower camera (ALC) and 2.5% in the posterior cameras.

### 4. Labelling of markers

A labelling process was performed to establish a correspondence between the markers in the video sequences recorded by the different cameras because 3D reconstruction is required. This process consists of attributing the same identification (number and order) to a marker on the different image projections. For a better understanding of this process, two correspondent images will be used as an example, one from the AUC and the other from the ALC. Two groups of initialisation markers must be identified by the operator:  $C1 = \{M_1, M_2, M_3, M_4\}$  for the image of the AUC as shown in Figure 3(a); and  $C2 = \{M_{1'}, M_{2'}, M_{3'}, M_{4'}\}$  for the image of the ALC as shown in Figure 3(b). From these four initialisation markers, two lines are constructed (base lines) as follows: from  $M_1$  and  $M_2$ ,  $M_i$  markers are included on this line subject to three criteria – *First criterion*: the distance between  $M_i$  and  $M_2$  is less than a given tolerance distance, *Second criterion*: the distance from  $M_i$  to the straight line defined by  $M_1M_2$  is less than a given direction tolerance, *Third criterion*: the direction of  $M_1M_2$  vector and the projection of  $M_1M_i$  on  $M_1M_2$  are the same. Figure 3(c) shows the construction of the base lines. Once base lines are constructed, these lines would guide the construction of the other lines. The identification of the markers on the other lines was carried out using the same criteria used to include markers on the base line; however, the initialisation markers were defined by pairs of markers formed on the base lines. The tolerance distance and tolerance direction were defined by the operator at the beginning of the labelling process and the four starter markers were identified by the operator only on the first image of the sequence; on the other images they were identified by proximity. Once every marker was labelled, markers without correspondence on both images were rejected.



Figure 2. Experimental set-up used for images acquisition showing the arrangement of the cameras, projector and the subject/mannequin.

Table 1. Number of projected and visualised points, segmented, labelled and points used on 3-D reconstruction for each camera on an image of the mannequin.

	*AUC	*ALC	*PUC	*PLC
Markers projected and visualised	1643 (100%)	1616 (100%)	1542 (100%)	1526 (100%)
Segmented markers	1547 (94.2%)	1557 (96.4%)	1495 (97%)	1488 (97.5%)
Labelled markers	1517 (92.3%)	1557 (96.4%)	1489 (97.2%)	1485 (97.3%)
Markers used for 3D reconstruction	1517 (92.3%)	1517 (93.9%)	1485 (96.3%)	1485 (97.3%)

Note: AUC, anterior upper camera; ALC, anterior lower camera; PUC, posterior upper camera; PLC, posterior lower camera.

Results of the completed labelling process for the subject's anterior trunk surface in one image of the sequence are shown in Figure 3(d). The labelling process was able to automatically create a correct correspondence for more than 3000 points on the anterior and posterior trunk surfaces. The results in Figure 1 and Table 1 suggest a loss of markers primarily in regions of difficult camera visualisation and in regions where the thorax surface was orthogonal to the camera focal plane.

### 5. 3D points and surface reconstruction

3D coordinates were obtained by using the camera calibration parameters by means of a DLT method implemented by Figueroa et al. (2003). After 3D reconstruction, two clouds of unorganised points represented anterior and posterior trunk surface. So as to order the cloud of points and enclose the trunk volume, a surface reconstruction tool was used known as Power Crust, described in detail in Amenta et al. (2001). This technique involves taking a sample of points from the surface of a three-dimensional object and producing a surface mesh and an approximate medial axis. By this approach, firstly an approximate reproduction of the medial axis transform (MAT) of the object is created and then inverse transformation is used to produce the surface representation from the MAT. The main tools used by

Power Crust are Voronoi diagram and Delaunay triangulation. Basically, Power Crust surface reconstruction of a set of points ' $S$ ' from a three-dimensional object works as follows: (1) The Voronoi diagram of the sample points  $S$  is computed. (2) For each sample point, its poles are computed (poles of a sample  $S \in Q$  are the farthest vertex of its Voronoi cell in the interior of the surface and the farthest vertex of its Voronoi cell on the exterior of surface). (3) The power diagram of the poles is computed (weighted Voronoi diagram). (4) Each pole is labelled as either inside or outside. (5) Power diagram is produced by separating the cells of inside and outside poles. (6) Regular triangulation is produced by connecting inside poles. This regular triangulation is the object surface. Once the trunk was represented as a triangular mesh, the surface was smoothed by means of a filter that adjusts point coordinates using Laplacian smoothing, avoiding abrupt changes in the surface direction. The effect is to 'relax' the mesh, shaping the cells better and distributing the vertices more evenly. Note that this filter operates on the lines, polygons and triangle strips; vertex or poly-vertex cells are never modified. The procedures from 1 to 6 were accomplished in the Visualization Tool Kit (VTK-[www.vtk.org](http://www.vtk.org)).

Figure 4 shows the result of the 3D volumetric representation of a trunk mannequin. In this example, 3003 points recognised on the anterior and posterior trunk

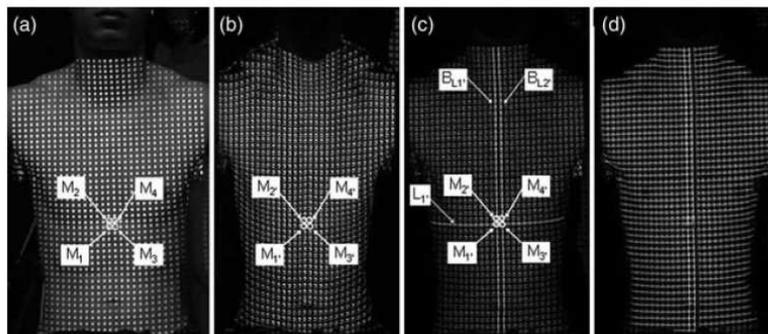


Figure 3. An example of labelling process steps on a pair of anterior trunk subject images. Images (a) and (b) represent the four initialisation markers  $M_1$ ,  $M_2$ ,  $M_3$  and  $M_4$  for the ALC, and  $M_{1'}$ ,  $M_{2'}$ ,  $M_{3'}$  and  $M_{4'}$  for the AUC. Anterior Lower Camera. (c) Shows the construction of the base line one ( $B_{L1}$ ) and base line two ( $B_{L2}$ ) and the line 1 ( $L_1$ ); (d) represents a completed labelling process.

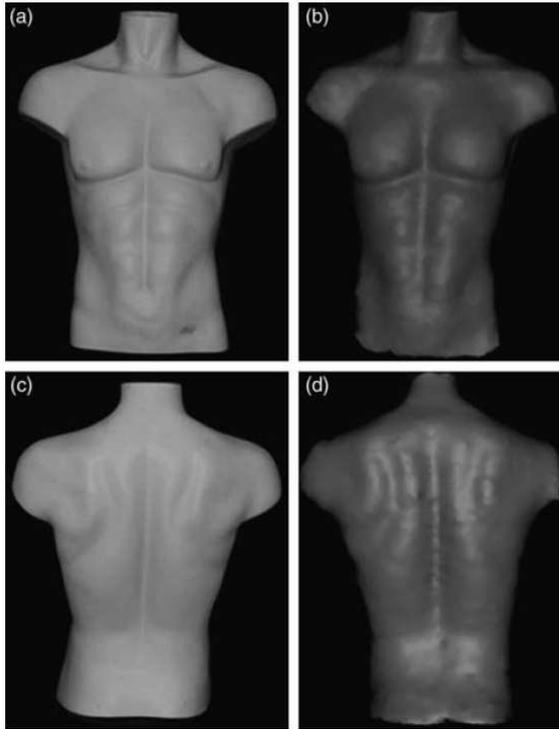


Figure 4. Comparison between original and reconstructed mannequin surface. (a,c) Photograph of original anterior and posterior trunk mannequin, (b,d) reconstructed anterior and posterior mannequin trunk surface.

mannequin were used to reconstruct trunk surfaces. By means of visual inspection, it is possible to identify the similarity between the original (Figure 4(a),(c)) and the reconstructed surface (Figure 4(b),(d)).

## 6. Trunk volume calculation

Once the smoothed and closed surfaces are reconstructed in the 3D space, the trunk volume is measured using an algorithm based on the discrete form of the divergence theorem (DTA) described in Alyassin et al. (1994). The DTA requires a piecewise, smooth and closed surface, and estimates the volume of an object from its point list. The following equation was used to calculate the volume using the DTA method:

$$v = k_x \sum_i (x_i n_{x_i} \Delta a_i) + k_y \sum_i (y_i n_{y_i} \Delta a_i) + k_z \sum_i (z_i n_{z_i} \Delta a_i),$$

where  $x$ ,  $y$  and  $z$  are the coordinates of the points;  $k_x$ ,  $k_y$  and  $k_z$  are coefficients whose sum is equal to one;  $\Delta a_i$  is the differential surface area and  $n_{x_i}$ ,  $n_{y_i}$  and  $n_{z_i}$  are the normal unit vector components. Tools for surface reconstruction smoothing and calculating trunk volume were implemented in the VTK software.

## 7. Experimental results of volume measurement

### 7.1 Test 1

The first test aimed to validate the static volume was measured using the proposed OM. This entailed a comparison of the volume of a trunk model (mannequin – Figure 1(a)) obtained by IM with the results of the proposed OM. For this test, the following equipment was used: a 150l container with a draining pipe fixed to the upper part of the container, a graduated glass tube (pipette) and a 50l plastic tank. The steps of the test were as follows: (a) the container was filled with water to full capacity until water began to drain through the pipe, (b) the mannequin was completely immersed in the water. The IM of the mannequin raised the water level to above the pipe level, (c) the volume of water drained through the pipe after the mannequin was immersed was measured by the pipette. This measurement was conducted three times in the same way. The mean value of the three measures was assumed to be the mannequin volume by IM. For the second part of this test – optical measurement of the trunk model – the same mannequin was positioned on a seat at the centre of the laboratory and all the steps of the method described above, namely projection, image acquisition, segmentation and tracking, labelling, 3-D reconstruction, surface reconstruction and trunk volume calculation, were applied. In order to evaluate reproducibility, this test was conducted five times. From this test, we obtained five independent measurements of the mannequin trunk volume.

The mean value of the mannequin volume obtained by the three IM measurements was 38.391 with a standard deviation of 0.021. By the five optical measurements, the mean value was 37.341, with a standard deviation of 0.081. In order to evaluate measurement errors, the accuracy of the static volume measurement was calculated as follows:  $a^2 = b^2 + p^2$ , where  $p^2$  is the variance of the experimental data and  $b$  is the bias given by the difference between the mean value (experimental measurement) and the real value (direct measurement). The accuracy relative to the real value (direct measurement) was 2.9%.

### 7.2 Test 2

A second test was conducted in order to verify the applicability of the proposed method by measuring a subject trunk volume during vital capacity (VC) manoeuvres. This test involved the analysis of one healthy, male, 21-year-old volunteer, who was 1.65 m tall and weighed 55 kg. The volunteer stood straight with his hands by his waist and feet within the centre of a pre-established space and was encouraged by the researcher to inhale and exhale at maximum capacity. Three consecutive maximum inspiration and expiration cycles (VC) were recorded. In the same way, all the steps of the proposed method were followed for sequencing the images of the

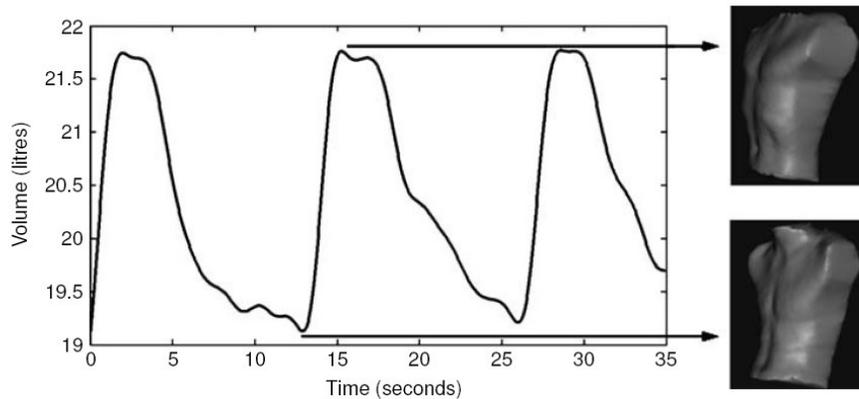


Figure 5. Time course of the trunk volume variation during three VC manoeuvres (smoothed data). The absolute mean value of trunk volume was 20.5 l and the trunk volume mean range was 2.6 l for the three cycles. Differences on the reconstructed trunk shape during breathing can be recognised on (a) maximal inhale instant and on (b) maximal exhale instant. In this example, 2517 points recognised on the anterior and posterior trunk were used to reconstruct the trunk surfaces.

volunteer and the trunk volume and the respective variation during the respiratory manoeuvres was obtained.

Figure 5 shows the time course of the total trunk volume during three VC manoeuvres (smoothed data). One can identify in the signal the inhale and the exhale phase of the breathing cycle. Figure 5(a) shows a maximal inhale instant and Figure 5(b) shows maximal exhale instant. By means of visual inspection of the reconstructed surface, it is possible to identify the differences on the trunk shape during breathing. In this example, 2517 points recognised on the anterior and posterior trunk were used to reconstruct the trunk surfaces. The absolute mean value of trunk volume was 20.5 l and the trunk volume mean range was 2.6 l for the three analysed cycles.

## 8. Discussion

The aim of this work was to propose and evaluate an innovative method based on light projection for surface reconstruction and measure the variation of trunk volumes during breathing. As well as an important apparatus for studying respiratory strategies, this method is also capable of providing a reliable reconstructed trunk surface during movement that allows assessment of the torso deformation during breathing.

The segmentation and the labelling of markers are frequently pointed out as the principal limitation factors in structured light systems for dynamic scene analysis. The solution to use a striped pattern of changing colours, matching the projected colour transition to observed edges in the image was presented in Zhang et al. (2002). A black and white striped pattern that varies over time was proposed in Hall-Holt and Rusinkiewicz (2001). The main constraint in both cases is that in order to obtain a high-resolution reconstructed surface, those methods required

many images of the real object, limiting the velocity of the dynamic scenes. Moreover, areas with high curvature on the object surface generate false edges, thus not permitting surface reconstruction of such areas. Our segmentation and labelling method proved to be robust if we consider the results obtained as regards the following aspects: (a) the geometric pattern used had a high density of points, (b) the surfaces where the mesh was projected were significantly irregular and (c) the trunk subject surface form varied considerably during the respiratory cycle phases creating a distortion in the mesh.

Concerning the accuracy of the volume measures, the proposed method underestimated by 2.9% the total trunk volume when compared with the volume obtained by IM. This means that it is not suitable for analysis that requires better accuracy. However, better results were only found in the literature when the optical determination of volume was applied in static conditions. Wells et al. (2000) used a commercial 3D laser scanner for measuring human body volumes in static conditions and obtained a standard error of approximately 3%. Using an upgraded version of the same commercial 3D laser scanner and improving in 20 times the number of points in the model, Wang et al. (2006) obtained 1% of error comparing optical and IM methods. However, they used scanning techniques that require that the subject maintains specified position while standing motionless for more than 10 s. This restriction makes impossible the applications of those systems on the analysis of trunk motion during respiration. The results of Tests 1 and 2 showed that the proposed method was able to measure with high reproducibility (SD 0.08 l) the total mannequin trunk volume, despite the underestimation of the total volume. The high correlation between trunk motion and air exchange during breathing was established in Ferrigno et al. (1994).

Further studies should be conducted in order to evaluate the applicability of the proposed method in different population groups, considering the possible effect of anthropometric proportions on the results. The accuracy of the method in deformation analysis should also be investigated.

## 9. Conclusion

The main contributions of the proposed method are (1) the segmentation of a large number of projected points in motion, (2) the labelling of this large amount of markers viewed from different cameras, (3) the reliable reconstruction of the trunk surface and the accurate calculation of the enclosed volume. In conclusion, our method provides a non-contact, reliable and accurate method for surface reconstruction and measurement of trunk volumes during breathing.

## Acknowledgements

This research was supported by FAPESP (00/01293-I), CNPq (451878/2005-1; 309245/2006-0; 473729/2008-3) and CAPES.

## References

- Alyassin AM, Lancaster JL, Downs JH, III. 1994. Evaluation of a new algorithms for the measurement of surface area and volume. *Med Phys.* 21:741.
- Amenta N, Choi S, Kolluri R. 2001. The power crust. In: *Proceedings of 6th ACM Symposium on Solid Modeling*. Ann Arbor, MI, USA. New York, NY: ACM.
- Barros RML, Russomanno TG, Figueroa PJ, Brenzikofer R. 2005. A method to synchronise video cameras using the audio band. *J Biomech.*
- Buendía M, Salvador R, Cibrián R, Laguía M, Sotoca JM. 1999. Determination of the object surface function by structured light: application to the study of spinal deformities. *Phys Med Biol.* 44:75–86.
- Drerup B, Hierholzer E. 1996. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. *Clin Biomech.* 11(7):376–383.
- Ferrigno G, Carnevali P, Aliverti A, Molteni F, Beulcke G, Pedotti A. 1994. Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. *J Appl Physiol.* 77(3):1224–1231.
- Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RML. 2003. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed.* 72(2):155–165.
- Frobin W, Hierholzer E. 1982. Analysis of human back shape using surface curvature. *J Biomech.* 15(5):379–390.
- Hackenberg L, Hierholzer E, Pözl W, Götze C, Liljenqvist U. 2003. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clin Biomech.* 18(10):883–889.
- Hall-Holt O, Rusinkiewicz S. 2001. Stripe boundary codes for real-time structured-light range scanning of moving objects. *8th IEEE International Conference on Computer Vision; Vol II.* p. 359–366.
- Hierholzer E, Luxamann G. 1982. Three-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using invariant shape parameters. *J Biomech.* 15(8):583–598.
- Konno K, Mead J. 1967. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *J Appl Physiol.* 22(3):407–422.
- Lanini B, Bianchi R, Romagnoli I, Coli C, Binazzi B, Gigliotti F, Pizzi A, Grippo A, Scano G. 2003. Chest wall kinematics in patients with hemiplegia. *Am J Respir Crit Care Med.* 168(1):109–113.
- Levine S, Silage D, Henson D, Wang JY, Krieg J, LaManca J, Levy S. 1991. Use of a triaxial magnetometer for respiratory measurements. *J Appl Physiol.* 70(5):2311–2321.
- Romagnoli I, Gigliotti F, Galarducci A, Lanini B, Bianchi R, Cammelli D, Scano G. 2004. Chest wall kinematics and respiratory muscle action in ankylosing spondylitis patients. *Eur Respir J.* 24(3):453–460.
- Sanna A, Bertoli F, Misuri G, Gigliotti F, Iandelli I, Mancini M, Duranti R, Ambrosino N, Scano G. 1999. Chest wall kinematics and respiratory muscle action in walking healthy humans. *J Appl Physiol.* 87(3):938–946.
- Saumarez RC. 1986. Automated optical measurements of human torso surface movements during breathing. *J Appl Physiol.* 60(2):702–709.
- Tobin MJ, Jenouri G, Lind B, Watson H, Schneider A, Sackner MA. 1983. Validation of respiratory inductive plethysmography in patients with pulmonary disease. *Chest.* 83(4):615–620.
- Verschakelen JA, Demedts MG. 1995. Normal thoracoabdominal motions. Influence of sex, age, posture, and breath size. *Am J Respir Crit Care Med.* 151(2 Pt 1):399–405.
- Wang J, Gallagher D, Thornton JC, Yu W, Horlick M, Pi-Sunyer FX. 2006. Validation of a 3-dimensional photonic scanner for the measurement of body volumes, dimensions, and percentage body fat. *Am J Clin Nutr.* 83(4):809–816.
- Warren RH, Fewell JE, Alderson SH. 1989. Calibration of respiratory inductive plethysmography during quiet and active sleep in lambs. *J Dev Physiol.* 12(6):347–352.
- Wells JCK, Douros I, Fuller NJ, Elia M, Dekker L. 2000. Assessment of body volume using three-dimensional photonic scanning. *Ann NY Acad Sci.* 904:247–254.
- Zhang L, Curless B, Seitz SM. 2002. Rapid shape acquisition using color structured light and multi-pass dynamic programming. *International Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission.*
- Zubairi JA. 2002. Applications of computer-aided rasterstereography in spinal deformity detection. *Image Vis Comput.* 20(4):319–324.

## Referências bibliográficas

Buendía, M., Salvador, R., Cibrián, R., Lagua, M. e Sotoca, J. M. Determination of the object surface function by structured light: application to the study of spinal deformities Physics in Medicine and Biology, v.44, p.75-86. 1999.

Cala, S. J., Kenyon, C. M., Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Pedotti, A., Macklem, P. T. e Rochester, D. F. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. J Appl Physiol, v.81, n.6, p.2680-9. 1996.

Drerup, B. e Hierholzer, E. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. Clinical Biomechanics, v.11, n.7, 1996/10, p.376-383. 1996.

Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Molteni, F., Beulcke, G. e Pedotti, A. Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. J Appl Physiol, v.77, n.3, September 1, 1994, p.1224-1231. 1994.

Frobin, W. e Hierholzer, E. Analysis of human back shape using surface curvature. Journal of Biomechanics, v.15, n.5, p.379-390. 1982.

Hackenberg, L., Hierholzer, E., Pözl, W., Götze, C. e Liljenqvist, U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion Clinical Biomechanics v.18, n.10, p.883-889. 2003.

Hall-Holt, O. e Rusinkiewicz, S. Stripe Boundary Codes for Real-Time Structured-Light Range Scanning of Moving Objects Eighth IEEE International Conference on Computer Vision, v.II, p.359-366. 2001.

Hierholzer, E. e Luxamann, G. Three-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using invariant shape parameters. Journal of Biomechanics, v.15, n.8, p.583-598. 1982.

Istook, C. L. e Hwang, S.-J. 3D body scanning systems with application to the apparel industry. Journal of Fashion Marketing and Management, v.5, n.2, p.110-132. 2001.

Lodovico, A., Cerveri, P., Ferrigno, G. e Barros, R. M. L. A novel video-based method using projected light to measure trunk volumes during respiration. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2010.

Loula, C. M. A., Pacheco, A. L., Sarro, K. J. e Barros, R. M. L. Análise de volumes parciais do tronco durante a respiração por videogrametria. Brazilian journal of biomechanics, v.9, n.5, p.21-27. 2004.

Magenat-Thalmann, N., Seo, H. e Cordier, F. Automatic modeling of virtual humans and body clothing. J. Comput. Sci. Technol., v.19, n.5, p.575-584. 2004.

Pachêco, A. L. Metodologia para determinação dos volumes do tronco durante a respiração usando projeção de luz e reconstrução de superfície. (Dissertação de Mestrado). Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006. 98 p.

Paterniani, P. E. S., Barros, R. M. L., Brenzikofer, R. e Filho, E. C. L. Metodologia para reconstrução tridimensional e análise da superfície do tronco humano. Revista brasileira de biomecânica, v.2, n.3, p. 51-56. 2001.

Sarro, K. J., Silvatti, A. P., Aliverti, A. e Barros, R. M. L. Proposition and Evaluation of a Novel Method Based on Videogrammetry to Measure Three-Dimensional Rib Motion During Breathing. Journal of Applied Biomechanics, v.25, n.3, p.247-252. 2009.

Sarro, K. J., Silvatti, A. P. e Barros, R. M. L. Coordination between ribs motion and thoracoabdominal volumes in swimmers during respiratory maneuvers. Journal of Sports Science and Medicine, v.7, n.2, p.195-200. 2008.

Silvatti, A. P., Rossi, M. M., Dias, F. A. S., Leite, N. J. e Barros, R. M. L. Non-linear camera calibration for 3d reconstruction using straight line plane object 27°International Conference on Biomechanics in Sport. Limerick, Ireland, 2009. 644 p.

Silveira, I. C. O pulmão na prática médica - sintoma, diagnóstico e tratamento. Rio de Janeiro: Editora de Publicações Biomédicas LTDA., v.vol 1. 2000. 571 p.

Tobin, M. J., Chadha, T. S., Jenouri, G., Birch, S. J., Gazeroglu, H. B. e Sackner, M. A. Breathing patterns. 2. Diseased subjects. Chest, v.84, n.3, p.286-94. 1983.

Verschakelen, J. A. e Demedts, M. G. Normal thoracoabdominal motions. Influence of sex, age, posture, and breath size. Am J Respir Crit Care Med, v.151, n.2 Pt 1, p.399-405. 1995.

Wang, J., Gallagher, D., Thornton, J. C., Yu, W., Horlick, M. e Pi-Sunyer, F. X. Validation of a 3-dimensional photonic scanner for the measurement of body volumes, dimensions, and percentage body fat. Am J Clin Nutr, v.83, n.4, April 1, 2006, p.809-816. 2006.

Warren, R. H., Fewell, J. E. e Alderson, S. H. Calibration of respiratory inductive plethysmography during quiet and active sleep in lambs. J Dev Physiol, v.12, n.6, p.347-52. 1989.

Wells, J. C. K., Douros, I., Fuller, N. J., Elia, M. e Dekker, L. Assessment of Body Volume Using Three-Dimensional Photonic Scanning. Annals of the New York Academy of Sciences, v.904, n.In vivo body composition studies p.247-254. 2000.

Yu, W. e Xu, B. A portable stereo vision system for whole body surface imaging. Image and Vision Computing, v.28, n.4, p.605-613. 2010.

Zhang, L., Curless, B. e Seitz, S. M. Rapid shape acquisition using color structured light and multi-pass dynamic programming International Symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission. 2002.

Zubairi, J. A. Applications of computer-aided rasterstereography in spinal deformity detection Image and Vision Computing, v.20, n.4, 1 april 2002, p.319-324. 2002.