

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

ANGÉLICA LODOVICO PACHÊCO

**METODOLOGIA PARA DETERMINAÇÃO DOS
VOLUMES DO TRONCO DURANTE A
RESPIRAÇÃO USANDO PROJEÇÃO DE
LUZ E RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE**

Campinas
2006

ANGÉLICA LODOVICO PACHÊCO

**METODOLOGIA PARA DETERMINAÇÃO
DOS VOLUMES DO TRONCO DURANTE A
RESPIRAÇÃO USANDO PROJEÇÃO DE
LUZ E RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Pós-Graduação da Faculdade de
Educação Física da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do
título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros

Campinas
2006

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA
BIBLIOTECA FEF - UNICAMP**

P115m Pachêco, Angélica Lodovico.
Metodologia para determinação dos volumes do tronco durante a respiração usando projeção de luz e reconstrução de superfície / Angélica Lodovico Pachêco. - Campinas, SP: [s.n], 2006.

Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros.
Dissertação (mestrado) – 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.

ANGÉLICA LODOVICO PACHÊCO

**METODOLOGIA PARA DETERMINAÇÃO
DOS VOLUMES DO TRONCO DURANTE A
RESPIRAÇÃO USANDO PROJEÇÃO DE
LUZ E RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE**

Este exemplar corresponde à redação final da Dissertação de Mestrado defendida por Angélica Lodovico Pachêco e aprovada pela Comissão julgadora em: 22/02/06.

Orientador: Ricardo Machado Leite de Barros

Campinas
2006

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros
Orientador

Prof. Dr. Marcos Duarte

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins

Prof. Dr. Luciano Allegretti Mercadante

Dedicatória

*Às quatro pessoas fundamentais na minha
vida: meus pais Milton e Jussara, meu
marido Ronnie e meu irmão Anderson.
Dedico.*

Agradecimentos

Ao meu querido amigo e orientador Ricardo, pelo carinho, dedicação e paciência com que me ajudou. Sem você nada disto seria possível.

Ao meu marido Ronnie, por permanecer quando tudo a volta apontou para abandonar, por compreender toda a minha ausência. Com você dividi as dificuldades desse trabalho, a você dedico esta vitória.

Aos meus pais, Milton e Jussara, mestres na arte de ensinar que a vida deve ser vivida com alegria e retidão, mesmo que o mundo aponte caminhos menos dignos para serem trilhados.

Ao meu irmão Anderson, pela firmeza de caráter e de espírito em que me inspiro. Por ser o esteio firme daquilo que temos de mais precioso: nossos pais.

As minhas queridas cunhadas Michele, Rosi e Robbéria, que tanto acreditaram e torceram por mim.

Ao meu amigo Bernardo que me incentivou e acompanhou todas as etapas do meu crescimento profissional

A minha colega de pesquisa e amiga Karine, pelas ajudas e ensinamentos e principalmente pelas inúmeras acolhidas em sua casa.

As minhas amigas Aline e Andréia que me ajudaram muito e dividiram comigo as ansiedades e tensões deste trabalho.

Aos meus amigos de laboratório, Pascual, Milton, Rafael e Mário que estiveram sempre prontos a me ajudar.

Aos professores Sérgio e René, por tudo que me ensinaram nestes anos de estudo.

As minhas queridas “mãezonas” Mailde e Dena, por toda atenção e carinho dedicados.

Aos professores membros da banca Marcos, Jefferson, Luciano e Barreto que tanto contribuíram com suas sugestões ao trabalho.

PACHÊCO L., Angélica. **METODOLOGIA PARA DETERMINAÇÃO DOS VOLUMES DO TRONCO DURANTE A RESPIRAÇÃO USANDO PROJEÇÃO DE LUZ E RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE**. 2006. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo desenvolver uma metodologia baseada em videogrametria para determinação dos volumes do tronco durante a respiração usando projeção de luz e reconstrução de superfície. A metodologia proposta consiste em: a) Projetar uma malha de marcas circulares sobre a superfície anterior e posterior do tronco; b) Registrar cada superfície através de um par de câmeras de vídeo digitais. c) Segmentar e rastrear as marcas através de ferramentas de processamento de imagens; d) Estabelecer uma correspondência entre as marcas nas seqüências de imagens registradas pelas câmeras; e) Reconstruir as coordenadas 3D das marcas; f) Reconstruir a superfície do tronco; g) Calcular o volume do tronco. A metodologia proposta foi avaliada através de dois experimentos: 1) Comparação entre a medida de volume de um manequim de tronco masculino obtida por imersão (**MI**) e através da metodologia proposta (**MO**); 2) Avaliação da aplicabilidade da metodologia para o cálculo do volume do tronco durante a manobra respiratória de capacidade vital. Os resultados mostram que a metodologia foi capaz de medir e estabelecer uma correspondência automática de mais de duas mil marcas o que possibilitou a reconstrução de uma superfície com alta resolução. No primeiro experimento, a MI foi de 38,39 litros contra 37,34 litros da MO (acurácia relativa de 3%). Os resultados do segundo experimento mostraram que a metodologia foi capaz de identificar um sinal coerente com o ciclo respiratório em manobra de capacidade vital realizado pelo sujeito. Sendo assim, podemos concluir que a metodologia baseada em projeção de luz e reconstrução de superfície proposta é adequada e acurada para medir os volumes do tronco durante a respiração.

Palavras-Chaves: Luz projetada; Reconstrução de superfície; Tronco; Volume; Biomecânica.

PACHÊCO L., Angélica. **METHODOLOGY TO DETERMINATE TRUNK VOLUMES DURING BREATHING USING PROJECTED LIGHT AND SURFACE RECONSTRUCTION**. 2006. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

ABSTRACT

This work proposes a video-based method for measuring the trunk volumes during breathing using projected light and surface reconstruction. The method consists of: a) Projecting a grid of circular markers on the anterior and posterior trunk surface; b) Registering each surface using a pair of digital video cameras; c) Segmenting and tracking of the markers using image processing tools; d) Establishing the correspondence between marks in the video sequences registered by different cameras; e) Reconstructing the 3D coordinates; f) Reconstructing the surface; g) Calculating the trunk volume. 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 method (**IM**). 2) Analysis of the applicability of the method to measure a subject trunk volumes during vital capacity respiratory manoeuvre (**OM**). The results related to the methodological aspects showed that the method was able to measure and establish the correspondence automatically of more than two thousand points that this provides a very detailed anterior and posterior trunk surfaces. In the first experiments, the IM were 38.39 liters against 37.34 liters obtained by OM (relative accuracy of 3%). The analysis of the experiment 2 revealed the capability of the method identifies signals coherent with the respiratory cycles in vital capacity manoeuvres. In conclusion, the method based on light projection and surface reconstruction provides an accurate, non-invasive and useful method to calculate human trunk volumes during breath.

Keywords: Projected light; Surface reconstruction; Trunk, Volume; Biomechanics

LISTA DE FIGURAS

<p>Figure 1. Modelo de representação do tronco proposto por Ferrigno <i>et al</i> (1994) mostrando o posicionamento dos 32 marcadores fixados sobre a superfície do tronco bem como a delimitação dos compartimentos tórax superior, tórax inferior e abdômen superior.</p>	34
<p>Figure 2. Modelo de representação do tronco proposto por Loula <i>at al.</i> (2004). Divisão do tronco em oito compartimentos distintos: Tórax Superior Direito (TX-SD) e Esquerdo (TX-SE); Tórax Inferior Direito (TX-ID) e esquerdo (TX-IE); Abdômen Superior Direito (AB-SD) e Esquerdo (AB-SE); Abdômen Inferior Direito (AB-ID) e esquerdo (AB-IE).</p>	35
<p>Figure 3. Exemplo do sistema comercial de varredura a laser FastScan sendo usado para reconstruir a superfície do rosto.</p>	37
<p>Figure 4. Exemplo da superfície da perna reconstruída apresentada por Liu <i>et al</i> (2004) onde podemos observar a identificação dos acidentes anatômicos: maléolo lateral (D) e medial (E); cabeça da fíbula (A); côndilo lateral (B) e medial da tíbia (C).</p>	38
<p>Figure 5. A: Representação do método de projeção de luz proposto por Frobin e Heirholzer (1991) – varredura estereográfica; B: exemplo do padrão de linhas perpendiculares projetada na superfície posterior do tronco.</p>	39
<p>Figure 6. Representação da superfície posterior do tronco obtida por Paterniani <i>et al.</i> 2001 (A) e da superfície do pé obtida por Barros <i>et al.</i> 2001 (B).</p>	42
<p>Figure 7. Malha de marcas com uma ampliação da região central da malha onde podemos observar uma marca destacada na cor laranja desenhada para facilitar a identificação visual pelo pesquisador.</p>	47
<p>Figure 8. Malha de pontos projetada sobre a superfície anterior e posterior do tronco do sujeito onde podemos perceber o ajuste inicial das regiões de projeção.</p>	48
<p>Figure 9. Esquema que mostra as dimensões do volume calibrado, os eixos e a origem do sistema de referência.</p>	51
<p>Figure 10. Representação das etapas do processo de medição das coordenadas 2d das marcas.</p>	54
<p>Figure 11. Representação das quatro marcas de inicialização nas primeira imagem das câmeras posicionadas anteriormente.</p>	55
<p>Figure 12. 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.</p>	57
<p>Figure 13. A: Identificação das marcas que formam a fronteira do tronco (circuladas em azul) e das marcas as antecedem (circuladas em amarelo) em cada linha, um exemplo para a região posterior; B: Representação da correção aplicada em uma marca da fronteira (ponto amarelo), onde p_m é a penúltima marca da linha, u_m é a marca da fronteira e M_{corr} é a marca corrigida.</p>	59

- Figure 14. Nuvem desordenada de pontos no espaço representando, em vermelho, a região anterior do tronco e em azul a região posterior.60
- Figure 15. A figura A e B mostram um exemplo do diagrama de Voronoi (A) e da triangulação de Delaunay (B) de um conjunto de pontos no plano. Na figura C temos a representação da relação entre o digrama de Voronoi (traços em cinza) e a triangulação de Delaunay (traços pretos). Na figura D temos em rosa a representação da transformada do eixo medial do objeto e em azul uma bola média.62
- Figure 16. Manequim de tronco masculino utilizado para validação da medida de volume em situação estática. A) Vista anterior; B) Vista posterior.67
- Figure 17. A: caixa de isopor usada no experimento de medida do manequim por imersão onde podemos observar o posicionamento de cano de escoamento da água; B: Pipeta milimetrada utilizada para medir o volume de água deslocado após a colocação do manequim na caixa com água.68
- Figure 18. Exemplo da medição das coordenadas 2D das marcas de menor tamanho. As marcas reconhecidas estão identificadas por pontos azuis, onde podemos observar que estas não foram identificadas pelos centros.70
- Figure 19. Reconstrução da superfície do manequim a partir da malha com uma maior quantidade de marcas onde podemos perceber a presença de rugosidades na superfície.71
- Figure 20. Posicionamento das câmeras, projetores e do manequim de tronco.71
- Figure 21. Exemplo de uma imagem da câmera anterior inferior e anterior superior onde podemos perceber a diferença de inclinação das câmeras influenciando na visualização de algumas marcas.72
- Figure 22. Medição das coordenadas 2D das marcas nas imagens das câmeras anterior inferior e anterior superior. As marcas reconhecidas estão identificadas por pontos azuis. As regiões onde não foram identificadas marcas estão indicadas por setas vermelhas.73
- Figure 23. Exemplo do processo de rotulagem na medição do volume do manequim de tronco para a câmera anterior inferior. Podemos observar algumas situações extremas de desalinhamento e afastamento entre as marcas onde o processo de rotulagem foi prejudicado.75
- Figure 24. Comparação da superfície original anterior (A) e posterior (B) do manequim com a superfície anterior (C) e posterior (D) reconstruída a partir da metodologia proposta.77
- Figure 25. Comparação da superfície original (região lateral) do manequim (A) com a superfície reconstruída a partir da metodologia proposta (B) onde podemos observar a região onde não haviam marcas e, portanto, foi interpolada.78
- Figure 26. Comparação do processo de medição das coordenadas 2D das marcas nas imagens das câmeras anterior inferior e anterior superior. As marcas reconhecidas estão identificadas por pontos azuis e as regiões onde não foram identificadas marcas estão indicadas por setas vermelhas.82
- Figure 27. Exemplo do processo de rotulagem para um instante do ciclo respiratório na câmera anterior inferior. Exemplo de situações onde o processo de rotulagem não funcionava (setas vermelhas) para a câmera anterior superior em um instante do ciclo respiratório.84

Figure 28. Curva da variação do número de marcas reconstruídas em função do tempo durante os três ciclos respiratórios em manobra de capacidade vital.	85
Figure 29. Reconstrução da superfície anterior e posterior do sujeito.	86
Figure 30. Superfície do tronco reconstruída em dois instante do ciclo respiratório em manobra de capacidade vital: A)inspiração máxima; B) Expiração máxima	86
Figure 31. Comparação entre os dados brutos e filtrados referentes a variação do volume do tronco durante os três ciclos respiratórios e a distribuição dos resíduos.....	87
Figure 32. Variação do volume do tronco do voluntário durante os três ciclos em manobra de capacidade vital- dados filtrados	88

SUMÁRIO

RESUMO.....	xiii
ABSTRACT.....	xv
LISTA DE FIGURAS.....	xvii
Introdução	26
Objetivos.....	29
CAPÍTULO 1: Revisão da literatura	30
1.1. Métodos de determinação dos volumes do tronco.....	31
1.1.1. Métodos baseados em sensores magnéticos ou resistores.	32
1.1.2. Métodos ópticos	33
1.2. Métodos de projeção de luz e reconstrução de superfícies do corpo humano.	36
1.2.1. Métodos baseados em varredura a laser.	36
1.2.2. Métodos de projeção baseados em luz branca.....	38
CAPÍTULO 2: Metodologia.....	44
2.1. Projeção de luz.....	46
2.1.1. Construção do padrão geométrico.....	46
2.1.2. Projeção da malha sobre a superfície do tronco.	47
2.2. Aquisição das imagens	48
2.2.1. Filmagem da superfície anterior e posterior do tronco.....	48
2.2.2. Armazenamento das imagens	49
2.2.3. Sincronização das câmeras	49
2.2.4. Calibração das câmeras.....	50
2.3. Medição das coordenadas 2D	52
2.4. Rotulagem das marcas projetadas sobre a superfície	54
2.4.1. Rotulagem das marcas na primeira imagem da cada seqüência	54
2.4.2. Rotulagem das marcas nas demais imagens da seqüência.....	58
2.4.3. Intersecção das marcas.....	58
2.4.4. Correção das marcas da fronteira	58
2.5. Reconstrução 3D das marcas	60
2.6. Reconstrução da superfície do tronco.....	60
2.7. Cálculo do Volume do tronco.....	63

2.8. Suavização dos dados	65
CAPÍTULO 3: Experimento 1 – Validação da medida de volume em situação estática.....	66
3.1. Medição do volume do manequim por imersão	67
3.2. Medição do volume do manequim por reconstrução de superfície	69
3.2.1 Projeção de luz.....	69
3.2.2. Aquisição das imagens	71
3.2.3. Medição das coordenadas 2D.....	73
3.2.4. Rotulagem das marcas	74
3.2.5. Reconstrução da superfície do manequim	76
3.2.7. Cálculo do volume do manequim.....	78
CAPÍTULO 4: Experimento 2 – Aplicação da metodologia para o cálculo da variação do volume do tronco durante a respiração	80
4.1. Projeção de luz.....	81
4.2. Medição das coordenadas 2D.....	82
4.3. Rotulagem das marcas	83
4.4. Reconstrução 3D das marcas	84
4.5. Reconstrução da superfície	85
4.6. Cálculo do volume do tronco.....	87
CAPÍTULO 5: Discussão	90
5.1. Metodologia	91
5.2. Experimento 1: Validação da medida de volume em situação estática.	93
5.3. Experimento 2: Aplicação da metodologia para o cálculo do volume do tronco durante a respiração.	94
Conclusão	96
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	97

Introdução

A fase ventilatória da respiração depende da ação dos músculos, ossos, cartilagens e articulação do tronco. A contração dos músculos inspiratórios promove o aumento do volume da caixa torácica e conseqüente redução da pressão interna, permitindo a entrada do ar. Pelo contrário, na expiração, os músculos inspiratórios relaxam e devido a complacência da caixa torácica, esta tende a voltar a sua forma inicial, aumentando novamente a pressão interna e expelindo o ar (Kapandji, 2000).

Esta ação das estruturas envolvidas no mecanismo da ventilação produz variações do volume do tronco ao longo do ciclo respiratório. Fortemente relacionada com a variação do volume de ar trocado durante a respiração, a variação do volume do tronco tornou-se alvo de estudo para o conhecimento e caracterização de padrões respiratórios durante a ventilação sob diversos aspectos.

Desta forma, cada vez mais métodos de medição do volume do tronco durante a respiração tem sido propostos. Os métodos utilizados para a pesquisa nessa área como a magnetometria, a pletismografia respiratória por indutância e a análise por meios ópticos trouxeram avanços significativos para a compreensão destes mecanismos e mensurações do volume do tronco.

Porém, a magnetometria e a pletismografia respiratória por indutância, não medem diretamente o volume do tronco e sim correlacionam medidas de variação da distância e área de pequenas regiões do tronco com a variação de volume do tronco. Além disto, de modo geral, esses métodos não permitem uma análise detalhada da superfície do tronco e

são dependentes do posicionamento de dispositivos como cintas expansivas ou marcadores de superfície sobre a superfície analisada.

Frente à complexidade do movimento das estruturas envolvidas no mecanismo da ventilação, a compreensão deste mecanismo exige sistemas de análise que permitam uma representação detalhada destas estruturas e que ainda sejam capazes de fornecer medidas quantitativas diretas de variação do volume do tronco.

A projeção de luz é um método que permite a representação detalhada da superfície estudada uma vez que uma grande quantidade de marcas pode ser projetada sobre esta. Desta forma, acreditamos que a projeção de luz pode ser aplicada na análise dos movimentos respiratórios do tronco bem como na mensuração do volume do tronco.

Dado à importância de se quantificar os volumes do tronco para compreensão dos mecanismos envolvidos na respiração e a insuficiência de trabalhos que utilizem métodos que permitam a descrição detalhada das superfícies do tronco, o presente trabalho apresenta uma proposta metodológica baseada em videogrametria e projeção de luz para cálculo dos volumes do tronco durante a respiração a partir da reconstrução de superfície.

Este texto foi estruturado da seguinte forma: no primeiro capítulo revisaremos as principais pesquisas que utilizaram diferentes métodos com o objetivo de determinar os volumes do tronco bem como as pesquisas que utilizaram a projeção de luz como método com diferentes objetivos; no segundo capítulo descreveremos os objetivos, dificuldades e particularidades das etapas da metodologia referentes a projeção de luz, aquisição das imagens, medição das coordenadas 2D, rotulagem das marcas projetados sobre a superfície, reconstrução 3D, reconstrução da superfície e cálculo do volume desenvolvidas neste trabalho; no terceiro e quarto capítulo serão apresentados os resultados referentes ao teste de acurácia da medida de volume em situação estática, e os resultados referentes ao cálculo

do volume do tronco durante a respiração em manobra de capacidade vital, respectivamente e; no quinto capítulo, discutiremos os resultados obtidos.

Objetivos

Objetivo Geral:

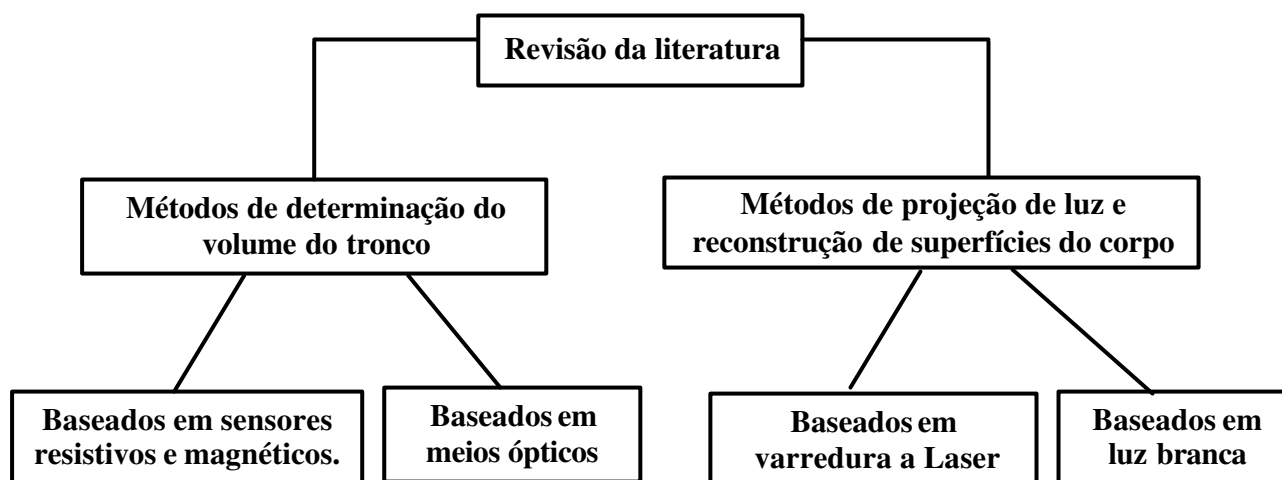
O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma metodologia baseada em videogrametria para determinação dos volumes do tronco durante a respiração usando projeção de luz e reconstrução de superfície.

Específicos:

1. Propor uma metodologia para análise dos volumes do tronco durante a respiração;
2. Verificar a acurácia da metodologia proposta para o cálculo do volume do tronco em situação estática.
3. Avaliar a aplicabilidade da metodologia proposta para a determinação da variação do volume do tronco durante a respiração em manobra de capacidade vital.

CAPÍTULO 1: Revisão da literatura

A revisão de literatura que será apresentada a seguir foi dividida conforme o diagrama a seguir:



1.1. Métodos de determinação dos volumes do tronco.

Em 1967, Konno e Mead apresentaram um sistema de medição direta das alterações do diâmetro ântero-posterior do tronco a partir da quantificação do movimento de dispositivos fixados em dois pontos desta superfície. Estes dispositivos foram fixados ao tronco na altura dos mamilos e na altura da cicatriz umbilical a fim de representar a movimentação da caixa torácica e do abdômen, respectivamente. A partir desta medição, Konno e Mead introduziram o conceito de representação do tronco por dois compartimentos, atribuindo a este, dois graus de liberdade. A esta forma de representação os autores denominaram modelo mecânico bi-compartimental, e a partir deste modelo, os movimentos tóraco-abdominais durante a respiração passaram a ser estudados experimentalmente.

1.1.1. Métodos baseados em sensores magnéticos ou resistores.

A magnetometria permite medir a distância entre sensores magnéticos posicionados no tronco por meio da medição das variações geradas no campo magnético. A Pletismografia Respiratória por Indutância (**RIP**) mensura a área de secções transversais do tórax e abdômen por alterações na indutância gerada em cintos expansivos envoltos no tórax e abdômen do sujeito. Estas técnicas correlacionam a variação da área (RIP) e da distância (magnetometria) com a variação de volume de ar durante o ciclo respiratório. Com isso, obtém-se uma relação entre os movimentos do tronco e os volumes respiratórios.

Uma versão aprimorada de um sistema de magnetometria foi proposta por Levine *et al.* (1991). Os autores desenvolveram um sistema de magnetometria triaxial (Tri-mag) e avaliaram a movimentação do tronco de quatro sujeitos através da manobra de ventilação voluntária máxima, com sensores posicionados na região anterior e posterior do tronco. O sistema era composto por um transmissor, quatro sensores e uma unidade de processamento, diferindo-se dos demais magnetômetros por quantificar e posição espacial dos sensores posicionados no tronco.

A RIP, assim como a magnetometria, foram aplicadas para avaliar os volumes do tronco e definir padrões respiratórios em diferentes grupos experimentais como: indivíduos saudáveis, fumantes assintomáticos, asmáticos sintomáticos e não sintomáticos, doentes pulmonares obstrutivos crônicos (DPOC), doentes pulmonares restritivos (Tobin *et al.* 1983); crianças (Warren *et al.* 1997); adultos de variadas idades e ambos os sexos em diferentes posições corporais (em pé, supino e sentado). (Verschaelen *et al.* 1995).

Lopata *et al.* (1985) e Russel *et al.* (1994) compararam a PRI com a magnetometria embasados no modelo mecânico descrito por Konno e Mead (1967). Os autores

encontraram diferenças entre os resultados das duas técnicas e concluíram que as alterações podem refletir diferenças entre medir o diâmetro antero-posterior e a área de secções transversais. Dessa forma sugeriram o uso da magnetometria para avaliar mudanças locais na forma do tronco, ou seja, avaliar as contribuições do tórax e abdômen durante as fases da respiração, e da RIP para avaliações das mudanças globais no tamanho do tronco.

Embora estes trabalhos tenham contribuído para o entendimento da movimentação das partes do tronco durante a respiração, bem como da variação dos volumes, os métodos utilizados apresentam algumas desvantagens e limitações que devem ser consideradas. Além de não medirem diretamente o volume do tronco e sim correlacionarem com outras variáveis (área, distância) utilizam dispositivos fixados ao tronco do sujeito, podendo alterar a naturalidade da respiração. Além disso, a calibração destes sistemas é realizada relacionando o volume do tronco frente a um volume de ar conhecido, exigindo o uso de um sistema de espirometria.

1.1.2. Métodos ópticos

Fundamentalmente os métodos ópticos registram luz através de câmeras e analisam o movimento baseado nas imagens adquiridas. Uma grande vantagem dos métodos ópticos em relação aos métodos baseados em sensores magnéticos ou resistores é permitir que uma área maior da superfície do tronco possa ser avaliada, e não apenas pontos ou pequenas regiões. Segundo Saumarez (1986), a cinemática da respiração não pode ser completamente entendida se apenas uma pequena região da superfície do tronco for analisada.

Ferrigno *et al.* (1994), com o objetivo de determinar os volumes do tronco, apresentaram um método baseado no sistema para análise cinemática 3D (ELITE). Foram reconstruídas as posições espaciais de 32 esferas retrorefletivas fixadas na região anterior e posterior do tronco dos sujeitos. O posicionamento das esferas foi tal que possibilitou a divisão do tronco em três compartimentos distintos: tórax superior; tórax inferior e abdômen superior (figura 1). Neste modelo apresentado, o volume dos compartimentos e o volume total do tronco foram aproximados por um conjunto de poliedros cujos vértices são representados pelos marcadores.

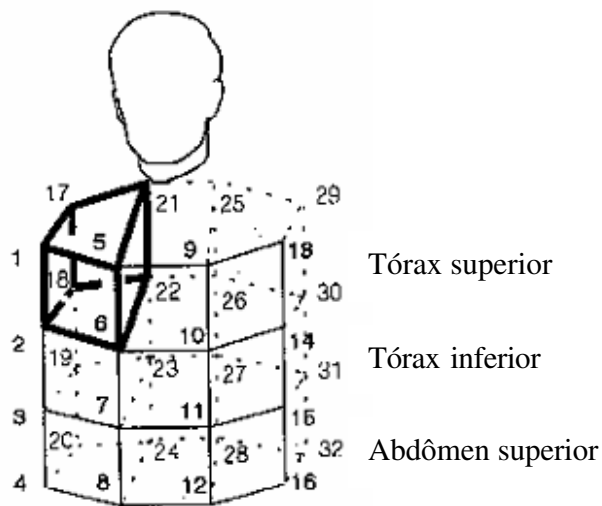


Figure 1. Modelo de representação do tronco proposto por Ferrigno *et al* (1994) mostrando o posicionamento dos 32 marcadores fixados sobre a superfície do tronco bem como a delimitação dos compartimentos tórax superior, tórax inferior e abdômen superior.

Em outro trabalho, desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Unicamp, Loula *et al.* (2004) obtiveram os volumes do tronco a partir de videogrametria. O modelo para cálculo de volume usado foi adaptado a partir do modelo proposto por Ferrigno *et al.* (1994). Neste trabalho o volume do tronco foi encerrado por 30

esferas retrorefletivas e as coordenadas espaciais foram obtidas através do sistema para análise cinemática DVIDEOW (Barros et al. 1999; Figueroa et al. 2003). O tronco foi subdividido em oito compartimentos distintos: Tórax Superior Direito (TX-SD) e Esquerdo (TX-SE); Tórax Inferior Direito (TX-ID) e esquerdo (TX-IE); Abdômen Superior Direito (AB-SD) e Esquerdo (AB-SE); Abdômen Inferior Direito (AB-ID) e esquerdo (AB-IE) (Figura 2). Esta subdivisão possibilitou a análise das contribuições dos volumes parciais do tronco para o volume total durante as fases do ciclo respiratório.

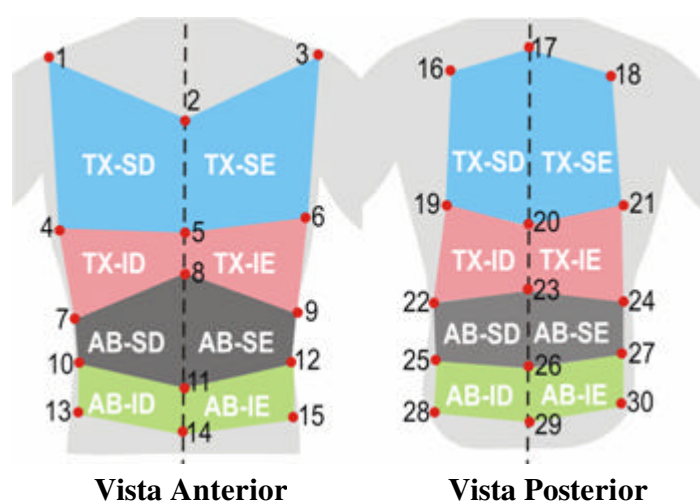


Figure 2. Modelo de representação do tronco proposto por Loula *et al.* (2004). Divisão do tronco em oito compartimentos distintos: Tórax Superior Direito (TX-SD) e Esquerdo (TX-SE); Tórax Inferior Direito (TX-ID) e esquerdo (TX-IE); Abdômen Superior Direito (AB-SD) e Esquerdo (AB-SE); Abdômen Inferior Direito (AB-ID) e esquerdo (AB-IE).

Apesar dos métodos baseados em cinematria terem representado um avanço no que diz respeito à análise do movimento do tronco durante a respiração, bem como para a determinação dos volumes do tronco, os estudos propostos até o presente momento

apresentam limitações a serem consideradas. Lui *et al.* (2004) colocam que a confiabilidade do uso de marcadores de superfície vem sendo cada vez mais questionada devido à influência dos movimentos da pele. Além disso, segundo Paterniani *et al* (2001), o número de marcadores que podem ser fixados ao corpo de um sujeito é limitado, o que restringiria o uso de marcadores para a reconstrução de superfícies.

1.2. Métodos de projeção de luz e reconstrução de superfícies do corpo humano.

1.2.1. Métodos baseados em varredura a laser.

Esta técnica consiste na varredura da superfície de interesse por um feixe de laser. Cada ponto de laser é projetado sobre a superfície imóvel e a posição deste ponto é registrada por um sistema de aquisição de imagens. Este processo é repetido até que toda a região de interesse tenha sido “varrida”. A resolução espacial da superfície reconstruída depende da quantidade de pontos seqüencialmente projetados. Uma maior densidade de pontos, significa, portanto, maior tempo de aquisição dos dados.

Andreoni *et al.* (1997) varreram a superfície posterior do tronco de sujeitos através de um feixe de laser. A posição do feixe de laser foi captado pelo sistema para análise cinemática tridimensional baseado em luz infra-vermelha (ELITE) e através do ajuste de uma função que representa aproximadamente a superfície, esta foi reconstruída. A superfície foi analisada a fim de obterem-se parâmetros ergonômicos para confecção de assentos para veículos.

Dentre os métodos de varredura a laser podemos destacar o sistema comercial FastScan (Polhemus, Colchester, Vermont, USA). Este sistema é composto por uma ou duas câmeras de vídeo, uma fonte emissora de laser e uma interface computacional. Foi desenvolvido baseado em pesquisas para ser utilizado em aplicações como: registro de escavações arqueológicas (arqueologia); auxílio na construção de planta baixa (arquitetura); exames clínicos (área médica); entre outras (figura 3).

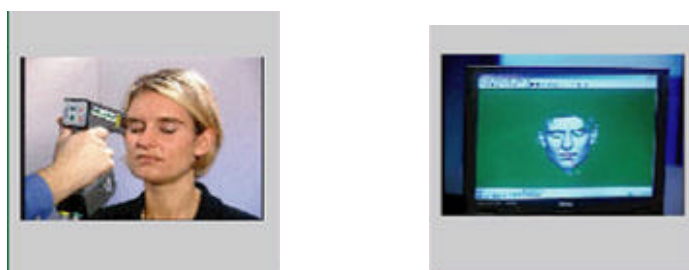


Figure 3. Exemplo do sistema comercial de varredura a laser FastScan sendo usado para reconstruir a superfície do rosto.

O uso do FastScan em aplicações clínicas foi descrito por Liu *et al.* (2004). Os autores utilizaram o sistema para reconstruir a superfície do pé e da perna visando a identificação de marcadores anatômicos como os maléolos lateral e medial, cabeça da fíbula, côndilo lateral e medial da tíbia. A localização dos marcadores anatômicos foi obtida através do cálculo das curvaturas da superfície reconstruída. A partir destas referências anatômicas definiram os eixos transmaleolar e transcondiliar e calcularam o ângulo de torção tibial, segundo os autores, referência muito útil na fabricação e posicionamento de próteses ortopédicas (figura 4).

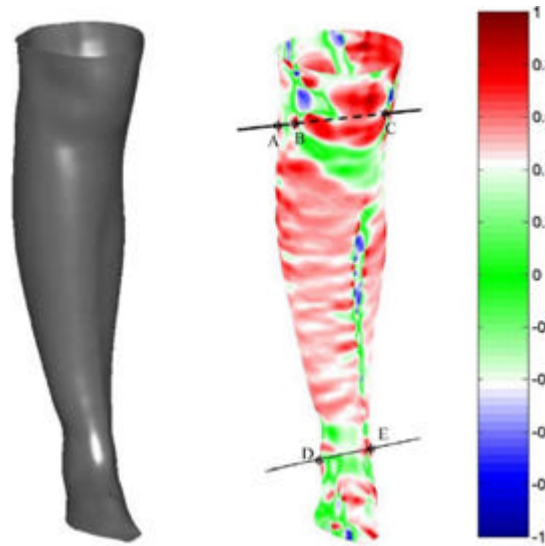


Figure 4. Exemplo da superfície da perna reconstruída apresentada por Liu et al (2004) onde podemos observar a identificação dos acidentes anatômicos: maléolo lateral (D) e medial (E); cabeça da fíbula (A); côndilo lateral (B) e medial da tíbia (C).

A varredura de superfícies a partir de um feixe de laser é um método interessante uma vez que a identificação do feixe pelo sistema de aquisição de imagens é facilitada já que somente um ponto é projetado a cada instante. O método também possibilita reconstruir a superfície do objeto com considerável detalhamento, pois permite a varredura minuciosa da superfície. Porém, este método não é aplicável à análise de superfícies em movimento.

1.2.2. Métodos de projeção baseados em luz branca

Os métodos que utilizam a projeção de luz branca necessitam da estruturação prévia do padrão geométrico a ser projetado sobre a superfície do objeto de interesse. Isto se deve ao fato que a projeção é feita de forma a cobrir simultaneamente, toda a área da superfície a ser estudada.

Dentre os métodos de projeção de luz já descritos, devemos destacar o método pioneiro proposto por Frobin e Heirholzer (1991) denominado “rasterstereography” ou varredura estereográfica. Este método consiste na projeção através de um projetor de slides de um padrão de linhas verticais e horizontais sobre a superfície de interesse e na aquisição das imagens da superfície através de uma câmera de vídeo (figura 5). Ambos, projetor e câmera devem ser calibrados e a superfície estudada pode ser reconstruída.

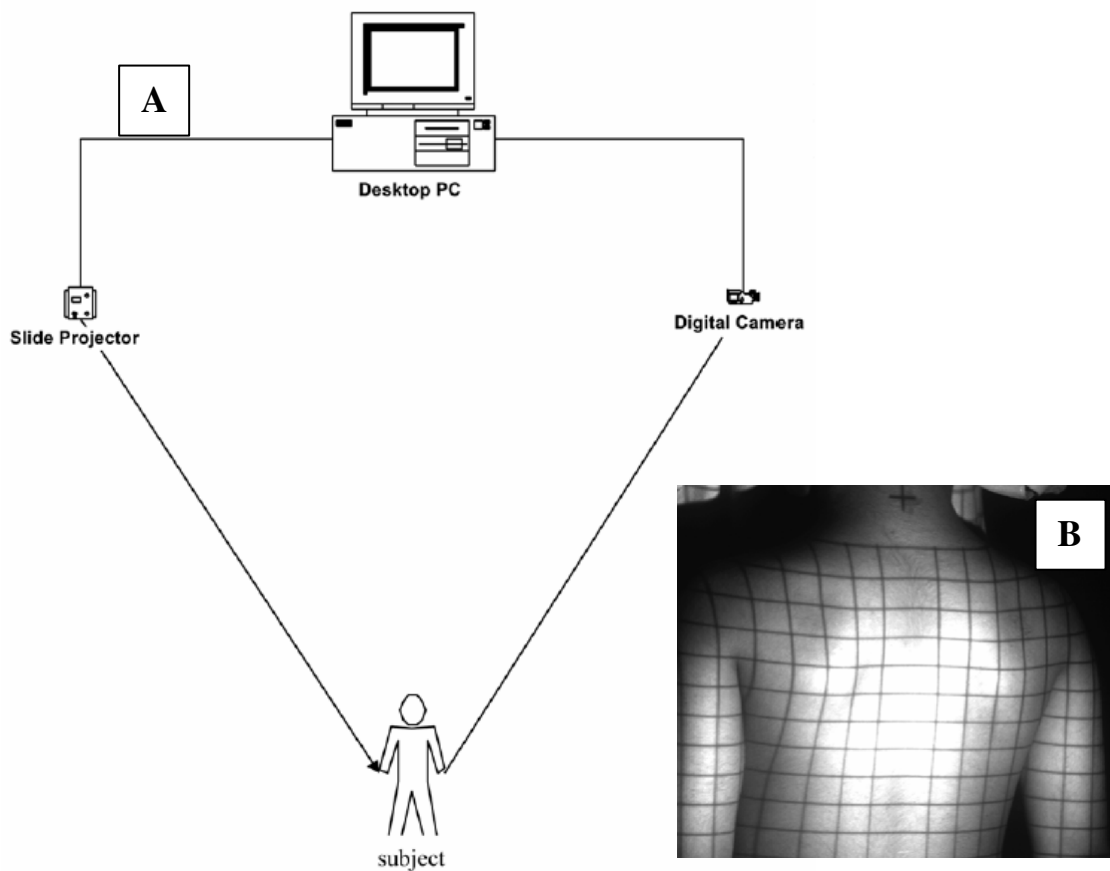


Figure 5. A: Representação do método de projeção de luz proposto por Frobin e Heirholzer (1991) – varredura estereográfica; B: exemplo do padrão de linhas perpendiculares projetada na superfície posterior do tronco.

Com relação aos métodos de análise da superfície reconstruída, Frobin e Hierzolzer (1982) descreveram um método para avaliação da forma da superfície posterior do tronco a

partir da obtenção de medida das curvaturas superficiais. Drerup e Heirholzer (1987) aplicaram este método em diferentes técnicas de reconstrução de superfície com o objetivo de detectar acidentes anatômicos na superfície posterior do tronco (proeminências vertebrais, espinhas ilíacas superiores, proeminência sacral). Através da comparação do método proposto com imagens radiográficas, os autores concluíram que a acurácia na detecção de acidentes anatômicos está diretamente relacionada com o nível de detalhamento da superfície reconstruída.

A idéia de se avaliar a forma das superfícies através das medidas das curvaturas proposta por Frobin e Hierzolzer (1982) foi aplicada principalmente no estudo das curvaturas da coluna vertebral frente às deformidades causadas por desvios posturais (escoliose), bem como no acompanhamento pré e pós-tratamento conservador ou cirúrgico. (Hierholzer et al. 1982; Drerup et al. 1996; Frobin et al. 1982, Hackenberg et al. 2003; Buendia et al. 1999, Zubairi et al. 2002).

O uso da projeção de luz para reconstrução do rosto humano é outra aplicação de crescente interesse, principalmente em cirurgias plásticas, onde se pode estimar previamente o resultado da cirurgia bem como avaliar e quantificar edemas e cicatrizes no pós-operatório. Porém, este tipo de aplicação requer um sistema passível de reprodução acurada da superfície avaliada. Bhatia *et al.* (1994) investiram no aprimoramento do sistema de projeção e de aquisição das imagens, onde utilizaram seis câmeras de vídeo e seis projetores posicionados de forma a enquadrar pequenas áreas do rosto. Visando avaliar a evolução do paciente submetido a cirurgias plásticas faciais através da quantificação do edema gerado, também propuseram uma forma de medição de volume. Para avaliar esta proposta injetaram, em 3 etapas, uma quantidade conhecida de fluido (dois mililitros em cada etapa) no rosto de um voluntário e mediram, através do sistema óptico, o volume do

edema gerado. O erro encontrado aumentava proporcionalmente a quantidade de líquido injetada, fato esse que foi atribuído em parte ao sistema de análise de imagens utilizado e em parte a própria absorção do líquido pela pele.

Com o objetivo de descrever com maiores detalhes os movimentos da superfície do tronco e quantificar a variação do volume do tronco durante a respiração, Saumarez (1986), propôs um método de reconstrução de superfície baseado em projeção de luz. Utilizando-se três projetores, um padrão de linhas verticais foi projetado sobre o lado direito da superfície do tronco e o movimento das superfícies durante a respiração foi registrado por duas câmeras de vídeo. Assumindo uma simetria com o lado oposto, e utilizando métodos de interpolação o autor obteve o volume total do tronco e suas variações durante o ciclo. Embora o objetivo do estudo apresentado por Saumarez (1986) seja semelhante ao objetivo do nosso trabalho, o método utilizado pelo autor apresenta restrições importantes que devem ser consideradas. Segundo Saumarez(1986), estudar apenas um lado do tronco pode mascarar os valores de variação de volume, especialmente se o indivíduo analisado apresentar assimetrias no tronco. Além disso, o autor coloca que o método proposto apresenta restrições em aplicações extensivas, uma vez que para descrever os movimentos do tronco e obter a variação do volume, uma grande quantidade de dados é necessária, o que tornaria o processamento extremamente complexo para os equipamentos disponíveis na época.

Outra aplicação da projeção de luz foi proposta por Paterniani et al. (2001) e Barros et al. (2001), onde foram reconstruídas a superfície posterior do tronco e a superfície do pé (figura 6), respectivamente. Uma malha de marcas alinhadas horizontal e verticalmente foi projetada sobre as superfícies estudadas e as imagens foram capturas por câmeras de vídeo e analisadas através do sistema para análise cinemática Dvideow (Barros et al. 1999;

Figuroa et al. 2003). Este sistema, bem como os trabalhos, foram desenvolvidos no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Unicamp.

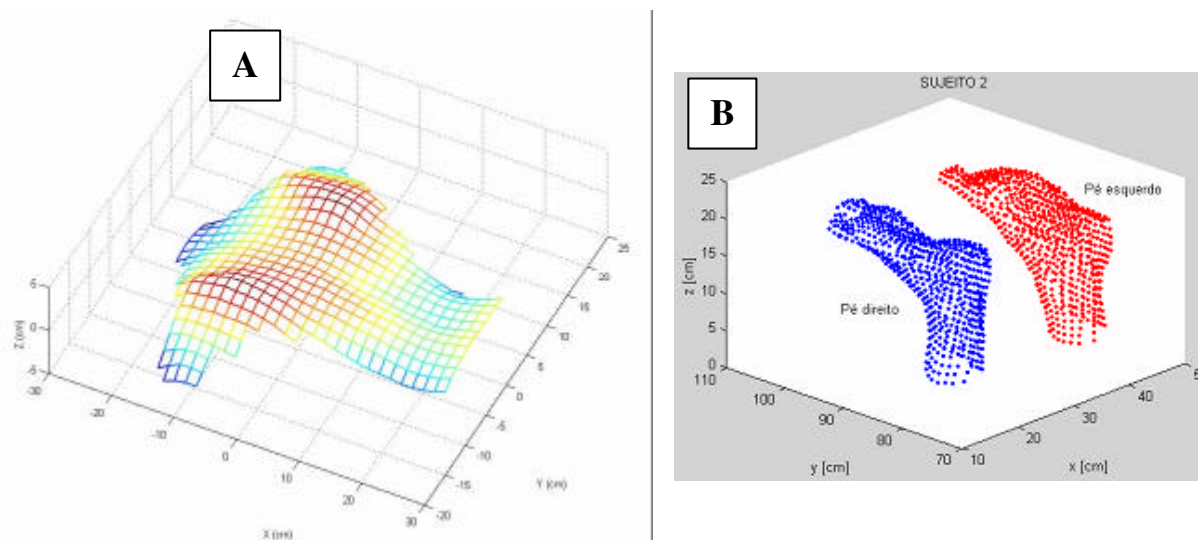


Figure 6. Representação da superfície posterior do tronco obtida por Paterniani *et al.* 2001 (A) e da superfície do pé obtida por Barros *et al.* 2001 (B).

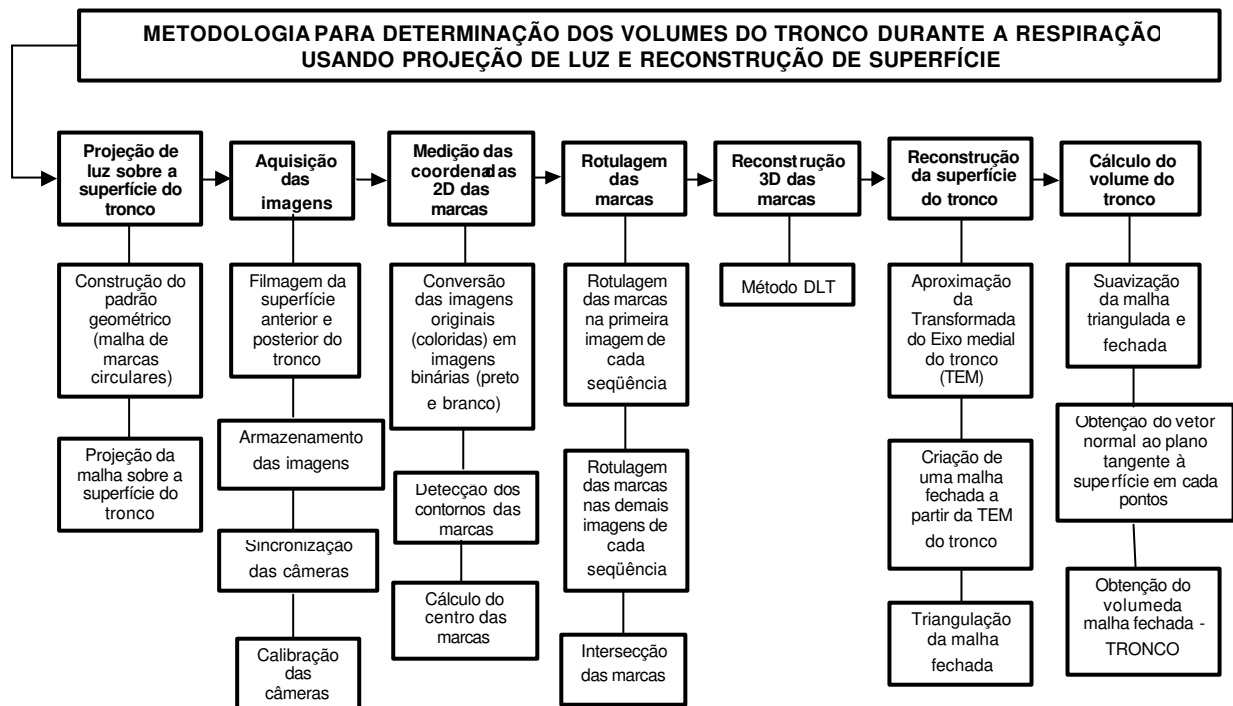
Como podemos perceber, até o presente momento, são escassos os trabalhos que utilizaram a projeção de luz para análise de superfícies em movimentos. Segundo Skydan *et al.* 2002, este fato se deve em partes a grande dificuldade de se estabelecer uma correspondência confiável entre os objetos da malha projetada e as imagens obtidas, dificuldade esta que se acentua para a análise de uma seqüência de imagens.

Em resumo, a literatura revisada mostrou que alguns métodos de avaliação do volume do tronco durante a respiração já foram propostos, além de várias aplicações de diferentes métodos de projeção de luz. Entretanto, não foram encontradas propostas de

avaliação dos volumes do tronco em movimento através do uso de projeção de luz e reconstrução detalhada da superfície.

CAPÍTULO 2: Metodología

A fim de facilitar a compreensão da estrutura deste capítulo, cada etapa da metodologia que será abordada está sintetizada no diagrama de blocos a seguir.



2.1. Projeção de luz

2.1.1. Construção do padrão geométrico

Uma das vantagens do uso da projeção de luz para reconstrução de superfície é a possibilidade de representá-la detalhadamente sem a necessidade de manipulá-la. Para que isto seja possível, o padrão geométrico a ser projetado deve congrega basicamente duas características: apresentar uma densidade considerável de marcas e permitir a identificação correta destas marcas pelo sistema de aquisição de imagens.

Deste modo, foi desenvolvida uma rotina em ambiente Matlab para elaborar uma figura contendo 4000 (80x50) marcas circulares brancas de mesmo tamanho sobre um fundo escuro. As marcas apresentam-se alinhadas horizontal e verticalmente, definindo uma ordem, e igualmente espaçadas, evitando sobreposições ou grandes áreas sem pontos (figura 6). A razão entre o raio da marca circular e o segmento que une os centros de duas marcas adjacentes foi de 1/4.

O processo de rotulagem das marcas, que será descrito no item 2.4, prevê a identificação visual pelo pesquisador de quatro marcas na primeira imagem de cada seqüência, registrada por cada câmera. A fim de facilitar esta identificação, foi criada uma marca no centro da malha com as mesmas características das demais, porém em cor laranja. Na figura 7 temos uma ampliação da região central da malha onde podemos observar a marca colorida.

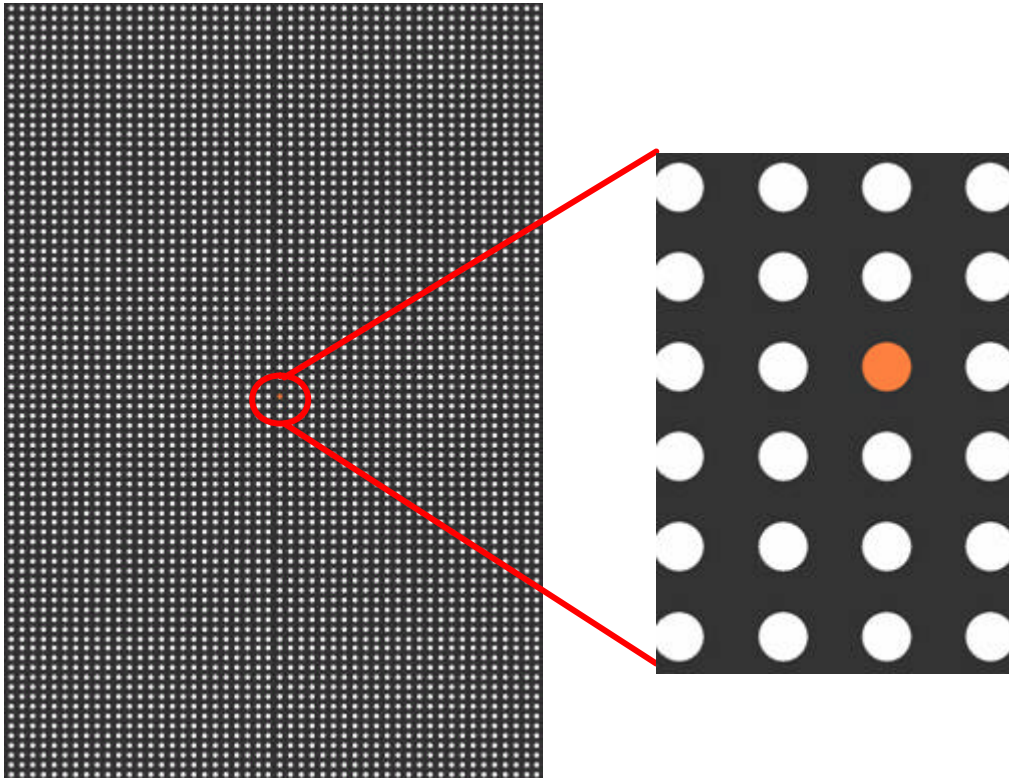


Figure 7. Malha de marcas com uma ampliação da região central da malha onde podemos observar uma marca destacada na cor laranja desenhada para facilitar a identificação visual pelo pesquisador.

2.1.2. Projeção da malha sobre a superfície do tronco.

Duas malhas idênticas foram projetadas simultaneamente na região anterior e posterior do tronco através de dois projetores multimídia. Considerando a forma do tronco, a malha foi projetada de modo a sua maior dimensão coincidir com a maior dimensão do tronco, ou seja, a longitudinal.

As regiões de projeção das malhas (anterior e posterior) foram inicialmente ajustadas de forma que a área correspondente ao tronco estivesse contida nesta região

mesmo durante o movimento. Na figura 8 temos a malha projetada na região anterior e posterior do tronco do sujeito onde podemos perceber este ajuste inicial das regiões de projeção.

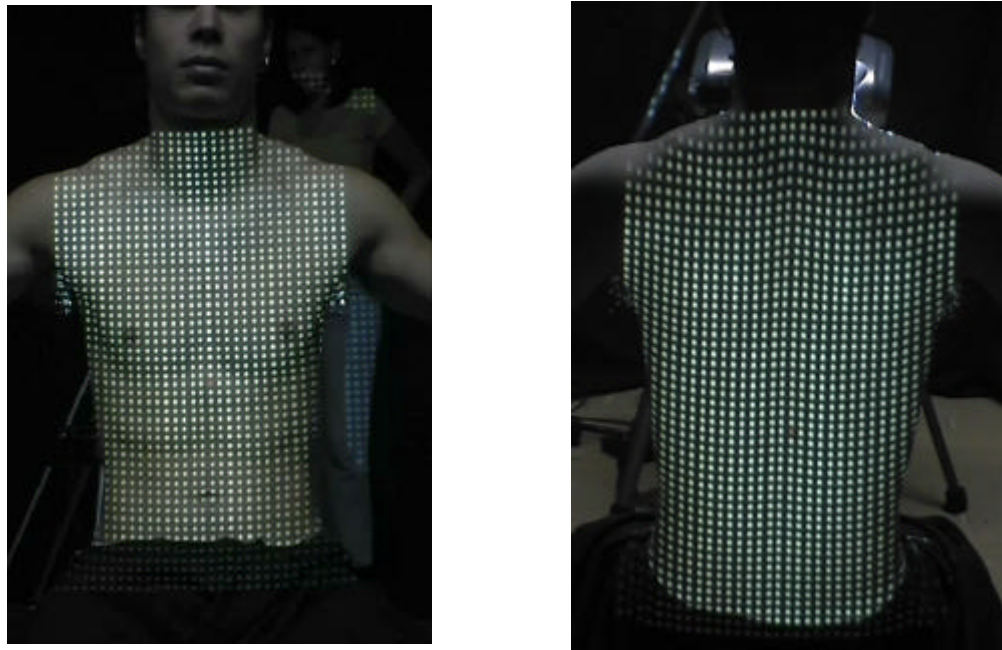


Figure 8. Malha de pontos projetada sobre a superfície anterior e posterior do tronco do sujeito onde podemos perceber o ajuste inicial das regiões de projeção.

2.2. Aquisição das imagens

2.2.1. Filmagem da superfície anterior e posterior do tronco

Para que a reconstrução 3D das coordenadas das marcas identificadas na imagem seja possível, é necessário que cada marca seja identificada na imagem de pelo menos duas câmeras. Logo, a quantidade e o posicionamento das câmeras deve ser tal que garanta que o

maior número possível de marcas projetadas sobre a superfície do tronco sejam visualizadas por pelo menos duas câmeras.

Desta forma, quatro câmeras de vídeo digitais (modelo JVC 9500) foram utilizadas para o registro das imagens. Duas câmeras foram posicionadas de maneira a enquadrar a porção anterior do tronco, sendo uma posicionada superiormente (câmera anterior superior – **CAS**) e outra inferiormente (câmera anterior inferior – **CAI**); outras duas enquadraram a porção posterior do tronco, sendo uma posicionada superiormente (câmera posterior superior – **CPS**) e outra inferiormente (câmera posterior inferior – **CPI**).

2.2.2. Armazenamento das imagens

As seqüências de imagens foram gravadas em fitas de vídeo digitais padrão Mini DV (Panasonic) e transferidas para um microcomputador através de uma interface IEEE 1394 a fim de serem analisadas. As seqüências de imagens foram armazenadas em arquivos de formato AVI (*Audio Vídeo Interlaced*).

2.2.3. Sincronização das câmeras

A sincronização das câmeras de vídeo é necessária dada à dificuldade de se estabelecer o início do registro de todas as câmeras no mesmo instante, originando assim um atraso ou avanço nos registros das câmeras (defasagem temporal).

O método de sincronização de câmeras utilizado neste trabalho consiste das seguintes etapas: a) geração de um sinal de áudio na forma de uma sequência de pulsos e gravação deste sinal em CD-R; b) reprodução do sinal através de um cd player; c) transmissão do sinal através de radiofrequência simultaneamente ao registro das imagens; d) recepção do sinal por rádios-receptores conectados a entrada de microfone de cada câmera; e) reconhecimento do sinal de áudio registrado; f) cálculo da defasagem temporal entre os sinais de cada câmera e; g) correção da defasagem temporal entre as câmeras tomando-se uma câmera como referência (Barros et al. 2006).

2.2.4. Calibração das câmeras

A descrição do movimento de uma partícula no espaço pode ser feita a partir de três coordenadas independentes, por exemplo, as coordenadas cartesianas (X, Y e Z), em relação ao parâmetro tempo (t):

$$X=X(t), Y=Y(t) \text{ e } Z=Z(t)$$

Tal descrição é possível conhecendo-se a transformação que relaciona as coordenadas do espaço imagem (bidimensional) com as coordenadas do espaço objeto (tridimensional) num dado sistema de referência. Esta transformação é obtida através dos parâmetros de calibração de cada câmera.

Para a calibração das câmeras, foram filmadas esferas recobertas com fita retrorefletiva com coordenadas 3D conhecidas. As esferas foram posicionadas em quatro

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 um retângulo de 40,5 cm de largura e 29 cm de comprimento. Os eixos X, Y, Z, bem como a origem do sistema de referência, foram definidos conforme demonstrado na figura 9.

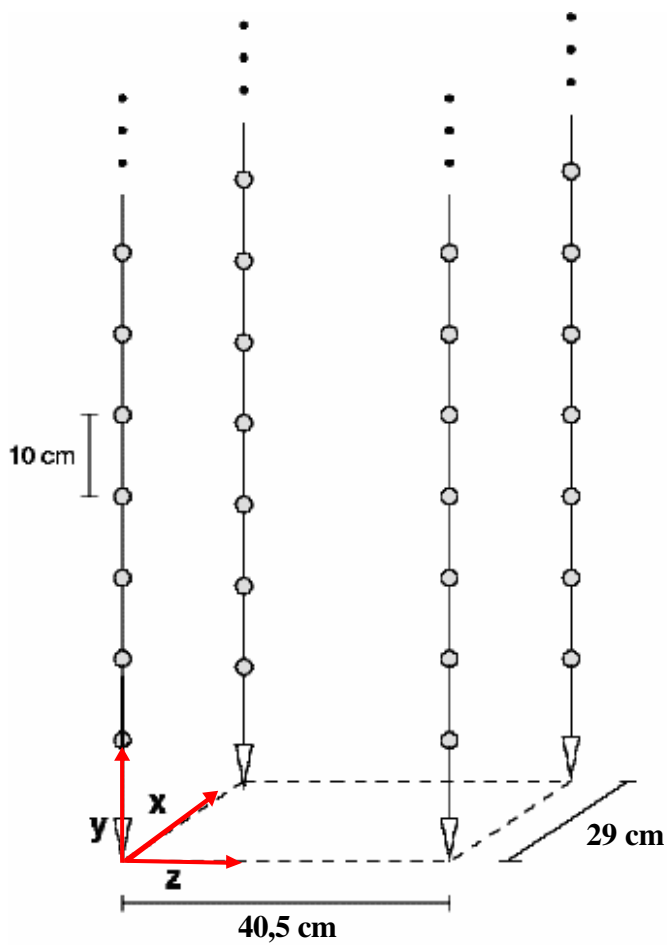


Figure 9. Esquema que mostra as dimensões do volume calibrado, os eixos e a origem do sistema de referência.

Tanto a quantificação dos parâmetros de calibração das câmeras quanto à reconstrução 3D foram feitas a partir do método proposto por Abdel-Aziz e Karara (1971) denominado DLT (Direct Linear Transformation).

As equações básicas do método (DLT) são mostradas na equação 1:

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

Este sistema de equações é aplicado duas vezes, a primeira para quantificar os parâmetros da transformação (calibração), onde: x_i^k e y_i^k são as coordenadas de tela do i -ésimo ponto do sistema de referências para cada câmera k ; X_i , Y_i e Z_i são as coordenadas espaciais do i -ésimo ponto de referência e n_h^k ($h=1,\dots,11$) são os 11 parâmetros da transformação para a k -ésima câmera, a serem determinados e; a segunda para efetuar a reconstrução propriamente dita onde: x_i^k e y_i^k são as coordenadas de tela do i -ésimo ponto de interesse na imagem, da k -ésima câmera; n_h^k ($h=1,\dots,11$) são os 11 parâmetros de calibração para a k -ésima câmera e X_i , Y_i e Z_i são as coordenadas espaciais dos pontos de interesse nas imagens, a serem determinadas.

2.3. Medição das coordenadas 2D

Frente a grande quantidade de marcas projetadas sobre o tronco, tornou-se necessário desenvolver rotinas de processamento de imagens capazes de identificar

corretamente a maior quantidade de marcas possível. Fundamentalmente, as rotinas desenvolvidas consideram informações relativas ao contraste entre as marcas e o fundo, forma e dimensão das marcas frente ao conjunto de objetos encontrados na imagem.

As imagens foram processadas respeitando as seguintes etapas: a) Conversão da imagem em RGB (24bits) (figura 10-a) em uma imagem em níveis de cinza (8 bits) (figura 10-b) e posteriormente conversão da imagem em níveis de cinza em uma imagem binária (1 bit) (figura 10-c). O objetivo da conversão da imagem em níveis de cinza para uma imagem binária é separar elementos de interesse na imagem do fundo. Esta conversão foi realizada através de um processo de limiarização onde se atribui o valor zero aos pixels com tons de cinza menores que o limiar e um aos maiores. Este limiar é definido pelo pesquisador, o qual chamaremos de Limiar de Intensidade (L_{int}). A imagem é representada então por uma matriz numérica binária; 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 10-d); c) Cálculo do centro das marcas (figura 10-e). Sabendo que cada pixels que compõe a fronteira de um objeto é definido pela posição que ele ocupa na linha e na coluna da imagem, calcula-se a posição média destes, localizando assim o centro dos objetos.

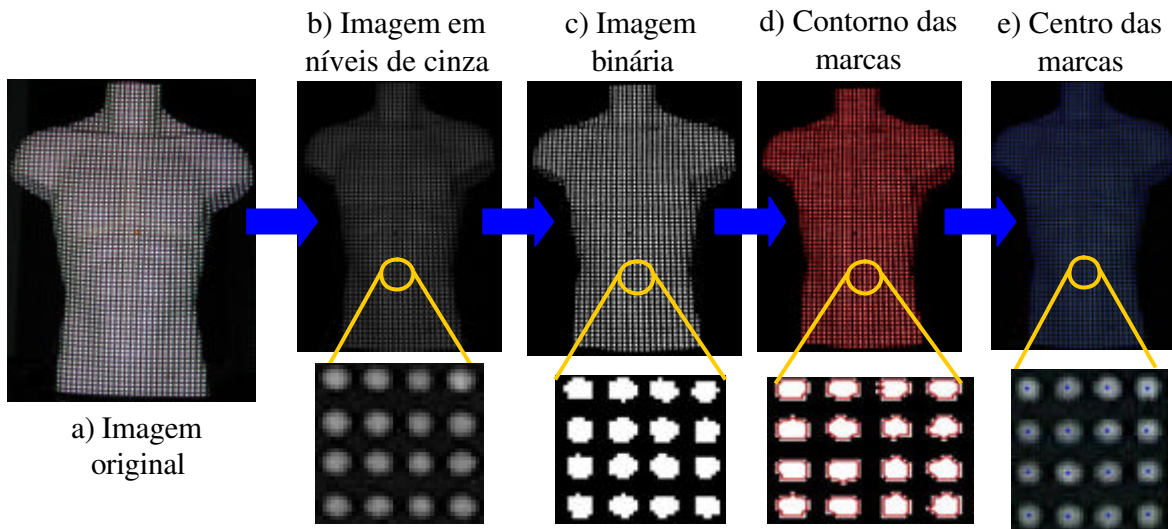


Figure 10. Representação das etapas do processo de medição das coordenadas 2d das marcas.

2.4. Rotulagem das marcas projetadas sobre a superfície

Dado que as coordenadas de uma marca só são passíveis de reconstrução 3D se esta marca for visualizada nas imagens de pelo menos duas câmeras, foi necessária a rotulagem das marcas, a fim de se estabelecer uma correspondência entre as marcas nas diferentes projeções (câmeras) em cada instante analisado.

2.4.1. Rotulagem das marcas na primeira imagem da cada seqüência

A rotulagem das marcas na primeira imagem de cada seqüência é realizada conforme as seguintes etapas:

a) Inicialização: Em cada par de imagens que enquadra uma região do tronco são identificadas pelo pesquisador quatro marcas correspondentes as mesmas marcas projetadas sobre esta região do tronco. Se adotarmos como exemplo duas imagens do par de câmeras anterior (figura 11), teremos dois conjuntos de pontos: $C1 = \{M_1, M_2, M_3, M_4\}$ referente a câmera anterior inferior e, $C2 = \{M_1', M_2', M_3', M_4'\}$, referentes a câmera anterior superior.

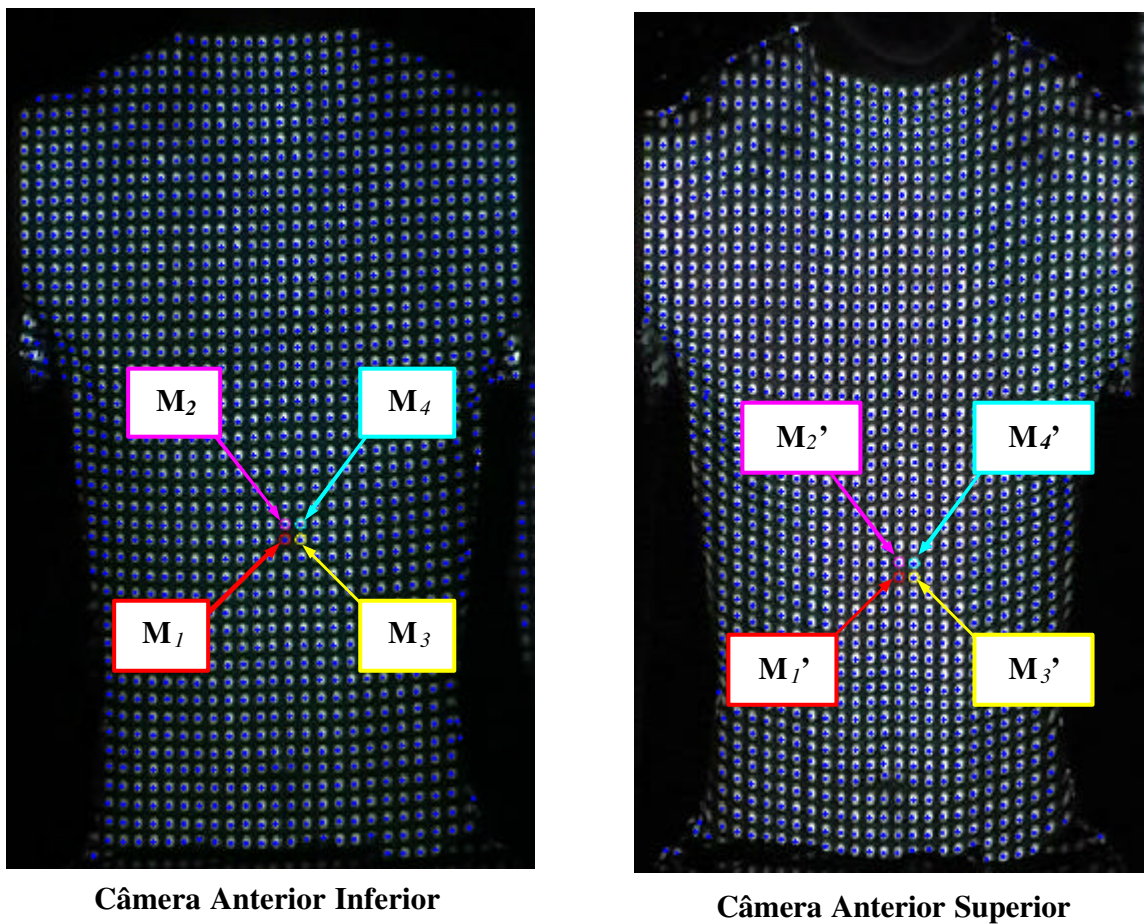


Figure 11. Representação das quatro marcas de inicialização nas primeira imagem das câmeras posicionadas anteriormente.

b) Construção das linhas de base: a partir das quatro marcas dadas na inicialização, são formadas duas linhas de base segundo a ordem de identificação destas marcas. Por exemplo, uma linha de base L_{b1} começa com duas M_1 e M_2 (figura 12). 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 (T_{dis})**;

Critério 2: a distância de M_i a direção definida por $M_1 M_2$ for menor que uma dada **Tolerância de direção (T_{dir})**;

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.

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) será portanto, considerada completa neste sentido. Inverte-se o sentido, passando de M_2 para M_1 (traço azul) 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.

Os critérios de Tolerância de Distância (T_{dis}) e Tolerância de Direção (T_{dir}) devem ser definidos previamente pelo pesquisador e são dados em pixels.

c) Construção das demais linhas: 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 12), uma linha (L_{d1}) será construída no sentido de M_1 para

M_3 (traço vermelho) e no sentido de M_3 para M_l (traço verde). Todas as demais linhas são formadas da mesma forma que L_{dl} .

Na figura 12 temos ainda um exemplo do processo de rotulagem completo onde podemos notar as linhas de base definidas verticalmente (azul e amarelo) e as demais linhas definidas horizontalmente (verde e vermelho).

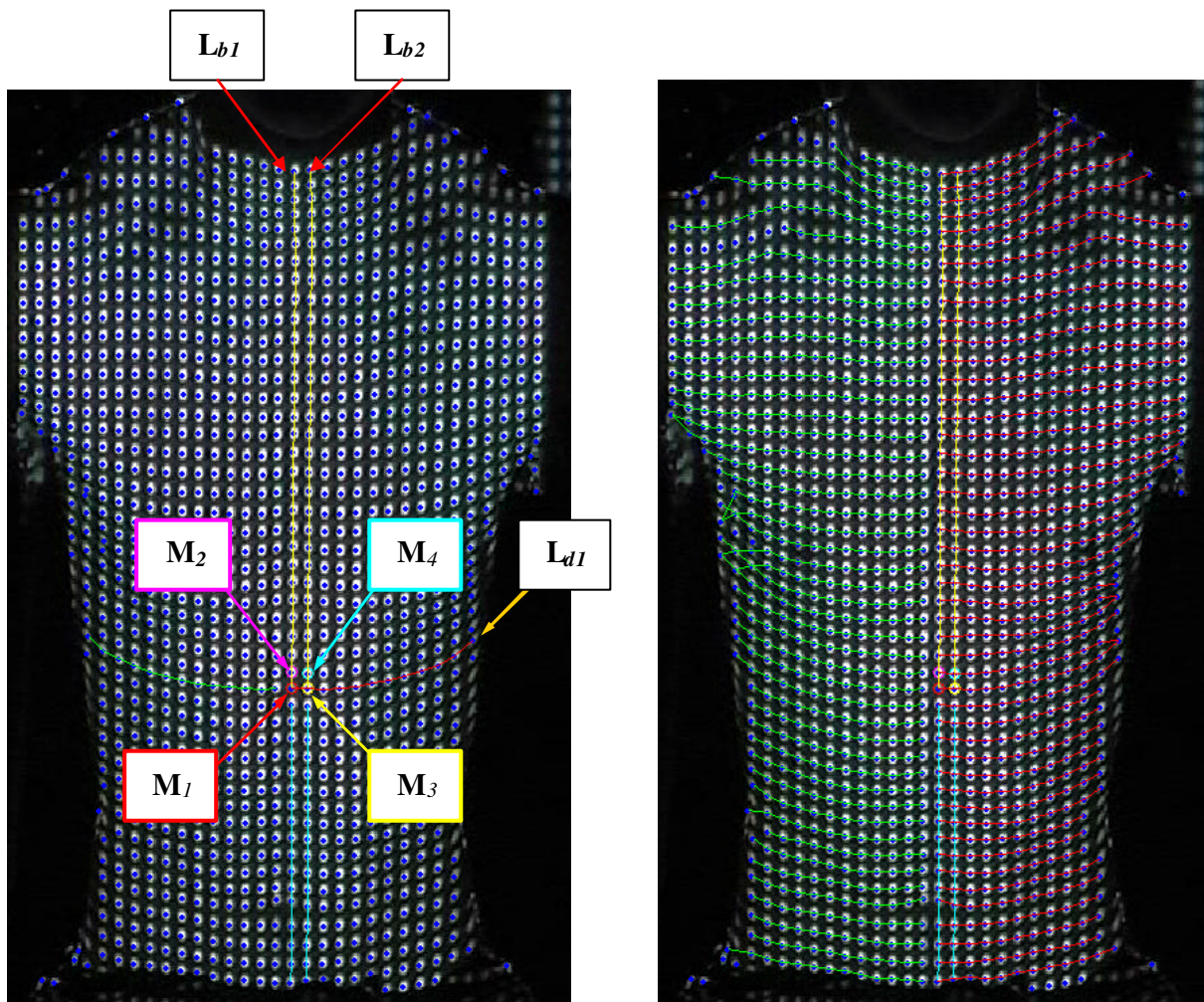


Figure 12. Exemplo do processo de rotulagem completo com a representação das linhas de base (verticais), das demais linhas (horizontais) e das quatro marcas de inicialização representadas com bordas coloridas.

2.4.2. Rotulagem das marcas nas demais imagens da seqüência

O processo de rotulagem das marcas nas demais imagens das seqüências é realizado respeitando as mesmas etapas descritas no item anterior, porém, a inicialização não é mais dada pelo pesquisador e sim feita de forma automática.

O princípio do reconhecimento automático das quatro marcas de inicialização fundamenta-se na idéia de que a freqüência do movimento filmado não é capaz de gerar grandes deslocamentos das marcas entre dois instantes subseqüentes. Logo, conhecendo-se à posição de uma marca num dado instante, realiza-se uma busca em toda a matriz no instante seguinte, a fim de identificar a marca de posição mais próxima da definida no instante anterior.

2.4.3. Intersecção das marcas

Ao término da rotulagem das marcas o número de marcas rotuladas poderia não ser o mesmo em todas as câmeras, logo, as marcas que não apresentavam correspondência nos pares de câmeras (CAI e CAS, CPI e CPS) eram desconsideradas.

2.4.4. Correção das marcas da fronteira

Considerando que as rotinas de medição das coordenadas 2D identificaram as marcas a partir de um ponto central, as marcas que formam as fronteiras do tronco (anterior e posterior) subestimam estes limites (figura 13). Sendo assim, após a intersecção das marcas, foi aplicado um fator de correção nas marcas que formam as fronteiras do tronco de

forma que estas passassem a serem representadas por pontos nas respectivas bordas (figura 13).

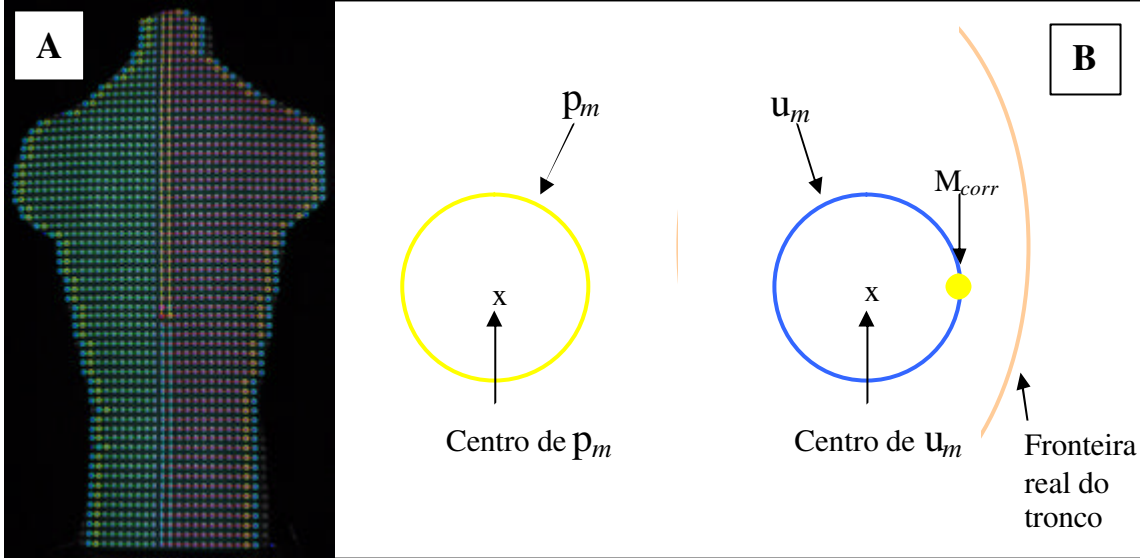


Figure 13. A: Identificação das marcas que formam a fronteira do tronco (circuladas em azul) e das marcas as antecedem (circuladas em amarelo) em cada linha, um exemplo para a região posterior; B: Representação da correção aplicada em uma marca da fronteira (ponto amarelo), onde p_m é a penúltima marca da linha, u_m é a marca da fronteira e M_{corr} é a marca corrigida.

Esta correção foi aplicada a cada uma das marcas da fronteira conforme a equação

2.

$$M_{corr} = \left(\left(\frac{\vec{u} - \vec{p}}{|\vec{u} - \vec{p}|} \right) * corr \right) + \vec{u} \quad (2)$$

,onde: u é a posição central da marca que forma a fronteira (figura 13); p é a posição central da marca que antecede u (figura 13) e; $corr$ é o valor de correção aplicado. Este valor de correção foi determinado em uma imagem do experimento de validação da medida de volume em situação estática (capítulo 3), onde para esta imagem observou-se que o raio

médio das marcas da fronteira era de 3.5 pixels. Este valor foi adotado como o valor de correção para todas as marcas da fronteira em todas as imagens analisadas.

2.5. Reconstrução 3D das marcas

A reconstrução 3D das coordenadas das marcas foi realizada a partir dos parâmetros de calibração das câmeras segundo o método DLT (Direct Linear Transformation).

2.6. Reconstrução da superfície do tronco

Após a reconstrução 3D das coordenadas das marcas projetadas na superfície do tronco, temos então uma nuvem desordenada de pontos no espaço (Figura 14).

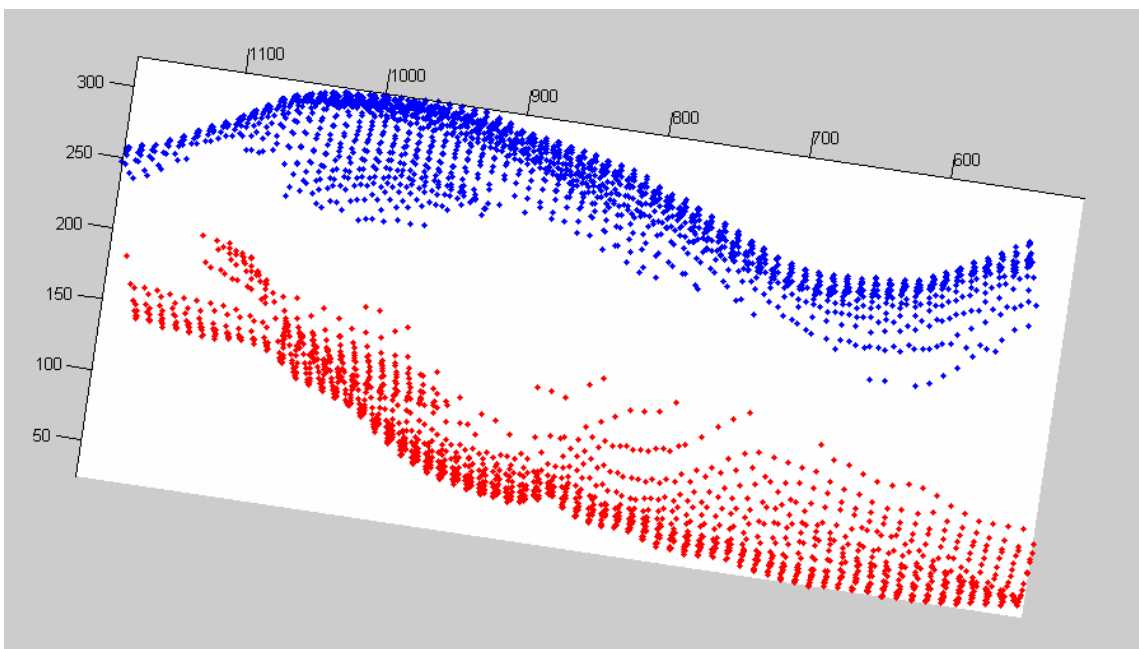


Figure 14. Nuvem desordenada de pontos no espaço representando, em vermelho, a região anterior do tronco e em azul a região posterior.

Os algoritmos de reconstrução de superfície a partir de pontos desordenados, em geral, podem ser divididos em duas classes: algoritmos de aproximação e algoritmos de interpolação. No primeiro caso os pontos que são os dados de entrada para o algoritmo não pertencem à superfície que será reconstruída, eles apenas guiam o processo de reconstrução, enquanto que no segundo caso os pontos de entrada pertencem necessariamente à superfície (Amenta et al. 2001).

A superfície do tronco foi obtida através de um algoritmo de interpolação que utiliza a Transformada do Eixo Medial (TEM) para reconstruir a superfície. Este algoritmo, denominado “*Power Crust*”, foi proposto por Amenta *et al.* 2001, onde as principais ferramentas utilizadas são o “Diagrama de Voronoi” e a “Triangulação de Delaunay”.

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 (figura 15-a). Cada célula de Voronoi é um poliedro convexo e os vértices desses poliedros são os *Vértices de Voronoi*. Um pólo é definido como o vértice da célula de Voronoi mais afastado do ponto que está contido nesta célula, no interior da fronteira do objeto (pólo interno), e no exterior da fronteira do objeto (pólo externo); Uma bola de Voronoi tem como centro um vértice de voronoi e não contém pontos da fronteira do objeto em seu interior. Sendo assim, uma bola de Voronoi é considerada a maior bola vazia em relação aos pontos que formam a fronteira do objeto.

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 (figura 15-b). 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.

Transformada do eixo medial (TEM): consiste numa forma simplificada de representar um objeto mantendo suas características essenciais como comprimento, tamanho e direção (figura 15-c). A TEM pode ser obtida a partir do ajuste de bolas mediais, onde os centros das bolas formam o eixo medial do objeto. Uma bola medial (figura 15-d) é considerada a maior bola vazia, ou seja, a maior bola que não contenha pontos da fronteira do objeto em seu interior (Amenta et al. 2001);

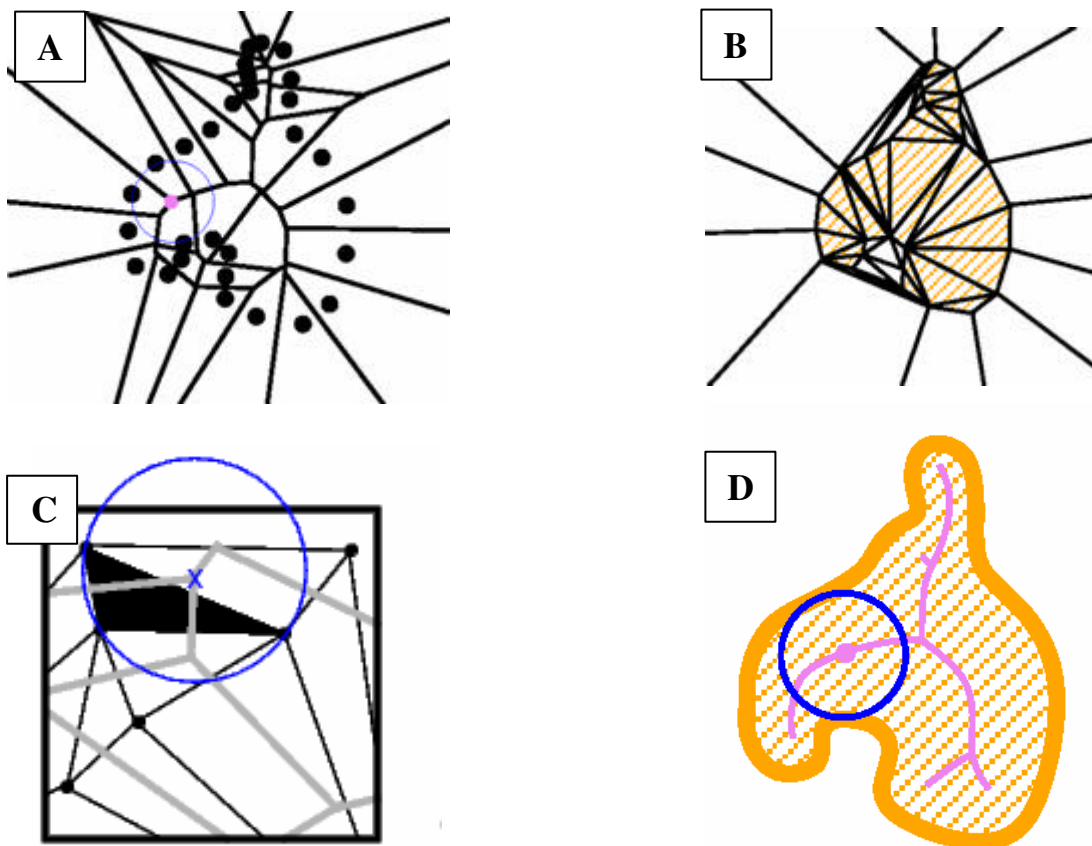


Figure 15. A figura A e B mostram um exemplo do diagrama de Voronoi (A) e da triangulação de Delaunay (B) de um conjunto de pontos no plano. Na figura C temos a representação da relação entre o diagrama de Voronoi (traços em cinza) e a triangulação de Delaunay (traços pretos). Na figura D temos em rosa a representação da transformada do eixo medial do objeto e em azul uma bola medial.

Fundamentalmente a reconstrução da superfície do tronco consistiu nas seguintes etapas: **a)** cálculo do *Diagrama de Voronoi* de todas as marcas reconstruídas; **b)** Determinação de quais vértices das células de Voronoi de cada marca são pólos. **c)** Cálculo do “**Diagrama Potencializado**” dos pólos. Como o diagrama de Voronoi tridimensional pode conter vértices muito próximos da superfície e afastados do eixo medial do objeto, uma forma ponderada do diagrama de Voronoi foi utilizada, o diagrama potencializado, onde apenas os vértices que se aproximam do eixo medial são considerados; **d)** Rotulação dos pólos definindo quais são internos e quais são externos; **f)** Retorno do diagrama potencializado separando as células dos pólos internos e externos; **g)** Retorno de uma triangulação regular, baseada na triangulação de Delaunay, conectando os pólos internos (Amenta et al. 2001).

2.7. Cálculo do Volume do tronco

Após a reconstrução da superfície, o tronco é agora representado por uma malha triangulada e fechada. Dessa forma, o volume do tronco foi calculado a partir de um algoritmo baseado no *Teorema da Divergência* que, fundamentalmente, calcula o volume de um objeto a partir dos pontos que representam a sua superfície. A equação 3 é usada para calcular o volume a partir do método do teorema da divergência (Alyassin et al. 1994):

$$volume = k_x \sum_i (x_i n_{x_i} \Delta a_i) + k_y \sum_i (y_i n_{y_i} \Delta a_i) + k_z \sum_i (z_i n_{z_i} \Delta a_i) \quad (3)$$

, onde: x , y , e z são as coordenadas dos pontos; K_x , K_y e K_z são coeficientes cuja soma é igual a um; Δa_i é a área diferencial da superfície; e n é o vetor normal ao plano tangente à superfície naquele ponto.

Além de triangulada e fechada, para que a equação para cálculo do volume seja aplicável, a superfície deve ser suavizada e o vetor normal ao plano tangente à superfície em cada ponto deve ser obtido. Desta forma, anteriormente ao cálculo do volume, a superfície foi suavizada e o vetor normal ao plano tangente à superfície em cada ponto foi calculado.

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. O número de modificações que os vértices irão sofrer é definido por um **Fator de Relaxamento** controlado pelo pesquisador. A modificação de todos os vértices segundo o fator de relaxamento é considerada uma iteração, ou repetição. O **Número de Iterações** que será realizada também é controlado pelo pesquisador. O efeito é de relaxamento da superfície, fazendo com que os vértices sejam igualmente distribuídos.

As ferramentas de reconstrução de superfície e cálculo de volume descritas acima estão no software **VTK 4.2.1** (*Visualization ToolKit*)- Kitware, Inc.

2.8. Suavização dos dados

Os dados volumétricos obtidos foram filtrados a fim de minimizarem-se pequenas variações provenientes de erros de medição. Para tal, foi utilizado o filtro digital Butterworth de 5ª ordem, com uma frequência de corte foi de 0.5 Hz. A frequência de corte foi definida usando análise espectral e análise de resíduos.

CAPÍTULO 3: Experimento 1 – Validação da medida de volume em situação estática

O objetivo deste primeiro experimento foi validar a metodologia para cálculo de volume proposta neste trabalho frente ao volume de um objeto medido por imersão. Para tal, um manequim de tronco masculino (figura 16) foi imerso em um recipiente com água e o volume de água deslocado pela inserção do mesmo no recipiente foi medido. A esta medida chamaremos de medida por imersão (**MI**) do volume do manequim. Ao mesmo manequim foram aplicadas todas as etapas da metodologia descritas no capítulo 2 a fim de obter-se a medida de volume a partir da metodologia proposta, o que chamaremos de medida óptica (**MO**).

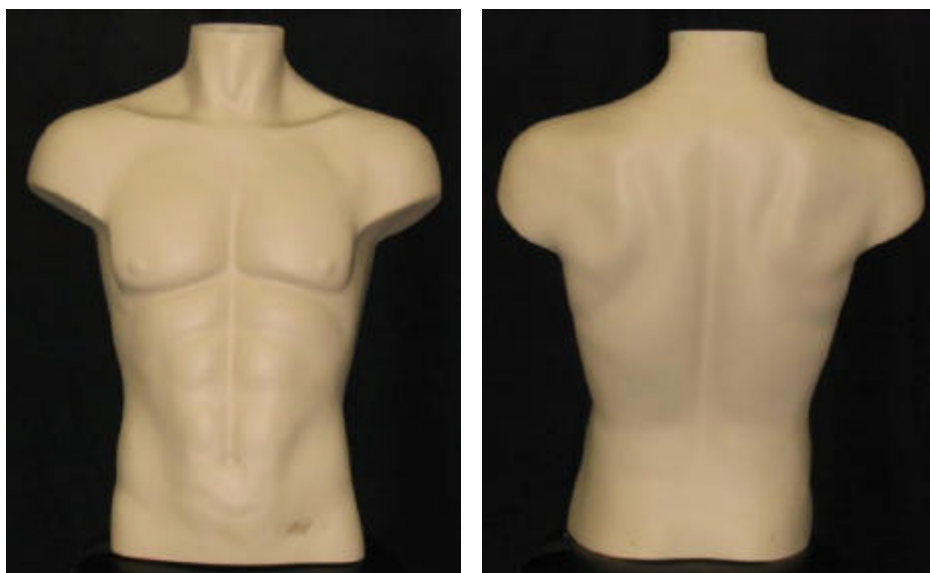


Figure 16. Manequim de tronco masculino utilizado para validação da medida de volume em situação estática. A) Vista anterior; B) Vista posterior.

3.1. Medição do volume do manequim por imersão

Para a realização do experimento de medição do volume do manequim de tronco masculino por imersão, foram utilizados os seguintes equipamentos: uma caixa de isopor de 150 litros de capacidade com um cano posicionado na parte superior numa altura suficiente para que quando o boneco fosse colocado na caixa, ficasse totalmente submerso (figura 17-

a); uma pipeta milimetrada com um litro de capacidade e variação de 10 mililitros (figura 17-b) e; um tambor plástico de 50 litros de capacidade.

O experimento foi realizado respeitando as seguintes etapas: a) Completou-se com água a caixa de isopor até a sua capacidade máxima e aguardou-se o escoamento completo da água pelo cano; b) imergiu-se completamente o manequim na água. A imersão do manequim elevou o nível da água ultrapassando a altura do cano; c) a água que escoou pelo cano após a imersão do boneco foi reservada no tambor plástico; d) com o auxílio da pipeta, mediu-se o volume da água reservada no tambor plástico. Este volume corresponde ao volume externo do manequim.

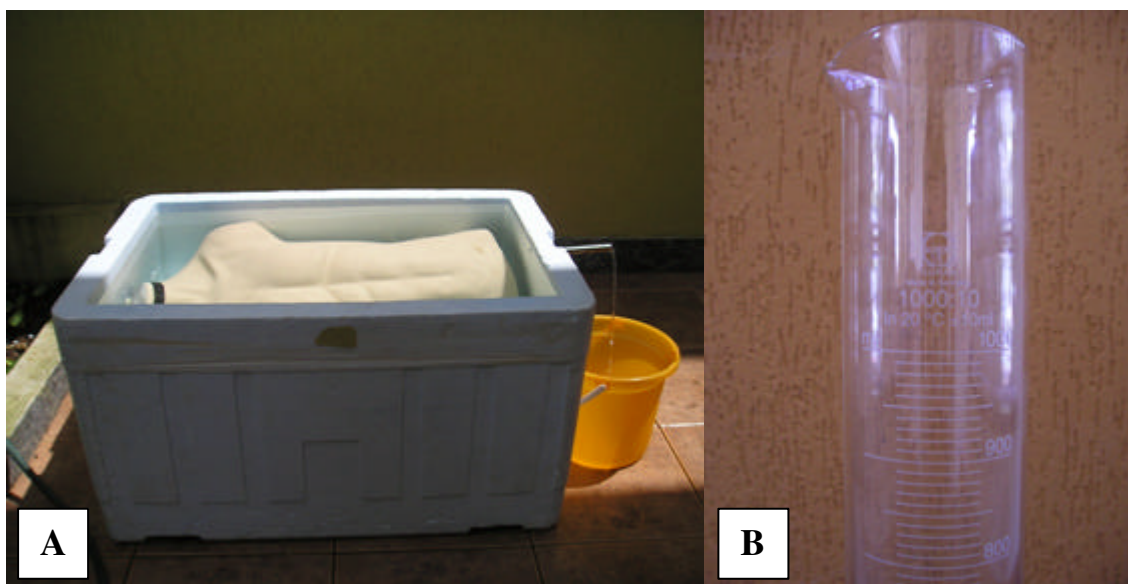


Figure 17. A: caixa de isopor usada no experimento de medida do manequim por imersão onde podemos observar o posicionamento de cano de escoamento da água; B: Pipeta milimetrada utilizada para medir o volume de água deslocado após a colocação do manequim na caixa com água.

O experimento foi repetido por três vezes, onde todas as etapas foram realizadas conforme descrito acima. O volume médio obtido foi de 38,39 litros com um desvio padrão de 0,02 litros.

3.2. Medição do volume do manequim por reconstrução de superfície

Para a medição do volume do manequim pela metodologia proposta, foi realizado um experimento no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Unicamp.

O manequim foi posicionado ao centro do laboratório sobre um banco. A fim de controlar-se a luminosidade do ambiente foram colocadas cortinas pretas ao redor da área da filmagem. Uma vez controlado o ambiente, aplicaram-se todas as etapas da metodologia descritas no capítulo dois.

Os resultados das etapas referentes a projeção de luz, aquisição das imagens, medição das coordenadas 2D, rotulagem das marcas, reconstrução da superfície do manequim e cálculo do volume do manequim serão apresentados a seguir:

3.2.1 Projeção de luz

Duas malhas de marcas idênticas (descrita no item 4.1 da metodologia) foram projetadas, sendo uma na região anterior, e outra na região posterior do manequim. Para tal, foram utilizados dois projetores multimídia da marca Epson, modelo Power Lite S1 (1200 lumens) conectados a microcomputadores, um posicionado anteriormente e outro posteriormente ao manequim (figura 20). Como o objetivo deste experimento foi comparar o volume total do manequim com o volume conhecido pela medida direta, os projetores foram posicionados de modo que a maior área possível do manequim foi coberta pelas marcas. Porém, mesmo com este posicionamento, algumas regiões nas laterais do manequim receberam poucas marcas projetadas.

Dado que a qualidade da reconstrução de uma superfície está relacionada com a quantidade de marcas que a representa, foi realizado um teste com uma malha retangular com 5400 (90x60) marcas circulares, que chamaremos de malha 2. Para que o aumento do número de marcas fosse possível, estas foram reduzidas de tamanho em relação as marcas da malha descrita no item 2.1.1 da metodologia, ou seja, malha 1. Desta forma, a razão entre o raio da marca circular e o segmento que une os centros de duas marcas adjacentes passou de $1/4$ para $1/6$, porém, a razão entre o raio das marcas da malha 1 em relação ao raio das marcas da malha 2 é $2/1$.

Esta redução de tamanho teve como consequência a diminuição da precisão na determinação das coordenadas 2D das marcas. Ao reduzir o tamanho das marcas, estas passaram a aparecer na imagem com uma quantidade pequena de pixels, em média sete pixels (figura 18). Este efeito gerou uma diminuição no volume de 720 mililitros em relação ao volume do manequim reconstruído com a projeção das marcas maiores, além da superfície apresentar rugosidades (figura 19). Este fato fez com que nós elegêssemos a malha de marcas maiores (descrita no item 4.1 da metodologia) como sendo a mais adequada para realizar o experimento, considerando o posicionamento e a resolução espacial das câmeras utilizadas.



Figure 18. Exemplo da medição das coordenadas 2D das marcas de menor tamanho. As marcas reconhecidas estão identificadas por pontos azuis, onde podemos observar que estas não foram identificadas pelos centros.

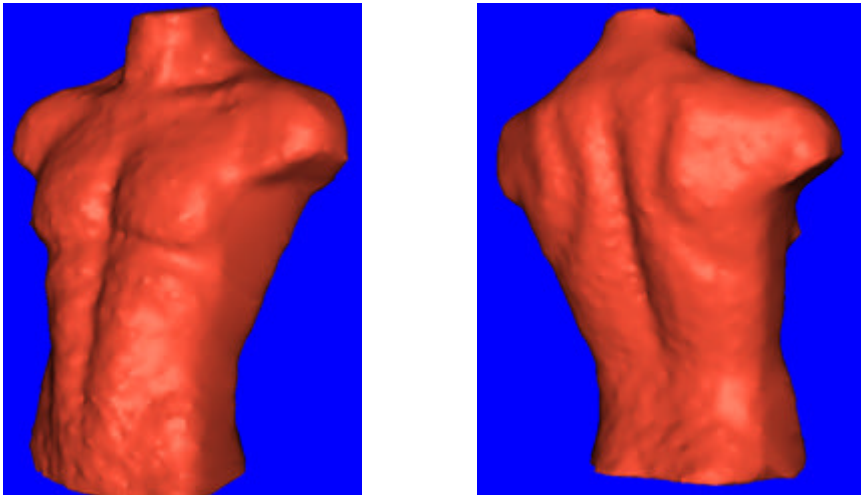


Figure 19. Reconstrução da superfície do manequim a partir da malha com uma maior quantidade de marcas onde podemos perceber a presença de rugosidades na superfície.

3.2.2. Aquisição das imagens

Quatro câmeras de vídeo digitais (modelo JVC 9.500) registraram os objetos de calibração e o manequim de tronco numa frequência de aquisição de 30Hz (figura 20).

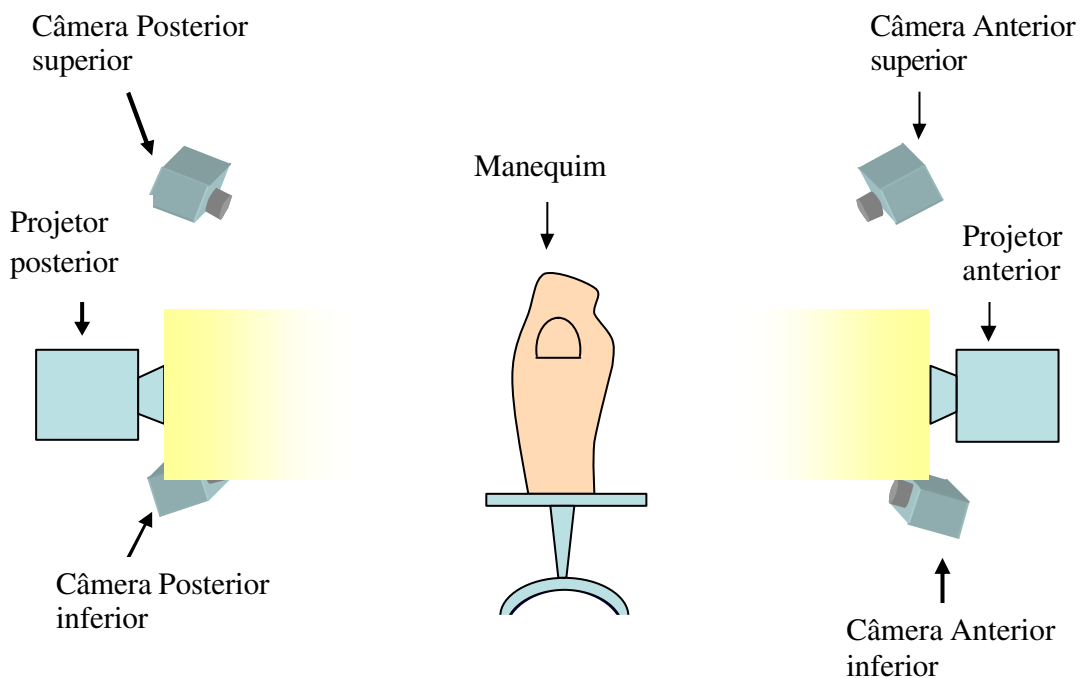


Figure 20. Posicionamento das câmeras,

projetores e do manequim de tronco.

Este posicionamento das câmeras foi suficiente para enquadrar toda a região anterior e posterior do manequim e visualizar a maioria das marcas projetadas sobre o manequim. Devido a maior inclinação das câmeras posicionadas superiormente, não foram identificadas algumas marcas na superfície anterior do manequim onde ocorriam mudanças mais abruptas na forma da superfície. Estas regiões eram principalmente a região supraclavicular e a linha abaixo dos mamilos (figura 21). Além das marcas nas regiões de mudanças abruptas na forma da superfície, algumas marcas na região axilar também não foram visualizadas pela câmera anterior superior. Na figura 21 podemos perceber como o posicionamento das câmeras influenciou na visualização de algumas marcas em algumas regiões.

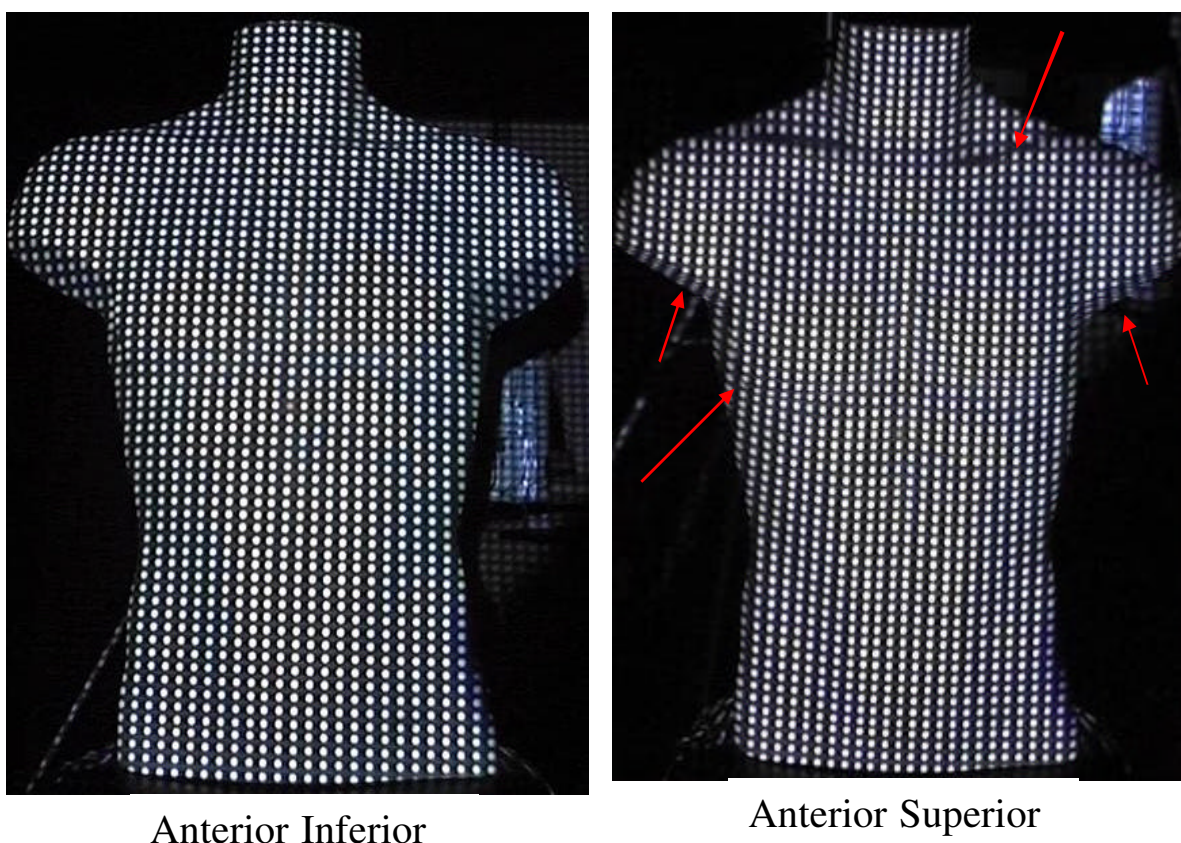


Figure 21. Exemplo de uma imagem da câmera anterior inferior e anterior superior onde podemos perceber a diferença de inclinação das câmeras influenciando na visualização de algumas marcas.

3.2.3. Medição das coordenadas 2D

Os valores de limiar de intensidade foram ajustados de forma que o maior número possível de marcas fossem identificadas. Os valores usados neste experimento foram 0,28 para a CAS, 0,15 para a CAI, 0,32 para a CPS e 0,28 para a CPI, lembrando que o índice varia de 0 a 1.

A medição das coordenadas 2D de algumas marcas também foi influenciada pelo posicionamento das câmeras, especialmente as câmeras superiores. A inclinação destas câmeras gerava uma alteração na forma, tamanho e luminosidade das marcas que variava ao longo da superfície do manequim. Estas variações de forma, tamanho e luminosidade acentuavam-se nas regiões dos limites da projeção, principalmente nos limites laterais (figura 22).

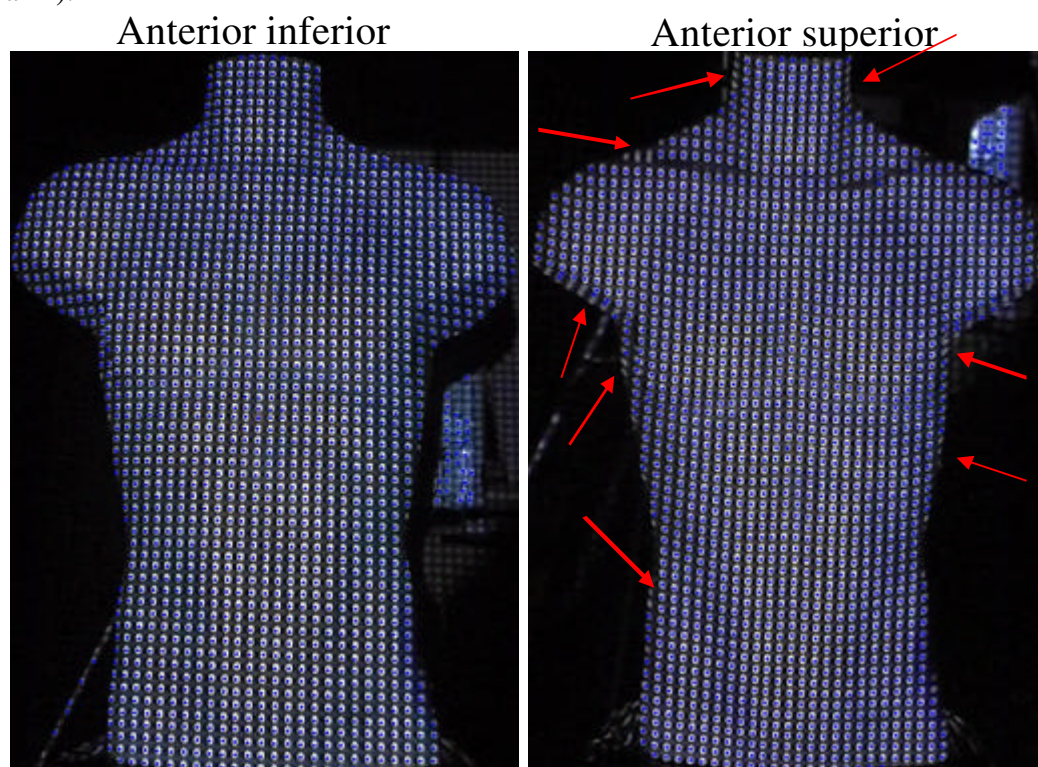


Figure 22. Medição das coordenadas 2D das marcas nas imagens das câmeras anterior inferior e anterior superior. As marcas reconhecidas estão identificadas por pontos azuis. As regiões onde não foram identificadas marcas estão indicadas por setas vermelhas.

3.2.4. Rotulagem das marcas

Os valores de Tolerância de Distância (T_{dis}) e Tolerância de Direção (T_{dir}) também foram ajustados diferentemente para cada uma das câmeras, conforme a tabela 1.

Tabela 1. Parâmetros iniciais da rotulagem das marcas para cada uma das câmeras no experimento 1.

	CAI	CAS	CPI	CPS
T_{dis} (pixel)	30	34	30	34
T_{dir} (pixel)	3	3,4	2,8	3,4

O processo de rotulagem foi capaz de estabelecer uma correspondência correta entre as marcas dos pares de câmeras até mesmo em algumas regiões onde as marcas estavam desalinhadas ou muito afastadas umas das outras.

Em algumas situações extremas de desalinhamento ou afastamento entre as marcas que ultrapassavam a T_{dir} e a T_{dis} definida, o processo de rotulagem não se completava (figura 23). Estas situações correspondiam às mesmas regiões de mudanças abruptas na forma da superfície do manequim descritas no item 3.2.3.

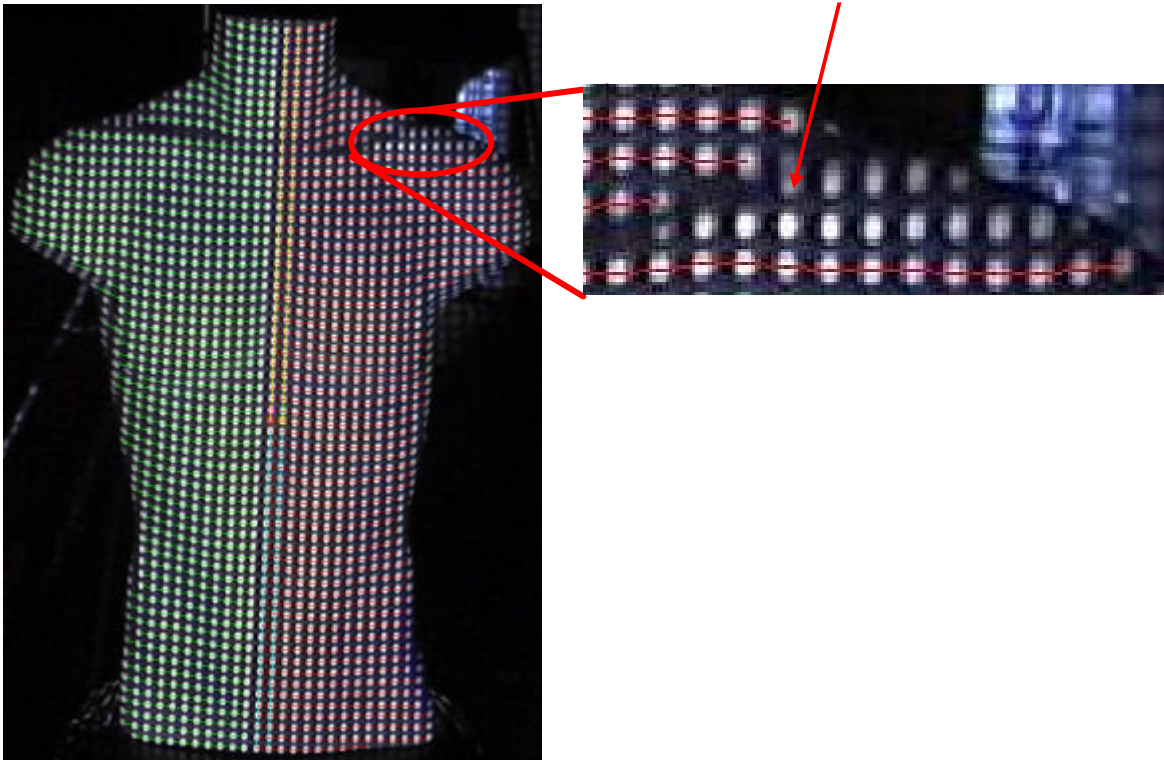


Figure 23. Exemplo do processo de rotulagem na medição do volume do manequim de tronco para a câmera anterior inferior. Podemos observar algumas situações extremas de desalinhamento e afastamento entre as marcas onde o processo de rotulagem foi prejudicado.

Ao término do processo de rotulagem apenas as marcas comuns nos dois pares de câmeras (CAI e CAS, CPI e CPS) eram consideradas.

Na tabela 2 estão representadas o número de marcas que foram projetadas no tronco e visualizadas, o número de marcas segmentadas nas imagens de cada câmera, o número de marcas corretamente rotuladas e o número de marcas identificadas pelas 2 câmeras e usadas para a reconstrução 3D.

Tabela 2. Representação do número de marcas identificadas nas etapas de medição das coordenadas 2D, rotulagem das marcas e intersecção das marcas. Número total de marcas não identificadas em todos as etapas em relação ao número de marcas que foram projetadas.

	CAS	CAI	CPS	CPI
Número de marcas projetadas e visualizadas	1643	1616	1542	1526
	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)
Número de marcas segmentadas na imagem	1547	1557	1495	1488
	(94,2%)	(96,4%)	(97%)	(97,5%)
Número de marcas corretamente rotuladas	1517	1557	1489	1485
	(92,3%)	(96,4%)	(97,2%)	(97,3%)
Número de marcas identificadas e usadas para a reconstrução 3D	1517	1517	1485	1485
	(92,3%)	(93,9%)	(96,3%)	(97,3%)

3.2.5. Reconstrução da superfície do manequim

O algoritmo de reconstrução de superfície descrito foi aplicado nas coordenadas 3D das 3002 marcas que representam a superfície do manequim.

Os parâmetros de suavização da superfície foram definidos através da inspeção visual da mesma. Procurou-se estabelecer os parâmetros tal que a superfície reconstruída fosse mais semelhante possível da superfície original. Desta forma, os parâmetros utilizados foram 0,1 e 100 para o fator de relaxamento e o número de iterações, respectivamente.

A superfície foi reconstruída com alto nível de detalhamento, sendo possível identificar-se estruturas anatômicas tais como: mamas, abdômen, cicatriz umbilical, linha Alba, escápulas, coluna vertebral, entre outras (figura 24).

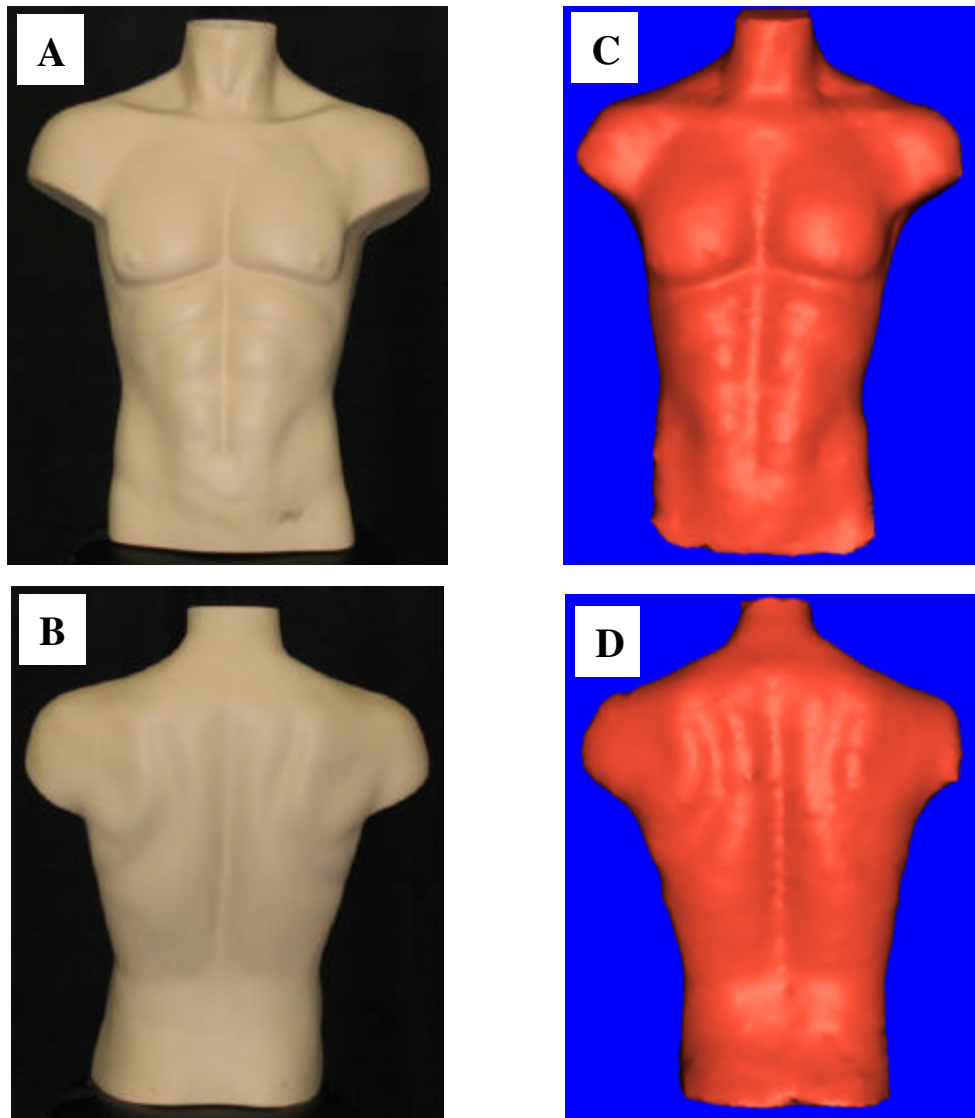


Figure 24. Comparação da superfície original anterior (A) e posterior (B) do manequim com a superfície anterior (C) e posterior (D) reconstruída a partir da metodologia proposta.

Nas regiões onde não foi possível identificar algumas marcas, conforme mostrado nos itens acima, a superfície era interpolada. Este fato pôde ser percebido principalmente nas regiões laterais do manequim e nos limites anterior e posterior, onde poucas marcas foram projetadas (figura 25). Porém, a inspeção visual da superfície reconstruída nos

permite verificar que estas regiões de interpolação não representavam grandes alterações em relação a anatomia real da superfície (figura 25)

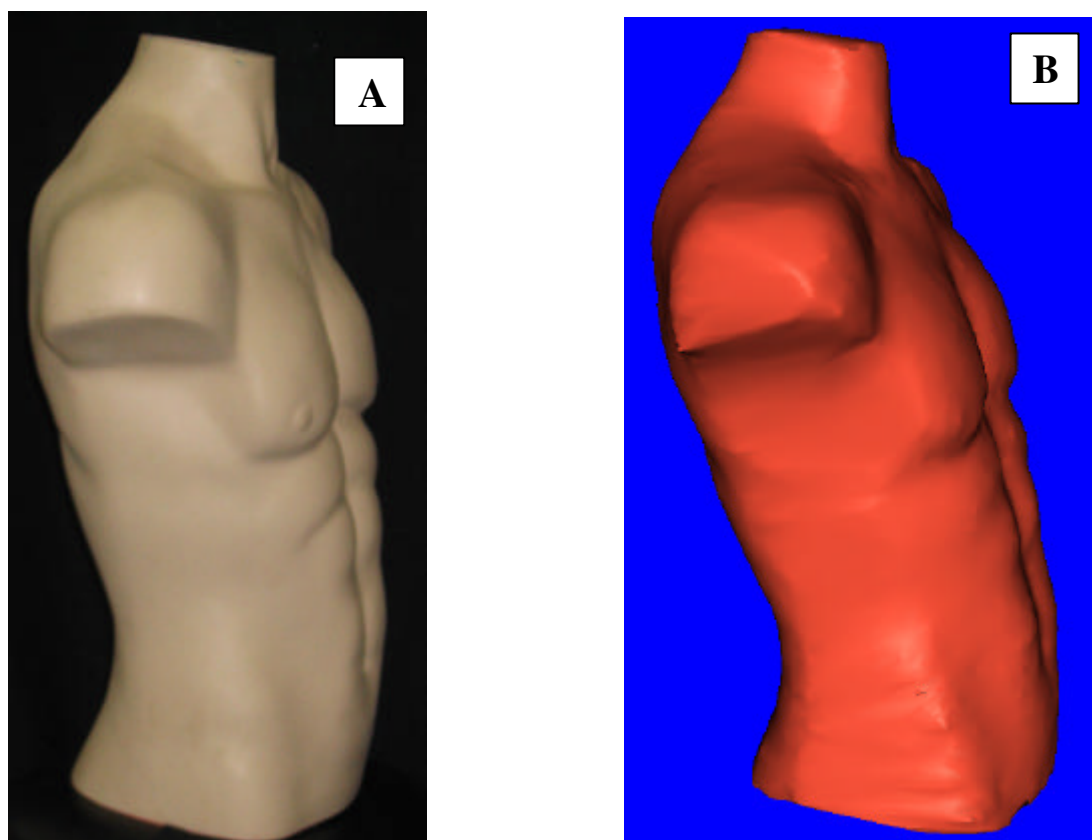


Figure 25. Comparação da superfície original (região lateral) do manequim (A) com a superfície reconstruída a partir da metodologia proposta (B) onde podemos observar a região onde não haviam marcas e, portanto, foi interpolada.

3.2.7. Cálculo do volume do manequim

Com o objetivo de avalia-se a reprodutibilidade da medida óptica de volume quanto ao reposicionamento do manequim foi realizado um teste onde o manequim foi posicionado e retirado do espaço de filmagem cinco vezes. Foram aplicadas todas as etapas da metodologia nas cinco repetições e o volume obtido está descrito na tabela 3.

Tabela 3. Valores de volume obtidos em cada uma das cinco repetições do teste de acurácia da medida de volume quanto ao reposicionamento do manequim.

Repetição	1°	2°	3°	4°	5°
Volume (litros)	37,34	37,13	37,29	37,31	37,25

O valor médio de volume obtido nas cinco repetições foi de 37,26 litros com desvio padrão de 0,08 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 0,08 litros, o que nos levou a uma acurácia relativa de 3%.

CAPÍTULO 4: Experimento 2 – Aplicação da metodologia para o cálculo da variação do volume do tronco durante a respiração

O objetivo deste experimento foi avaliar a aplicabilidade da metodologia proposta para o cálculo do volume do tronco durante a manobra respiratória de capacidade vital (CV). Para tal, foi realizado um experimento no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação da Unicamp. Um sujeito do sexo masculino, 21 anos, 165 cm de altura e 55 Kg de massa foi avaliado.

O sujeito foi posicionado ao centro do laboratório, e permaneceu sentado, com os braços mantidos em abdução de aproximadamente 70° com apoio nas extremidades; quadris e joelhos com flexão próxima a 90° e pés apoiados no solo. O sujeito foi orientado a permanecer parado nesta posição durante toda a filmagem. A manobra de capacidade vital foi treinada previamente com o voluntário e este realizou a manobra sob o comando verbal de um pesquisador, que incentivou as inspirações e expirações máximas durante a aquisição das imagens. Foram registrados 3 ciclos respiratórios sucessivos com essa manobra.

O controle do ambiente, posicionamento das câmeras, projetores e do sujeito foi o mesmo descrito para o experimento 1. Os resultados referentes a projeção de luz, aquisição das imagens, medição das coordenadas 2D, reconstrução 3D das marcas, rotulagem das marcas, reconstrução da superfície do tronco e cálculo do volume do tronco serão apresentados a seguir.

4.1. Projeção de luz

A projeção das malhas sobre o tronco do sujeito cobriu a região anterior e posterior do tronco conforme os limites definidos para o tronco mostrados na metodologia. Durante

as fases do ciclo respiratório, conforme o tronco mudava sua forma, estes limites também eram modificados.

4.2. Medição das coordenadas 2D

Os valores de limiar de intensidade foram adequados para identificar o maior número de marcas durante todo o ciclo respiratório em manobra de capacidade vital, sendo estes: 0,40 para CAS, 0,26 para CAI, 0,35 para CPS e 0,38 para CPI. Porém, a inclinação das câmeras superiores gerava uma alteração na forma, tamanho e luminosidade de algumas marcas nas regiões dos limites do tronco. Na figura 26 temos um exemplo para um instante de ciclo onde podemos observar as marcas identificadas na região anterior do tronco do sujeito, bem como algumas regiões onde não foram identificadas marcas.

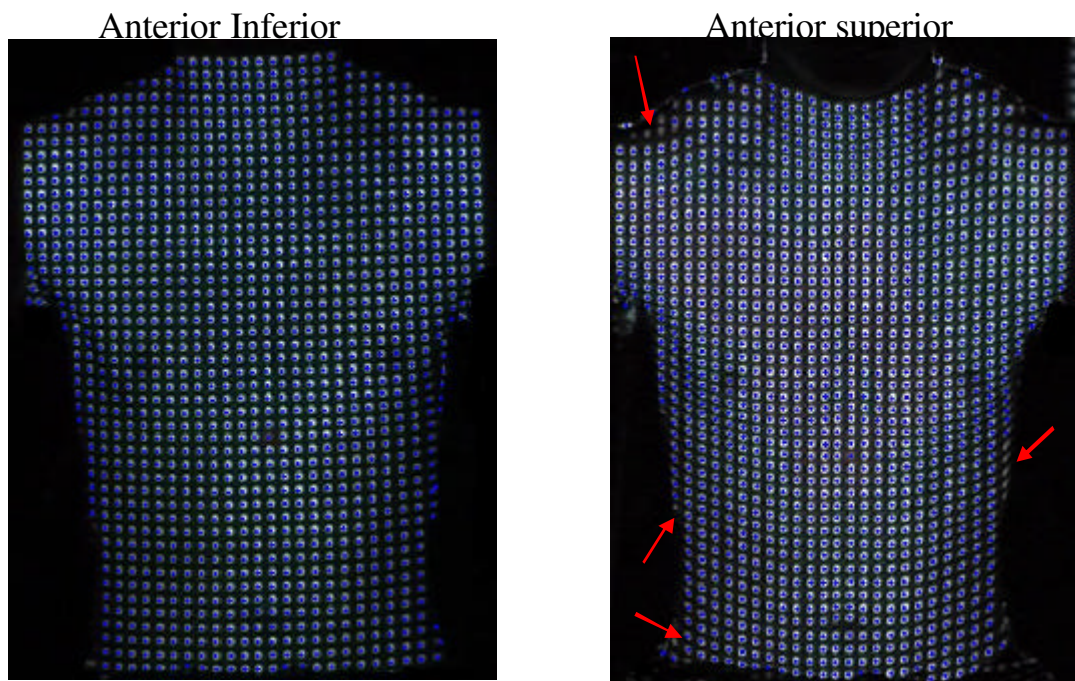


Figure 26. Comparação do processo de medição das coordenadas 2D das marcas nas imagens das câmeras anterior inferior e anterior superior. As marcas reconhecidas estão identificadas por pontos azuis e as regiões onde não foram identificadas marcas estão indicadas por setas vermelhas.

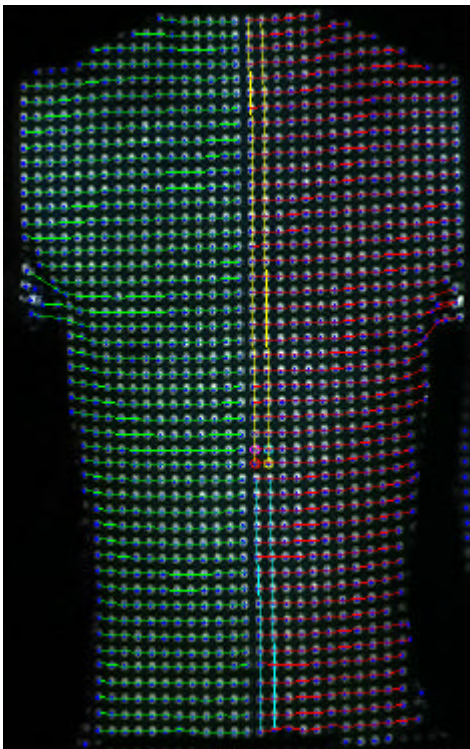
4.3. Rotulagem das marcas

Os parâmetros de T_{dir} e T_{dis} (tabela 4), foram suficientes para que o processo de rotulagem fosse capaz de estabelecer uma correspondência correta entre as marcas dos pares de câmeras até mesmo em algumas regiões ou instantes do ciclo respiratório onde as marcas estavam desalinhadas ou muito afastadas umas das outras (figura 27).

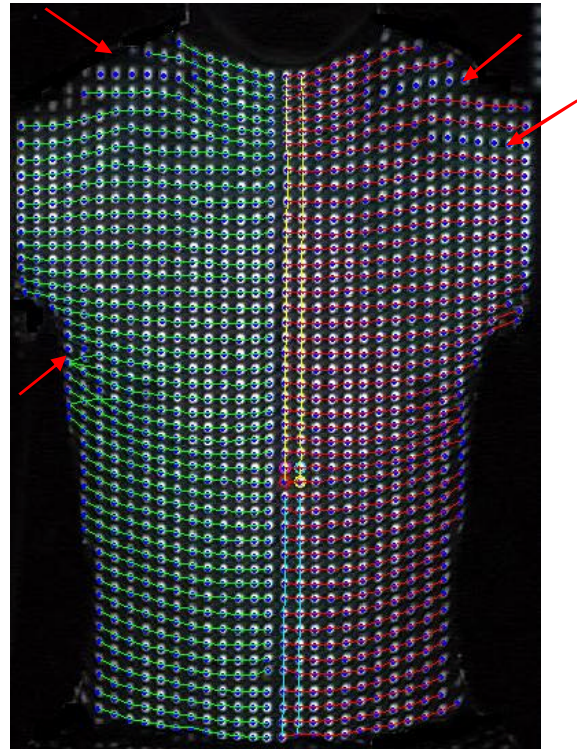
Tabela 4. Parâmetros iniciais da rotulagem das marcas para cada uma das câmeras no experimento 2.

	CAS	CAI	CPS	CPI
T_{dis} (pixel)	28	30	30	32
T_{dir} (pixel)	3,2	3,2	4,0	3,2

Da mesma forma que no experimento 1, em situações extremas de desalinhamento ou afastamento entre as marcas que ultrapassavam a T_{dir} e a T_{dis} definida, estas marcas não eram rotuladas (figura 27). Estas situações ocorriam principalmente na região supraclavicular e somente nas fases de inspirações e expirações máximas dos ciclos respiratórios analisados.



Câmera anterior inferior



Câmera anterior superior

Figure 27. Exemplo do processo de rotulagem para um instante do ciclo respiratório na câmera anterior inferior. Exemplo de situações onde o processo de rotulagem não funcionava (setas vermelhas) para a câmera anterior superior em um instante do ciclo respiratório.

4.4. Reconstrução 3D das marcas

Por se tratar de uma análise de movimento, a quantidade de marcas reconstruídas variava conforme a forma do tronco se modificava ao longo do ciclo respiratório. A figura 28 representa a variação da quantidade de marcas reconstruídas ao longo dos três ciclos respiratórios em manobra de capacidade vital. O número médio de marcas reconstruídas foi de 2554 marcas. A variação máxima do número de marcas foi de 118 marcas, sendo que esta variação acompanhava as fases dos ciclos respiratórios. Conforme o tronco aumentava

suas dimensões, fase inspiratória do ciclo, o número de marcas aumentava, o contrário ocorria na fase expiratória do ciclo.

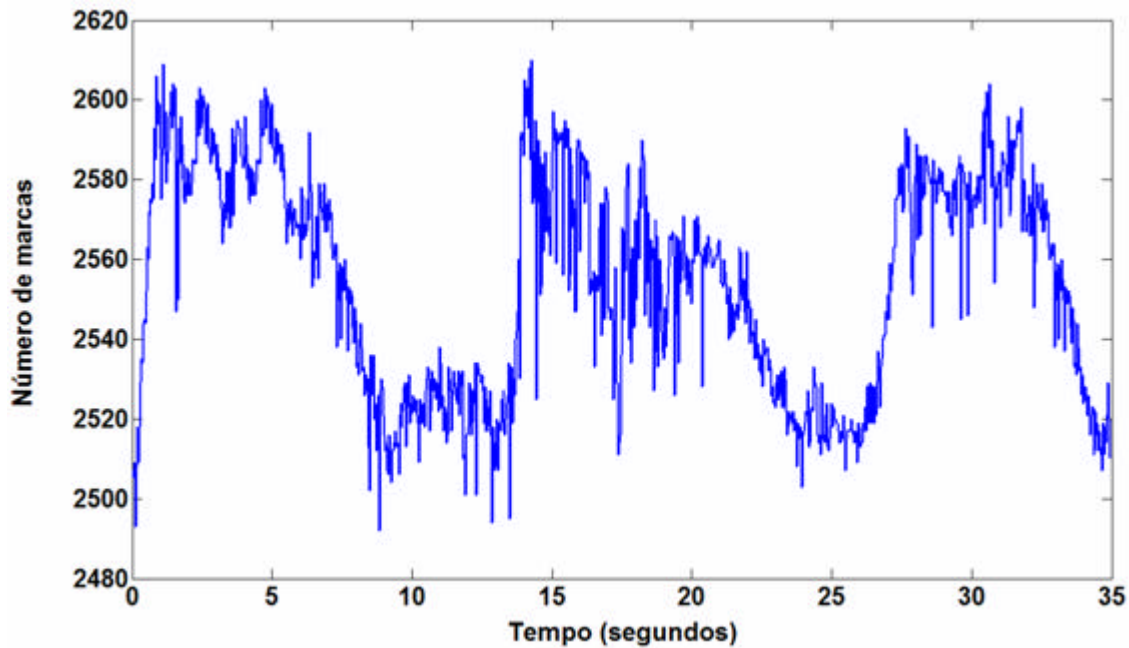


Figure 28. Curva da variação do número de marcas reconstruídas em função do tempo durante os três ciclos respiratórios em manobra de capacidade vital.

4.5. Reconstrução da superfície

Conforme descrito no experimento 1, os parâmetros de suavização da superfície, fator de relaxamento e número de iterações, foram testados através da inspeção visual da superfície reconstruída. Os mesmos parâmetros foram mantidos para o experimento 2.

A superfície do tronco do voluntário foi reconstruída com alto nível de detalhamento em todos os instantes analisados, podendo identificar-se estruturas anatômicas como as mamas, a cicatriz umbilical, a linha Alba, as escápulas, o contorno da coluna vertebral, entre outras (figura 29). Além disto, na figura 30 temos um exemplo da superfície reconstruída em dois instantes do ciclo respiratório onde podemos perceber que

as modificações na forma do tronco sofridas são coincidentes com as fases do ciclo respiratório.

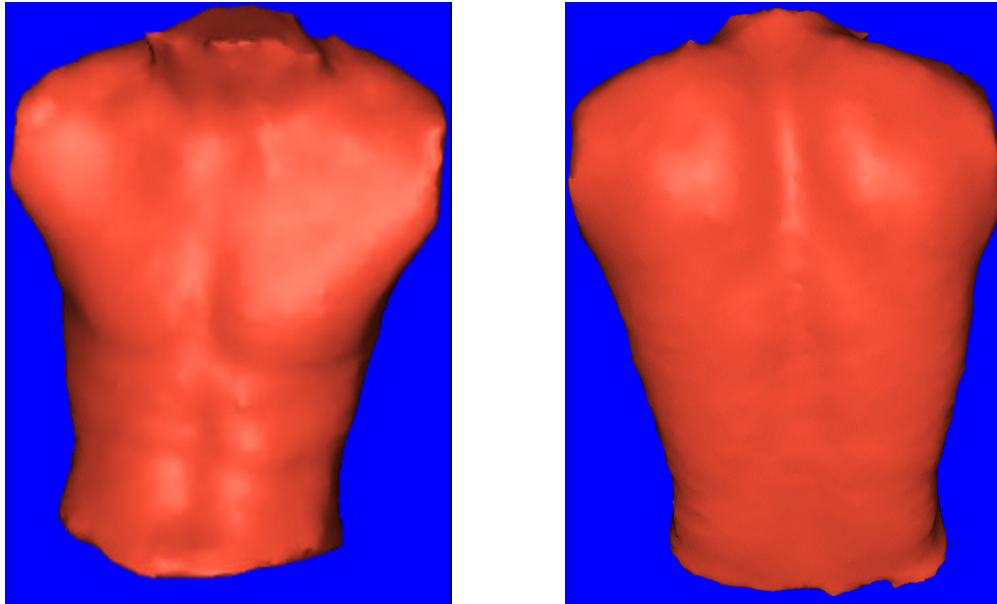


Figure 29. Reconstrução da superfície anterior e posterior do sujeito.

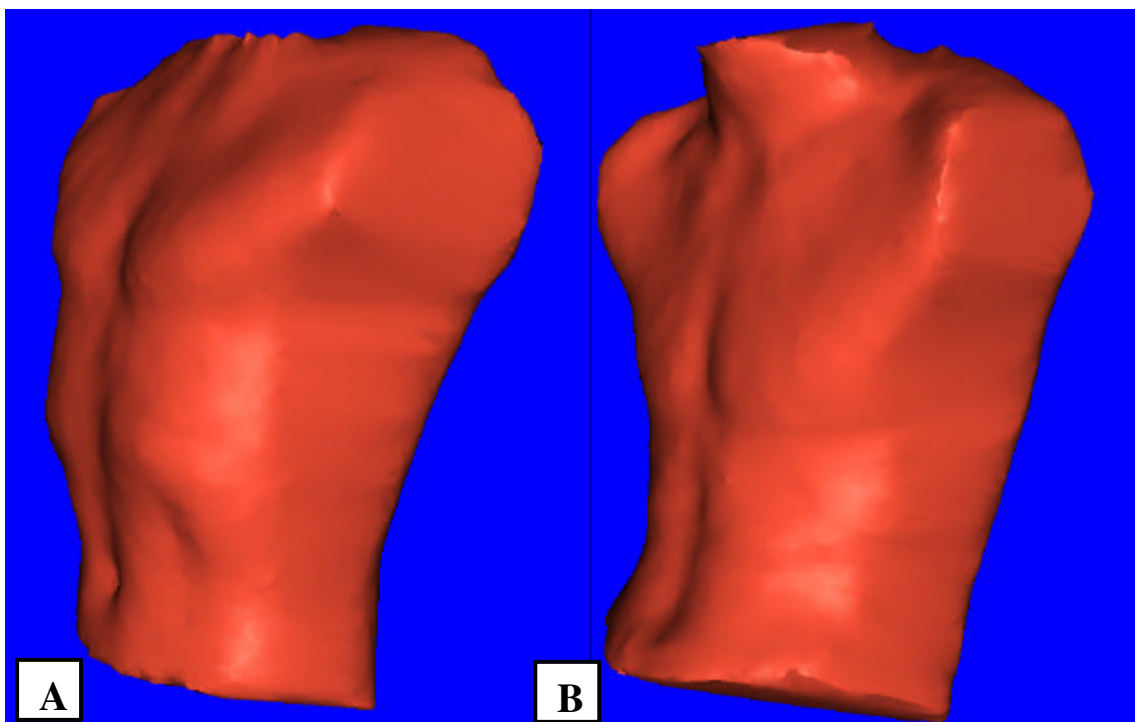


Figure 30. Superfície do tronco reconstruída em dois instante do ciclo respiratório em manobra de capacidade vital: A)inspiração máxima; B) Expiração máxima

4.6. Cálculo do volume do tronco

Os valores de volume do tronco para cada instante analisado foram suavizados conforme descrito na metodologia. A comparação entre os dados brutos (traço vermelho) e os dados filtrados (traço azul) bem como a distribuição dos resíduos (pontos pretos) estão representados na figura 31.

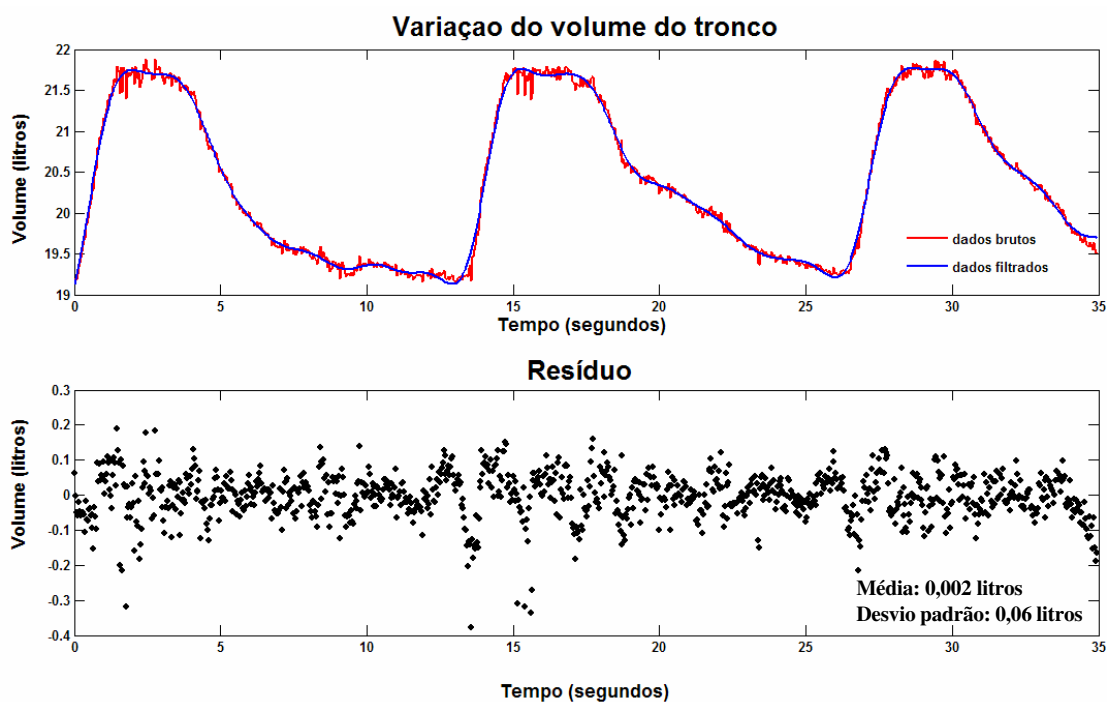


Figure 31. Comparação entre os dados brutos e filtrados referentes a variação do volume do tronco durante os três ciclos respiratórios e a distribuição dos resíduos.

A figura 31 nos permite avaliar que a distribuição dos resíduos está em torno de zero e tem valor de média é igual a zero e valor de desvio padrão de 0,06 litros.

O valor do volume do tronco obtido em litros para cada instante analisado dos três ciclos respiratórios em manobra de capacidade vital está representado na figura 32- dados filtrados. Um ciclo respiratório corresponde a curva entre dois valores mínimos

consecutivos (A-C), o início da curva demonstra o volume inicial do tronco durante a realização de manobra respiratória. A variação do volume do tronco corresponde à diferença entre o valor máximo da curva (B) e o valor mínimo subsequente da curva (C).

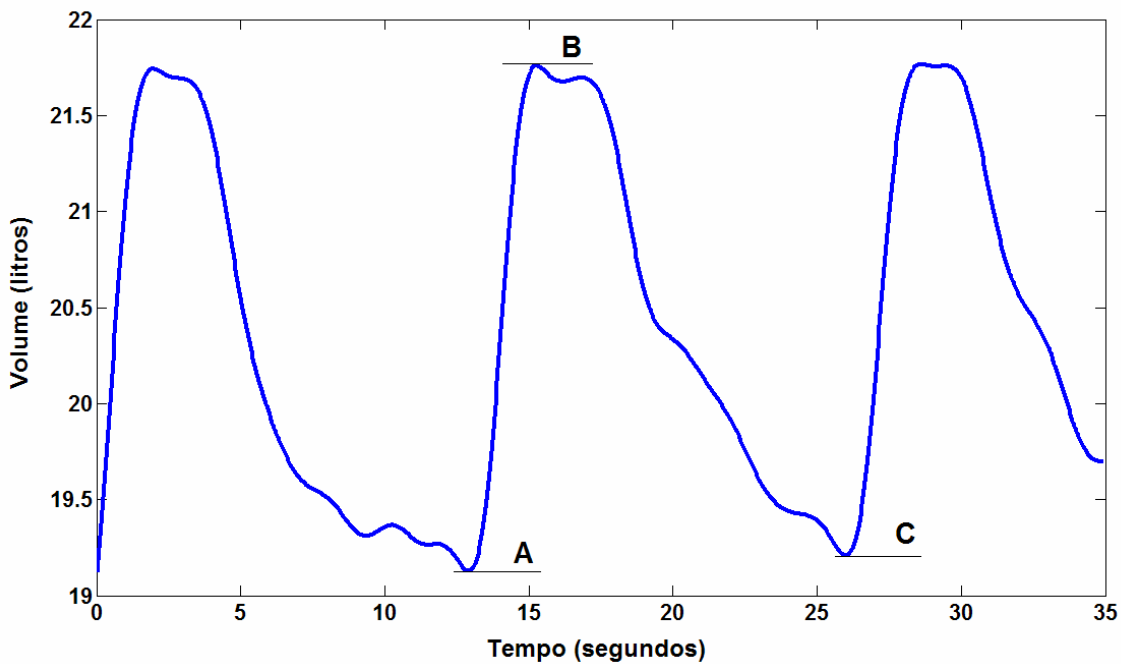


Figure 322. Variação do volume do tronco do voluntário durante os três ciclos em manobra de capacidade vital- dados filtrados

O valor médio absoluto do volume do tronco foi de 20,5 litros e a variação média do volume do tronco de 2,6 litros para os três ciclos analisados. Vale ressaltar que o valor elevado da medida absoluta do volume se deve ao fato de que esta é uma medida do volume do tronco e não o volume de ar pulmonar.

A análise qualitativa das imagens do troco do sujeito, bem como da superfície reconstruída, nos permite ainda verificar que a curva de variação do volume do tronco em função do tempo é coerente com um ciclo respiratório ao qual o sujeito foi instruído a

realizar. Os platôs superiores das curvas correspondem aos instantes onde o sujeito era incentivado a inspirar, mas, este já encontrava-se na sua capacidade pulmonar máxima.

CAPÍTULO 5: Discussão

5.1. Metodologia

As soluções metodológicas propostas neste trabalho para o cálculo dos volumes do tronco durante a respiração mostraram-se válidas e acuradas considerando os resultados dos experimentos realizados. As soluções apresentadas, assim como em toda proposta metodológica, apresentam particularidades a serem consideradas:

Projeção de luz branca: O uso da projeção de luz branca quando comparado com o uso de marcadores de superfície apresenta vantagens. A primeira delas é a simplicidade da preparação experimental. Uma vez definida a malha que será projetada, o sistema de aquisição das imagens e o posicionamento do sujeito, apenas o ajuste dos projetores é necessário. No caso do uso de marcadores o tempo de preparação experimental é elevado e proporcional à quantidade de marcadores que serão utilizados. Fato este que restringia o uso de marcadores a análises de pontos ou pequenas regiões da superfície estudada.

Quando comparamos os métodos de projeção de luz baseados em varredura a laser com o método utilizado neste trabalho, a varredura a laser apresenta vantagens em a serem consideradas. Uma delas é a possibilidade de reconstruir com maior resolução a superfície estudada, desde que esta seja minuciosamente varrida pelo feixe de laser. Outra vantagem está relacionada com a correspondência entre os objetos que são projetados sobre a superfície e os que são identificados nas imagens, dado que no rastreamento a laser apenas um feixe é emitido a cada instante. Porém, a varredura a laser apresenta uma restrição que inviabilizaria seu uso na aplicação proposta por nós que é a impossibilidade de analisar-se superfícies em movimento.

Malha projetada: A malha de marcas apresentada em nosso trabalho mostrou-se adequada considerando a aplicação proposta. O contraste das marcas (brancas) com o fundo

(preto), o tamanho e o espaçamento das marcas ao longo da malha foi tal que possibilitou a identificação correta das marcas projetadas sobre o tronco. Este fato possibilitou que a superfície do tronco fosse reconstruída com alta resolução dado o grande número de marcas que foram projetadas e identificadas. Além disto, o uso da informação de cor da marca central foi primordial para a identificação correta das quatro marcas de inicialização do processo de rotulagem. Segundo Skydan et al, 2002, o uso de padrões coloridos de projeção combinado com algoritmos de análise e processamento das imagens coloridas facilita o processo de correspondência entre os objetos que são projetados sobre a superfície e os que são identificados nas imagens, aumentando desta forma a acurácia da superfície reconstruída. O uso mais intenso de cores nas malhas de projeção pode ser interessante em futuros trabalhos de desenvolvimento da nossa metodologia.

Tempo de processamento: o tempo de processamento das imagens foi de 43 segundos por imagem. Se tomarmos como exemplo um ciclo respiratório em capacidade vital realizado pelo sujeito que durou em média 350 quadros, teremos um tempo total de processamento de 16,7 horas/ciclo. Este tempo está relacionado com a capacidade de processamento do computador utilizado e a versão do software utilizado. Neste trabalho foi utilizado um pentium 4 intel (3.20 GHz) e a versão 7.0 do Matlab.

O elevado tempo de processamento é atribuído ao processo de rotulagem das imagens, ou seja, a indexação da cada uma das marcas e a comparação entre os conjuntos de dados de cada par de imagens (anterior e posterior). Embora o tempo de processamento tenha sido muito elevado, não houve otimização dos algoritmos de rotulagem, o que será feito em trabalhos futuros.

Rotulagem das marcas: Skydan et al. (2004), Guisser et al. (2000) e Buendia et al. (1999) colocam que a maior dificuldade quanto ao uso da projeção de luz é de se manter uma correspondência correta entre os objetos que foram projetados sobre a superfície e os que são identificados nas imagens. Nestes trabalhos os autores propõem variadas formas de solução para este problema, porém, todas aplicáveis em situações estáticas e em objetos de superfícies suavizadas.

Considerando este fato, a solução proposta por nós mostrou-se robusta e reproduzível e apresenta vantagens a serem consideradas: é aplicável a análise de superfícies em movimento e; possibilita a inspeção visual do processamento enquanto este está sendo realizado viabilizando possível identificação de erros de rotulagem; Dentre as desvantagens estão: elevado tempo de processamento e; necessidade de intervenção do pesquisado no primeiro quadro de cada seqüência.

Reconstrução da superfície: O algoritmo proposto por Amenta et al. (2001) utilizado neste trabalho mostrou-se robusto e reproduzível para a reconstrução da superfície do tronco. Neste trabalho os autores além de propor o algoritmo testam a robustez deste demonstrando excelentes resultados na reconstrução de superfícies de objetos com pontas acentuadas e utilizando dados esparsos e desigualmente distribuídos com buracos e ruídos.

5.2. Experimento 1: Validação da medida de volume em situação estática.

O objetivo principal deste experimento foi quantificar a acurácia da medida de volume óptica proposta neste trabalho. O método utilizado por nós para obtenção da

“medida direta” de volume do manequim mostrou-se reprodutível considerando que este teste foi repetido três vezes o obteve-se um desvio padrão das medidas de 0,02 litros. Já o desvio padrão das cinco medidas de volume do manequim pelo método proposto foi de 0,08 litros, o que mostra uma reprodutibilidade muito boa. A diferença de 1,13 litros entre a medida direta de volume e a medida óptica é pequena se considerarmos o valor absoluto do volume do manequim medido por imersão que foi de 38.39 litros. Além disto, a medida de volume óptica pode ter subestimado o volume uma vez que houve perda de informações da superfície em algumas regiões do manequim. Estas regiões eram principalmente os limites do manequim, fato este que pode ser verificado através da comparação visual da superfície original com a superfície reconstruída, onde é possível perceber um afinamento de toda a superfície reconstruída do manequim.

5.3. Experimento 2: Aplicação da metodologia para o cálculo do volume do tronco durante a respiração.

A curva de variação do volume do tronco em função do tempo durante a manobra de capacidade vital nos permitiu avaliar a sensibilidade da metodologia proposta quanto a detecção de movimento e variação de volume do tronco. Uma avaliação qualitativa das imagens do tronco durante a manobra bem como da forma da superfície do tronco reconstruída nos permite inferir que a curva obtida é condizente com o movimento realizado pelo sujeito.

Os valores do volume total do tronco e da variação do volume ao longo do ciclo em manobra de capacidade vital são comparáveis com os obtidos por Loula *et al* (2004). Para

um sujeito com peso e altura semelhantes ao analisado por nós, Loula *et al* (2004), obtiveram 2,2 litros de variação de volume do tronco contra 2,6 litros obtido por nós e 21 litros de volume total do tronco contra 2,5litros. Além disto, os valores de volume inspiratório e expiratório obtidos são comparáveis com os valores espirométricos de referencia, porém, segundo Iandelli et al. (2002) o volume medido pela espirometria sofre influências da compressão de ar dentro do tronco, fato este que não ocorre com a medida óptica de volume do tronco.

Conclusão

Os resultados obtidos em nosso trabalho mostram que a metodologia proposta mostrou-se adequada e acurada para a determinação dos volumes do tronco durante a respiração, tendo em vista a acurácia da medida de volume obtida e a coerência entre a curva de variação de volume e o ciclo respiratório em manobra de capacidade vital.

A metodologia proposta apresenta vantagens em relação aos outros métodos já propostos na literatura para tal objetivo. Além de não necessitar colocação de dispositivos no tronco dos sujeitos, permite a identificação de estruturas anatômicas na superfície reconstruída, dado o alto nível de detalhamento desta.

Dentre as perspectivas futuras, pretende-se avaliar a reprodutibilidade do método em diferentes grupos experimentais; validar a metodologia para cálculo do volume do tronco durante a respiração a partir de métodos não invasivos de medição de volume; comparar o método proposto para cálculo do volume do tronco com a espirometria visando avaliar a correlação entre os resultados obtidos pelos dois métodos; utilizar o processamento de cores para a identificação das marcas de inicialização eliminando a intervenção do pesquisador no processo de rotulagem; otimizar as rotinas visando a diminuição do tempo de processamento; analisar superfície reconstruída a fim de obter-se medidas antropométricas do tronco e; definir limites para o tronco.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abdel-Aziz, Y. I. and Karara, H. M. **Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates.** *Proc. ASP/UI Symposium on Close-Range Photogrammetry*, 1971.
- Alyassin, A. M., Lancaster, J. L., Downs J. H. **Evaluation of a new algorithms for the measurement of surface area and volume.** *Med. Phys* 21(6): 741-752, 1994.
- Amenta, N., Choi, S., Kolluri, R. **The power crust.** *Proc. Sixth ACM Symposium on Solid Modeling and Applications* 2001, pages 249-260
- Andreoni, G., Rabuffetti, M., Tarzia, A., Pedotti, A. **3-D back surfaces as an ergonomic tool.** In: XVIth ISB TokyoCongress - Book of Abstracts. Tokyo, Japan, Organizing & Program Committee, p. 30-1997.
- Bhatia, G., Vannier, M.W., Smith, K.E., Commean, P.K., Riolo, J., Young, V.L. **Quantification of facial surface change using a structured light scanner.** *Plast. Reconstr.Surg* 94(6): 768-774, 1994
- Barros, R. M. L., Russomano, T.G., Brenzikofer, R., Figueroa, P. J. **A Method to Synchronize video cameras using the audio band.** *Journal of Biomechanics.* 39(4): 776-780, 2006.
- Barros, R. M. L., Brenzikofer, R., Leite, N. J. and Figueroa, P. **Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos.** *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica.* 15(1-2): 79-86, 1999.
- Barros, R. M. L., Paterniani, P.,E.,S., Brenzikofer, R., Filho, E. C. L., Provenzano, J.A. **Representação e análise de superfícies do corpo humano.** *Anais do IX Congresso Brasileiro de Bimecanica* 2001, páginas 171-176.
- Buendia, M., Salvador, R., Cibrian, R. Laguia, M., Sotoca, J.M. **Determination of the object surface function by structured light: application to a study of spinal deformities.** *Phys Med. Biol.* 44(1999): 75-86.
- Drerup, B., Hierholzer, E. **Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using improved mathematical model.** *Clinical Biomech.* 11(7): 376-383, 1996.
- Dunn, S.M., Keizer, R.I., Yu, J. **Measuring the area and volume of the human body with structured light.** *IEEE Transaction on systems, man, and cybernetics* 19(6): 1351-1364-1989.
- Ferrigno, G., Carnevali, P., Aliverti, A., Molteni, F., Beulcke, G. and Pedotti, A. **Three-dimensional optical analysis of chest wall motion.** *J Appl Physiol.* 77(3): 1224-1231., 1994.
- Figueroa, P. J., Leite, N. J. and Barros, R. M. L. **A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis.** *Computer Methods and Programs in Biomedicine.* 72(2): 155-165., 2003.
- Frobin, W., Hierholzer, E. **Analysis of human back shape using surface curvature.** *Journal of Biomechanics.* 15(5): 379-390, 1982.
- Frobin W, Hierholzer E. **Video rasterstereography: a method for on-line measurement of body surfaces.** *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing* 1991;57(10):1341-5.
- Guisser L, Payrissat R, Castan S. **PGSD: an accurate 3d vision system using a projected grid for surfaces descriptions.** *Imaging and vision computing* (18) 2000;463-491.
- Hackenberg, L., Hierholzer, E., Potzl, W., Gotze, C., Liljenqvist, U. **Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion.** *Clinical Biomech.* 18(2003)1-8,2003.

- Hierholzer, E., Luxamann, G. **Tree-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using invariant shape parameters.** *Journal of Biomechanics.* 15(8): 583-598, 1982.
- Iandelli, I.; A. Aliverti; B. Kayser. **Determinants of exercise performance in normal men with externally imposed expiratory flow-limitation.** *J Appl Physiol*, v.92, n.5, p.1943-1952. 2002.
- Kapandji, A. I. **Fisiologia Articular - Tronco e Coluna Vertebral.** Rio de Janeiro: Editora Médica Panamericana,3, 5ª, 2000.
- Konno, K. and Mead, J. **Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing.** *J Appl Physiol.* 22(3): 407-422., 1967.
- Levine, S., Silage, D., Henson, D., Wang, J. Y., Krieg, J., LaManca, J. and Levy, S. **Use of a triaxial magnetometer for respiratory measurements.** *J Appl Physiol.* 70(5): 2311-2321., 1991.
- Liu, X., Kim, W., Drerup, B. **3D characterization and localization of anatomical landmarks of food by FastSCAN.** *Real-time imaging* 10(2004) 217-228.
- Lopata, M., Organek, H. and Onal, E. **Comparison of magnetometer and inductance plethysmography derived Konno- Mead diagrams during CO2 rebreathing.** *Bull Eur Physiopathol Respir.* 21(2): 159-163., 1985.
- Loula, C.M.A., Pacheco, A.L., Sarro, K.J., Barros, R. M. L. **Análise dos volumes parciais do tronco durante a respiração por videogrametria.** *Revista brasileira de biomecânica* 5(9): 21-27,2004.
- Mead, J., Peterson, N. and Grimby, G. **Pulmonary ventilation measured from body surface movements.** *Science.* 156(780): 1383-1384., 1967.
- Paterniani, P.,E.,S., Barros, R. M. L., Brenzikofer, R., Filho, E. C. L. **Metodologia para reconstrução tridimensional e análise da superfície do tronco humano.** *Revista brasileira de biomecânica* 2(3): 51-56,2001.
- Russell, R. I. and Helms, P. J. **Evaluation of three different techniques used to measure chest wall movements in children** *Eur Respir J.* 7(11): 2073-2076., 1994.
- Saumarez, R. C. **Automated optical measurements of human torso surface movements during breathing.** *J Appl Physiol.* 60(2): 702-709., 1986.
- Skydan O. A., Lalor M. J., Burton D. R. **Technique for phase measurement and surface reconstruction by using a colored structure light.** *Applied Optics.* 41(29): 6104-6117, 2002.
- Tobin, M. J., Chadha, T. S., Jenouri, G., Birch, S. J., Gazeroglu, H. B. and Sackner, M. A. **Breathing patterns. 1. Normal subjects .** *Chest.* 84(2): 202-205., 1983.
- Verschakelen, J. A. and M. G. Demedts (1995). **Normal thoracoabdominal motions. Influence of sex, age, posture, and breath size .** *Am J Respir Crit Care Med* 151(2 Pt 1): 399-405.
- Ward, M. E., Ward, J. W. and Macklem, P. T. **Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model** *J Appl Physiol.* 72(4): 1338-1347., 1992.
- Watson, H. L., Poole, D. A. and Sackner, M. A. **Accuracy of respiratory inductive plethysmographic cross-sectional areas.** *J Appl Physiol.* 65(1): 306-308., 1988.
- Zubairi, J.A. **Applications of computer-aimed rasterstereography in spinal deformity detection.** *Image and vision computing.* 20(2002): 319-324.