DENISE DA VINHA RICIERI

PRINCÍPIOS PROCESSUAIS DA BIOFOTOGRAMETRIA E SUA ADAPTAÇÃO PARA MEDIDAS EM ESTUDOS SOBRE MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS TORACOABDOMINAIS

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente, Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor na área de concentração em Doenças Respiratórias.

Orientador:
Prof. Dr. Nelson Augusto Rosário Filho

CURITIBA
2008

Ricieri, Denise da Vinha

Princípios processuais da Biofotogrametria e sua adaptação para medidas em estudos sobre movimentos respiratórios toracoabdominais / Denise da Vinha Ricieri. Curitiba, 2008.

188 f. ilustr.

Orientador: Prof. Dr. Nelson Augusto Rosário Filho

Tese (Doutorado) – Universidade Federal do Paraná. Setor de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e Adolescente.

1. Fotogrametria – Métodos. 2. Processamento de Imagem Assistida por Computador. 3. Mecânica respiratória. I. Título. II. Rosário Filho, Nelson Augusto.

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE PEDIATRIA
Programa de Pós-Graduação Mestrado e Doutorado em Saúde da Criança e do Adolescente

Parecer

A banca examinadora, instituída pelo colegiado do **Programa de Pós-Graduação - Mestrado e Doutorado em Saúde da Criança e do Adolescente,** do Setor de Ciências Saúde, da Universidade Federal do Paraná, após argüir a Doutoranda ***Denise da Vinha Ricieri*** em relação ao seu trabalho de Tese intitulado ***"Princípios Processuais da Biofotogrametria e sua Adaptação para Medidas em Estudos Sobre Movimentos Respiratórios Toracoabdominais"*** é de parecer favorável à ***"Aprovação"*** da aluna, habilitando-a ao título de ***"Doutor"*** em ***Saúde da Criança e do Adolescente,*** área de concentração em ***Doenças Respiratórias.***

Curitiba, 16 de dezembro de 2008

Professor Nelson Augusto Rosário Filho
UFPR - Orientador e Presidente da Banca Examinadora

Professor Jefferson Rosa Cardoso
UEL-PR - Primeiro Examinador

Professor Luciano Silva
UFPR-IMAGO - Segundo Examinador

Professor Carlos Antonio Riedi
IPPPP-PR - Terceiro Examinador

Professor Luiz de Lacerda Filho
UFPR-UEP - Quarto Examinador
Vice-Coordenador do Programa de Pós-Graduação - Mestrado e Doutorado em Saúde da Criança e do Adolescente

“Precisamos de raízes. Existe um lugar no universo onde nascemos, aprendemos uma língua, e descobrimos como nossos antepassados superavam seus problemas. Em um dado momento, passamos a ser responsáveis por esse lugar... Precisamos também das asas. Elas nos mostram os horizontes sem fim da imaginação, nos levam até nossos sonhos, nos conduzem a lugares distantes. São as asas que nos permitem conhecer as raízes de nossos semelhantes e aprender com eles...”
Ao Dr. Carlos Alberto Caetano Azeredo, dedico este trabalho. Você que foi raiz e asas para tantos na profissão que abraçou, me ensinou, desde os primeiros passos profissionais, que conhecimento transforma a vida.

AGRADECIMENTOS

Existe algo que não vemos, nem somos, nem tocamos, mas que todos percebemos, de uma forma ou outra. A esse "algo", cada um dá um nome especial, e o nome que eu dou é Força Divina. Eternamente, obrigada.

É impossível agradecer em palavras à minha família, razão da minha existência. Meus filhos queridos Felipe, Thiago, Bianca e Lívia: agradecer seus sorrisos, paciência, tanto quanto as colaborações técnicas para que a Biofotogrametria pudesse hoje ser um fato, e não apenas uma idéia, é como retribuir com uma gota o imenso oceano de amor que vocês me dedicam.

Paulo, quem poderia medir o amor que renuncia a tantas horas de convívio para que o outro realize seus sonhos? Não dá para quantificar o que nos une e o sentimento que nos realiza por lutarmos juntos pelos nossos sonhos, ainda que isso nos tenha privado de muitos momentos juntos.

Se pudessem estar aqui hoje, meus pais, Odair e Conceição, certamente haveriam de encher-se de júbilo por mais esta fase de estudos finalizada. Obrigada para sempre. Meu coração jamais deixou de bater por vocês.

Prof. Ms. Marcelo Xavier e Prof. Dr. Esperidião Aquim: como eu acreditaria na Biofotogrametria se vocês não tivessem acreditado em mim, me incentivando a prosseguir mesmo diante das adversidades? Este trabalho não teria saído das idéias para o papel sem o apoio de vocês. Ele retrata um pouco do que aprendi ao lado de vocês.

Aos amigos Prof. Dr. Carlos Riedi e Dr. Herberto Chong Neto, em nome dos médicos residentes, pós-graduandos e graduandos do Serviço de Alergia, Imunologia e Pneumologia Pediátrica que auxiliaram na triagem nos ambulatórios do Hospital de Clínicas e do GAPER/Paranaguá. Às acadêmicas do Curso de Fisioterapia da UFPR Emília Ferro, Isabel Costa, Kátia Konno e Manola Valério, que participaram das coletas de dados junto aos pacientes do GAPER.

Meus agradecimentos à Sra. Lílian Picanço, em nome da diretoria do Grupo de Apoio ao Programa de Educação Respiratória (GAPER), garra e ideal em pessoa, que permitiu meu acesso ao serviço, aos seus ideais e à sua amizade.

Aos amigos mais sinceros que alguém pode ter encontrado em sua jornada profissional: Prof. Dra. Leandra Ulbricht e Dr. Fausto Rodrigues. Vocês são eternamente responsáveis por aquilo que cativaram, e este trabalho só se concluiu porque vocês me fizeram vê-lo a tempo.

Ao Prof. Dr. Luc Louis Maurice Weckx e Prof. Dra. Shirley S. N. Pignatari, do Departamento de Otorrinolaringologia Pediátrica/Centro do respirador Bucal da Unifesp/SP, por tornarem possível a participação da, então doutoranda, Jecilene Costa neste trabalho.

À visão e humanidade da Prof. Dra. Mônica Lima Nunes Cat, coordenadora do Programa de Pós-Graduação: ninguém é menos do que o bem que consegue espalhar ao seu redor. Muito obrigada.

Por fim, mas não menos importante, meus agradecimentos àquele que acreditou nas minhas idéias, compartilhou seu conhecimento e experiência, solucionou dúvidas e compreendeu as dificuldades quando elas surgiram. Minha admiração e gratidão ao Prof. Dr. Nelson Augusto Rosário Filho por equilibrar compromisso ético e humanidade nos últimos momentos de definição desta tese.

“Nunca se afaste de seus sonhos, porque se eles se forem, você continuará vivendo, mas terá deixado de existir.”

(MARK TWAIN)

RESUMO

Este trabalho revisou os princípios processuais da Biofotogrametria em estudos publicados entre 2002 e 2008 e desenvolveu um modelo para avaliação do movimento respiratório toracoabdominal (MRTA) em crianças. A metodologia foi dividida em cinco eixos de ações: revisão das bases procedimentais do processo biofotogramétrico; desenvolvimento de um modelo para análise da mecânica respiratória (BAMER) e sua aplicação no estudo observacional descritivo sobre caracterização dos MRTA em modificação induzida da mecânica respiratória; aplicação do processo biofotogramétrico revisado no trabalho multicêntrico sobre geometria da postura; desenvolvimento do método das razões diametrais (RD) para detecção da tendência à hiperinsuflação estática em crianças asmáticas; aplicação do modelo BAMER na descrição do comportamento toracoabdominal durante a execução de manobras isovolumétricas (MIV) por asmáticos. Os resultados levaram à sistematização das etapas e dos princípios processuais, tanto para os movimentos apendiculares e posturais, como para os MRTA. O modelo BAMER representou avanço importante e seu desenvolvimento e aplicações foram detalhadas em diferentes posturas, para adultos e crianças. Ficou demonstrado ainda que a incorporação da Biofotogrametria na prática diária em pneumologia pediátrica pode representar um diferencial na determinação de evidências que contribuam no processo de acompanhamento clínico dos pacientes, particularmente em Pediatria. Concluiu-se que a Biofotogrametria possui potencial para desempenhar papel relevante em diferentes áreas da saúde e da Medicina, sob aspectos diferentes de análise do movimento pela cinemática. Ela pode servir à prática clínica pediátrica com recursos confiáveis no monitoramento da mecânica respiratória infantil, área carente de instrumentação e medidas quantitativas

Palavras-chave: Fotogrametria. Método. Processamento de Imagem Assistida por Computador. Mecânica Respiratória.

ABSTRACT

Proceeding principles of Biophotogrammetry published between 2002 and 2008 were revised in this work for development a model capable of measure respiratory chest wall movements (MRTA) in children. Its methodology was divided in five axes of actions: biophotogrammetric process proceedings basis review; development of a respiratory kinematic analysis model (BAMER) and its application on descriptive observational study about MRTA characterization in respiratory biomechanic induced modification condition; a postural geometry multicentrical study where we applied revised biophotogrammetric procedures; developmento of the chest diameter ratios method (RD) for detection of static hyperinsuflation tendency in asmathic children; application of BAMER model for description of chest wall behavior during isovolumetric maneuvres (MIV) performed by asmathic children. Our results lead us to stages and proceeding principles sistematization as for postural and appendicular movements as MRTA. The BAMER model has got an important advance and its applications were detailed on differents postures for adults and children. We further had demonstrated that Biophotogrammetry incorporable in diary professional practice of pediatric pulmonology may be a differential in evidences determination wich contribute for patient clinical follow up process, especially in pediatrics. We concluded that Biophotogrammetry has potential for play a relevant role in different areas of heath care and medicine, under different aspects of kinematic analysis of movement. Its can be serve toa clinical pediatric practice with reliables resources for infant respiratory biomechanic monitoring, an area destituted of instrumentation and quantitative measure tools.

Key-words: Photogrammetry. Methods. Computer-Assisted Image Processing. Respiratory Mechanics.

LISTA DE SIGLAS

2D	- Bidimensional: dizse das medidas e análises que compreendem duas dimensões e que são realizadas considerando somente um plano de movimento.
3D	- Tridimensional: dizse das medidas e análises que compreendem três dimensões, realizadas em mais de um plano de movimento.
AB	- Abdome
ADM	- Amplitude de movimento
AI	- Abdome inferior: subcompartimento proposto pelo modelo BAMER.
AS	- Abdome superior: subcompartimento proposto pelo modelo BAMER.
BAMER	- Biofotogrametria para Análise da Mecânica Respiratória: modelo geométrico para análise fotogramétrica do movimento respiratório toracoabdominal.
CCD	- *Charge Coupled Device*: dispositivo matricial de reprodução de imagens de objetos em câmeras digitais.
cmH_2O	- Centímetros de água, unidade de medida de pressão aplicada para uso clínico em Pneumologia.
CRF	- Capacidade residual funcional
CPT	- Capacidade pulmonar total
CV	- Capacidade vital
DPOC	- Doença pulmonar obstrutiva crônica
Dvideow	- *Digital Vídeo for Biomechanics for Windows*: sistema desenvolvido pelo Laboratório para Instrumentação em Biomecânica da Unicamp/FEF.
ELITE System	- *ELaboratore di Immagini Televisive*: sistema de análise 3D dos movimentos respiratórios toracoabdominais, desenvolvido pelo *Milan Polytechnic Institute* (Milão/ITA).
EO	- Eixo óptico: distância direta entre objeto e câmera de aquisição de imagens.
MIV	- Manobra isovolumétrica/isovolume de controle muscular respiratório: composta pela alternância entre uma Manobra de Müller e uma movimentação intercostal, realizadas com a glote fechada e volume intrapulmonar constante.
MoCap	- *Motion Capture System*: designação atribuída para técnicas de reconhecimento do movimento de objetos, dividida em quatro grupos ou classes: mecânico eletromagnético, acústico e óptico.
PB	- Base do plano horizontal de medidas: relação da rotação de um plano de medidas e o eixo óptico da câmera de aquisição de imagens.
PEP	- Pressão expiratória positiva
PRI	- Pletismografia Respiratória por Indutância: sistema de medidas de superfície para movimentos respiratórios toracoabdominais.
PT	- Parede torácica: complexo formado pelos compartimentos torácico e abdominal.

RGB	- *Red, Green, Blue*: (vermelho, verde e azul), representa um sistema de cores utilizado nos televisores e monitores de computador.
RPB	- Rotina Postural Biofotogramétrica: conjunto de medidas e interpretações sistematizadas para análise da postura corporal.
TI	- Tórax inferior: subcompartimento proposto pelo modelo BAMER.
TS	- Tórax superior: subcompartimento proposto pelo modelo BAMER.
TX	- Tórax
VC	- Volume corrente
VEF_1	- Volume expiratório forçado no primeiro segundo
VR	- Volume residual
V_{relax}	- Volume de relaxamento respiratório, ou volume de repouso respiratório

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1
1.1 OBJETIVO GERAL 3
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 3
2 REVISÃO DE LITERATURA 4
2.1 FOTOGRAMETRIA E BIOFOTOGRAMETRIA 4
2.2 MULTIDISCIPLINARIDADE NA ANÁLISE DE MOVIMENTOS 6
2.3 HISTÓRICO DA INVENÇÃO DA FOTOGRAFIA 8
2.3.1 O paradoxo da arte bidimensional 11
2.3.2 Profundidade de campo em imagens 2D 13
2.3.3 Da fotografia analógica à fotografia digital 15
2.4 A FOTOGRAFIA DIGITAL E A DOCUMENTAÇÃO MÉDICA POR IMAGEM 16
2.4.1 Vantagens da fotografia digital 19
2.4.2 A fotografia digital na análise biomecânica do movimento: cinemetria 23
2.5 CINEMÁTICA RESPIRATÓRIA 27
2.5.1 Bases conceituais da cinemática respiratória 29
2.5.1.1 Marcadores de superfície e a delimitação dos compartimentos da parede torácica 33
2.5.1.1.1 Definição do problema 34
2.5.1.1.2 Considerações de modelagem e simplificações 37
2.5.1.1.3 Formulação de soluções para modelagem 40
2.5.1.1.4 Estudos de validação para modelos em cinemática respiratória 41
3 MÉTODO 42
3.1 PRIMEIRO EIXO: REVISÃO DAS BASES PROCESSUAIS PRÉVIAS 42
3.2 SEGUNDO EIXO: DESENVOLVIMENTO DO MODELO BAMER 43
3.2.1 Casuística e método 44
3.2.2 Aquisição e processamento de imagens 45
3.2.3 Tratamento estatístico 47
3.3 TERCEIRO EIXO: DESENVOLVIMENTO DA ROTINA POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA (RPB) 47
3.3.1 Casuística 48
3.3.2 Aquisição e processamento de imagens 49
3.3.3 Tratamento estatístico dos resultados 51
3.4 QUARTO EIXO: BIOFOTOGRAMETRIA PARA MEDIDAS LINEARES 52
3.4.1 Tipo de estudo e triagem dos grupos 52
3.4.2 Aquisição e processamento das imagens 53

3.4.3 Tratamento estatístico dos resultados 55
3.5 QUINTO EIXO: APLICAÇÃO DO MODELO BAMER EM ESTUDOS COM CRIANÇAS ASMÁTICAS 56
3.5.1 Aquisição de imagens 56
3.5.2 Processamento das imagens 58
3.5.3 Tratamento dos resultados 59
4 ANÁLISE DOS RESULTADOS 61
4.1 PRIMEIRO EIXO: REVISÃO DAS BASES PROCESSUAIS 61
4.1.1 Princípios Procedimentais da Biofotogrametria 61
4.1.1.1 Sobre aquisição da imagem do movimento 62
4.1.1.1.1 Definição do movimento e modelagem 62
4.1.1.1.2 Marcadores de superfície 66
4.1.1.1.3 Sistema de captura biofotogramétrico (*MoCap*): componentes 67
4.1.1.1.4 *MoCap* biofotogramétrico: resolução da câmera 71
4.1.1.1.5 *MoCap* biofotogramétrico: enquadramento 71
4.1.1.1.6 *MoCap* biofotogramétrico: relação entre câmera e plano de movimento 72
4.1.1.1.7 *MoCap* biofotogramétrico: formato de imagens e processamento computacional 73
4.1.1.1.8 *MoCap* biofotogramétrico: orientação dos planos de referência imagem-objeto 75
4.1.1.1.9 *MoCap* biofotogramétrico: emissão de laudos 77
4.1.1.2 Sobre fotointerpretação 77
4.1.1.2.1 Fotoleitura 77
4.1.1.2.2 Fotoanálise: segmentação e rastreamento 78
4.1.1.2.3 Satisfatoriedade 80
4.1.1.3 Métrica 81
4.1.1.3.1 Quantificação ou medição 81
4.1.1.3.2 Significação ou interpretação 83
4.2 SEGUNDO EIXO: DESENVOLVIMENTO DO MODELO BAMER 84
4.3 TERCEIRO EIXO: ROTINA POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA 88
4.4 QUARTO EIXO: BIOFOTOGRAMETRIA PARA MEDIDAS LINEARES 92
4.5 QUINTO EIXO: APLICAÇÃO DO MODELO BAMER EM ESTUDOS COM CRIANÇAS ASMÁTICAS 93
4.5.1 Comparação entre resultados para mesmos compartimentos *versus* manobras 93
4.5.2 Análise das contribuições relativas (CR) das divisões do modelo BAMER 94
5 DISCUSSÃO 96
5.1 BIOFOTOGRAMETRIA E O PROCESSO BIOFOTOGRAMÉTRICO 98
5.1.1 Origem do termo Biofotogrametria 99
5.1.2 Histórico do desenvolvimento procedimental em Biofotogrametria 100

5.1.3 Divisões e etapas do processo biofotogramétrico 102
5.1.3.1 Definição do movimento: restituição, mosaico biofotogramétrico e modelagem 103
5.1.3.2 Definição do movimento: marcadores de superfície 104
5.1.3.3 Aquisição de imagens: sistematização 107
5.1.3.4 Fotointerpretação 111
5.1.3.5 Métrica 113
5.1.4 Laudos biofotogramétricos: recursos adicionais 113
5.1.5 Potencialidade da Biofotogrametria na prática clínica em pneumologia pediátrica 115
5.1.6 Biofotogrametria: incorporação de tecnologia de imagem digital na semiologia respiratória 116
5.2 DESENVOLVIMENTO DO MODELO BAMER 122
5.2.1 Modelagem em biomecânica respiratória: modelo BAMER 122
5.3 ROTINA POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA 127
5.3.1 Modelo do duplo pêndulo fractal de Bricot 129
5.3.2 Leis da adaptação corporal de Busquet 130
5.3.3 Resultados obtidos em GR 131
5.3.4 Resultados obtidos entre os grupos NA e AS 132
5.3.5 Conclusões sobre o estudo 134
5.4 BIOFOTOGRAMETRIA PARA MEDIDAS LINEARES 135
5.5 APLICAÇÃO DO MODELO BAMER EM ESTUDOS COM CRIANÇAS ASMÁTICAS 140
5.5.1 Adaptações necessárias para estudos em pediatria 140
5.5.2 Desempenho do modelo BAMER adaptado para postura deitada em supina 141
5.6 VANTAGENS E DESVANTAGENS DO PROCESSO BIOFOTOGRAMÉTRICO 145
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS 148
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 149
APÊNDICES 174
APÊNDICE 1: Roteiro de modelagem para medidas de movimento por meio da Biofotogrametria 175
APÊNDICE 2: Modelo de um laudo postural biofotogramétrico 177
ANEXOS .....
ANEXO 1 – Termo de aprovação do projeto original no Comitê de Ética em Pesquisas do Hospital de Clínicas da UFPR (2005) 183
ANEXO 2 – Termo de parceria assinado com o Departamento de Otorrinolaringologia da Universidade Federal de São Paulo/Unifesp (2006) 186

1 INTRODUÇÃO

Ao considerar qualquer movimento como um fenômeno integrado, é possível conceber que o ato de movimentar-se amplia os limites individuais pela ativação de processos de decisão e controle, se o gesto for voluntário. Inúmeras possibilidades de exploração em estudos emergem desta relação entre o controle e o gesto, especialmente aquelas que integrem processo, origem, objetivo, aprendizagem, desenvolvimento, normalidade e anormalidade dos movimentos. Incluem-se, em tais possibilidades, a exploração dos movimentos respiratórios e as implicações determinadas por eles, resultando em variações vicariantes, como ocorre na asma (RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008b). Neste contexto, estudos acerca da relação entre a geometria postural toracoabdominal, ou da parede torácica (PT), e as limitações físicas (SILVA *et al.*, 2005) e funcionais (LAMAR FILHO *et al.*, 2001; PIANOSI; DAVIS, 2004) decorrentes das disfunções respiratórias crônicas em crianças, assumem relevância acadêmica e social.

A Biofotogrametria[1] emergiu no contexto da instrumentação para análise biomecânica como uma variação da fotogrametria bidimensional (2D), dando prioridade às dificuldades da análise do movimento nos ambientes típicos da prática profissional de atenção à saúde. Esta prioridade gerou pressupostos que orientaram uma sistematização própria no trato com a medida na imagem (RICIERI, 2005). A Biofotogrametria foi aplicada para medir diferentes tipos de movimentos (WHITERS, 2002; LODOVICO *et al.*, 2003; PANTANALI, 2004; RICIERI, 2004a) em variadas situações clínicas (POMBO, 2005; WANSAUCHEKI, 2005; GANANÇA, 2006; RICIERI; COSTA; ROSÁRIO FILHO, 2008). Pode-se afirmar que a Biofotogrametria apresentou custos operacionais compatíveis com sua utilização desde o diagnóstico e acompanhamento do tratamento em disfunções motoras, até sua aplicação no escopo da andragogia, onde pode figurar como recurso tecnológico de apoio no processo de ensino-aprendizagem para formação de profissionais da saúde.

---

[1] DENISE DA VINHA RICIERI. **Biofotogrametria**. Patente requerida de marca junto ao Instituto Nacional de Propriedade Industrial, processo no. 900953829 de 05/06/2008, publicada em 26/08/2008 na Revista de Registro de Marcas nº 1964.

No campo do conhecimento formal, a Biofotogrametria situa-se como um ramo da Biomecânica denominado cinemática[2]. A biomecânica deriva das ciências físicas (Figura 1) aplicadas às funções corporais e é considerada uma ciência relativamente recente (MARCHIN, 1969; KUMMER, 1970). A despeito disso, sua história está ricamente pontuada pela determinação dos pesquisadores em busca de instrumentos para medidas quantificáveis, que desempenhem papel útil na fundamentação de conceitos e elaboração de teorias sobre o movimento corporal humano (AMADIO *et al.*, 1999).

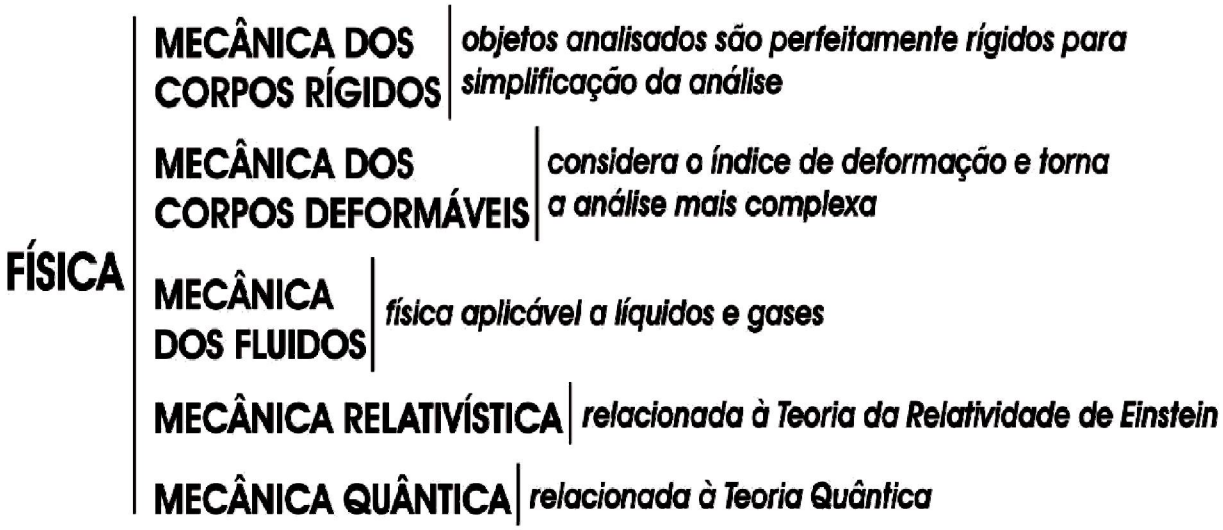


FIGURA 1 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DAS DIVISÕES DAS CIÊNCIAS FÍSICAS EM SEUS RAMOS CIENTÍFICOS, ENTRE ELES A BIOMECÂNICA OU MECÂNICA DOS CORPOS RÍGIDOS. FONTE: ADAPTADO DE AMADIO *ET AL.*(1999)

Para a biomecânica, o corpo humano é dividido em segmentos considerados perfeitamente rígidos para simplificação das análises quantitativas (AMADIO *et al.*, 1999), daí o fato de ser considerada uma vertente da mecânica dos corpos rígidos. A premissa de um corpo formado por segmentos rígidos, articulados entre si, oferece uma interface viável para intercâmbio entre áreas de conhecimento e suas tecnologias, voltadas para medir os movimentos entre esses segmentos (JEMT; BACK; PETERSSON, 1999). Como resultado, é possível estimar quantitativamente características normais e anormais dos movimentos, sejam eles voluntários ou não.

[2] Trata da geometria do movimento, relacionando posição, velocidade, aceleração e tempo, sem referência às causas que o originaram. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

Por isso a biomecânica assumiu o papel de ciência de interface, e tem se ocupado com análises físicas dos sistemas biológicos e dos fenômenos do corpo humano, incluindo movimentos corporais (AMADIO *et al.*, 1999).

1.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver e testar princípios processuais que possibilitem explorar a aplicação da Biofotogrametria em estudos biomecânicos do movimento respiratório toracoabdominal em crianças asmáticas com idade entre 8 e 14 anos.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Sistematizar o processo em etapas e descrevê-las de modo a assegurar reprodutibilidade na utilização do processo.

Estabelecer bases procedimentais para métrica em imagens de movimentos respiratórios toracoabdominais, a partir de modelos relatados na literatura.

Determinar o modo pelo qual o processo biofotogramétrico pode ser aplicado no estudo do comportamento mecânico respiratório em crianças asmáticas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 FOTOGRAMETRIA E BIOFOTOGRAMETRIA

A fotogrametria[3] corresponde à *"arte, ciência e tecnologia de obter informações de confiança sobre objetos e do meio ambiente com o uso de processos de registro, medições e interpretações das imagens fotográficas e dos padrões de energia eletromagnética registrados"* (A.S.P., 1966[4] *apud* TEMBA, 2000).

De origem cartográfica, a fotogrametria divide-se em aerofotogrametria, quando o material de imagem é obtido de uma plataforma espacial ou de câmeras em aviões que sobrevoam áreas a serem mapeadas (Figura 2), e fotogrametria terrestre, também chamada de fotogrametria de curta distância (Figura 3), quando as estações fotográficas estão fixas no solo (TEMBA, 2000).

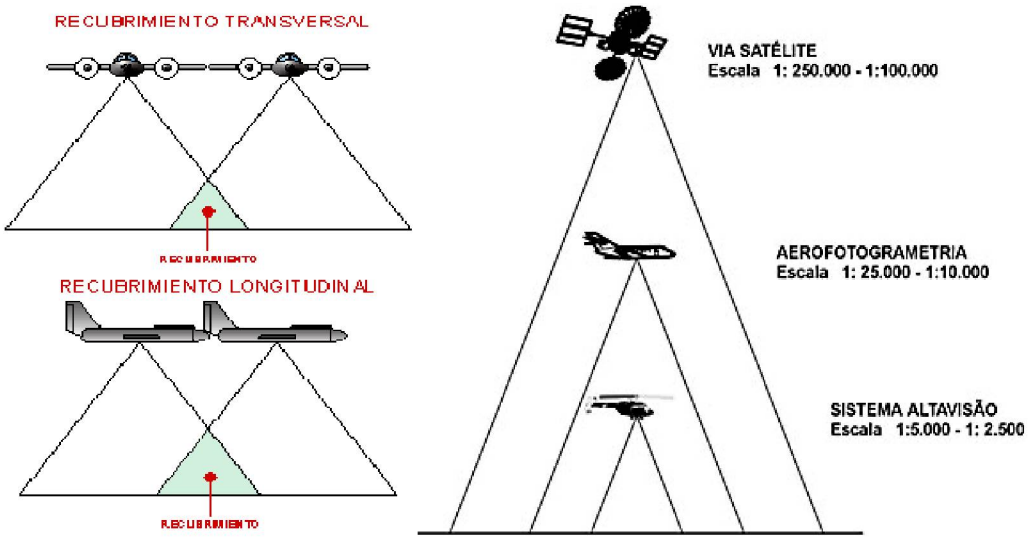


FIGURA 2 - ILUSTRAÇÕES REPRESENTATIVAS DA TÉCNICA DE FOTOGRAMETRIA AÉREA OU AEROFOTOGRAMETRIA: ESTIMATIVAS TOPOGRÁFICAS A PARTIR DE IMAGENS ADQUIRIDAS POR CÂMERAS INSTALADAS EM DIFERENTES TIPOS DE AERONAVES. FONTES: [FIGURA À ESQUERDA] CABEZÓN D. XATAKAFOTO WEBSITE (ACESSO EM 29/10/2008). [FIGURA À DIREITA] ALTAVISÃO IMAGENS AÉREAS (ACESSO EM 29/10/2008)

---

[3] Expressão de origem grega, derivada dos radicais *"photon"* = luz; *"gramma"* = traçado; *"metron"* = o que mede. Medição das distâncias e das dimensões reais dos objetos por meio da fotografia. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

[4] American Society of Photogrammetry/ASP. **Manual of Photogrammetry**. 1220p, 1966.

FIGURA 3 – ILUSTRAÇÕES REPRESENTATIVAS DA FOTOGRAMETRIA TERRESTRE OU FOTOGRAMETRIA DE CURTA DISTÂNCIA: AS ESTIMATIVAS DE MEDIDAS TOPOGRÁFICAS SÃO REALIZADAS A PARTIR DO POSICIONAMENTO DAS CÂMERAS E OUTROS EQUIPAMENTOS AUXILIARES NO SOLO. FONTES: [FIGURA À ESQUERDA] VIACARTA CARTOGRAFIA E AGRIMENSURA WEBSITE (ACESSO EM 29/10/2008). [FIGURA À DIREITA] UNIREFERÊNCIA TOPOGRAFIA WEBSITE (ACESSO EM 29/10/2008)

Para qualquer uma dessas divisões são aplicadas duas abordagens de processamento para as imagens: a interpretativa e a métrica (TEMBA, 2000). A fotogrametria interpretativa, ou fotointerpretação, tem por objetivo principal o reconhecimento e identificação de objetos na imagem e o julgamento de seu significado a partir de uma análise sistemática e cuidadosa. Três técnicas principais são utilizadas para obter as informações desejadas, que variam da mais simples às mais complexas (TEMBA, 2000).

A fotoleitura é a técnica mais simples: dispensa equipamentos ou aparatos especiais e consiste no reconhecimento visual direto do conteúdo da imagem. Na fotoanálise ocorre a separação e a distribuição do objeto em seus componentes básicos constantes na imagem. Por fim, a fotodedução é a técnica que inclui todas as características da fotoleitura, aliada a uma avaliação geomorfológica da área retratada, num exame detalhado de todos os elementos restantes da imagem que possam conduzir a deduções relativas às informações ocultas (TEMBA, 2000).

Por outro lado, a fotogrametria métrica consiste das medições realizadas nas imagens, somadas a outras fontes de informação, para determinar posições relativas entre pontos de referência, como distâncias, ângulos, áreas, volumes, tamanhos e formas de objetos (TEMBA, 2000).

Na fotogrametria cartográfica há ainda a restituição, que consiste no cinjunto de procedimentos para obter feições planimétricas e/ou altimétricas de uma determinada localidade, expressas na projeção ortogonal por meio de fotografias

aéreas ou terrestres, após estabelecer uma equivalência geométrica entre o objeto e a imagem (TEMBA, 2000). Em outras palavras, é preciso estabelecer uma linha de identidade entre as equivalências objeto-imagem para transpor as medidas na imagem em unidades métricas reais, e esta linha de identidade é obtida por uma restituição bem planejada.

Ao longo dos tempos, a fotogrametria cartográfica desenvolveu-se, e evoluiu ao ponto de permitir que suas bases lógicas e procedimentais pudessem ser também empregadas em outras ciências, sendo denominada nesses casos de fotogrametria não-cartográfica (RICIERI, 2000).

Uma das muitas aplicações do aproveitamento da fotogrametria fora da cartografia refere-se à sua aplicação em imagens de segmentos corporais para avaliação da geometria corporal (HOCHMAN; CASTILHO; FERREIRA, 2002) ou do movimento (BARAÚNA *et al.,* 2004a; LIMA *et al.*, 2004; BARAÚNA *et al.,* 2004b; BARAÚNA *et al.*, 2006; CARREGARO; SILVA; GIL COURY, 2007). O desenvolvimento da Biofotogrametria foi motivado por este tipo de aplicação não-cartográfica, como um processo sistematizado de análise 2D, cujas etapas e condutas são operadas de modo manual, e representativo dos aspectos quantitativos de um movimento. Seu pincipal objetivo é oferecer expressão numérica para significação no processo de tomada de decisão na prática profissional em saúde (RICIERI; POMBO, 2005).

Clinicamente, o movimento normal ou patológico expressa e/ou reage às variadas intervenções dos diferentes profissionais de saúde, em suas muitas especialidades de atuação. Esta é uma das razões que faz da Biofotogrametria um instrumental potencialmente atrativo e multidisciplinar para análise clínica de movimentos.

2.2 MULTIDISCIPLINARIDADE NA ANÁLISE DE MOVIMENTOS

A multidisciplinaridade tornou-se cada vez mais necessária, ou ainda, um requisito quase imprescindível nas análises complexas dos fenômenos biológicos, âmbito no qual estão incluídas as análises quantitativas de movimentos corporais. As interfaces do saber são cada vez mais abrangentes, e a necessidade de

convergência entre diferentes tipos de conhecimentos reflete uma contribuição importante de cada interface no desvendar dos mistérios da manifestação motora (MELO; SANTOS, 2000).

A palavra movimento é uma herança dos homens da ciência e dos pensadores da Grécia antiga, que a utilizavam para expressar a manifestação daquilo que existe em potencial no ser humano. Por esta definição, não apenas o movimento corporal estava compreendido pela expressão grega original, e reconhecido como realização de potencialidades físicas humanas, mas também a aprendizagem, a cura, o crescimento e mesmo, o envelhecimento, representavam movimentos, na acepção da palavra (RICIERI, 2000).

Uma manifestação motora, ou gesto, não é um fenômeno isolado, mas uma reação controlada, um fenômeno intrínseco e integrado ao corpo que o gera, e ao meio que o cerca. A avaliação biomecânica de um movimento permite a quantificação dos graus de habilidade, ou destreza, na execução de determinada tarefa, fenômeno denominado desempenho[5] (AMADIO *et al.*, 1999). Pela lógica aristotélica, todo movimento demanda estudos detalhados para a compreensão da parte movente e do motor que o gera, e dessa lógica derivou, historicamente, o interesse pelo movimento biológico (CAPOZZO; CAVANAGH, 1994). Desse modo, quantificar características físicas dos movimentos e fenômenos biológicos é um desafio que vem percorrendo a história, desde a Antigüidade até os tempos atuais.

Foram de Aristóteles (384-322 a.C.) os primeiros relatos observacionais sobre o ato de caminhar de humanos e de animais: *"o animal que se move faz sua mudança de posição pressionando contra o que está embaixo dele"*. Suas observações levaram-no à conclusão que o deslocamento do corpo na deambulação era uma conseqüência da ação dos membros inferiores, ou patas, contra o solo. Tais conclusões motivaram as primeiras, das muitas discussões que se sucederiam ao longo dos tempos, na tentativa de comprovar ou refutar sua veracidade. Por sua vez, essas muitas discussões geraram novas observações e explicações para o ato de caminhar (MELO; SANTOS, 2000), o que só foi completamente esclarecido e ratificado quase dois mil anos depois, pela aplicação da Terceira Lei de Newton ou princípio da ação e reação.

---

[5] Da expressão original em inglês *"performance"*.

O mesmo aconteceu para muitos outros fenômenos motores, como o movimento respiratório, que seguiram pelo mesmo caminho, em busca de justificativas cartesianas satisfatórias às exigências da ciência. Porém, a história e a ciência muito ainda haveriam de evoluir antes de poder transformar impressões subjetivas visuais, que fundamentaram as teorias do movimento durante séculos, em registros objetivos que permitissem medidas, fato possível somente a partir da invenção da fotografia.

2.3 HISTÓRICO DA INVENÇÃO DA FOTOGRAFIA

"Escrever com a luz" é um fenômeno que despertou a curiosidade de filósofos e estudiosos pelos fenômenos da natureza desde a idade antiga. De fato, a *"photographia"*[6] não possuiu um inventor único, ao contrário, ela representa uma síntese de várias observações e inventos, desenvolvidos e divulgados em diferentes momentos da história (PORTAL SÃO FRANCISCO, 1998).

Historiadores dividiram o mérito pelo desenvolvimento dos conhecimentos ópticos que deram origem às primeiras tentativas de *"escrever com a luz"*, ou ainda, *"visão tecnicamente mediada"* (MACHADO, 2002) entre o chinês Mo Tzu (Século V a.C.) e o filósofo grego Aristóteles (OKA; ROPERTO, 2002).

Aristóteles era um observador nato dos fenômenos naturais, físicos e biológicos, e dele nasceu o relato de que, durante um eclipse parcial, a imagem do sol projetava-se no solo em forma de meia lua quando seus raios passavam por pequenos orifícios entre as folhas de uma árvore, sob a qual estava sentado. Ele percebeu também que quanto menor o orifício entre as folhas, mais nítida era a imagem (KODAK Website, acesso em 2007).

Séculos de ignorância e de superstições sobre a "mágica" da imagem na câmara escura ocuparam a Europa, e fizeram com que os princípios do conhecimento grego sobre projeções de luz fossem mantidos restritos ao oriente

---

[6] Expressão de origem grega a partir dos radicais *"photon"* = luz + "*graphos"* = escrever. Arte ou processo de reproduzir imagens sobre uma superfície fotossensível (como um filme), pela ação de energia radiante, especificamente a luz. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

(OKA; ROPERTO, 2002). Apenas no alvorecer do século XI, Ibn Al-Haitam[7], importante físico, matemático e astrônomo árabe que realizou importantes estudos de óptica, descreveu e nominou como câmara obscura[8] o que todos acreditavam tratar-se de magia (KODAK Website, acesso em 2007).

Embora esta primeira descrição da câmara escura tenha sido feita no século XI, somente no século XVI um cientista napolitano, Giovanni Baptista Della Porta (1451-1615), publicou uma descrição detalhada sobre a câmera e seus usos no livro *"Magia Naturalis sive de Miraculis Rerum Naturalium"* (OKA; ROPERTO, 2002). Sua descrição referia-se a um quarto refratário à luz, com um orifício de um lado e a parede oposta pintada de branco (Figura 4). Quando um objeto era colocado diante do orifício, pelo lado de fora do quarto, sua imagem era projetada invertida sobre a parede branca (KODAK Website, acesso em 2007).

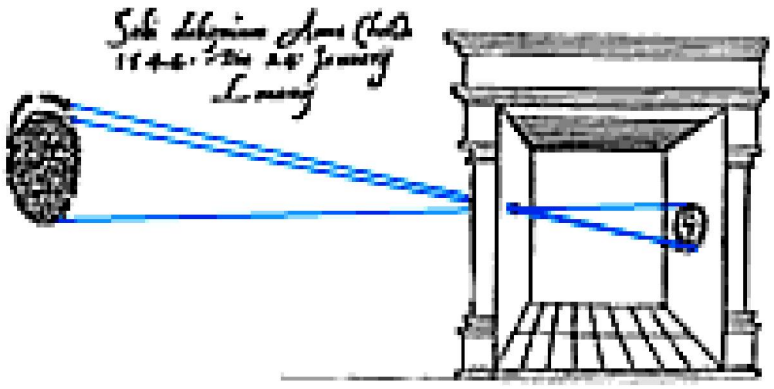


FIGURA 4 – ILUSTRAÇÃO DESCRITIVA DO MODELO DE CÂMARA ESCURA, SEGUNDO GIOVANNI BAPTISTA DELLA PORTA (1558). *FONTE:* KODAK WEBSITE (ACESSO EM 2007)

Na tentativa de melhorar a estrutura e a nitidez obtidas pelo uso da câmara escura, alguns cientistas tentaram diminuir o diâmetro do orifício. Este recurso tornava a imagem mais nítida porém a escurecia proporcionalmente, o que praticamente impossibilitava sua identificação. Este problema foi resolvido em 1550 pelo físico milanês Girolamo Cardano (1501-1576), que propôs a integração de uma lente biconvexa junto do orifício (Figura 5), o que permitia aumentar a imagem sem perder a nitidez, e ainda, mantê-la clara (KODAK Website, acesso em 2007).

---

[7] Cuja alcunha era *"O Al-Hazen"* (965-1039 d.C.)
[8] Do original em latim *"obscurum cubiculum"*.

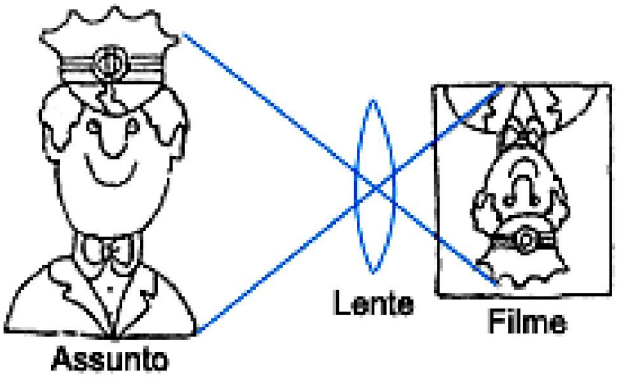


FIGURA 5 - ILUSTRAÇÃO DESCRITIVA DA INTERPOSIÇÃO DA LENTE BICONVEXA, SUGERIDA POR GIROLAMO CARDANO (1550), AO COMPLEXO DA CÂMARA ESCURA DE GIOVANNI DELLA PORTA. *FONTE:* KODAK WEBSITE (ACESSO EM 2007)

O sucesso da proposta de Cardano deu-se graças à capacidade de refração do vidro em convergir os raios luminosos refletidos pelo objeto, fazendo com que cada ponto luminoso correspondesse a um pequeno ponto na imagem. Até hoje, a imagem formada nas câmeras seguem este princípio, por isso são chamadas puntiformes, ou seja, formam-se ponto a ponto a partir da luz refletida pelo objeto retratado (OLIVEIRA, 2006).

A câmara escura passou ainda por muitas melhorias, e a ela foram atribuídas variadas utilidades, como por exemplo, a de instrumentação auxiliar no desenvolvimento de desenhos e pinturas (KODAK Website, acesso em 2007).

Esse conhecimento difundiu-se entre intelectuais e artistas do século XVI, que logo perceberam a impossibilidade de obter imagens nítidas se os objetos captados pelo visor estivessem a diferentes distâncias da lente: ou se focava o objeto mais próximo, pela variação da distância da lente, e deixava-se o restante do cenário mais distante desfocado, ou vice-versa. Para contornar esse problema, Danielo Brabaro (1568) mostrou em seu livro, *"A prática da perspectiva"*, que ao variar o diâmetro do orifício era possível melhorar a nitidez da imagem. Com isso, a câmara escura foi novamente aprimorada pela instalação de um sistema junto à lente, que permitia aumentar e diminuir o orifício: estava inventado o primeiro diafragma[9] (OLIVEIRA, 2006).

Outras idéias, muitos aprimoramentos, e grandes modificações sucederam-se pela história até o surgimento da câmara escura móvel, ou câmera fotográfica. Sabe-se, por exemplo, que Leonardo da Vinci (1452-1519) fez uso deste

[9] Da expressão original "diaphragma": palavra de origem grega: "*di(a)*" = movimento ou passagem através de; "*phragma*" = cerca, paliçada, defesa).

instrumento e dele deixou uma descrição minuciosa em seu livro de notas sobre espelhos, publicado apenas em 1797, muito tempo após sua morte (OLIVEIRA, 2006).

A agregação de idéias, para aprimorar conceitos e incorporar novas tecnologias, deu origem às câmeras digitais, mais precisas e potentes. Muitas utilidades e finalidades foram atribuídas às câmeras digitais: do lazer à arte, e desta à ciência. Mas o fato intransponível, a despeito de toda evolução, desde a câmara obscura à tecnologia da imagem digital, foi que o produto final, qual seja a imagem, era e será sempre uma redução 2D de um mundo tridimensional (3D).

2.3.1 O paradoxo da arte bidimensional

O ser humano possui visão estereoscópica, ou seja, vê em três dimensões e pode diferenciar nas imagens que vê entre altura, largura e profundidade. Na Figura 6 a percepção é de que os prédios estariam ao fundo enquanto o rio estaria mais próximo da lente da câmera, ainda, que as torres à esquerda seriam mais altas que o prédio à direita (MARMION, 2007a). Mas como afirmar que os prédios estão realmente ao fundo, se esta fotografia, ou fotograma, é uma imagem 2D? Fato: não há fundo uma vez que rio e prédios estão exatamente no mesmo plano. No entanto, é correto afirmar que os prédios estão na parte superior da imagem e o rio na parte inferior, mas não que os prédios estão ao fundo.

FIGURA 6 – IMAGEM EXEMPLO. FONTE: MARMION, J. O PARADOXO DA ARTE BIDIMENSIONAL (2007a)

Este é o paradoxo da arte 2D, que também ocorre na pintura e na gravura, ou seja, representar um mundo tridimensional (3D) reduzindo-o a apenas duas dimensões, sem profundidade. Na antigüidade, por exemplo, os egípcios trataram o problema sem muita complexidade (Figura 7): elaboravam representações de pessoas e do cotidiano em traçado puramente 2D, sem qualquer preocupação com a profundidade (MARMION, 2007a).

FIGURA 7 – REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DE DESENHOS EGÍPCIOS BIDIMENSIONAIS FONTE: MARMION, J. O PARADOXO DA ARTE BIDIMENSIONAL (2007a)

Muito mais tarde, por volta do século XVII, os artistas descobriram o segredo para incluir uma impressão de tridimensionalidade em suas obras: enganar o cérebro empregando artifícios visuais. Esta não foi uma tarefa difícil, posto que era conhecido o fato de que o cérebro tende a se basear em experiências anteriores e induzir o observador a perceber a existência de profundidade na imagem plana como uma interpretação subjetiva (MARMION, 2007a).

A estratégia de inclusão de tridimensionalidade foi exemplificada na obra *"Diana e suas companheiras"* [10], pintada em 1650 por Jacob Van Loo (1614-1670). Ao analisar a pintura (Figura 8), percebe-se que a tridimensionalidade foi introduzida por meio de linhas invisíveis, que levam o cérebro a concluir que o cachorro à esquerda estaria ao fundo do cenário, por possuir dimensões menores que os personagens mais próximos do observador.

[10] Também conhecido como *"Diana e suas ninfas"*.

FIGURA 8 – PINTURA *"DIANA E SUAS COMPANHEIRAS"*, POR JACOB VAN LOO (1650): TRATAMENTO ÓPTICO PARA INSERÇÃO DA IMPRESSÃO DE TRIDIMENSIONALIDADE. FONTE: MARMION, J. O PARADOXO DA ARTE BIDIMENSIONAL (2007a)

A observação do quadro induz à clara sensação que quanto mais à direita da pintura, mais próximos estariam os personagens no cenário retratado. Mas isso não passa de uma ilusão criada pelo artista: todos se encontram no mesmo plano e é impossível existir perto e longe, ou frente e fundo, por se tratar de um plano 2D. É disso que trata a estratégia: iludir o cérebro do observador (MARMION, 2007a).

2.3.2 Profundidade de campo em imagens 2D

O desafio da fotografia, incluindo as imagens para documentação médica, era a redução do mundo 3D para ocupar uma imagem 2D. Como já apresentado, na transformação perde-se a dimensão profundidade, que pode ser reconstruída trabalhando-se apropriadamente na câmera por meio de estratégias que iludam o cérebro a perceber uma imagem como 3D, como faz a propriedade profundidade de campo. Profundidade de campo corresponde à região da área fotografada que se deseja permaneça nítida, desde que corretamente focalizada. Um exemplo desta propriedade é apresentado na Figura 9, onde há uma linha de três bonecos, sendo que a primeira e a última estão fora de foco, ao passo que os bonecos da segunda linha apresentam imagens nítidas de tal modo que é possível observar-se-lhes os detalhes (MARMION, 2007b).

FIGURA 9 – IMAGEM REPRESENTATIVA DA PROPRIEDADE DE PROFUNDIDADE DE CAMPO, ONDE A ÁREA DE NITIDEZ ENCONTRA-SE NA ZONA CENTRAL DA IMAGEM. FONTE: MARMION, J. O PARADOXO DA ARTE BIDIMENSIONAL (2007a)

Todos os elementos fora da área de nitidez, entre a lente da câmera e o fundo do ambiente ficarão, em maior ou menor grau, fora do foco (Figura 10). Esta profundidade de campo pode ser regulada pelos recursos da câmera (Figura 11), de alguns centímetros a alguns metros (MARMION, 2007b).

FIGURA 10 – ILUSTRAÇÃO DA PROPRIEDADE DE PROFUNDIDADE DE CAMPO EM UMA CÂMERA FOTOGRÁFICA, EM SITUAÇÃO ANÁLOGA À FOTO ANTERIOR. FONTE: MARMION, J. O PARADOXO DA ARTE BIDIMENSIONAL (2007a)

Esta propriedade fotográfica é importante por ser um dos elementos essenciais para conferir à imagem uma impressão de tridimensionalidade. Ao desfocar propositalmente certas regiões da imagem, é possível induzir à percepção de que um objeto esteja mais distante, recriando uma experiência multidimensional (MARMION, 2007b).

FIGURA 11 – ILUSTRAÇÃO REPRESENTATIVA DA PROPRIEDADE DE PROFUNDIDADE DE CAMPO PELA VARIAÇÃO DA REGULAGEM, EM UMA CÂMERA FOTOGRÁFICA. FONTE: MARMION, J. O PARADOXO DA ARTE BIDIMENSIONAL (2007a)

O aperfeiçoamento dos recursos, técnicas, estratégias e tratamentos na revelação dos filmes, ao longo dos anos, contribuiu para uma qualidade progressivamente superior da fotografia analógica. Mas a revolução tecnológica da computação, ocorrida na década de 80, agregou novos paradigmas ao processo de aquisição e registro de imagens, fazendo emergir no mercado a fotografia digital (MARMION, 2007b).

2.3.3 Da fotografia analógica à fotografia digital

Considerados os séculos entre as primeiras tentativas de reproduzir imagens em câmaras escuras e o advento das câmeras fotográficas analógicas, o processo como um todo pouco evoluiu, permanecendo sustentado sobre os pilares dos princípios ópticos e dos formatos originais (OLIVEIRA, 2006).

No século XX, a fotografia passou ao grau de centro das atenções na imprensa mundial, cujas amplas reportagens exigiram dos profissionais do

fotojornalismo uma demanda específica por equipamentos e recursos mais leves e ágeis. Esta demanda relevante de mercado despertou interesse nos fabricantes para investimentos no setor, provocando uma renovação com o surgimento da fotografia digital, ao final dos anos 80 (OLIVEIRA, 2006).

A evolução dos equipamentos resultou na migração para a tecnologia digital, e a fotografia analógica entrou em declínio ao final dos anos 90, acabando com o fascínio exercido durante décadas pelos laboratórios fotográficos de revelação e ampliação e transformando a prática tão comum da fotografia analógica em algo primitivo. Uma vez que a fotografia digital era um processo recente, sua manipulação mereceu regulamentação específica em todas as áreas de aplicação, de modo a evitar transtornos propositais, imprudentes ou involuntários (Figura 12).

FIGURA 12 – ILUSTRAÇÃO SATÍRICA DE UMA MANIPULAÇÃO INADEQUADA DE IMAGENS MÉDICAS. *FONTE:* ADAPTADO DE NERDIANO BLOGSPOT WEBSITE (2007)

2.4 A FOTOGRAFIA DIGITAL E A DOCUMENTAÇÃO MÉDICA POR IMAGEM

No mercado de câmeras domésticas, a tecnologia digital foi disseminada em largas proporções (TOMMASELLI; HASEGAWA; GALO, 2000), e sua utilização em atividades métricas tem crescido devido à agilidade na coleta de dados e, principalmente, por dispensar o domínio completo e aprofundado sobre o processo de aquisição (GALO; TOMMASELLI; HASEGAWA, 1999).

As câmeras digitais tornaram-se populares e acessíveis a partir da disseminação da tecnologia *CCD*[11] na década de 80, quer pela redução dos custos, quer pelo aumento da confiabilidade em relação às antigas câmeras analógicas (GALO; TOMMASELLI; HASEGAWA, 1999). Os dispositivos de acoplamento de carga *CCD* (Figura 13) são, na verdade, circuitos integrados de silício usados como transdutores de imagem, ou seja, capazes de transformar uma forma de energia em outra, nesse caso, energia eletromagnética em energia elétrica. Estes circuitos são fabricados sob o formato de um conjunto matricial linear de células fotossensíveis (TOMMASELLI; HASEGAWA; GALO, 2000).

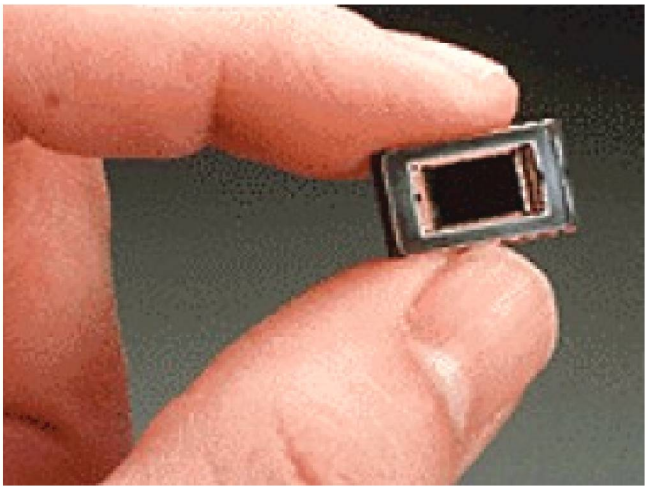


FIGURA 13 – EXEMPLO DE UM SENSOR CCD DE UMA CÂMERA KODAK. FONTE: KODAK WEBSITE (ACESSO EM: 05/05/2008)

A câmera é um sistema básico para coleta e armazenamento de imagens digitais. De modo geral, uma câmera digital contém um sistema de lentes, processadores, um aparato fotossensível – o *chip CCD* – e uma memória, para o armazenamento final da imagem (Figura 14). No *CCD* matricial, os *pixels*[12] que formam uma imagem são criados por milhares de fotocélulas microscópicas. Como cada câmera apresenta apenas um *CCD*, a captura de imagens coloridas é feita utilizando uma matriz de filtros *RGB* posicionada à frente do *CCD*. Após a exposição do objeto, as cores são interpoladas por processos computacionais internos (TOMMASELLI; HASEGAWA; GALO, 2000), formando a imagem final.

---

[11] *Charge Coupled Device.*

[12] Na informática, refere-se a um ponto luminoso do monitor que, juntamente com outros do mesmo tipo, forma as imagens na tela. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

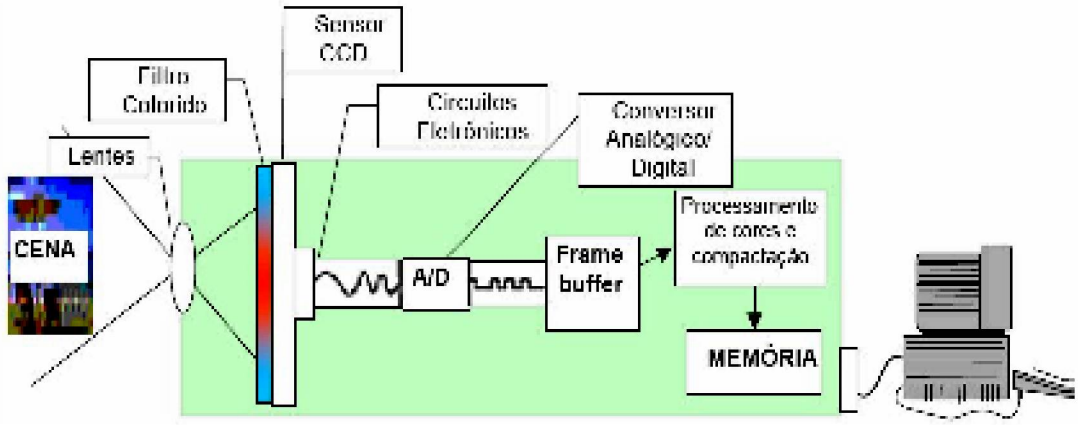


FIGURA 14 – ESQUEMA DE UMA CÂMERA DIGITAL E SEUS COMPONENTES, NO PROCESSO DE CAPTURA DA IMAGEM. FONTE: TOMMASELLI; HASEGAWA; GALO (2000)

A finalidade da fotografia médica não está relacionada ao resultado artístico da imagem, mas ao seu papel como documentação ou exame. Deve ser o mais real e nítida possível e considerar, na maioria dos casos, relações entre a métrica da imagem e a métrica real. Quando realizada de modo padronizado, a fotografia satisfaz plenamente sua finalidade como documentação científica, particularmente em relação à propriedade de reprodutibilidade (HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005).

Na atividade científico-acadêmica, independente da especialidade médica, a documentação fotográfica viabiliza a transmissão de conhecimento e experiências entre um profissional e sua comunidade científica, e vice-versa (OLIVEIRA, 1980, HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005). O acervo fotográfico possibilita, ainda, estudos estatísticos específicos e análises da evolução científica de uma equipe profissional pelos resultados obtidos em seu serviço, por exemplo.

O emprego da fotogrametria em medidas corporais tem sido questionada sem muito sucesso (FARKAS *et al.*, 1980; NECHALA; MAHONEY; FARKAS, 1999), e possui ao seu favor o fato de reduzir a margem de erro encontrada na antropometria ou na goniometria. Em outras palavras, ao medir alguma estrutura no paciente, de maneira direta, instrumentos rígidos como paquímetros, compassos, réguas, goniômetros ou transferidores, podem deformá-la por compressão. Isso incorpora uma margem de erro representativa ao resultado final (HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005; SACCO *et al.*, 2007).

[14] Relação referente ao número de imagens registradas por segundo, ou seja, uma velocidade de shutter de 1:60 refere-se à aquisição de 60 imagens em um segundo.

Além de impor menor desconforto e constrangimento para o avaliado, a fotogrametria possibilita o resgate da imagem ao longo do tempo, de modo seqüencial ou não, e permite o acréscimo de medidas não consideradas em análises anteriores, ou mesmo, não pertinentes ao quadro clínico em evolução à época (HOCHMAN, NAHAS e FERREIRA, 2005). Por essa razão, médicos e profissionais da saúde podem adotar a documentação fotográfica padronizada e de boa qualidade técnica como um acervo seguro e preservado ao longo do tempo, que permite revisões extemporâneas em busca de novas evidências, face à evolução das ciências médicas.

Finalmente, para se atingir qualidade necessária na documentação fotográfica científica, deve-se cultivar organização e disciplina, além de manter atualizados os conhecimentos básicos em fotografia, as informações elementares sobre composição e tratamento de imagens, e as noções de computação gráfica (HOCHMAN, NAHAS e FERREIRA, 2005).

2.4.1 Vantagens da fotografia digital

A fotografia digital, recente evolução da fotografia analógica, é um dos legados da pesquisa espacial, cujo desenvolvimento foi fomentado pela necessidade de um sistema que enviasse à Terra, via rádio, imagens adquiridas por sensores remotos em diversos lugares do espaço (NEGRAES, 2007). Esta evolução da fotografia trouxe em seu bojo muitas possibilidades de aplicações e uma maiúscula mudança de hábitos para a sociedade moderna.

Na fotografia digital, as imagens não são capturadas por processos químicos, mas por fotocélulas, e interpretadas computacionalmente em termos de matrizes binárias (x,y). As imagens são transferidas para uma memória virtual, que as exibe imediatamente em um monitor para posterior edição e/ou impressão, ou ainda, para transferência direta entre câmera e impressora capaz de reconhecer os arquivos de imagens digitais (NEGRAES, 2007). A impressão final é cada vez mais impecável, e torna difícil a diferenciação entre uma fotografia tirada por uma máquina 35mm utilizando filme fotográfico, daquela produzida por uma câmera digital.

A diferença substancial ainda é o custo dos equipamentos digitais mais sofisticados. Na verdade, as câmeras digitais estão incorporando controles sofisticados que permitem recursos antes de alcance impossível para um fotógrafo, como a visualização prévia da imagem e a possibilidade de apagá-la/refazê-la quantas vezes forem necessárias, até sua aprovação definitiva (NEGRAES, 2007).

Outra vantagem da fotografia digital foi a popularização de modelos de câmeras com recursos e controles mais limitados, um problema para fotógrafos experientes ou profissionais, porém com um *marketing* apelativo determinante: o preço final acessível ao consumidor popular. Por isso, se a idéia consiste em produzir imagens apenas para serem vistas na tela da câmera, em apresentações, ou para serem enviadas rapidamente pela Internet, as câmeras de baixo custo são indicadas (NEGRAES, 2007). Nas câmeras digitais sofisticadas, o panorama é outro, podendo mesmo rivalizar ou exceder, em alguns casos, imagens adquiridas por câmeras profissionais potentes, uma vez que lentes intercambiáveis e variadas opções de controle sobre o modo de aquisição já fazem parte dos recursos de fábrica (NEGRAES, 2007).

O importante neste contexto é que, com os preços em declínio desde o início do século XXI, o item mais caro desta tecnologia, qual seja o *CCD*, atingiu níveis tecnológicos satisfatórios, mesmo em câmeras comerciais, com recursos mínimos e destinados a fotógrafos amadores (NEGRAES, 2007). O reflexo desta evolução tecnológica é que qualquer fotógrafo amador passou a usufruir da qualidade de uma câmera digital para finalidades múltiplas, inclusive iniciá-lo no registro e análise de documentação médica (Figura 15).

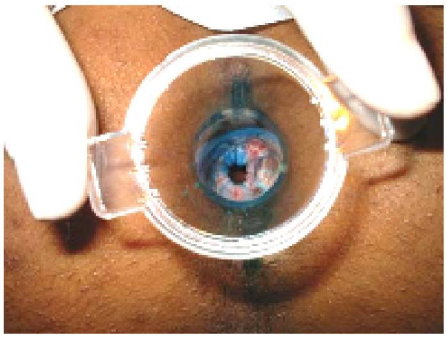
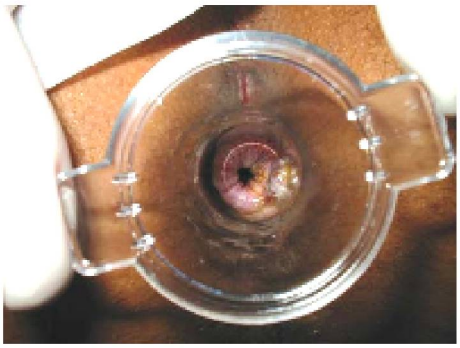
(A)  (B) 

FIGURA 15 – EXEMPLO DE FOTOGRAFIA PARA DOCUMENTAÇÃO MÉDICA: REGISTRO DO EXAME DE ANUSCOPIA PARA INFECÇÃO ANAL PELO HPV NA FORMA SUBCLÍNICA: (A) COM TESTE DE AZUL DE TOLUIDINA POSITIVO; (B) COM TESTE DO ÁCIDO ACÉTICO POSITIVO. FONTE: MAGI *ET AL.* (2006)

Câmeras digitais oferecem controles criativos, dependendo do leque de recursos que possuam: permitem o controle da luz, o movimento nas imagens, e a seleção entre o que deve ou não ser registrado com nitidez. De qualquer modo, independente de controles sofisticados oferecidos, os mesmos princípios básicos estão sempre presentes, sendo possível manipulá-los e deles tirar vantagens. Por exemplo, todas as câmeras digitais possuem um modo automático que determina o foco, a exposição e o balanço de cor: resta ao fotógrafo apenas apontar a câmera e apertar o botão de disparo (NEGRAES, 2007).

Para imagens em movimento, o dispositivo principal é o obturador, que mantém a luz longe do sensor, exceto durante uma exposição para aquisição de imagem. Quando ele se abre para permitir a entrada da luz que atinge o sensor de imagem; o período de tempo em que permanece aberto afeta tanto a exposição da imagem quanto a forma final da aquisição, referente ao movimento. Velocidades baixas da exposição do obturador permitem que a luz atinja o sensor por mais tempo: a foto fica mais brilhante, porém pode ficar mais tremida; velocidades mais baixas permitem menos tempo de exposição à luz, resultando numa foto mais escura, mas com menos chances de tremulação (NEGRAES, 2007).

Os obturadores das câmeras fotográficas, por exemplo, possuem um controle mecânico de velocidade, enquanto o obturador utilizado na maioria das câmeras de vídeo com *CCD* apresenta um controle para velocidades variadas. As variações da velocidade representam o tempo permitido para que a carga gerada pela indução da luz se acumule eletronicamente no *CCD*. A maioria das câmeras *CCD* profissionais tem velocidades que variam de 1:60[14], que significa a qualidade mínima, até 1:2.000 por segundo, embora existam algumas que cheguem mesmo a 1:12.000 por segundo, possibilitando, inclusive, a criação de efeitos especiais (WHITTAKER; BARREIROS, 2002).

É a velocidade do obturador que determina se a imagem final de um objeto em movimento aparecerá na fotografia digital de maneira nítida, com um efeito de arrasto (Figura 16) ou com múltiplas imagens sobrepostas (Figura 17). A presença deste tipo de artefato na imagem final denomina-se efeito estroboscópico. Portanto, entender a velocidade do obturador é fundamental para controlar o resultado final da captura da imagem de um objeto em movimento, minimizando o efeito estroboscópico.

FIGURA 16 – IMAGENS ADQUIRIDAS POR CÂMERAS COM DIFERENTES VELOCIDADES DE ABERTURA DO OBTURADOR. NA VELOCIDADE 1/30 POR SEGUNDO, O EFEITO ESTROBOSCÓPICO É INTENSO, E APARENTA UM ARRASTO NA IMAGEM, IMPEDINDO A PERCEPÇÃO DA CENA. ESTA É REVELADA PELO USO DE UMA CÂMERA CUJA VELOCIDADE DE ABERTURA DO OBTURADOR É DE 1/500 POR SEGUNDO. FONTE: WHITTAKER; BARREIROS (ACESSO EM: 16/08/2008)

FIGURA 17 – EXEMPLO DO EFEITO ESTROBOSCÓPICO SEM ARRASTO. FONTE: WHITTAKER; BARREIROS (ACESSO EM: 16/08/2008)

O efeito estroboscópico na documentação médica impossibilita interpretações precisas pela ausência da nítida visualização das imagens em movimento. Para evitá-lo é necessária a vigência de pelo menos uma, de duas condições: (1) que as câmeras possuam velocidades do obturador iguais ou superiores a 1:60, pelo menos; (2) ou que o movimento que se deseja registrar seja lentamente executado, como é o caso dos movimentos funcionais humanos durante exames, particularmente nas condições de recuperação de doenças, traumas e cirurgias (Figura 18).

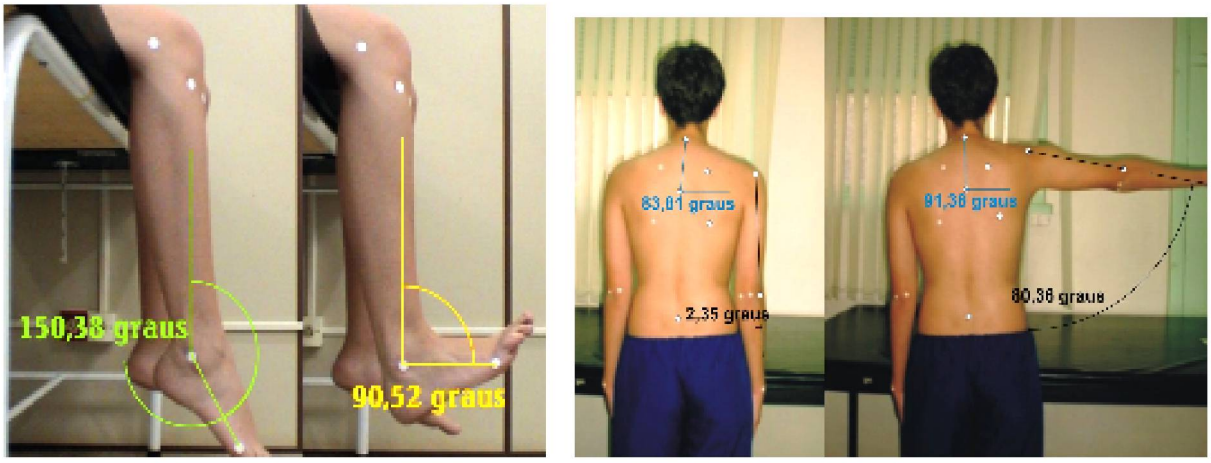


FIGURA 18 – AVALIAÇÕES FÍSICO-FUNCIONAIS DE MOVIMENTOS CORPORAIS CUJAS IMAGENS FORAM ADQUIRIDAS POR CÂMERAS COMERCIAIS, SEM RECURSOS ESPECIAIS PARA VELOCIDADE DO OBTURADOR. FONTE: O AUTOR (2004)

2.4.2 A Fotografia digital na análise biomecânica do movimento: cinemetria

Desde a invenção da câmera fotográfica analógica, as pesquisas sobre aspectos do movimento corporal por meio de imagens representaram uma nova possibilidade metodológica, e deram origem a um novo ramo da biomecânica, conhecido como cinemetria[15] (CAPOZZO; CAVANAGH, 1994). A cinemetria propiciou o congelamento e registro das imagens dos movimentos e, por decorrência, a possibilidade de medir geometricamente aspectos de interesse por meio dos instantâneos ou fotogramas[16]. Isso tornou viável o uso de descrições quantitativas para movimentos estáticos ou dinâmicos através de processos sistematizados.

De modo geral, numa primeira etapa, os processos envolvem o controle de aquisição e de condições de registro das imagens, e o domínio das fontes possíveis de erro nas imagens adquiridas. A distribuição de marcadores de superfície, procedimento denominado modelagem, orienta sobre referências anatômicas que se deseja controlar durante o processo de medidas.

---

[15] Metodologia biomecânica que se destina à obtenção de variáveis cinemáticas para a descrição de posições ou movimentos no espaço (Barros, 2001).

[16] Cada impressão fotográfica ou quadro unitário de um filme cinematográfico In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

As medidas podem relacionar-se a variações planares, ou medidas 2D, ou a variações espaciais, ou 3D, dos segmentos corporais medidos. Para realização das medidas nas imagens frequentemente são aplicados princípios de geometria plana ou analítica, esta última especificamente para análise de variações espaciais ou 3D. Ao final do processo podem ser gerados tabelas ou gráficos, reunidos um laudos de significação clínica ou biomecânica (Figura 20).

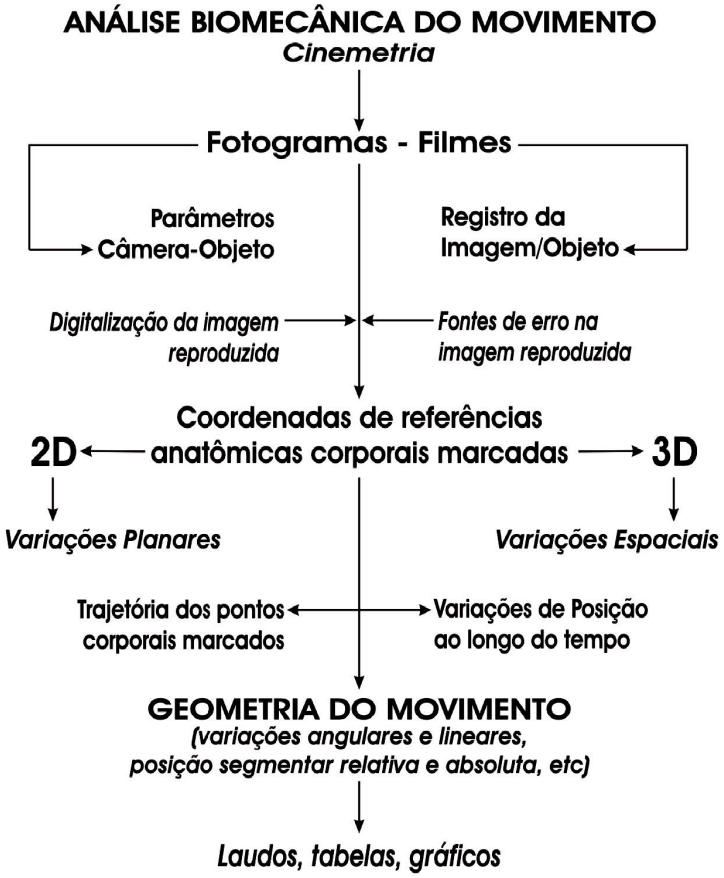


FIGURA 20 – ETAPAS DE PROCESSAMENTO NA CINEMETRIA. FONTE: ADAPTADO DE AMADIO *ET AL.* (1999)

Na cinemetria, a aquisição da imagem por filmadoras ou câmeras fotográficas digitais é determinada pelo tipo de movimento a ser analisado. Gestos estáveis como postura corporal (GUIMARÃES; SACCO; JOÃO, 2007) e amplitude articular (BARAÚNA *et al.*, 2004), ou ainda, geometria de segmentos e seus componentes anatômicos, como face (HOCHMAN; CASTILHO; FERREIRA, 2002) ou tórax (RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008a), podem ser analisados por meio de imagens fotográficas, sem que ocorra a perda de informações. Por outro lado, para análise de movimentos contínuos, que ocorrem em fases, como marcha

(PATIÑO *et al.*, 2007), equilíbrio estático (BARAÚNA *et al.*, 2006) e respiração (SARRO, 2003), é recomendada a aquisição por câmeras de vídeo. Nas duas situações, os parâmetros entre câmera e objeto, como distância, alinhamento e forma de execução do movimento para aquisição da imagem devem ser controlados e reprodutíveis (AMADIO *et al.*, 1999).

Uma vez adquiridas em formato digital, as imagens são submetidas a técnicas de reconhecimento das coordenadas de referência anatômica, que podem variar, segundo a natureza do sistema de análise utilizado, desde a automatização computacional, até a semi-automatização e o processamento totalmente manual (BARROS *et al.*, 1999). Ainda a depender do sistema de análise utilizado, os resultados serão apresentados na forma de variação planar da trajetória das coordenadas, para os sistemas 2D, ou da variação das posições espaciais ao longo do tempo, para os sistemas 3D (AMADIO *et al.*, 1999).

A quantificação dos dados referentes ao movimento é interpretada, de modo geral, em bases geométricas, pela medição das distâncias angulares, relativas ou absolutas, lineares, de superfície ou volumétricas (AMADIO *et al.*, 1999). É a partir de dados como estes que a significação, feita por meio de laudos, tabelas e gráficos, será determinada, e deverá ter por base teórica a descrição de uma função motora normal ou anormal, relacionada a uma patologia ou seqüela (BARROS *et al.*, 1999)

A primeira análise tridimensional do movimento humano aconteceu no final do século XIX, e foi realizada pelo engenheiro prussiano Otto Fischer e o professor Wihelm Braune (CAPOZZO; CAVANAGH, 1994). Historicamente, ela foi considerada uma revolução metodológica no estudo do movimento e o marco inicial da cinemática[17].

Dividida em videogrametria e fotogrametria, de acordo com o tipo de câmera utilizada no momento da aquisição da imagem do movimento, a cinemática evoluiu como instrumentação de precisão, da imagem analógica à imagem digital e à computação gráfica (Figura 21). Além dos movimentos articulares e das trajetórias lineares das coordenadas de referência anatômica, a cinemática passou a medir também parâmetros antropométricos para desenvolvimento de modelos corporais com finalidade de estudos biomecânicos musculares e das forças atuantes nas articulações, que não podem ser medidas diretamente (MELO; SANTOS, 2000).

---

[17] Trata da geometria do movimento, relacionando posição, velocidade, aceleração e tempo, sem referência às causas que o originaram (AMADIO *et al.*, 1999).

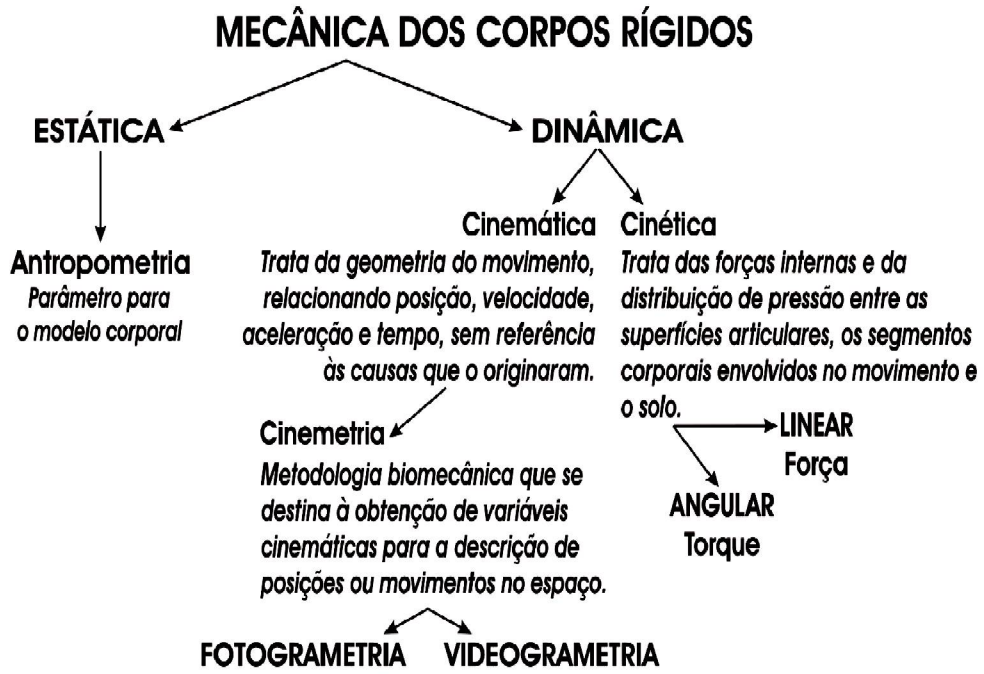


FIGURA 21 - DIVISÃO DA BIOMECÂNICA SEGUNDO O PERFIL DE ANÁLISE. FONTE: ADAPTADO DE AMADIO *ET AL.* (1999)

A despeito das tentativas anteriores de se registrar e pesquisar o movimento humano, um impulso substancial da produção científica nesta área ocorreu somente nas décadas de 60 e 70, pela ampliação do conhecimento sobre a cinemática da locomoção humana, com referência especial aos seus aspectos dinâmicos (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

Além da marcha humana, a descrição quantitativa de diferentes movimentos tem despertado interesse, sob diferentes aspectos do conhecimento (MORO, 2000; DUARTE, 2001; LI; HONG; CHAN, 2001; BETTINELLI *et al.*, 2002; KESHNER, 2003; CLIQUET Jr *et al.*, 2004; GANANÇA, 2006; PATIÑO *et al.*, 2007). Cada vez mais, deseja-se estudar o movimento humano em seus menores detalhes, de modo quantificável e sistemático, voltado para um objetivo principal de investigação científica, como exercer um papel auxiliar no exame físico em doentes respiratórios adultos (RODRIGUES *et al.*, 1993; HODGES; HEIJNEN; GANDEVIA, 2001) e pediátricos (BANOVCIN; SEIDENBERG; VON DER HARDT, 1995).

É sob este prisma que se situa a contribuição da Biofotogrametria junto ao exame físico motor de modo geral, e em especial à semiologia respiratória, inicialmente em situações relacionadas à geometria da PT, postura corporal e controle muscular respiratório.

2.5 CINEMÁTICA RESPIRATÓRIA

Em cinemática respiratória a compreensão da atuação motora e sua coordenação, em cada condição clínica, é dependente de resultados válidos e precisos, oriundos dos instrumentos de medida utilizados. Tais resultados fornecem informações que tornam possível medir o compartilhamento do trabalho respiratório entre os vários grupos musculares (FERRIGNO *et al.*, 1994; SCANO, 1999). Estas informações podem ser incorporadas como evidências na decisão por estratégias terapêuticas que visem à melhora do desempenho do processo ventilatório.

Na cinemática a relação entre medidas, mensuração e resolução de problemas é clara: dados obtidos por mensuração sistemática podem identificar efeitos das intervenções e aplicações controladas de fatores externos sobre os movimentos (DURWARD *et al.*, 2001). Na cinemática respiratória, no entanto, existem dificuldades adicionais intrínsecas nos processos de coleta de informações para medir movimentos: os equipamentos podem influenciar no padrão respiratório e inviabilizar estudos durante a ventilação de repouso. Além disso, a maior parte dos equipamentos utilizados adiciona algum espaço morto e/ou resistência ao movimento respiratório (ROBERTSON Jr *et al.*, 1980), o que pode influenciar os resultados.

O marco zero de um novo paradigma biomecânico respiratório remonta à década de 60 (KONNO; MEAD, 1967). Desde então, foi assumido um conceito inovador no estudo e interpretação dos movimentos respiratórios da superfície da PT (GOLDMAN; MEAD, 1973; GRIMBY *et al.*, 1976). As definições fundamentais aplicadas ao estudo da mecânica respiratória deram origem a um modelo de compartimento duplo, torácico e abdominal, separados por uma linha divisória externa, o rebordo ou margem costal, e uma estrutura muscular interna, o músculo diafragma (SARRO, 2003; LOULA, 2005).

A teoria deste método forneceu as bases para a elaboração do diagrama movimento-volume de Konno-Mead, que quantificava o relacionamento entre movimento linear toracoabdominal e deslocamento de volume de ar respirado, relação comum em todos os sistemas mecânicos, nos quais algum tipo de volume é movimentado (KONNO; MEAD, 1967). Pela primeira vez era estabelecida uma

nomenclatura própria para definir o comportamento respiratório, baseada em uma nova teoria biomecânica.

Desde então, os movimentos respiratórios passaram a ser descritos com base no funcionamento de um sistema composto por dois compartimentos que se movimentavam em contigüidade. Cada compartimento foi definido como uma parte do mecanismo, sendo o sistema uma combinação dessas partes de tal modo que tórax (TX) e abdome (AB) passaram ao papel de partes deste sistema, haja vista a demonstração de que o volume de um não afetava a relação entre volume e movimento do outro (KONNO; MEAD, 1967).

O pioneirismo incluiu também a denotação da expressão *chest wall* em bases biomecânicas respiratórias, traduzida como PT. A PT passou a identificar as regiões corporais externas aos pulmões que refletiam as variações do volume pulmonar. À época a PT foi descrita como *"...o sistema de função ventilatória, que compreende dois componentes anatômicos distintos: a caixa torácica e o abdome"* (KONNO; MEAD, 1967).

Estes corolários legitimaram o desenvolvimento de novos métodos de avaliação do movimento respiratório pelo controle do deslocamento da superfície toracoabdominal. A pletismografia respiratória por indutância, ou PRI (MILLEDGE; STOTT, 1977), e a magnetometria (ROSS RUSSEL; HELMS, 1994), foram desenvolvidas a partir deste conceito. Estes dois métodos de análise não-invasiva dos movimentos e volumes respiratórios progrediram para novos paradigmas (SCANO, 1999) e demonstraram que medir a variação de alguns parâmetros, como a área de secção do tronco nos planos torácico e abdominal, ou diâmetros das mesmas regiões, era suficiente para estimar a variação total de volume envolvida na respiração, com boa aproximação,

Muitos métodos desenvolvidos na década de 70 foram revisados nas décadas de 80 e 90, quando a incorporação das novas tecnologias computacionais emergentes impulsionou a ciência cinemática respiratória para uma nova fase de expansão. No entanto, os estudos não-invasivos por sistemas baseados em imagens (FERRIGNO; PEDOTTI, 1985) geraram, como contrapartida, novos problemas analíticos e metodológicos (CAPOZZO; CAVANAGH, 1994), fazendo com que nos anos seguintes novas soluções também tivessem que ser pesquisadas.

Dentre todas as tecnologias incorporadas nessa época, pode-se afirmar que o aprimoramento tecnológico das câmeras digitais de luz visível foi o que trouxe

maior contribuição para a instrumentação em cinemática. As câmeras digitais de luz visível, produzidas a partir do início do século XXI, atingiram configurações compatíveis com sua adoção como instrumentação de precisão científica aceitável para aquisição de imagens para medidas de movimentos (RICHARDS, 1999; BARROS *et al.*, 1999).

Os sistemas de captura de movimento, ou *Motion Capture Systems* (*MoCap*) migraram das câmeras especiais como parte do sistema, de custo mais elevado, para as câmeras de luz visível. Assim, ao final da década de 90, novos *MoCap* surgiram (SANDSTROM *et al.*, 1996; KONDO *et al.*, 1997; BARROS *et al.*, 1999) como conseqüência evidente do avanço da informática e da cibernética.

A captura óptica do movimento forneceu uma ampla possibilidade para a replicação de gestos (HERDA *et al.*, 2000). *MoCap*s baseados em monitores a laser (KONDO *et al.*, 2000) e em sistemas de análise por imagens de vídeo (FERRIGNO; PEDOTTI, 1985; SANDSTROM *et al.*, 1996; BARROS *et al.*, 1999) foram desenvolvidos para superar as limitações ainda presentes em sistemas como a PRI e a magnetometria. O estudo da ventilação por sistemas não-invasivos baseados em imagens adquiridas por câmeras, filmadoras e fotográficas, aproximaram as análises laboratorial e investigativa da prática clínica. Pode-se dizer que a flexibilidade permitida por estes sistemas impulsionou os pesquisadores à exploração da automação dos procedimentos envolvidos, beneficiando cada vez mais o estudo do gesto ventilatório em padrões naturais (RICIERI, 2000).

Nas décadas seguintes à sua publicação, o modelo biomecânico de duplo compartimento de Konno-Mead sustentou com sucesso o surgimento de métodos não-invasivos, particularmente aqueles baseados em imagens, para o estudo da ventilação em diversas condições clínicas e funcionais. Como herança destes estudos e sistematizações, chegou-se a duas maneiras de avaliar o relacionamento entre movimento respiratório e variação de volume: (1) pela análise da geometria das partes que compõem o sistema (ROSS RUSSELL; HELMS, 1994); e (2) pelo deslocamento de volumes conhecidos, dentro de uma mesma parte (LOULA, 2005).

2.5.1 Bases conceituais da cinemática respiratória

Macklem (1998) divisou o caminho pelo qual foi possível chegar ao conhecimento atual sobre as relações do movimento respiratório entre a PT e os volumes mobilizados (MACKLEM, 1998). Os movimentos da respiração envolvem tanto os músculos torácicos como os músculos abdominais, sendo que estes entram em atividade somente em situações de alta demanda ventilatória. Os músculos respiratórios movimentam de maneira ininterrupta a bomba ventilatória, variando alternadamente o formato externo do TX e AB, a partir das modificações do volume de ar na cavidade torácica (MACKLEM, 1998).

Durante os movimentos respiratórios, o comportamento em uníssono da PT requer equilíbrio no balanço das pressões entre seus dois compartimentos e isso exige uma atuação coordenada dos músculos da respiração (HILLMAN; FINUCANE, 1987; KENYON *et al.*, 1997). Os compartimentos possuem, porém, uma organização morfofuncional diferenciada dos outros músculos de ação voluntária. Embriológica, morfológica e funcionalmente, músculos respiratórios são músculos estriados esqueléticos em sua essência. Apesar disso, se comparados aos músculos apendiculares, as fibras musculares respiratórias caracterizam-se pela maior resistência à fadiga, por apresentarem maiores índices de fluxo sangüíneo máximo, pela maior capacidade oxidativa, e pela maior densidade capilar (EPSTEIN, 1994).

Na cinemática respiratória, admite-se o TX como o compartimento constituído pelas vértebras torácicas, pares de costelas, cartilagens costais e o osso esterno. A ele somam-se os músculos respiratórios, cuja contração promove o deslocamento do conjunto nos sentidos cranial e ventral, simultaneamente, girando em torno de um eixo fixo, representado pelos corpos vertebrais. Ao conjunto dos músculos inspiratórios torácicos e esqueleto osteoarticular do TX denomina-se bomba inspiratória (CLUZEL *et al.*, 2000). Esta, quando em atividade, produz a expansão do compartimento, que gera uma pressão negativa intratorácica e cria um gradiente que viabiliza o fluxo aéreo inspiratório (FERNANDES, 2006).

A íntima relação entre os pulmões e a caixa torácica faz com que esta atue como um duplo fole, acionado pelas estruturas musculares. Na inspiração, o fole interno, o pulmão, resiste ao movimento, enquanto o fole externo, a caixa torácica, segue sua tendência de expansão; na expiração, o contrário acontece. A retração do fole interno é limitada pelo fole externo, para evitar o colapso de pequenos espaços aéreos (GUYTON, 1997).

A ação muscular inspiratória desencadeia o movimento da PT e dos seus componentes. Quando se contraem, os músculos torácicos inspiratórios promovem o movimento costal em torno de um eixo criado pela sua articulação com os corpos vertebrais e processos transversos (EPSTEIN, 1994). Em suma, durante um movimento inspiratório, a caixa torácica tem seus diâmetros vertical, transverso e anteroposterior aumentados; o reverso acontece durante a expiração, fazendo com que a cavidade torácica retorne ao seu formato original. Estes movimentos dependem dos músculos da coluna cervical, da cintura escapular, do dorso e das regiões intrínsecas do TX (GUYTON, 1997).

Apesar disso, os diferentes grupos de costelas geram movimentos diferentes sob a ação muscular. Na porção superior do TX, isto é, da primeira à quarta costelas, os eixos encontram-se aproximadamente paralelos ao plano frontal do corpo. Quando as costelas superiores se tornam mais horizontais, durante a ação dos músculos inspiratórios, suas extremidades ventrais movem-se na direção craniana e ventral, e seu movimento lateral é quase nulo. Este movimento do conjunto formado pelas primeiras costelas e esterno é denominado movimento em braço de bomba (DE TROYER; ESTENNE, 1988), que aumenta a dimensão anteroposterior da cavidade torácica em cerca de 20% (GUYTON, 1997) embora esse movimento seja mais restrito que o movimento em alça de balde, apresentado pelo TX inferior (DIDIO, 1998).

As costelas mais inferiores, ou seja, da quinta à décima segunda, tornam-se progressivamente mais oblíquas. O colo dessas costelas tem uma direção mais posterior, e suas cartilagens costais são mais longas e finas que aquelas das costelas superiores. Por isso, giram no eixo que passa entre suas extremidades anterior e posterior, realizando o movimento em alça de balde (DIDIO, 1998). Apesar das expressões braço de bomba e alça de balde serem utilizadas para descrever os movimentos das costelas durante a respiração, estudos específicos sobre os movimentos costais esclareceram que tais expressões, escolhidas para definir os componentes de rotação das junções costovertebrais, excluíram o movimento das articulações esternocostais (WILSON *et al.*, 1987).

Por outro lado, a PT envolve a maior parte do que se denomina bomba expiratória. Esta bomba entra em ação somente pelo aumento do trabalho ventilatório (ROUSSOS, 1985; MACKLEM, 1998), como na execução de atividades físicas (RICIERI; ROSÁRIO FILHO, 2008b), em situações que levem à limitação do

fluxo aéreo (LAGHI; TOBIN, 2003) e na tosse (POLKEY *et al.*, 1998; CHIAVEGATO *et al.*, 2000; PASCHOAL; VILLALBA; PEREIRA, 2007). Juntas as bombas inspiratória e expiratória integram a bomba vital.

O resultado desse universo de conceituações específicas para uma abordagem diagnóstica sobre o fenômeno da ventilação pulmonar é o pressuposto de um conjunto morfofuncional formado por TX e AB (GILBERT, 1981; NIMMO; DRUMMOND, 1996) e as relações deste conjunto com a cinemática de superfície da PT (CLUZEL *et al.*, 2000) na movimentação de diferentes volumes de ar (WANTIER *et al.*, 1998; BETTINELLI *et al.*, 2002) na respiração tranqüila (LANINI *et al.*, 2003), na realização de manobras respiratórias específicas (KERA; MARUYAMA, 2005; TOMICH *et al.*, 2007) ou nas variações da postura (INGIMARSSON *et al.*, 2000).

Mecanicamente, o abdome comporta-se como uma estrutura similar a um recipiente repleto de líquido, onde a tensão dos músculos abdominais, somada à pressão exercida pelo diafragma durante suas incursões, deriva uma pressão positiva no compartimento (FELTRIM, 1994; HODGES; GANDEVIA; RICHARDSON, 1997). O conjunto das musculaturas abdominal e espinhal asseguram uma dupla função ao AB, estática e dinâmica, de acordo com as circunstâncias (MEIER, KERKOUR; MANSUY, 1996; KERA; MARUYAMA, 2005). No ortostatismo, esse conjunto atua para manter a distribuição do peso visceral, contribuindo com os servomecanismos do equilíbrio em bipedestação, enquanto que, durante movimentos respiratórios, quando o diafragma se contrai na inspiração, suas cúpulas descem, ocorre compressão para baixo do conteúdo abdominal, e a parede anterior do AB se desloca para fora (FELTRIM, 1994; HODGES; GANDEVIA; RICHARDSON, 1997; WANTIER *et al.*, 1998; BETTINELLI *et al.*, 2002).

Dessa maneira, o movimento do AB durante a respiração é secundário ao movimento diafragmático; isso justifica o fato dos movimentos abdominais realizados durante a respiração ocorrerem predominantemente na direção ventral, com pequenas contribuições dos movimentos nas direções lateral e craniocaudal (DE GROOTE *et al.*, 1997; WANTIER *et al.*, 1998; BETTINELLI *et al.*, 2002).

Este mecanismo explica porque condições clínicas ou intervencionistas, que comprometam a integridade da parede abdominal, restringindo ou tolhendo os movimentos, como nas cirurgias abdominais por exemplo, uma repercussão direta ocorre sobre a cinemática da respiração, levando o paciente a importantes

deficiências[19] e/ou restrições[20] da função respiratória (CHAHUNEAU, 1996; CHIAVEGATO, 2000).

2.5.1.1 Marcadores de superfície e a delimitação dos compartimentos da PT

Desde Konno e Mead (1967), os estudos dos movimentos respiratórios baseados no deslocamento da superfície toracoabdominal passaram a considerar o marcador de superfície: um elemento novo, parte integrante dos *MoCap*s que utilizam câmeras, e cujo deslocamento medido deveria corresponder ao movimento da própria PT no deslocamento de volumes respirados (GRIBBIN, 1983). Marcadores de superfície estão presentes em todos os trabalhos de cinemática baseada em imagens: sua utilização é quase um consenso e o sucesso de seu posicionamento é decisivo para o andamento do restante da rotina (RICIERI, 2000).

A década de 90 foi profícua no aperfeiçoamento dos estudos realizados com sistemas de imagens com baixa complexidade na análise do movimento respiratório, inicialmente desenvolvidos nas décadas de 70 e 80. A distribuição sistematizada de marcadores de superfície em cada um dos sistemas de cinemática baseada em imagens é conhecida como modelagem, processo que resultou das sucessivas adaptações para aperfeiçoamento nas propriedades de reprodutibilidade da fotointerpretação, verificados em trabalhos como os de Kenyon *et al.* (1997), De Groote *et al.* (1997), Cala *et al.* (1996), Ferrigno *et al.* (1994), Ward *et al.* (1992).

O processo de modelagem em um estudo cinemático respiratório deve considerar as seguintes necessidades: (1) o número de pontos/marcadores utilizados deve ser suficiente para descrever, com boa aproximação, todos os movimentos; (2) a distribuição de pontos/marcadores deve ser satisfatória para a aplicação de um modelo geométrico, do qual se possa extrapolar o volume; (3) os marcadores devem ser escolhidos de modo a minimizar os artefatos decorrentes dos movimentos da pele, dos tecidos moles, dos músculos e dos ossos; (4) a posição

[19] Insuficiência ou ausência de funcionamento de um órgão. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

[20] Condição restritiva; imposição de limite. . In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

dos marcadores deve ser facilmente identificável, assegurando fácil aplicação e boa reprodutibilidade (FERRIGNO *et al.*, 1994)

A análise dos estudos para desenvolvimento de novos sistemas de medidas em cinemática respiratória é capaz de identificar fases com ações específicas e progressivas, usualmente fixadas por: (1) Definição do problema; (2) Considerações de modelagem e simplificações; (3) Formulação de soluções para modelagem; (4) Estudos para validação do modelo.

2.5.1.1.1 Definição do problema

Para conceber um novo sistema ou processo de análise de movimentos respiratórios, é necessário estabelecer qual a abrangência desejada nas medidas e quais as questões que se deseja responder. Nesta fase estão implícitas as decisões sobre tipos de manobras respiratórias, postura de realização, e momentos para aquisição de imagens, nos quais o gesto respiratório será realizado, bem como o posicionamento adotado para câmera(s) (Figuras 22 a 25) e as referências anatômicas básicas para controle da modelagem (Figuras 26 a 28).

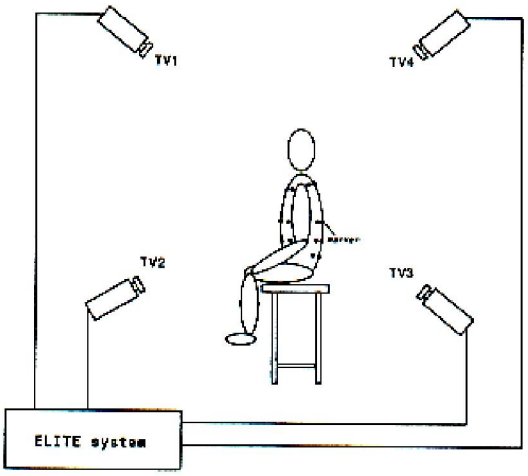


FIGURA 22 – EXEMPLO DO POSICIONAMENTO DAS CÂMERAS PARA AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS COM O SISTEMA ELITE.
FONTE: FERRIGNO *ET AL.* (1994)

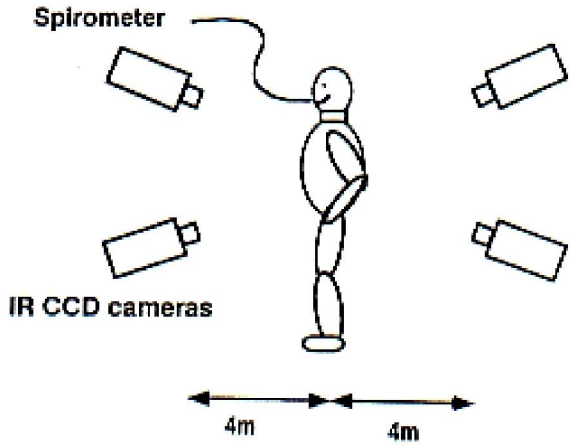


FIGURA 23 – EXEMPLO DO POSICIONAMENTO DAS CÂMERAS PARA AQUISIÇÃO DE IMAGENS NO SISTEMA DE REFLEXÃO ÓPTICA. FONTE: CALA *ET AL.* (1996) E KENYON *ET AL.* (1997)

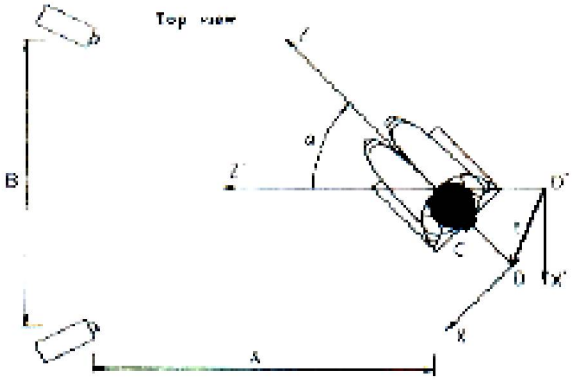


FIGURA 24 – EXEMPLO DO POSICIONAMENTO DAS CÂMERAS PARA AQUISIÇÃO DE IMAGENS NO SISTEMA ELITE. FONTE: DE GROOTE *ET AL.* (1997)

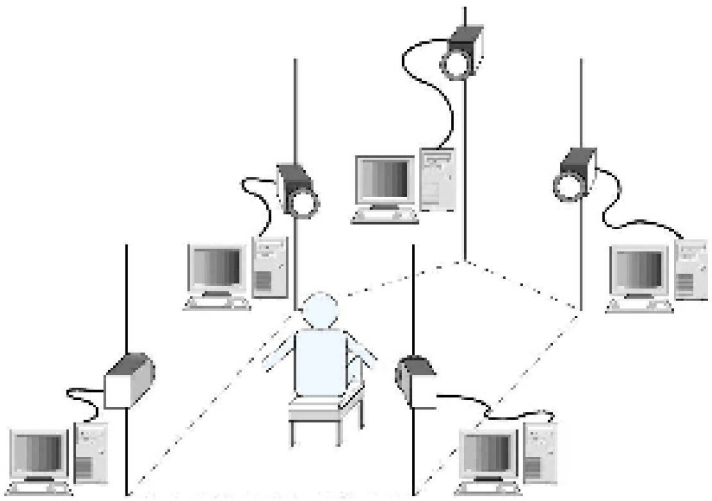


FIGURA 25 – EXEMPLO DOSICIONAMENTO DAS CÂMERAS PARA AQUISIÇÃO DE IMAGENS NO SISTEMA DVIDEOW. FONTE: LOULA (2005)

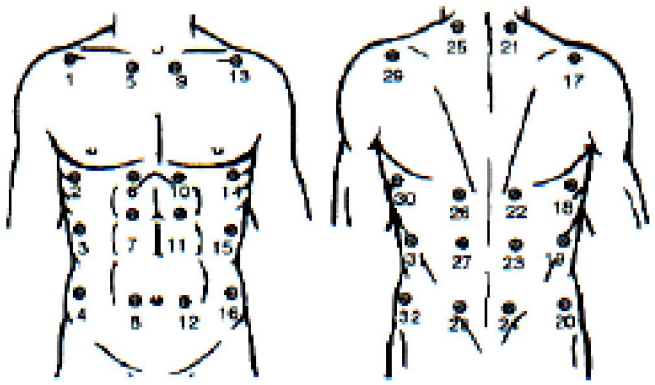


FIGURA 26 – DISTRIBUIÇÃO DOS MARCADORES NA PAREDE TORÁCICA EM ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS DA SUPERFÍCIE TORACOABDOMINAL COM O SISTEMA ELITE. FONTE: FERRIGNO *ET AL.* (1994)

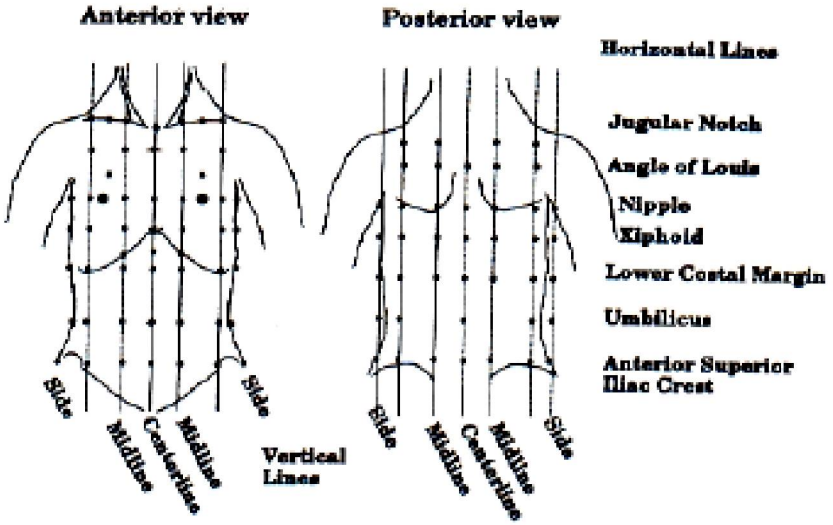


FIGURA 27 – DISTRIBUIÇÃO DOS MARCADORES NA PAREDE TORÁCICA EM ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS DA SUPERFÍCIE TORACOABDOMINAL COM O SISTEMA DE REFLEXÃO ÓPTICA. FONTE: CALA *ET AL.* (1996) E KENYON *ET AL.* (1997)

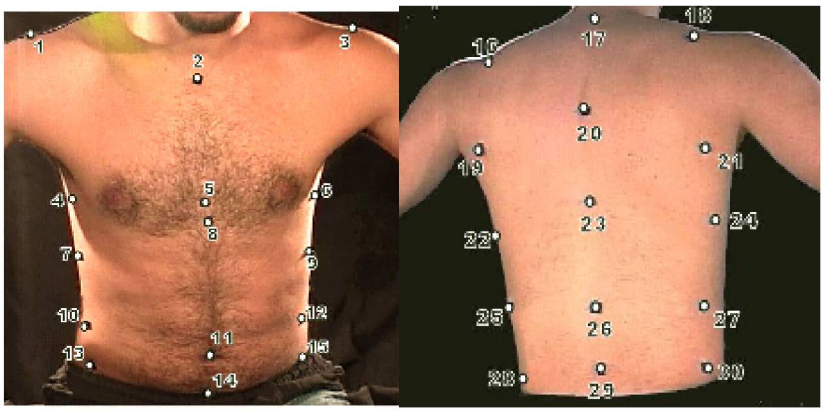


FIGURA 28 - DISTRIBUIÇÃO DOS MARCADORES NA PAREDE TORÁCICA EM ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS DA SUPERFÍCIE TORACOABDOMINAL COM O SISTEMA DVIDEOW. FONTE: LOULA (2005)

2.5.1.1.2 Considerações de modelagem e simplificações

Embora seja um fenômeno complexo, o movimento respiratório pode ser descrito com precisão a partir de modelos simplificados, que consideram o acompanhamento apenas dos seus principais elementos (KWON, 1998). A modelagem para estudo de um movimento designa de que forma e como o fenômeno será simplificado pelo posicionamento dos marcadores de superfície, de tal maneira que sejam evitadas perdas das características principais que o ordenam: uma aplicação equilibrada do conceito de "Navalha de *Ockhams*"[21].

O uso de diferentes formas de posicionamento para os marcadores de superfície permitiu aos sistemas cinemáticos, automatizados ou não, a mensuração da relação movimento-volume respiratório pela análise dos movimentos de superfície por meio de diferentes modelagens geométricas (FERRIGNO *et al.*, 1994). É o caso do *ELITE System*, um dos sistemas pioneiros na reconstrução tridimensional toracoabdominal para análise da dinâmica ventilatória (FERRIGNO; PEDOTTI, 1985).

O arranjo pioneiro dos marcadores em quadrantes (FERRIGNO *et al.*, 1994), por exemplo, foi associado à aplicação de técnicas estereofotogramétricas, onde os pontos centrais das imagens de cada uma das câmeras foram combinados para obter as coordenadas tridimensionais em computadores pessoais (Figura 29). Muitos dos sistemas disponíveis atualmente seguem esta mesma base procedimental, variando apenas o número de marcadores. Cala *et al.* (1996) e Kenyon *et al.* (1997), por exemplo, utilizaram 86 marcadores para obter maior detalhamento dos eventos ocorridos durante a análise dos movimentos respiratórios (Figuras 30 e 31).

De Groote *et al.* (1997) também obteve sucesso com apenas 36 marcadores posicionados nos mesmos planos utilizados para colocação das faixas dos sensores de pressão do sistema de PRI (Figura 32). Eles analisaram os resultados do sistema ELITE, utilizado em concomitância à PRI para o pareamento dos resultados e detalhamento das informações sobre movimentos de superfície da PT (DE GROOTE *et al.*, 1997).

---

[21] De acordo com este conceito, um modelo eficiente não será aquele que explica todas as características de um fenômeno utilizando-se muitas variáveis, mas aquele que capturará suas características principais através de análises mais simples, com poucas variáveis (DUARTE, 2001).

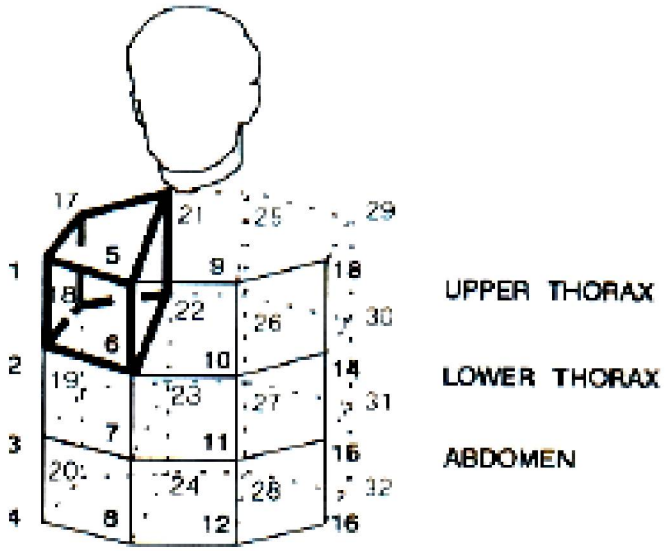


FIGURA 29 – ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS TORACOABDOMINAIS COM O SISTEMA ELITE: NÍVEIS MORFOFUNCIONAIS DA PAREDE TORÁCICA ORGANIZADOS EM QUADRANTES TRIDIMENSIONAIS POSICIONAMENTO DOS MARCADORES DE SUPERFÍCIE. FONTE: FERRIGNO *ET AL.* (1994)

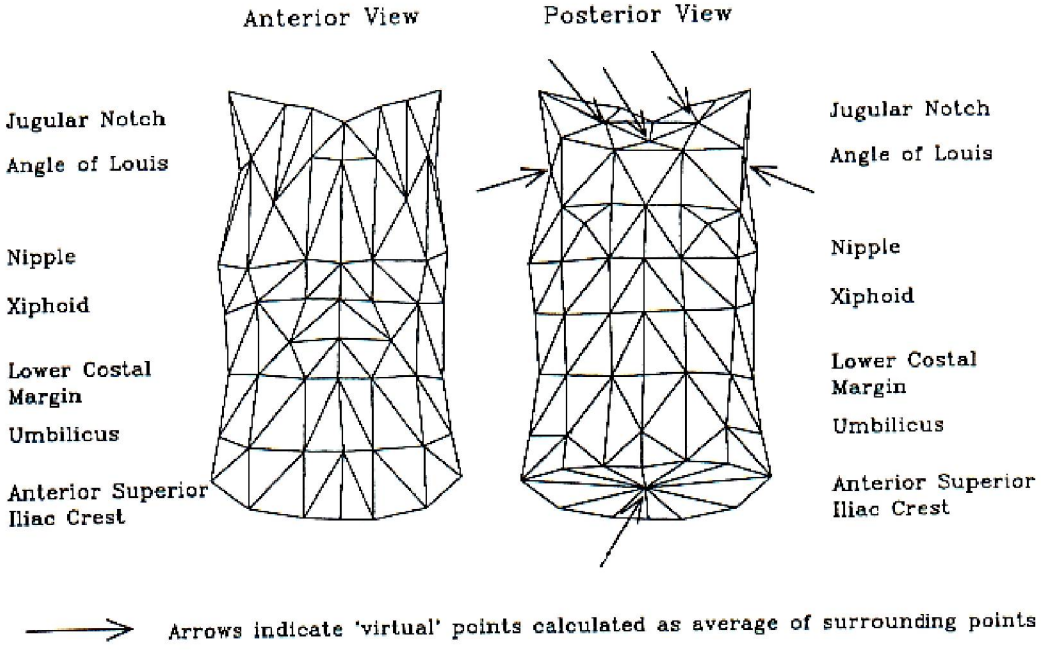


FIGURA 30 – ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS DA PAREDE TORÁCICA COM SISTEMA DE REFLEXÃO ÓPTICA: EXEMPLO DA ORGANIZAÇÃO GEOMÉTRICA EM QUADRANTES FORMADOS PELOS MARCADORES. FONTE: CALA *ET AL.* (1996)

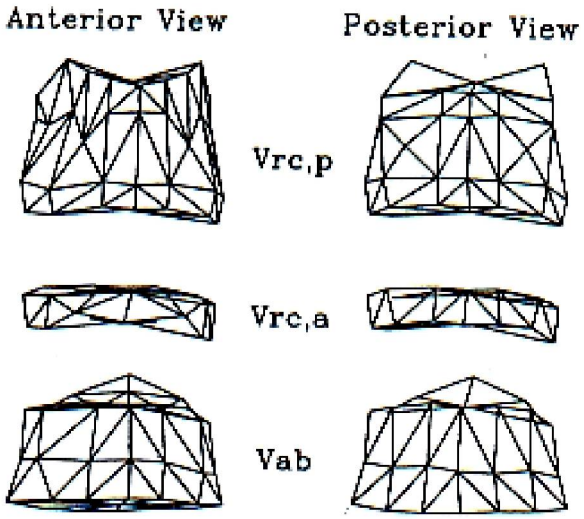


FIGURA 31 – ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS DA PAREDE TORÁCICA COM SISTEMA DE REFLEXÃO ÓPTICA: ORGANIZAÇÃO DOS QUADRANTES EM CONJUNTOS MORFOFUNCIONAIS. FONTE: KENYON *ET AL.* (1997)

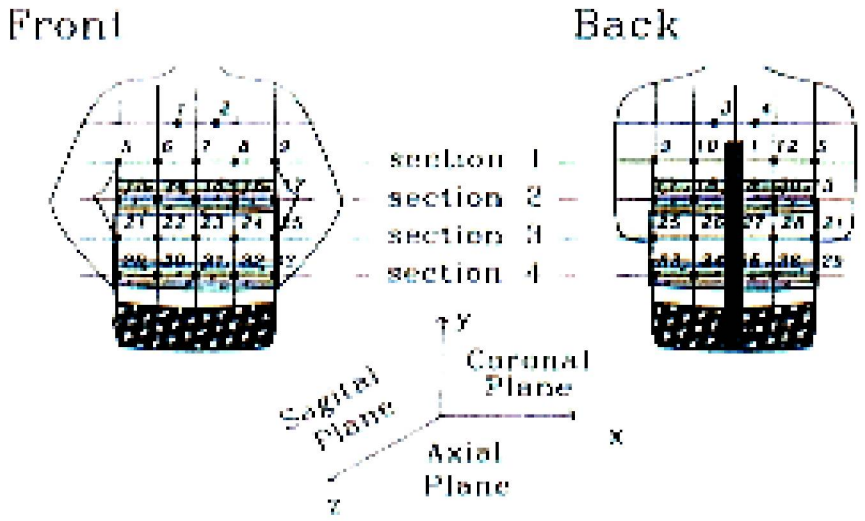


FIGURA 32 – ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS PELO USO DO SISTEMA ELITE: DISTRIBUIÇÃO DOS MARCADORES PARA MODELAGEM EM QUADRANTES. FONTE: DE GROOTE *ET AL.* (1997)

Progredindo para sistemas por imagem recentemente aplicados no estudo da mecânica respiratória, pelo acompanhamento do movimento toracoabdominal, encontram-se os trabalhos de Sarro (2003) e Loula (2005), ambos com o sistema *DVideow*[22]. O *Dvideow* é um sistema de análise cinemática baseado em câmeras de vídeo para luz visível que organiza em sistemas matriciais os dados oriundos de posicionamento de marcadores de superfície ao longo de um filme, para posterior

[22] *Dvideow*: *Digital Vídeo for Biomechanics for Windows*.

exportação para a interface *Matlab*® (BARROS *et al.*, 1999). Este último aplicativo foi utilizado para reconstruir tridimensionalmente a superfície toracoabdominal, a partir das coordenadas dos marcadores, e organizá-la em níveis morfofuncionais ou geométricos nos estudos de Sarro (2003) e Loula (2005).

2.5.1.1.3 Formulação de soluções para modelagem

Em sistemas fechados e automáticos, a modelagem para estudos em cinemática respiratória é estabelecida pela aplicação de equações e seqüências de programação computacional aos sinais de entrada (BARROS *et al.*, 1999), expressão que representa o deslocamento dos marcadores de superfície durante o movimento respiratório registrado (SARRO, 2003). Para estabelecer tais equações, o modelo precisa dar suporte aos sinais de entrada, processando-os e configurando-os na forma de parâmetros de saída, que se traduzem pela organização visual, lógica e ordenada no tempo e espaço, da trajetória percorrida por cada um dos marcadores (Figura 33).

FIGURA 33 – ESTUDO EM CINEMÁTICA RESPIRATÓRIA UTILIZANDO O SISTEMA DVIDEOW: EXEMPLO DE RASTREAMENTO DE MARCADORES DE SUPERFÍCIE DURANTE MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS REGISTRADOS POR UMA DAS CÂMERAS. FONTE: LIB. LABORATÓRIO PARA INSTRUMENTAÇÃO EM BIOMECÂNICA - WEBSITE (ACESSO EM 17/07/2008)

A combinação entre movimento, marcadores e processamento de sinais representa o pilar de sustentação do modelo final. Loula (2005) utilizou 30 marcadores para formar um modelo geométrico-funcional simplificado, composto por dodecaedros, cujos volumes individuais somados, corresponderam com precisão ao volume total mobilizado, medido concomitantemente por um espirômetro (Figura 34).

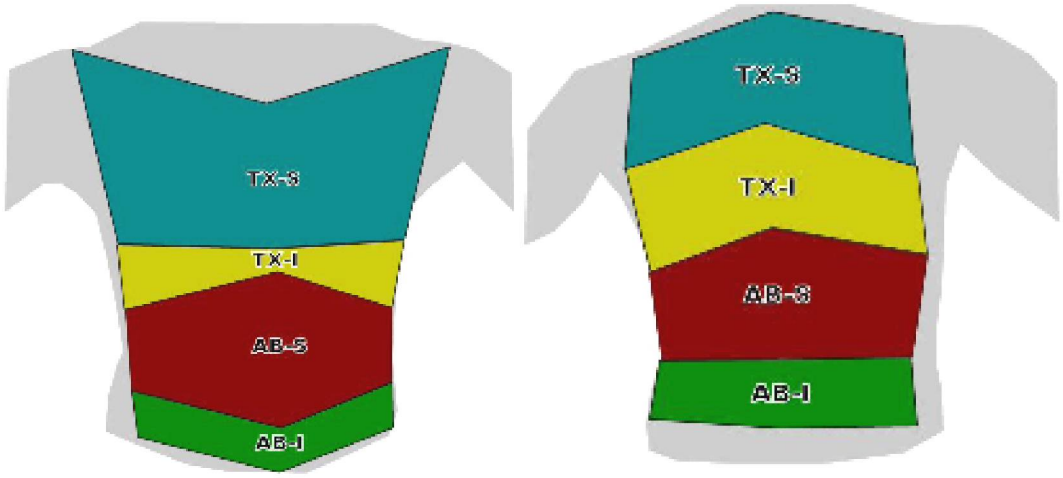


FIGURA 34 – ESTUDO EM CINEMÁTICA RESPIRATÓRIA UTILIZANDO O SISTEMA DVIDEOW: MODELO 3D DA PAREDE TORÁCICA A PARTIR DA ORGANIZAÇÃO DOS MARCADORES DE SUPERFÍCIE EM CONJUNTOS MORFOFUNCIONAIS TX-S (TÓRAX SUPERIOR), TX-I (TÓRAX INFERIOR), AB-S (ABDOME SUPERIOR) E AB-I (ABDOME INFERIOR). FONTE: LOULA (2005)

2.5.1.1.4 Estudos de validação para modelos em cinemática respiratória

Última fase do desenvolvimento de um modelo e/ou sistema, a validação compreende uma série de características intrínsecas, como confiabilidade, exatidão e acurácia. Os estudos de validação devem abordar as correlações entre predições feitas pelo modelo e aquelas obtidas através de outros equipamentos, reconhecidos cientificamente como Padrão Ouro ou *Gold Standard* (KRAYER *et al.*, 1987; KOCH *et al.*, 2004; KAUCZOR *et al.*, 2001). Estas correlações são então utilizadas como base para predizer como diferentes parâmetros de entrada levarão às diferentes considerações no modelo, ou dados de saída (LOULA, 2005).

3 MÉTODO

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital de Clínicas da UFPR (ANEXO 1) e atendeu às normas da Resolução 196/96-CNS. Sua realização foi composta por cinco eixos de observação e análise, progressivos e complementares entre si, conduzidos entre de Maio de 2005 a Julho de 2008, três dos quais contaram com a parceria do Departamento de Otorrinolaringologia Pediátrica da Universidade Federal de São Paulo (ANEXO 2).

A revisão das bases procedimentais do processo biofotogramétrico, por meio do levantamento das publicações já realizadas, bem como a padronização da terminologia utilizada, compôs o primeiro eixo de atividades.

Um estudo observacional descritivo, que desenvolveu e aplicou um modelo biofotogramétrico para análise da mecânica respiratória (BAMER) formou o segundo eixo de atividades. O modelo foi testado em adultos, aplicado na caracterização dos movimentos respiratórios toracoabdominais em condições de modificação induzida da mecânica respiratória.

O terceiro eixo de atividades testou a aplicação do processo biofotogramétrico revisado em um trabalho multicêntrico que descreveu e comparou a postura de crianças asmáticas e não-asmáticas.

A aplicação dos conceitos matemáticos para conversão de medidas lineares a partir de calibradores de dimensões conhecidas, presentes na imagem, compôs o quarto eixo deste trabalho. Sua aplicação foi feita em um estudo de detecção da tendência à hiperinsuflação estática por meio de razões diametrais (RD), calculadas entre os diâmetros sagital e transverso medidos nos planos axilar e xifoídeo do tronco, em crianças asmáticas e não-asmáticas.

Finalmente, como quinto e último eixo, o conjunto do conhecimento sobre o traçado do modelo BAMER foi reunido e aplicado na descrição do comportamento toracoabdominal durante a execução de manobras respiratórias isovolumétricas (MIV) por crianças asmáticas.

3.1 PRIMEIRO EIXO: REVISÃO DAS BASES PROCESSUAIS PRÉVIAS

Para revisar as bases processuais da Biofotogrametria, foram reunidas todas as aplicações do processo biofotogramétrico. Isto representou a revisão de 26 trabalhos publicados entre os anos de 2002 e 2008, incluindo dissertações, monografias, trabalhos de conclusão de curso, e publicações em eventos e periódicos.

Em toda a produção foram levantados, revisados e atualizados os princípios técnicos, nomenclatura e seqüências procedimentais. Processos[23] e técnicas[24] foram reescritos, sustentados pelo estabelecimento de um padrão de linguagem utilizado na literatura relativa ao assunto, e pela descrição detalhada das ações que integraram cada etapa do processo. Estes procedimentos foram baseados nos pressupostos disponíveis na literatura básica (AMADIO *et al.*, 1999; BARROS *et al.*, 1999; DURWARD *et al.*, 2001) e aplicada (PEREIRA, 2003; SACCO *et al.*, 2003; OKAZAKI; RODACKI; OKAZAKI, 2005; GADOTTI; VIEIRA; MAGEE, 2006; RIBEIRO *et al.*, 2006; McCREARY *et al.*, 2007) sobre cinemática 3D e 2D.

3.2 SEGUNDO EIXO: DESENVOLVIMENTO DO MODELO BAMER

Para introduzir o processo biofotogramétrico no estudo dos movimentos respiratórios toracoabdominais foi desenvolvido e aplicado o traçado de um modelo biofotogramétrico para avaliação da mecânica respiratória, ou modelo BAMER. Este modelo geométrico simplificado foi composto por quadriláteros traçados sobre as imagens laterais da PT, a partir uma modelagem estabelecida pelo posicionamento de marcadores de superfície sobre referências anatômicas relatadas por Loula, 2005.

O objeto do estudo foi o desempenho do modelo BAMER na identificação das alterações quantitativas da área lateral da PT, induzidas pelo uso de pressão expiratória positiva (PEP) antes e após exercício em condições controladas. O

---

[23] Modo de fazer alguma coisa; método, maneira, procedimento. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

[24] Conjunto de procedimentos ligados a uma arte ou ciência. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos do Hospital de Clínicas da UFPR, e envolveu a avaliação dos movimentos respiratórios de avaliados três voluntários do sexo masculino, idade entre 40 e 45 anos, sem histórico de tabagismo e com prova espirométrica normal.

3.2.1 Casuística e método

Uma rotina composta por duas provas de exercício em bicicleta estacionária, de trinta minutos cada, realizadas com intervalo de uma semana foi utilizada para estabelecer condições controladas e conhecidas de variação do contorno da PT.

O controle das provas era iniciado pelo posicionamento do sujeito sentado no selim da bicicleta onde realizava cinco manobras inspiratórias e expiratórias máximas a partir do VR e da CPT, respectivamente. Estas foram chamadas manobras pré-exercício (M1). Na primeira prova, ou prova livre (PL) às M1 seguiram-se cinco minutos de aquecimento, com pedaladas em ritmo moderado e sem carga. Na seqüência foram realizados trinta minutos de exercício com carga controlada, suficiente para sustentação do trabalho cardiovascular entre 50 a 60% da FC_{res}, calculada pela equação de Karvonnen. Durante todo o período de exercício houve o controle das chamadas variáveis de desempenho, como pressão arterial, saturação periférica de oxigênio, freqüência cardíaca, índice de esforço percebido de Borg e carga da bicicleta. Ao final da prova, após cinco minutos de desaceleração, ou recuperação ativa, foram realizadas as manobras pós-exercício (M2), obedecendo aos mesmos padrões que M1.

Após uma semana, a prova foi repetida com os mesmos parâmetros de inserção de carga, por isso sendo chamada de prova isocarga. Nesta segunda prova foi adicionado o uso de máscara facial oronasal e válvula regulada em $5cmH_2O$ de PEP.

A PEP foi inserida antes do início do exercício, por meio dos seguintes cuidados: (a) realização de uma inspiração máxima, seguida de apnéia pós-inspiratória por cinco a dez segundos para colocação da máscara, sem válvula; (b) realização das manobras respiratórias máximas (M3); (c) nova inspiração máxima, seguida de apnéia por cinco a dez segundos para colocação da válvula sem carga;

(d) três minutos de ventilação tranqüila para adaptação ao circuito; (e) outra inspiração máxima, seguida de apnéia por cinco a dez segundos para inserção de carga em 5cmH2O; (f) expiração lenta e relaxada, seguida de três minutos de ventilação tranqüila para adaptação à PEP e monitoração das variáveis de desempenho; (g) realização das manobras respiratórias máximas com carga de PEP (M4). Ao final da prova isocarga, ainda com a máscara, as manobras respiratórias máximas foram repetidas (M5).

3.2.2 Aquisição e processamento de imagens

Nas duas provas de exercício, após treinamento prévio, um total de cinco manobras respiratórias máximas foram filmadas em cada um dos momentos de M1 a M5. Este registro foi feito por uma filmadora Sony mini-DV, modelo TRV-140, em velocidade de *shutter* 1:60, com EO perpendicular ao plano sagital do avaliado, e elevado a 1.50m do solo, sobre tripé. A câmera permaneceu na mesma posição durante todo experimento, e foi acionada por controle remoto em cada um dos momentos de registro (Figura 35).

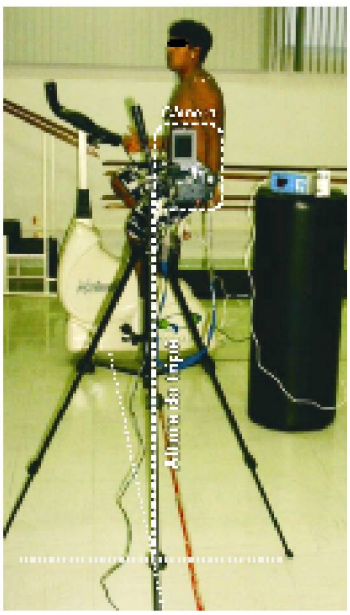


FIGURA 35 – ILUSTRAÇÃO DO POSICIONAMENTO DA CÂMERA PARA AQUISIÇÃO DE IMAGENS LATERAIS DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS DA PT. FONTE: COTERLI (2005)

A modelagem da PT foi feita sempre pelo mesmo examinador, que posicionou marcadores brancos planos e esféricos, de 13mm diâmetro, colocados por palpação anatômica realizada com o avaliado na postura ortostática, antes do início das provas. Os marcadores permaneceram durante todo o experimento nos seguintes pontos: (a) articulação acrômio-clavicular; (b) apêndice xifóide; (c) arco costal da 10ª costela; (d) nível da cicatriz umbilical.

No programa *CorelDraw*®, foram selecionados os fotogramas de inspiração e expiração máximas nos filmes das três manobras intermediárias de cada voluntário. O modelo BAMER foi traçado sobre os fotogramas selecionados e, para definir o contorno do modelo, foram utilizados os planos transversos dos marcadores. Finalmente a PT teve sua extensão delimitada do plano da articulação acrômio-clavicular, superiormente, ao plano da cicatriz umbilical, inferiormente (Figura 36).

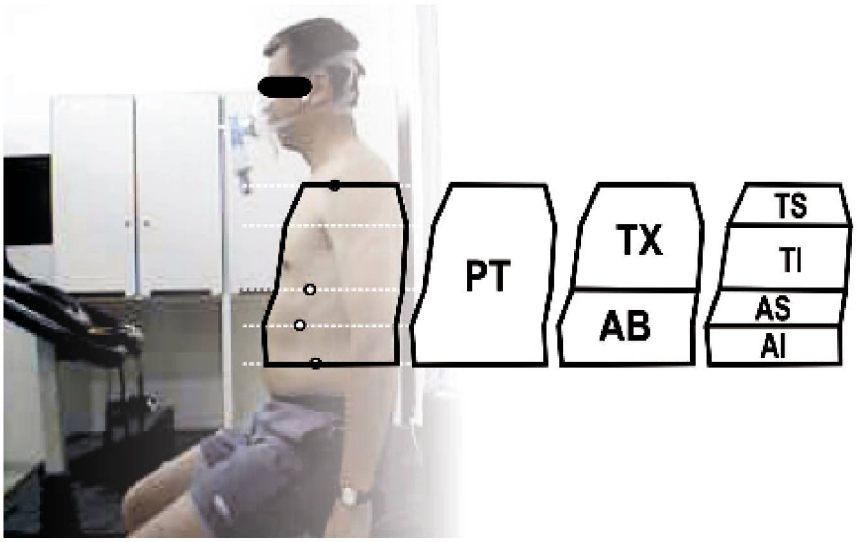


FIGURA 36 – TRAÇADO DO MODELO BAMER EM UMA IMAGEM LATERAL DA PT, DURANTE A EXECUÇÃO DE MANOBRAS RESPIRATÓRIAS MÁXIMAS: DELIMITAÇÃO DA PT E SUAS DIVISÕES EM COMPARTIMENTOS TORÁCICO (TX) E ABDOMINAL (AB), E SUBCOMPARTIMENTOS TORÁCICO SUPERIOR (TS) INFERIOR (TI), ABDOMINAL SUPERIOR (AS) E INFERIOR (AI). FONTE: O AUTOR (2008)

Esta extensão da PT foi dividida no plano do apêndice xifóide em compartimentos torácico (TX) e abdominal (AB). Cada um destes compartimentos foi novamente fracionado, originando dois novos subcompartimentos: um plano no nível da prega axilar anterior dividiu TX em subcompartimentos torácicos superior (TS) e inferior (TI); o mesmo aconteceu para AB, onde um plano no nível do ângulo inferior da cartilagem da décima costela delimitou os subcompartimentos abdominais superior (AS) e inferior (AI). Anterior e posteriormente, os limites foram traçados por

retas que ligaram as extremidades de cada plano transverso de divisão. As áreas dos quadriláteros gerados pelo modelo foram exportadas e medidas no programa *AutoCAD®*-2005.

A área conhecida de um marcador de superfície foi utilizada como calibrador para conversão das medidas na imagem em medidas reais, em centímetros quadrados, pela equação 1. Nesta equação S_{rm} equivaleu à medida real de área desejada no modelo, em cm^2; S_{dv} representou a área medida na imagem; S_{rc} correspondeu à área real do calibrador, correspondente a 1,69cm^2; e S_{ic}, à área do calibrador, medida na imagem.

Equação1 – $$S_{rm} = (S_{dv} \times S_{rc})/S_{ic}$$

Este procedimento equiparou enquadramentos das imagens filmadas em dias diferentes, ou seja, estabeleceu uma linha de identidade entre os resultados da estimativa das áreas inspiratórias e expiratórias calculadas.

3.2.3 Tratamento estatístico

O tratamento estatístico foi feito pela aplicação do teste da mediana e o teste de Wilcoxon, ambos realizados no programa *SPSS®*, versão13. A relevância estatística foi considerada para p-valor igual ou inferior 0,05.

3.3 TERCEIRO EIXO: DESENVOLVIMENTO DA ROTINA POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA (RPB)

O objeto do terceiro eixo deste trabalho foi a aplicação de conceitos geométricos para avaliação da postura em asmáticos. Desvios angulares do tronco, medidos nas imagens das vistas posturais anterior e posterior foram medidos, num estudo multicêntrico que contou com a parceria do Departamento de

Otorrinolaringologia Pediátrica da Unifesp. Foram atendidas todas as normas da Resolução 196/96-CNS, e o tabalho foi aprovado pelos Comitês de Ética do Hospital de Clínicas da UFPR e da Unifesp.

3.3.1 Casuística

Para estudar a organização geométrico-postural do tronco e sua relação com alterações mensuráveis em asmáticos, foram conduzidos dois estudos observacionais descritivos: (a) quanto à distribuição das variações por gênero, que avaliou o aspecto geral da organização geométrico-postural do tronco a partir de ângulos relativos ao posicionamento do tórax e abdome de 50 crianças entre 8 e 14 anos (GR); (b) quanto à distribuição pela presença ou não de diagnóstico e acompanhamento clínico para asma, onde o grupo foi fracionado em 31 crianças sem queixas respiratórias atuais ou pregressas, que formaram um grupo de não-asmáticos (NA), e 19 asmáticos (AS) que se encontravam sob tratamento especializado.

O grupo AS foi integrado por crianças em tratamento no ambulatório da disciplina de Imunologia, Alergia e Pneumologia Pediátrica do HC/UFPR, em Curitiba/PR e na unidade especializada em Paranaguá/PR[25]. Asmáticos com idade entre 8 a 12 anos, em tratamento há mais de 12 meses e estáveis há pelo menos 30 dias, foram triados pelos médicos alergistas no período entre Outubro a Dezembro de 2006. No mesmo período, em São Paulo, crianças de mesma faixa etária, matriculadas em uma escola pública integral, foram convidadas a participar da pesquisa pelo envio do termo de consentimento aos pais.

Aqueles pais que consentiram na participação dos filhos receberam questionários relativos ao histórico de doenças respiratórias pré-existentes, dores musculares e/ou queixas posturais, uso de óculos e distúrbios do equilíbrio. Os questionários respondidos negando todas as condições foram então admitidos no estudo, constituindo o grupo NA.

---

[25] Grupo de Apoio ao Programa de Educação Respiratória (GAPER), uma organização não-govenamental que mantém parceria com a disciplina de Alergia e Imunopatologia Pediátrica do Departamento de Pediatria da UFPR.

3.3.2 Aquisição e processamento de imagens

As imagens foram adquiridas por câmeras fotográficas digitais de 5.1megapixels de resolução sobre tripé a 1.50m de altura do solo. A distância do EO variou entre 1.80 e 2.20m da criança, de acordo com o enquadramento para a estatura na posição ortostática. O registro de cada vista postural, anterior e posterior, foi obtido pela manutenção da posição da câmera e movimentação da criança.

A modelagem do tronco foi realizada pelo posicionamento de marcadores brancos, esféricos, de 13mm de diâmetro, nas seguintes referências anatômicas: (a) na vista anterior, articulações acrômio-claviculares, espinhas ilíacas anteriores-superiores, cicatriz onfálica, apêndice xifóide e incisura jugular; (b) na vista posterior, processos espinhosos de C7, T9 e L12, e ângulos escapulares superiores (Figura 37).

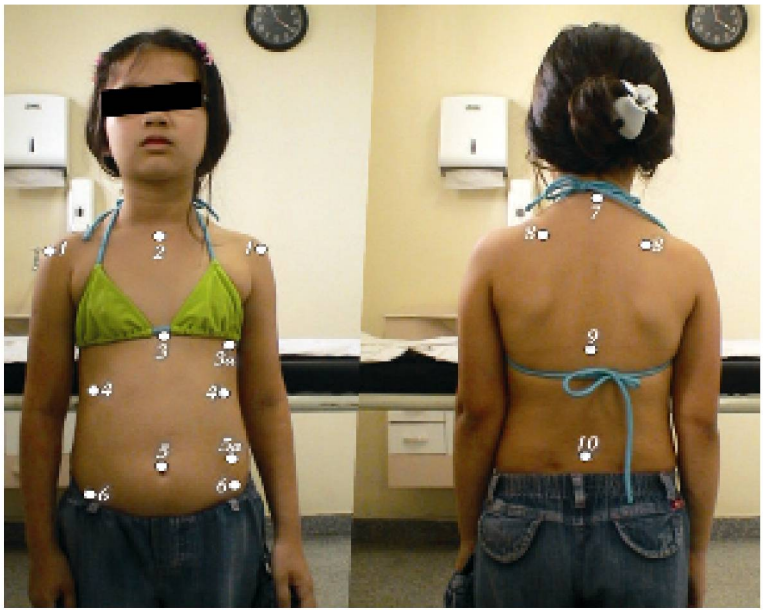


FIGURA 37 – MODELAGEM NAS VISTAS POSTURAIS ANTERIOR E POSTERIOR: (1) ARTICULAÇÕES ACROMIOCLAVICULARES; (2) INCISURA JUGULAR; (3) PROCESSO XIFÓIDE DO OSSO ESTERNO; (3A) PROJEÇÃO DO PONTO 3 PARA LINHA MÉDIO-CLAVICULAR; (4) ARCOS COSTAIS DA 10ª COSTELA, (5) CICATRIZ ONFÁLICA; (6) ESPINHAS ILÍACAS ANTERIORES-SUPERIORES; (7) PROCESSO ESPINHOSO DE C7; (8) ÂNGULOS ESCAPULARES SUPERIORES; (9) PROCESSO ESPINHOSO DE T9; (10) PROCESSO ESPINHOSO DE DA QUINTA VÉRTEBRA LOMBAR. FONTE: O AUTOR (2008)

As imagens foram importadas para o programa *CorelDraw*® versão 12, onde foram traçadas linhas de ligação entre pares de marcadores no sentido vertical, chamados alinhamentos, e no sentido horizontal, chamados nivelamentos (Figura 38).

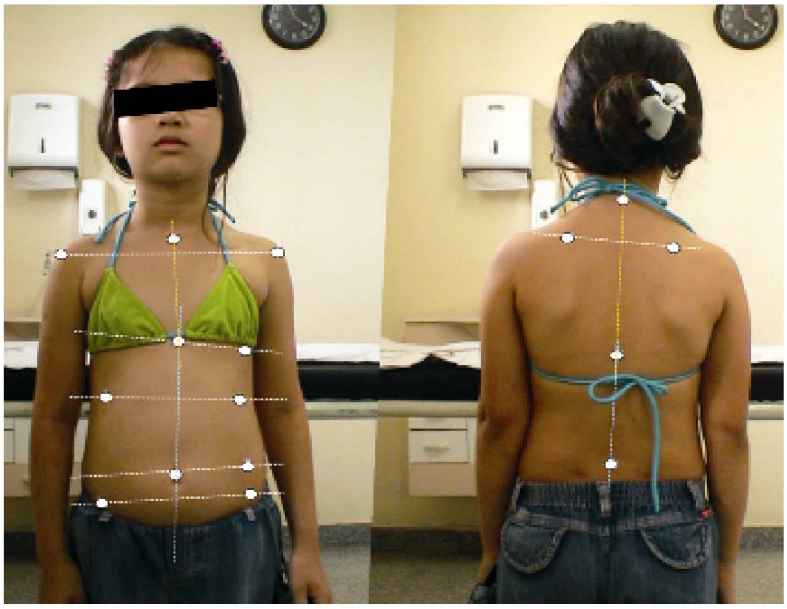


FIGURA 38 – GUIAS PARA TRAÇADO DOS ÂNGULOS POSTURAIS: LINHAS HORIZONTAIS LIGAM REFERÊNCIAS ANATÔMICAS PARES OU BILATERAIS, ENQUANTO LINHAS VERTICAIS CONECTAM REFERÊNCIAS ÍMPARES OU MEDIANAS. FONTE: O AUTOR (2008)

Cada traçado formou um dos vetores angulares necessários para a medida. O segundo vetor angular foi obtido pela obediência a um algoritmo de construção angular, composto por três corolários: (a) todos os ângulos foram construídos sobre o conceito de ortogonalidade entre o traçado guia das referências, ou primeiro vetor angular, que uniu dois marcadores, e um semi-eixo complementar a este, ou segundo vetor angular; (b) para guias que uniram pontos anatômicos bilaterais, o segundo vetor angular foi sempre equivalente ao eixo vertical complementar, de sentido inverso à gravidade, com vértice estabelecido na referência direita do avaliado; (c) para guias que uniram pontos anatômicos medianos ou ímpares, o segundo vetor angular foi equivalente ao eixo horizontal complementar, com sentido à direita da tela, com vértice estabelecido na referência mais inferior, mas sujeito à exceções (Figura 39).

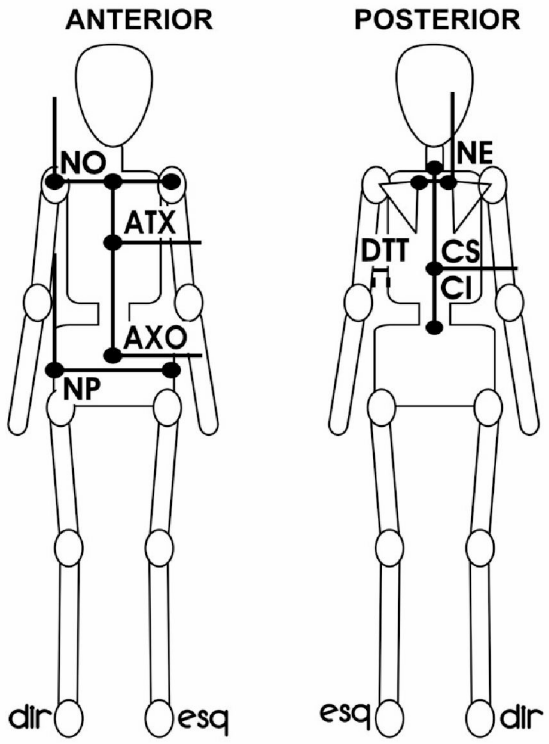


FIGURA 39 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DO TRAÇADO DOS ÂNGULOS POSTURAIS: NA VISTA ANTERIOR O NIVELAMENTO DOS OMBROS (NO), NIVELAMENTO DA PELVE (NP), O ALINHAMENTO XIFOÍDEO OU TORÁCICO (ATX) E O ALINHAMENTO XIFO-ONFÁLICO (AXO); NA VISTA POSTERIOR O ALINHAMENTO DA REGIÃO SUPERIOR (CS) E INFERIOR DA COLUNA (CI), O NIVELAMENTO DAS ESCÁPULAS (NE) E A DIFERENÇA LINEAR ENTRE DISTÂNCIAS DO TALHE (DTT).

3.3.3 Tratamento estatístico dos resultados

Os dados apresentaram distribuição normal, avaliada pela aplicação do teste de Kolmogorov-Smirnov, o que permitiu a aplicação de testes inferenciais paramétricos para amostras independentes para comparar os valores medidos entre os gêneros. Com o objetivo de explicar matematicamente comportamentos biomecanicamente justificáveis, foi medida a existência de correlação entre os dados pelo teste de Pearson, aplicado para todas as variáveis em GR. Finalmente, para verificar a existência de diferença entre os registros dos grupos NA e AS, foi aplicado o teste de Levene.

Em todos os casos, o p-valor inferior a 0,05 foi tido como referência para atribuição de significância aos resultados.

3.4 QUARTO EIXO: BIOFOTOGRAMETRIA PARA MEDIDAS LINEARES

Não existe um consenso estabelecido sobre como a retenção aérea pulmonar acomoda-se no TX, mas existem muitas estratégias para medir e explicar cada uma das teorias, quase todas desenvolvidas para adultos (GIBSON, 1996).

Como para todas as teorias o TX figura sempre como uma chave mestra na acomodação do volume de hiperinsuflação (ATS; ERS, 1993; GORINI *et al.*, 1999), este trabalho desenvolveu um método fotogramétrico capaz de detectar aumento do diâmetro torácico anteroposterior, relativamente ao diâmetro lateral, sugestivo de hiperinsuflação pulmonar, e testou-o em crianças asmáticas e não-asmáticas.

Os dados deste estudo reuniram ações parciais de dois projetos para desenvolvimento de instrumentação para análise cinemática pediátrica. Seguindo a Resolução 196/96-CNS, ambos foram aprovados pelos respectivos comitês de ética, sendo um deles pelo comitê de ética em pesquisa (CEP) do Hospital de Clínicas/Universidade Federal do Paraná (HC/UFPR), em Curitiba (PR), e o outro pelo CEP da Unifesp, em São Paulo (SP). Todos os participantes apresentaram consentimento informado assinado pelos responsáveis antes do ingresso no estudo.

3.4.1 Tipo de estudo e triagem dos grupos

Os dados analisados foram provenientes da análise das imagens de 56 crianças com idade entre 8 a 12 anos, divididas em dois grupos de observação: um grupo asmático (AS) composto por 19 crianças, e um grupo não-asmático (NA) composto por 37 crianças. Em um trabalho conjunto realizado pela UFPR e UNIFESP, o grupo AS foi triado nos serviços mantidos pela disciplina de Imunologia, Alergia e Pneumologia Pediátrica do HC/UFPR, em Curitiba (PR), e na unidade especializada em Paranaguá (PR), enquanto o grupo NA foi triado pelo serviço mantido pelo Departamento de Otorrinolaringologia da UNIFESP, em São Paulo (SP).

Em São Paulo, 53 crianças matriculadas em uma escola integral, foram convidadas a participar da pesquisa através do envio do termo de consentimento

aos pais. Àqueles que autorizaram, foi aplicado um questionário com perguntas seletivas específicas sobre histórico de doenças respiratórias pré-existentes, dores musculares, queixas posturais, uso de óculos e distúrbios do equilíbrio. Ao final, foram admitidas no estudo apenas as 37 crianças cujas respostas nos questionários foram negativas para todas as questões: estas formaram o grupo não-asmático (NA). Em Curitiba, o grupo asmático foi formado por crianças em tratamento há mais de 12 meses, estáveis há pelo menos 30 dias, triadas por médicos alergistas no período entre outubro e dezembro de 2006.

Para estes dois grupos foram estabelecidos três modos de observação e análise dos resultados: (a) os registros das 56 crianças, tomadas como um único grupo (GR); (b) o grupo de 19 asmáticos (AS); (c) o grupo de 37 crianças não-asmáticas (NA).

3.4.2 Aquisição e processamento das imagens

Antes da aquisição das imagens, a modelagem foi efetuada pela disposição de marcadores de superfície brancos, esféricos, planos e autoadesivos de 13mm de diâmetro, que destacaram visualmente os planos do apêndice xifóide do osso esterno (XI) e da prega axilar anterior (AX). Os marcadores foram posicionados de modo a estarem visíveis nas imagens das vistas anterior e lateral.

A aquisição de imagens foi feita por uma câmera fotográfica digital marca Sony® posicionada sobre um tripé a 1,10m de altura do solo, com eixo óptico ortogonal aos planos das medidas e, dependendo da estatura da criança, distante entre 1,80 a 2,40m (Figura 40). A aquisição foi realizada na postura ortostática, no nível respiratório da CRF, induzido pelo comando verbal do pesquisador para que a criança inspirasse profundamente, expirando e relaxando os ombros a seguir. Como forma de sistematizar a aquisição, quatro fotos foram realizadas na seguinte seqüência: iniciando pela vista posterior e lateral esquerda, e seguindo pelas vistas de interesse, anterior e lateral direita, estas duas últimas submetidas à medição.

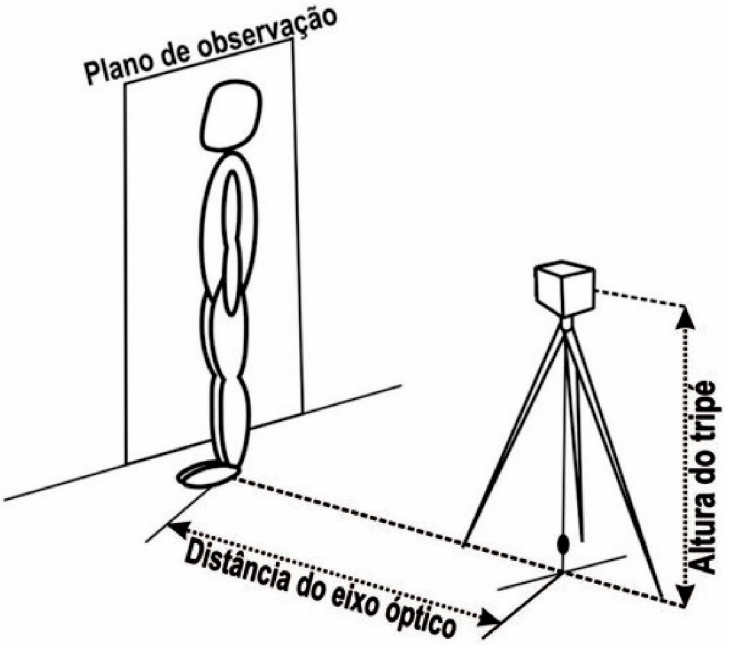


FIGURA 40 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DA DISPOSIÇÃO DOS ELEMENTOS DO SISTEMA BIOFOTOGRAMÉTRICO DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS.

As imagens digitais foram importadas para o programa Suíte *CorelDraw*® versão 12. Com a ferramenta dimensão linear foram traçados dois diâmetros em cada vista: (a) dois diâmetros torácicos anteriores (DTA), equivalentes às distâncias lineares transversas dos planos medidos no tórax; (b) dois diâmetros torácicos laterais (DTL), equivalentes à distância anteroposterior dos planos equivalentes.

Os resultados obtidos para DTA e para DTL, em cada plano anatômico de interesse, AX e XI (Figura 41), constituíram medidas de dimensão proporcional dentro de uma mesma imagem, para a mesma criança. A aplicação da razão matemática entre o valor de um DTL pelo valor do DTA correspondente (Equação 2), no mesmo plano de medida, resultou em uma razão diametral (RD) adimensional e comparável entre imagens de crianças diferentes, independente da distância do EO da câmera.

Equação 2 – **RD = DTL/DTA**

Geometricamente, as RD foram utilizadas para caracterizar a relação entre os diâmetros perpendiculares de um círculo, orientando sobre sua tendência ao formato cilíndrico ou oval. A presença de retenção aérea ao repouso, ou

hiperinsuflação estática, deveria estar associada a uma RD com tendência ao formato cilíndrico, típico das imagens radiológicas de retenção aérea.

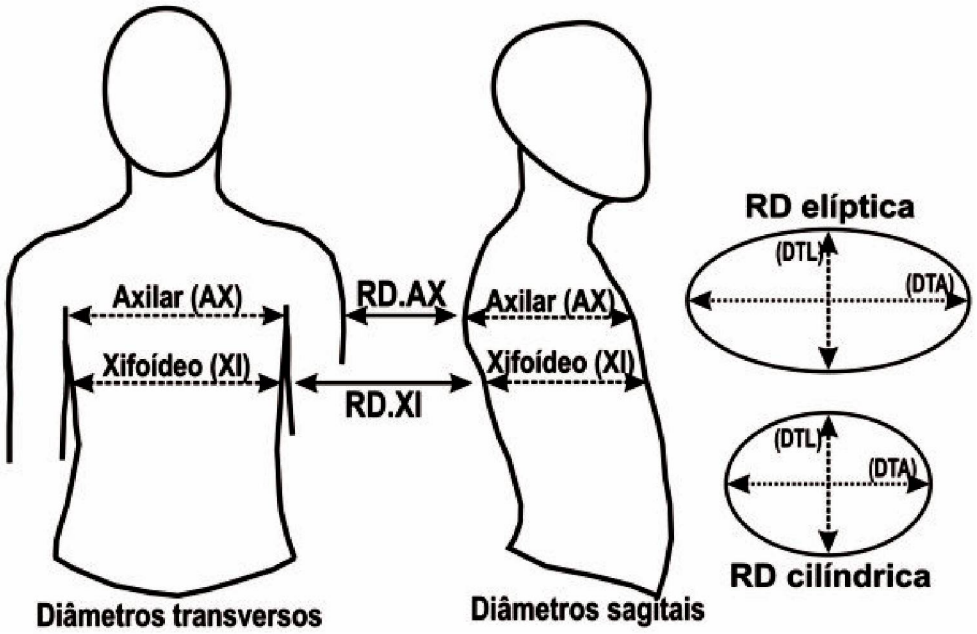


FIGURA 41 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DOS PLANOS DAS MEDIDAS REFERENTES AOS DIÂMETROS AXILAR (AX) E XIFÓIDE (XI), NAS VISTAS ANTERIOR E LATERAL DIREITA. A RAZÃO DIAMETRAL (RD) FOI CALCULADA PARA CADA PLANO E, AO FINAL, COMPÔS UMA DE DUAS FIGURAS GEOMÉTRICAS POSSÍVEIS: UMA RD REFERENTE A UMA ELIPSE, OU RD FISIOLÓGICA, OU ENTÃO UMA RD DENITATIVA DE TENDÊNCIA CILÍNDRICA, SUGESTIVA DE HIPERINSUFLAÇÃO ESTÁTICA, UMA DAS CARACTERÍSTICAS DA ASMA. FONTE: O AUTOR (2008)

3.4.3 Tratamento estatístico dos resultados

Os valores das RD foram tratados estatisticamente no programa *SPSS*®, versão 13, nas seguintes etapas: (a) verificação do tipo de distribuição das variáveis pelo teste de Kolmogorov-Smirnov, aplicado para resultados de GR, AS e NA; (b) utilização de testes inferenciais paramétricos para comparação das características descritivas de cada grupo de dados; (c) aplicação do teste de Pearson para avaliar a correlação dos resultados intragrupos, entre os níveis analisados; (d) atribuição de significância aos resultados para $p<0,05$.

3.5 QUINTO EIXO: APLICAÇÃO DO MODELO BAMER EM ESTUDOS COM CRIANÇAS ASMÁTICAS

Este último eixo de estudo aplicou o modelo BAMER, previamente utilizado em adultos, para medir as variações do contorno da PT durante a realização de manobras isovolumétricas (MIV) em crianças, após inspiração de volume conhecido próximo ao nível da capacidade pulmonar total (CPT).

Um estudo observacional descritivo aplicou o modelo BAMER para medir a variação da área da PT durante a realização de MIV em 19 crianças com idade entre 8 a 12 anos. Todas as crianças apresentavam diagnóstico clínico para asma, estavam em tratamento há mais de 12 meses, e encontravam-se estáveis há pelo menos 30 dias do momento da avaliação. Todos os procedimentos utilizados neste estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética do Hospital de Clínicas da UFPR, e atenderam à Resolução 196/96-CNS.

O grupo foi triado por médicos alergistas do ambulatório da disciplina de Imunologia, Alergia e Pneumologia Pediátrica do HC/UFPR, em Curitiba/PR, e na unidade especializada em Paranaguá/PR, no período entre Outubro a Dezembro de 2006.

As crianças que participaram do estudo tiveram treinamento prévio para a manobra e foram submetidas a uma rotina padrão de avaliação muscular respiratória, composta por testes diagnósticos não-específicos (ATS; ERS, 2002), quais sejam: medidas das pressões respiratórias máximas (PIM e PEM), do pico de fluxo expiratório (PFE) e da mobilidade toracoabdominal por cirtometria em manobras respiratórias máximas (MTA). Todos os testes foram realizados na postura sentada, repetidos três vezes cada, porém não foram objetos de discussão neste estudo.

3.5.1 Aquisição de imagens

Pelo fato de crianças movimentarem-se em demasia durante a realização das manobras de movimentos respiratórios máximos, optou-se pela realização das

MIV na postura deitada em supina, com retificação lombar e dorsal obtida através de pompagem manual lombossacra, realizada pelo avaliador. Os membros superiores foram posicionados em flexão, abdução e rotação externa, com as mãos apoiadas sob a curvatura cervical, e cotovelos completamente abduzidos (Figura 42).

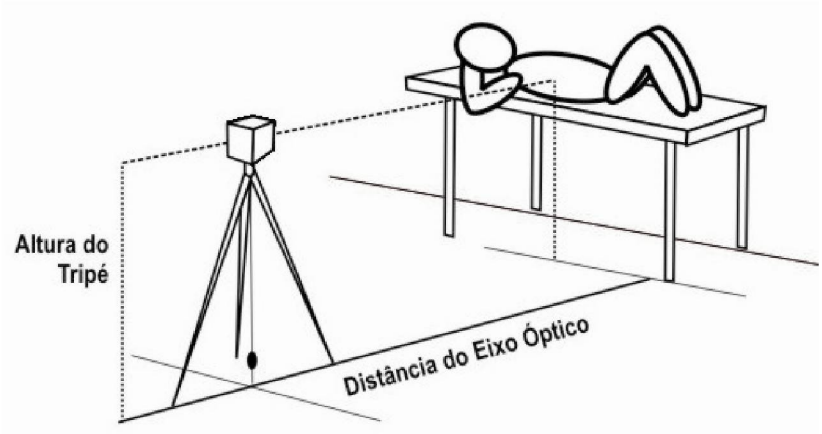


FIGURA 42 – POSICIONAMENTO DO APARATO PARA CAPTURA DE IMAGENS: CÂMERA E TRIPÉ EM RELAÇÃO À POSTURA DA CRIANÇA AVALIADA. FONTE: O AUTOR (2008)

Após os testes iniciais, a modelagem foi realizado na postura ortostática, sendo distribuídos marcadores de superfície planos, esféricos, de 13mm de diâmetro nos seguintes pontos: (1) espinhas ilíacas ântero-superiores; (2) plano da cicatriz onfálica ou umbilical, projetado lateralmente; (3) ângulo inferior da cartilagem da décima costela; (4) plano do apêndice xifóide, projetado lateralmente; (5) plano da incisura jugular do manúbrio esternal, projetado lateralmente (Figura 43). Após adoção da postura deitada para aquisição das imagens, tais referências ancoraram o traçado do modelo BAMER nas imagens adquiridas durante a realização das MIV. O resultado final equivaleu a uma adaptação do modelo BAMER para a postura deitada.

A aquisição das imagens sucedeu treinamento para realização das MIV e foi feita com uma câmera filmadora Sony mini-DV, modelo TRV-140, em velocidade de *shutter* 1:60, com EO perpendicular ao plano sagital do avaliado, e elevado a 1.50m do solo, sobre tripé.

O controle do volume inspirado antes das manobras foi feito por um ventilômetro analógico, marca Ohmeda (modelo RM-121), com sensibilidade mínima para 10ml. A seqüência de procedimentos para registro das imagens foi determinada

pelo: (a) posicionamento do clipe nasal e bocal do ventilômetro; (b) realização de uma inspiração moderada, seguida de expiração ativa, até o nível do VR; (c) realização de uma inspiração máxima, próxima da CPT; (d) apnéia pós-inspiratória, entre três a cinco segundos, para leitura do volume e acomodação da atitude inspiratória na imagem; (e) retirada do bocal com fechamento da glote para manutenção do volume inspirado; (e) execução da MIV alternando entre manobra de Müller, ou isovolume abdominal (MIA), e uma manobra torácica com aspiração abdominal, ou isovolume torácica (MIT). Em cada manobra a posição abdominal e torácica foi sustentada por cinco segundos. Todo o processo foi repetido entre três a cinco vezes por cada criança.

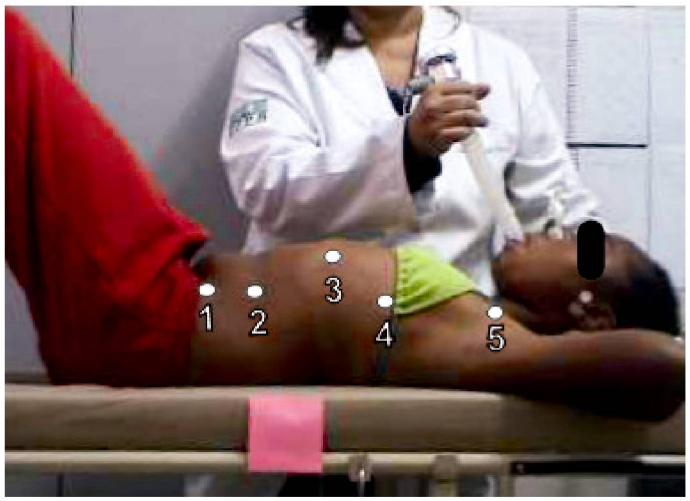


FIGURA 43 – MODELAGEM PARA TRAÇADO DO MODELO BAMERNA POSTURA DEITADA: (1) ESPINHA ILÍACA ÂNTERO-SUPERIOR; (2) PLANO DA CICATRIZ ONFÁLICA; (3) ARCO COSTAL DA 10ª COSTELA; (4) PLANO DO APÊNDICE XIFÓIDE; (5) PLANO DA INCISURA JUGULAR DO MANÚBRIO ESTERNAL. FONTE: O AUTOR (2008)

3.5.2 Processamento das imagens

Para cada criança foi gerado um filme, do qual foram extraídas as imagens das manobras em seus momentos de estabilidade, ou seja, o fotograma anterior à inversão de sentido de um movimento respiratório. A extração dos fotogramas foi realizada pelo uso do programa *Corel-R.A.V.E.*®, integrante da Suíte *CorelDraw*® versão 12. Cada fotograma selecionado foi exportado para o *CorelDRAW*® onde os

marcadores determinaram os planos de traçado para as divisões toracoabdominais pretendidas.

Como no modelo original (RICIERI; ROSÁRIO FILHO, 2008), a construção do modelo BAMER, adaptado para a postura deitada, foi definida por quadriláteros irregulares, traçados nas imagens a partir dos planos transversos ao tronco, orientados pela posição dos marcadores de superfície. A parede torácica teve sua extensão delimitada superiormente, do nível da incisura jugular do esterno, até o plano da espinha ilíaca ântero-superior, inferiormente. Esta extensão foi dividida no plano do apêndice xifóide nos compartimentos TX e AB, e uma segunda divisão de cada compartimento passou o modelo a quatro subcompartimentos (Figura 44).

FIGURA 44 – DIVISÃO DO MODELO BAMER EM COMPARTIMENTOS TORÁCICO (TX) E ABDOMINAL (AB) NO PLANO DO APÊNDICE XIFÓIDE. UMA DIVISÃO ADICIONAL DEFINIU SUBCOMPARTIMENTOS TORÁCICOS SUPERIOR (TS) E INFERIOR (TI), ASSIM COMO SUBCOMPARTIMENTOS ABDOMINAIS SUPERIOR (AS) E INFERIOR (AI). FONTE: O AUTOR (2008)

Os subcompartimentos foram delimitados por: (1) plano do apêndice xifóide, onde TX foi dividido em subcompartimentos torácicos superior (TS) e inferior (TI); (2) plano do ângulo inferior da cartilagem da décima costela, onde AB foi dividido em subcompartimentos abdominais superior (AS) e inferior (AI). Os quadriláteros foram concluídos por retas que ligaram os limites superior e inferior de cada plano de divisão.

3.5.3 Tratamento dos resultados

O traçado do modelo BAMER em cada manobra foi exportado para o programa *AutoCAD®-2005*, onde as áreas foram calculadas, tendo como calibrador de conversão a área de um marcador de superfície, ou 1,69cm^2.

Nas divisões do modelo, o resultado da combinação matemática entre as áreas permitiu o cálculo das contribuições relativas (CR), parciais e totais, de cada subcompartimento em relação ao seu compartimento de origem, e à parede torácica (PT) como um todo.

Os resultados foram submetidos a tatamento estatístico no programa *SPSS®*, versão 13. O teste de Kolmogorov-Smirnov foi utilizado para confirmar a distribuição normal dos resultados, e testes inferenciais paramétrico pareados foram aplicados comparar cada nível de divisão do modelo nas MIA e MIT, bem como para a análise das CR entre as mesmas manobras. Todas as análises assumiram p-valor inferior a 0,05 como nível de significância dos resultados.

4 ANÁLISE DOS RESULTADOS

4.1 PRIMEIRO EIXO: REVISÃO DAS BASES PROCESSUAIS

A revisão de que trata este primeiro eixo do trabalho contou com o levantamento os relatos de 26 estudos que utilizaram o processo biofotogramétrico, produzidos e divulgados entre 2002 e 2008. Quanto ao tipo de produção, foram revisados: duas dissertações de mestrado (STANGE, 2004; GANANÇA, 2006), sete monografias de especialização (WHITERS, 2002; BELINI, 2004; COTERLI, 2004; PANTANALI, 2004; OLIVEIRA, 2005; POMBO, 2005; WANSAUCHEKI, 2005), quatro trabalhos de conclusão de curso de graduação (KOREVAR, 2004; MOCELLIN, 2004; ORMEROD, 2004; SCHWEINBERGER, 2005); um livro (RICIERI, 2005), sete apresentações em eventos científicos nacionais e internacionais (LODOVICO et al., 2003; ORMEROD et al., 2003; RICIERI *et al.*, 2003; RICIERI, 2004a; RICIERI, 2004b; RICIERI; POMBO, 2005; RICIERI, 2007) e cinco artigos em periódicos (BRANDT; RICIERI; GRIESBACH, 2004; RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008a; RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008b; RICIERI; COSTA; ROSÁRIO FILHO, 2008; RICIERI; ROSÁRIO FILHO, 2008).

Por meio destes estudos, foi possível normatizar divisões e etapas do processo biofotogramétrico, sistematizar a nomenclatura e relacionar possibilidades de inclusão de artefatos durante o processo.

4.1.1 Princípios Procedimentais da Biofotogrametria

O processo biofotogramétrico foi resumido em um fluxograma de procedimentos sistematizados e nomenclatura (Figura 45) que, na seqüência, encontram-se detalhados segundo sua divisão.

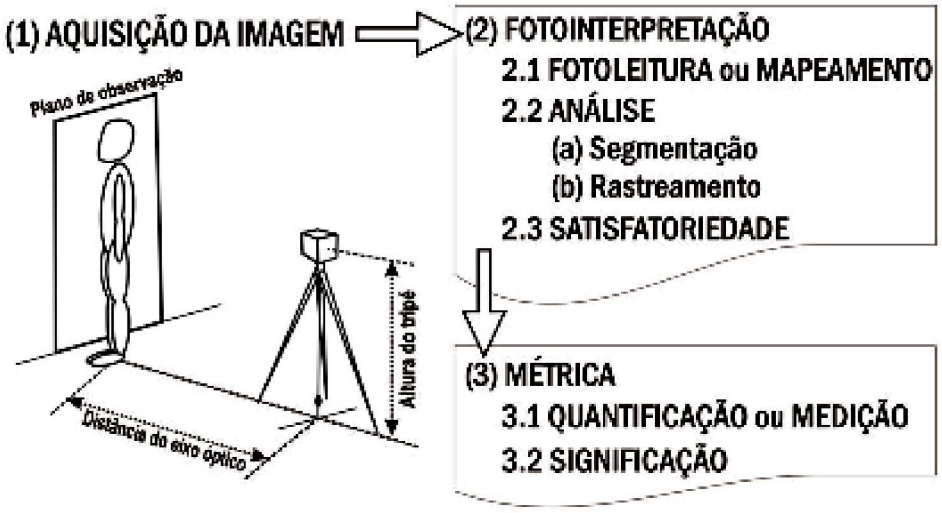


FIGURA 45 – DIVISÕES E ETAPAS DE PROCEDIMENTOS DO PROCESSO BIOFOTOGRAMÉTRICO, DESDE A AQUISIÇÃO DA IMAGEM ATÉ A SIGNIFICAÇÃO CLÍNICA DOS RESULTADOS EM LAUDOS. FONTE: O AUTOR (2008)

4.1.1.1 Sobre aquisição da imagem do movimento

Os procedimentos e organização do processo de aquisição, incluindo ambiente e paciente, foram sistematizados com base nos relatos dos estudos revisados. Esta sistematização teve como meta a definição das condições mínimas para aquisição de imagens válidas para análises cinemáticas pelo processo biofotogramétrico.

Esta atualização metodológica incluiu a definição do movimento a ser medido, a modelagem para distribuição de marcadores de superfície, e o posicionamento do sistema de captura biofotogramétrico (*MoCap*).

4.1.1.1.1 Definição do movimento e modelagem

O passo inicial dos procedimentos biofotogramétricos foi identificado como o conhecimento antecipado do movimento que se deseja analisar, bem como este movimento já havia sido medido por outros tipos de sistemas cinemáticos. A partir deste conhecimento preliminar, é possível orientar ações de medidas pelo processo

biofotogramétrico cujos resultados sejam comparáveis aos resultados obtidos por outros tipos de sistemas.

Uma lista de revisão das etapas para definição e modelagem do movimento a ser medido foi desenvolvida para a Biofotogrametria (Apêndice 1). A lista de revisão incorporou o conceito de Navalha de Ockhams, pela adoção de um modelo corporal reduzido a segmentos rígidos articulados, como proposto por Hanavan, em 1964 (Figura 46), que simplificou o corpo a nove segmentos rígidos básicos (AMADIO et al., 1999).

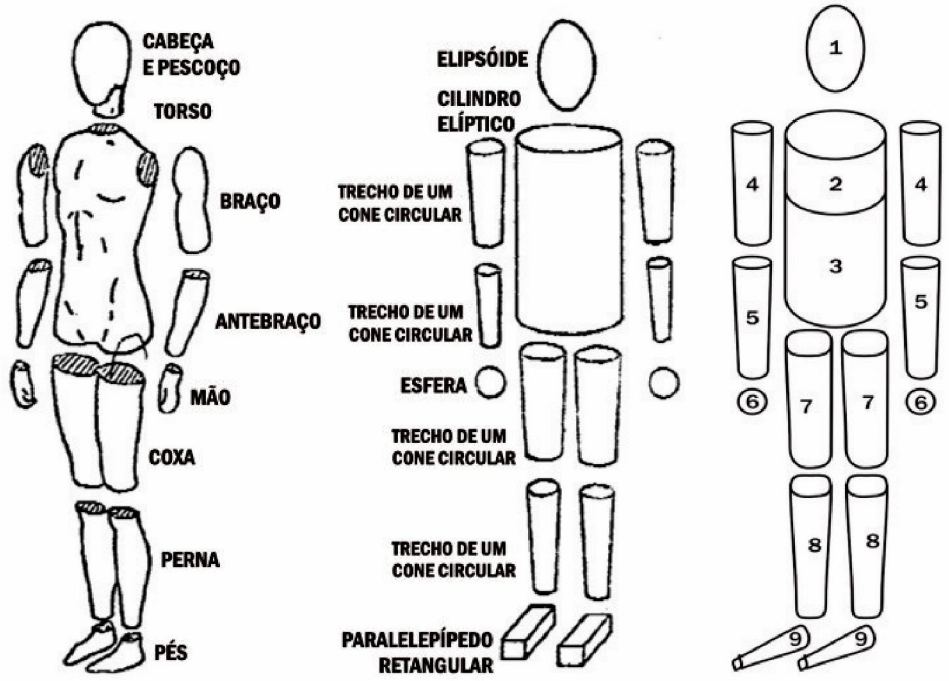


FIGURA 46 – MODELO DE SEGMENTOS RÍGIDOS DE HANAVAN (1964). FONTE: *ERGONOMIC MODELS OF ANTHROPOMETRY, HUMAN BIOMECHANICS AND OPERATOR-EQUIPMENT INTERFACES: PROCEEDINGS OF A WORKSHOP* (1988), DISPONÍVEL ONLINE EMHTTP://PRINT.NAP.EDU/PDF/POD267/PDF_IMAGE/12.PDF

A distribuição sistematizada de marcadores de superfície para identificação do movimento dos segmentos corporais, ou modelagem, foi considerada o segundo passo na aquisição de imagens. Verificou-se que, como padrão para reprodutibilidade do processo e das medidas, a modelagem deve ser realizada na postura ortostática sempre que possível, e o posicionamento dos marcadores deve ser orientado pela palpação das referências ósseas que delimitam proximal e distalmente cada segmento corporal. Para a palpação recomenda-se o uso dos critérios de anatomia palpatória de Tixa (2000a; 2000b).

A partir dos conceitos matemáticos sobre construção de um segmento de reta (STEWART, 2001), recomenda-se que duas referências anatômicas sejam utilizadas para delimitação proximal e distal de cada segmento, no modelo de Hanavan.

Verificou-se que as referências limitantes de cada segmento podem variar de acordo com a vista em que foi adquirida a imagem. Os marcadores que orientam estes limites nas imagens devem ser posicionados em referências ósseas preferencialmente, embora também tenha sido relatado o uso de referências não-ósseas. As referências ósseas relatadas foram identificadas por números, e as não-ósseas, por letras: todas estão reunidas quadro 1 e ilustradas na figura 47.

Vista anterior	Vista posterior	Vista lateral
1. Glabela	12. Processo espinhoso da 7ª vértebra cervical	21. Côndilo mandibular
2. Arco zigomático, na linha da rima ocular	13. Ângulo escapular superior	22. Articulação acrômio-clavicular
3. Mento	14. Ângulo escapular inferior	23. Epicôndilo lateral do úmero
4. Incisura jugular do manúbrio esternal	15. Processo espinhoso da 9ª vértebra dorsal	24. Trocânter femoral maior
5. Extremidade lateral da clavícula	16. Processo espinhoso da 9ª vértebra dorsal	25. Processo estilóide da ulna
6. Apêndice xifóide do osso esterno	17. Espinha ilíaca póstero-superior	26. Côndilo femoral lateral
7. Arco costal da 10ª costela	18. Olecrano	27. Maléolo fibular lateral
8. Cicatriz onfálica ou umbilical	19. Epicôndilo medial do úmero	28. Cabeça do V osso do metatarso
9. Espinha ilíaca antero-superior	20. Inserção do tendão de Aquiles	(c) Depressão muscular da inserção do músculo deltóide
10. Processo estilóide do rádio	(b) Centro da fossa poplítea	(d) Depressão do túnel do carpo
11. Tuberosidade tibial		
(a) Centro da fossa anterior do cotovelo		

QUADRO 1 – RELAÇÃO DAS REFERÊNCIAS ÓSSEAS, IDENTIFICADAS POR NÚMEROS, E NÃO-ÓSSEAS, IDENTIFICADAS POR LETRAS, UTILIZADAS NOS ESTUDOS REVISADOS SOBRE BIOFOTOGRAMETRIA. FONTE: O AUTOR (2008)

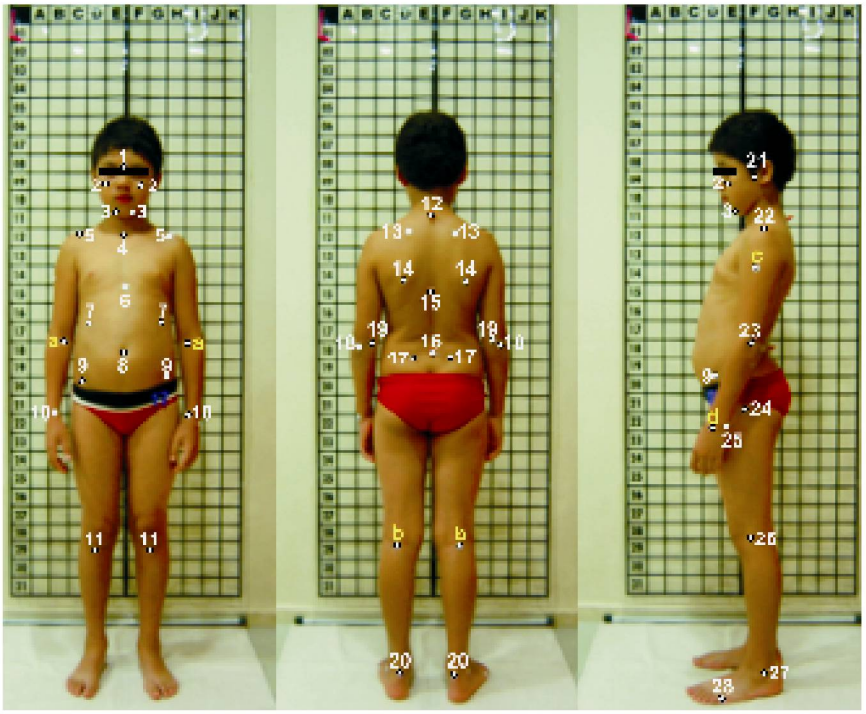


FIGURA 47 – MODELAGEM DAS REFERÊNCIAS MAIS UTILIZADAS PARA DEFINIR SEGMENTOS CORPORAIS DE ACORDO COM O MODELO DE HANAVAN IDENTIFICADAS NOS ESTUDOS REVISADOS DE BIOFOTOGRAMETRIA. OS MARCADORES FORAM DESTACADOS E NUMERADOS *NO CORELDRAW®* PARA MELHOR VISUALIZAÇÃO. LEGENDAS NO QUADRO 1. FONTE: O AUTOR (2008)

Dessa maneira, a medida do movimento do segmento corporal na imagem será acompanhada pelo deslocamento dos marcadores, durante a execução de um movimento (Figura 48), ou em momentos temporais diferentes, como antes e após intervenções (Figura 49).

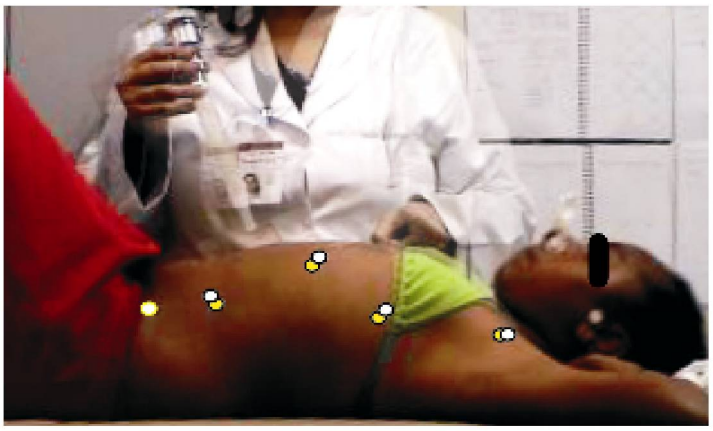


FIGURA 48 – MODELAGEM DAS REFERÊNCIAS PARA ESTUDO DOS MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS E USO DO RECURSO DE TRANSPARÊNCIA DO *CORELDRAW®*. FORAM SOBREPOSTAS AS IMAGENS DAS MANOBRAS RESPIRATÓRIAS ISOVOLUMÉTRICAS TORÁCICAS (EM BRANCO) E ABDOMINAIS (EM AMARELO). A SOBREPOSIÇÀO DE IMAGENS PERMITE IDENTIFICAR A MUDANÇA DE POSIÇÃO DOS MARCADORES AO LONGO DOS MOVIMENTOS REALIZADOS. FONTE: O AUTOR (2008)

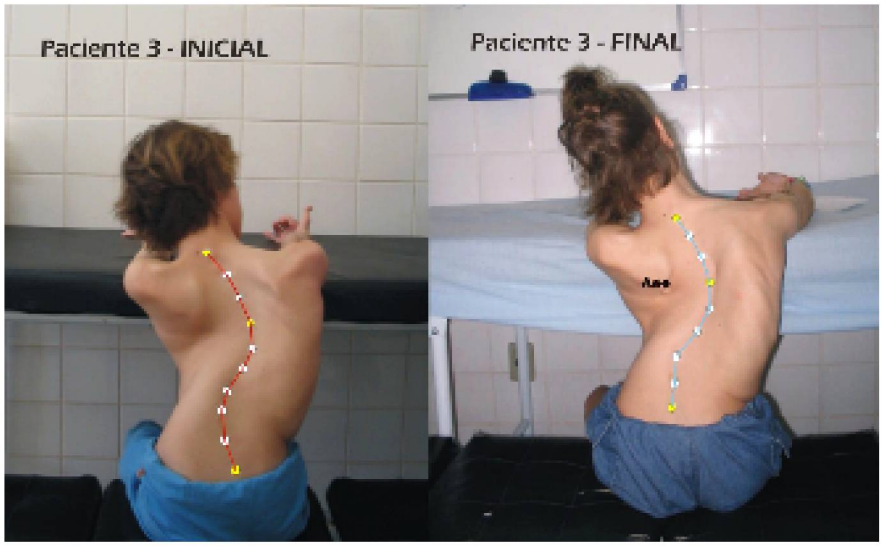


FIGURA 49 – MODELAGEM PARA ESTUDO DA GEOMETRIA DA COLUNA VERTEBRAL EM MOMENTOS TEMPORAIS DIFERENTES: ANTES E APÓS INTERVENÇÃO ERGONÔMICA. FONTE: GANANÇA (2006)

4.1.1.1.2 Marcadores de superfície

Sobre marcadores de superfície, dois aspectos foram levantados nos estudos: o tipo e formato dos marcadores e seu posicionamento sobre as referências anatômicas.

Para definir um padrão de marcadores de superfície, no processo biofotogramétrico, foram testados diferentes tipos de marcação na pele, com variados materiais e formatos. A marcação feita com lápis dermográfico (DELOROSO, 1999; MAGAZONI, 2000) não oferecia contraste suficiente, pois a cor da pele na imagem apresentava um papel interveniente sobre a obtenção deste efeito. Foram testados então adesivos de diferentes cores, tintas e esferas de isopor.

Estas últimas, pela sua cor branca, mostraram melhor visualização na imagem, mas eram de difícil fixação, especialmente em superfícies de maior curvatura, com pêlos, ou em presença de sudorese. O conceito do bom resultado para contraste da cor branca, oferecido pela imagem das esferas de isopor foi aproveitado, e foram adotadas etiquetas autoadesivas da mesma cor. O resultado final aproximou-se muito do conceito de alto contraste entre superfície corporal e limites dos marcadores: estas etiquetas foram então assumidas como material padrão para marcadores de superfície.

O formato dos marcadores foi outra importante ação na sistematização. Formatos irregulares dificultavam a localização central do marcador no momento de seu posicionamento para modelagem. A adoção das etiquetas autoadesivas esféricas mostraram-se melhores para manipulação na etapa de modelagem e, além disso, seu diâmetro conhecido podia ser também utilizado como elemento calibrador para cálculo de distâncias lineares na imagem (Figura 50).

FIGURA 50 – EXEMPLOS DE ETIQUETAS AUTOADESIVAS DE DIFERENTES TAMANHOS E CORES À ESQUERDA E NA COR BRANCA, PADRONIZADA COMO MARCADORES DE SUPERFÍCIE PARA BIOFOTOGRAMETRIA. FONTE: [IMAGEM À ESQUERDA] SANTOS (2007); [IMAGEM À DIREITA] O AUTOR (2007)

Esta opção sustentou-se ainda pela compatibilidade a relação custo/benefício vigente nos serviços de saúde: eram materiais descartáveis, disponíveis no mercado a um baixo custo[26], e não causavam impacto alérgico na pele.

4.1.1.1.3 Sistema de captura biofotogramétrico (*MoCap*): componentes

[26] Em julho de 2008, um pacote com 1440 unidades de etiquetas esféricas e autoadesivas podia ser adquirido em papelarias ao preço entre quatro e cinco reais, o que equivalia ao custo de cerca de um centavo a cada três etiquetas utilizadas como marcadores de superfície. Fonte: O autor (2008).

Desde sua concepção, o pressuposto dos possíveis componentes para um *MoCap* biofotogramétrico era o de privilegiar a necessidade de aquisição de dados nos ambientes de atenção à saúde. Isto significava, em termos práticos, que o *MoCap* deveria ir ao paciente, e não o contrário. Para compor um *MoCap* móvel foram integrados: uma câmera digital de luz visível com controle remoto, tripé, fio de prumo ou simetrógrafo, nível d'água e trena (Figura 51).

FIGURA 51 – ORGANIZAÇÃO DOS COMPONENTES DO MOCAP BIOFOTOGRAMÉTRICO EM UMA COLETA DE IMAGENS REALIZADA NO LABORATÓRIO DIDÁTICO DE UMA INSTITUIÇÃO DE ENSINO SUPERIOR: CÂMERAS SOBRE TRIPÉS, ALINHADAS COM O PLANO DO SOLO PELO USO DE NÍVEL D'ÁGUA, EQÜIDISTANTES DO SUJEITO ANALISADO EM DISTÂNCIAS CONHECIDAS, MEDIDAS PELO USO DE TRENA, E SIMETRÓGRAFO AO FUNDO. FONTE: O AUTOR (2002)

A integração dos elementos do *MoCap* biofotogramétrico, em um cenário de coletas, foi aplicada para utilização em escolas (Figura 52), clínicas (Figura 53), ambulatórios (Figura 54), hospitais (Figura 55), unidades de terapia intensiva (Figura 56), e outros espaços típicos da prestação de serviços à saúde, em todos os níveis de complexidade.

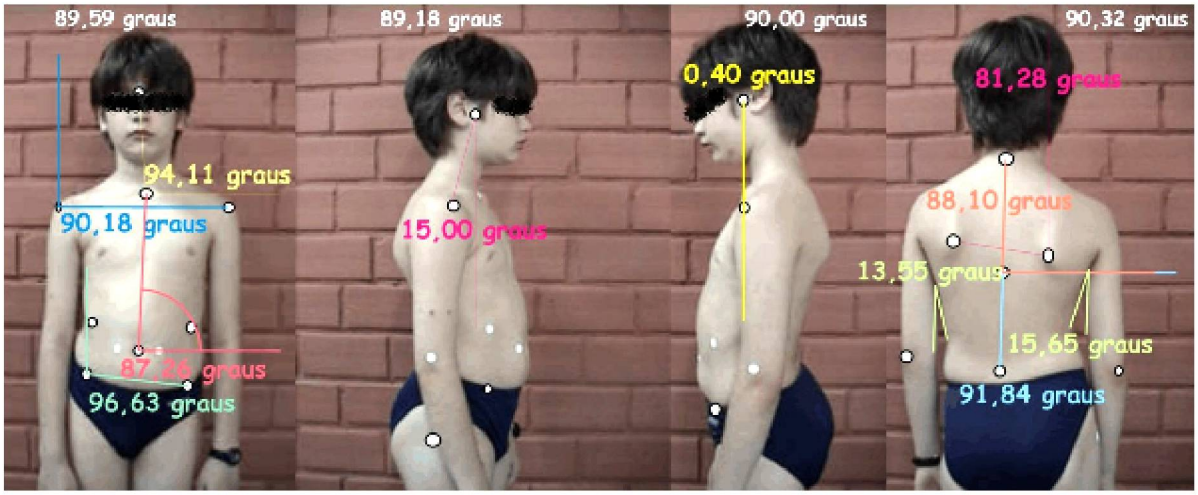


FIGURA 52 – IMAGENS ADQUIRIDAS NA SALA DE AULA DE UMA ESCOLA PARTICULAR EM CURITIBA/PR, PARA ESTUDO SOBRE A GEOMETRIA DA POSTURA. FONTE: POMBO (2005)

FIGURA 53 – IMAGENS ADQUIRIDAS NA CLÍNICA-ESCOLA DE UMA INSTITUIÇÃO DE ENSINO SUPERIOR PARA ESTUDO DE MOVIMENTOS RESPIRATÓRIOS TORACOABDOMINAIS. FONTE: COTERLI (2004)

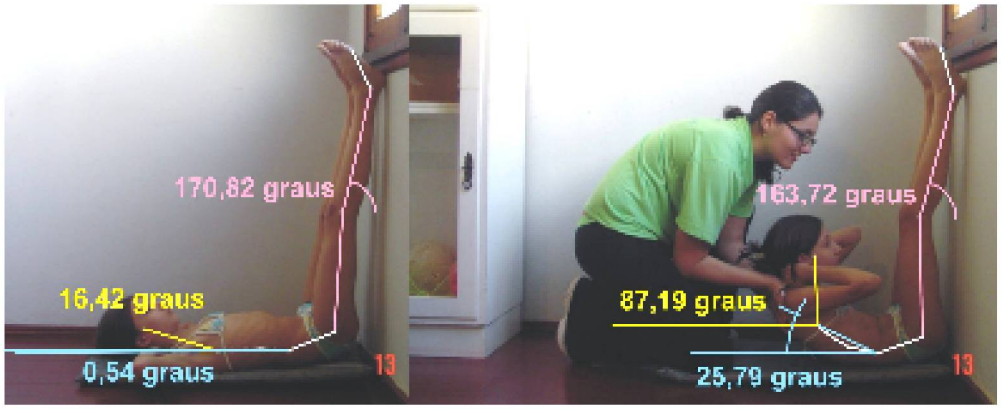


FIGURA 54 – IMAGENS ADQUIRIDAS NO AMBULATÓRIO MÉDICO DE UMA ESCOLA PARA ESTUDO SOBRE FLEXIBILIDADE EM ESCOLARES. FONTE: SCHWEINBERGER (2005)

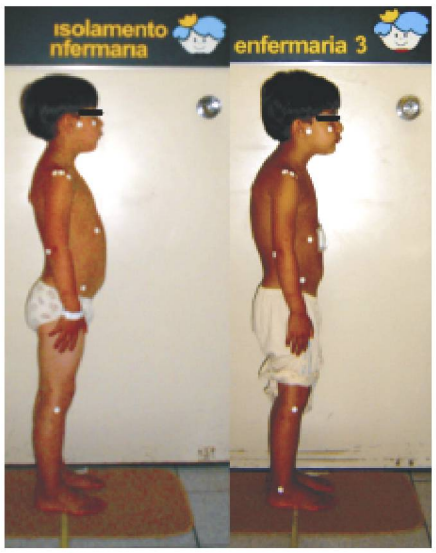


FIGURA 55 – IMAGENS ADQUIRIDAS NA ENFERMARIA DE UM HOSPITAL PEDIÁTRICO PARA ESTUDO SOBRE A GEOMETRIA DA POSTURA ANTES E APÓS INTERVENÇÃO CIRÚRGICA CARDIOTORÁCICA. FONTE: POMBO (2005)

FIGURA 56 – IMAGEM ADQUIRIDA NA UNIDADE DE TERAPIA INTENSIVA. FONTE: O AUTOR (2005)

4.1.1.1.4 *MoCap* biofotogramétrico: resolução da câmera

As imagens utilizadas para medidas nos estudos revisados foram adquiridas por câmeras digitais de diferentes marcas, com resolução de imagem que variou entre 2.0 até 8.1megapixels. O motivo desta ampla variação deve-se à tecnologia disponível em cada período: ano a ano as câmeras digitais têm agregado recursos e qualidade às imagens, variando a resolução de aquisição das imagens, mas sem prejuízos para os resultados finais de cada estudo (SACCO *et al.*, 2003).

4.1.1.1.5 *MoCap* biofotogramétrico: enquadramento

O enquadramento do movimento reside na relação que este ocupa, em área na imagem, em relação ao cenário. O movimento deve ser enquadrado na região central da imagem, em todoso os momentos representativos de sua expressão biomecânica e/ou clínica. Por exemplo, para medir a amplitude de movimento (ADM) de um segmento, foram necessárias duas aquisições: uma no seu ponto de repouso, e outra no momento máximo de execução de sua execução (Figura 57).

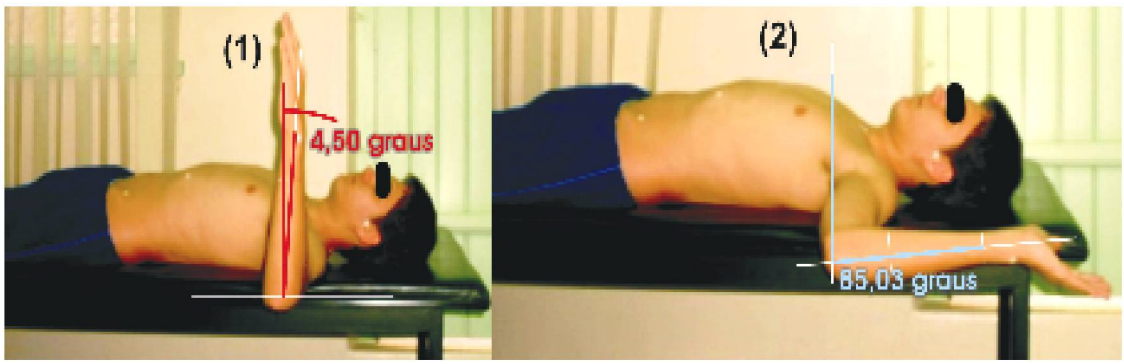


FIGURA 57 – MEDIDA DA ADM DA ROTAÇÃO EXTERNA DO BRAÇO: (1) IMAGEM ADQUIRIDA NA POSIÇÃO INICIAL DA MEDIDA, OU O PONTO DE REPOUSO; (2) IMAGEM ADQUIRIDA NA MÁXIMA ROTAÇÃO EXTERNA, REALIZADA ATIVAMENTE PELO PACIENTE. A ADM FOI CALCULADA PELA DIFERENÇA ENTRE AS MEDIDAS FINAL E INICIAL. FONTE: O AUTOR (2005)

4.1.1.1.6 *MoCap* biofotogramétrico: relação entre câmera e plano de movimento

A aquisição das imagens por uma câmera fixa sobre um tripé (Figura 58), preferencialmente acionada por um controle remoto representa outra determinação metodológica da Biofotogrametria. O posicionamento deve ser de tal modo que a base de apoio esteja paralela ao plano do solo em que se apóia o tripé. Para o alinhamento entre eixos horizontais da câmera e do ambiente de aquisição pode ser utilizado um nível de bolha d'água na base de apoio da câmera do tripé.

FIGURA 58 – POSICIONAMENTO DA CÂMERA SOBRE TRIPÉ PARA ALINHAMENTO ENTRE CÂMERA-AMBIENTE, OBTIDO PELO POSICIONAMENTO CONTROLADO SOBRE O TRIPÉ. FONTE: O AUTOR (2005)

Ainda que a câmera tenha sido bem posicionada, é possível que seu acionamento sem controle remoto ou outro tipo de interferência em seu posicionamento modifiquem a relação de seu *CCD* em relação à linha gravitacional ou ao plano de movimentos. Estes fatores podem resultar em rotação da câmera e, conseqüentemente, distorção da imagem adquirida.

Para analisar a distorção de resultados quando o eixo óptico se desviou da relação de perpendicularidade, Oliveira (2005) testou imagens de um goniômetro clínico aberto em ângulos conhecidos, mas cujo plano de base de apoio (PB) foi posicionado em rotação de 110 e 130 graus para o eixo óptico (Figura 59), além da usual posição perpendicular.

Os resultados mostraram que as medidas obtidas com o PB rodado a 110 graus não diferiam significativamente ($p>0.05$) das medidas em imagens cuja câmera estava perpendicular ao PB. Ao mesmo tempo, as medidas feitas com PB ortogonal apresentaram uma alta correlação ($r^2=0.9950$) com os valores conhecidos do ângulo fotografado.

No entanto, o PB em 130graus causou distorção na medida em intensidade suficiente para que a diferença fosse significativa ($p<0.05$) em relação às medidas originais, ou àquelas feitas com PB perpendicular.

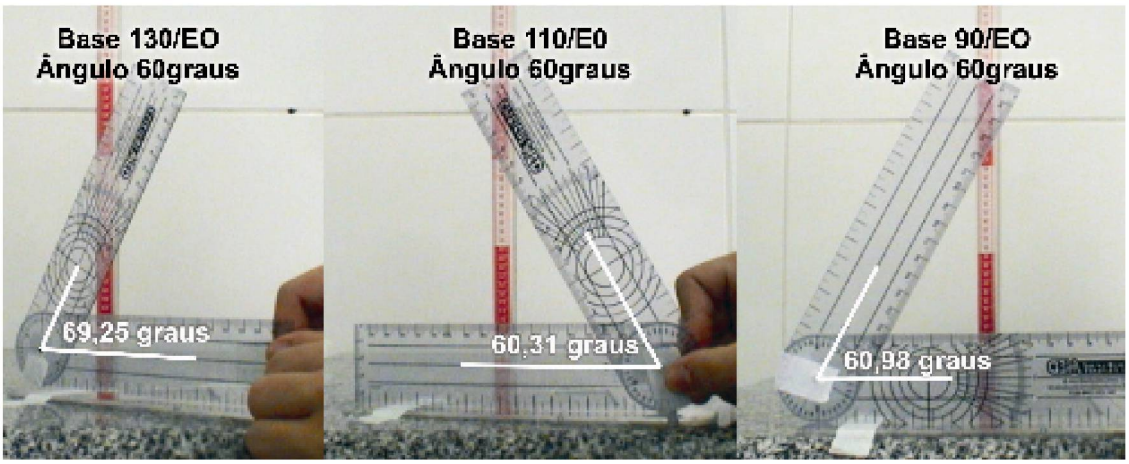


FIGURA 59 – RELAÇÃO ENTRE PLANO DE BASE (PB) DAS MEDIDAS ANGULARES *VERSUS* EIXO ÓPTICO (EO) DA CÂMERA DE AQUISIÇÃO. O GONIÔMETRO FOI FIXADO EM 60GRAUS, E TENDO COMO REFERÊNCIA A POSIÇÃO ORTOGONAL (90/EO) DO EO EM RELAÇÃO AO PB, VERIFICOU-SE QUE UMA ROTAÇÃO DO PB ATÉ 20GRAUS (110/EO) NÃO ALTEROU SIGNIFICATIVAMENTE A MEDIDA. FONTE: OLIVEIRA (2005)

4.1.1.1.7 *MoCap* biofotogramétrico: formato de imagens e processamento computacional

As imagens mais freqüentemente utilizadas para medidas em Biofotogrametria foram do tipo "BMP"[27] ou "JPEG"[28]. Este último é o formato de eleição da maior parte das câmeras fotográficas digitais comerciais, principlamente pelo fato de ocupar um menor espaço de armazenamento em relação às primeiras.

---

[27] *Windows bitmap*, ou mapa de bits em inglês, são imagens que contém a descrição de cada pixel.
[28] *Joint photographic experts group*, trata de um formato de compressão de imagens.

As interfaces gráficas aceitam esses e outros tipos imagens, menos populares e mais técnicos, para importação ao ambiente de trabalho dos programas e processamento por meio da aplicação das ferramentas que oferecem.

Os estudos em Biofotogrametria foram realizados quase totalmente com imagens adquiridas no formato JPEG. Nos estudos, as imagens com o formato JPEG eram importadas para o ambiente de trabalho do programa de tratamento gráfico. Neste caso, o *CorelDraw®* foi o programa mais utilizado, possivelmente motivado por sua interface amigável e de fácil assimilação e uso por profissionais não-técnicos na área de informática .

No *CorelDraw®*, a ferramenta angular ou *"angular tool"* foi o recurso utilizado para obter a medida angular de um movimento registrado pela imagem. Esta ferramenta requer uma seqüência de seleção de pontos sistematizada e pré-estabelecida pelo programa. A seqüência padrão reconhece a seleção de três pontos consecutivos por meio de cliques do *mouse*, e procede à determinação dos vetores que compõem o ângulo medido, seguido de um quarto clique que retorna o valor do ângulo, em graus.

O primeiro ponto selecionado corresponde sempre ao vértice do ângulo (P1), ou seja, a interface exige como primeira seleção o eixo de rotação angular do movimento. A definição do primeiro vetor angular, após a definição de P1, é feita pela seleção de uma referência anatômica contígua do segmento, cujo movimento seria medido (P2).

O segundo vetor é determinado por uma entre duas maneiras: (a) se a medida for para um ângulo relativo (Figura 60), ele deve corresponder à referência anatômica (P3) contígua ao vértice e diferente de P2; (b) caso a medida desejada seja um ângulo absoluto (Figura 61), P3 corresponde a um dos quatro semi-eixos[29] de um plano cartesiano hipotético, cujo centro foi inicialmente estabelecido por P1.

[29] Se dois eixos ortonormais, abscissa e ordenada, cruzarem-se em P1, selecionado como vértice do ângulo medido, formarão o centro de um plano cartesiano. Os semi-eixos possíveis para a composição de um ângulo absoluto serão na: (1) horizontal à direita, x-positivo; (2) horizontal à esquerda, x-negativo; (3) vertical acima, y-positivo; (2) vertical abaixo, y-negativo. Fonte: O autor.

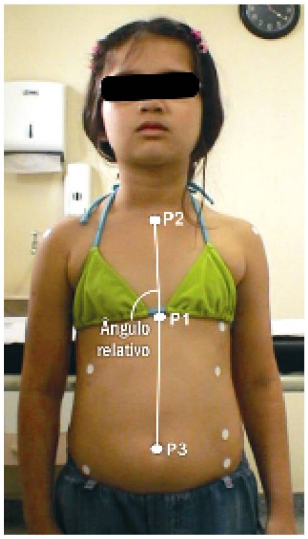


FIGURA 60 – TRAÇADO DE UM ÂNGULO RELATIVO: P1 CORRESPONDE AO VÉRTICE DO ÂNGULO, FIXADO NO APÊNDICE XIFÓIDE; P2 ORIENTA O PRIMEIRO VETOR ANGULAR PARA A INCISURA JUGULAR DO MANÚBRIO ESTERNAL; P3 ORIENTA O SEGUNDO VETOR ANGULAR PARA A CICATRIZ ONFÁLICA. FONTE: O AUTOR (2007)

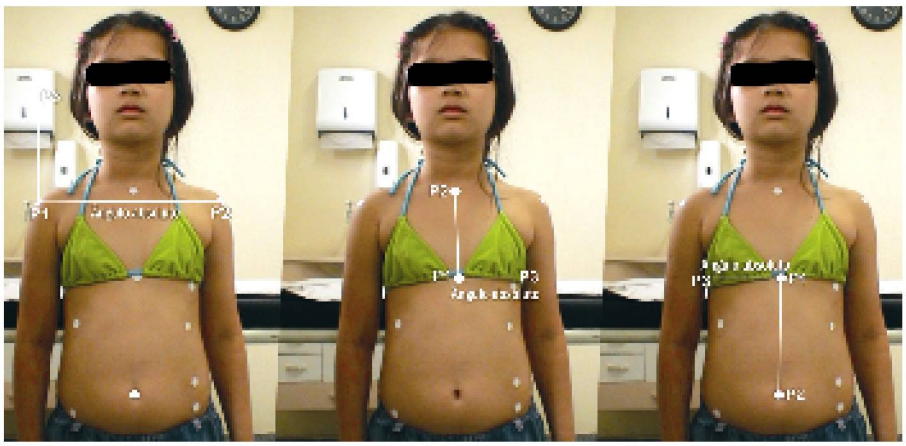


FIGURA 61 – TRAÇADO DE ÂNGULOS ABSOLUTOS: NA PRIMEIRA IMAGEM, O PRIMEIRO VETOR ANGULAR CONECTA OS ACRÔMIOS, ENQUANTO P3 É ORIENTADO PARA O SEMI-EIXO POSITIVO DAS ORDENADAS; NA SEGUNDA IMAGEM, P3 ESTÁ ORIENTADO PARA O SEMI-EIXO POSITIVO ENQUANTO NA TERCEIRA IMAGEM, A ORIENTAÇÃO DE P3 SE DÁ PARA O SEMI-EIXO NEGATIVO, AMBOS NA ABSCISSA. FONTE: O AUTOR (2007)

4.1.1.1.8 *MoCap* biofotogramétrico: orientação dos planos de referência imagem-objeto

Como já mencionado, é possível que interferências externas modifiquem a relação do *CCD* da câmera em relação à linha gravitacional ou ao plano de

movimentos, resultando em fatores podem resultar em rotação da câmera e, conseqüentemente, distorção da imagem adquirida.

A revisão da produção científica em Biofotogrametria, e de outros estudos que utilizaram métodos similares (SACCO *et al.*, 2003; LIMA *et al.*, 2004; BARAÚNA *et al.*, 2004; BARAÚNA *et al.*, 2006; CARDOSO *et al.*, 2007; GUIMARÃES; SACCO; JOÃO, 2007; CARREGARO; SILVA; GIL COURY, 2007), mostrou que um dos artefatos mais freqüentes e não controlados, exceto pela Biofotogrametria, era a rotação vertical da câmera, ocorrida no momento da aquisição da imagem.

Este tipo de artefato não influencia medida de ângulos relativos, mas pode influenciar diretamente as medidas de ângulos absolutos, posto que estes apresentam um dos quatro semi-eixos do plano cartesiano como segundo vetor angular. Por essa razão, um procedimento subseqüente à importação da imagem, mas prévio ao início da medida angular sobre fotogramas deve ser o alinhamento dos sistemas de coordenadas matriciais da imagem com o sistema interno do ambiente da interface gráfica (Figura 62).

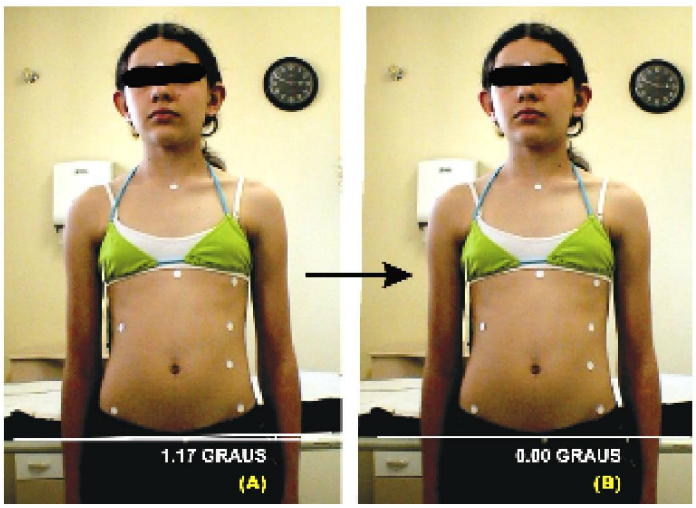


FIGURA 62 – ALINHAMENTO DOS SISTEMAS DE COORDENADAS MATRICIAIS ENTRE IMAGEM E PROGRAMA. (A) IMAGEM IMPORTADA APRESENTA ROTAÇÃO DE 1,17 GRAUS, MEDIDA POR UM PRUMO HORIZONTAL, REPRESENTADO PELA BASE DA MACA, PARALELA AO SOLO; (B) APLICAÇÃO DA FERRAMENTA DE ROTAÇÃO DE IMAGENS PELO VALOR MEDIDO. APÓS O AJUSTE, O MESMO PRUMO FOI MEDIDO, E ENCONTRAVAM-SE ALINHADOS. FONTE: O AUTOR (2008)

Este alinhamento pode ser obtido pela medida de nivelamento de um prumo, vertical ou horizontal, presente na imagem e a aplicação da ferramenta de rotação da imagem, nos graus equivalentes ao desalinhamento entre ambos os sistemas de coordenadas.

4.1.1.1.9 *MoCap* biofotogramétrico: emissão de laudos

Ao conjunto formado por medidas e interpretações pertinentes ao cenário de atenção à saúde em que se situam, denominou-se laudo biofotogramétrico. Além das medidas angulares diretas, este laudo pode ser ampliado, e explorar a interação com o paciente por meio da inclusão de elementos visuais de fácil compreensão, assim como pode ser enriquecido com dados técnicos destinados ao profissional solicitante (Apêndice 2).

4.1.1.2 Sobre fotointerpretação

Na fase interpretativa, ou fotointerpretação, os procedimentos em Biofotogrametria foram divididos em três abordagens seqüenciais: (1) a fotoleitura, que identifica, na imagem, a posição dos marcadores de superfície que apresentavam interesse para medidas angulares ou lineares; (2) a fotoanálise, que abrange segmentação e rastreamento, procedimentos pertinentes à separação ou distribuição do segmento corporal medido em seus componentes de movimento, e acompanhamento deste segmento ao longo do movimento registrado; (3) a dedução ou satisfatoriedade, que considera os elementos da imagem que a qualificam para a métrica dos movimentos nela contidos.

4.1.1.2.1 Fotoleitura

O reconhecimento dos marcadores de superfície na imagem, suas relações com o movimento que se deseja medir, e sua visibilidade ao longo da execução do movimento analisado definem a fotoleitura como a primeira etapa da fotointerpretação. Nela, as características básicas dos marcadores são reconhecidas em cada imagem do movimento. As principais características declaradas nos estudos revisados foram: a forma, a cor e o posicionamento dos marcadores.

A manipulação das propriedades da imagem por meio das ferramentas do programa gráfico possibilita a superação de dificuldades na fotoleitura. Uma vez que foram padronizados na cor branca, os marcadores de superfície se destacam da superfície onde estão posicionados, ou seja, a pele, pela aplicação de parte do algoritmo de morfologia matemática utilizado pelo sistema *DVideow* (BARROS *et al.*, 1999).

Esta manipulação inclui o aumento do contraste e a redução do brilho da imagem para destacar apenas os elementos de cor branca na imagem, quais sejam, os marcadores (Figura 63). Dessa maneira, imagens adquiridas nos diferentes ambientes, sem controle de iluminação, podem ser empregadas sem dificuldade na avaliação biofotogramétrica, priorizando a visibilidade dos marcadores, e não do paciente, posto que é através deles que se acompanha e mede o movimento.

FIGURA 63 – FOTOLEITURA: NA PRIMEIRA IMAGEM, O FOTOGRMA COM CARACTERÍSTICAS DE CONTRASTE E BRILHO DA AQUISIÇÃO; NA SEGUNDA IMAGEM, APLICAÇÃO DO RECURSO DE REDUÇÃO DO BRILHO E AUMENTO DO CONTRASTE PARA DESTACAR OS MARCADORES DE SUPERFÍCIE. FONTE: O AUTOR (2008)

4.1.1.2.2 Fotoanálise: segmentação e rastreamento

As imagens utilizadas para medidas em cinemática precisam ser adquiridas em momentos oportunos, ou seja, que registrem o movimento em momentos biomecanicamente satisfatórios para análise. A eleição sistematizada desses momentos é denominada segmentação, ou seja, a separação de um ou mais momentos dos movimentos para análise e medição, dentre o conjunto de imagens possíveis de serem registradas durante sua execução.

Uma vez segmentadas, as imagens selecionadas servirão de base para as medidas do movimento pelo acompanhamento do deslocamento dos marcadores pertinentes ao movimento medido, o que corresponde à etapa de rastreamento. Juntos, segmentação e rastreamento estabelecem o universo no qual as medidas são efetuadas (Figura 64).

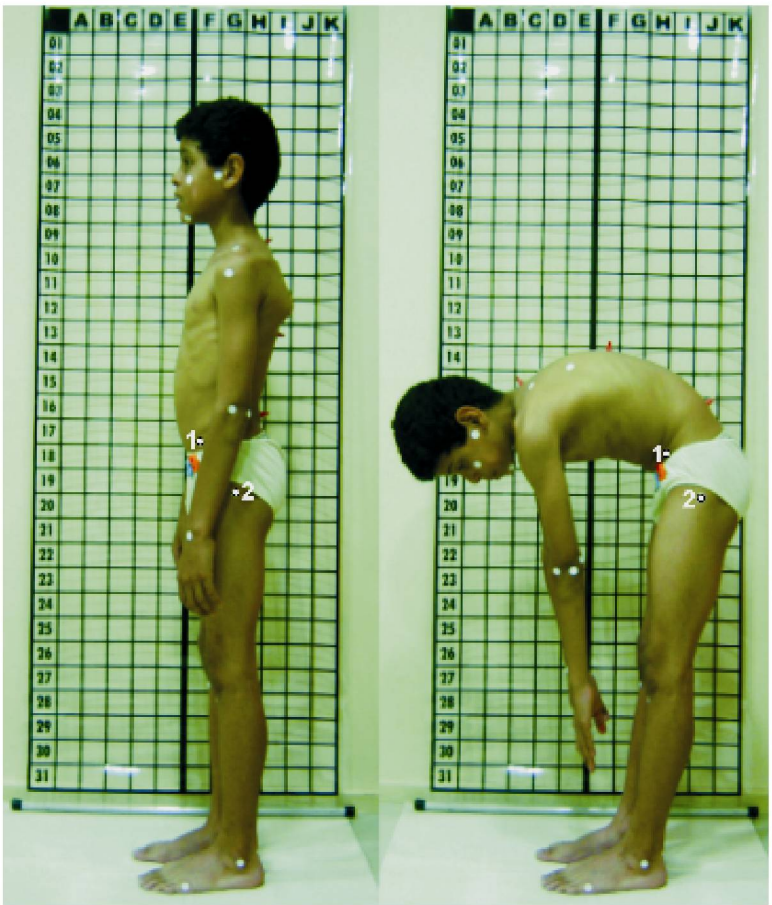


FIGURA 64 – SEGMENTAÇÃO E RASTREAMENTO PARA MEDIDA DA AMPLITUDE DE MOVIMENTO DA PELVA NA FLEXÃO ANTERIOR DO TRONCO: (1) ESPINHA ILÍACA ÂNTERO-SUPERIOR; (2) TROCÂNTER FEMORAL MAIOR. AS REFERÊNCIAS FORAM RASTREADAS EM DOIS MOMENTOS, PELA SEGMENTAÇÃO DAS IMAGENS AO INICIO E FINAL DO MOVIMENTO. FONTE: O AUTOR (2006)

4.1.1.2.3 Satisfatoriedade

Satisfatoriedade é uma etapa que abrange o pleno atendimento de todas as etapas prévias, e inclui ainda, a possibilidade de ampliação do escopo da análise de um movimento principal por meio do controle dos movimentos secundários ou acessórios que o acompanham. Este procedimento permite conclusões biomecânicas referentes às informações ocultas em uma medição simples do movimento principal (Figura 65).

FIGURA 65 – SATISFATORIEDADE DAS IMAGENS SELECIONADAS PARA MEDIDA DO MOVIMENTO DA PELVE DURANTE A FLEXÃO ANTERIOR DO TRONCO: ALINHAMENTO DOS SISTEMAS DE REFERÊNCIA ENTRE IMAGEM-PROGRAMA; VISIBILIDADE DOS MARCADORES NOS MOMENTOS SEGMENTADOS DO MOVIMENTO; AMPLIAÇÃO DO ESCOPO DA MEDIDA DO MOVIMENTO PRINCIPAL PELO CONTROLE DO MOVIMENTO SECUNDÁRIO DA EXTENSÃO DO TORNOZELO (MARCADORES AMARELOS). O RASTREAMENTO DO MALÉOLO LATERAL (3) E DA CABEÇA DO V METATARSO (4) PERMITIU IDENTIFICAR UMA EXTENSÃO ACESSÓRIA, COMUM EM PACIENTES COM ENCURTAMENTO DOS MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA. FONTE: O AUTOR (2007)

4.1.1.3 Métrica

Na fase de métrica foram reunidas as abordagens de quantificação ou medição, e de interpretação ou significação.

4.1.1.3.1 Quantificação ou medição

A primeira etapa da divisão métrica da Biofotogrametria é a quantificação ou medição do movimento. Nesta etapa, os procedimentos lançam mão dos recursos da interface gráfica para quantificar, em medida angular ou linear, o movimento registrado nos fotogramas que atenderam previamente à todas as etapas da fotointerpretação (Figura 66).

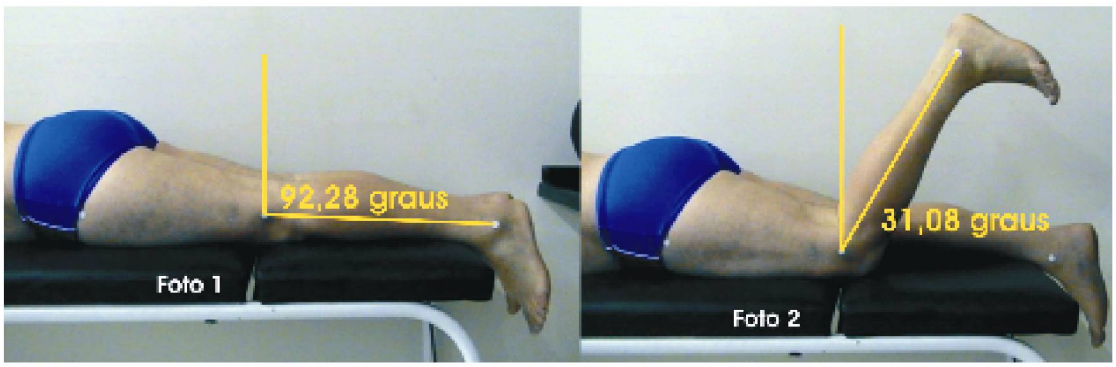


FIGURA 66 – QUANTIFICAÇÃO DAS MEDIDAS PARA CÁLCULO DA ADM DA FLEXÃO DO JOELHO, APÓS MENSECTOMIA: FOTO 1: JOELHO EM EXTENSÃO TOTAL, PONTO DE PARTIDA DO MOVIMENTO; FOTO 2: JOELHO EM FLEXÃO MÁXIMA. A DIFERENÇA ENTRE AS DUAS MEDIDAS CORRESPONDE À ADM ATIVA DO MOVIMENTO. FONTE: O AUTOR (2006)

Como a literatura não ofereceu uma clara distinção sobre quando calcular ângulos absolutos ou relativos (Figura 67), os estudos em Biofotogrametria optaram pela adoção de uma regra: o acompanhamento de um mesmo paciente, ao longo do tempo, pode ser feito por meio do traçado de ângulos relativos ou absolutos, porém apenas estes últimos devem ser utilizados nos estudos comparativos entre pessoas diferentes.

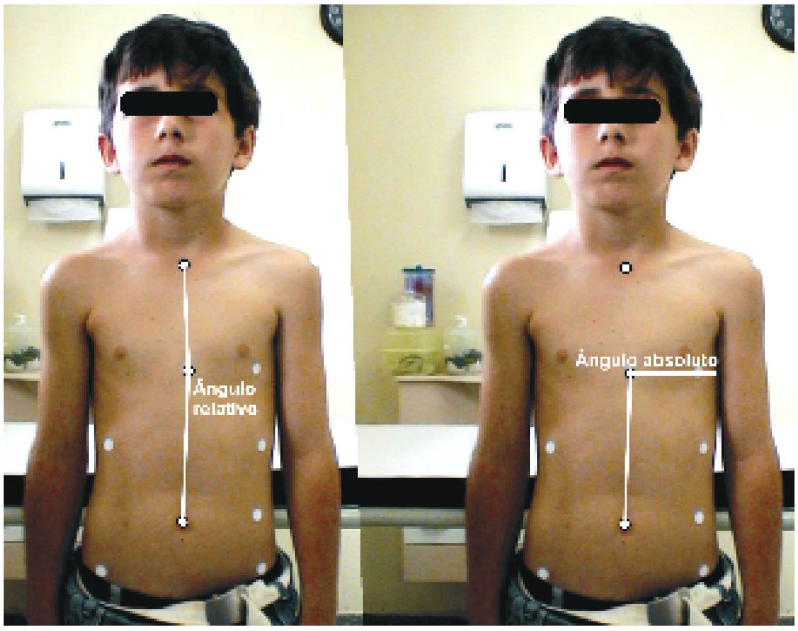


FIGURA 67 – QUANTIFICAÇÃO ANGULAR DO ALINHAMENTO ANTERIOR TORACOABDOMINAL: NA PRIMEIRA IMAGEM, O ALINHAMENTO MEDIDO POR UM ÂNGULO RELATIVO ENTRE APÊNDICE XIFÓIDE, CICATRIZ ONFÁLICA E INCISURA JUGULAR; NA SEGUNDA IMAGEM, O DESMEMBRAMENTO DO ALINHAMENTO PELA MEDIDA DO ÂNGULO ABSOLUTO ENTRE AS DUAS PRIMEIRAS REFERÊNCIAS ANATÔMICAS E O SEMI-EIXO POSITIVO DA ABSCISSA. FONTE: O AUTOR (2007)

Para traçar ângulos que possam refletir corretamente a ADM dos movimentos de flexão, adução ou rotação interna, a composição dos vetores angulares foi determinada de tal modo que entre a posição inicial e final, o valor do ângulo sofresse redução numérica. O oposto se deu para os movimentos de extensão, abdução e rotação externa, quando o traçado do ângulo proporcionou um aumento do valor entre a posição inicial e final.

O terceiro diferencial foi estabelecer procedimentos que determinassem que as medidas, uma vez realizadas por um examinador, fossem sempre as mesmas. Para essa finalidade foram aplicadas seqüencialmente duas ferramentas do programa *CorelDraw*®: (1) os marcadores de superfície, envolvidos na medida do movimento desejado, foram sobrepostos por um círculo traçado com a ferramenta ferramenta circular, que manteve um centro virtual dentro do círculo desenhado; (2) foi ativado o recurso “prender aos objetos”, no menu exibir, que faz com que o cursor se prenda diretamente ao centro ou às bordas do objeto, nesse caso o círculo que se sobrepunha ao marcador (Figura 68).

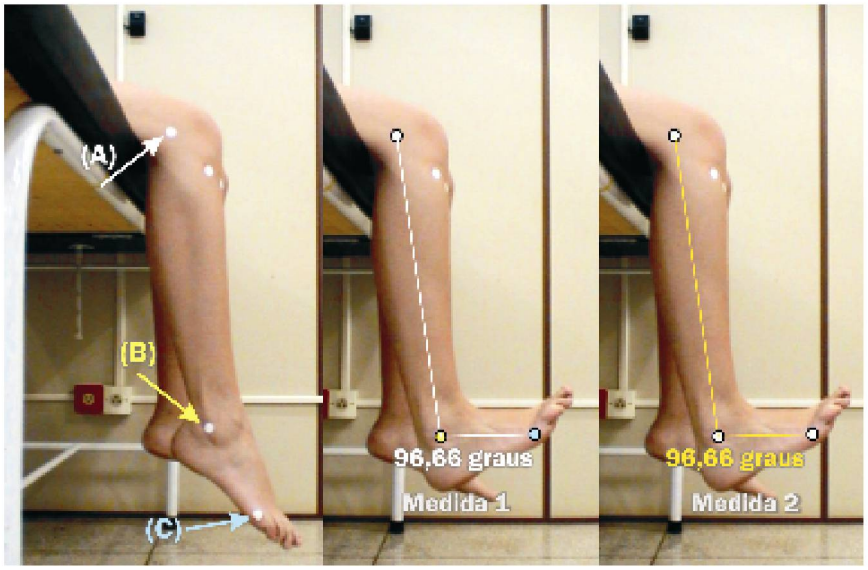


FIGURA 68 – PROCESSAMENTO DE IMAGENS PARA REPRODUTIBILIDADE DAS MEDIDAS: OS MARCADORES (A), (B) E (C) FORAM DESTACADOS. A SEGUIR FOI ATIVADA A PROPRIEDADE "PRENDER AOS OBJETOS". ESTA SEQÜÊNCIA DE PROCEDIMENTOS FEZ COM QUE TODAS AS VEZES QUE OS MARCADORES FOSSEM SELECIONADOS PARA MEDIR UM ÂNGULO DE MOVIMENTO (MEDIDAS 1 E 2), O RESULTADO FOSSE SEMPRE O MESMO. FONTE: O AUTOR (2006)

Após estes procedimentos, ao aplicar a ferramenta angular para medir ângulos de movimentos, a seleção de pontos recaiu automaticamente ao centro dos círculos que destacavam os marcadores selecionados, resultando sempre na mesma medida.

4.1.1.3.2 Significação ou interpretação

Na significação[30], as medidas dos ângulos são submetidas a equações para cálculo principalmente da ADM (Equação 3), ou seja, a diferença entre a medida angular final (∠f) e a inicial (∠i).

Equação 3 – **ADM = ∠f - ∠i**

[30] Representação mental relacionada a uma forma lingüística, um sinal, um conjunto de sinais, um fato, um gesto; aquilo que um signo quer dizer; acepção, sentido, significado. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

Quanto se meda uma flexão, adução ou rotação interna, o resultado final da equação é negativo, mostrando que houve redução do valor medido entre o início e o fim do registro do movimento. Ao contrário, o resultado final positivo reflete o aumento dos valores angulares, como ocorrem nos movimentos de extensão, abdução e rotação externa.

4.2 SEGUNDO EIXO: DESENVOLVIMENTO DO MODELO BAMER

As tabelas 1 a 10 reúniram as medidas das áreas inspiratórias e expiratórias das divisões do modelo BAMER obtidas em cada momento, nas duas provas de exercício.

	ts.m1.ex	ti.m1.ex	as.m1.ex	ai.m1.ex	tx.m1.ex	ab.m1.ex	pt.m1.ex
Medida 1	93,370	178,514	62,862	109,875	271,884	172,738	444,622
Medida 2	95,518	182,341	56,376	112,854	277,860	169,230	447,089
Medida 3	93,635	180,151	57,026	121,801	273,786	178,827	452,613
Medida 4	115,372	201,765	79,287	100,229	317,137	179,516	496,653
Medida 5	122,776	194,162	78,491	90,156	316,938	168,647	485,585
Medida 6	119,055	200,358	78,491	86,753	319,414	165,244	484,658
Medida 7	100,656	175,385	77,499	76,952	276,041	154,451	430,492
Medida 8	104,258	167,990	78,537	71,428	272,249	149,966	422,214
Medida 9	111,955	159,329	75,007	79,452	271,285	154,459	425,744
Mediana	104,258	180,151	77,499	90,156	276,041	168,647	447,089

TABELA 1 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS EXPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PRÉ-EXERCÍCIO DA PROVA LIVRE (M1), EM CM^2. FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m1.in	ti.m1.in	as.m1.in	ai.m1.in	tx.m1.in	ab.m1.in	pt.m1.in
Medida 1	99,778	185,320	69,746	146,376	285,098	216,122	501,221
Medida 2	95,121	181,421	64,993	122,494	276,542	187,486	464,028
Medida 3	103,076	170,728	63,518	120,761	273,804	184,279	458,083
Medida 4	112,685	192,140	122,502	142,548	304,824	265,050	569,875
Medida 5	128,985	181,109	127,311	148,396	310,094	275,708	585,802
Medida 6	116,268	187,281	117,711	143,307	303,549	261,018	564,567
Medida 7	107,069	175,949	117,707	111,253	283,018	228,960	511,978
Medida 8	109,471	177,101	109,917	105,697	286,572	215,613	502,186
Medida 9	113,140	172,321	102,951	109,619	285,461	212,570	498,031
Mediana	103,409	194,137	79,910	99,947	299,539	170,868	500,025

TABELA 2 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS INSPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PRÉ-EXERCÍCIO DA PROVA LIVRE (M1), EM CM^2. FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m2.ex	ti.m2.ex	as.m2.ex	ai.m2.ex	tx.m2.ex	ab.m2.ex	pt.m2.ex
Medida 1	76,732	138,349	43,023	85,211	215,081	128,234	343,315
Medida 2	78,176	140,678	46,122	97,630	218,854	143,753	362,607
Medida 3	77,105	134,233	47,717	99,947	211,338	147,664	359,002
Medida 4	117,264	204,104	84,638	105,269	321,367	189,906	511,274
Medida 5	130,167	201,765	79,910	90,959	331,932	170,868	502,800
Medida 6	114,234	209,877	74,360	87,276	324,111	161,636	485,747
Medida 7	106,187	193,352	103,540	106,105	299,539	209,645	509,184
Medida 8	103,409	196,390	101,383	102,608	299,798	203,991	503,789
Medida 9	102,927	194,137	102,461	100,500	297,064	202,961	500,025
Mediana	103,409	194,137	79,910	99,947	299,539	170,868	500,025

TABELA 3 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS EXPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PÓS-EXERCÍCIO DA PROVA LIVRE (M2), EM CM^2. FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m2.in	ti.m2.in	as.m2.in	ai.m2.in	tx.m2.in	ab.m2.in	pt.m2.in
Medida 1	74,133	140,341	44,979	94,471	214,474	139,450	353,924
Medida 2	85,144	132,049	47,007	94,164	217,193	141,171	358,365
Medida 3	81,504	131,886	42,584	97,558	213,390	140,142	353,533
Medida 4	117,612	192,893	120,573	140,476	310,505	261,050	571,554
Medida 5	119,080	199,761	120,275	151,538	318,841	271,813	590,654
Medida 6	114,675	202,934	124,474	145,478	317,610	269,952	587,562
Medida 7	108,466	180,900	106,628	117,895	289,367	224,524	513,890
Medida 8	107,576	185,141	108,998	111,449	292,717	220,447	513,163
Medida 9	107,102	187,518	107,363	116,188	294,620	223,551	518,172
Mediana	107,576	185,141	107,363	116,188	292,717	223,551	513,890

TABELA 4 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS INSPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PÓS-EXERCÍCIO DA PROVA LIVRE (M2), EM CM^2. FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m3.ex	ti.m3.ex	as.m3.ex	ai.m3.ex	tx.m3.ex	ab.m3.ex	pt.m3.ex
Medida 1	322,316	679,916	320,409	372,771	1002,232	693,180	1695,412
Medida 2	326,824	699,400	327,691	386,857	1026,224	714,549	1740,773
Medida 3	384,885	637,177	325,870	396,697	1022,063	722,567	1744,630
Medida 4	120,569	213,065	89,282	66,877	333,634	156,159	489,794
Medida 5	122,761	204,002	83,883	66,420	326,764	150,303	477,066
Medida 6	113,993	217,352	87,768	79,844	331,345	167,612	498,957
Medida 7	92,062	181,725	82,048	65,050	273,787	147,098	420,884
Medida 8	85,564	198,169	82,048	67,420	283,734	149,468	433,201
Medida 9	87,905	196,660	85,603	73,095	284,565	158,698	443,263
Mediana	120,569	213,065	87,768	73,095	331,345	158,698	489,794

TABELA 5 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS EXPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PRÉ-EXERCÍCIO DA PROVA ISOCARGA, COM MÁSCARA SEM CARGA (M3),EM CM^2. FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m3.in	ti.m3.in	as.m3.in	ai.m3.in	tx.m3.in	ab.m3.in	pt.m3.in
Medida 1	333,580	631,716	395,050	485,035	965,296	880,085	1845,381
Medida 2	341,735	667,476	363,776	415,855	1009,211	779,631	1788,842
Medida 3	329,078	609,155	379,706	468,000	938,233	847,706	1785,939
Medida 4	124,029	196,780	142,802	100,120	320,809	242,922	563,730
Medida 5	126,818	210,334	98,255	74,247	337,152	172,502	509,654
Medida 6	116,169	221,311	101,126	82,918	337,479	184,044	521,523
Medida 7	108,181	198,093	115,806	101,330	306,274	217,136	523,410
Medida 8	92,014	206,826	98,435	85,622	298,840	184,057	482,896
Medida 9	101,598	190,563	101,330	91,823	292,161	193,153	485,314
Mediana	124,029	210,334	115,806	100,120	337,152	217,136	523,410

TABELA 6 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS INSPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PRÉ-EXERCÍCIO DA PROVA ISOCARGA, COM MÁSCARA SEM CARGA (M3), EM CM^2. FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m4.ex	ti.m4.ex	as.m4.ex	ai.m4.ex	tx.m4.ex	ab.m4.ex	pt.m4.ex
Medida 1	289,212	668,581	370,776	448,234	957,792	819,010	1776,803
Medida 2	330,184	623,025	303,895	398,951	953,208	702,846	1656,054
Medida 3	309,919	683,557	303,418	379,272	993,477	682,690	1676,167
Medida 4	110,165	201,188	87,768	61,888	311,353	149,656	461,009
Medida 5	106,336	212,018	87,768	61,888	318,355	149,656	468,011
Medida 6	113,567	210,644	83,597	69,503	324,211	153,100	477,311
Medida 7	92,400	189,343	79,879	79,364	281,744	159,243	440,987
Medida 8	93,746	183,865	82,542	69,906	277,611	152,448	430,060
Medida 9	101,009	199,612	82,246	75,241	300,621	157,487	458,108
Mediana	110,165	210,644	87,768	75,241	318,355	157,487	468,011

TABELA 7 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS EXPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PRÉ-EXERCÍCIO DA PROVA ISOCARGA, COM MÁSCARA E CARGA EXPIRATÓRIA DE 5CMH2O (M4), EM CM^2. FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m4.in	ti.m4.in	as.m4.in	ai.m4.in	tx.m4.in	ab.m4.in	pt.m4.in
Medida 1	340,565	656,162	303,895	489,738	996,728	793,633	1790,360
Medida 2	313,907	669,036	380,962	485,902	982,943	866,865	1849,808
Medida 3	358,033	620,229	396,610	446,631	978,262	843,241	1821,503
Medida 4	112,087	209,933	137,665	100,169	322,019	237,834	559,853
Medida 5	99,187	221,818	95,032	79,016	321,005	174,048	495,053
Medida 6	111,866	214,202	103,083	81,904	326,068	184,987	511,055
Medida 7	98,337	203,277	125,502	102,211	301,614	227,713	529,327
Medida 8	96,332	202,084	121,470	102,040	298,416	223,510	521,926
Medida 9	104,444	187,015	105,933	94,672	291,459	200,605	492,064
Mediana	111,860	214,202	125,502	102,040	322,019	227,713	529,327

TABELA 8 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS INSPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PRÉ-EXERCÍCIO DA PROVA ISOCARGA, COM MÁSCARA E CARGA EXPIRATÓRIA DE 5CMH2O (M4), EM CM^2. FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m5.ex	ti.m5.ex	as.m5.ex	ai.m5.ex	tx.m5.ex	ab.m5.ex	pt.m5.ex
Medida 1	297,718	675,494	352,918	382,523	973,212	735,442	1708,654
Medida 2	304,393	678,268	316,768	378,058	982,662	694,827	1677,488
Medida 3	322,533	663,965	291,541	375,935	986,498	667,476	1653,974
Medida 4	102,647	200,959	118,025	80,889	303,607	198,915	502,521
Medida 5	125,150	182,571	83,629	60,121	307,721	143,750	451,471
Medida 6	123,547	185,843	83,629	59,303	309,390	142,932	452,322
Medida 7	92,301	200,033	95,970	82,555	292,333	178,524	470,857
Medida 8	98,464	198,246	93,973	79,248	296,709	173,221	469,930
Medida 9	92,301	195,704	92,912	83,988	288,005	176,900	464,905
Mediana	123,547	200,033	95,970	82,555	307,721	178,524	470,857

TABELA 9 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS EXPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PÓS-EXERCÍCIO DA PROVA ISOCARGA (M5), EM CM^2.
FONTE: O AUTOR (2008)

	ts.m5.in	ti.m5.in	as.m5.in	ai.m5.in	tx.m5.in	ab.m5.in	pt.m5.in
Medida 1	296,482	677,900	318,718	401,205	974,382	719,923	1694,305
Medida 2	320,062	661,168	338,527	449,839	981,231	788,366	1769,597
Medida 3	343,469	310,548	342,659	405,712	654,017	748,371	1402,389
Medida 4	105,110	206,375	141,378	118,966	311,484	260,344	571,828
Medida 5	118,892	203,021	143,816	103,772	321,913	247,588	569,501
Medida 6	111,751	204,002	144,781	111,163	315,754	255,944	571,697
Medida 7	95,435	196,000	110,741	102,333	291,435	213,075	504,509
Medida 8	99,323	195,150	107,111	92,645	294,473	199,755	494,229
Medida 9	96,696	180,200	92,912	83,988	276,896	176,900	453,796
Mediana	111,751	204,002	143,816	111,163	315,754	255,944	571,697

TABELA 10 – VALORES INDIVIDUAIS DE CADA UMA DAS MEDIDAS DAS ÁREAS INSPIRATÓRIAS DO MODELO BAMER PÓS-EXERCÍCIO DA PROVA ISOCARGA (M5), EM CM^2

As medidas inspiratórias e expiratórias de cada divisão do modelo, pré e pós exercício entre provas diferentes, ou seja, entre M1-M3, M1-M4 e M2-M5, foram comparadas pelo teste de Wilcoxon. Todas as medidas realizadas na prova isocarga foram maiores que aquelas realizadas na prova livre. A comparação entre os momentos pré-exercício M1-M3 mostrou diferenças significantes nas áreas expiratórias para TI (p=0,008), AS (p=0,008) e TX (p=0,011), e nas áreas inspiratórias para TI (p=0,008) e TX (p=0,008). Entre os momentos M1-M4 foram diferentes as áreas expiratórias para TI (p=0,011), AS (p=0,008) e TX (p=0,038), enquanto que as áreas inspiratórias estatisticamente diferentes foram TI (p=0,008) e TX (p=0,008).

No pós-exercício, a comparação entre M2-M5 mostrou que as medidas inspiratórias das divisões TI (p=0,021) e AS (p=0,028) do modelo BAMER eram diferentes.

4.3 TERCEIRO EIXO: ROTINA POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA

A geometria da PT foi avaliada em 30 meninos, divididos em 19 no grupo NA (42%) e 11 em AS (58%), e 20 meninas, estando 12 no grupo NA (58%) e 8 em AS (42%). Esta relação de distribuição de gênero foi proporcional e manteve-se para ambas as análises, independente da forma em que foram observados os resultados.

Os resultados da tabela 11 mostram a distribuição equivalente de variâncias em ambos os gêneros para todos os ângulos, exceto para NP ($p<0,05$), que apresentou valores maiores em meninos (91,384 $\pm$ 3,041graus) que em meninas (90,692 $\pm$ 1,926graus). O ângulo CI apresentou comportamento inverso à NP: variou equivalentemente entre os gêneros, mas diferiu nas médias ($p<0,05$), com valores maiores em meninas (89,291 $\pm$ 2,729graus) que em meninos (87,6010 $\pm$ 2,74467graus). Para visualização do conjunto das diferenças encontradas, os resultados foram ilustrados esquematicamente nas figuras 69 e 70. A aplicação do teste de correlação de Pearson mostrou correlação significativa negativa ($p<0,01$) entre NP-CS e AO-NE, e positiva entre AO-CI e CS-NE.

Ângulos	Gênero	n	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão
NO	M	30	90,136	1,954	0,357
	F	20	89,537	2,156	0,482
NP#	M	30	91,384	3,041	0,555
	F	20	90,692	1,926	0,431
TX	M	30	90,033	2,641	0,482
	F	20	89,599	2,505	0,560
AO	M	30	89,607	2,310	0,422
	F	20	89,662	2,199	0,492
CS	M	30	88,455	2,057	0,376
	F	20	88,385	2,604	0,582
CI*	M	30	87,601	2,745	0,501
	F	20	89,291	2,729	0,610
NE	M	30	88,683	2,936	0,536
	F	20	88,077	2,956	0,661
DTT	M	30	-0,2677	0,869	0,159
	F	20	-0,0885	1,087	0,243

TABELA 11 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA PARA REGISTROS NO GRUPO DE OBSERVAÇÃO GR, DISTRIBUÍDOS SEGUNDO GÊNERO. DIFERENÇAS SIGNIFICATIVAS PARA VARIÂNCIA DE DADOS (#) E MÉDIAS (*) FORAM ENCONTRADAS ($P<0,05$). FONTE: O AUTOR (2008)

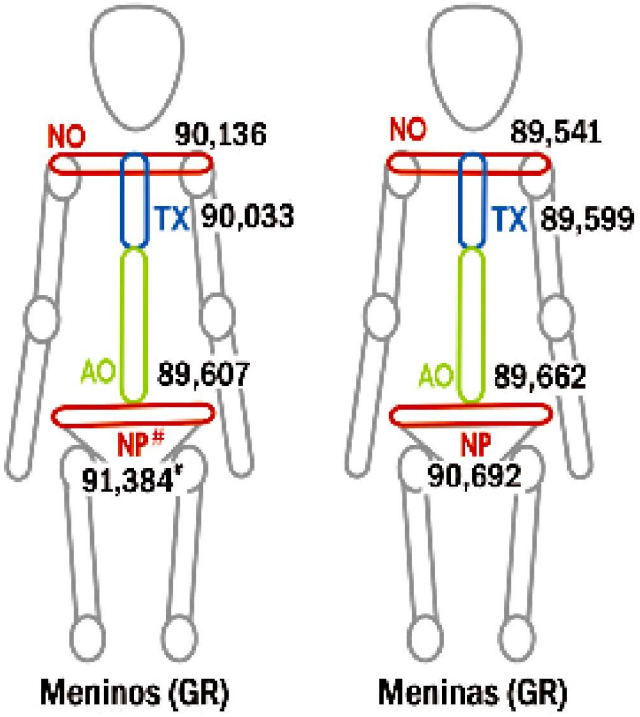


FIGURA 69 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS RESULTADOS MÉDIOS DOS ÂNGULOS DA VISTA ANTERIOR, SEGUNDO A DISTRIBUIÇÃO POR GÊNERO. O NIVELAMENTO DA PELVE (NP) APRESENTOU VARIÂNCIAS DIFERENTES (P<0,05) ENTRE OS GRUPOS OBSERVADOS. FONTE: O AUTOR (2008)

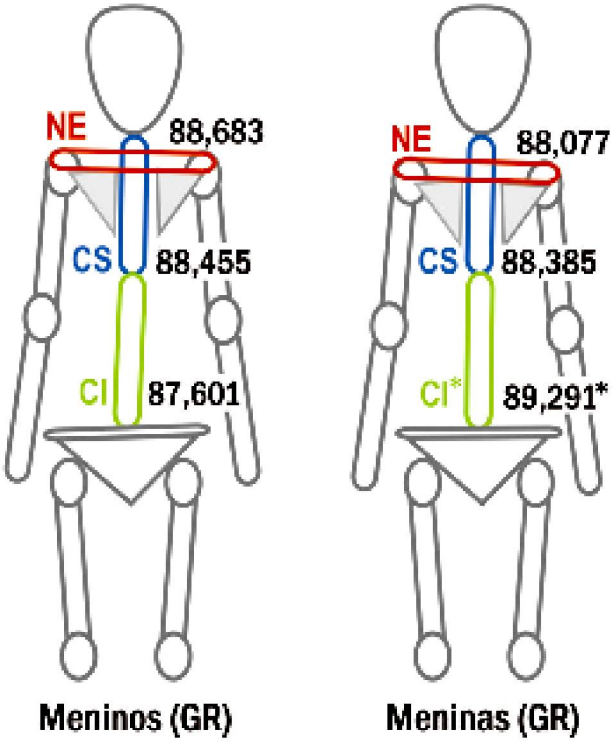


FIGURA 70 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS RESULTADOS MÉDIOS DOS ÂNGULOS DA VISTA POSTERIOR, SEGUNDO A DISTRIBUIÇÃO POR GÊNERO. A REGIÃO INFERIOR DA COLUNA (CI) APRESENTOU MÉDIAS DIFERENTES (P<0,05) ENTRE OS GRUPOS OBSERVADOS. FONTE: O AUTOR (2008)

Ao dividir GR em dois grupos (Tabelas 12 e 13), segundo a presença ou não de diagnóstico clínico para asma, o teste de Levene mostrou equivalência de variância entre os ângulos dos dois grupos, exceto para NO e CS ($p<0,05$). Nestes ângulos a diferença foi significativa em NO, com valores maiores em NA (90,392 ± 2,208graus) que em AS (89,088 ± 1,435graus). Por outro lado, o ângulo CS foi maior em AS (89,182 ± 1,627graus) que em NA (87,964 ± 2,494graus). A ilustração das diferenças encontradas estão esquematizadas nas figuras 71 e 72.

Quanto às correlações entre ângulos posturais, no grupo NA houve correlação positiva significante ($p<0,01$) entre AO-CI e CS-NE, e negativa entre AO-NE. No grupo AS, o teste apontou correlação negativa entre os ângulos NO-NP e NO-DTT ($p<0,05$), e positiva entre NO-CS ($p<0,01$).

		NO.AS	NO.NA*	NP.AS	NP.NA	TX.AS	TX.NA	AO.AS	AO.NA
n válido		19	31	19	31	19	31	19	31
Média		89,088	90,392*	89,696	91,972	90,382	89,539	90,045	89,374
Desvio Padrão		1,435	2,209	2,555	2,351	2,246	2,737	1,835	2,455
Intervalo		7,07	9,37	8,13	11,58	8,44	11,26	6,89	9,02
Percentis	25	88,280	88,340	87,230	90,440	88,440	87,720	88,600	87,790
	50	89,140	90,630	90,000	92,100	91,040	89,860	90,480	89,670
	75	89,550	92,280	91,970	93,570	91,820	91,310	91,670	91,160

TABELA 12 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA PARA REGISTROS DOS ÂNGULOS MÉDIOS DA VISTA ANTERIOR, DISTRIBUÍDOS SEGUNDO PRESENÇA OU NÃO DE DIAGNÓSTICO CLÍNICO PARA ASMA. FONTE: O AUTOR (2008)

		CS.AS*	CS.NA	CI.AS	CI.NA	NE.AS	NE.NA	DTT.AS	DTT.NA
n válido		19	31	19	31	19	31	19	31
Média		89,182*	87,964	88,788	87,964	88,337	88,505	-0,086	-0,263
Desvio Padrão		1,627	2,494	2,874	2,8146	3,080	2,884	1,161	0,8189
Intervalo		5,590	9,670	10,080	14,040	11,500	11,090	5,160	3,670
Percentis	**25**	87,830	85,770	86,970	86,560	86,480	86,250	-0,7300	-0,790
	50	89,680	87,550	89,020	87,840	88,140	88,140	0,000	-0,290
	75	90,400	90,080	90,000	90,350	90,460	90,720	0,560	0,260

TABELA 13 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA PARA REGISTROS DOS ÂNGULOS MÉDIOS DA VISTA POSTERIOR, DISTRIBUÍDOS SEGUNDO PRESENÇA OU NÃO DE DIAGNÓSTICO CLÍNICO PARA ASMA. VALORES NEGATIVOS PARA DTT INDICAM INCLINAÇÃO À ESQUERDA. FONTE: O AUTOR (2008)

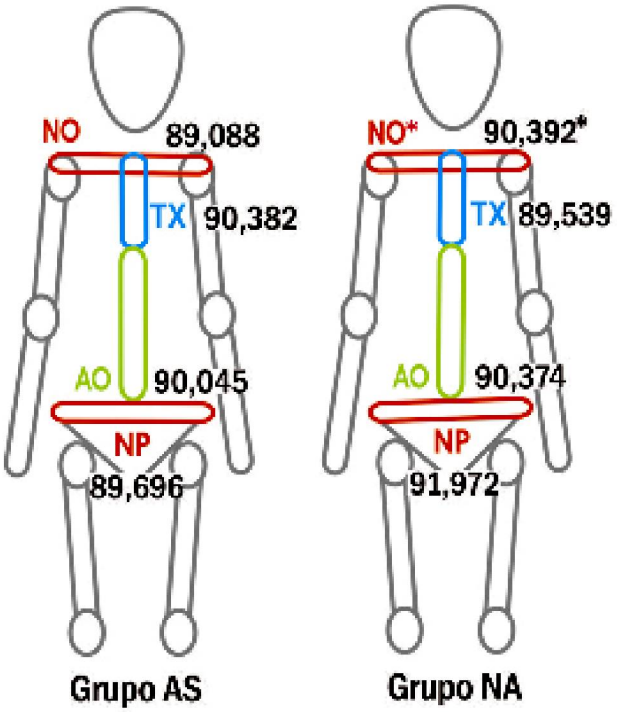


FIGURA 71 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS RESULTADOS MÉDIOS DOS ÂNGULOS DA VISTA ANTERIOR, SEGUNDO A DIVISÃO PELA PRESENÇA OU NÃO DE DIAGNÓSTICO CLÍNICO PARA ASMA. O NIVELAMENTO DOS OMBROS (NO) APRESENTOU MÉDIAS DIFERENTES (P<0,05) ENTRE OS GRUPOS OBSERVADOS. FONTE: O AUTOR (2008)

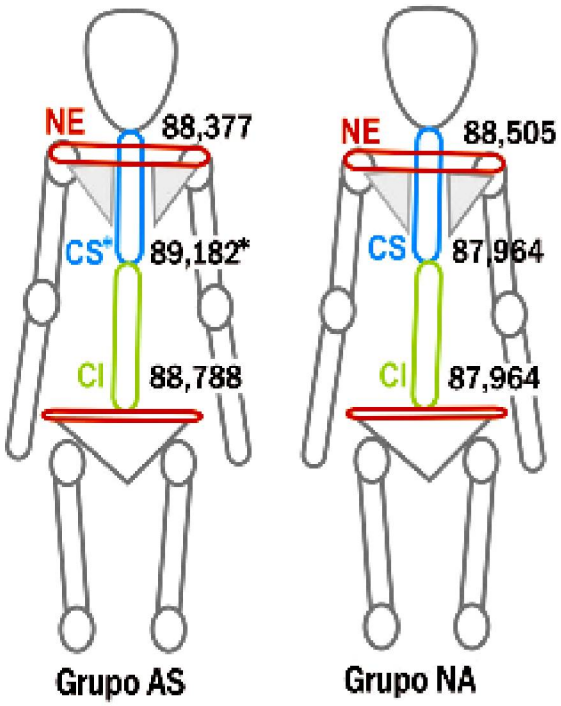


FIGURA 72 – ILUSTRAÇÃO GRÁFICA DOS RESULTADOS MÉDIOS DOS ÂNGULOS DA VISTA POSTERIOR, SEGUNDO A DIVISÃO PELA PRESENÇA OU NÃO DE DIAGNÓSTICO CLÍNICO PARA ASMA. O ÂNGULO DA REGIÃO SUPERIOR DA COLUNA (CS) MOSTROU MÉDIAS DIFERENTES (P<0,05) ENTRE OS GRUPOS OBSERVADOS. FONTE: O AUTOR (2008)

4.4 QUARTO EIXO: BIOFOTOGRAMETRIA PARA MEDIDAS LINEARES

Foram analisadas as medidas de 56 crianças, entre 8 e 12 anos de idade, cuja distribuição de gênero correspondeu a 21 meninas (37,50%) e 35 meninos (62,50%). Considerando os grupos classificados pela presença ou não de asma, 13 meninas pertenciam ao grupo NA (35,14%), e oito ao grupo AS (42,11%). Os valores encontrados para os DTA e DTL originaram as RD para os grupos GR (n = 56), AS (n = 19) e NA (n = 37), individualmente.

A análise descritiva dos resultados encontrados pela aplicação do método biofotogramétrico para RD em ambos os planos de medida, RD.AX e RD.XI, estão apresentados na Tabela 14, em conjunto com a distribuição dos mesmos nos percentis 25, 50 e 75.

Grupos	Plano de medida	Média ± Desvio Padrão	Percentil 25	Percentil 50	Percentil 75
GR	RD.AX	0,779 ± 0,072	0,740	0,783	0,824
(n = 56)	RD.XI	0,808 ± 0,053	0,766	0,783	0,843
NA	RD.AX	0,785 ± 0,065	0,754	0,796	0,833
(n = 37)	RD.XI	0,784 ± 0,077	0,756	0,776	0,807
AS*	RD.AX	0,768 ± 0,050	0,721*	0,761*	0,800*
(n = 19)	RD.XI*	0,855 ± 0,094*	0,778*	0,836*	0,918*

Legendas: AS = grupo asmático; DP = desvio padrão; GR = grupo; M = média; NA = grupo não-asmático; RD.AX = razão diametral no nível axilar; RD.XI = razão diametral no nível xifóideo; (*) Significância (p < 0,01).

TABELA 14 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DAS RAZÕES DIAMETRAIS PARA CADA GRUPO E A DISTRIBUIÇÃO DOS ACHADOS EM PERCENTIS. FONTE: O AUTOR (2008)

Os resultados de RD.XI em AS apresentaram diferenças significantes ($p<0,01$) em relação à GR e à NA. Na distribuição de percentis nos três grupos, especialmente no percentil 50, tomado como índice de referência, os menores valores de RD.AX e os maiores valores de RD.XI foram observados no grupo AS.

A aplicação do teste *"t de student"* para amostras independentes mostrou não haver diferenças significativas ($p>0,05$) entre RD.AX nas três observações, cujos valores foram muito próximos entre si. Por outro lado, a média do grupo AS foi significativamente maior ($p<0,01$) em RD.XI que aquelas dos grupos GR e NA.

O teste de correlação de Pearson, aplicado sobre os registros das duas RD intragrupos, mostrou haver correlação significativa entre RD.AX e RD.XI para todos os grupos, sendo esta correlação mais forte para GR e NA ($p<0,01$) do que para AS ($p<0,05$).

4.5 QUINTO EIXO: APLICAÇÃO DO MODELO BAMER EM ESTUDOS COM CRIANÇAS ASMÁTICAS

Foram triadas 25 crianças, sendo que 22 aceitaram participar do estudo. Ao final do processo de avaliação e filmagem, os filmes de três crianças apresentaram problemas técnicos; com isso, a apresentação dos resultados abrange dados de 19 crianças, com média de idade de 11,26 $\pm$ 1,28 anos, sendo 8 meninas e 11 meninos, e em 58% dos casos (11/19), a asma estava associada ao diagnóstico para rinite. No cômputo total, o modelo BAMER foi aplicado em imagens de 110 manobras, sendo 55 para MIT e outras 55 para MIA.

4.5.1 Comparação entre resultados para mesmos compartimentos *versus* manobras

A tabela 15 apresenta a estatística descritiva e a distribuição em percentis dos resultados obtidos pela medida em cada nível de divisão do modelo. O teste de *Kolmogorov-Smirnov* mostrou haver normalidade na distribuição das medidas, o que permitiu a utilização de testes inferenciais paramétricos para a análise comparativa dos resultados. Para comparar MIA e MIT em cada divisão de BAMER foi aplicado o teste *"t de student"*, que mostrou diferenças significativas entre as divisões ($p<0,01$).

Divisões do Modelo BAMER		Tipo	Média	Desvio Padrão	Percentis 25°	50°	75°
Compartimentos	TX*	MIA	311,533	66,7222	256,380	322,964	374,477
		MIT	315,935	67,3632	265,893	325,725	379,154
	AB*	MIA	216,165	51,3410	168,728	216,317	250,901
		MIT	204,099	49,7797	165,408	212,198	236,019
	PT*	MIA	527,698	100,5743	448,708	543,200	608,773
		MIT	520,034	99,6435	450,533	535,690	604,573
Subcompartimentos	TS*	MIA	163,395	37,8791	142,865	155,899	178,747
		MIT	165,460	40,8237	146,645	156,653	182,580
	TI*	MIA	148,138	50,7886	104,636	147,133	183,726
		MIT	150,475	50,8862	106,312	155,122	182,464
	AS*	MIA	130,029	30,3936	106,584	127,310	142,444
		MIT	122,187	29,5216	96,604	121,289	143,129
	AI*	MIA	86,135	30,4378	67,772	80,909	111,515
		MIT	81,912	28,7495	60,115	81,114	102,074

**Diferença significante(p<0,001) entre MIA e MIT.*

Legenda: *TX: compartimento torácico; AB: compartimento abdominal; PT: parede torácica; TS: subcompartimento torácico superior; TI: subcompartimento torácico inferior; AS: subcompartimento abdominal superior; AI: subcompartimento abdominal inferior; MIA: manobra isovolume abdominal; MIT: manobra isovolume torácica.*

TABELA 15 – DADOS OBTIDOS PELA ANÁLISE DAS MEDIDAS REALIZADAS PELA APLICAÇÃO DO MODELO BAMER EM SEUS DIFERENTES NÍVEIS DE DIVISÃO, NAS MANOBRAS REALIZADAS. FONTE: O AUTOR (2008)

4.5.2 Análise das contribuições relativas (CR) das divisões do modelo BAMER

As CR foram calculadas pela razão entre: (1) área da divisão analisada pela área total estimada para PT; (2) área do subcompartimento pela área total do compartimento de origem (Tabelas 16 e 17). A análise inferencial entre MIT e MIA foi realizada pela aplicação do teste *"t de student"*, cujos resultados mostraram que as CR das divisões em relação à PT fora estatisticamente diferentes (p<0,001), enquanto não houve diferença para CR da razão dos subcompartimentos pelo compartimento de origem.

CR	Manobra	Média da CR	Desvio Padrão	Erro Padrão
TS/TX	*MIA*	0,53222	0,089622	0,012085
	MIT	0,53053	0,092399	0,012459
TI/TX	*MIA*	0,46778	0,089622	0,012085
	MIT	0,46947	0,092399	0,012459
AS/AB	*MIA*	0,60798	0,079277	0,010690
	MIT	0,60444	0,080158	0,010809
AI/AB	*MIA*	0,39202	0,079277	0,010690
	MIT	0,39556	0,080158	0,010809

Legenda: *TS: subcompartimento torácico superior; TI: subcompartimento torácico inferior; AS: subcompartimento abdominal superior; AI: subcompartimento abdominal inferior; TX: compartimento torácico; AB: compartimento abdominal; MIA: manobra isovolume abdominal; MIT: manobra isovolume torácica.*

TABELA 16 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA CONTRIBUIÇÃO RELATIVA (CR) DA ÁREA DOS SUBCOMPARTIMENTOS DO MODELO BAMER EM RELAÇÃO À ÁREA DO COMPARTIMENTO DE ORIGEM, CALCULADOS PARA MIA E MIT. FONTE: O AUTOR (2008)

CR	Manobra	Média da CR	Desvio Padrão	Erro Padrão
TX/PT*	*MIA*	0,59024	0,059498	0,008023
	MIT	0,60758	0,059511	0,008024
AB/PT*	*MIA*	0,40976	0,059498	0,008023
	MIT	0,39242	0,059511	0,008024
TS/PT*	*MIA*	0,31364	0,061157	0,008246
	MIT	0,32162	0,062607	0,008442
TI/PT*	*MIA*	0,27669	0,064109	0,008644
	MIT	0,28595	0,066932	0,009025
AS/PT*	*MIA*	0,24838	0,042015	0,005665
	MIT	0,23676	0,043094	0,005811
AI/PT*	*MIA*	0,16140	0,046288	0,006242
	MIT	0,15567	0,042889	0,005783

**Diferença significante(p<0,001) entre MIA e MIT.*

Legenda: TS: subcompartimento torácico superior; TI: subcompartimento torácico inferior; AS: subcompartimento abdominal superior; AI: subcompartimento abdominal inferior; PT: parede torácica; TX: compartimento torácico; AB: compartimento abdominal; MIA: manobra isovolume abdominal; MIT: manobra isovolume torácica.

TABELA 17 – ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA CONTRIBUIÇÃO RELATIVA (CR) DA ÁREA DOS SUBCOMPARTIMENTOS E COMPARTIMENTOS DO MODELO BAMER EM RELAÇÃO À ÁREA TOTAL DE PT, CALCULADOS PARA MIA E MIT. FONTE: O AUTOR (2008)

5 DISCUSSÃO

Nos cenários profissionais dedicados à recuperação das funções motoras, em qualquer nível de complexidade, a mensuração de precisão pode resolver problemas ou esclarecer dúvidas sobre movimentos. Esta solução agrega qualidade ao tratamento dispensado ao paciente e torna o complexo processo de abordagem reabilitadora numa ação baseada em evidências (RICIERI, 2005).

À medida que a competição pelo mercado de trabalho impulsiona os profissionais a discutirem novos recursos para intervenção terapêutica, a área de diagnóstico é beneficiada pela incorporação de instrumentos e recursos que oferecem mais segurança e exatidão na avaliação e no acompanhamento do tratamento prestado. Esta visão vem amparando pesquisadores que desenvolvem sistemas de aplicação da imagem à análise clínica do movimento, área da ciência conhecida como cinemática (DURWARD; BAER; ROWE, 2001).

Sob a égide do instrumental para análise de movimento encontram-se os sistemas de análise por imagem ou instrumentação cinemática que, divididos em fotogrametria e videogrametria, representam o mais recente caminho para agregar evidências de alto nível à mensuração da modificação de forma e qualidade do movimento (BARROS, 1999).

O contínuo desenvolvimento tecnológico permitiu a abertura de horizontes para novos paradigmas na área do diagnóstico do movimento (FURNISS, 2001), cuja trajetória foi iniciada pelo desenvolvimento de sistemas robustos tridimensionais com aplicabilidade restrita aos grandes laboratórios de pesquisa (KONNO; MEAD, 1967; FERRIGNO *et al.*, 1985; LEVINE *et al.*, 1991; SANDSTROM; BACKSTROM; OLSSON, 1996; KONDO *et al.*, 1997; BARROS *et al.*, 1999). A trajetória prosseguiu pelo recente desenvolvimento de sistemas fechados comerciais como *Vicon Motion System* (VICON, 2003) ou o *WINanalyze Tracking Software* (MIKROMAK Inc., 1996).

Em sua maioria, os sistemas e programas são dedicados à avaliação de um tipo específico de movimento, como o *Simi Reality Motion Systems GmbH* (BEWEGUNGSANALYSE-SOFTWARE SIMI MOTION, 2003) para marcha, ou o *Fisiometer* (DIAS e SILVA, 2006) e o *Da Vinci* (MICROMED TECNOLOGIA, 2003) para análise postural. Porém, mesmo os sistemas mais sofisticados estão longe da perfeição.

Existem muitas situações onde a análise de movimento em qualquer condição de registro será sempre uma simplificação matemática autolimitada (HERDA *et al.*, 2000). Mas todos os programas, sistemas e processos, abertos ou não, têm em comum o fato de que buscam a leitura quantitativa de características do movimento que envolva significado para a prática de profissionais do movimento, como médicos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e educadores físicos.

A visão experimental a despeito das necessidades clínicas, bem como os altos custos envolvidos nesses tipos de programas comerciais estimularam a pesquisa por sistemas alternativos abertos e de livre utilização. Um exemplo é o *SAPo*[31]: um software livre, dedicado à análise postural (DUARTE; MALDONADO, 2007). A outra alternativa das pesquisas foi seguir pelo caminho do aproveitamento dos recursos de programas comerciais populares, como editores gráficos, de texto e planilhas eletrônicas. Estes programas possuem fácil acesso para profissionais de saúde, e em geral já se encontram disponíveis em seus computadores pessoais. Assim, perante a sistematização de ações, são capazes de compor um processo lógico para obtenção de medidas e laudos 2D sobre movimentos registrados por câmeras digitais (RICIERI, 2005).

Grande parte do avanço observado na última década foi motivada pela necessidade de instrumentação para uso *in loco*, ou seja, disponível no próprio ambiente onde ocorrem os procedimentos de atenção à saúde, em todos os níveis de complexidade, como unidades de saúde, clínicas, hospitais, ou ainda, em domicílios. A finalidade maior da busca por instrumentos de medida de movimento viáveis para aplicação na prática diária em saúde justifica-se pela crescente necessidade de evidências para avaliação do impacto de abordagens terapêuticas sobre a resposta clínica e o prognóstico motor funcional do paciente.

Sendo o movimento e suas disfunções o principal objeto da ação de muitos profissionais da saúde, instrumentos que viabilizem sua mensuração de modo preciso, dinâmico e flexível quanto aos ambientes de aquisição de imagens, apresentam-se como potenciais recursos no estabelecimento de evidências, aumentando a qualidade no atendimento do paciente (RICIERI, 2005). Mais que uma nova instrumentação (TRAGER, 2001), o que se propõe com a Biofotogrametria é um processo seqüencial de ações, cuja meta de aplicabilidade envolve medidas de

[31] Sistema de Avaliação Postural.

movimentos em imagens fotográficas, adquiridas nos ambientes típicos da atenção à saúde.

5.1 BIOFOTOGRAMETRIA E O PROCESSO BIOFOTOGRAMÉTRICO

A Biofotogrametria preenche uma lacuna importante dentro da área de análise dos movimentos por imagens: seu baixo custo operacional[32] alia-se de modo satisfatório à qualidade necessária para inferências clínicas, e à mobilidade para os cenários típicos da atenção à saúde. Estas características foram intencionais no processo de desenvolvimento, e foram inspiradas na possibilidade da aquisição de imagens em qualquer ambiente onde se ofereça cuidados ao paciente.

Uma análise biofotogramétrica pode ser realizada sobre imagens adquiridas por câmeras digitais filmadoras ou fotográficas, e em diferentes tipos de movimentos de segmentos corporais, bastando para isso que se apliquem protocolos de modelagem que validem tais medidas (RICIERI, 2005).

Alguns pressupostos principais sustentam metodologicamente a Biofotogrametria. O uso de diferentes programas de computador de livre acesso comercial é um deles: o processo biofotogramétrico associa de modo progressivo e longitudinal os recursos particulares de diferentes programas, desde o planejamento das medidas até o produto final, qual seja, o laudo biofotogramétrico. Outro sustentáculo metodológico relaciona-se aos custos: a adoção de câmeras digitais de luz visível compatibiliza e torna o processo atrativo e viável economicamente para implantação em qualquer serviço ou por qualquer profissional de saúde.

Ainda considerando os pilares de sustentação metodológica da Biofotogrametria, ocupa destaque o fato de que suas bases procedimentais, objeto deste trabalho, possibilitam multiplicidade de aplicações para diferentes tipos de movimentos, algo inovador para os conceitos de cinemática. Por não envolver radiação, qualquer tipo de procedimento invasivo ou que gere dano ao paciente, a Biofotogrametria pode ser utilizada várias vezes no mesmo paciente, numa mesma consulta, ou ao longo de um ou mais dias, sem riscos à saúde.

---

[32] Comparada aos sistemas cinemáticos disponíveis no mercado.

Assim, a viabilidade econômica aliada à consistência científica faz da Biofotogrametria uma ferramenta promissora para estudo de movimentos em variadas condições clínicas, no cotidiano da saúde, e em outras áreas do conhecimento.

5.1.1 Origem do termo Biofotogrametria

A expressão Biofotogrametria foi apresentada pela primeira vez no ano 2000, visando uma distinção intencional entre as produções científicas cartográficas e aquelas relacionadas à aplicação da métrica em fotografias de segmentos corporais e movimentos humanos e animais (RICIERI, 2000). Naquele ano, a situação do descritor estruturado fotogrametria era claramente delineada pelo Descritor em Ciências da Saúde (DeCS).

O vocabulário trilíngüe do DeCS, criado pelo Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde (BIREME)[33], permite a indexação e recuperação de assuntos da literatura científica na área da saúde nas bases de dados LILACS e MEDLINE, a partir do *Medical Subject Headings* (*MeSH*) da *United States National Library of Medicine*. Esse vocabulário tem como finalidade principal servir como uma linguagem única para registro e recuperação da informação entre os componentes do sistema de bancos de dados coordenado pela BIREME, que abrange 37 países na América Latina e no Caribe, permitindo um diálogo uniforme entre mais de 600 bibliotecas.

O termo fotogrametria é um descritor estruturado constante do DeCS, que equivale a *photogrammetry* no *MeSH*. Segundo estes referenciais, a expressão designa o dimensionamento de imagens em fotogramas de qualquer natureza, como fotografias, radiogramas, tomografias e outros. Tal dimensionamento sustenta-se pela aplicação de princípios métricos, como distâncias lineares, angulares e/ou geometria, para obtenção de resultados que relacionem a imagem ao segmento corporal medido.

---

[33] URL: http://decs.bvs.br

No DeCS, o descritor fotogrametria traz como nota de indexação, *verbis*, *"medições por fotografias estereoscópicas"*. Os sinônimos admitidos são: estereofotogrametria, aerofotogrametria e aerotriangulação, numa alusão clara à cartografia. Essa foi a principal motivação da adição do radical *bio*[34] ao descritor fotogrametria, como referência específica à aplicação da metodologia cartográfica aos estudos sobre imagens de movimentos corporais.

Ainda analisando o termo na forma de descritor como aparece no DeCS, fotogrametria apresenta os seguintes qualificadores para recuperação: AE (efeitos adversos), CL (classificação), CT (contra-indicações), EC (economia), HI (história), IS (instrumentação), MT (métodos), MO (mortalidade), NU (enfermagem), PX (psicologia), ST (normas), SN (estatística e dados numéricos), TD (tendências), UT (utilização) e VE (veterinária).

Até o final dos anos 90, uma busca em bases de dados em saúde que utilizasse como palavra-chave o descritor fotogrametria retornava estudos principalmente sobre os temas morfometria facial, cirurgia ortopédica e ortodontia. O avanço do conhecimento motivado pelo desenvolvimento e pelos resultados atingidos pela Biofotogrametria trouxe como resultado a publicação de estudos com o processo biofotogramétrico e processos similares e, a partir de 2002, essas buscas passaram a retornar também trabalhos realizados em análise do movimento com finalidade diagnóstica, terapêutica ou ainda, relativa ao seu uso na reabilitação.

Não obstante, ainda hoje os qualificadores não consideram a associação, para recuperação e indexação, dos qualificadores DU (uso diagnóstico), RH (reabilitação) e TU (uso terapêutico). Isso significa que são necessárias mais publicações que associem a fotogrametria à análise do movimento humano, à terapêutica e ao diagnóstico cinemático, para que se possa ampliar o escopo de sua aplicação e definição enquanto descritor estruturado. Ou então, essa seria a função de um descritor mais preciso, como proposto pelo uso do termo Biofotogrametria.

5.1.2 Histórico do desenvolvimento procedimental em Biofotogrametria

---

[34] Do grego *"bíos"* ou "vida", antepositivo ricamente representado nas línguas de cultura modernas, sobretudo para a terminologia das biociências. In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

A primeira publicação acerca de uma nova visão em análise cinemática, voltada para as necessidades da prática profissional em ambientes de atenção à saúde foi o trabalho de Ricieri (2000), posteriormente divulgado pela reportagem intitulada "Biofotogrametria Computadorizada" publicada na Revista O Coffito[35] de Dezembro/2002 (RICIERI; BARAÚNA, 2002). A reportagem discutiu perspectivas e soluções de um programa de computador em desenvolvimento[36], dedicado à análise angular de movimentos apendiculares na prática profissional do fisioterapeuta, (Figura 73). À época, o único laboratório com atividades múltiplas voltadas à ampliação da pesquisa com imagens pelo uso do referido programa era Laboratório da Universidade Tuiuti do Paraná[37], local utilizado para as fotos da reportagem.

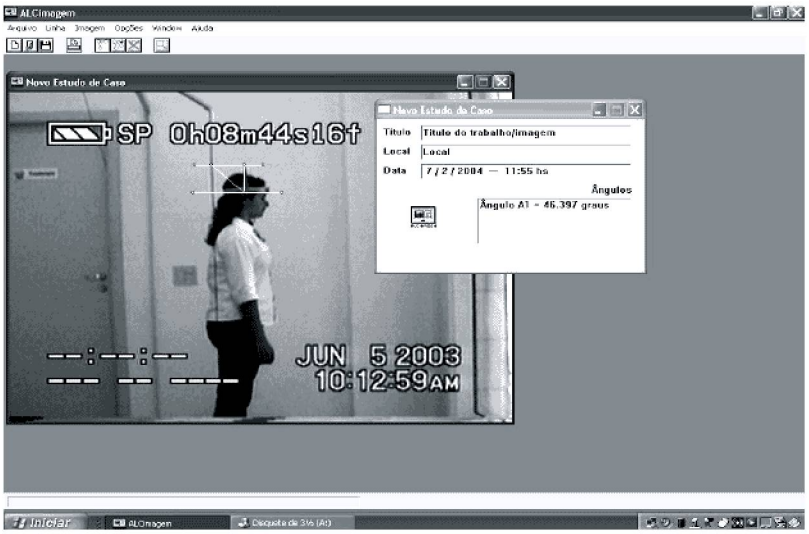


FIGURA 73 – TELA DE TRABALHO DE MEDIDAS ANGULARES DO PROGRAMA ALCIMAGEM, UTILIZADO PARA O DESENVOLVIMENTO INICIAL DA BIOFOTOGRAMETRIA COMPUTADORIAZADA. FONTE: BARAÚNA *ET AL.* (2006)

O uso do referido programa em estudos de maior complexidade técnica apontou limitações de difícil superação, tanto em recursos quanto em desempenho. As limitações estavam diretamente relacionadas com a necessidade de maior aporte de imagens para avaliação de seqüências de movimentos, como nos estudos sobre respiração e marcha.

Além disso, o programa não era de uso livre, ou tampouco comercializado: requeria prévia aprovação e autorização para qualquer tipo de uso por seus desenvolvedores. Isto o que limitava a expansão das atividades de pesquisa e

[35] Informativo periódico do Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
[36] ALCimagem Versão 2.0 (2001).
[37] Instituição onde a autora então desenvolvia suas atividades docentes à época da reportagem.

desenvolvimento ao mesmo tempo em que gerava conflito entre as necessidades dos pesquisadores e o interesse dos desenvolvedores. Tais limitações exerceram papel coercivo à ampliação da exploração da idéia de um *MoCap* flexível e de fácil manuseio por profissionais de saúde, e motivaram a migração para editores gráficos comerciais, capazes de executar com superioridade as funções de medidas. Esta migração trouxe em seu bojo recursos que melhoraram o tempo de processamento das imagens, e a qualidade do processo e da análise final.

A migração de interface expandiu as possibilidades do processo de análise de movimentos em fotogramas, mas exigiu uma sistematização concisa, descrita passo a passo, e totalmente reformulada. A reformulação incluiu os novos recursos disponíveis, como: (1) medidas angulares, realizadas também no antigo programa, porém com menos recursos técnicos; (2) medidas lineares, indisponíveis no antigo programa; e (3) rotação de plano cartesiano, para alinhamento das matrizes de referências (x,y) entre imagem, ambiente retratado e programa, impossível de se executar no antigo programa, o que comprometia as medidas de ângulos absolutos.

Além desses, ganhos adicionais foram incorporados ao processo, como modificação do índice de ampliação da imagem, a determinação do número de *pixels* desejados para abranger uma medida, a possibilidade de execução de medidas lineares além das angulares, e a escrita sobre a imagem.

5.1.3 Divisões e etapas do processo biofotogramétrico

A expressão captura de movimento abrange a definição sobre técnicas de reconhecimento do movimento de objetos, e deriva da expressão original, em inglês *Motion Capture* ou simplesmente *MoCap*. A tecnologia empregada nos sistemas de *MoCap* é determinante na sua classificação em quatro grupos mecânico, óptico, eletromagnético e acústico (GOMES; FERNANDES, 2003). A Biofotogrametria pode ser classificada como um *MoCap* de natureza óptica, posto que trabalha com sistemas de registro de imagens por luz visível, as câmeras digitais.

Etapas claras de processamento, sistematizações consistentes para cada uma dessas etapas, e bases analíticas sólidas para a significação lógica clínica dos resultados obtidos, compõem a Biofotogrametria. A descrição fundamentada e a

aplicação prática de cada divisão do processo, bem como de suas etapas, deram forma ao conjunto e deflagraram uma trajetória promissora o processo biofotogramétrico como instrumentação confiável na medida de movimentos. Ou seja, uma vez respeitados os critérios de sistematização propostos, a Biofotogrametria desempenha relevante papel como instrumentação cinemática clínica 2D, para ser aplicada em diferentes momentos e níveis da atenção à saúde, com diferentes motivações e objetivos, e executada por profissionais médicos e não-médicos.

5.1.3.1 Definição do movimento: restituição, mosaico biofotogramétrico e modelagem

Restituição envolve o planejamento preliminar acerca das condições ideais para registro do movimento, almejando uma mensuração precisa. Os conhecimentos anatômicos, cinesiológicos e biomecânicos básicos do movimento que se deseja medir são alinhados aos conhecimentos cinematográficos e fotogramétricos para aquisição de imagens válidas para medidas, aos princípios instrumentais e operacionais dos equipamentos utilizados, e aos princípios de modelagem (KWON, 1998) para definição de rotinas de reprodutibilidade para mensuração em diferentes ocasiões e situações clínicas.

Os resultados de uma abordagem baseada em modelos são dependentes da situação adequada e da complexidade do modelo que se deseja analisar. A modelagem faz parte da restituição, e embora possa envolver a reprodução analítica de formas, texturas, aparências e cor, entre tantas outras (PINHO; TAVARES; CORREIA, 2004), na Biofotogrametria ela remete aos requisitos necessários para o estabelecimento de rotinas sistematizadas para procedimentos analíticos válidos (Apêndice 1).

A restituição biofotogramétrica propicia, ainda, um recurso denominado composição em mosaico, ou mosaico biofotogramétrico. Este se refere à sobreposição de imagens, ajustadas para formar uma vista composta das imagens do movimento analisado. O mosaico biofotogramétrico (Figura 74) é utilizado como recurso analítico, mais visual e interpretativo do que quantitativo, e é útil para ilustrar o conceito global da mensuração em tela, ou ainda, para apontar compensações ou

desvios na execução de um movimento, os quais devem receber atenção diferenciada na medida, quando não inclusos na modelagem padrão.

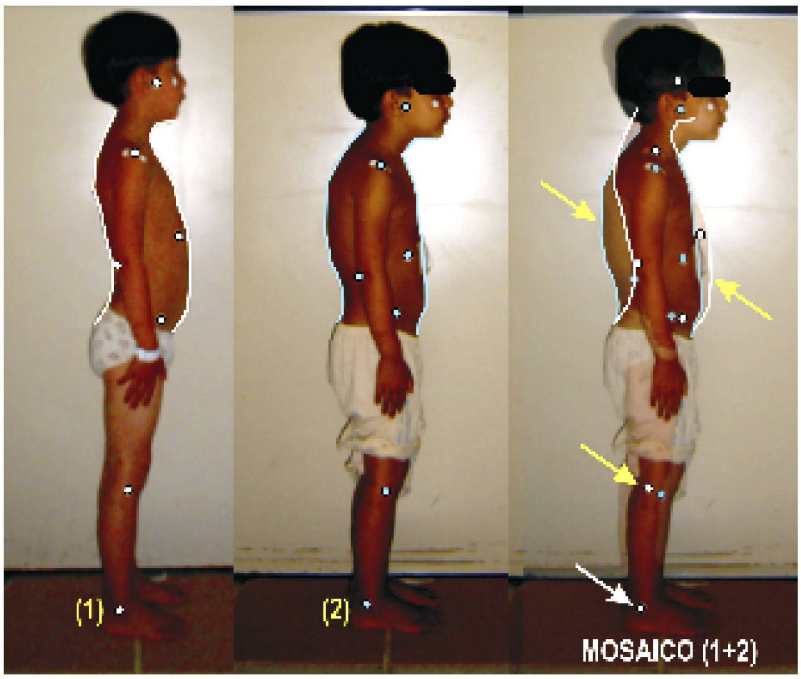


FIGURA 74 – MOSAICO BIOFOTOGRAMÉTRICO, OBTIDO PELA SOBREPOSIÇÃO DE IMAGENS, ALINHADAS PELO MARCADOR DO MALÉOLO LATERAL NO MOSAICO (SETA BRANCA). AS SETAS AMARELAS INDICAM MUDANÇAS DOS MARCADORES ENTRE O PRÉ (1) E PÓS-OPERATÓRIO (2). FONTE: O AUTOR (2008)

5.1.3.2 Definição do movimento: marcadores de superfície

Em análise de movimento por imagens, planos, eixos, segmentos, vistas e tipos de movimentos devem ser definidos antes de ser iniciado um processo de aquisição de imagens. Esta é uma etapa necessária para qualquer *MoCap*, pois é dela que deriva o modo de análise e a confiabilidade na geometria interna da câmera e da imagem final adquirida (TOMMASELLI; HASEGAWA; GALO, 2000).

Deve-se destacar o fato de que a mensuração por imagens é considerada um processo indireto de medidas. Isso significa que o movimento não é medido diretamente, mas sim, o deslocamento que ele provoca nos marcadores de superfície. Por isso, marcadores são considerados elementos essenciais de uma medida confiável, ou ainda, pode-se afirmar que a identidade entre o movimento realizado e a acurácia das medidas depende do bom posicionamento destes

elementos (McCREARY *et al.*, 2007). Um fluxograma das etapas processo biofotogramétrico mostra que existem momentos dependentes da modelagem, assinalado por *"a"* (Figura 75). Isso significa que nessas etapas os marcadores figuraram como verdadeiros orientadores para a identificação dos segmentos medidos, direção e tipo de movimento executado.

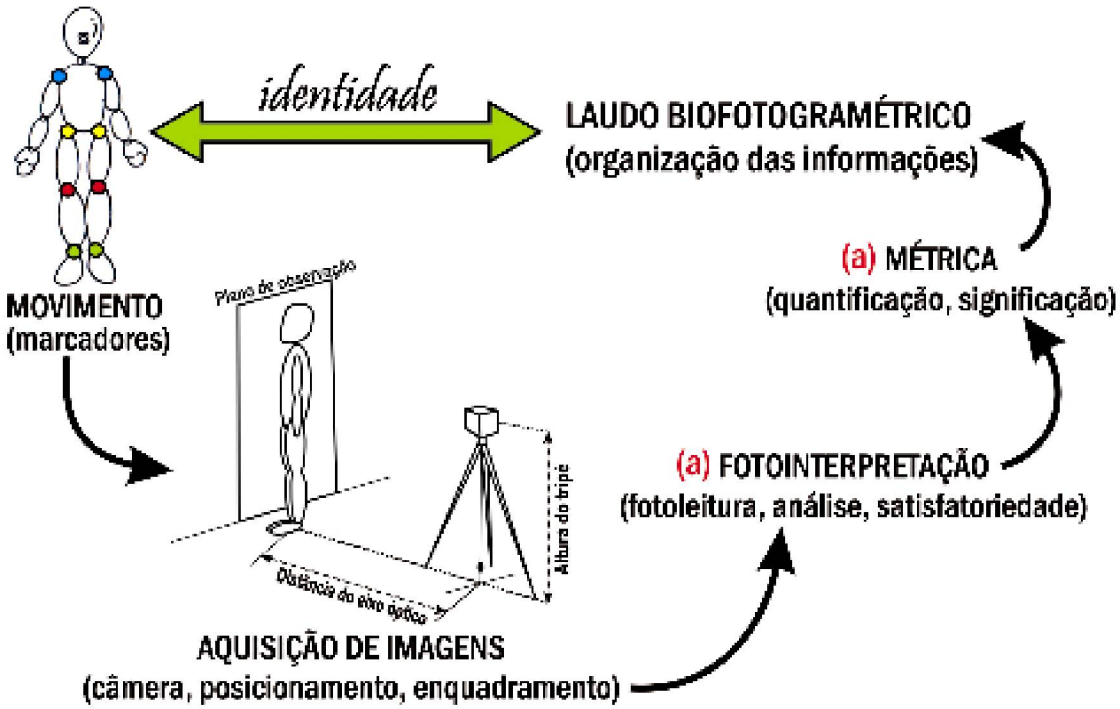


FIGURA 75 – DIVISÕES DO PROCESSO BIOFOTOGRAMÉTRICO DISPOSTAS EM UM FLUXOGRAMA, DESDE A MODELAGEM ATÉ A IDENTIDADE ENTRE MOVIMENTO EXECUTADO E MEDIDAS DESSE MOVIMENTO: AS ETAPAS ASSINALADAS POR "a" SÃO DEPENDENTES DO POSICIONAMENTO E VISIBILIDADE DOS MARCADORES QUE ORIENTAM O PROCESSO DE MEDIDAS. FONTE: O AUTOR (2008)

O posicionamento dos marcadores de superfície na modelagem pode ser apontado como fator determinante para o sucesso ou insucesso de todo o restante da mensuração (RICIERI, 2005). Kondo *et al.* (1997) apontaram ainda que o sucesso na aplicação dos marcadores é decisivo para a exatidão e reprodutibilidade de uma rotina de modelagem. Porém ressaltaram que, para movimentos sutis como os respiratórios, sua presença pode ser motivo de controvérsia, pela interferência que podem causar sobre a execução do movimento (KONDO *et al.*, 1997).

Não obstante, estudos que utilizaram princípios metodológicos semelhantes à Biofotogrametria mostraram que as medidas obtidas eram confiáveis, reprodutíveis e apresentavam validade interna e externa (PEREIRA, 2003; SACCO *et al.*, 2003;

OKAZAKI; RODACKI; OKAZAKI, 2005; RIBEIRO *et al.*, 2006; RICIERI; OLIVEIRA, 2008). Para isso, é necessário que as referências anatômicas nas imagens estejam adequadamente destacadas pelos marcadores de superfície (Figura 76).

FIGURA 76 – MARCADORES DE SUPERFÍCIE ESFÉRICOS, RETRO-REFLEXIVOS, ORGANIZADOS EM PLANOS TRIANGULARES E UTILIZADOS PARA ESTUDOS DA MARCHA HUMANA. FONTE: ARAÚJO; ANDRADE; BARROS (2006)

Qualquer sistema que se paute pela utilização deste tipo de aparato deve considerar sua inevitável imprecisão, uma vez que se movimentam com a pele (LUCHETTI *et al.*, 1998) e com as estruturas ósseas subjacentes durante o movimento. Este consiste de um dos maiores artefatos de imprecisão interna para todos os processos baseados em marcadores de superfície, inclusive a Biofotogrametria.

Seguindo a idéia de modelagem sistematizada para exatidão, recomenda-se que ela seja realizada antes da aquisição da imagem, pelo reconhecimento palpatório das estruturas anatômicas ósseas, em detrimento dos tecidos moles, como tendões, cartilagens ou músculos. A adoção de critérios de padronização na palpação anatômica (TIXA, 2000a; TIXA, 2000b) Tem tornado possível o uso dos mesmos procedimentos para condução de estudos multicêntricos, como ocorrido em seções deste trabalho[38].

[38] Parceria com o Departamento de Otorrinolaringologia da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP/EPM) nos estudos comparativos da geometria toracoabdominal, postura e hiperinsuflação estática entre asmáticos e não-asmáticos

Entre as desvantagens do uso de marcadores pode-se elencar, além do deslizamento da pele, a falta de prática na palpação de uma estrutura anatômica, particularmente em obesos, e o uso de materiais que causem algum tipo de reação alérgica ao avaliado. As vantagens remetem ao fato de serem não-invasivos e de não oferecerem nenhum tipo de intrusão, radiação ou dolo ao paciente (BARROS *et al.*, 1999). De maneira geral, o custo pode ou não ser uma vantagem, a depender do tipo e quantidade de marcadores que se utiliza em um determinado *MoCap*.

A sistematização de marcadores de superfície específicos para a Biofotogrametria foi estabelecida a partir de testes com diferentes materiais. Buscava-se um material que fosse adaptável aos estudos de movimentos respiratórios (RICIERI, 2000), considerados sutis e susceptíveis à presença dos estímulos táteis por eles provocados (KONDO *et al.*, 1997), e ainda, tivesse uma relação custo/benefício compatível para sua utilização em larga escala, como ocorre no acompanhamento de tratamentos oferecidos aos pacientes do Sistema Único de Saúde.

As propriedades de morfologia matemática relatadas na literatura para o rastreamento automático, mediado por computador em sistemas cinemáticos dedicados (BARROS *et al.*, 1999), serviram de base para a padronização dos marcadores de superfície na Biofotogrametria. A maior parte das interfaces computacionais foi programada para identificar marcadores esféricos, retro-reflexivos e planos na imagem pelo contraste e nitidez que imprimem à sua localização (SÔNEGO; CLIQUET Jr, 2006; ARAÚJO; ANDRADE; BARROS, 2006). Esta justificativa amparou a opção por etiquetas auto-adesivas brancas, planas, opacas, esféricas e de diâmetro conhecido como os marcadores de superfície na Biofotogrametria.

5.1.3.3 Aquisição de imagens: sistematização

Os primeiros estudos que deram origem à Biofotogrametria (RICIERI, 2000; LODOVICO *et al.*, 2003) testaram o uso de duas câmeras em simultaneidade na aquisição de movimentos respiratórios. Os resultados mostraram que o uso de uma única câmera, adequadamente posicionada em relação ao plano de movimento, era

suficiente para as medidas de movimentos necessárias na prática clínica diária. Além disso, um *MoCap* composto por câmera única oferecia maior agilidade no processo de transporte e montagem dos equipamentos para aquisição de dados em diferentes ambientes, e menor transtorno às rotinas dos serviços de saúde para onde eram levados.

Já foram discutidos os aspectos técnicos de uma câmera digital e da necessidade do *CCD* fixo para assegurar relações métricas entre os sistemas de referência imagem-objeto. Para incorporar este conceito, a pedra fundamental da sistematização biofotogramétrica foi determinar o posicionamento da câmera em um tripé para qualquer aquisição de imagens (RICIERI, 2005). Para compreender esta sistematização, é preciso relembrar que a cada tomada fotográfica da câmera digital é gerada uma imagem 2D, e os sensores que capturam esta tomada estão ordenados matricialmente, tornando o sistema de coordenadas de tela solidário aos fotodetectores. Este alinhamento é responsável pela orientação interna da câmera, sem que haja a necessidade de marcas fiduciais (TEMBA, 2000).

A partir do sistema de coordenadas de tela podem-se obter as coordenadas de todos os *pixels* no sistema matricial (x,y) equivalente a um sistema fiducial em câmeras métricas. Este pressuposto é verdadeiro somente se o *CCD* permanecer fixo e perpendicular ao eixo óptico (EO) da câmera, já que várias câmeras possuem sistema de amortecimento e compensação de vibrações que permitem a movimentação do *CCD* quando a câmera é movimentada durante a aquisição, tornando incerta sua geometria interna (TOMMASELLI; HASEGAWA; GALO, 2000). Por este motivo, na Biofotogrametria a aquisição de imagens é sistematizada para realização com a câmera fixa sobre um tripé: para assegurar estabilidade do posicionamento fixo para o *CCD* na aquisição e, com isso, obter exatidão necessária na geometria final em relação ao sistema matricial objeto-imagem (TOMMASELLI; HASEGAWA; GALO, 2000).

Uma vez tomadas tais precauções em relação ao *CCD* no momento de aquisição da imagem, a validade das medidas realizadas dependerá apenas dos princípios interpretação e métrica. Se as bases da exatidão métrica executada na imagem estiverem asseguradas (SACCO *et al.*, 2003; BANKOFF *et al.*, 2007; CARREGARO; SILVA; GIL COURY, 2007), é possível passar a níveis de complexidade maiores, como avaliar se a rotação do plano onde são realizadas as

medidas interfere nos resultados. A referência para esta análise é sempre a ortogonalidade entre o EO e o plano de movimento ou de medidas.

Considerando princípios gerais de óptica e de fotogrametria planimétrica (TRAGER, 2001; DIAS e SILVA, 2006), é possível determinar a geometria de um movimento, desde que a intersecção formada pelo plano do movimento e o eixo óptico da câmera que o registra resulte em um ângulo de 90graus. Nestas condições, a conversão entre o espaço-objeto e o espaço-imagem feita pelas lentes da câmera está sujeita ao menor índice de distorções, guardando melhores relações com as medidas reais (RICIERI, 2007).

Sobre esse corolário, a Biofotogrametria foi avaliada em relação ao goniômetro, pela exploração da hipótese de interveniência da posição do plano de medidas (OLIVEIRA, 2005). As medidas foram obtidas em imagens do goniômetro, em diferentes ângulos conhecidos, posicionados de modo que o plano de medidas ou plano de base (PB) estivesse perpendicular (B90) ao EO. Foram testadas também as medidas obtidas em um PB rodado vinte (B110) ou quarenta (B130) graus além da perpendicular.

A análise estatística dos resultados foi organizada pelo posicionamento do PB, e avaliados em relação aos valores de referência. Quando considerados todos os PB, os resultados diferiram dos valores de referência ($p<0,05$), ou seja, do ângulo conhecido no goniômetro. Porém, ao excluir os registros de B130, os resultados deixaram de diferir dos valores de referência. Estes achados confirmaram a hipótese de que pequenas variações rotacionais horizontais no PB, desde que não sejam ultrapassados 110graus em relação ao EO, não alteram significativamente os resultados finais de uma medida, realizada por um *MoCap* de única câmera (OLIVEIRA, 2005).

A aplicação prática destes achados remete no fato de que, ainda que sejam meticulosamente posicionados a 90graus do EO da câmera de aquisição, nenhum movimento é realizado totalmente em um único plano (CLIQUET Jr *et al.*, 2004). A presença de algum grau de rotação é funcional e decorre das muitas possíveis adaptações musculares desenvolvidas ao longo do aprendizado e da adaptação motora, inclusive em movimentos respiratórios (ATS; ERS, 2002).

Se por um lado a Biofotogrametria preocupou-se com este corolário, e testou-o para assegurar o controle dos parâmetros de exatidão sobre seus resultados, este cuidado não ocorreu com os processos similares (HOCHMAN;

CASTILHO, 2002; SACO *et al.*, 2003; CARREGARO; SILVA; GIL COURY, 2007; VENTURELLI, 2006; GUIMARÃES; SACCO; JOÃO, 2007; CARDOSO *et al.*, 2007) e com aqueles que avocaram para si o nome, sem atentar para sistematização que lhe deu o significado (LIMA *et al.*, 2004; BARAÚNA *et al.*, 2004a; BARAÚNA *et al.*, 2004b; BARAÚNA *et al.*, 2006). Nenhuma das publicações trouxe qualquer tipo de menção ao controle sobre componentes rotacionais possíveis no movimento, e estratégias de minimização de artefatos decorrentes deste fato. Essa é uma das vantagens da Biofotogrametria sobre os processos semelhantes.

Outro aspecto importante refere-se ao enquadramento do segmento medido, que deve ser estabelecido por uma extensão anatômica definida para padronização fotográfica. A documentação de imagens de diversas naturezas, como peças patológicas, lesões externas ou internas, movimentos segmentares corporais ou ainda, na Medicina Forense, a cena e/ou as conseqüências físicas de um delito, pode tornar seus resultados passíveis de mensuração indireta através do cenário contido na imagem (NIKOLOVA; STEFANOVA; TOSHEV, 2005). Para isso, a padronização de posições e ângulos fotográficos viabiliza a reprodução das imagens para as mesmas situações ou condições de comparação após intervenções, como tratamentos e cirurgias. Esta padronização torna válida a comparação técnica entre os resultados finais, assegurando rigor científico apropriado (HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005).

Na Biofotogrametria o enquadramento e a reprodução das condições em que o mesmo tenha sido inicialmente realizado consistem em critérios práticos, do ponto de vista anatômico e funcional, para o balizamento de pesquisas. A sistematização dos procedimentos biofotogramétricos recomenda um ajuste na distância entre objeto-câmera, parâmetro que pode na aquisição de imagens em momentos diferentes. Esta distância de enquadramento deve ser controlada pelo uso de uma trena, e visualmente assegurada pela presença de um calibrador de dimensões conhecidas, incluído na imagem. Controlados estes procedimentos, a literatura oferece suporte para afirmar que as diferenças entre medidas obtidas a partir de fotogrametria e aquelas obtidas diretamente do paciente, ou antropometria, não serão significativas (HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005).

Nas fotografias em que se almeja medir o contorno corporal ou a relação entre segmentos corporais, o paciente deve apresentar-se despido e sem qualquer acessório ornamental, não devendo portar óculos, brincos, colar, jóias, lenço ou

qualquer outro objeto. Os cabelos não devem obstruir a visão das regiões da cabeça, orelha e pescoço e a cabeça deve ser posicionada medianamente, com o olhar voltado para o horizonte (HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005).

Isso significa afirmar que, desde que haja uma padronização fotográfica rigorosa prévia, é possível realizar avaliações objetivas, por quantificação de fenômenos (HOCHMAN; CASTILHO; FERREIRA, 2002). Equipamentos, acessórios, fundo e cenário para aquisição de imagens de documentação médica e de análise cinemática apresentam recomendações específicas, segundo a finalidade para as quais forem realizadas (HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005).

5.1.3.4 Fotointerpretação

Atualmente, o uso difundido do computador pessoal permite que a mensuração em fotografias digitais possa ser realizada por profissionais de saúde, que possuem pouca afinidade com a tecnologia computacional mais complexa. Basta que se saiba manusear interfaces gráficas populares, como o *Image Tools*®, *CorelDRAW*®, *Photoshop*®, *AutoCAD*® e similares, e novos horizontes podem ser estabelecidos.

Assim como na fotogrametria cartográfica (TEMBA, 2000), na Biofotogrametria a sistematização do processamento das imagens é iniciada pela fotointerpretação, que se divide em três técnicas ou etapas progressivas de abordagem. A primeira delas é a fotoleitura, que resulta da experiência desenvolvida pela observação crítica de um grande número de imagens, construindo a perspicácia na diferenciação dos vários componentes do movimento corporal. Basicamente, a fotoleitura consiste do reconhecimento dos marcadores de superfície na imagem, de suas relações anatômicas e biomecânicas e de sua visibilidade ao longo da execução do movimento. Em alguns estudos esta etapa foi também denominada mapeamento (BARAÚNA *et al.*, 2006; BARAÚNA *et al.*, 2006; RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008a).

Na fotoanálise, a separação do segmento corporal a ser medido em seus componentes de movimento guarda a relação entre a modelagem aplicada e a construção de um modelo viável de segmentos rígidos a partir dela. Por modelo

viável foi acolhida a definição segundo a qual a realização do movimento é medida indiretamente pelo acompanhamento dos marcadores que limitam o segmento corporal envolvido na análise, sem que sejam incluídos movimentos intermediários ou acessórios, indesejáveis à medida principal (McCREARY *et al.*, 2007).

Tão abrangente pode ser a aplicabilidade da análise de movimentos por imagem usando a visão computacional que a etapa de fotodedução tem sido também aplicada nos estudos psicológicos. Neste caso, a prioridade da técnica de fotodedução é utilizada sob uma perspectiva diferente da visão morfológica do gesto, mas numa abordagem que relaciona um movimento a um mecanismo de agrupamento visual primário de sensações/emoções. Sob essa perspectiva de aplicação, as propriedades de fotoleitura e fotoanálise figuram secundariamente no processo, e são quase irrelevantes ao objetivo pretendido (SPELKE, 1994[39] *apud* PINHO; TAVARES; CORREIA, 2004).

Quanto ao tipo de método para realização da fotoanálise, os achados de Okazaki, Rodacki e Okazaki (2005) mostraram que métodos automáticos e manuais foram comparáveis para todas as condições analisadas em seu estudo. Todavia, recomendaram cuidados na utilização do rastreamento automático nas situações onde haja sobreposição de dois ou mais marcadores ao longo das trajetórias (OKAZAKI; RODACKI; OKAZAKI, 2005). Os achados deste estudo ampliaram a margem de confiança para com a sistematização adotada nesta etapa do processo biofotogramétrico, tornando-o tanto ou mais confiável que os sistemas semi-automatizados ou completamente automatizados.

Finalmente, a terceira e última técnica da fotointerpretação é a satisfatoriedade, que representa um procedimento mais metodológico que procedimental. Consiste da conferência consciente do atendimento a todos os itens anteriores de modo pleno, e validando a continuidade do processo biofotogramétrico, que progredirá para a métrica. Representa o momento de observação interpretativo final da imagem e seus componentes de tal maneira que ao final do processo, os resultados não guardem dúvidas quanto à realização de todos os procedimentos de segurança.

---

[39] Spelke, E.; Vishton, P.; Hofsten, C. **Object Perception, Object-Directed Action, and Physical Knowledge in infancy**, p. 165-179, 1994.

5.1.3.5 Métrica

O processo biofotogramétrico recomenda a divisão de métrica em duas etapas, pelo uso das ferramentas de um programa computacional gráfico, mas apenas após a execução das técnicas fotointerpretativas. O resultado das ações desenvolvidas nesta divisão do processo está relacionado ao dimensionamento angular ou linear de segmentos corporais durante um determinado movimento.

A revisão dos estudos que utilizaram a Biofotogrametria, comparados a métodos semelhantes publicados (SACCO *et al.*, 2003; LIMA *et al.*, 2004; BARAÚNA *et al.*, 2004; BARAÚNA *et al.*, 2006; CARDOSO *et al.*, 2007; GUIMARÃES; SACCO; JOÃO, 2007; CARREGARO; SILVA; GIL COURY, 2007) mostrou que o traçado angular não seguia parâmetros definidos, e as diretrizes das medidas não estava suficientemente esclarecida, ou devidamente fundamentada em bases biomecânicas (HAMILL; KNUTZEN, 1999; DURWARD; BAER; ROWE, 2001). Os traçados para quantificação angular biofotogramétrica, por outro lado, obedecem aos conceitos biomecânicos fundamentais de definição de movimentos (HAMILL; KNUTZEN, 1999; DURWARD; BAER; ROWE, 2001) para que, ao aplicar os resultados em equações de interpretação, os valores numéricos sejam capazes de refletir o tipo de movimento medido.

5.1.4 Laudos biofotogramétricos: recursos adicionais

A emissão de laudos biofotogramétricos deve ser responsável e cuidadosa, pois a partir deles decisões serão tomadas e determinarão condutas terapêuticas motoras ou de avaliação da resposta a intervenções. O retrospecto dos estudos com Biofotogrametria mostrou que uma composição entre imagens e números, além da interpretação mais clara do movimento medido, pode ser utilizada como recurso para que o paciente compreenda sua condição motora.

A autopercepção do equilíbrio do tronco sentado em um paciente hemiparético, por exemplo, em sendo semelhante com e sem apoio das mãos após algum tempo de terapia, pode ter o significado de resposta positiva ao tratamento da

seqüela motora. Esta resposta positiva pode ser expressa tecnicamente por medidas numéricas (Figura 78), ou pode ser demonstrada por um recurso gráfico que permita a visualização comparativa dos resultados (Figura 79).

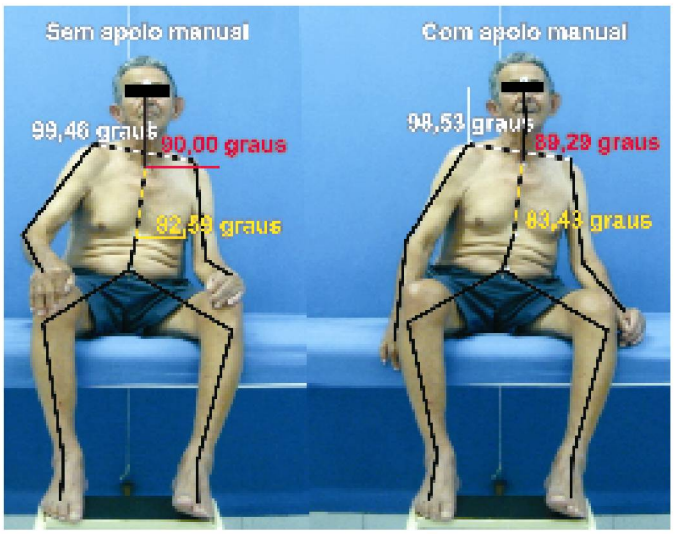


FIGURA 78 – MONTAGEM DAS IMAGENS COM ANÁLISE BIOFOTOGRAMÉTRICA DO EQUILÍBRIO SENTADO EM PACIENTE HEMIPARÉTICO POR SEQÜELA DE AVC, COM E SEM APOIO LATERAL MANUAL, PARA APRESENTAÇÃO INFORMATIVA AO PACIENTE. FONTE: O AUTOR (2007)

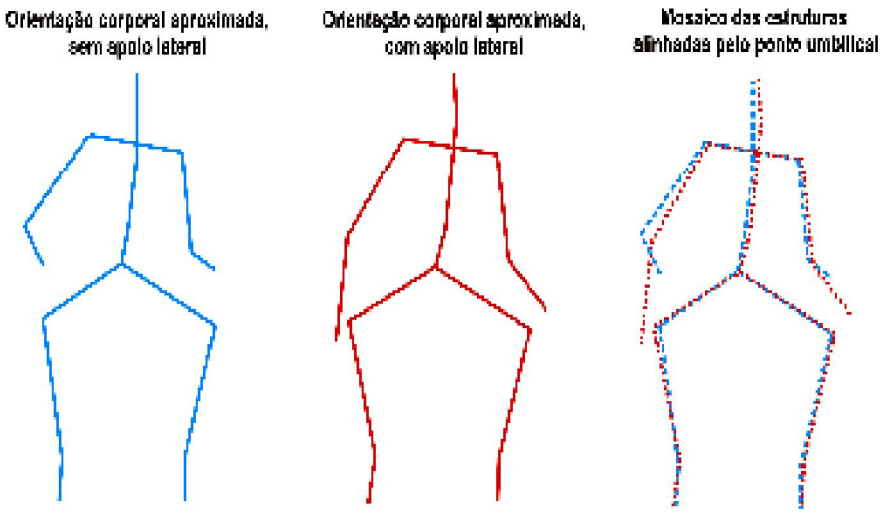


FIGURA 79 – APRESENTAÇÃO DA FIGURA ANTERIOR ATRAVÉS DO RECURSO “BONECO-PALITO”, SEM NÚMEROS E COM UTILIZAÇÃO DO MOSAICO. O EQUILÍBRIO DE TRONCO É SEMELHANTE COM (VERMELHO) OU SEM (AZUL) APOIO MANUAL LATERAL. FONTE: O AUTOR (2007)

Embora a quantificação técnica do movimento seja o principal objetivo da Biofotogrametria, os resultados em um laudo podem ser apresentados ao paciente de modo simplificado e lúdico, de modo a atingi-lo perceptivamente. Para isso, recursos gráficos são adicionados à imagem, como no caso do formato de um

boneco-palito ou *stick-man*. A consciência visual entre as duas situações ilustradas pelo traçado simplificado dimensiona e dá significado à evolução motora alcançada pelo paciente, e pode estimulá-lo à continuidade do tratamento e à busca de novos objetivos para o controle motor, apesar da consciência de que a seqüela de um acidente vascular encefálico é irreversível.

5.1.5 Potencialidade da Biofotogrametria na prática clínica em pneumologia pediátrica

Na Biofotogrametria, sistematizar para a precisão é a palavra de ordem, pois processos sistematizados são capazes de conduzir a evidências consistentes (SACKET, 2000), quer no acompanhamento da doença, quer na prevenção para a não-doença, ou para a promoção da saúde, tornando possível atingir resultados renovadores de paradigmas (VIACAVA *et al.*, 2004).

Assim como a fotografia não se trata de um invento desenvolvido por um único inventor, mas uma síntese progressiva de observações e aperfeiçoamentos de uma idéia, a Biofotogrametria também não se enquadra na classe de invenção. Sem necessariamente ser nova a idéia, inovador é o instrumento e o universo onde se propõe sua aplicação, científica e clínica. A Biofotogrametria reuniu conceitos e métodos amplamente conhecidos dentro e fora da área médica (RICHARDS, 1999; KOTANI *et al.*, 2004; AMADIO, 2006) para sistematizar um processo simplificado de análise cinemática.

Parte do pensamento científico moderno está em impulsionar ininterruptamente os pesquisadores a apreciar cada nova idéia e dela extrair, questionar e reformular suas próprias crenças, quando apropriado e justificável. A proposta de novos paradigmas para análises do movimento ventilatório toracoabdominal (BECKLAKE, 1986; MARTINOT-LAGARDE; MATHIEU; DURAND, 1988; PRISK; HAMMER; NEWTH, 2002) representa sempre um recomeço à cultura muito bem estabelecida dos testes de função pulmonar (ATS/ERS, 2002) como referenciais únicos no diagnóstico e acompanhamento das doenças respiratórias. Assim também a Biofotogrametria e sua aplicação em estudos sobre mecânica respiratória normal e anormal (RICIERI *et al.*, 2003) representa um desafio

maiúsculo para que sejam estabelecidas tanto sua potencialidade quanto suas limitações.

Características mensuráveis dos movimentos da superfície toracoabdominal refletem uma relação direta entre movimento-volume cujas variações fisiológicas (MAYER *et al.*, 2003; HALVORSEN *et al.*, 2005; TOMICH *et al.*, 2007) e patológicas (LANINI *et al.*, 2003; ROMAGNOLI *et al.*, 2004; KOTANI *et al.*, 2004) têm sido estudadas com freqüência. Essa propriedade permitiu à Biofotogrametria um papel relevante como instrumentação alternativa complementar balizadora[40] entre forma e função, aliando, por exemplo, avaliação quantitativa da geometria da postura (RICIERI; COSTA; ROSÁRIO FILHO, 2008) e desempenho mecânico ventilatório (RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008b).

Na Pneumologia é antiga a concepção de alinhar função ventilatória normal e anormal, através de características da geometria da PT, ou geometria toracoabdominal, tanto em adultos como em crianças. O presente trabalho corroborou tal exercício pela apreciação dos resultados obtidos na aplicação do processo biofotogramétrico para avaliar eventos motores respiratórios da PT e de elementos satélites que integrem, de modo indireto, o desempenho respiratório, como postura (RICIERI; COSTA; ROSÁRIO FILHO, 2008), geometria da PT (RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008a), e padrões de movimentos em manobras isovolumétricas (RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008b).

5.1.6 Biofotogrametria: incorporação de tecnologia de imagem digital na semiologia respiratória

Uma das características do exame físico respiratório, em qualquer nível de complexidade no processo de atenção à saúde (LEAVELL; CLARK, 1976), é a subjetividade na atribuição dos resultados dos testes referentes ao desempenho dinâmico respiratório (SOUSA; CRUZ; LIMA Jr, 2002).

---

[40] O que serve de baliza; BALIZA: marco ou estaca que sinaliza uma passagem de trânsito livre ou fechado; linha que separa dois terrenos ou territórios contíguos; limite, divisa, fronteira In: BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa** - Versão 1.0. ed. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM.

Resultados sobre características avaliadas subjetivamente são impossíveis de serem recuperados, ao passo que as imagens estáticas ou dinâmicas de um paciente como um todo, permitem analisá-lo durante ou após uma consulta. Mais, viabilizam a comparação entre padrões de consultas subseqüentes (HOCHMAN; NAHAS; FERREIRA, 2005).

Alguns exemplos destacam-se neste escopo de aplicações, como a avaliação da geometria toracoabdominal, que abrange a postura e a orientação do tronco e cabeça (Figuras 80, 81, 82), ou a configuração do tórax (Figura 83). É possível, ainda, através da imagem adquirida durante o exame físico, avaliar o uso de músculos acessórios durante a respiração de repouso (Figura 84) e o controle muscular voluntário, através de manobras, sobre a dinâmica da PT (Figura 85).

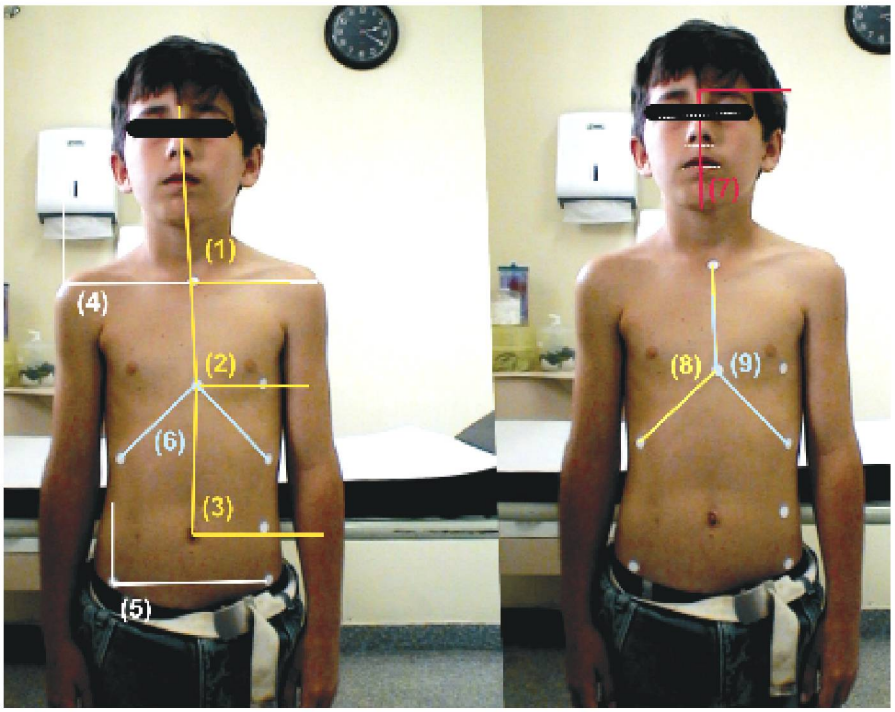


FIGURA 80 – GEOMETRIA TORACOABDOMINAL ANALISADA PELAS RELAÇÕES DA VISTA ANTERIOR: (1) ÂNGULO DE ALINHAMENTO DA CABEÇA; (2) ÂNGULO DE ALINHAMENTO DO TÓRAX; (3) ÂNGULO DE ALINHAMENTO XIFO-ONFÁLICO; (4) ÂNGULO DE NIVELAMENTO DOS OMBROS; (5) ÂNGULO DE NIVELAMENTO DA PELVE; (6) ÂNGULO DE CHARPY; (8,9) ÂNGULOS DOS HEMITÓRAX. FONTE: O AUTOR (2008)

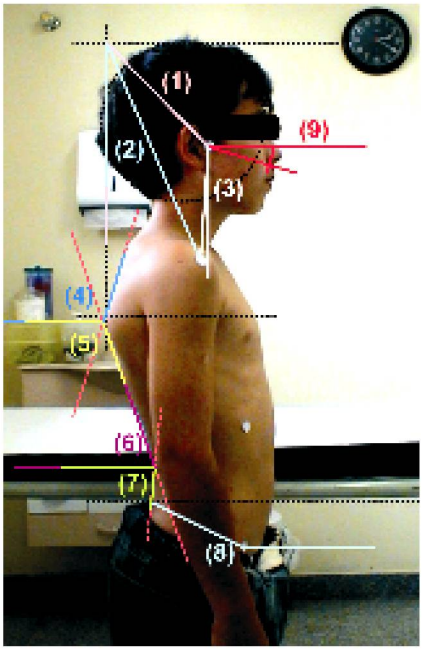


FIGURA 81 – GEOMETRIA TORACOABDOMINAL CALCULADA PELAS RELAÇÕES DA VISTA LATERAL: ÂNGULOS DE PROJEÇÃO DA CABEÇA (1) E DOS OMBROS (2) ; (3) ÂNGULO DE ALINHAMENTO CABEÇA-OMBRO; INCLINAÇÕES TORÁCICAS ALTA(4) E INFERIOR (5); INCLINAÇÕES TORACOLOMBAR (6) E LOMBAR (7); ÂNGULOS DE ORIENTAÇÃO DA PELVE (8) E DA CABEÇA (9). FONTE: O AUTOR (2008)

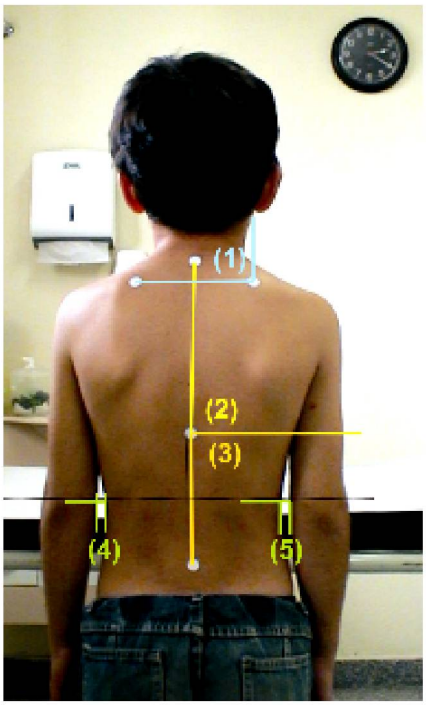


FIGURA 82 – GEOMETRIA TORACOABDOMINAL CALCULADA PELAS RELAÇÕES DA VISTA POSTERIOR: (1) ÂNGULO DE NIVELAMENTO DO ÂNGULO SUPERIOR DAS ESCÁPULAS; (2) ÂNGULO SUPERIOR DA COLUNA; (3) ÂNGULO INFERIOR DA COLUNA; (4,5) DISTÂNCIAS LINEARES DO TALHE. FONTE: O AUTOR (2008)

FIGURA 83 – MEDIDAS DOS DIÂMETROS LATERAIS (VISTA ANTERIOR) E ANTEROPOSTERIORES (VISTA LATERAL) PARA ANÁLISE DO TIPO DE TÓRAX PELO MÉTODO DA RAZÃO DIAMETRAL. FONTE: O AUTOR (2008)

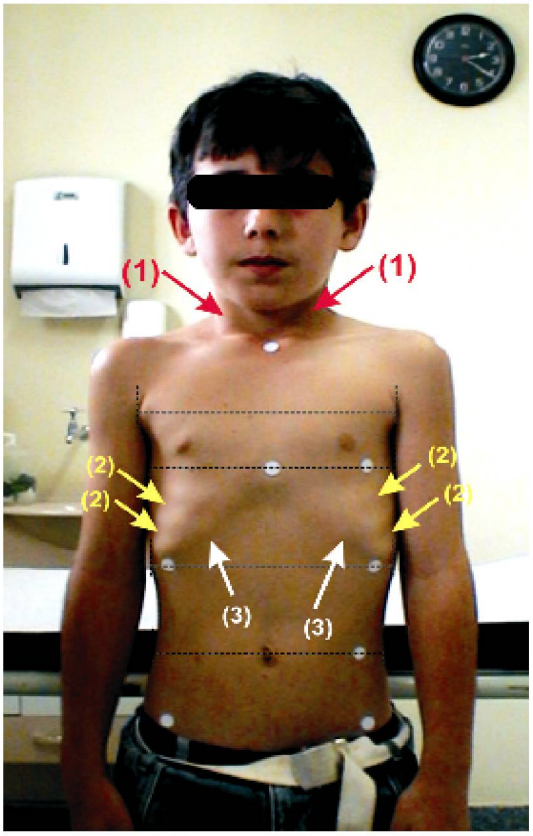


FIGURA 84 – INSPIRAÇÃO NORMAL SOLICITADA PELO AVALIADOR MOSTRA EVENTOS MOTORES REGISTRADOS E PASSÍVEIS DE COMPARAÇÃO EM CONSULTAS FUTURAS: (1) USO DOS MÚSCULOS ACESSÓRIOS INSPIRATÓRIOS; (2) PRESENÇA DE SINAL DE HOOVER; (3) RETRAÇÃO DO REBORDO COSTAL, SUGESTIVO DE ASPIRAÇÃO DIAFRAGMÁTICA. FONTE: O AUTOR (2008)

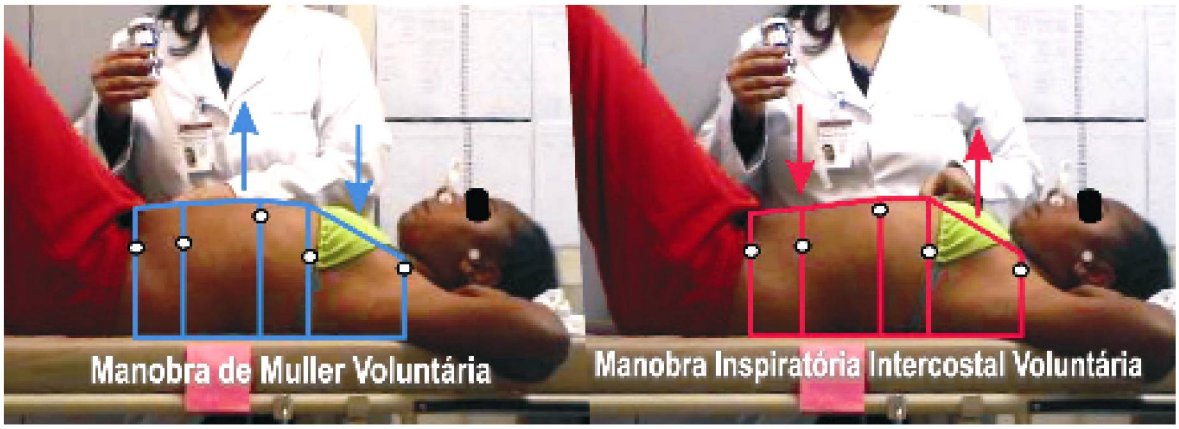


FIGURA 85 – MANOBRA ISOVOLUMÉTRICA, COMPOSTA PELA REALIZAÇÃO DE UMA INSPIRAÇÃO MÁXIMA SEGUIDA DE FECHAMENTO DA GLOTE, E ALTERNÂNCIA DE PADRÕES MUSCULARES ABDOMINAIS, COMO NA MANOBRA DE MÜLLER, E INTERCOSTAIS, PARA AVALIAÇÃO DO CONTROLE MUSCULAR RESPIRATÓRIO VOLUNTÁRIO. FONTE: O AUTOR (2008)

Outras situações também são passíveis de registro para posterior acompanhamento, como flexibilidade (Figura 86), e apoio dos membros superiores para alívio de dispnéia, também chamada de “atitude professoral” (Figura 87). Todos estes registros podem ser recuperados a qualquer momento, ao longo do acompanhamento clínico e, ao lado da anamnese e do exame físico tradicional, podem ser utilizados como evidência adjutória na seleção para estudos de casos ou pesquisas científicas.

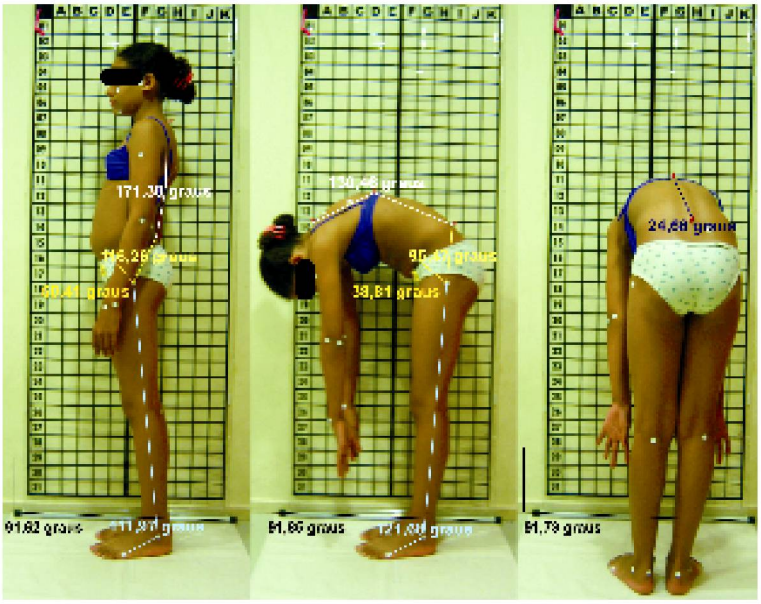


FIGURA 86 – ANÁLISE QUANTITATIVA DA FLEXIBILIDADE DOS MÚSCULOS POSTERIORES E DE PRESENÇA DE ESCOLIOSE (TESTE DE ADAM). FONTE: COSTA (2007)

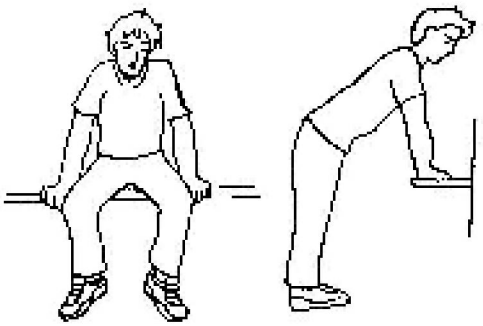


FIGURA 87 – APOIO DOS MEMBROS SUPERIORES EM VIGÊNCIA DE DISPNÉIA. POSTURA CONHECIDA COMO *"ATITUDE PROFESSORAL"*. FONTE: ADAPTADO DE IRWIN; TECKLIN, 1994

Resta esclarecer porque, a despeito das vantagens da utilização do registro e análise do movimento por imagens, ainda é pequena a adoção e divulgação deste paradigma nos meios profissionais da saúde? Uma razão pode ser o fato de haver poucos sistemas diagnósticos disponíveis comercialmente, e nesses, o processamento das rotinas ser quase totalmente realizado por interfaces computacionais dedicadas a um movimento único, não permitindo que outros detalhes possam ser adicionados à mensuração pelo programa.

Por isso, em se tratando de análises quantitativas de aspectos do movimento, com foco na utilização das informações para tomadas de decisão em Medicina, Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Odontologia ou outras profissões, tanto o custo como as necessidades impostas pelo instrumental apresentam relevância limitante na sua adoção. Geralmente tais sistemas estão restritos em laboratórios de pesquisa para movimentos de alto desempenho, como no esporte profissional (LIB, 2005), e somente outros poucos existentes são utilizados para casos clínicos raros, graves, ou que apresentem interesse diferenciado para pesquisas (LAPOMH, 2003; NAPAM, 2004; LABIOMEC, 2005; MOVLAB, 2007; LABIO, 2008; LABAM, 2008).

A principal potencialidade dos instrumentos que aliam a quantificação das propriedades de execução de movimentos corporais ao custo e transportabilidade compatíveis à realidade do sistema de saúde brasileiro é a de oferecer oportunidade para um desempenho profissional baseado em paradigmas tecnológicos e evidências (SACKETT *et al.*, 2000) que agreguem valor quantitativo aos testes atualmente realizados. Procedimentos subjetivos e observatórios podem ser incorporados a estes instrumentos com a finalidade de gerar documentação médica comparativa entre os diferentes tempos, pacientes, e características clínicas

registradas. Essa é a potencialidade para a qual foi desenvolvida a Biofotogrametria e sua aplicação em análises do movimento respiratório.

5.2 DESENVOLVIMENTO DO MODELO BAMER

5.2.1 Modelagem em biomecânica respiratória: modelo BAMER

Em sistemas fechados e automáticos, a modelagem para estudos em cinemática respiratória foi estabelecida pela aplicação de equações e seqüências de programação computacional aos sinais de entrada (BARROS *et al.*, 1999), representados pelo deslocamento dos marcadores de superfície durante o movimento respiratório (SARRO, 2003). Para estabelecer tais equações, o modelo precisa dar suporte aos sinais de entrada, processando-os e configurando-os na forma de parâmetros de saída, que se traduzem pela organização visual lógica e ordenada, no tempo e espaço, da trajetória percorrida por cada um dos marcadores (Figura 88).

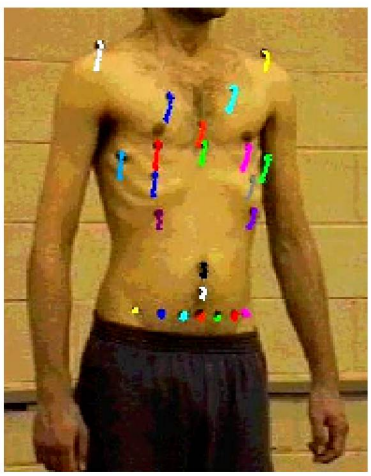


FIGURA 88 – RASTREAMENTO DE MARCADORES DE SUPERFÍCIE DURANTE ESTUDO EM CINEMÁTICA RESPIRATÓRIA PELO SISTEMA DVIDEOW. FONTE: UNICAMP/FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA, LABORATÓRIO PARA INSTRUMENTAÇÃO EM BIOMECÂNICA. FONTE: DISPONÍVEL EM < WWW.UNICAMP.BR/ FEF/ LABORATORIOS/LIB/PESQUISA.HTM >. ACESSO EM 20/07/2008

A combinação entre movimento, marcadores e processamento de sinais representa o pilar que dá fundamentação para um modelo final. Loula (2005) utilizou

30 marcadores para formar um modelo geométrico-funcional simplificado, composto por dodecaedros, cujos volumes individuais somados, corresponderam com precisão ao volume total mobilizado, medido concomitantemente por um espirômetro (Figura 89).

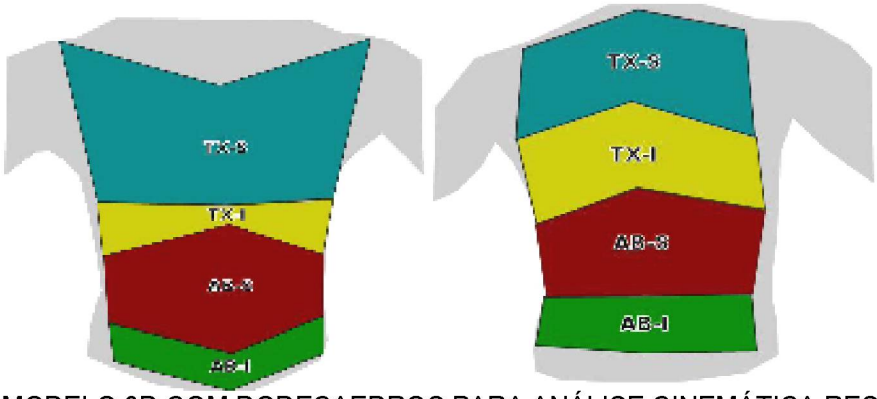


FIGURA 89 – MODELO 3D COM DODECAEDROS PARA ANÁLISE CINEMÁTICA RESPIRATÓRIA EM ADULTOS COM O SISTEMA DVIDEOW ORGANIZADOS NAS DIVISÕES TX-S (TÓRAX SUPERIOR), TX-I (TÓRAX INFERIOR), AB-S (ABDOME SUPERIOR) E AB-I (ABDOME INFERIOR). FONTE: LOULA (2005)

Na Biofotogrametria, estudos 2D sobre movimentos respiratórios toracoabdominais utilizaram uma modelagem adaptada de Loula (2005). A identificação dos marcadores de superfície foi feita na vista lateral, nas posturas em pé (Figura 90), sentada (Figura 91) e deitada em supina (Figura 92), esta última voltada para Pediatria (RICIERI; ROSÁRIO FILHO, 2008; RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008b).

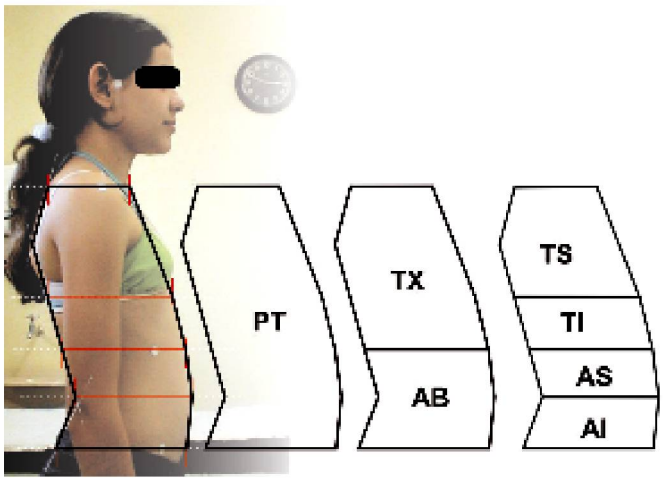


FIGURA 90 – MODELAGEM EM BAMER NA POSTURA ORTOSTÁTICA. FONTE: O AUTOR

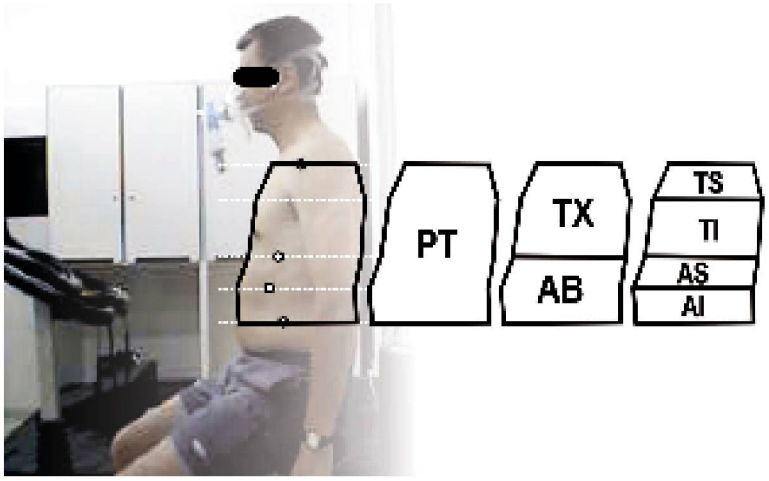


FIGURA 91 – DISTRIBUIÇÃO DOS MARCADORES DE SUPERFÍCIE E MODELAGEM EM BAMER NA POSTURA SENTADA. FONTE: O AUTOR

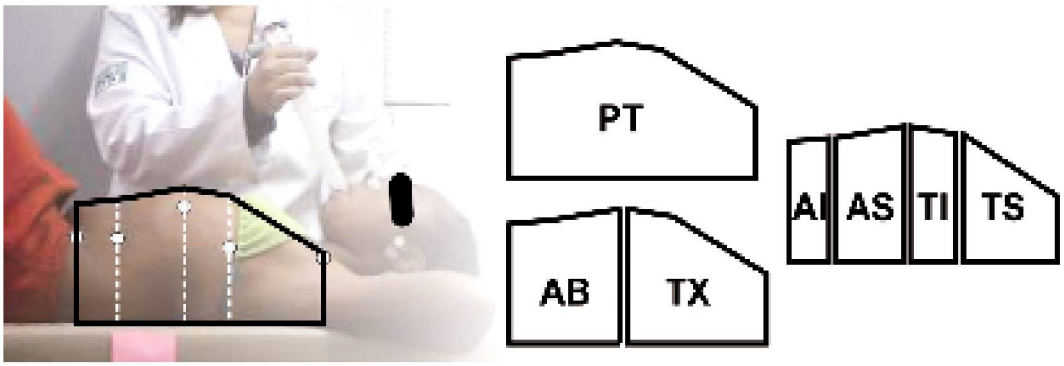


FIGURA 92 – DISTRIBUIÇÃO DOS MARCADORES DE SUPERFÍCIE E MODELAGEM EM BAMER NA POSTURA DEITADA EM SUPINA. FONTE: O AUTOR

5.2.2 Estudo com aplicação do modelo BAMER em adultos

A disfunção mecânica respiratória não se restringe aos doentes respiratórios (KOTANI *et al.*, 2004), mas neles pode atingir resultados de proporções importantes. Cinesiopatologia respiratória é uma expressão recente, não estruturada, utilizada para descrever o envolvimento dos conhecimentos de mecânica e cinemática respiratória, que visam identificar e quantificar desequilíbrios dos músculos respiratórios, por meio de tecnologias (CLIQUET Jr *et al.*, 2004), como já é visto para outras especialidades médicas. Se por um lado os equipamentos para monitoração quantitativa dos movimentos respiratórios (KOTANI *et al.*, 2004; RICHARDS, 1999) são escassos, por outro os poucos que estão disponíveis foram desenvolvidos em

laboratórios e, muitas vezes, seu uso é incompatível com a realidade do cenário do sistema público de saúde.

Sistemas de análise de movimento por imagem, ou cinemáticos, vêm sendo adaptados (EFSTATHOPOULOS *et al.*, 2001) para uso clínico como monitoração não-invasiva, e este tipo de visão vem ganhando espaço na pesquisa de vanguarda. A cinemática tem sido utilizada com sucesso na análise do movimento de segmentos corporais em atividades funcionais e/ou diagnósticas em especialidades da medicina (CLIQUET Jr *et al.*, 2004; BARAÚNA *et al.*, 2006), principalmente na ortopedia e neurologia. Na pneumologia, estes tipos de sistemas oferecem evidências biomecânicas (ATS; ERS, 2002), morfométricas (HOCHMAN, 2002) e cinemáticas (KESHNER, 2003; KONDO *et al.*, 1997; DEL POBIL; MARTINET, 2003; RIBEIRO *et al.*, 2006) envolvidas ou não em doenças respiratórias, e podem ser aplicados em diferentes cenários guardando qualidade e reprodutibilidade (RIBEIRO *et al.*, 2006).

A Biofotogrametria (RICIERI; WANSAUCHEKI, COTERLI, 2006; RICIERI *et al.*, 2003) é uma vertente promissora, cuja diferenciação operacional foi focada para o aperfeiçoamento metodológico da análise do movimento respiratório. O desenvolvimento e a aplicação de medidas lineares no cálculo de área da PT, fracionada em subcompartimentos, teve por base as teorias e corolários pré-estabelecidos para o tema (KONNO; MEAD, 1967; FERRIGNO *et al.*, 1994; KENYON *et al.*, 1997; LOULA, 2005), e foi descrito em recente publicação (RICIERI; ROSÁRIO FILHO, 2008b).

O desempenho do modelo BAMER na identificação da presença de hiperinsuflação ativa, após exercício realizado com uso de PEP, confirmou a suspeição central do estudo conduzido. Estudos com PEP, aplicados no repouso e durante exercício, mostraram aumento no recrutamento da atividade muscular respiratória de formas distintas: a PEP modificava o nível da CRF e a dinâmica inspiratória subseqüente (SPAHIJA; GRASSINO, 1996). Este estudo explorou a hipótese que o efeito poderia ser detectável pelo uso do modelo BAMER.

Spahija e Grassino (1996) notaram aumento na CRF por efeito cumulativo do retardo expiratório em repouso, utilizando carga de 5cmH_2O (SPAHIJA; GRASSINO, 1996). No presente estudo, o tempo de uso da PEP no repouso foi menor e as medidas foram feitas em volumes pulmonares máximos, apesar de utilizar a mesma carga. Ainda assim, a área total medida para PT mostrou-se maior na comparação pré-exercício entre M1-M3, embora não tenha sido estatisticamente

significante (p=0,051). Acredita-se que um número maior de sujeitos poderiam confirmar, pela Biofotogrametria, o que já foi descrito pelo uso de outros tipos de instrumentos para medidas de movimentos.

Sadios que se exercitaram em bicicleta estacionária com PEP (ALIVERTI *et al.*, 1997) aumentaram o volume inspiratório final pulmonar, quase totalmente devido à expansão torácica, associado à redução do volume inspiratório final abdominal. Da mesma maneira, áreas medidas por BAMER mostraram que a zona abdominal alta, representada no modelo pelas divisões TI e AS, foram significativamente maiores no pós-exercício da prova isocarga (M5) que aquelas medidas na prova livre (M2).

Embora exista a necessidade de uma exploração maior sobre a potencialidade clínica da Biofotogrametria, os resultados apontaram que sua exploração pode vir a contribuir de maneira relevante para a Pneumologia, pois foi capaz de agregar dados quantitativos, dar objetividade às análises de padrões de respiração e efetividade na identificação de variações cinesiopatológicas associadas às doenças respiratórias previamente descritas. Além da possibilidade de obter medidas lineares, o processo biofotogramétrico de rastreamento manual dos marcadores em filmes tornou viável também a extração de informações para cálculo de tempos (RICIERI, 2004a) e velocidade (RICIERI, 2004b) dos movimentos, respiratórios ou não, desde que seja previamente conhecida a velocidade do obturador da câmera, ou velocidade de *shutter*. Esta propriedade mostrou-se igualmente promissora, posto que para cálculos de fluxo aéreo respiratório o conhecimento da velocidade de movimento é fator essencial.

Este conjunto de contribuições é particularmente interessante na pediatria, onde os recursos para monitoramento respiratório são escassos. Por isso, com o devido cuidado e rigor ainda por serem explorados, até que a validação definitiva da Biofotogrametria respiratória seja uma realidade, acredita-se ser promissor o caminho iniciado pela utilização do modelo BAMER. Recurso relativamente simples e de baixo custo, capaz de identificar um fenômeno biomecânico associado a um fenômeno fisiopatológico conhecido, como o aumento na área toracoabdominal após o exercício com uso de PEP, como já o fizeram sistemas mais robustos em cinemática respiratória.

5.3 ROTINA POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA

A expressão "postura corporal" designa a organização dos segmentos corporais orientados pela ação gravitacional, ou o posicionamento rotacional e translacional destes segmentos segundo sua relação com o sentido da força gravitacional (DANIS *et al.*, 1998). Além da gravidade, a sobreposição de outros fatores, patológicos ou funcionais, pode estabelecer um desafio para o corpo na combinação entre estabilidade estática e versatilidade da iniciação rápida a um movimento. Este desafio é mecanicamente orientado pela projeção horizontal do centro de gravidade dentro de uma base de suporte, definida pela área da base dos pés, durante o ortostatismo (DUARTE, 2001).

Há ricas, porém controversas, informações sobre desvios posturais e sua prevalência na infância e na juventude, já que muitos estudos foram realizados sob condições e metodologias diferentes. Achados em populações regionais mostraram escolioses funcionais (3,2%) mais freqüentes que estruturais (1,5%). Estes relatos destoam das prevalências identificadas no mundo, que oscilam entre 1 e 13% (MARTELLI; TRAEBERT, 2006). Há autores que acreditam que esta margem de prevalência seja maior que a relatada nas publicações, assumindo um teto de 21%, e justificam como causa desta discrepância o uso de instrumentos e métodos diferentes para avaliar a postura (MARTELLI; TRAEBERT, 2006).

A organização postural define geometricamente o tronco, este representa um fator interveniente no desempenho funcional respiratório, tanto no aspecto "desempenho muscular", quanto na relação com o crescimento ponderal (FERGUSON; MURRAY; TZE, 1982; FRITSCHER; SOLÉ; ROSÁRIO FILHO, 2002). Na respiração, o relacionamento entre pressão e força é complexo, mas sabe-se que a geometria torácica desempenha o maior papel na eficiência da conversão da força em pressão (ATS; ERS, 2002). Os aspectos posturais na asma reclamam atenção para questões entre geometria torácica, orientação postural do tronco e capacidade de gerar pressões respiratórias adequadas (ATS; ERS, 2002). Estas relações foram investigadas em estudo sobre crescimento linear de crianças asmáticas púberes e pré-púberes e da população normal, antes da introdução do corticóide inalatório de uso contínuo para tratamento de asma (MODIOU *et al.*, 2003). Outro estudo, sobre postura versus crescimento ponderal e cronicidade8, concorda que, independente

da dose de corticóide inalatório utilizada, asmáticos em tratamento mantiveram seu canal de crescimento, avaliado pelo escore de desvio-padrão da estatura (TIGRINHO *et al.*, 2008; COVAR *et al.*, 2004). Por outro lado, Covar *et al.* (2004) acreditavam que a questão entre crescimento normal do pulmão em crianças asmáticas era um desafio, e não poderia ser considerada esclarecida (COVAR *et al.*, 2004), já que ainda existiam dúvidas envolvidas no tema sobre progressão da asma, e faltavam dados longitudinais que descrevessem o crescimento pulmonar em asmáticos (MARTELLI; TRAEBERT, 2006). Assim, há uma dificuldade inerente para traçar referências entre crescimento atrasado e desenvolvimento normal do pulmão.

Em asmáticos, dois aspectos se destacam no exame físico da postura: o primeiro refere-se ao esforço muscular respiratório acessório inadequado, que modifica, crônica e gradativamente, as linhas de forças que orientam o tronco; o segundo é o fato de que a medicação utilizada pode desacelerar o crescimento, uma vez que seu uso é contínuo para crianças em tratamento (FRITSCHER; SOLÉ; ROSÁRIO FILHO, 2002). Por isso, qualquer problema e/ou disfunção que acometa a criança na fase de crescimento, como a convivência com doenças crônicas como a asma, constitui fator de risco para a incidência de alterações da coluna vertebral; estas podem ser irreversíveis na fase adulta, caso não sejam detectadas e acompanhadas precocemente (FRITSCHER; SOLÉ; ROSÁRIO FILHO, 2002). Apesar de a asma ser uma manifestação alérgica freqüentemente ligada ao déficit estatural, a atopia associa-se a um padrão de crescimento no qual há uma desaceleração da velocidade de crescimento e do desenvolvimento dos caracteres sexuais, sem que seja necessariamente afetada a estatura alvo final (FERGUSON; MURRAY; TZE, 1982).

Morfofuncionalmente, uma postura adequada é aquela exige o menor esforço muscular e ligamentar para manter o indivíduo em ortostatismo, facilitando o equilíbrio estático (BOT *et al.*, 1999) Para o asmático esta facilitação depende também de outros fatores e de diferentes linhas de tração muscular, desenvolvidas pelo esforço respiratório continuado ao qual está submetido. As ciências que estudaram a postura sob as diferentes situações foram eficientes em mostrar relações entre postura e condições fisiopatológicas e funcionais, utilizando pontos de vista e instrumentais diferentes (BOT *et al.*, 1999; KERA; MARUYAMA, 2005; BETTINELLI *et al.*, 2002; ELSBERG, 1999).

Mas até o momento, não são claras as situações onde a disfunção postural corresponderia à causa de uma patologia (AZEVEDO *et al.*, 2005; GALANTE *et al.*, 2006). É freqüente a visão da disfunção postural como uma estratégia antálgica ou conseqüência de uma doença (BOT *et al.*, 1999; MODIOU *et al.*, 2003; KERA; MARUYAMA, 2005; AZEVEDO *et al.*, 2005), de um mau hábito postural (KERA; MARUYAMA, 2005; MARTELLI; TRAEBERT, 2006), ou do impacto de fatores externos (ELSBERG, 1999; GALANTE *et al.*, 2006). Causa ou conseqüência, postura e músculos respiratórios relacionam-se em muitas situações (DANIS *et al.*, 1998; FRITSCHER; SOLÉ; ROSÁRIO FILHO, 2002; KERA; MARUYAMA, 2005; BETTINELLI *et al.*, 2002) e os músculos possuem duas funções básicas: contrair e desenvolver força. Estas funções quando aplicadas aos músculos respiratórios traduzem-se em duas propriedades: gerar pressões ao desenvolver força, e movimentar volumes respiratórios, ou deslocamento das estruturas da parede torácica, ao contrair-se (BRICOT, 2004).

Para analisar os resultados quantitativos obtidos neste estudo, foram utilizadas duas teorias sobre comportamento postural normal e anormal: (1) o modelo do Duplo Pêndulo Fractal de Bricot (2004); e (2) as Leis de Compensação de Busquet (2001).

5.3.1 Modelo do duplo pêndulo fractal de Bricot

Fractal define uma estrutura geométrica complexa cujas propriedades repetem-se em qualquer situação, e Bricot (2004) via a organização do sistema postural como dois triângulos opostos, representando um duplo pêndulo invertido (Figura 93). Para ele o ser humano estaria suspenso por um eixo central através de suas fáscias musculares, inseridas na base do osso occipital. A oscilação mútua e contínua destes dois pêndulos invertidos, em relações de resposta sinérgicas, permitiria compreender porque o homem, *verbis*, *"é capaz de equilibrar-se em seu desequilíbrio"* (BRICOT, 2004).

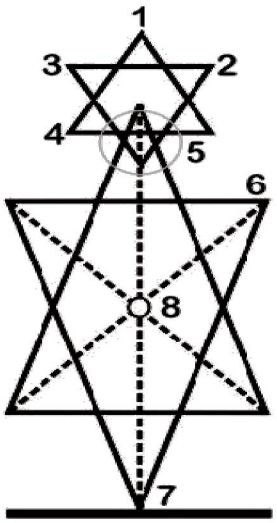


FIGURA 93 – TEORIA DO CAOS OU HOMEM FRACTAL, SEGUNDO A QUAL CADA PESSOA SUSTENTA-SE NO ESPAÇO ATRAVÉS DE SUAS FÁSCIAS MUSCULARES, E MANTÉM CONTATO COM O SOLO PELO APOIO BIPODAL. PONTOS CHAVES: (1) LÍNGUA; (2 E 3) ARTICULAÇÕES TÊMPORO-MANDIBULARES; (4) OSSO HIÓIDE, REPRESENTANDO A BASE DO TRIÂNGULO; (5) ARCADA DENTÁRIA E COMPLEXO MASTIGATÓRIO; (6) CINTURA ESCAPULAR; (7) APOIO PLANTAR; (8) FÁSCIA DIAFRAGMÁTICA, LOCAL DO ENCONTRO DOS EIXOS DE FORÇAS DOS PÊNDULOS. FONTE: ADAPTADO DE BRICOT, 2004

Para dar sentido sob a Teoria do Duplo Pêndulo à quantificação angular obtida, é preciso dar sentido ao que representam as referências utilizadas para, posteriormente, verificar se a álgebra confirmou a postulação biomecânica. Pela teoria, pés, pelve e cintura pélvica atuariam como sistemas tampão do sistema postural, em verdadeiros conjuntos paralelos de atuação, sinérgicos ou antagônicos (BRICOT, 2004). Uma vez que os pés sempre estarão fixos em apoio, durante uma análise postural, medidas na pelve, na cintura escapular, e na coluna vertebral, referir-se-iam aos desequilíbrios da organização postural. A teoria se confirmaria na geometria fotogramétrica quando as cinturas, pélvica e escapular não atuassem como tampões compensatórios imediatos; nessas situações a coluna o faria, estabelecendo uma escoliose (BRICOT, 2004).

5.3.2 Leis da adaptação corporal de Busquet

Busquet (2001) propôs três leis a partir das quais a decodificação da linguagem corporal permitiria atribuir significado por seus próprios sistemas de compensações. A lei do equilíbrio remete à interatividade entre equilíbrios físico, mental, e biológico ou homeostático. O autor considerava a dinâmica do movimento e da postura como a busca incessante da expressão do ser através de sua atitude postural. A lei da economia ressaltava que todas as funções involuntárias de base, e entre elas a postura, organizar-se-iam de modo a consumir pouca energia, evitando o esgotamento vital. Mecanicamente, a economia provinha da manutenção e acompanhamento dos segmentos num desvio postural, antes de uma compensação. Esta última idéia traduzia a lei do conforto, envolvendo o conceito de que todos os sistemas corporais seriam capazes de esquemas compensatórios para permitir o conforto relativo quando coexistissem perturbações físicas, viscerais e/ou psicológicas. Busquet afirmou ainda que toda pressão permanente em uma cadeia muscular, ou movimentos específicos como é o caso da asma, modificaria a estática a curto prazo, e induziria a deformações, se perpetuadas e não corrigidas (BUSQUET, 2001).

Estas premissas, aplicadas à análise da postura no asmático, relacionaram sobrecarga muscular respiratória e modificações compensatórias sobre a geometria muscular estática. Assim, a sobrecarga muscular respiratória da asma recrutaria músculos acessórios compensatórios da manutenção postural, criando uma compensação o mais confortável e econômica possível, do ponto de vista do metabolismo muscular respiratório. Busquet demonstrou que tal recrutamento se daria através das cadeias musculares, verdadeiros circuitos de contigüidade de direção e de plano, através dos quais forças organizadoras do corpo se propagariam e se estruturariam, em esquemas de compensação (BUSQUET, 2001). Isto posto, passa-se à análise dos resultados obtidos neste estudo.

5.3.3 Resultados obtidos em GR

Inicialmente foram analisados os ângulos “tampões posturais” segundo Bricot, ou seja, os ângulos primários NP e NO, e os secundários CI e CS (BRICOT, 2004). Hall (1991) afirmava que movimentos primários da pelve alterariam a

orientação da articulação lombossacra, dos fêmures, ou ambos. Movimentos pélvicos isolados, chamados "movimentos primários da pelve" seriam empregados em poucos movimentos funcionais, mas acompanhariam e facilitariam o movimento da coluna e do quadril; este arranjo biomecânico é conhecido como movimento cooperativo ou movimento secundário da pelve (HALL, 1991).

Este estudo analisou os ângulos NP e CI, isolada e integradamente, mostrando que NP diferiu na variância da distribuição de dados, mas não nos valores, ao mesmo tempo em que CI não diferiu em variância, mas nas médias dos ângulos medidos. Os achados sugerem que GR apresentaria um movimento secundário da pelve, acompanhando a variação da coluna inferior, significativamente maior e funcional ($p<0,05$) em meninas que em meninos. A partir dos corolários adotados, concluiu-se pela existência de um mau hábito postural e que este mau hábito se encontraria em limiares de disfunção lateral lombar em meninos, segundo Busquet (2001), acompanhado secundariamente de inclinação solidária da pelve, atendendo às leis da economia de Bricot (2004), cuja primeira lei aplicada aos achados traduzir-se-iam matematicamente pelas correlações encontradas.

Correlações positivas entre ângulos representam que estes seguiram a mesma orientação; o inverso se aplica às correlações negativas. Mecanicamente, CI foi uma medida posterior cujo paralelo estava na medida anterior de AXO; as escápulas, por estarem intimamente sobrepostas ao tórax, fizeram de NE um ângulo solidário aos desvios de NO. Resultado: em GR as correlações foram positivas e significantes ($p<0,01$) entre NO-NE e CI-AXO.

5.3.4 Resultados obtidos entre os grupos NA e AS

Acredita-se que a organização toracoabdominal do asmático sofra adaptações que se refletirão na postura e na orientação das estruturas do tronco dada a doença crônica progressiva, cujo remodelamento das vias aéreas leva à necessidade de adaptação do fole ventilatório (COVAR *et al.*, 2004). Um forte motivo para esta crença associativa é oriunda de que, a partir da classificação da gravidade da asma, tais remodelamentos implicariam efetivamente em redução progressiva da função pulmonar (COVAR *et al.*, 2004). A falência ventilatória resultaria do

desequilíbrio entre capacidade da bomba dos músculos respiratórios e carga a eles imposta. Embora muito já se conheça a respeito das sobrecargas respiratórias na asma aguda, a falência ventilatória também resultaria da falência dos músculos em gerar pressão intratorácica negativa necessária, e este último fato possui conexão direta com a geometria torácica e a organização da postura do tronco (ATS; ERS, 2002; GALANTE *et al.*, 2006).

Crianças asmáticas enquadraram-se no que Busquet (2001) chamou de coexistência perturbações físicas, viscerais e/ou psicológicas. Quando esquemas compensatórios são iniciados pela pressão permanente sobre uma cadeia muscular, ou por movimento específico, se perpetuadas tais pressões, elas induziriam à deformações visíveis e, portanto, mensuráveis (BUSQUET, 2001). Como conseqüência, a organização postural em AS necessariamente teria origem na violação da primeira Lei de Busquet e de um desequilíbrio inicial para a teoria dos Pêndulos (BRICOT, 2004).

A variância equivalente para ângulos medidos em AS e NA seriam contraditórios, não fosse a exceção para CS e NO, cujas variâncias de medidas diferiram significativamente ($p<0,05$) entre os grupos. Também os valores medidos diferiram, mas somente para NO e CS ($p<0,05$), o que reforçaria a evidência de que a abordagem instrumental, proposta pela Rotina Postural Biofotogramétrica/RPB, atingira a efetividade desejada, identificando desequilíbrios posturais típicos do uso inadequado do fole ventilatório.

Em outras palavras: a geometria da RPB corroborou um comportamento biomecânico previsível para uma doença cuja fisiopatologia envolve estruturas do fole ventilatório, na caixa torácica. Não-asmáticos apresentaram CS com maior tendência à disfunção que asmáticos, cujos valores foram compatíveis aos de uma postura mais fisiológica ou funcional[41]. O oposto ocorreu em NO, geometricamente perfeito em NA, mas que em AS apresentou desvio sutil da ortogonalidade. A mesma teoria biomecânica, aplicada a esta análise, revelou que NA apresentou valores de CS limítrofes à disfunção e que, secundariamente, NO cumpriu o papel compensatório de manter a ortogonalidade. Estes comportamentos ilustraram com clareza as Leis de Busquet (2001) em ação, onde economia e compensação foram prioridades em NA, em detrimento da correção postural.

---

[41] Considerado o sentido de normalidade diagnóstica, ou valor angular mais próximo da ortogonalidade.

Quanto às correlações positivas em NA, estas seguiram o paradigma da contigüidade entre AO-CI, e entre CS-NE ($p<0,05$), que poderiam ser exemplificados como faces de uma mesma moeda: em se desviando o primeiro, o segundo tenderia ao mesmo comportamento e orientação. A mesma teoria explicaria, ainda, o ocorrido em AS, nas correlações entre NO-CS ($p<0,05$).

Correlações significantes negativas ($p<0,05$) foram encontradas neste estudo em AS: (a) entre NO-NP, revelaram a presença de uma báscula heterolateral entre ombros e pelve. Adotando-se Bricot para discutir os achados, concluir-se-ia que tal correlação seria resultado do desvio primário dos ombros, posto que entre os ângulos alterados estava o ângulo NO; (b) entre NO-DTT a relação mecânica Triângulo de Tales e posicionamento dos ombros estaria refletida: estruturas contíguas e solidárias mecanicamente (BRICOT, 2004; HALL, 1991). No grupo NA, a única correlação negativa significante ($p<0,01$) foi entre AO-NE: ângulos distantes, não-contíguos entre si, cuja explicação mais aparente seria a aplicação da lei do conforto onde, a partir do desvio de AO, chegou-se ao desvio no sentido oposto em NE, através do conceito de cadeias musculares (BUSQUET, 2001).

De modo geral, nenhuma das alterações encontradas contrariou os corolários de referência, posto que a postura em AS apresentou disfunções menos evidentes que as esperadas. De modo atípico, a postura em NA foi numericamente pior que a postura do grupo AS, tomados os alinhamentos e nivelamentos.

5.3.5 Conclusões sobre o estudo

A asma, assim como outras doenças respiratórias crônicas, causou impacto sobre a postura das crianças avaliadas, na faixa etária de 8 a 12 anos. Porém, o precípuo dos resultados aqui relatados foi como este impacto se justificou mecanicamente pela sobrecarga muscular respiratória e padrão respiratório vicariante, através de análises geométricas simples. Ambos, sobrecarga muscular e padrão vicariante, figuraram como fatores prováveis das alterações identificadas: biomecanicamente, as alterações iniciais da geometria toracoabdominal poderiam ser explicadas por uma má atitude postural, secundária aos primeiros impactos da doença; a fixação definitiva destes desvios, ao longo do tempo, culminaria no

estabelecimento de uma disfunção postural, capaz de ser detectada pela Biofotogrametria, por meio da aplicação da RPB. Assim, a Biofotogrametria deve continuar a explorar o modelo apresentado neste estudo, como exame complementar nos serviços de atendimento clínico às doenças respiratórias crônicas infantis, tendo como meta a identificação precoce das alterações laterais encontradas.

5.4 BIOFOTOGRAMETRIA PARA MEDIDAS LINEARES

A hiperinsuflação pulmonar é uma conseqüência do desequilíbrio das forças estáticas determinantes do volume de relaxamento (V_{relax}) e/ou dos componentes dinâmicos, entre eles padrão respiratório, resistência das vias aéreas e atividade pós-inspiratória dos músculos inspiratórios. Para o radiologista, a hiperinsuflação implica no aumento da CPT em radiogramas realizados após inspiração máxima. Para o contexto clínico, ela implica em aumento anormal no volume de ar intrapulmonar ao final da expiração espontânea, ou seja, no nível da CRF (AGOSTONI et al., 1964; PALECEK, 2001).

Como sinal clínico, a hiperinsuflação pode estar presente no exame físico de várias doenças pulmonares (PALECEK, 2001) e é preciso estabelecer o mecanismo fisiopatológico sob qual a retenção aérea pulmonar ocorreu antes de prospectar designações ou intervenções (LEITH; BROWN, 1999). Hoppin Jr. relacionava pulmões à parede torácica como um casamento por toda vida, *"para o bem e para o mal, na saúde e na doença"* (HOPPIN Jr, 2001), considerando volume-dependente as funções pulmonares e toracoabdominais, já que a maioria dos parâmetros de desempenho ventilatório refletia este "casamento". Um exemplo é o volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1), que tem valores reduzidos pela limitação da capacidade expiratória pulmonar, ou pela capacidade inspiratória da parede torácica (HOPPIN Jr, 2001).

A partir dos parâmetros biomecânicos estabelecidos ao longo de décadas de estudo do movimento respiratório (GIBSON, 1996; KONDO *et al.*, 2000; BARNAS; STAMENOVIC; FREDBERG, 1991; ROSS-RUSSEL; HELMS, 1994), especificamente para a asma pesa o fato de que a obstrução das vias aéreas,

centrais e periféricas, e o remodelamento que acompanha a inflamação levam à hiperinsuflação crônica e ao agravamento da doença (GINA, 2006). A hiperinsuflação crônica apresenta dois componentes: estático e dinâmico. No componente estático, a retenção aérea está presente sem que os movimentos respiratórios estejam restringidos, enquanto no componente dinâmico a retenção aérea é dependente da freqüência respiratória e desaparece durante a apnéia (PALECEK, 2001).

A presença de hiperinsuflação é uma das principais responsáveis pela sensação de dispnéia, sintoma comum na asma (SBAI, 2006), embora varie para os mesmos níveis de obstrução ao fluxo aéreo em diferentes pacientes (GIBSON, 1996). A gravidade da asma apresenta pelo menos duas dimensões freqüentes, nem sempre relacionadas: (a) a função de base, ou um retrato instantâneo das condições respiratórias durante o período intercrise, podendo nele estar presente a hiperinsuflação estática; (b) a labilidade da doença, ou o conjunto da hiper-responsividade brônquica e resposta ao tratamento. A função de base associa-se ao grau de disfunção, cujo indicador de controle é a medida do VEF_1, mas que também pode ser acompanhada pelo registro diário do pico de fluxo expiratório (ENRIGHT; LEBOWITZ; COCKROFT, 1994; BARLEY; QUIRK; JONES, 1998; FONSECA *et al.*, 2006).

Os efeitos da broncoconstrição sobre as pressões e recrutamento muscular respiratório foram estudados em diferentes situações clínicas e idades (ATS; ERS, 1993; DURANTI *et al.*, 2002). O estreitamento agudo das vias aéreas associa-se à hiperinsuflação dinâmica (CASSART; GEVENOIS; ESTENNE, 1996; WALSH et al., 1992), a qual, entre outras características, reduz o volume final expirado, reduzindo o VEF_1 que, ao final de uma cadeia de compensações mecânicas, sustenta uma atividade tônica muscular inspiratória persistente durante a expiração (GIBSON, 1996; GORINI *et al.*, 1999; STELL *et al.*, 2001), determinando a hiperinsuflação dinâmica na crise asmática aguda. Passada a crise, a não regressão total dos parâmetros mecânicos respiratórios contribui para a retenção crônica de ar nos pulmões que, acumulado, conduz à hiperinsuflação residual ou cumulativa (ENRIGHT; LEBOWITZ; COCKROFT, 1994; SUGA et al., 2000).

A identificação da hiperinsuflação estática apresenta controvérsias extensas e é uma temática repleta de arestas entre clínicos e pesquisadores na área, mas

abriga um destaque relevante: a busca contínua por estratégias que reforcem o arsenal de recursos viáveis para uso na prática clínica diária.

Se, por um lado, a presença de hiperinsuflação importante pode resultar em distribuição anormal do VC em repouso entre os compartimentos pulmonares superiores e inferiores (GIBSON, 1996), em pequenos graus ela representa uma estratégia ventilatória que ajuda a manter abertas as pequenas vias aéreas, com melhor distribuição regional da ventilação alveolar. Na infância, até os 4 anos de idade, esta é considerada uma estratégia fisiológica (MARTINOT-LAGARDE *et al.*, 1998; POSTIAUX, 2004), enquanto a partir dos quatro anos, e por toda a vida, a presença de hiperinsuflação resultará em distribuição anormal do volume corrente, alterando o comportamento estático e dinâmico toracoabdominal (POSTIAUX, 2004). Sobre isso, Cassart *et al.* (1996) demonstraram que, para um mesmo volume pulmonar absoluto, a configuração passiva da caixa torácica é semelhante em normais e nos cronicamente hiperinsuflados, o que significa que a diferença entre ambos está nos diferentes pontos da curva de complacência pulmonar em que o repouso respiratório acontece (GAULTIER, 1995; CASSART; GENEVOIS; ESTENNE, 1996; DECRAMER, 1997).

As diferentes maneiras utilizadas para definir a retenção extra de ar nos pulmões ao final da expiração, dependendo de como o processo tenha ocorrido, geraram um glossário de vocábulos específicos. Expressões como repouso respiratório, CRF, hiperinsuflação dinâmica e hiperinsuflação crônica são determinantes na atribuição de sentidos diferentes a cada uma delas, e devem ser analisadas de modos diferentes. No V_{relax}, ou repouso respiratório corresponde ao volume de equilíbrio estático do sistema respiratório, no qual as pressões de retração elástica pulmonar e da caixa torácica se equivalem, opondo-se direcionalmente (GIBSON, 1996; LEITH; BROWN, 1999). Por CRF depreende-se o momento no tempo onde o V_{relax} acontece, durante a ventilação tranqüila (PALECEK, 2001). Aumentos agudos da CRF, do VR ou da CPT recebem o nome de hiperinsuflação, mesmo quando originados por diferentes mecanismos cinesiopatológicos, desde que terminem em aumento do volume pulmonar expiratório final. A expressão hiperinsuflação crônica requer definição complementar através do exame clínico, pois deve estar associada a valores de referência e simultaneidade a outras desvantagens reveladas por índices e testes respiratórios (PALECEK, 2001).

Gibson discorreu longamente sobre fatos relevantes nos estudos sobre caracterização da hiperinsuflação. Associou a realização da maior parte dos estudos para determinação da presença de hiperinsuflação a amostras compostas predominantemente por adultos enfisematosos, sendo que os poucos estudos existentes em crianças referiam-se à asma aguda (GIBSON, 1996). Foi em seu trabalho que a metodologia aqui apresentada foi balizada, tendo Gibson esclarecido que as discrepâncias encontradas na determinação da presença de hiperinsuflação pelo aumento do diâmetro anteroposterior (AP) torácico estavam ligadas à forma e momento nos quais foram coletados os dados. Quando os dados eram coletados no nível da CPT, não havia diferença significante entre DPOC e controles; nesses estudos, os autores atribuíam a impressão de aumento no diâmetro AP torácico como resultado de uma redução do diâmetro AP abdominal, devido ao enfraquecimento muscular. Por outro lado, estudos que mediram as dimensões torácicas tomadas no nível da CRF encontraram aumento na razão entre os diâmetros AP e lateral, ou seja, o tórax era mais circular em enfisematosos e na crise de asma aguda (GIBSON, 1996).

Tais relatos orientaram o estudo aqui apresentado sob duas vertentes: (a) a de que a classificação da gravidade da asma dos voluntários em AS não era determinante como critério de controle de dados, já que o grau de hiperinsuflação pulmonar pode apresentar variações de magnitude para mesmos níveis de obstrução ao fluxo aéreo, em pacientes diferentes (GIBSON, 1996; HOPPIN Jr, 2001). Este pressuposto levou a uma intenção binária fundamental nas medidas das RD: a criança tem/não tem diâmetro AP aumentado em relação ao diâmetro lateral; (b) a aquisição foi realizada no nível da CRF, na posição ortostática – onde supostamente haveria uma redução do diâmetro AP do tórax no nível xifóideo (GAULTIER, 1995; GIBSON, 1996; MARTINOT-LAGARDE *et al.*, 1998; KONDO *et al.*, 2000) e nas vistas anterior e lateral, para reproduzir a aplicação matemática da razão entre diâmetros medidos no mesmo nível, aqui denominada RD.

Resultados para as RD deste estudo foram muito próximos daqueles apresentados por Martinot-Lagarde *et al.* (1998). Embora a tendência ao tórax cilíndrico possa ser tomada como uma característica morfométrica relativamente comum em crianças, como explicar ser este o único achado significativo, exatamente para o grupo AS, senão no fato de que a RD.XI foi maior em crianças que apresentavam um predisponente cinesiopatológico específico para esta condição: a

asma? Este achado pode ser tomado por evidência de que o aumento significante observado apenas na RD.XI do grupo AS tenha se dado, então, pelo aumento do diâmetro AP, em uma analogia à seqüência de eventos mecânicos consistentes com a presença de hiperinsuflação estática neste grupo (MARTINOT-LAGARDE *et al.*, 1998).

Os níveis estabelecidos para as medidas representaram uma aquiescência às considerações morfofuncionais de Kondo *et al.* (2000), segundo as quais os níveis AX e XI seriam significativos de uma correlação interna no tórax e sensíveis na acomodação de uma hiperinsuflação estática, pelas adaptações mecânicas decorrentes (DECRAMER, 1997; KONDO *et al.*, 2000). A AX correlaciona-se internamente ao nível da bifurcação traqueal, e XI, ao nível do topo da cúpula diafragmática6. Os autores reconhecem o fato de que o aumento do diâmetro AP sozinho não é determinante da presença de hiperinsuflação, mas consideram como explicação viável para significância restrita à RD.XI em AS a estratégia de acomodação da hiperinsuflação, pela descida da cúpula diafragmática e a redução da zona de aposição (BOYNTON *et al.*, 1991). Segundo esta linha de evidências, somente o nível XI seria atingido diretamente pelo aumento do diâmetro AP (DECRAMER, 1997; HACCOUN *et al.*, 2002), o que foi detectado pelo sistema RD da Biofotogrametria.

No entanto, a maior relevância deste trabalho não se refere à determinação da hiperinsuflação pelo exame biofotogramétrico, mas na ferramenta promissora que pode representar a biofotogrametria no manejo clínico das condições que induzem à hiperinsuflação, particularmente a asma. Tal relevância amplia-se se considerado o fato de que, na asma infantil, recursos invasivos para este fim não podem ser utilizados com freqüência, quer pelos danos, quer pelos custos, quer pela indisponibilidade em unidades de saúde mais distantes de grandes centros urbanos.

Na asma, o aumento do trabalho respiratório (POSTIAUX, 2004) e a sensação de dispnéia instalam-se em variados níveis de intensidade, combinando hiperinsuflação dinâmica nas crises e limitação ao fluxo aéreo pelo edema crônico das vias aéreas. Mesmo vigentes estas condições, o restante do exame físico do paciente pode apresentar-se sem alterações (HACCOUN *et al.*, 2002; GINA, 2006). A importância da metodologia das RD pela biofotogrametria está em sua aplicação longitudinal ao acompanhamento clínico, comparando a geometria toracoabdominal intrapaciente periodicamente, identificando individualmente o momento em que a

hiperinsuflação passaria a limitar a capacidade dos músculos respiratórios em gerar pressão intratorácica negativa (STELL *et al.*, 2001; GINA, 2006) piorar a relação comprimento-tensão diafragmática pelo rebaixamento de sua cúpula na CRF (BOYNTON *et al.*, 1991; DECRAMER, 1997; SUGA *et al.*, 2000) e deteriorar o desempenho contrátil do diafragma e sua capacidade de adaptação às variações de carga e freqüência respiratória (LAGHI; TOBIN, 2003).

Os resultados obtidos convidam à reflexão e debate sobre mecanismos de hiperinsuflação estática na asma, propondo um recurso alternativo viável (IUNES *et al.*, 2005), ainda que careçam de mais estudos para aprofundamento sobre valores de referência versus faixa etária e relações entre índices de RD e classificação da doença. A possibilidade da aplicação do método das RD pela biofotogrametria nos ambientes de assistência à saúde, como unidades de atendimento, hospitais, clínicas e domicílios, representa uma expectativa promissora para sua adoção por médicos e/ou fisioterapeutas. Tal difusão permitiria discutir novas evidências em coortes que integrem dados semiológicos aos achados matemáticos.

Conclui-se que o desenvolvimento da metodologia RD pela biofotogrametria mostrou-se satisfatório e viável na identificação do aumento diferenciado da RD.XI em AS, sugestivo de hiperinsuflação estática, e merece continuidade de aplicação em estudos futuros na área de pneumologia pediátrica.

5.5 APLICAÇÃO DO MODELO BAMER EM ESTUDOS COM CRIANÇAS ASMÁTICAS

5.5.1 Adaptações necessárias para estudos em pediatria

As primeiras aquisições de dados em crianças mostraram que a aplicação direta do modelo já estudado em adultos (RICIERI; ROSÁRIO FILHO, 2008) às imagens era inviável pelo excesso de movimentos acessórios executados simultaneamente à respiração nas posturas sentada e ortostática (Figura 94). Esta constatação exigiu uma reformulação de diretrizes, exigindo um estudo preliminar de

validação interna de BAMER e do método para obter um novo protocolo, confiável e reprodutível em Pediatria.

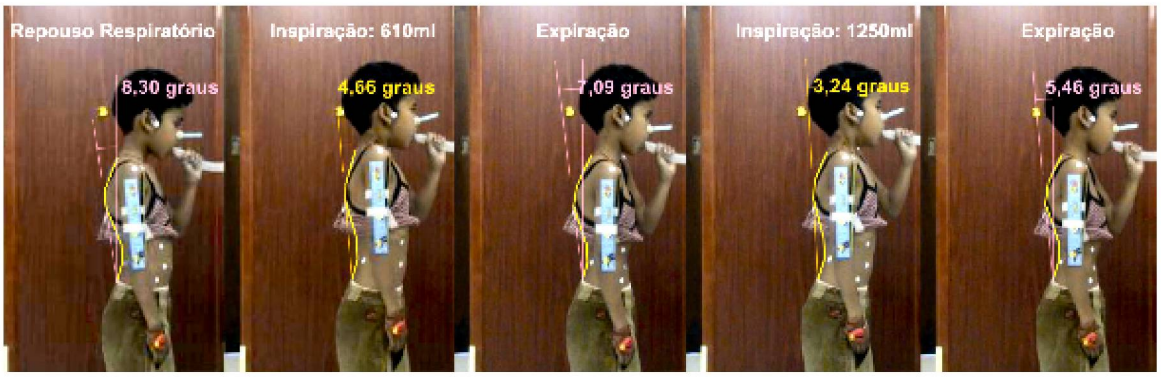


FIGURA 94 – ILUSTRAÇÃO DOS MOVIMENTOS ACESSÓRIOS ANTEROPOSTERIORES DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A EXECUÇÃO DE MANOBRAS RESPIRATÓRIAS OBSERVADO EM CRIANÇAS NA POSTURA ORTOSTÁTICA. ESTA MOVIMENTAÇÃO CONTRARIA A APLICAÇÃO DO MODELO BAMER NESTA POSTURA. FONTE: O AUTOR (2008)

Cada etapa do processo foi revisada teórica e experimentalmente. A aplicação do modelo BAMER em crianças mostrou-se viável somente na postura deitada em supina, com retificação da coluna lombar, flexão de membros inferiores e fixação dos membros superiores com apoio das mãos sob a cabeça, quando foi testado durante a execução de MIV (RICIERI; ROSÁRIO FILHO; COSTA, 2008b)

5.5.2 Desempenho do modelo BAMER adaptado para postura deitada em supina

A MIV (KONNO; MEAD, 1967; MACKLEM, 1998), ou manobra de variação isovolumétrica toracoabdominal, foi concebida como um recurso balizador na pesquisa em mecânica respiratória para métodos de análise de superfície. A MIV é uma expressão clínica relevante da relação das forças coadjuvantes entre tórax e abdome (PRISK; HAMMER; NEWT, 2002) que evidenciam a manifestação muscular respiratória (ATS; ERS, 2002) durante a mobilização de volumes pulmonares.

Konno e Mead (1967) descreveram procedimentalmente a MIV pela primeira vez quando estudaram relações de movimento entre compartimentos toracoabdominais para um dado volume constante (KONNO; MEAD, 1967). Sua execução corrige as relações entre o movimento torácico e o abdominal para uma

equivalência de volume, de tal modo que, durante as medidas de superfície, inflexões similares nos sinais torácicos e abdominais representem contribuição proporcional equivalente para o volume corrente medido (GILBERT, 1981). Utiliza-se a MIV para estabelecer as variações possíveis entre componentes torácicos e abdominais, na vigência de condições que determinem o fechamento do sistema condutor aéreo, como na simultânea oclusão oral e nasal. Nesta condição, o aparelho respiratório apresenta apenas um grau de liberdade de movimento, o que significa que qualquer variação de movimentação torácica será provavelmente oposta à variação abdominal, para um mesmo volume (SACKNER *et al.*, 1989).

O comportamento muscular da MIV não é usual no mecanismo de ação muscular respiratório, ao contrário, a aspiração abdominal por ocasião da expansão do tórax é, na prática semiológica, identificado como sinal de *distress* respiratório (PRISK; HAMMER; NEWT, 2002). Por isso, a sistematização da manobra na pesquisa exige que os voluntários aprendam a realizá-la através de treinamento prévio ou feedback gráfico, antes que se possa utilizá-las para medidas (KONNO; MEAD, 1967).

A questão refere-se à mecânica envolvida no controle consciente do movimento respiratório toracoabdominal (LAGHI; TOBIN, 2003), e está diretamente relacionada em como e de que maneira pode-se desenvolver estratégias de cuidados para pacientes afetados por doenças respiratórias crônicas, especialmente crianças (POSTIAUX, 2004; LUCE; CULVER, 1982). Trata-se de como o controle muscular é conscientemente recrutado e mobilizado de acordo com uma estratégia mecânica proposital; neste caso, o sucesso está em mobilizar diafragma e músculos intercostais alternadamente para induzir a alteração da distribuição do ar pelas regiões pulmonares (DE GROOTE; WANTIER; CHERON, 1997). Este conceito é primordial na concepção de novas tecnologias que utilizem o movimento da superfície toracoabdominal para medir a variação do volume pulmonar através.

De modo geral, medidas quantitativas dos movimentos respiratórios são baseadas em medidas do volume pulmonar e nos deslocamentos das estruturas toracoabdominais por ele provocadas. Uma vez que os tecidos da parede torácica são essencialmente incompressíveis, variações do volume pulmonar estão diretamente relacionadas aos deslocamentos verificados na superfície toracoabdominal, que podem então ser utilizados para estimativas volumétricas não-

invasivas, sem a necessidade do uso de aparatos de conexão com as vias aéreas, como bocais ou máscaras (ATS; ERS, 2002).

Pela teoria do sistema de duplo compartimento de Konno e Mead (1967), o tórax e o abdome movem-se independentemente durante respiração de repouso na maioria dos sujeitos (KONNO; MEAD, 1967). Registros simultâneos do deslocamento torácico e abdominal são necessários para medir com precisão um deslocamento da superfície toracoabdominal que possua relação direta com variação de volume pulmonar (ATS; ERS, 2002). Se por um lado a ação dos músculos intercostais e acessórios inspiratórios expande a caixa torácica, promovendo reflexamente uma retração abdominal, por outro lado os músculos abdominais contraem o abdome e apresentam uma influência tanto de expansão, via aumento da pressão abdominal, como de retração sobre a caixa torácica, via efeito direto das inserções na margem costal (HILLMAN; FINUCANE, 1987).

Nos estudos sobre mecânica respiratória baseados em movimentos da superfície toracoabdominal, a parede torácica é considerada um sistema linear elástico com dois graus de liberdade (TOBIN, 1992). Dentro deste contexto, o diafragma tem efeitos diferentes sobre os compartimentos: tórax e abdome. Durante a respiração de repouso, o diafragma desloca parede torácica para fora como um todo, enquanto durante a manobra de Muller a parede abdominal é deslocada para fora, ao mesmo tempo em que o tórax retrai-se para dentro (HILLMAN; FINUCANE, 1987). Quando a glote está fechada, o sistema apresenta apenas um grau de liberdade, e o ganho entre sinais abdominais e torácicos são similares. Nesta condição, é possível modificar o contorno do tórax e do abdome, deslocando o volume de um compartimento para outro alternadamente, ou seja, alternando entre uma Manobra de Muller e uma contração dos músculos intercostais e acessórios inspiratórios (FAITHFULL; JONES; JORDAN, 1979; TOBIN, 1992).

Os primeiros trabalhos sobre curva pressão-fluxo isovolume remontam à década de 60 (HYATT; SCHILDER; FRY, 1958; HYATT; WILCOX, 1963) e mostraram que o valor de estabilidade do sistema respiratório, em condições de fechamento, era determinado apenas e unicamente pelo volume pulmonar. Uma vez que o fluxo de equilíbrio independia do esforço, a única relação entre fluxo máximo e volume pulmonar seria facilmente determinada por um gráfico do fluxo pelo volume pulmonar, durante uma única expiração, no nível da CVF. Assim, a curva fluxo-

volume expiratória máxima nasceu como o terceiro plano de um gráfico tridimensional da mecânica respiratória (MACKLEM, 1998).

Mas foram Konno e Mead (1967) que sistematizaram e introduziram a MIV como recurso para calibração de instrumentos para medidas da variação dos volumes pulmonares através dos movimentos da superfície toracoabdominal (KONNO; MEAD, 1967). Esta estratégia que tem sido seguida pela maioria dos pesquisadores na área de mecânica respiratória (TOBIN, 1992). O contorno e o movimento toracoabdominal podem ser determinados por muitos métodos de superfície, regidos por diferentes princípios físicos, como a magnetometria (ROSS RUSSEL; HELMS, 1994), pletismografia por indutância (MASA *et al.*, 2003), cinemetria (SANNA *et al.*, 1999) ou projeção de luz (PEACOCK *et al.*, 1984). A informação bidimensional (2D) ou tridimensional (3D) resultante da aplicação de qualquer um desses métodos é utilizada para inferir comportamentos mecânicos respiratórios de relevante utilidade clínica.

A utilização da Biofotogrametria enquanto processo para análise do movimento respiratório toracoabdominal 2D obteve efetividade nos resultados, que caracterizaram, de modo simples e claro, as evidências em torno das relações volume-movimento em condições conhecidas, tal qual resultados descritos anteriormente por sistemas mais robustos (WILSON, 1988; TOBIN, 1992). Tal efetividade estabeleceu-se pela capacidade do modelo BAMER em quantificar as diferenças na acomodação da áreas de MIA e MIT (DE GROOTE; PAIVA; VERBANDT, 2001). Além disso, a postura em que foi testado o modelo BAMER em crianças atendeu ao corolário sobre a validade da aplicação das MIV, ou seja, que elas devam ser realizadas em uma postura fixa (WILSON, 1988).

Diante dos achados é possível propor a aplicação do modelo BAMER no acompanhamento da evolução do controle muscular respiratório em estratégias complementares ao tratamento da doença respiratória, como programas de fisioterapia respiratória (PAULIN; BRUNETTO; CARVALHO, 2003; KUNIKOSHITA *et al.*, 2006), Reeducação Postural Global (MORENO *et al.*, 2007) e Técnica de Pilates. Estes recursos complementares utilizam variações das MIV como técnica para exercícios respiratórios, onde o comando sobre a manobra é consciente e voluntário. O fundamental é que as forças ativas e passivas que atuam na PT durante o movimento respiratório são controladas por elementos musculares, elásticos e pressóricos, fazendo com que, ao realizar uma MIV, todos estes elementos estejam

sob controle voluntário daquele que o realiza; e o modelo BAMER mostrou ser eficiente neste contexto de mensuração.

Os níveis de divisão propostos pelo modelo BAMER identificaram aspectos de interesse ao acompanhamento da recuperação de doentes com acometimento respiratório primário ou secundário (HAWKINS *et al.*, 2001) através de exercícios, avaliando a magnitude do desempenho do controle muscular respiratório voluntário em uma manobra abdominal, como nos exercícios de reeducação funcional ventilatória (PAULIN; BRUNETTO; CARVALHO, 2003). Freqüentemente as técnicas de exercícios respiratórios estão entre as modalidades complementares da medicina mais populares, utilizadas por asmáticos e outros doentes respiratórios. Exercícios respiratórios como yoga e respiração diafragmática, levam à redução do uso de β_2-agonistas de curta duração e tendem a melhorar a qualidade de vida (SLADER *et al.*, 2006).

Ainda que seja imperiosa a continuidade do aprofundamento nos estudos com a utilização da Biofotogrametria em diferentes situações clínicas e faixas etárias, um recurso como o modelo BAMER constituiu-se em instrumentação promissora para acompanhar quantitativamente a evolução dos pacientes. A quantificação da intensidade de realização das MIV e da forma de realização, através dos índices de CR de cada compartimento isoladamente, foram importantes contribuições do modelo BAMER que pode também servir de *feedback* diário aos programas de reeducação funcional respiratória, como estratégia de incentivo terapêutico para doentes respiratórios, principalmente idosos e crianças. As limitações do método devem ser alvos de estudos futuros, para que sua contribuição possa ser estendida como recurso complementar no exame físico-funcional muscular respiratório.

5.6 VANTAGENS E DESVANTAGENS DO PROCESSO BIOFOTOGRAMÉTRICO

É fato que as evidências derivadas da Biofotogrametria apresentam restrições, se comparadas aos sistemas cinemáticos mais robustos de análise 3D de movimento. Entre elas pode-se citar o reduzido número de informações, a perda do componente rotacional de movimento, o tempo de processamento das imagens, o

tempo de treinamento do examinador e a emisão manual de laudo, contra as automatizações de processamento integradas aos softwares dedicados.

Os marcadores de superfície representaram outro ponto limitante relevante, posto que o deslizamento da pele da PT durante o movimento respiratório implica em alguma inexatidão implícita ao processo de medidas. Este, porém, é um problema enfrentado por qualquer tipo de sistema de cinemática respiratória, e será necessário o aprimoramento tecnológico para superá-lo.

Se por um lado este conjunto de fatores representou limites à utilização do processo biofotogramétrico, sua liberdade de transporte para cenários onde outros sistemas não podiam atender ao paciente mostrou uma contrapartida bem sucedida da Biofotogrametria. Como um *MoCap* portátil que pode ir onde o paciente está, e não o inverso, a Biofotogrametria rompeu com o paradigma de complexidade para qualidade. Seu baixo custo operacional tornou-a compatível com a realidade da remuneração vigente no sistema de saúde brasileiro, público e privado. E esta vantagem tornou a idéia atraente o suficiente para que muitos pesquisadores a investigassem sob os rigores da ciência.

Em alguns momentos, a Biofotogrametria foi confundida ou pareceu semelhante a outras estratégias de medir movimentos em imagens, por meio do uso de interfaces gráficas computacionais não-dedicadas e de sistemas abertos (HOCHMAN; CASTILHO, 2002; SACO *et al.*, 2003; CARREGARO; SILVA; GIL COURY, 2007; VENTURELLI, 2006; GUIMARÃES; SACCO; JOÃO, 2007; CARDOSO *et al.*, 2007). Ou ainda, de certo modo confundiu-se com aquelas que equivocadamente avocaram para si o nome, sem atentar para sistematização que lhe dá o significado (LIMA *et al.*, 2004; BARAÚNA *et al.*, 2004a; BARAÚNA *et al.*, 2004b; BARAÚNA *et al.*, 2006).

Mas é necessário destacar que outras técnicas e processos tiveram menos rigores no controle de seus processos que a Biofotogrametria, ou ao menos, estes rigores – se existiram – não foram claramente apresentados nas publicações. A falta de descrição de elementos simples, mas essenciais, como o ajuste dos sistemas referenciais imagem-programa, resolução das imagens adquiridas e as justificativas biomecânicas para a forma de traçado angular, foram elementos que faltaram na descrição da maioria dos textos que trataram do assunto.

Por isso, Biofotogrametria confirmou ser uma denominação que designa procedimentos específicos, seqüenciais e sistematizados. O processo

biofotogramétrico é claro e, embora ainda necessite caminhar em aperfeiçoamento e incorporação contínua de novas tecnologias, sua aparente simplicidade não o eximiu dos rigores referentes ao processo de sistematização que lhe sustenta.

Ao longo dos anos, a proposta da Biofotogrametria de discutir a simplicidade com confiabilidade, ainda que dentro dos rigores científicos vigentes, mostrou-se como um movimento lento e não muito facilmente recebido pelas instâncias científicas de divulgação formal. Foi necessário ajustar nomenclatura e linguagem para submissão dos estudos aos periódicos em saúde, pouco afetos com esta temática. No entanto, a resistência ao novo foi superada tanto pela clareza sobre a sustentação dos resultados alcançados, quanto pela perspectiva de agregação de tecnologia compatível com a realidade da atenção à saúde no Brasil, nos âmbitos público e privado.

Os estudos com Biofotogrametria aceitos para publicação por periódicos médicos[42], especialmente aqueles referentes ao uso e aplicação do modelo BAMER, mostraram que o caminho para o futuro está aberto. O ineditismo do desenvolvimento de estratégias, modelos e adaptações da Biofotogrametria para estudos sobre a mecânica respiratória constituiu a contribuição maior deste trabalho. Quando comparado ao complexo universo das avaliações 3D, o modelo BAMER e o perfil proposto para medidas e análise das áreas planas laterais toracoabdominais reuniram, simultaneamente, a simplicidade e a essência dos corolários existentes para explicar comportamentos biomecânicos respiratórios. Esta objetividade simples, sem ser simplista, fez da Biofotogrametria uma ferramenta promissora e multifacetada, adaptável ao trabalho de medidas em hospitais, clínicas, escolas, unidades de saúde, domicílios ou qualquer outro cenário de atenção à saúde.

[42] Jornal Brasileiro de Pneumologia, Jornal de Pediatria e Acta Fisiátrica.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS

Um novo paradigma foi apresentado neste trabalho. A possibilidade de quantificar movimentos apendiculares e toracoabdominais por meio de medidas obtidas sobre imagens adquiridas por câmeras fotográficas ou filmadoras de luz visível, seguindo procedimentos sistematizados relativamente simples e acessíveis ao profissional do movimento que não é afeito às complexidades computacionais.

Os princípios processuais apresentados foram detalhados e testados, tanto para os movimentos apendiculares e posturais, como para os movimentos respiratórios toracoabdominais, em adultos e crianças.

A reprodutibilidade processual foi assegurada pela sistematização de etapas claramente descritas, baseadas em relatos sobre o desenvolvimento de outros tipos de sistemas e processos em cinemática respiratória.

O processo de desenvolvimento de um modelo próprio, denominado modelo BAMER foi apresentado com detalhes, e sua adaptação para estudos biomecânicos do movimento respiratório toracoabdominal em crianças asmáticas representou avanço importante.

Foi demonstrado que a incorporação da Biofotogrametria na prática diária em pneumologia pediátrica pode representar um relevante diferencial no estabelecimento de evidências referentes ao acompanhamento clínico de aspectos sobre postura, sobrecarga e controle muscular em doentes respiratório crônicos, como asmáticos, por exemplo.

Ao final, resta concluir que a Biofotogrametria apresenta utilidade relevante em diferentes áreas da saúde e da Medicina, sob aspectos diferentes de análise do movimento através de medidas em imagens, e que poderá servir à prática clínica pediátrica com recursos confiáveis no monitoramento da mecânica respiratória infantil, área carente de instrumentação e medidas quantitativas. Este trabalho, portanto, representa um portal que descortina uma nova trajetória a ser trilhada rumo ao aprofundamento do tema e ao aperfeiçoamento do processo biofotogramétrico na análise cinemática respiratória.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGOSTONI, E.; MOGNONI, P.; TORRI. G.; AGOSTONI, A. Static features of the passive rib cage and abdomen-diaphragm. **J Appl Physiol**, v. 20, p. 1187-93, 1964.

ALIVERTI, A.; CALA, S.J.; DURANTI, R.; FERRIGNO, G.; KENYON, C.M.; PEDOTTI, A. *et al*. Human respiratory muscle action and control during exercise. **J Appl Physiol**, v. 83, p. 1256-69, 1997.

ALIVERTI, A.; GHIDOLI, G.; DELLACA, R.L.; PEDOTTI, A.; MACKLEM, P.T. Chest wall kinematic determinants of diaphragm length by optoelectronic plethysmography and ultrasonography. **J Appl Physiol**, v. 94, p. 621–630, 2003.

ALTAVISÃO IMAGENS AÉREAS. Disponível em: http://www.altavisao.com.br/sistema.htm. Acesso em 29/10/2008.

AMADIO, A.C.; LOBO DA COSTA P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAÚJO, R.C.; MOCHIZUKI, L. *et al*. Introdução à biomecânica para análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. **Rev Bras Fisioter**, v. 3, n. 7, p. 1999.

AMADIO, A.C. **Metodologia Biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano**. 2000. Disponível em: <www.usp.br/eef/efb/efb222/amadio.pdf>. Acesso em: 10/12/2007.

AMADIO, A.C. Modelagem do controle postural humano. In: Gramado/RS: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, 2001. **Anais...**

AMERICAN THORACIC SOCIETY; EUROPEAN RESPIRATORY SOCIETY. Respiratory mechanics in infants: physiologic evaluation in heath and disease. **Am Rev Respir Dis**, v. 147, p. 474-96, 1993.

AMERICAN THORACIC SOCIETY; EUROPEAN RESPIRATORY SOCIETY. ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 166, p. 518-612, 2002.

ARAÚJO, A.G.N. **Proposição e avaliação de um modelo de representação dos membros superiores e escápula durante a marcha humana**. 68 f. Dissertação

(Mestrado em Educação Física) - Departamento de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas/SP, 2002.

ARAÚJO, A.G.N.; ANDRADE, L.M.; BARROS R.M.L. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Rev Fisiot USP**, v. 11, n. 1, p. 3-10, 2006.

AZEVEDO, V.M.G.O.; ROCHA, P.; CASAES, G.P.E.; LOPES, R.B.; CARNEIRO, R.L. Alterações posturais em crianças asmáticas. **Rev Paul Pediatria**, v. 23, p. 130-5, 2005.

BANKOFF, A.D.P.; CAMPELO, T.S.; CIOL, P.; ZAMAI, C.A. Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. **Rev Movimento e Percepção**, v. 7, n. 10, p. 89-104, 2007.

BANOVCIN, P.; SEIDENBERG J.; VON DER HARDT, H. Pressure sensor plethysmography: a method for assessment of respiratory motion in children. **Eur Resp J**, v. 8, p. 167-71, 1995.

BARAÚNA, M.A.; CANTO, R.S.T.; SCHULZ, E.; SILVA, R.A.V.; SILVA, C.D.C.; VERAS, M.T.S. *et al*. Avaliação da ampliude de movimento do ombro em mulheres mastectomizadas pela Biofotogrametria Computadorizada. **Rev Bras Cancerol**, v. 50, n. 1, p. 27-31, 2004a.

BARAÚNA, M.A.; BARBOSA, S.R.M.; CANTO, R.S.T.; SILVA, R.A.V.; SILVA, C.D.C.; BARAÚNA, K.M.P. Estudo do equilíbrio estático de idosos e sua correlação com quedas. **Rev Fisioter Brasil**, v. 5, n. 2, p. 136-141, 2004b.

BARAÚNA, M.A.; DUARTE, F.; SANCHEZ, H.M.; CANTO, R.S.T.; MALUSÁ, S.; CAMPELO-SILVA, C.D. *et al*. Avaliação do equilíbrio estático em indivíduos amputados de membros inferiores através da Biofotogrametria Computadorizada. **Rev Bras Fisioter**, v. 10, n. 1, p. 83-90, 2006.

BARLEY, E.A.; QUIRK, F.; JONES, P.W. Asthma health status measurement in clinical practice: validity of a new short and simple instrument. **Respir Med**, v. 92, p. 1207-14, 1998.

BARNAS, G.M.; STAMENOVIC, D.; FREDBERG, J.J. Proportionality between chest wall resistance and elastance. **J Appl Physiol**, v. 70, p. 511-5, 1991.

BARROS Jr, J.J. (org). **Dicionário Eletrônico Houaiss da Língua Portuguesa - Versão 1.0**. edição. São Paulo/SP: Instituto Antônio Houaiss - Editora Objetiva, 2001. 1 CD-ROM

BARROS, R.M.L.; BRENZIKOFER, R.; LEITE, N.J.; FIGUEROA, P. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. **Rev Bras Eng Biomed**, v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.

BECKLAKE, M.R. Concepts of normality applied to the measurement of lung function. **Am J Med**, v. 80, p. 1158-64, 1986.

BELINI, L.V. **Análise fisioterapêutica comparativa pré e pós-operatória da função e dos movimentos respiratórios em pacientes submetidos a cirurgia bariátrica**. Monografia (Especialização em Fisioterapia Respiratória do adulto). Curitiba/PR: Pontifícia Universidade Católica do Paraná; 2004.

BETTINELLI, D.; KAYS, C.; BAILLIART, O.; CAPDEROU, A.; TECHOUEYRES, P.; LACHAUD, J.L. *et al*. Effect of gravity and posture on lung mechanics. **J Appl Physiol**, v. 93, p. 2044-52, 2002.

BEWEGUNGSANALYSE-SOFTWARE SIMI MOTION. **Simi Reality Motion Systems**. Disponível em: < http://www.simi.com/en/index.html >. Última atualização: 10/11/2006. Acesso em: 13/05/2008.

BOT, S.D.M.; CASPERS, M.; VAN ROYEN, B.J.; TOUSSAINT, H.M.; KINGMA, I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondilitis: a pilot study. **Rheumatology**, v. 38, p. 441-3, 1999.

BOYNTON, B.R.; BARNAS, G.; DADMUN, J.T.; FREDBERG, J.J. Mechanical coupling of the rib cage, abdomen, and diaphragm through their area of apposition. J Appl Physiol, v. 70, p. 1235-44, 1991.

BRANDT, A.C.; RICIERI, D.V.; GRIESBACH, L.E.S. Repercussões respiratórias da aplicação da técnica de isostretching em indivíduos sadios. **Rev Fisioterapia Brasil**, v. 5, n. 2, p.103-110, 2004.

BRICOT, B. **Posturologia**. 3ª edição. São Paulo/SP: Editora Ícone, 2004.

BUSQUET L. **As cadeias musculares - vol.2: Lordoses, escolioses e deformações torácicas**. Belo Horizonte/MG: Edições Busquet, 2001.

CALA, S.J.; KENYON, M.; FERRIGNO, G.; CARNEVALLI, P.; ALIVERTI, A.; PEDOTTI, A. *et al*. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. **J Appl Physiol**, v. 81, n. 6, p. 2680-9, 1996.

CABEZÓN, D. Xatakafoto Website. Disponível em: http://www.xatakafoto.com/2008/04/2030-sabes-que-es-la-fotogrametria. Acesso em: 29/10/2008.

CAPOZZO, A.; CAVANAGH. P.R. One hundred years of measurement of human motion. In: SYMPOSIUM CHARACTERIZATION AND MEASUREMENT OF MOTION, 1994. **Annals...** Amsterdan: p. 148.

CARDOSO, J.R.; AZEVEDO, N.C.T.; CASSANO, C.S.; KAWANO, M.M.; ÂMBAR, G. Confiabilidade intra e interobservador da análise cinemática angular do quadril durante o teste sentar e alcançar para mensurar o comprimento dos isquiotibiais em estudantes universitários. **Rev Bras Fisioter**, v. 11, n. 2, p. 133-8, 2007.

CARREGARO, R.L.; SILVA, L.C.C.B.; GIL COURY, H.J.C. Comparação entre dois testes clínico para avaliar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. **Rev Bras Fisioter**, v. 11, n. 2, p. 139-45, 2007.

CASSART, M.; GEVENOIS, G.P.; ESTENNE, M. Rib cage dimensions in hyperinflated patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 154, p. 800-5, 1996.

CHAHUNEAU, J. Técnicas de Rehabilitación Respiratoria. In: **Encyclopedia Médique Chirurgique - Kinésithérapie**. Paris/FRA: 1996. p. 26-500-C10.

CHIAVEGATO, L.D.; JARDIM, J.R.; FARESIN, S.M.; JULIANO, Y. Alterações funcionais respiratórias na colecistectomia por via laparoscópica. **J Bras Pneumol**, v. 26, n. 2, p. 69-76, 2000.

CLIQUET Jr, A.; MAGALHÃES DA FRANCA, J.E.; SÔNEGO, D.; GRANA, T.; LEITE, F.I.L.; PAOLILLO, A.R. *et al*. Avanços tecnológicos na prática ortopédica: análises de membros superiores e inferiores. **Acta Ortop Bras**, v. 12, n. 1, p. 57-61, 2004.

CLUZEL, P.; SIMILOWSKI, T.; CHARTRAND-LEFEVRE, C.; ZELTER, M.; DERENNE, J.P.; GRENIER, P.A. Diaphragm and Chest Wall: assessment of the inspiratory pump with MR Imaging - Preliminary observations. **Radiology**, v. 215, n. 2, p. 574-83, 2000.

CORRÊA, T.G. **Fotogrametria**. Disponível em: http://users.sti.com.br/ftupy/fotogram/fotogrametria.hmtl. Acesso em 7/10/1999.

COTERLI, A. **Análise cinemática dos movimentos respiratórios tóraco-abdominais durante exercício em bicicleta estacionária com e sem uso de P.E.P.** Monografia (Especialização em Fisioterapia Respiratória do adulto). Curitiba/PR: Pontifícia Universidade Católica do Paraná; 2004.

COVAR, R.A.; SPAHN, J.; MURPHY, J.R.; SZEFLER, S.J. Progression of Asthma Measured by Lung Function in the Childhood Asthma Management Program. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 170, p.234-41, 2004.

DANIS, C.G.; KREBS, D.; GILL-BODY, K.M.; SAHRMANN, S. Relationship between standing posture and stability. **Physical Therapy**; v. 78, n. 5, p. 502-17, 1998.

DE GROOTE, A.; PAIVA, M.; VERBANDT, Y. Mathematical assessment of qualitative diagnostic calibration for respiratory inductive plethysmography. **J Appl Physiol**, v. 90, p.1025-30, 2001.

DE GROOTE, A.; WANTIER, M.; CHERON, G. Chest wall motion during tidal breathing. **J Appl Physiol**, v. 83, n. 5, p. 1531-7, 1997.

DE TROYER, A.; ESTENNE, M. Functional anatomy of the respiratory muscles. **Clin Chest Med**, v. 9, n. 2, p. 175-193, 1988.

DECRAMER, M. Hyperinflation and respiratory muscle interaction. **Eur Resp J**, v. 10, p. 934-41, 1997.

DEL POBIL, E.C.A.P.; MARTINET, F.B.P. Improving image-based visual servoing with three dimensional features. **Int J Robotics Res**, v. 22, n. 10-11, p. 821-39, 2003.

DELOROSO, M.G.B. **Estudo comparativo entre a avaliação do tórax de crianças asmáticas e não-asmáticas através do cálculo do ângulo de Charpy pela Fotogrametria Computadorizada**. 116 f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Departamento de Fisioterapia, Centro Universitário do Triângulo/UNIT, Uberlândia/MG, 1999.

DIAS, F; SILVA, H.A. **Fotogrametria para Fisioterapeutas**. Disponível em: < http://www.fisiometer.com.br/artigos/Fotogrametria_para_Fisioterapeutas.pdf >. Acesso em: 13/05/2008.

DIDIO, L.J.A. **Tratado de Anatomia Aplicada**. 1ª edição. São Paulo/SP: Pólus Editorial, 1998.

DUARTE, M. Modelagem do controle postural humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11, 2001, Gramado/RS. **Anais...** Gramado/RS: Escola de Educação Física da UFRS, 2001. 1 CD-ROM.

DUARTE, M.; MALDONADO, E. **Projeto S.A.P.O. - Software para Avaliação Postural**. Online: < http://sapo.incubadora.fapesp.br/portal/projeto/ FrontPage/diff >. Acesso: 13/05/2008.

DURANTI, R.; FILIPPELLI, M.; BIANCHI, R.; ROMAGNOLI, I.; PELLEGRINO, R.; BRUSASCO, V. *et al*. Inspiratory capacity and decrease in Lung hyperinflation with salbuterol in COPD. **Chest**, v. 122, p. 2009-14, 2002.

DURWARD, R.B.; BAER, W.D.; ROWE, P.J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. 1ª edição. São Paulo/SP: Editora Manole, 2001.

EFSTATHOPOULOS, E.P.; COSTARIDOU, L; KOCSIS, O; PANAYIOTAKIS, G. A protocol-based evaluation of medical image digitizers. **British J Radiol**, v.74, p. 841-6, 2001.

ELSBERG, C.A. **Pneumothorax and posture**.1999. Disponível em < http://www.jem.org >. Acesso em: 28/12/2007.

ENRIGHT, P.L.; LEBOWITZ, M.D.; COCKROFT, D.W. Physiologic measures: pulmonary function tests. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 149, p. 509-18, 1994.

EPSTEIN, S.K. An overview of respiratory muscle function. **Clin Chest Med**, v. 15, n. 4, p. 619-39, 1994.

FAITHFULL, D.; JONES, J.; JORDAN, C. Measurement of the relative contributions of rib cage and abdomen/diaphragm to tidal breathing in man. **Br J Anaesth**, v. 51, p. 391-8, 1979.

FARKAS, L.G.; BRYSON, W.; TECH, B.; KLOTZ, J. Is photogrammetry of the face reliable? **Plast Reconstr Surg**, v. 66, n. 3, p. 346-55, 1980.

FELTRIM, M.I.Z. **Estudo do padrão respiratório e da configuração tóraco-abdominal em indivíduos normais, nas posições sentada, dorsal e laterais, com o uso de pletismografia respiratória por indutância**. 125 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação) - Departamento de Pneumologia, Escola Paulista de Medicina, São Paulo/SP, 1994.

FERGUSON, A.C.; MURRAY, A.; TZE, W.J. Short stature and delayed skeletal maturation in children with allergic disease. **J Allergy Clin Immunol**, v. 69, p. 461-6, 1982.

FERNANDES, C.R. A Importância da Pressão Pleural na Avaliação da Mecânica Respiratória. **Rev Bras Anestesiol**, v. 56, n. 3, p. 287-303, 2006.

FERRIGNO, G.; PEDOTTI, A. ELITE: a digital dedicated hardware system for movement analysis via real-time TV-signal processing. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 32, n. 11, p. 943-50, 1985.

FERRIGNO, G.; CARNEVALLI, P.; ALIVERTI, A.; MOLTENI, F.; BEULCKE, G.; PEDOTTI, A. Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. **J Appl Physiol**, v. 77, n. 3, p. 1224-31, 1994.

FONSECA, A.C.C.F.; FONSECA, M.T.M.; RODRIGUES, M.E.S.M.; LASMAR, L.M.L.B.F.; CAMARGOS, P.A.M. Pico do fluxo expiratório no acompanhamento de crianças asmáticas. **J Pediatr**, v. 82, p. 465-9, 2006.

FRITSCHER, C.C.; SOLÉ, D.; ROSÁRIO FILHO, N.A. (coord). III Consenso Brasileiro de Asma: Manejo da Asma. **J Bras Pneumol**, v. 28, supl. 1, p. S1-28, 2002.

FURNISS, M. **Motion capture**. In: Media in Transaction Conference. Online: http://media-in-transition.mit.edu/articles/furniss.html. Acesso em: 07/11/2001.

GADOTTI, I.C.; VIEIRA, E.R.; MAGEE, D.J. Importance and clarification of measurement properties in rehabilitation. **Rev Bras Fisioter**, v. 10, n. 2, p. 137-46, 2006.

GALANTE, G.A.; AZEVEDO, C.; MELLO, M.; TANAKA, C.; D'AMICO, E.A. Avaliação do alinhamento e do desempenho em atividades funcionais de crianças hemofílicas em idade inferior a sete anos, com e sem sinovite crônica: correlação com a incidência de hemartroses. **Rev Bras Fisioter**, v. 10, p. 171-6, 2006.

GALO, M.; HASEGAWA, J.K.; TOMMASELLI, A.M.G. Avaliação geométrica das câmeras de vídeo para uso em fotogrametria digital. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE CARTOGRAFIA, 19, 1999, Recife/PE. **Anais...** Recife/PE: Centro de Convenções de Pernambuco, 1999. p. 1-7.

GANANÇA, A.S. **Assento adaptável para pessoas com paralisia cerebral e seqüle de escoliose: aplicando ergonomia por meio de design - um estudo de caso**. 96 f. Dissertação (Mestrado em Desenho Industrial) - Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Bauru, 2006.

GAULTIER, C. Respiratory muscle in infants. **Eur Resp J**, v. 8, p. 150-3, 1995.

GIBSON, G.J. Pulmonary hyperinflation a clinical overview. **Eur Resp J**, v. 9, p. 2640-9, 1996.

GILBERT, R. Relationship of rib cage and abdomen motion to diaphragm function during quiet breathing. **Chest**, v. 80, n. 5, p. 607-12, 1981.

GLOBAL INITIATIVE FOR ASTHMA (GINA). **Global strategy for asthma management and prevention**. Hamilton/Ontario (CAN): MCR Vision Inc., 2006.

GOLDMAN, M.D.; MEAD, J. Mechanical interaction between the diaphragm and rib cage. **J Appl Physiol**, v. 35, n. 2, p. 197-204, 1973.

GOMES, P.C.R.; FERNANDES, L.A.F. Sistema óptico de captura do movimento humano 2D sem utilização de marcações especiais. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO – CBCOMP, 3, 2003. Itajaí/SC. **Anais...** Itajaí/SC: Univali, 2003. p. 169-80.

GORINI, M.; IANDELLI, I.; MISURI, G.; BERTOLI, G.; FILIPPELLI, M.; MANCINI, M. *et al.* Chest Wall Hyperinflation during Acute Bronchoconstriction in Asthma. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 160, p. 808-16, 1999.

GRIBBIN, H.R. Using body surface movements to study breathing. **J Med Eng Technol**, v. 7, n. 3, p. 217-23, 1983.

GRIMBY, G.; GOLDMAN, M.; MEAD, J. Respiratory muscle action inferred from rib cage and abdominal V-P partitioning. **J Appl Physiol**, v. 41, p. 739-751, 1976.

GUIMARÃES, M.M.B.; SACCO I.C.N.; JOÃO S.M.A. Caracterização postural da jovem praticante de ginástica olímpica. **Rev Bras Fisiot**, v.11, n.3, p. 213-9, 2007.

GUYTON, A.C. **Tratado de Fisiologia Médica**. 9ª edição. Rio de Janeiro/RJ: Editora Guanabara Koogan, 1997.

HACCOUN, C.; SMOUNTAS, A.; GIBBONS. W.J.; BOURBEAU, J.; LANDS, L.C. Isokinetic Muscle Function in COPD. **Chest**, v. 121, p. 1079-84, 2002.

HALL, S.J. **Cap. 8: MOVIMENTO - A Biomecânica da Coluna Vertebral e da Pelve**. In: KOOGAN, E.G. (ed). Biomecânica Básica. 1ª edição, Rio de Janeiro/RJ; 1991.

HALVORSEN, T.; SKADBERG, B.T.; EIDE, G.E.; RØKSUND, O.D.; BAKKE, P.; THORSEN, E. Assessment of lung volumes in children and adolescents: comparison of two plethysmographic techniques. **Clin Physiol Funct Imaging**, v. 25, p. 62-8, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 1a. edição. São Paulo/SP: Editora Manole; 1999.

HAWKINS, P.; DAVISON, A.G.; DASGUPTA, B.; MOXHAM, J. Diaphragm strength in acute systemic lupus erythematosus in a patient with paradoxical abdominal motion and reduced lung volumes. **Thorax**, v. 56, p. 329-30, 2001.

HERDA, L.; FUA, P.; PLÄNKERS, R.; BOULIC, R.; THALMANN, D. **Skeleton-Based Motion Capture for Robust Reconstruction of Human Motion.** 2000. Disponível em: < http://vrlab.epfl.ch/~lorna/images/herda-et-al-ca00.pdf >. Acesso em: 10/12/2007.

HILLMAN, D.R.; FINUCANE, K.E. A model of respiratory pump. **J Appl Physiol**, v. 63, n. 3, p. 951-61, 1987.

HOCHMAN, B.; CASTILHO, H.T.; FERREIRA L.M. Padronização fotográfica e morfométrica na fotogrametria computadorizada do nariz. **Acta Cir Bras**, v. 17, n. 4, p.258-66, 2002.

HOCHMAN, B.; NAHAS, F.X.; FERREIRA, L.M. Fotografia aplicada na pesquisa clínico-cirúrgica. **Acta Cirúrgia Brasileira**, v. 20, Supl. 2, p. 19-25, 2005.

HODGES, P.W.; GANDEVIA, S.C.; RICHARDSON, C.A. Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory maneuvers. **J Appl Physiol**, v. 83, n. 3, p. 753-60, 1997.

HODGES, P.W.; HEIJNEN, I.; GANDEVIA, S.C. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. **J Physiol**, v. 537, p. 999-1008, 2001.

HOPPIN Jr, F.G. Hyperinflation and the (Passive) Chest Wall. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 163, p. 1042-8, 2001.

HYATT, R.E.; SCHILDER, D.P.; FRY, D.L. Relationship between maximum expiratory flow and degree of lung inflation. **J Appl Physiol**, v.13, n. 3, p. 331-6, 1958.

HYATT, R.E.; WILCOX, R.E. The pressure-flow relationshios of the intrathoracic airway in man. **J Clin Invest**, v.42, n. 1, p. 29-39, 1963.

INGIMARSSON, J.; THORSTEINSSON, A.; LARSSON, A.; WERNER, O. Lung and Chest Wall mechanics in anesthetized children: influence of body position. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 162, p. 412-417, 2000.

IRWIN, S.; TECKLIN, J.S. **Fisioterapia Cardiopulmonar**. 2ª edição. São Paulo/SP: Editora Manole Ltda., 1994.

IUNES, D.H.; CASTRO, F.A.; SALGADO, H.S.; MOURA, I.C.; OLIVEIRA, A.S.; BEVILAQUA-GROSSI, D. Confiabilidade Inter e Intra-examinadores e Repetibilidade da Avaliação Postural pela Fotogrametria. **Rev Bras Fisioter**, v. 9, n. 3, p. 249-55, 2005.

JACKSON, A.C. Accuracy, reproducibility, and variability of portable peak flow meters. **Chest**, v. 107, p. 648-651, 1995.

JEMT, T.; BACK, T.; PETERSSON, A. Photogrammetry - an alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study. **Int J Prosthodontics**, v. 12, n. 4, p. 363-8, 1999.

KAUCZOR, H.U; CHEN, X.J.; VAN BEEK, E.J.R.; SCHREIBER W.G. Pulmonary ventilation imaged by magnetic resonance: at the doorstep of clinical application. **Eur Respir J**, v. 17, p. 1008-23, 2001.

KENYON, C.M.; CALA, S.J.; YAN, S.; ALIVERTI, A.; SCANO, G.; DURANTI, R. *et al.* Rib cage mechanics during quiet breathing and exercise in humans. **J Appl Physiol**, v. 83, n. 4, p. 1242-55, 1997.

KERA, T.; MARUYAMA, H. The Effect of Posture on Respiratory Activity of the Abdominal Muscles. **J Physiol Anthropol Appl Human**, v. 24, p. 259-65, 2005.

KESHNER, E.A. Head-trunk coordination during linear anterior-posterior translations. **J Neurophysiol**, v. 89, p. 1891–1901, 2003.

KOCH, N.; LIU, H.H.; STARKSCHALL, G.;JACOBSON, M.; FORSTER, K.; LIAO, Z. *et al.* Evaluation of internal lung motion for respiratory-gated radiotherapy using MRI. Part I: correlating internal lung motion with skin fiducial motion. **Int J Radiation Oncology Biol Phys**, v. 60, n. 5, p. 1459, 2004.

KODAK WEBSITE. **A História da Fotografia**. Disponível em: <http://wwwbr.kodak.com/BR/pt/consumer/fotografia_digital_classica/para_uma_boa_foto/historia_fotografia/historia_da_fotografia.shtml?primeiro=1>. Acesso em: 05/05/2008.

KONDO, T.; UHLIG, T.; PEMBERTON, P.; SLY, P.D. Laser monitoring of chest wall displacement. **Eur Resp J**, v. 10, n. 8, p. 1865-9, 1997.

KONDO, T.; KOBAYASHI, I.; TAGUCHI, Y.; OHTA, Y.; YANAGIMACHI, N. A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects. **Respirology**, v. 5, p. 19-25, 2000.

KONNO, K.; MEAD, J. Measurement of the separate volume changes of the rib cage and abdomen during breathing. **J Appl Physiol**, v. 22, n. 3, p. 407-22, 1967.

KOREVAR, N. **Tratamento fisioterapêutico nas disfunções da ATM**. 56 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Fisioterapia).Universidade Tuiutí do Paraná, Curitiba/PR, 2004.

KOTANI, T.; MINAMI, S.; TAKAHASHI, K.; ISOBE, K.; NAKATA, Y.; TAKASO, M.; INOUE, M. *et al*. An analysis of chest wall and diaphragm motions in patients with idiopathic scoliosis using dynamic breathing MRI. **Spine**, v. 29, n. 3, p. 298-302, 2004.

KRAYER, S.; REHDER, K.; BECK, K.C.; CAMERON, P.D.; DIDIER E.P.; HOFFMAN E.A. Quantification of thoracic volumes by three-dimensional imaging. **J Appl Physiol**, v. 62, n. 2, p. 591-8, 1987.

KWON, Y.H. **Modified Hanavan Model**. 1998. Disponível em: <http://www.kwon3d.com/theory/bspeq/hanavan.html>. Acesso em: 25/12/2007.

LABAM. Laboratório de Biomecânica e Análise de Movimentos - Universidade Católica de Brasília/DF. Disponível em: <http://www.fisioterapia.ucb.br/005/00502001.asp?ttCD_CHAVE=1037>. Acesso em: 17/07/2008.

LABIOMEC. Laboratório de Biomecânica - Universidade Federal de Santa Maria/RS. Disponível em: <http://www.ufsm.br/labiomec/>. Acesso em: 17/07/2008.

LABIO. Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esportes da Universidade de São Paulo/SP. Disponível em: <http://www.usp.br/eef/efb/biomecan/index.htm>. Acesso em: 17/07/2008.

LAGHI, F.; TOBIN, M.J. Disorders of the Respiratory Muscles: State of the Art. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 168, p. 10–48, 2003.

LAMAR FILHO, R.A.; FONSECA, A.A.S.; NEVES, M.A.M.; VALENÇA, L.M. Resposta cardiorrespiratória na asma induzida pelo exercício máximo com incrementos progressivos. **J Bras Pneumol**, v. 27, n. 3, p. 137-42, 2001.

LANINI, B.; BIANCHI, R.; ROMAGNOLI, I.; COLI, C.; BINAZZI, B.; GIGLIOTTI, F. *et al*. Chest Wall Kinematics in Patients with Hemiplegia. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 168, p. 109, 2003.

LAPOMH. Laboratório de Análise da Postura e do Movimento Humano - Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/SP.

Disponível em: <http://www.fmrp.usp.br/lapomh/lapomh.htm>. Acesso em: 17/07/2008.

LEAVELL, H.R.; CLARK, E.G. Níveis de Aplicação da Medicina Preventiva. In: **Medicina Preventiva**. São Paulo/SP: McGraw-Hil - FENAME, 1976. p. 11-36.

LEITH, D.E.; BROWN, R. Human lung volumes and the mechanisms that set them. **Eur Respir J**, v. 13, p. 468-72, 1999.

LI, J.X.; HONG, Y.; CHAN, K.M. Tai chi: physiological characteristics and beneficial effects on health. **Br J Sports Med**, v. 35, n. 1, p. 148-56, 2001.

LIB. Laboratório de Instrumentação em Biomecânica - Faculdade de Educação Física, UNICAMP/SP. Disponível em: <www.unicamp.br/fef/Laboratorios/Lib/libmain.htm>. Acesso em: 17/07/2008.

LIMA, L.C.O.; BARAÚNA, M.A.; SOLOGÚREN, M.J.J., CANTO RS.T., GASTALDI A.C. Postural alterations in children with mouth breathing assessed by computerized biophotogrammetry. **J Appl Oral Sci**, v.12, n. 3, p.232-7, 2004.

LODOVICO, A.; RICIERI, D.V.; TRENTINI, D.; BARAÚNA M.A. Angular photogrammetric analysis of respiratory movements of the chest wall and its corrletion with respiratory and anthropometric variables. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF WORLD CONFEDERATION OF PHYSICAL THERAPY, 14, Barcelona/ESP, 2003. **Annals...** Barcelona/ESP, 2003. 1CD-ROM.

LOULA, C.M.A. **Análise de volumes parciais do tronco durante a respiração por videogrametria**. 98 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas/SP, 2005.

LUCE, J.M.; CULVER, B. Respiratory muscle function in health and disease. **Chest**, v. 81, p. 82-90, 1982

LUCHETTI, L.; CAPOZZO, A.; CAPELLO, A.; DELLA CROCE, U. Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-join kinematics. **J Biomechanics**, v. 31, n. 11, p. 977-84, 1998.

MACHADO, I. O que há de novo no século XX? Sobre o curso "Arqueologia das mídias". **Galáxia**, v. 3, n. p. 201-6, 2002.

MACKLEM, P.T. The mechanics of breathing. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 157, p. S88–S94, 1998.

MAGAZONI, V.S. **Estudo correlacional entre a mobilidade torácica, medida pela Fotogrametria Computadorizada, e a capacidade vital, medida pela espirometria, em portadores de espondilite anquilosante**. 132f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia), Centro Universitário do Triângulo, Uberlândia/MG, 2000.

MAGEE, D.J. Chapter 4: Temporomandibular Joint. In: **Orthopedic Physical Assessment**. Philadelphia: WB Saunders Company, 1997. p. 152-74.

MARCHIN, P. Physiology of supporting tissue: human biomechanics. Introduction. **Rev Med Liege**, v. 24, n. 4, p. 113-4, 1969.

MARMION, J. **O paradoxo da arte bidimensional**. 2007a. Curso online. Disponível em: <http://www.sampaonline.com.br/reportagens/cursodefotografia_paradoxo.htm>. Acesso em: 16/05/2008.

MARMION, J. **Profundidade de campo**. 2007b. Curso online. Disponível em: <http://www.sampaonline.com.br/reportagens/cursodefotografia_profundidadedecampo.htm>. Acesso em: 16/05/2008.

MARTELLI, R.C.; TRAEBERT, J. Estudo descritivo das alterações posturais de coluna vertebral em escolares de 10 a 16 anos de idade: Tangará-SC, 2004. **Rev Bras Epidemiol**, v. 9, p. 87-93, 2006.

MARTINOT-LAGARDE, P.; SARTENE, R.; MATHIEU, M.; DURAND, G. What does inductance plethysmography really measure? **J Appl Physiol**, v. 64, n. 4, p. 1749-56, 1988.

MASA, J.F.; CORRAL, J.; MARTIN, M.J.; RIESCO, J.A.; SOJO, A.; HENANDEZ, M.; DOUGLAS, N.J. Assessment of thoracoabdominal bands to detect respiratory effort-related arousal. **Eur Resp J**, v. 22, p. 661-7, 2003.

MAYER, O.H.; CLAYTON, R.G.; JAWAD, A.F.; MCDONOUGH, J.M.; ALLEN, J.L. Respiratory inductance plethysmography in healthy 3- to 5-year-old children. **Chest**, v. 124, p. 1812-1819, 2003.

McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G.; KENDALL, F.P.; RODGERS, M.M.; ROMANI, W.A. **Músculos: Provas e Funções**. 5ª edição. São Paulo/SP: Editora Manole, 2007.

MEAD, J.; PETERSON, N.; GRIMBY, G.; MEAD, J. Pulmonary ventilation measured from body surface movements. **Science**, v. 158, p. 1383-4, 1967.

MEIER, J.L.; KERKOUR, K.; MANSUY, J. Técnicas de musculación abdominal y espinal. In: **Encyclopedia Médique Chirurgique - Kinésithérapie e Rééducation Fonctionnelle**. Paris/FRA: 1996. p. 26-062-A-10, 14p.

MELO, S.I.L.; SANTOS, S.G. Antropometria em Biomecânica: características, princípios e modelos antropométricos. **Rev Bras Cineantrop Desemp Hum**, v. 2, n. 1, p. 97-105, 2000.

MIKROMAK INCORPORATION. **WINanalyze Tracking Software**. Disponível em: < http://www.winanalyze.com/index.htm >. Última atualização: 11/05/06. Acesso: 13/05/2008.

MILLEDGE, J.S.; STOTT, F.D. Inductive plethysmography: a new respiratory transducer. **J Physiol**, v. 267, n. 1, p. 4P-5P, 1977.

MOCELLIN, B.H. **Análise cinemática angular da marcha em pacientes portadores de Mal de Parkinson**. 69 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Fisioterapia). Universidade Tuiuti do Paraná, Curitiba/PR, 2004.

MORENO, M.A.; CATAI, A.M.; TEODORI, R.M.; BORGES, B.L.A.; CESAR, M.C.; SILVA, E. Efeito de um programa de alongamento muscular pelo método de Reeducação Postural Global sobre a força muscular respiratória e a mobilidade toracoabdominal de homens jovens sedentários. J Bras Pneumol, v. 33, n. 6, p.679-86, 2007.

MORO, A.R.P. Análise do Sujeito na Postura Sentada em Três Diferentes Situações de Mobiliário Cadeira-Mesa Simulado em um Protótipo. **Rev Eletronica Kinein**, v. 1, n. 1, p. 1-13, 2000.

MOUDIOU, T.; THEOPHILATOU, D.; PRIFTIS, K.; PAPADIMITRIOU, A. Growth of asthmatic children before long-term treatment with inhaled corticosteroids. **J Asthma**, v. 40, p. 667-71, 2003.

MOVLAB. Laboratório de Animação Digital e Biomecânica - Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Portugal. Disponível em: <http://movlab.ulusofona.pt/>. Acesso em: 17/07/2008.

NAPAM. Núcleo de Apoio à Pesquisa de Análise do Movimento - Instituto de ortopedia e Traumatologia do HC/USP. Disponível em: <http://movimento.incubadora.fapesp.br/>. Acesso em: 17/07/2008.

NECHALA, P.; MAHONEY, J.; FARKAS, L. Digital twodimensional photogrammetry: a comparison of the three techniques of obtaining digital photographs. **Plast Reconstr Surg**, v. 103, n. 7, p. 1819-25, 1999.

NEGRAES, R. **Curso de Fotografia Digital**. Curso online. Disponível em: <http://www.bancodaimagem.com.br/curso/index.html>. Acesso em: 16/05/2008.

NERDIANO BLOGSPOT WEBSITE. Disponível em: <http://nerdiano.blogspot.com/ 2007/ 10/super-nerd.html.

NIKOLOVA, G.; STEFANOVA, L.; TOSHEV, Y**. 3D Model of the Human Body Generated within Pro/Engineer(TM) Environment**. 2005. Disponível em: <http://www.iit.bas.bg/PECR/55/39-44.pdf>. Acesso em: Abr/2008.

NIMMO, A.F.; DRUMMOND, G.B. Respiratory mechanichs after abdominal surgery measured with continuous analysis of pressure, flow and volume signals. **Br J Anaesth**, v. 77, p. 317-26, 1996.

OKA, C.; ROPERTO, A. **Fotografia: origens do processo fotográfico – 1. A câmara escura: o princípio da fotografia**. 2002. Disponível em: <http://www.cotianet.com.br/photo/ hist/camesc.htm>. Acesso em: 16/06/2008.

OKAZAKI, V.H.A.; RODACKI, A.L.F.; OKAZAKI, F.H.A. **Comparação entre o tracking automático e manual no processo de digitalização dos dados na cinemática**. 2005. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/efd91/tracking.htm>. Acesso em: 16/06/2008.

OLIVEIRA, A.R. Fotografia Médica. **J Bras Med**, v. 39, n. 5, p. 25-34, 1980.

OLIVEIRA, G.B. **Análise dos critérios de validade, exatidão e confiabilidade para medidas angulares obtidas através do processo de análise cinemática angular denominado Biofotogrametria**. 73 f. Monografia (Especialização Em

Fisioterapia Cárdio-Respiratória) - Departamento de Fisioterapia, Universidade Tuiuti do Paraná, Curitiba/PR, 2005.

OLIVEIRA, E.M. **Da fotografia analógica à ascensão da fotografia digital**. 2006. Curso Online. Disponível em: <www.bocc.ubi.pt/pag/oliveira-erivam-fotografia-analogica-fotografia-digital.pdf>. Acesso em: 16/05/2008.

ORMEROD, C.A.; NOVO, P.A.A.; RICIERI, D.V.; MOCELLIN, B.H. Análise angular fotogramétrica da marcha humana normal. In: CONGRESSO LONDRINENSE DE FISIOTERAPIA, 3, Londrina/PR, 2003. **Anais...** Londrina/PR : Hotel Sumatra, 2003. 1 CD-ROM

ORMEROD, C.A. **Análise da marcha em sujeitos sadios antes e após fadiga muscular induzida por isocinetismo**. 55 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Fisioterapia). Universidade Tuiuti do Paraná, Curitiba/PR, 2004.

PALECEK, F. Hyperinflation: Control of Functional Residual Lung Capacity. **Physiol Res**, v. 50, p. 221-30, 2001.

PANTANALI, S.B. **Análise biofotogramétrica da postura e sua correlação com a composição corporal e sexo em escolares entre 8 e 10 anos**. 93f. Monografia (Especialização em Fisioterapia Ortopédica e Traumatológica) - Colégio Brasileiro de Estudos Sistêmicos, Curitiba/PR, 2004.

PASCHOAL, I.A.; VILLALBA, W.O.; PEREIRA, M.C. Insuficiência respiratória crônica nas doenças neuromusculares: diagnóstico e tratamento. **J Bras Pneumol**, v. 33, n. 1, p. 81-92, 2007.

PATIÑO, M.S.; GONÇALVES, A.R.; MONTEIRO, B.C.; SANTOS, I.L.; BARELA, A.M.F.; BARELA, J.A. Características cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas do andar de adultos jovens com suporte parcial de peso corporal. **Rev Bras Fisioter**, v. 11, n. 1, p. 19-25, 2007.

PAULIN, E.; BRUNETTO, A.F.; CARVALHO, C.R.F. Efeitos de programa de exercícios físicos direcionado ao aumento da mobilidade torácica em pacientes portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica. **J Pneumol**, v. 29, n. 5, p. 287-94, 2003.

PEACOCK, A.J.; MORGAN, M.D.L.; GOURLAY, S.; TURTON, C.; DENISON, D.M. Optical mapping of the thoracoabdominal wall. **Thorax**, v. 39, p. 93-100, 1984.

PEREIRA, O.S. A utilização da análise computadorizada como método de avaliações posturais: um estudo preliminar. **Fisioter Movim**, v. 16, n. 2, p. 17-25, 2003.

PIANOSI, P.T.; DAVIS, H.S. Determinants of Physical Fitness in Children With Asthma. **Pediatrics**, v. 113, n. 3, p. 225-229, 2004.

PINHO, R.R.; TAVARES, J.M.R.S.; CORREIA, M.F.P.V. **Introdução à análise de movimento usando visão computacional**. Porto/Portugal: 2004. Dicionário Digital.

POLKEY, M.I.; LYALL, R.A.; GREEN, M.; LEIGH, P.N.; MOXHAM, J. Expiratory Muscle Function in Amyotrophic Lateral Sclerosis. **Am J Respir Crit Care Med**, v. 158, p. 734-41, 1998.

POMBO, L.R. **Análise biofotogramétrica pré e pós-operatória da postura em crianças de 8 a 11 anos submetidas à cirurgia cardiotorácica.** 5f. Artigo Científico (Especialização em Fisioterapia Pediátrica e Neonatal). Faculdade Evangélica do Paraná/FEPAR, Curitiba/PR, 2005.

PORTAL SÃO FRANCISCO. **A câmara escura: o princípio da fotografia**. Disponível em: <http://www.colegiosaofrancisco.com.br/alfa/historia-da-fotografia/a-camara-escura.php>. Acesso em: 16/05/2008.

POSTIAUX, G. **Fisioterapia Respiratória Pediátrica**. 2ª edição. Porto Alegre/RS: Editora Artmed, 2004.

PRISK, G.K.; NEWTH, J.L. Techniques for Measurement of Thoraco-Abdominal Asyncrony. **Pediatric Pulmonology**, v. 34, p. 462-72, 2002.

RIBEIRO, A.P.; TROMBINI-SOUZA, F.; IUNES, D.H.; MONTE-RASO, V.V. Confiabilidade inter e intra-examinador da fotopodometria e intra-examinador da fotopodoscopia. **Rev Bras Fisioter**, v. 10, n. 4, p. 435-9, 2006.

RICHARDS, J.G. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. **Human Movement Science**, v. 18, p. 589-602, 1999.

RICIERI, D.V. **Validação de um protocolo de Fotogrametria Computadorizada e quantificação angular do movimento tóraco-abdominal durante a ventilação tranqüila**. 144 f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia Cárdio-Respiratória) -

Departamento de Fisioterapia, Centro Universitário do Triângulo, Uberlândia/MG, 2000.

RICIERI, D.V.; BARAÚNA, M.A. Biofotogrametria: recurso diagnóstico do fisioterapeuta. **Revista O Coffito**, São Paulo/SP, p. 7-11, Dez/2002. Reportagem e entrevista.

RICIERI, D.V.; WHITERS, J.; XAVIER, M.M.; PRESTES, S.G.; BORTOLAN, E.A. Avaliação angular da mobilidade tóraco-abdominal durante o uso de incentivadores respiratórios em diferentes posturas. In: ENCONTRO SUL-BRASILEIRO DE FISIOTERAPIA RESPIRATÓRIA, 1, 2003, Itajaí/SC. **Anais...** Itajaí/SC: Univali, 2003. 1 CD-ROM.

RICIERI, D.V. Avaliação dos tempos respiratórios através da Análise Cinemática. In: SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE FISIOTERAPIA RESPIRATÓRIA, 12, Ouro Preto/MG, 2004a. **Anais...** Ouro Preto/MG: Hotel Estalagem das Minas Gerais, 2004a. 1 CD-ROM.

RICIERI, D.V. Avaliação da velocidade angular dos movimentos respiratórios através da cinemática com e sem o uso de pressão expiratória positiva. In: CONGRESSO DE 25ANOS DO CURSO DE FISIOTERAPIA DA UEL, Londrina/PR, 2004b. **Anais...** Londrina/PR: Universidade Estadual de Londrina, 2004b. 1 CD-ROM.

RICIERI, D.V. **Biofotogrametria: a ciência e seus segredos**. 2ª edição. Curitiba/PR: Editora Inspirar, 2005.

RICIERI, D.V.; POMBO, L.R. Análise cinemática da postura antes e após cirurgia cárdiotorácica eletiva em crianças entre 6 e 10 anos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11, João Pessoa/PB, 2005. **Anais...** João Pessoa/PB, 2005. 1 CD-ROM.

RICIERI, D.V. Critérios de validade, exatidão e confiabilidade para medidas angulares obtidas através do processo de análise fotogramétrica denominado Biofotogrametria. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE MOTRICIDADE HUMANA, 1, Florianópolis/SC, 2007. **Anais...** Florianópolis/SC, 2007. 1 CD-ROM.

RICIERI, D.V.; COSTA, J.R.; ROSÁRIO FILHO, N.A. Impacto da asma sobre a postura corporal de crianças entre 8 e 14 anos. **Acta Fisiátrica**, v. 15, n. 4, (no prelo), 2008.

RICIERI, D.V.; ROSÁRIO FILHO, N.A. Impacto de fatores externos sobre a mecânica respiratória avaliada por um modelo fotogramétrico específico: Biofotogrametria. **J Bras Pneumol**, v. 34, n. 9, p.702-6, 2008.

RICIERI, D.V.; ROSÁRIO FILHO, N.A.; COSTA, J.R. Medidas dos diâmetros torácicos para detecção de hiperinsuflação estática em crianças pela Biofotogrametria. **J Pediatria**, v. 84, n. 5, p. 410-415, 2008a.

RICIERI, D.V.; ROSÁRIO FILHO, N.A.; COSTA, J.R. Efetividade do modelo Biofotogramétrico para análise respiratória toracoabdominal na avaliação de manobras isovolume em crianças. **J Bras Pneumol**, (aceito para publicação), 2008b.

RICIERI, D.V.; WANSAUCHEKI, W.M.; XAVIER, M.M.; PRESTES, S.G.; BORTOLAN, E.A. Avaliação angular da mobilidade tóraco-abdominal durante o uso de incentivadores respiratórios em diferentes posturas. In: ENCONTRO SUL-BRASILEIRO DE FISIOTERAPIA RESPIRATÓRIA, 1, Itajaí/SC, 2003. **Anais...** Itajaí/SC, 2003. pp.1 CD-ROM.

RICIERI; D.V.; WANSAUCHEKI, W.M.; COTERLI, A. Análise cinemática angular do movimento respiratório toracoabdominal durante exercício com e sem uso de pressão expiratória positiva [resumo]. In: SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE FISIOTERAPIA RESPIRATÓRIA, 13, Curitiba/PR, 2006. **Anais...** Rev Bras Fisioter, n. 1, supl 1, p.72-3.

ROBERTSON Jr, C.H.; BRADLEY, M.E.; HOMER, L.D. Comparison of two and four-magnetometer methods of measuring ventilation. **J Appl Physiol**, v. 49, n. 3, p. 355-62, 1980.

RODRIGUES, A.C.M.; MOREIRA, L.F.P.; SOUZA, C.L; PETTERSEN, P.C.D.; SALDIVA, P.H.N.; ZIN, W.A. Effects of thoracotomy on respiratory system, lung, and chest wall mechanics. **Chest**, v. 104, p. 1882-6, 1993.

ROMAGNOLI, I.; GIGLIOTTI, F.; GALARDUCCI, A.; LANINI, B.; BIANCHI, R.; CAMMELI, D.; SCANO, G. Chest wall kinematics and respiratory muscle action in ankylosing spondylitis patients. **Eur Resp J**, v. 24, p. 453-60, 2004.

ROSS RUSSELL, R.I.; HELMS, P.J. Evaluation of three different techniques used to measure chest wall movements in children. **Eur Respir J**, v. 7, p. 2073-6, 1994.

ROUSSOS, C.R. Function and fatigue of respiratory muscles. **Chest**, v. 88, n. 2, p. 124-32, 1985.

SAAD, M.; BATTISTELLA, L.R.; MASIERO, D. Técnicas de Análise de Marcha. **Acta Fisiatrica**, v. 3, n. 2, p. 23-6, 1996.

SACCO, I.C.N.; MELO, M.C.S.; ROJAS, G.B; NAKI, I.K.; BURGI, K.; SILVEIRA, L.T.Y. *et al.* Análise biomecânica e cinesiológica de posturas mediante fotografia digital: estudo de casos. **Rev Bras Ci e Mov**, v. 11, n. 2, p. 25-33, 2003.

SACCO, I.C.N.; ALIBERT, S.; QUEIROZ, B.W.C.; PRIPAS, D.; KIELING, I.; KIMURA, A.A. *et al.* Confiabilidade da fotogrametria em relação à goniometria para avaliação postural dos membros inferiores. **Rev Bras Fisioter**, v. 11, n. 5, p. 411-7, 2007.

SACKETT, D.L.; STRAUS, S.E.; RICHARDSON, W.S.; ROSENBERG W.; HAYNES R.B. **Evidence-based medicine: how to practice and teach EBM**. 2nd edition. New York: Churchill Livingstone, 2000.

SANDSTROM, G.; BACKSTROM, A.; OLSSON, K.A. REMAC: a video-based motion analyser interfacing to na existing flexible sampling system. **J Neuroscience Methods**, v. 69, n. 2, p. 205-11, 1996.

SANNA, A.; BERTOLI, F.; MISURI, G.; GIGLIOTTI, F.; IANDELLI, I.; MANCINI, M. *et al.* Chest wall kinematics and respiratory muscle action in walking healthy humans. **J Appl Physiol**, v. 87, n. 3, p. 938–46, 1999.

SANTOS, R.V. **Análise e validação dos métodos de imagens fotográficas e tridimensionais para leitura do Teste Cutâneo por Puntura**. 66 f. Doutorado (Saúde da criança e do adolescente) - Programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente, Universidade Federal do Paraná, Curitiba/PR, 2007.

SARRO, K.J. **Metodologia para análise da movimentação da caixa torácica durante a respiração**. 122 f. Dissertação (Mestrado em Educação) - Departamento de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas/SP, 2003.

SCANO, G. Normal thoracoabdominal motion. **Monaldi Arch Chest Dis**, v. 54, n. 3, p. 287-8, 1999.

SCHWEINBERGER, A. **Desenvolvimento de metodologia biofotogramétrica para análise e classificação do desempenho de sujeitos sadios no teste-4 do Flexiteste**. 78 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Fisioterapia). Unijuí – Universidade Regional do Noroeste do Estado do Rio Grande do Sul, Ijuí/RS, 2005.

SILVA, C.S.; TORRES, L.A.G.M.M.; RAHAL, A.; TERRA FILHO, J.; VIANNA, E.O. Avaliação de um programa de treinamento físico por quatro meses para crianças asmáticas. **J Bras Pneumol**, v. 31, n. 4, p. 279-85, 2005.

SLADER, C.A.; REDDEL, H.K.; SPENCER, L.M.; BELOUSOVA, E.G.; ARMOUR, C.L.; BOSNIC-ANTICEVICH, S.Z. *et al*. Double blind randomised controlled trial of two different breathing techniques in the management of asthma. **Thorax**, v. 61, p. 651-6, 2006.

SBAI. IV Diretrizes Brasileiras para o Manejo da Asma. **Rev Bras Alerg Imunopatol**, v. 29, p. 222-45, 2006.

SOUSA, R.L.; CRUZ, C.B.; LIMA Jr, Z.B. Aplicação da Semiotécnica Pulmonar por Médicos Residentes e Internos de um Hospital Universitário. **Rev Bras Educ Med**, v. 26, n. 1, p. 35-8, 2002.

SPAHIJA, J.A.; GRASSINO, A. Effects of pursed-lips breathing and expiratory resistive loading in healthy subjects. **J Appl Physiol**, v. 80, n. 5, p. 1772-84, 1996.

SÔNEGO, D.A.; CLIQUET Jr, A. Análise do movimento de abdução do ombro pelo sistema óptico. **Biosci J**, v. 22, n. 2, p. 147-158, 2006.

STANGE, K.J.O. **Procedimentos e parâmetros para prevenção do pé eqüino em pacientes em coma utilizando dispositivo mecânico**. 93 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná Curitiba/PR, 2004.

STELL, I.M.; POLKEY, M.I.; REES, P.J.; GREEN, M.; MOXHAM, J. Inspiratory Muscle Strength in Acute Asthma. Chest, v. 120, p. 757-64, 2001.

STEWART, J. **Cálculo – Volume 1**. 4ª edição. São Paulo/SP: Editora Pioneira, 2001.

SUGA, K.; TSUKUDA, T.; AWAYA, H.; MATSUNAGA, N.; SUGI, K.; ESATO, K. Interactions of regional respiratory mechanics and pulmonary ventilatory impairments in Pulmonary Emphysema: assessment with Dynamic MRI and Xenon-133 single-photon emission CT. **Chest**, v. 117, p. 1646-55, 2000.

TEMBA, P. **Fundamentos da Fotogrametria**. 26 f. Apostila de Apoio Didático (Departamento de Cartografia), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte/MG, 2000. Disponível em: http://www.ltc.ufes.br/GEOMATIC/ModuloFotogrametria.pdf. Acesso em: 20/06/2008.

TIGRINHO, F.; MALUCELLI, M.; ROSÁRIO FILHO, N.A.; RIEDI, C.A.; KOVALHUK, L. Crescimento linear em asmáticos pré-púberes em uso de corticóide inalatório. **Rev Bras Alerg Imunol**, 2008 (no prelo).

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do pescoço, tronco e membro superior**. 1ª edição. São Paulo/SP: Editora Manole, 2000a.

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do membro inferior**. 1ª edição. São Paulo/SP: Editora Manole Ltda., 2000b.

TOBIN, M.J. Breathing patterns analysis. **Intensive Care Med**, v. 18, p. 193-201, 1992.

TOMICH, G.M.; FRANÇA, D.C.; DIÓRIO, A.C.M.; BRITTO, R.R.; SAMPAIO, R.F.; PARREIRA, V.F. Breathing pattern, thoracoabdominal motion and muscular activity during three breathing exercises. **Braz J Med Biol Res**, v. 40, p. 1409-1417, 2007.

TOMMASELLI, A.M.; HASEGAWA, J.K.; GALO, M. Modernas tecnologias de aquisição de imagens em fotogrametria. **Bol Ciênc Geod**, v. 6, n. 4, p. 49-64, 2000.

TRAGER, W. **A pratical approach to motion capture: acclaim's optical motion capture system**. Disponível em: < http://www.css.tayloru.edu/instrmat/ graphics/hypgraph/animation/motion_capture/motion_optical.htm >. Acesso: 23/10/2001.

UNIREFERÊNCIA TOPOGRAFIA WEBSITE. **Execução de Pontos Fotogramétricos**. 2008. Disponível em: http://unireferencia-topografia.blogspot.com/ 2008_04_01_archive.html. Acesso em 29/10/2008.

VENTURELLI, W.S. **Correlação das alterações posturais e da espirometria de crianças respiradoras bucais**. 38f. Dissertação (Mestrado em Clínica Médica) – Departamento de Clínica Médica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro/RJ, 2006.

VIACARTA WEBSITE. **Cartografia e Agrimensura**. Disponível em: http://www.viacarta.com.br/ foto_g.html. Acesso em 29/10/2008.

VIACAVA, F.; ALMEIDA, C.; CAETANO, R.; FAUSTO, M.; MACINKO, J.; MARTINS, M.; NORONHA, J.C. *et al*. Uma metodologia de avaliação do desempenho do sistema de saúde brasileiro. **Ciência e Saúde Coletiva**, v. 9, n. 3, p. 711-24, 2004.

VICON MOTION SYSTEM. **Vicon Motion System Application in Life Sciences, Animation and Engineering**. Disponível em: http://www.vicon.com/applications. Acesso em: 13/05/2008.

WALSH, J.M.; WEBBER, J.C.; FAHEY, P.J.; SHARP, J.T. Structural change of the thorax in chronic obstructive pulmonary disease. **J Appl Physiol**, v. 72, p. 1270-8, 1992.

WANSAUCHEKI, W. **Análise da monitorização cardiovascular e cinemática dos movimentos respiratórios toracoabdominais durante exercício em bicicleta estacionária com e sem uso de P.E.P**. 78 f. Monografia (Especialização em Fisioterapia Cárdio-Respiratória). Colégio Brasileiro de Estudos Sistêmicos, Curitiba/PR, 2005.

WANTIER, M.; ESTENNE, M.; VERBANCK, S.; PRISK, G.K.; PAIVA, M. Chest wall mechanics in sustained microgravity. **J Appl Physiol**, v. 84, n. 6, p. 2060-5, 1998.

WARD, M.E.; WARD, J.W.; MACKLEM, P.T. Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model. **J Appl Physiol**, v. 72, n. 4, p. 1338-47, 1992.

WHITERS, J. **Avaliação angular da mobilidade toracoabdominal durante o uso de incentivadores respiratórios em diferentes posturas**. 122 f. Monografia (Especialização em Fisioterapia Respiratória do adulto) – Departamento de Fisioterapia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba/PR, 2002.

WHITTAKER, R.; BARREIROS, G. Módulo 19: Controle Criativo usando as Velocidades do Obturador. Disponível em: <http://www.cybercollege.com/ port/tvp019.htm>. Acesso em: 16/08/2008.

WILSON, T.A.; REHDER, K; KRAYER, S.; REHDER, K.; BECK, K.C.; CAMERON, P.D. *et al*. Geometry of respiratory displacement of human ribs. **J Appl Physiol**, v. 62, n. 5, p. 1872-7, 1987.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 Roteiro de modelagem para medidas de movimento por meio da Biofotogrametria 175

APÊNDICE 2 Modelo de um laudo postural biofotogramétrico 177

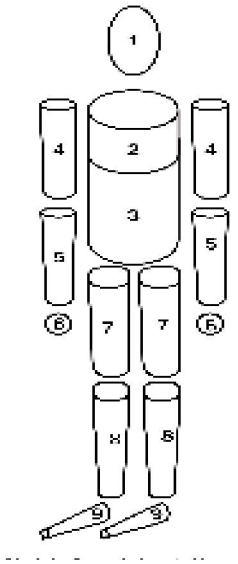
APÊNDICE 1

Roteiro básico de modelagem para elaboração de rotinas de análise clínica de movimentos através da Biofotogrametria

BIOFOTOGRAMETRIA

PASSO 1 ***ESCOLHA O MOVIMENTO PARA O QUAL VOCÊ DESEJA DESENVOLVER UM MODELO DE ANÁLISE***

(a) Segmento(s) envolvido(s):



Referências anatômicas delimitadoras deste(s) segmento(s):

(b.1) Proximais: _____

_____

(b.2) Distais: _____

_____

PASSO 2 ***ENTENDA O PROBLEMA ENVOLVIDO NA ANÁLISE DO MOVIMENTO ESCOLHIDO***

(b) O que é desconhecido?

(c) Existem relações numéricas que podem estabelecer um padrão de comportamento motor para o problema e o movimento escolhido?

( ) Sim ( ) Não

(d) Se sim, estas relações são dependentes de quê?

( ) Sexo ( ) Idade ( ) Tipo de Movimento

( ) Outro:_____

_____

(e) Quais são os valores de referência fornecidos pela literatura?

_____

_____

(f) Quais as condições oferecidas para medidas?

Postura de análise: _____

Forma de registro: ( ) Estático (foto) ( ) Dinâmico (vídeo)

Interferências externas sobre o movimento registrado:

( ) uso de aparatos ( ) órteses ( ) cargas

( ) Outro:_____

_____

PASSO 3 ***PLANEJAMENTO DAS SOLUÇÕES.***

(a) Há algo familiar no problema a ser solucionado?

_____

(b) Dá para relacionar esta situação familiar com seu conhecimento pregresso?

_____

(c) Como associar uma solução para este problema, tornando-o lógico para você?

_____

(d) Reconheça padrões existentes: regularidade, repetição, etc...

_____

(e) Use analogias, como problemas semelhantes mais simples.

_____

(f) Divida em casos ou etapas e use para cada uma diferentes argumentos.

_____

(g) Estabeleça submetas: para cada etapa ou caso, haverá uma submeta a ser cumprida.

PASSO 4 ***CUMPRINDO O PLANEJAMENTO.***

(a) Verifique cada etapa, escrevendo os detalhes que provam a correção de cada uma delas.

(a.1) Etapa 1: _____

(a.2) Etapa 2: _____

(a.3) Etapa 3: _____

(a.4) Etapa 4: _____

(a.5) Etapa 5: _____

(a.6) Etapa 6: _____

(b) Revise a metodologia utilizada: há modo mais simples de solução?

_____

_____

_____

_____

_____

_____

BIOFOTOGRAMETRIA

APÊNDICE 2 – ANÁLISE POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA

Avaliação das condições de funcionalidade da postura corporal

Paciente: EXEMPLO DE AVALIAÇÃO POSTURAL Data: 01/11/2007

Registro: ***(x) 1ª. Avaliação*** ( ) Reavaliação ( ) Controle de Tratamento

Vista Anterior

(Para resultados de alinhamento e nivelamento são admitidas oscilações de até três graus como limite de funcionalidade e/ou dominância lateral)

VISTA DE ANÁLISE	ÂNGULO	CONSTRUÇÃO ANGULAR	ÂNGULO MEDIDO	DESVIO (90graus - Λ)	FOTOINTERPRETAÇÃO
ANTERIOR (distância focal: 1.80m)	**NO (Nivelamento dos ombros)**	V = Acrômio D P1 = Acrômio E P2 = Eixo x positivo	**91,42**	**-1,42 (NORMAL)**	AVALIA PARALELISMO EM RELAÇÃO À LINHA DO SOLO ▪ Resultado<87graus: E supranivelado ▪ Resultado>93graus: D supranivelado ✓ VR: 87 a 93 graus
	NP (Nivelamento da pelve)	V = E.I.A.S. D P1 = E.I.A.S. E P2 = Eixo x positivo	**85,79**	**4,21 (E SUPRANIVELADO)**	
	CT (Alinhamento cabeça-tronco)	V = Incisura jugular P1 = Glabela P2 = Eixo x positivo	**89,36**	**0,64 (NORMAL)**	AVALIA ORTOGONALIDADE EM RELAÇÃO À LINHA DO SOLO ▪ Resultado<87graus: inclinação lateral à E ▪ Resultado>93graus: inclinação lateral à D
	AXO (Alinhamento xifo-onfálico)	V = Xifóide P1 = Cicatriz onfálica P2 = Eixo x positivo	**92,58**	**-2,58 (NORMAL)**	
	ATX (Alinhamento do tórax)	V = Xifóide P1 = Incisura jugular P2 = Eixo x positivo	**85,79**	**4,21 (INCLINAÇÃO À E)**	

APÊNDICE 2 – ANÁLISE POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA

Avaliação das condições de funcionalidade da postura corporal

Vista Posterior

(Para resultados de alinhamento e nivelamento são admitidas oscilações de até três graus como limite de funcionalidade e/ou dominância lateral)

VISTA DE ANÁLISE	ÂNGULO	CONSTRUÇÃO ANGULAR	ÂNGULO MEDIDO	DESVIO (90graus - Λ)	FOTOINTERPRETAÇÃO
POSTERIOR (distância focal: 1.80m)	**CS (Alinhamento da coluna superior)**	V = T9 P1 = C7 P2 = Eixo x positivo	**90,92**	**0,92 (NORMAL)**	AVALIA ORTOGONALIDADE EM RELAÇÃO À LINHA DO SOLO ▪ Resultado<87graus: E supranivelado ▪ Resultado>93graus: D supranivelado ✓ VR: 87 a 93 graus
	CI (Alinhamento da coluna inferior)	V = T9 P1 = L5 P2 = Eixo x positivo	**88,09**	**1,91 (NORMAL)**	
	AE (Alinhamento dos ângulos escapulares superiores)	V = ângulo escapular sup D P1 = ângulo escapular sup E P2 = Eixo y positivo	**90,00**	**0,00 (NORMAL)**	AVALIA PARALELISMO EM RELAÇÃO À LINHA DO SOLO ▪ Resultado<87graus: E supranivelado ▪ Resultado>93graus: D supranivelado ✓ VR: 87 a 93 graus
	REd (Rotação da escápula D)	V = ângulo escapular sup D P1 = ângulo escapular inf D P2 = eixo x positivo	**85,46**	Avaliado pela Equação: $\Delta RE = REd - REe$ Resultado: **0,06 (NORMAL)**	AVALIA RELAÇÕES DE ROTAÇÃO ENTRE AS ESCÁPULAS • RE negativa (<-3): inclinação à E • RE positiva (>3): inclinação à D
	REe (Rotação da escápula E)	V = ângulo escapular sup E P1 = ângulo escapular inf E P2 = eixo x negativo	**85,38**		
	APTd (Alinhamento poplíteo-talar à D)	V = Centro da linha poplítea P1 = Inserção do T.A. P2 = eixo x positivo	**90,53**	Avaliado pela Equação: $\Delta APT = APTd - APTe$ Resultado: **0,53graus (NORMAL)**	RELACIONA EQUILÍBRIO DOS ALINHAMENTOS ABAIXO DOS JOELHOS • APT negativo (<-3): + valgo à E • APT positivo (>3): + valgo à D
	APTe(Alinhamento poplíteo-talar à E)	V = Centro da linha poplítea P1 = Inserção do T.A. P2 = eixo x negativo	**90,00**		

BIOFOTOGRAMETRIA

APÊNDICE 2 – ANÁLISE POSTURAL BIOFOTOGRAMÉTRICA

Avaliação das condições de funcionalidade da postura corporal

Vistas Laterais

(Para resultados de alinhamento e nivelamento são admitidas oscilações de até três graus como limite de funcionalidade e/ou dominância lateral)

VISTA DE ANÁLISE	ÂNGULO	CONSTRUÇÃO ANGULAR	ÂNGULO MEDIDO	DESVIO (90graus - Λ)	FOTOINTERPRETAÇÃO
LATERAIS DIREITA e ESQUERDA (distância focal: 1.80m)	**RCOd (Relação da Projeção Cabeça/Ombro D)**	V = côndilo mandibular D P1 = acrômio D P2 = eixo y negativo	**19,29**	Avaliado pela Equação: $\Delta CO = RCOd - RCOe$ Resultado: **14,19graus**	AVALIA RELAÇÃO DE ROTAÇÃO LATERAL • Interpretação relativa D-E **(ombro rodado à D)**
	RCOe (Relação da Projeção Cabeça/Ombro E)	V = côndilo mandibular E P1 = acrômio E P2 = eixo y negativo	**5,10**		
	IPd (Inclinação da Pelve à D)	V = Trocânter femoral D P1 = projeção L5 P2 = eixo x positivo	**104,04**	Avaliado pela Equação: $\Delta IP = IPd - IPe$ Resultado: **-15,79graus**	AVALIA POSIÇÃO DE ACOMODAÇÃO DA PELVE • Interpretação relativa D-E
	IPe (Inclinação da Pelve à E)	V = Trocânter femoral E P1 = projeção L5 P2 = eixo x negativo	**119,83**		
	ATTd (ângulo tíbio-társico à D)	V = Maléolo externo D P1 = Trocânter femoral D P2 = cabeça do V osso MTT	**123,97**	Avaliado pela Equação: $\Delta ATT = ATTd - ATTe$ Resultado: **3,99graus**	
	ATTe (ângulo tíbio-társico à D)	V = Maléolo externo E P1 = Trocânter femoral E P2 = cabeça do V osso MTT	**119,98**		
	CVd (âng. curvatura vertebral D)	V = Proc. espinhoso T9 P1 = Proc. espinhoso C7 P2 = Proc. espinhoso L5	**166,42**	Avaliado pela Equação: $\Delta CV = CVd - CVe$ Resultado: **-5,30graus**	
	CVe (âng. curvatura vertebral E)	V = Proc. espinhoso T9 P1 = Proc. espinhoso C7 P2 = Proc. espinhoso L5	**171,72**		

Parecer:

Na vista anterior foi encontrado supranivelamento da pelve à esquerda com inclinação torácica para o mesmo lado, possivelmente compensatória. A vista posterior mostrou valores dentro do intervalo considerado funcional. A análise dos resultados das vistas laterais mostraram rotação do ombro à direita e inclinação da pelve em diferentes graus. Averiguar relações com posicionamento do ângulo tíbio-társico.

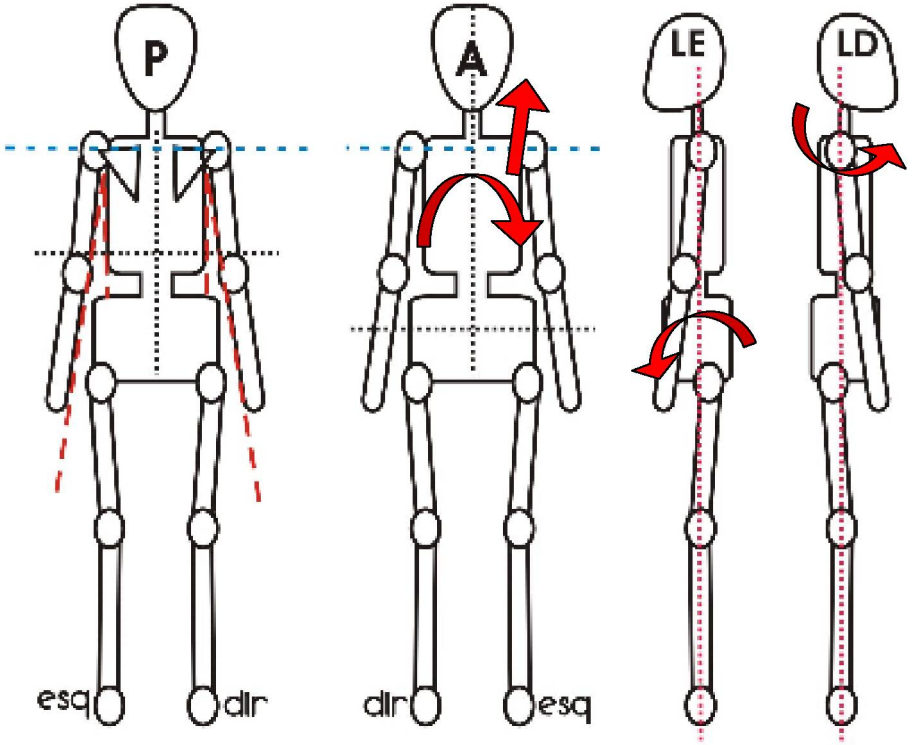
Associação destes resultados ao exame físico pode esclarecer as dúvidas, e recomenda-se repetição da avaliação em pelo menos três meses para confirmação dos resultados.

Curitiba/PR, 01 de NOVEMBRO de 2007.

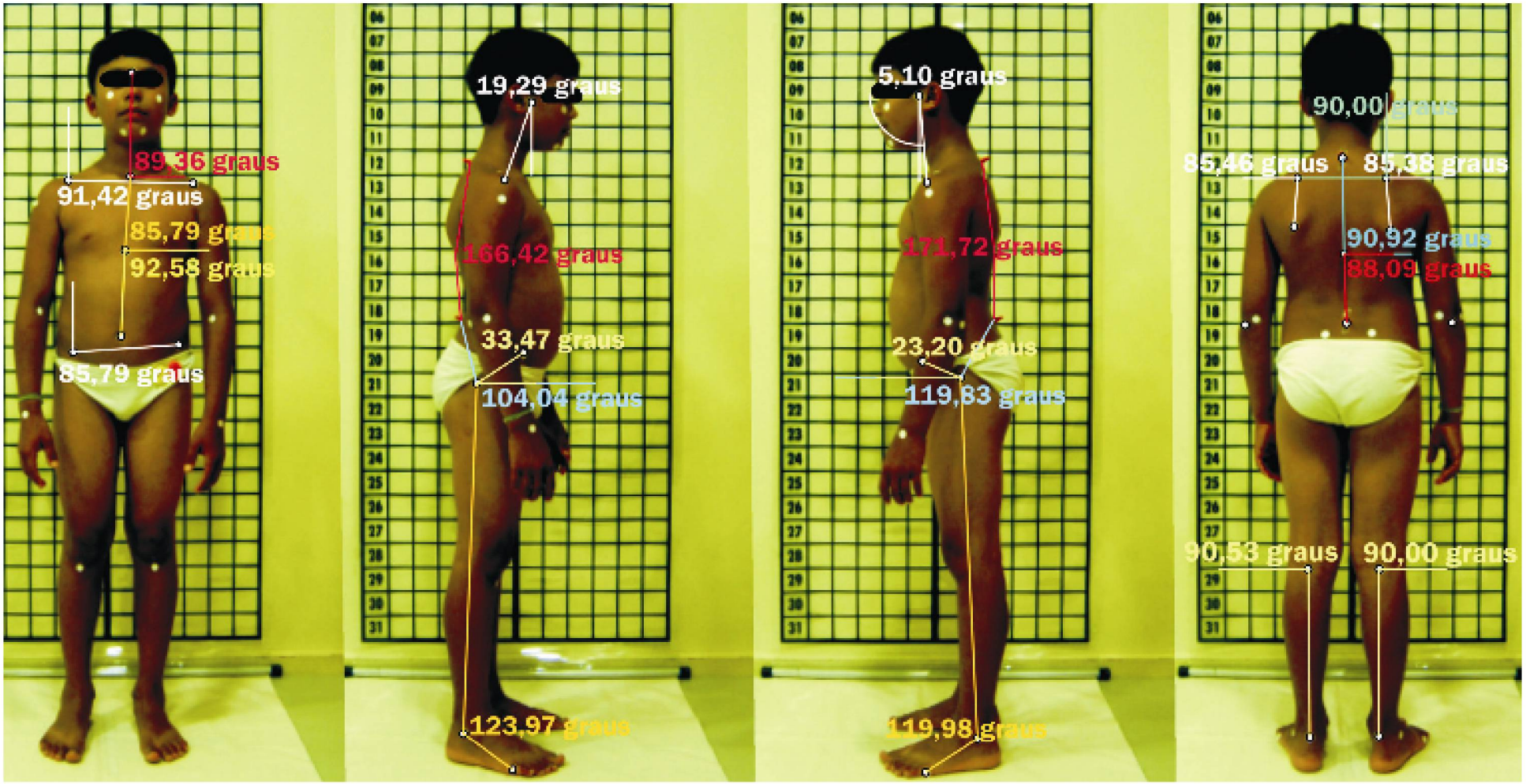
_____

Dra. DENISE DA VINHA RICIERI – CREFITO 8-5392/F

Referência Visual para Orientação ao Paciente



Imagens Processadas



ANEXO 1

Termo de aprovação do projeto original no Comitê de Ética em Pesquisas do Hospital de Clínicas da UFPR.

HOSPITAL DE CLÍNICAS
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

Curitiba, 08 de junho de 2005.

Ilmo (a) Sr. (a)
Denise da Vinha Ricieri
Nesta

Prezado Pesquisador:

Comunicamos que o Projeto de Pesquisa intitulado "ANALISE DA FUNÇÃO PULMONAR ATRAVÉS DE UM SISTEMA EM CINEMÁTICA: BIOFOTOGRAMETRIA", foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, em reunião realizada no dia 31 de maio de 2005. O referido projeto atende aos aspectos das Resoluções CNS 196/96, e demais, sobre Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos do Ministério da Saúde.

CAAE: 0040.0.208.000-05
Protocolo CEP: 1036.075/2005-05

Conforme a Resolução 196/96, solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos.

Data para entrega do primeiro relatório: 08 de dezembro de 2005.

Atenciosamente,

PROF. DR. FLÁVIO DE QUEIROZ TELLES FILHO
Vice-Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
em Seres Humanos do Hospital de Clínicas / UFPR
CRM N.º 5728 - Mat. 83623

Renato Tambara Filho
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
em Seres Humanos do Hospital de Clinicas/UFPR

HOSPITAL DE CLÍNICAS
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

Departamento de Pediatria

Rua: General Carneiro, 181- PA Pediatria- salas 6/7 – CEP: 80060-900
Curitiba-PR - Fone: 3360-1800 R. 6216

Curitiba, 20 de maio de 2008.

Dr. Luc Louis Maurice Wecks
Professor Titular
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
do Departamento de Otorrinolaringologia - CCP
UNIFESP

Prezado Senhor:

Em atenção à correspondência do Programa de Pós-Graduação do Departamento de Otorrinolaringologia – CCP da UNIFESP, gostaríamos de reiterar o interesse em atualizar a colaboração entre os programas de pós-graduação, por meio do intercâmbio da pesquisa da aluna Denise Ricieri, que tem projeto de tese de doutorado com a técnica de biofotogrametria, em comum com sua aluna Jecilene Rosana Costa.

Cordialmente,

)ra. Mônica Nunes Lima Cat
Coordenadora do Programa
le Pós- Graduação, Mestrado e
)outorado em Saúde da criança e
lo Adolescente

Dr. Nelson Rosário Filho
Professor Orientador
Depto. Pediatria - UFPR

ANEXO 2

Termo de parceria assinado com o Departamento de Otorrinolaringologia da Universidade Federal de São Paulo/Unifesp.

Disciplina de ORL Pediátrica- UNIFESP

São Paulo, 10 de julho de 2006.

Ilma Sra. Profª. Dra Mônica Lima Nunes Cat
Coordenadora do Programa de Pós Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente / UFPR
Dept. de Pediatria
Universidade Federal do Paraná

Ref: projeto de pós graduação com colaboração inter-institucional

Prezada Dra. Mônica,

Vimos por meio desta formalizar os vínculos de colaboração inter Departamental e inter Institucional entre o Programa de Pós-Graduação do Dept. de ORL-CCP da UNIFESP e o Dept. de Pediatria da UFPR, através do projeto de pesquisa da Tese de Doutorado da aluna Jecilene Rosana Costa, intitulado "Avaliação das características posturais de crianças respiradoras orais por meio de biofotogrametria" , e que vem sendo desenvolvido com colaboração mútua.

Em nome da Comissão de PG, gostaríamos de agradecer a sua atenção, generosidade e disponibilidade em fornecer os aparatos necessários para a aplicação do método de mensuração nos pacientes deste projeto de pesquisa.

Esperamos que possamos continuar trabalhando em projetos e publicações futuras,

Atenciosamente,

Dr. Luc Louis Maurice Weckx
Professor Titular
Coordenador do Programa de PG do Dept. ORL-CCP
UNIFESP

Dra. Shirley S.N.Pignatari
Professora Adjunta- Orientadora
Dept. ORL e CCP- UNIFESP

Rua dos Otonis 674, Vila Clementino
São Paulo, SP CEP 04025-001
Ph-Fax: 5539.7723
Email: orlped@epm.br

São Paulo. 3 de fevereiro de 2006.
CEP 0003/06

Ilmo(a). Sr(a).
Pesquisador(a) JECILENE ROSANA COSTA
Co-Investigadores: shirley Shizue Nagata Pignatari (orientadora)
Disciplina/Departamento: Otorrinolaringologia Pediátrica/Otorrinolaringologia da Universidade Federal de São Paulo/Hospital São Paulo
Patrocinador: Recursos Próprios.

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA INSTITUCIONAL

Ref: Projeto de pesquisa intitulado: **"Análise cinemática angular das características posturais de crianças respiradoras orais".**

CARACTERÍSTICA PRINCIPAL DO ESTUDO: observacional - fisioterapia.
RISCOS ADICIONAIS PARA O PACIENTE: risco mínimo, desconforto mínimo, sem procedimento invasivo.
OBJETIVOS: comparar os indicadores posturais de crianças respiradoras nasais e orais, identificando semelhanças e diferenças entre os indicadores de alinhamento postural. Estabelecer um protocolo de análise postural infantil, consideradas as particularidades do respirador oral e nasal..
RESUMO: Será realizada uma avaliação comparativa dos indicadores posturais em respiradores nasaie e orais. As crianças serão selecionadas no ambulatório do Centro do Respirador Bucal. Serão realizadas avaliações: fisioterapêutica, anamnese e física, coletando imagens pelos critérios da biofotogrametria computadorizada, avaliação otorrinolaringológica para diagnóstico do tipo respiratório, se nasal ou oral..
FUNDAMENTOS E RACIONAL: Estudo fundamentado, visando avaliar caracteristicas posturais de crianças respiradoras nasais e orais.
MATERIAL E MÉTODO: Descreve os procedimentos a serem realizados.
TCLE: Adequado.
DETALHAMENTO FINANCEIRO: sem financiamento externo - R$ 355,00.
CRONOGRAMA: 12 meses.
OBJETIVO ACADÊMICO: doutorado.
ENTREGA DE RELATÓRIOS PARCIAIS AO CEP PREVISTOS PARA: **29/01/2007** e **24/01/2008**.

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Paulo/Hospital São Paulo **ANALISOU e APROVOU** o projeto de pesquisa referenciado.
1. Comunicar toda e qualquer alteração do projeto e termo de consentimento livre e esclarecido. Nestas circunstâncias a inclusão de pacientes deve ser temporariamente interrompida até a resposta do Comitê, após análise das mudanças propostas.
2. Comunicar imediatamente ao Comitê qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento do estudo.
3. Os dados individuais de todas as etapas da pesquisa devem ser mantidos em local seguro por 5 anos para possível auditoria dos órgãos competentes.

Atenciosamente,

Prof. Dr. José Osmar Medina Pestana
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da
Universidade Federal de São Paulo/ Hospital São Paulo