



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

**PROTOCOLO DE FOTOGRAMETRIA**  
**COMPUTADORIZADA NA QUANTIFICAÇÃO ANGULAR**  
**DA ESCOLIOSE**

**ROZILENE MARIA COTA AROEIRA**

**Belo Horizonte, 12 de fevereiro de 2009**

Rozilene Maria Cota Aroeira

**PROTOCOLO DE FOTOGRAMETRIA  
COMPUTADORIZADA NA QUANTIFICAÇÃO ANGULAR  
DA ESCOLIOSE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Projeto Mecânico

Orientador: Prof. Dr. Antônio Eustáquio M. Pertence  
UFMG/DEMEC

Belo Horizonte  
Escola de Engenharia da UFMG

2009



**Universidade Federal de Minas Gerais**

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte – MG

Tel.: +55 31 3499-5145 - Fax.: +55 31 3443-3783

www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**PROTOCOLO DE FOTOGRAMETRIA  
COMPUTADORIZADA NA QUANTIFICAÇÃO ANGULAR  
DA ESCOLIOSE**

**ROZILENE MARIA COTA AROEIRA**

Dissertação defendida e aprovada em 12 de fevereiro de 2009, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de “**Mestre em Engenharia Mecânica**”, na área de concentração “**Projeto Mecânico**”.

---

Prof. Dr Antônio Eustáquio de Melo Pertence-UFMG-Orientador

---

Prof. Dr Mauro Heleno Chagas-UFMG-Examinador

---

Prof. Dr Danilo Amaral-UFMG-Examinador

---

Prof. Dr Haroldo Béria Campos-UFMG-Suplente

---

Prof. Dr Alexandre Carlos Eduardo-UFMG-Suplente

Aos meus pais, Antônio e Marlene, e ao meu marido, Sílvio.

## AGRADECIMENTOS

*“Agradecer é uma das coisas mais belas que o ser humano pode fazer.  
É admitir que houve um momento em que se precisou de alguém.  
Agradecer é reconhecer que o homem jamais poderá lograr para si o  
dom de ser auto-suficiente...”*

Ao Professor Antônio Pertence, pelo carinho e respeito com que me recebeu em seu laboratório, dedico essa jornada científica.

Aos meus pais, Antônio e Marlene, que me ensinaram a maior das lições, o respeito pela vida, e a transformar dificuldades em grandes realizações.

Ao meu marido, Sílvio, companheiro incansável de jornada, que me proporcionou ajuda de todas as maneiras.

Aos meus filhos, Guilherme e Sílvia, meu maior bem, pelas horas roubadas e pelo carinho e apoio aos meus ideais.

À Professora Maria da Glória, que apontou o caminho da Engenharia como alternativa e resposta às questões Fisioterápicas, apesar de ele ser desafiador.

À Professora Denise Ricieri, fonte inspiradora que me mostrou a visão científica da análise do movimento humano e da instrumentação em cinemática.

Às professoras e tias, Zara, Baginha e Maria Cecília, amantes da ciência, exemplo de disciplina e comprometimento com o conhecimento, pela ajuda incondicional e pelo incentivo.

Ao Dr. Jefferson Soares Leal, cirurgião ortopedista, pelo acolhimento e valioso apoio no trabalho de pesquisa de campo, sua ajuda muito contribuiu para o enriquecimento desse estudo.

À fisioterapeuta Fabiana, do Centro de Reabilitação de Betim MG, pelo apoio na captação de voluntários.

Ao colega de laboratório José Renato, pelo valioso aporte no campo de conhecimento da Engenharia.

Ao colega Rafael pelo carinho e colaboração nas disciplinas cursadas.

À secretária do DEMEC, Sandra, importante na resolução das questões burocráticas.

Aos voluntários, que gentilmente e com paciência se submeteram aos procedimentos requeridos na pesquisa e que, sem eles, esse trabalho não seria possível.

À UFMG, pela oportunidade oferecida de realizar esse projeto e a CAPES por financiá-lo.

A todos, meus sinceros agradecimentos.

*“Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas, que já têm a forma do nosso corpo, e esquecer os nossos caminhos, que nos levam sempre aos mesmos lugares. É o tempo da travessia, e se não ousarmos fazê-la, teremos ficado, para sempre, à margem de nós mesmos”*

*Fernando Pessoa*

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	10
LISTA DE GRÁFICOS.....	12
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	14
NOMENCLATURA.....	16
RESUMO.....	17
1. INTRODUÇÃO.....	19
1.1 Justificativa.....	21
1.2 Objetivos.....	22
1.2.1 Objetivo geral.....	22
1.2.2 Objetivos específicos.....	22
2.REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	23
2.1 A coluna vertebral humana.....	25
2.2 Considerações sobre a escoliose.....	28
2.2.1 Etiologia da escoliose.....	32
2.2.2 Classificação da escoliose.....	32
2.2.3 Incidência da escoliose.....	34
2.3 Métodos de mensuração da escoliose.....	35
2.3.1 Os raios-X.....	35
2.3.1.1 O método de Cobb.....	37
2.3.1.2 O método Risser-Ferguson.....	39
2.3.2 Métodos não-invasivos de mensuração da escoliose.....	39
2.3.2.1. Métodos de contato direto com o paciente.....	40
2.3.2.2 Métodos de topografia de superfície sem contato direto com o paciente.....	43
2.4 A fotogrametria computadorizada.....	46
2.4.1 Princípios da fotogrametria computadorizada.....	48
3. METODOLOGIA .....	53
3.1 A amostra de indivíduos.....	53
3.2 A coleta dos dados da amostra.....	53



3.2.1 O exame radiológico.....	54
3.2.2 Marcação dos pontos de referência nos voluntários.....	54
3.2.3 Coleta dos dados antropométricos.....	54
3.2.4 Captação das imagens digitais dos voluntários .....	56
3.2.5 Fotointerpretação angular das imagens dos voluntários.....	59
3.2.6 Medição do ângulo de Cobb.....	63
3.3 Relação matemática entre os métodos de Cobb e o método proposto nesse estudo.....	64
4. RESULTADOS .....	68
4.1 Características gerais da amostra de voluntários .....	68
4.1.1 O poder da amostra de voluntários .....	69
4.2 Comparação entre o método de Cobb e o método proposto de fotogrametria computadorizada para medida angular da curva escoliótica.....	71
4.3 Identificação da vértebra apical da curva escoliótica.....	74
4.4 Discussão .....	77
5. CONCLUSÃO.....	83
5.1 Sugestões para novos estudos .....	84
ABSTRACT.....	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	87
ANEXO A - Protocolo de aprovação no Comitê de Ética.....	95
ANEXO B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	96
ANEXO C – Ficha de dados antropométricos.....	99

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1-As proporções da figura humana de Leonardo da Vinci, “O homem de Vitruvio”.....	24
FIGURA 2.2- Coluna vertebral humana.....	26
FIGURA 2.3- Vista posterior das vértebras torácicas T7,T8 e T9.....	27
FIGURA 2.4- Vista lateral dos processos espinhosos das cinco vértebras lombares....	27
FIGURA 2.5- Representação esquemática dos planos corporais: sagital, frontal e axial.....	29
FIGURA 2.6- Figura esquemática do desalinhamento dos segmentos corporais e resposta à escoliose .....	30
FIGURA 2.7- Figuras geométricas representando a vista superior de um indivíduo com escoliose e um indivíduo normal.....	31
FUGURA 2.8- (A) Escoliose lombar. (B) Escoliose combinada. (C) Escoliose dorsal	34
FIGURA 2.9- Representação esquemática do método de Cobb.....	38
FIGURA 2.10- Representação esquemática do método de Risser-Ferguson.....	40
FIGURA 2.11- Escoliômetro.....	41
FIGURA 2.12- SpinalMouse percorrendo a linha dorsal da coluna vertebral.....	42
FIGURA 2.13- Exame da coluna vertebral com Ortelius800 <sup>TM</sup> .....	44
FIGURA 2.14- Foto-Topografia de Moiré de indivíduos com escoliose e sem escoliose.....	45
FIGURA 2.15- Sistema de coleta de imagem Quantec System.....	46
FIGURA 2.16-Medição angular por coordenadas cartesianas na tela doCorelDraw <sup>13®</sup>	49
FIGURA 2.17- Pontos P1, P2 e P3 dispostos no plano cartesiano definidos, cada um, por seu par ordenado.....	50
FIGURA 2.18- Representação de vetores <b>u</b> e <b>v</b> no plano cartesiano.....	51
FIGURA 3.1 - Figura esquemática de dois marcadores anatômicos de superfície tipo vetor.....	55

FIGURA 3.2 - Figura esquemática de um marcador anatômico de superfície, tipo vetor, com base adesiva .....	55
FIGURA 3.3 - Simetógrafo de acrílico CARCI® .....	57
FIGURA 3.4 - Plataforma giratória de posicionamento postural.....	58
FIGURA 3.5 - Estúdio para coleta das fotos dos voluntários.....	59
FIGURA 3.6 - Imagem de uma voluntária em três planos posturais.....	60
FIGURA 3.7 - 1ª fase da fotointerpretação: identificação das vértebras apical e limite superior.....	61
FIGURA 3.8 - 2ª fase da fotointerpretação: medição angular da curva escoliótica.....	62
FIGURA 3.9 - Figuras representando o comportamento espacial da curva escoliótica	63
FIGURA 3.10 - Figura esquemática do ângulo da escoliose (MC), pelo método de Cobb.....	64
FIGURA 3.11 - Figura esquemática do ângulo da escoliose (MR), pelo método do presente estudo .....	65
FIGURA 3.12 - (A) Demonstração das medidas angulares MC e MR. (B) Demonstração dos triângulos isósceles formados pelos arcos de círculo dos segmentos vertebrais.....	66
FIGURA 4.1- (A) Marcação das vértebras C7 a L5 em um indivíduo sem escoliose. (B) Marcação das vértebras C7 a L5 em um indivíduo com escoliose..	78
FIGURA 4.2- Vista posterior do tórax de um indivíduo com marcação de três vértebras dorsais.....	79
FIGURA 4.3 - Foto dos marcadores de superfície de 15mm de altura, SILVA (2002)	80
FIGURA 4.4 - (A) Método Risser-Ferguson. (B) Método de Cobb.....	80

## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 4.1 - Poder da amostra para a variável “curva dorsal”, em função de $n$ e da diferença $d$ .....	70
GRÁFICO 4.2 - Poder da amostra para a variável “curva lombar”, em função de $n$ e da diferença $d$ .....	72
GRÁFICO 4.3 - Estudo comparativo entre os valores angulares da curva escoliótica dorsal, obtidos pelo método de Cobb e pelo método de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo.....	73
GRÁFICO 4.4 - Estudo comparativo entre os valores angulares da curva escoliótica lombar, obtidos pelo método de Cobb e pelo método de fotogrametria computadorizada, proposto nesse estudo.....	74
GRÁFICO 4.5 - Estudo comparativo para identificação da vértebra apical dorsal.....	75
GRÁFICO 4.6 - Estudo comparativo para identificação da vértebra apical lombar.....	76

## LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1 - Poder da amostra para a variável “curva dorsal”, em função de $n$ e da diferença $d$ .....	70
TABELA 4.2 - Poder da amostra para a variável “curva lombar”, em função de $n$ e da diferença $d$ .....	71
TABELA 4.3 - Análise descritiva e teste de Wilcoxon para valores angulares da curva escoliótica, obtidos pelo método de Cobb e pelo método de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo.....	72
TABELA 4.4 - Teste comparativo para identificação da vértebra apical, nos segmentos dorsal e lombar da coluna vertebral, pelo método radiológica e pelo método de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo.....	76

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
EIA	Escoliose Idiopática do Adolescente
MC	Medida do ângulo Cobb
MR	Medida do ângulo obtido por fotogrametria computadorizada
MASV	Marcador anatômico de superfície tipo vetor
C7	Vértebra cervical sete
T1	Vértebra torácica um
T2	Vértebra torácica dois
T3	Vértebra torácica três
T4	Vértebra torácica quatro
T5	Vértebra torácica cinco
T6	Vértebra torácica seis
T7	Vértebra torácica sete
T8	Vértebra torácica oito
T9	Vértebra torácica nove
T10	Vértebra torácica dez
T11	Vértebra torácica onze
T12	Vértebra torácica doze
L1	Vértebra lombar um
L2	Vértebra lombar dois
L3	Vértebra lombar três
L4	Vértebra lombar quatro
L5	Vértebra lombar cinco
R	Roentgen
mR	miliroentgen
Rad	Dose Absorvida de Radiação

Rem	Equivalente humano de Roentgen
Gy	Gray
cGy	centigray
Sv	seivert
IMC	Índice de Massa Corporal

# NOMENCLATURA

## Letras latinas

$d$	distância
$P$	ponto no plano cartesiano
$u$	vetor $u$
$v$	vetor $v$
$\cos$	cosseno
$\arccos$	arcocosseno
$x$	eixo das abscissas
$y$	eixo das ordenadas
$n$	tamanho da amostra
$p$	poder da amostra
$t$	teste

## Letra grega

$\alpha$	ângulo [grau]
----------	---------------



## RESUMO

A escoliose é uma deformação tridimensional da coluna vertebral. É uma enfermidade grave que pode comprometer órgãos vitais como coração e pulmões, além de influenciar a estética e a qualidade de vida. Sua progressão está, geralmente, associada ao estirão de crescimento, recebendo, nesse caso, a denominação de escoliose idiopática do adolescente (EIA). Desta forma, o período puberal é aquele onde há maior necessidade de acompanhamento médico e fisioterápico. Os raios-X constituem, há décadas, o exame de eleição para mensuração e acompanhamento dessa deformidade, sendo recomendado até quatro exames por ano. Entretanto, as radiografias são raios ionizantes que causam efeitos deletérios ao organismo, quando em doses repetidas, do tipo: câncer, leucemia e efeitos genéticos; efeitos esses ampliados em organismos sem maturação óssea completa. Essas considerações têm motivado, nos últimos anos, vários estudos de métodos alternativos, não invasivos, para mensuração e acompanhamento da escoliose. O presente estudo visou o desenvolvimento de um protocolo de fotogrametria computadorizada para medição do ângulo da escoliose. Foram avaliados 16 indivíduos (14 do sexo feminino e 2 do sexo masculino), portadores de EIA, que possuíam requisição médica para realização de exame radiográfico, panorâmico, ântero-posterior e perfil da coluna vertebral e cujas médias foram: idade  $21,44 \pm 6,17$  anos, peso  $52,91 \pm 5,88$  Kg, estatura  $1,63 \pm 0,05$  m e índice de massa corporal (IMC)  $19,86 \pm 0,26$ . Marcadores de superfície tipo vetor (MASV) foram posicionados na pele, sobre os processos espinhosos das vértebras C7 a L5, para possibilitar a identificação e a orientação espacial de cada vértebra, e, também, foi utilizada uma plataforma giratória, criada para posicionar o indivíduo nos diversos ângulos requeridos para a análise postural. Uma imagem radiográfica, em ortostatismo, nos planos frontal e sagital ( $90^\circ$ ) foi obtida e, em seguida, uma imagem fotográfica digital, em ortostatismo, nos planos frontal posterior, sagital direito e esquerdo nos ângulos  $45^\circ$  e  $90^\circ$  para cada perfil. As imagens fotográficas, do plano frontal posterior, foram submetidas à análise das medidas angulares e identificação da vértebra apical, segundo metodologia proposta nesse estudo, utilizando o software CorelDraw<sup>13®</sup>. As radiografias foram submetidas à análise do ângulo de Cobb e, também, identificação da vértebra apical. Os ângulos obtidos por fotogrametria computadorizada foram comparados com aqueles obtidos pelo método de Cobb. De acordo com as estatísticas descritivas, pode-se dizer que

não houve diferença estatisticamente significativa (p-valor > 5%) entre as medições dos ângulos da escoliose nos dois métodos, para curvas dorsal e lombar. Assim como, não houve diferença estatisticamente significativa (p-valor > 5%) para a identificação da vértebra apical, nos segmentos dorsal e lombar da coluna vertebral, entre o método radiológico e o método proposto nesse estudo. A demonstração matemática apresentada é consistente e demonstrou a equivalência entre o método de Cobb e o método de fotogrametria computadorizada. A metodologia proposta é original em todas as etapas do protocolo criando uma nova abordagem na quantificação angular da escoliose por método não-invasivo.

***Palavras chave:*** escoliose, fotogrametria computadorizada, método de Cobb, dispositivos.

## 1. INTRODUÇÃO

Os distúrbios músculoesqueléticos, principalmente aqueles relacionados à coluna vertebral, têm alta prevalência e representam grande parte dos atendimentos em consultórios médicos e fisioterápicos (COMERLATO, 2007). Esses distúrbios se manifestam em alterações morfológicas que geralmente se distinguem em hábitos posturais, paramorfismos e dismorfismos (TRIBASTONE, 2001). As deformidades da coluna vertebral tipo escoliose constituem, em sua maioria, como um distúrbio músculoesquelético com característica de deformação óssea estrutural classificada por dismorfismo. Esse dismorfismo compromete o alinhamento postural adequado e o bom funcionamento biomecânico das estruturas anatômicas envolvidas.

O exame de radiografia fornece, há várias décadas, a base para se diagnosticar, mensurar e acompanhar a evolução das deformidades da coluna vertebral, entre elas, a escoliose (MESCHAN, 1982). Para isso, são utilizados métodos diversos. O método de Risser-Ferguson e o método de Lippmann-Cobb são os mais comuns para medição do ângulo escoliótico (TRIBASTONE, 2001)). O método Lippmann-Cobb, ou método de Cobb, é o mais simples, atualmente o mais usado, e é recomendado pela *Scoliosis Research Society*. Este método consiste na medida do ângulo formado pela interseção de duas perpendiculares às tangentes, a margem superior da vértebra terminal superior e a margem inferior da vértebra terminal inferior da curva apresentada pela coluna vertebral (MESCHAN, 1982; McALISTER et al., 1975).

É sabido, entretanto, o custo elevado do exame de radiografia devido à infraestrutura destinada a ele, o custo de manutenção do equipamento, a necessidade de técnicos devidamente treinados e qualificados, além de profissional médico para a análise final do exame. Além disso, as radiografias são raios ionizantes que causam efeitos deletérios ao organismo, quando em doses repetidas, do tipo: câncer, leucemia, efeitos genéticos, cataratas, e outros (STAGNARA et al., 1982; PROPST-PROCTOR et al., 1983; MEDEIROS et al., 1997 e KELSEY, 2000). Devido à crescente e justificada preocupação com a exposição à radiação dos pacientes jovens, não se solicita grandes séries de radiografias na avaliação inicial da escoliose. Soma-se, ainda, o fato de que o método de Cobb analisa em 2D uma deformidade em 3D.



Medidas quantitativas acuradas da coluna são essenciais para diagnóstico e avaliação da progressão da deformidade. Assim, a busca por métodos avaliativos validados, não-invasivos e de baixo custo mostra-se extremamente útil para o acompanhamento dessa deformidade.

Várias técnicas, sem uso de radiação, têm sido propostas visando o diagnóstico quantitativo e acompanhamento das curvas da coluna vertebral. Técnicas como o Escoliômetro (COTE et al, 2003), Topografia de Moiré (STOKES e MORELAND, 1987; FERNANDES et al., 2003), *Quantec System* (GOLDBERG et al., 2001), *SpinalMouse System* (MANNION et al, 2004), *Ortelius800<sup>TM</sup>* (OVADIA, 2007) usam a topografia da superfície das costas para prever a curvatura subjacente. Entretanto, nenhum método, universalmente aceito, para as medidas da coluna vertebral foi, ainda, estabelecido. A sofisticação e o alto custo de algumas dessas técnicas e os resultados pouco satisfatórios de outras demonstram a necessidade de prosseguir no desenvolvimento de mais estudos para a quantificação das curvas da coluna vertebral de maneira não-invasiva.

O curso progressivo do desenvolvimento tecnológico tem permitido ao fisioterapeuta buscar novas metodologias para diagnóstico e acompanhamento clínico das disfunções neuromusculares e posturais. A avaliação postural tradicional, com o uso de simetógrafo, fio de prumo, testes de força muscular e comprimento, predominantemente qualitativa, tende a se tornar quantitativa.

Os conceitos da fotogrametria cartográfica tornaram-se premissas fundamentais no desenvolvimento e validação de procedimentos para avaliação das deformidades posturais (SILVA, 2002), entre elas a escoliose, objeto desse estudo. A fotogrametria computadorizada, também chamada biofotogrametria computadorizada, desenvolveu-se pela aplicação dos princípios fotogramétricos às imagens fotográficas obtidas de movimentos corporais. A aplicação, às imagens, de bases apropriadas de fotointerpretação gerou uma nova ferramenta no estudo da cinemática. A aplicação da fotogrametria computadorizada estendeu-se à análise de referências ósseas, articulares e angulares torácicas, na avaliação estática do aparelho respiratório de crianças saudáveis e asmáticas (DELOROSO, 1999).

Assim, as propostas do presente estudo consistem em (1) identificar, através da superfície da pele, a vértebra limite superior e a vértebra apical da curva escoliótica; (2) relacionar a medida do ângulo da escoliose obtida pelo protocolo de fotogrametria computadorizada, proposto nesse estudo, com a medida obtida pelo método de Cobb, (3) relacionar matematicamente os dois métodos utilizados.

## 1.1 - Justificativa

A escoliose é uma curvatura anormal da coluna vertebral que é definida por um ângulo de Cobb superior a 5° ou a 10°, dependendo da fonte (KLOS, 2007). Em 70-75% dos casos, a etiologia da escoliose é desconhecida e, portanto, é definida como idiopática. Considera-se que 70% dos casos se manifestam no período de crescimento e maturação puberal (TRIBASTONE, 2001). Desta forma, o período de crescimento constitui aquele de maior necessidade de acompanhamento da evolução dessa deformidade.

Tradicionalmente, a curvatura da coluna na escoliose tem sido acompanhada por raio-X pósterio-anterior da coluna. Esse acompanhamento pode resultar em uma média de 25 radiografias ao longo do tratamento, durante as quais os pacientes são expostos a, relativamente, altas doses de radiação ionizante (média de 10,8 cGy) (DOODY et al., 2000). Há muitos relatos relativos à múltipla exposição à radiação ionizante associada com o método de Cobb (RON, 2003; BERRINGTON DE GONZÁLES, 2004; BONE et al., 2000; LEVY et al., 1996; LEVY et al., 1994; GOLDBERG et al., 1998; PRASAD et al., 2004). Essa exposição à radiação ocorre, principalmente, no período de estirão de crescimento, onde não há maturação óssea completa, amplificando os efeitos biológicos deletérios.

As considerações acima têm motivado o desenvolvimento de métodos alternativos para a quantificação das deformidades espinhais sem o uso da radiação ionizante, como aquelas embasadas na avaliação da topografia da superfície das costas, proposta de diversos modos (OVADIA, 2007).

Na última década, a fotogrametria computadorizada vem se revelando uma ferramenta promissora na avaliação da geometria postural por constituir-se num método não-invasivo, de fácil aplicação clínica e de baixo custo. Não há na literatura nenhum trabalho que proponha o protocolo de mensuração fotogramétrica apresentado nesse estudo, bem como, a utilização de marcadores de superfície tipo vetor (MASV) e o dispositivo giratório de posicionamento postural.

As contribuições desse estudo, portanto, poderão beneficiar os profissionais da área de saúde, especialmente, aqueles envolvidos no diagnóstico, mensuração e acompanhamento da escoliose, reduzindo o número de radiografias exigidas no acompanhamento dessa deformidade.

## **1.2 - Objetivos**

### 1.2.1 - Objetivo geral

Desenvolver um protocolo de fotogrametria computadorizada para medição angular da curvatura vertebral na deformidade tipo escoliose.

### 1.2.2 - Objetivos específicos

Desenvolver dispositivos como: marcadores de superfície especiais para visualização 3D do comportamento espacial das vértebras envolvidas na curva escoliótica e uma plataforma giratória para a padronização das posturas requeridas no estudo.

Relacionar as vértebras apicais da curva escoliótica identificadas por fotogrametria computadorizada e por radiografia.

Relacionar os valores angulares da curva escoliótica obtidos pelo método proposto de fotogrametria computadorizada com aqueles obtidos pelo método de Cobb.

Relacionar matematicamente os dois métodos utilizados.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A vida produz formas (KELEMAN, 1992). Essas formas são parte de um processo de organização que dá corpo às emoções, pensamentos e experiências, fornecendo-lhes uma estrutura. Essa estrutura, por sua vez, ordena os eventos da existência. As formas evidenciam o processo de uma história protoplasmática que caminha para uma forma pessoal humana: \_ concepção, desenvolvimento embriológico e estruturas da infância, adolescência e vida adulta. Assim, a vida se revela uma sucessão de formas (KELEMAN, 1992). Sobre a forma humana, assim disse o poeta Carlos Drumond de Andrade:

*“A metafísica do corpo se entremostra nas imagens.  
A alma do corpo modula em cada fragmento sua música de esferas e de essências.  
Além da simples carne e simples unhas.  
Em cada silêncio do corpo identifica-se a linha do sentido universal.  
Que a forma breve e transitiva imprime.  
À solene marca dos deuses e do sonho.  
Em que se revela o ser, na transparência do invólucro perfeito”*

Cada espécie animal apresenta uma característica postural própria, que define sua forma. A partir dessa postura individual, animais, incluindo o homem, tendem a assumir posturas particulares do corpo que é característica para cada tarefa.

Há vários séculos, a forma do corpo humano, caracterizada por sua geometria, vem despertando interesse e curiosidade. Os pensadores renascentistas viam uma certa perfeição matemática na forma humana. Durante o apogeu do renascimento, Leonardo da Vinci, enquanto anatomista, preocupou-se com os sistemas internos do corpo humano, e enquanto artista interessou-se pelos detalhes externos da forma humana, estudando exaustivamente as suas proporções. Seu estudo gerou uma figura que representa o corpo humano inserido na forma ideal do círculo e nas perfeitas proporções do quadrado (BARRETO & OLIVEIRA, 2004). Esse desenho, talvez o mais famoso de Leonardo da Vinci, foi feito a partir dos comentários de Vitruvio, engenheiro da época do Império Romano que incluiu no tratado arquitetônico que escreveu uma descrição completa das medidas do



corpo humano. A FIG. (2.1) representa o desenho de Leonardo da Vinci e foi usada por Luca Pacioli na ilustração do seu livro “*De Divina Proportione*”, 1490.

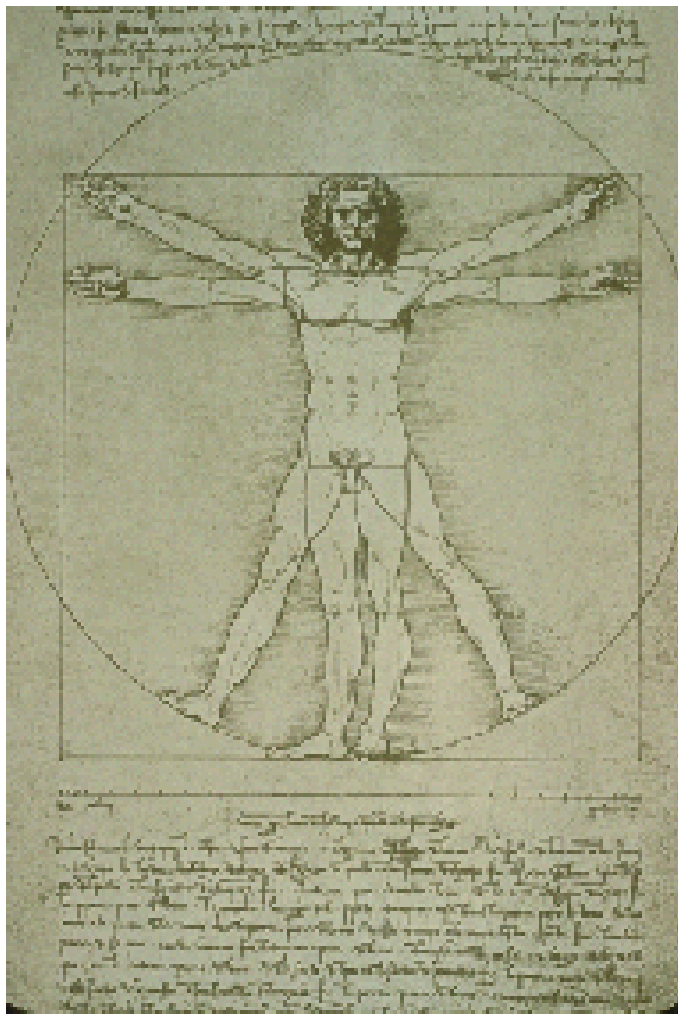


FIGURA 2.1 - As proporções da figura humana, de Leonardo da Vinci “O homem de Vitruvio”, 1490.

FONTE - <http://www.google.com.br/search?hl=pt-R&q=leonardo+da+vinci%2C+forma+humana&btnG=Pesquisar&meta=>

O corpo humano é um sólido articulado, um empilhamento de segmentos em que cada peça se equilibra na subjacente gerando uma geometria própria. Ou seja, se cada segmento deve equilibrar-se, esse equilíbrio será também condicionado pelo equilíbrio do segmento subjacente. O centro de gravidade geral do corpo é a resultante de todos os centros de gravidade segmentares em relação ao peso. Em nossa estática há tantos centros de gravidade quantas forem as posições adotadas (BIENFAIT, 1995).

As alterações da forma do corpo humano, denominadas *alterações morfológicas*, são dissonâncias, situações anormais entre a normalidade e a patologia. Essas alterações repercutem na estática e na dinâmica do organismo alterando o equilíbrio anatômico e funcional (TRIBASTONE, 2001). As alterações morfológicas geralmente se distinguem em: distúrbios psicomotores, hábitos posturais, paramorfismos e dismorfismos. Gail Godwin (citado por KELEMAN, 1992) em uma referência às alterações da forma humana, escreveu:

*“Sabe, eu acredito nas formas. Acredito que tudo que é bom tem uma forma. As formas revelam quem somos e onde estamos em nosso universo.*

*Mostre-me as formas e os formatos que um homem dá à sua vida e lhe direi se ele é dono ou vítima dessa vida”.*

## **2.1 - A coluna vertebral humana**

A coluna vertebral humana é composta, principalmente, pela sobreposição de 33 ou 34 vértebras, que se subdividem em quatro regiões:

- cervical, composta por sete vértebras cervicais;
- torácica, composta por doze vértebras dorsais;
- lombar, composta por cinco ou seis vértebras lombares;
- sacral, composta por cinco vértebras sacrais e quatro ou cinco vértebras coccígeas.

Vista de lado, em perfeita ordem estática, a coluna vertebral apresenta quatro curvas fisiológicas: cervical, torácica, lombar e sacral. A curva sacral diferencia-se das demais por não ser flexível (TRIBASTONE, 2001).(FIG.2.2).

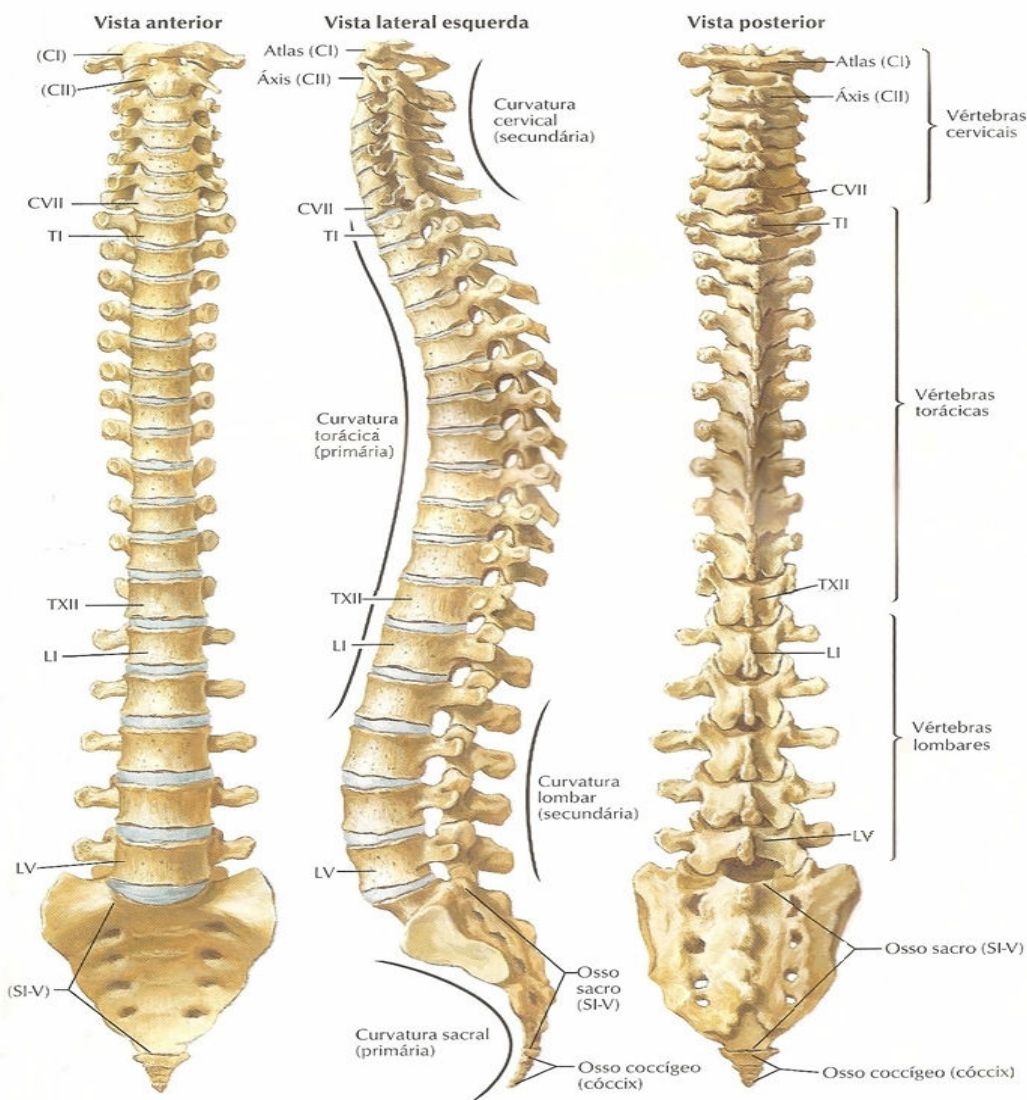


FIGURA 2.2 - Coluna vertebral humana. Da esquerda para a direita: vista anterior, vista lateral esquerda e vista posterior.

FONTE : NETTER, 2000, lâmina 142.

A coluna vertebral humana, em vista posterior, apresenta um alinhamento vertical na sobreposição de seus corpos vertebrais, gerando um perfeito equilíbrio raquidiano. Esse alinhamento vertical é percebido e palpado sob a pele através de uma proeminência óssea, localizada posteriormente em cada corpo vertebral, denominada processo espinhoso, FIGS. (2.3) e (2.4).

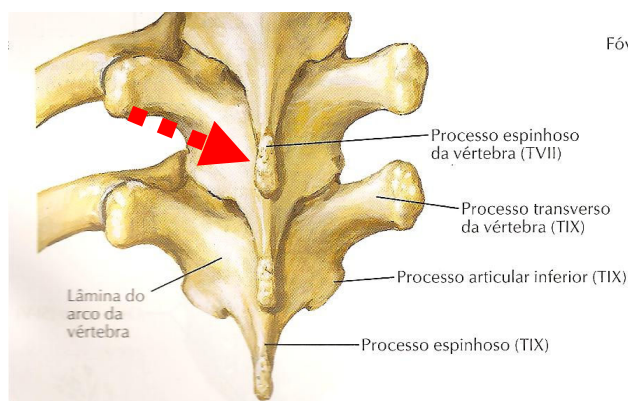


FIGURA 2.3 - Vista posterior das vértebras torácicas T7, T8 e T9 onde se visualizam os seus respectivos processos espinhosos

FONTE : NETTER, 2000, lâmina 143 .

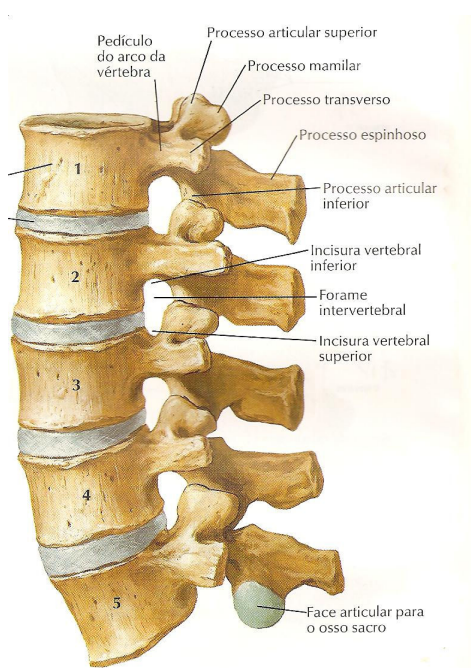


FIGURA 2.4 - Vista lateral dos processos espinhosos das cinco vértebras lombares.

FONTE : NETTER, 2000, lâmina 144.

A escoliose, objeto desse estudo, é classificada como uma alteração da forma do tipo *dismorfismo*. Seu dismorfismo está relacionado à deformação da coluna vertebral com alteração da geometria postural decorrente, entre outros, do desalinhamento vertical raquidiano, em vista posterior. Os dismorfismos são alterações consideradas estruturais, relativas ao sistema esquelético e estão ligados, com frequência, à ortopedia. O termo *deformidade* é, também, usado para se referir aos dismorfismos (BIENFAIT, 1995).

## 2.2 - Considerações sobre a escoliose

O termo escoliose é derivado do grego, significa curvatura. Quando usado na literatura, significa curvatura lateral da coluna. Foi, primeiramente, descrita por Hipócrates que descreveu o mau prognóstico em relação ao seu aparecimento precoce, sem fazer qualquer distinção quanto ao seu aspecto etiológico. Até o século XV pouco progresso foi feito em relação à escoliose, quando Ambroise Pare (1510-1590) descreveu a escoliose congênita, e tentou conter a progressão da deformidade do tronco com uma placa metálica anterior e outra posterior, fabricada por armeiros (AMARAL, 2006).

A escoliose é uma enfermidade grave, quase sempre benigna, antiestética por provocar deformidades torácicas que comprometem a estética e a qualidade de vida das pessoas. Pode tornar-se uma doença grave e até mortal, caso comprometa as funções cardiorrespiratórias. Além disso, acrescenta-se o custo econômico das reduzidas capacidades de trabalho, que afeta toda sociedade (TRIBASTONE, 2001). Muitos estudos foram conduzidos sobre as causas, a evolução, os métodos diagnósticos e o tratamento da escoliose. De 1950 até os dias de hoje, mais de 12.600 artigos foram publicados sobre esse tema e, aproximadamente, 50% (5721) tiveram seu foco nos métodos, fundamentos, resultados e complicações das intervenções cirúrgicas na escoliose (HAWES, 2008).

Definida no passado, por vários autores, como um simples desvio lateral da coluna vertebral, tem na verdade uma conotação muito mais complexa (FERREIRA, 1999). A partir da década de 80, seu conceito mudou em virtude do melhor entendimento da natureza tridimensional dessa patologia, envolvendo os três planos do espaço: sagital, frontal e axial (FERREIRA, 1999). As FIGs (2.5 A, B e C) ilustram os três planos no espaço (sagital, frontal ou coronal e axial ou transversal).

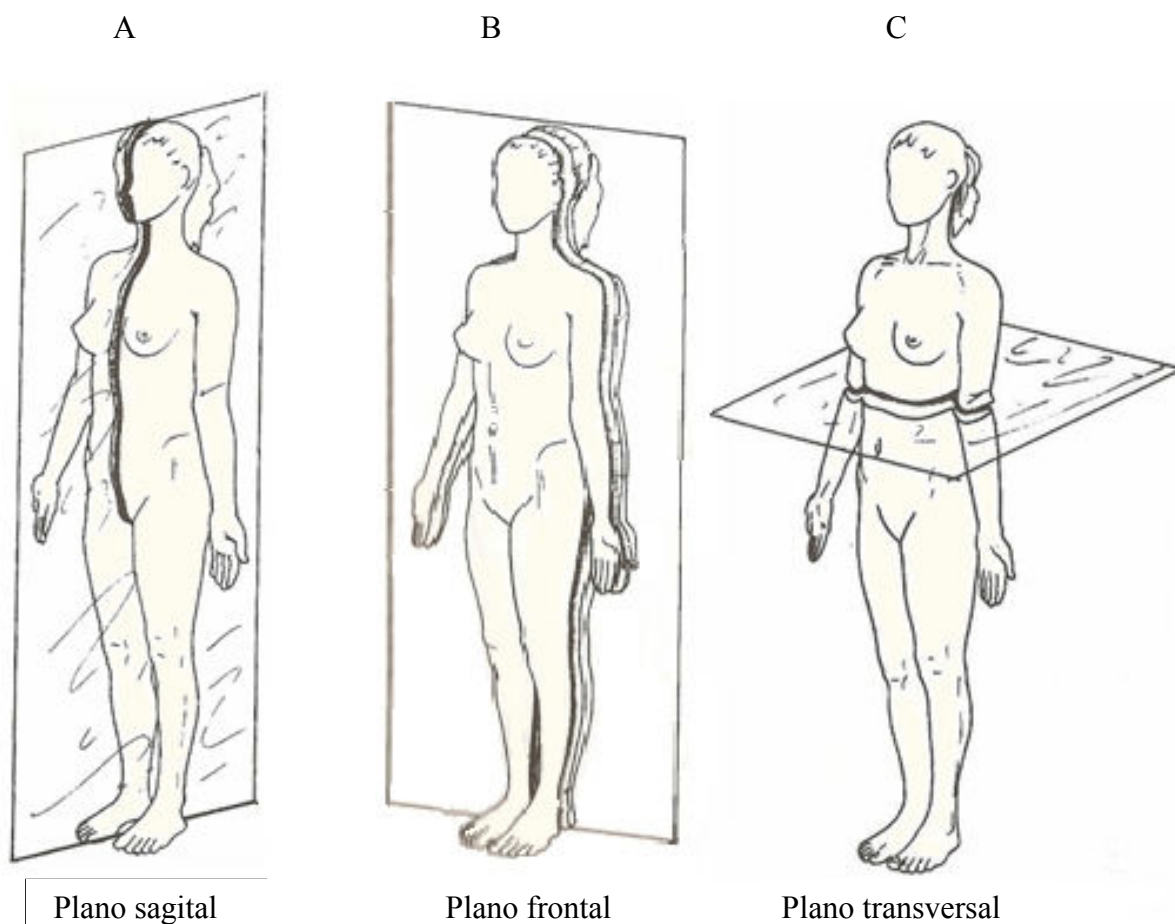


FIGURA 2.5 - (A) Representação esquemática do plano sagital. (B) Representação esquemática do plano frontal ou coronal. (C) Representação esquemática do plano transversal ou axial.

FONTE : CALAIS-GERMAIN, 1992, p.8,9 e10.

A escoliose vertebral é submetida ao deslocamento no plano espacial em três dimensões e o osso é remodelado, cujo resultado é uma deformação vertebral 3D (KOTWICKI, 2008). Esta deformação espinhal tridimensional não modifica apenas a aparência do tronco, gera, também, mudanças nas relações entre os segmentos corporais (MASSO & GORTON, 2000; NAULT et al., 2002). A FIG. (2.6) representa um desenho esquemático da escoliose e o conseqüente desalinhamento dos segmentos corporais.

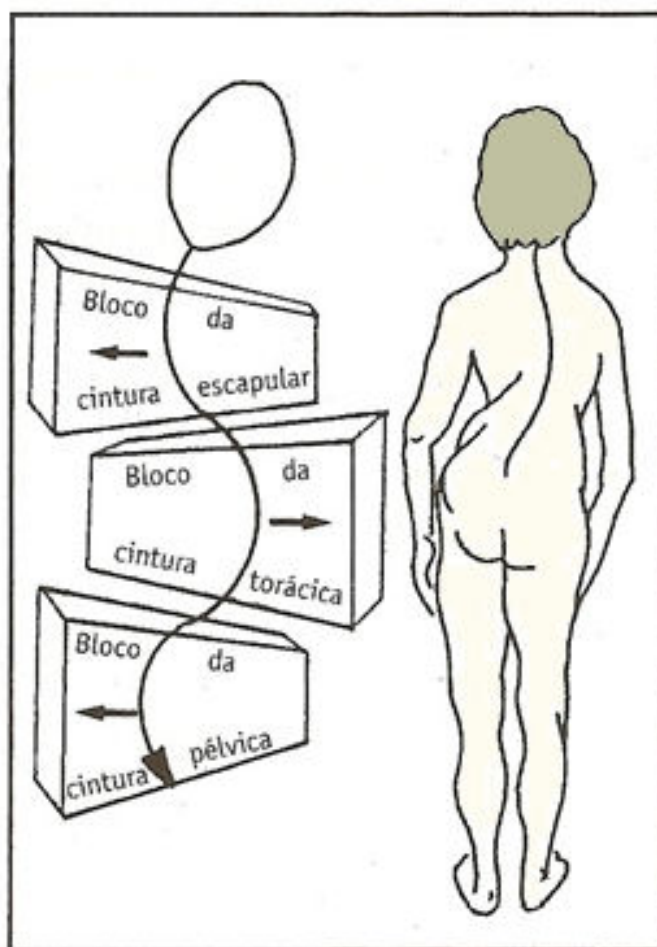


FIGURA 2.6 - Figura esquemática do desalinhamento dos segmentos corporais em resposta à escoliose.

FONTE : De Schroth, TRIBASTONE, 2001, p.292.

Em uma vista superior pode-se, também, observar esse desalinhamento segmentar alterando a geometria corporal, como mostra a FIG. (2.7).

A curva escoliótica apresenta um lado côncavo e um lado convexo, sendo a direção e a nomenclatura da curva sempre identificada pela convexidade (KISNER & COLBY, 2005). Nessa curva podem-se identificar as vértebras limites (cefálica e caudal) bem como a vértebra apical do arco formado. O fenômeno é melhor expressado dentro da zona apical da curva e pode ser medido em uma tomografia computadorizada (TC). As vértebras limites estão maximamente inclinadas à frente da concavidade da curva e, geralmente, tem rotação neutra. A vértebra apical está mais lateralmente desviada da linha sacral média,

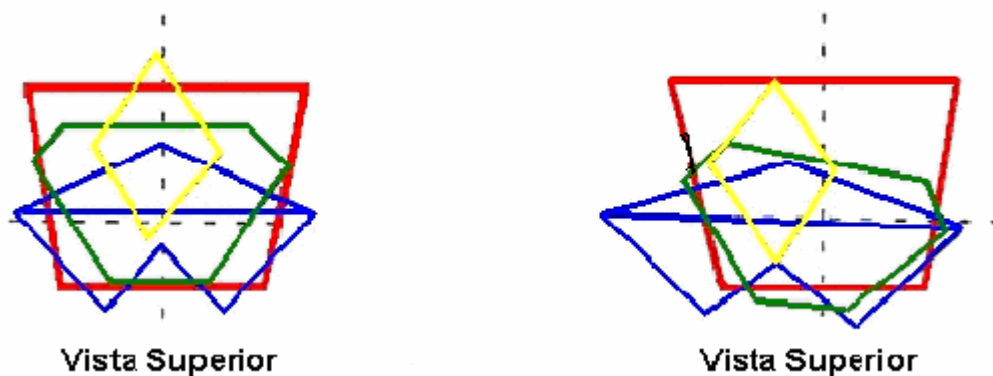


FIGURA 2.7 - A figura à esquerda representa a geometria postural, em vista superior, de um indivíduo sem escoliose, onde : a figura amarela representa a cabeça, a figura azul representa o tronco, a figura verde a pélvis e a figura vermelha representa a base de apoio no polígono de sustentação. A figura da direita representa a geometria postural, em vista superior, de um indivíduo com escoliose.

FONTE : DE LA HUERTA et al, 1998.

geralmente, apresenta uma máxima rotação axial e nenhuma inclinação. Em escolioses torácicas, as vértebras torácicas 8 e 9 (T8 eT9) são, usualmente, as vértebras apicais. Do início até o ápice da curva escoliótica, as vértebras aumentam, sucessivamente, o desvio lateral e a rotação axial. Além do deslocamento 3D, as vértebras incluídas na curva escoliótica estrutural são submetidas a um processo de remodelamento ósseo, como resultado de cargas assimétricas e crescimento assimétrico por tração dos tecidos moles circundantes (KOTWICKI, 2008).

### 2.2.1 - Etiologia da escoliose

Em 25-30% dos casos de escoliose a etiologia é conhecida, destacando-se as causas: congênitas, traumáticas e funcionais. Porém, em 70-75% dos casos de escoliose a etiologia é desconhecida e, portanto, definida como *idiopática*, que significa, tipo de doença espontânea que se manifesta sem causas extrínsecas aparentes (TRIBASTONE, 2001). A escoliose idiopática é classificada como: infantil, juvenil e do adolescente (TRIBASTONE, 2001). A etiologia da escoliose idiopática, mesmo desconhecida, parece estar ligada, segundo



as mais recentes hipóteses etiológicas, a fatores particulares como: genéticos, teciduais e metabólicos, musculares e mecânicos, neurológicos e fatores de crescimento. Estudos recentes tendem a demonstrar que mesmo a escoliose idiopática apresenta uma manifestação congênita tardia, conseqüente à ativação de um particular indutor genético que se evidencia em determinada idade da adolescência. O fator genético da escoliose é, portanto, evidente, e resta definir tanto a transmissão como a penetração dos genes. A hereditariedade familiar está evidente e a escoliose parece, ainda, uma doença ligada ao sexo, sendo que 80% dos portadores são do sexo feminino (TRIBASTONE, 2001).

A escoliose é responsável por mudanças geométricas e morfológicas no tronco e do gradil costal com grande comprometimento da estética. Além da modificação da aparência do tronco, são geradas mudanças na relação entre os segmentos corporais como a orientação dos ombros e cabeça com relação a pelve e extremidades inferiores (NAUT et al, 2002; MASSO, 2000). Nas escolioses torácicas graves, o comprometimento dos órgãos internos envolvendo o sistema cardiorrespiratório pode levar a morte (TRIBASTONE, 2001).

### 2.2.2 - Classificação da escoliose

A diferenciação entre os diversos tipos de escoliose só foi possível após o advento dos raios-X em 1895, por Wilhelm Conrad Roentgen.

A escoliose pode ser classificada de acordo com a causa, a faixa etária, o segmento da coluna vertebral afetado, e por uma variedade de descritores da curva: angulação, localização da convexidade da curva, se primária ou secundária ou se direita ou esquerda (COMERLATO, 2007). As classificações mais comuns são: anátomo-radiológica, cronológica ou relacionadas ao grau da curva escoliótica.

Uma classificação anátomo-radiológica dos segmentos afetados foi descrita por Ponseti e Friedman, citados por TIBASTONE (2001), considerando o nível de aparecimento da curva na coluna vertebral. Nessa classificação, as escolioses são referidas por: escolioses lombares, dorsolombares, combinadas, dorsais e cervicodorsais. Segundo os autores, as escolioses lombares (FIG. 2.8 A) constituem 24% das idiopáticas e são evolutivas em 29% dos casos. Podem ter como vértebra limite superior T11 ou T12, como vértebra limite inferior L4 ou L5, como vértebra apical L1, L2 ou L3. As escolioses dorsolombares constituem 16% das idiopáticas e são evolutivas em 70%; tem como vértebra limite superior T6 ou T7, limite

inferior L2 ou L3 e vértebra apical em nível de T11 ou T12. Nas escolioses dorsolombares é bem evidente uma proeminência costal denominada gibosidade. As escolioses combinadas a duas curvas (FIG. 2.8 B) constituem 37% das escolioses idiopáticas e são evolutivas em 90% dos casos. São constituídas por duas curvas de sentido oposto. A curva dorsal tem como vértebra limite superior T5 ou T6 e limite inferior T11 ou T12 e como vértebra apical T8: a curva lombar tem limite superior T11 ou T12, limite inferior L4 ou L5 e como vértebra apical L2. As escolioses dorsais ou torácicas (FIG. 2.8 C) constituem 22% das idiopáticas e são evolutivas em 58%. Têm como limite superior T4 , T5 ou T6 , como limite inferior T11, T12 ou L1 e como vértebra apical T8 ou T9.

A classificação cronológica é importante, porque estabelece o princípio de que quanto mais precocemente a escoliose se evidencia, mais elevado será o valor da curva ao final de sua evolução (TRIBASTONE, 2001). É classificada como: escoliose infantil (antes dos 3 anos de idade), escoliose juvenil ( primeira- dos 3 aos 7 anos, segunda- dos 7 aos 11 anos e terceira- entre os 11 anos e a puberdade) e escoliose da adolescência ( após a puberdade). A escoliose juvenil representa uma entidade particular da escoliose idiopática. Segundo CHARLES et al (2006) um aumento da curva superior a 10° por ano, ou, um aumento de 1° por mês, na puberdade, significa 100% de prognóstico cirúrgico. Esses autores concluíram, em seu estudo, que os primeiros anos de crescimento puberal, 11 a 13 anos para as meninas e 13 a 15 anos para os meninos, são decisivos na progressão da escoliose juvenil idiopática. Acrescentam que, aproximadamente, 90% de todas as curvas operadas progrediram durante essa fase de velocidade de pico de crescimento.

A classificação em relação aos graus da curva, adotada pela *Scoliosis Research Society*, separa as escolioses nos seguintes grupos: grupo 1\_ 0° a 20°, grupo 2\_ 21° a 30°, grupo 3\_ 31° a 50°, grupo 4\_ 51° a 75 °, grupo 5\_ 76° a 100°, grupo 6\_ 101° a 125° e grupo 7\_ acima de 126° (Tribastone 2001).

DUVAL-BEAUPÉRE (1984) estudou 500 casos de escolioses polimiélicas e idiopáticas e demonstrou que a escoliose agrava com maior velocidade nos momentos de maior crescimento do segmento corpóreo superior.

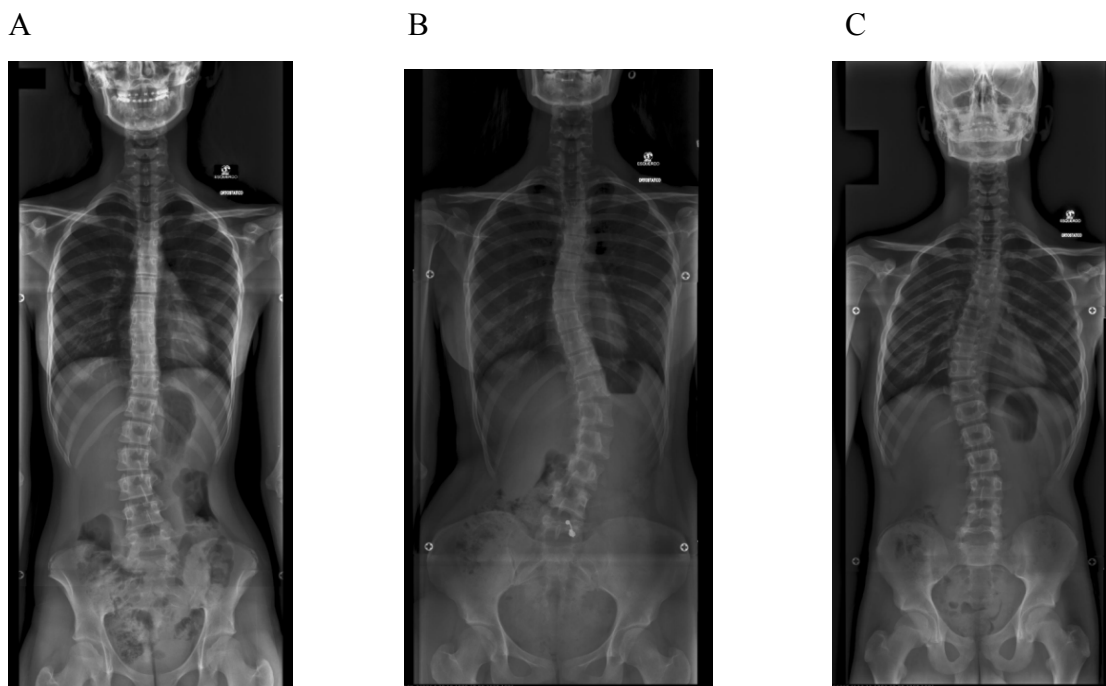


FIGURA 2.8- Radiografias representando os vários tipos de escoliose. (A) Escoliose lombar.

(B) Escoliose combinada a duas curvas. (C) Escoliose dorsal.

FONTE: Arquivo digital do Laboratório de Projeto Mecânico (LPM).

### 2.2.3 - Incidência da escoliose

A escoliose é considerada o tipo mais comum de deformidade espinhal, sendo as meninas detentoras de maior risco para progressão severa da curva, a uma taxa de 3,6 para 1 (NAULT, 2002). Entretanto, não há consenso na literatura quanto à sua incidência. Registros extremos são relatados, com variação de 1 a 13% de incidência em todo o mundo (BROOKS, 1975 e LIU & HUANG, 1996). Segundo os autores, existe a necessidade de uma avaliação mais exata dessa incidência com a padronização dos métodos avaliativos e registros dos resultados. Segundo DICKSON & LEATHERMAN (1988) a taxa de prevalência aos 6 anos é de 0,6% e aumenta para 2% aos 13 anos de idade. Em meninas a taxa de prevalência aos 6 anos é de 0,7% e aumenta para 5% aos 13 anos, com o maior aumento ocorrendo durante o rápido crescimento da adolescência. A total prevalência da escoliose pode variar de acordo com a magnitude da curva, em graus. Curvas abaixo de 5° com 4,5% de prevalência; curvas

entre 5° e 9° com 7,1%; curvas entre 10 e 14° com 2,0%; curvas entre 15 e 19° com 0,6% e curvas acima de 20° com prevalência de 0,2%, totalizando 14,4% de prevalência de escoliose, segundo DICKSON (1983) e DICKSON & LEATHERMAN (1988).

## **2.3 - Métodos de mensuração da escoliose**

### **2.3.1 - Os raios-X**

O raio-X, associado ao método de Cobb, é o procedimento padrão para mensuração e acompanhamento da progressão da escoliose (OVADIA, 2007).

Em 8 de novembro de 1895, Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923), físico, professor de Física Teórica da universidade de Wurtzburg, descobriu uma nova gama de radiações, que denominou raios-X (WITTE & VANDE VELDE, 1968). Em 22 de dezembro de 1895 foi obtida a primeira radiografia conhecida: a da mão da senhora Roentgen (MONNIER et al., 1981).

Os raios-X são radiações eletromagnéticas da mesma natureza dos raios luminosos, com a diferença de que dispõem da propriedade de atravessar os corpos opacos ou de serem absorvidos (TRIBASTONE, 2001). São radiações ionizantes por terem a propriedade de ionizar a matéria, ou seja, de produzir prótons e elétrons. A quantidade ou dose de radiações ionizantes é o Roentgen (R), unidade de medida baseada no efeito ionizante que os raios-X têm sobre a área que atravessam. O miliroentgen (mR) está entre os submúltiplos mais usados do R. O Rad ( Radiation Absorbed Dose) é a unidade de dose de radiação ionizante absorvida pelo corpo humano (HERSCOVICI & SANDERS, 2000). O Rem (Roentgen Equivalent Man) é a unidade de radiação igual a Rad multiplicada por um fator que leva em consideração a qualidade e o perigo do tipo de radiação. A diferença numérica dos valores entre R-Rad-Rem, relativa às radiografias, é muito pequena, assim, essas três unidades são comumente usadas de modo cambiável (TRIBASTONE, 2001). Portanto, 1R de exposição radioativa produz 1 Rad de dose absorvida e o equivalente a 1 dose Rem (HERSCOVICI & SANDERS, 2000; BONE & HSIEH, 2000). Com o fim de descrever grandes doses, são utilizados os termos gray (Gy) e seivert (Sv). Assim, 100 Rads equivale a 1 Gy e 100 Rems equivale a 1 Sv (HERSCOVICI & SANDERS, 2000).

Segundo TRIBASTONE (2001), não é conveniente submeter o indivíduo a exames radiográficos por mais de duas vezes ao ano. O que o autor justifica, considerando

que em cada telerradiografia em ortostatismo ântero-posterior as doses de radiação absorvidas são de 0,173 Rads (com 0,011 Rads nas gônadas masculinas e 0,104 nas femininas), valores que podem superar a radiação ionizante solar anual, que é de 0,5 Rem.

O estudo radiológico da coluna vertebral é, muitas vezes, feito por segmentos: cervical, dorsal, lombar ou sacral. A radiografia panorâmica de toda a coluna é a mais usada na avaliação das escolioses, por oferecer melhor visualização da deformidade (KNOPLICH, 2003). Entretanto, esse procedimento expõe o paciente a maior quantidade de radiação (HEBERT, 2003).

A interação das radiações ionizantes com a matéria vivente podem gerar alterações em nível celular, como morte da célula, interrupção ou desaceleração do processo de divisão, modificação permanente que é transmitida às células-filhas. Uma exposição excessiva para a execução de raio-X pode associar-se a um aumento de risco para: 1- mutações genéticas ( a dose às gônadas humanas em torno de 50-200 Rads dobra a taxa de mutação); 2-indução de neoplasias (órgãos particularmente vulneráveis são a medula óssea, a mama e a tireóide) (TRIBASTONE, 2001). Por essas razões, muito se tem estudado sobre os efeitos da radiação nos pacientes em acompanhamento da escoliose (LEVY et al., 1994; GOLBERG, 1998; DOODY et al., 2000; BONÉ & HSIEH, 2000; RON, 2003; BERRINGTON & DARBY, 2004). DOODY et al. (2000) relataram que pacientes escolióticos são submetidos a uma média de 25 radiografias durante o acompanhamento da deformidade, período no qual eles são expostos a relativamente altas doses de radiação ionizante (média de 10,8 cGy). Os mesmos autores encontraram, em seu estudo, que a exposição de múltiplos exames diagnósticos de radiografia, durante a infância e adolescência, pode aumentar o risco de câncer de mama entre mulheres com escoliose. Nesse estudo, o risco de mortalidade total entre 5.573 mulheres foi duas vezes maior que o estimado para a população geral. BONE & HSIEH (2000) estudaram um grupo de crianças tratadas cirurgicamente para escoliose idiopática, displasia de quadril e discrepância no comprimento dos membros inferiores. Nesse grupo, o risco de desenvolver leucemia, câncer de mama ou um problema hereditário foi, respectivamente, 0,8, 2,1 e 3%. LEVY et al. (1994) encontraram um aumento de 1-2% no risco de contrair câncer (12-15/ 1000), entre mulheres em tratamento para escoliose. Os mesmos autores, em outro estudo (1996), concluíram que o risco de câncer aumentava em mulheres submetidas à cirurgia de correção de escoliose, realizada antes dos 13 anos de idade, com 238 casos por 100.000. GOLDBERG et al. (1998) reportaram que a exposição à radiação dos ovários, em pacientes com escoliose, afetou desfavoravelmente os

resultados de reprodução futura. É importante ressaltar que a exposição à radiação de pacientes com escoliose idiopática do adolescente ocorre, principalmente, durante o estirão de crescimento e a radiação tem efeito cumulativo, com maior amplificação dos efeitos deletérios (RON, 2003).

Métodos modernos de radiografia têm sido propostos para reduzir a dose de radiação nesses exames. Segundo KLUBA et al (2006) uma significativa redução na dose de radiação por área é possível com métodos modernos de raio-X digital. Entretanto, segundo BERRINGTON & DARBY (2004) as ditas baixas doses de radiação ionizantes (10cGy ou menos), empregadas nos estudos publicados, não podem ser consideradas insignificantes, e recomenda que todo esforço seja feito para reduzir a exposição.

Além dos efeitos deletérios à saúde, os raios-X, como modalidade de imagem comumente empregada, apresentam vários problemas relativos às deformidades espinhais. As curvas são descritas por sua aparência no filme plano e quantificadas pela magnitude do ângulo de Cobb derivado de radiografia. A interpretação desses resultados é difícil porque as radiografias representam projeções oblíquas de uma coluna rodada. Assim, o ângulo de Cobb pode variar dependendo do ângulo de incidência do raio no paciente (OVADIA, 2007).

#### 2.3.1.1 - O método de Cobb

Esse método foi desenvolvido em 1948 e leva o nome de um de seus autores, J.R Cobb. Desde então, constitui-se no principal mecanismo de mensuração da curva escoliótica (BRADFORD, 1994). Esse método consiste na medida do ângulo formado pela interseção de duas perpendiculares às tangentes a margem superior da vértebra terminal superior e a margem inferior da vértebra terminal inferior da curva apresentada pela coluna vertebral (MESCHAN, 1982; McALISTER et al. 1975), (FIG. 2.9).

Segundo GOLDBERG et al. (2006), o método de Cobb é o padrão ouro para a medição da curva escoliótica e o mérito dessa medida como protocolo de avaliação é indiscutível. Entretanto, os mesmos autores relataram que, além da exposição dos indivíduos jovens à radiação ionizante, existem dois problemas no método de Cobb que, enquanto não forem superados, continuam motivo de polêmica. O primeiro problema é o limite de tolerância relacionado às variações intra e inter-observadores das medidas do Cobb e, o segundo, a incompleta correlação entre o ângulo de Cobb e outros aspectos da deformidade.

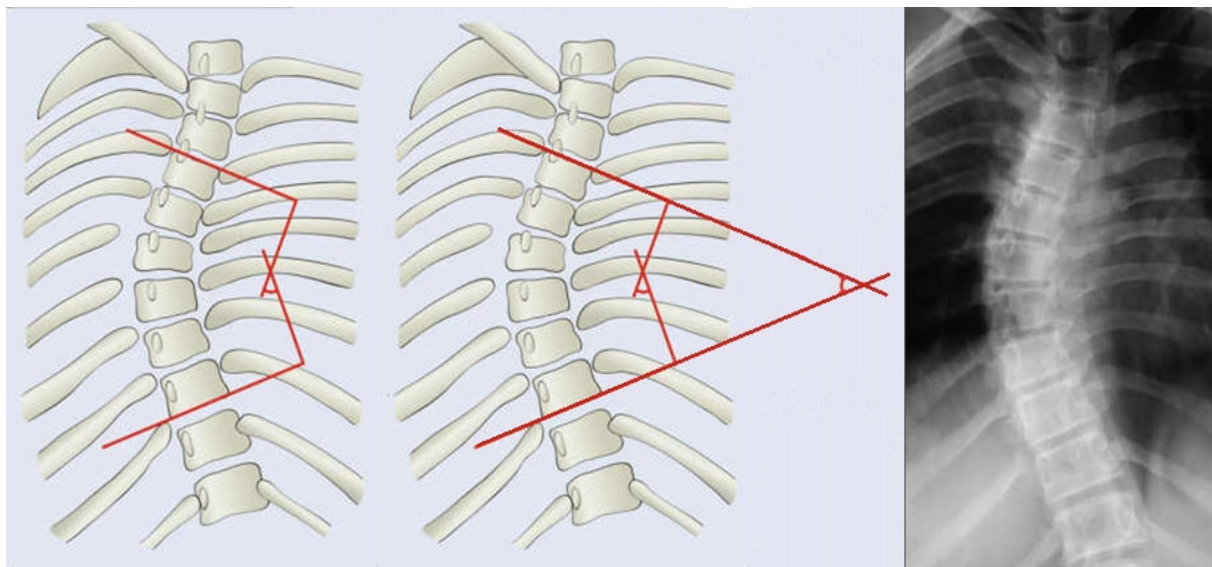


FIGURA 2.9 - Representação esquemática do método de Cobb para mensuração do ângulo da escoliose.

FONTE : <http://www.e-radiography.net/radpath/c/cobbs-angle.htm> (acesso, 26/08/08).

Muitos estudos têm avaliado a variabilidade inter e intra-observadores das medidas do Cobb (CARMAN, 1990; CHEUNG, 2002; MORRISSY, 1990; ZMURKO, 2003; BRIAN, 2007 e GSTOETTNER, 2007). As medidas do ângulo de Cobb mostram uma variabilidade intra e inter-observadores de, aproximadamente, 4° a 8°. No estudo de PRUIJS et al. (1994) o desvio padrão da média intra-observadores foi reportado como, aproximadamente, 3,5° e inter-observadores de 2,8° a 7,2°. Segundo GSTOETTNER et al. (2007), as fontes de erro estão no engano ao definir as vértebras limite, no desenho incorreto das linhas através dos platôs das vértebras ou pedículos, no desenho das perpendiculares ou, ainda, na medida do ângulo em si. Segundo SHEA et al. (1998) desenhar as linhas nos platôs das vértebras limite, de maneira automática, utilizando software pode reduzir a fonte de erro. Entretanto, WILLS et al (2007) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a acurácia da medida do ângulo de Cobb, na escoliose, de forma manual (em radiografia tradicional impressa e digital impressa) e por computador (em radiografia digital) e concluíram que não houve diferença significativa entre as três medidas. A diferença entre os três métodos foi menor que 2° e concluíram que qualquer dos métodos podem ser usados de forma intercambiável na medida do ângulo de Cobb. A radiografia digital não apresentou, nesse estudo, melhora significativa na definição das referências ósseas e na medida do ângulo em si.

### 2.3.1.2 – O método Risser-Ferguson

Esse método foi proposto como alternativa ao método de Cobb, porém, seu uso mostra-se bastante restrito na literatura. Consiste em traçar duas retas unindo o centro das duas vértebras limite superior e inferior com o centro da vértebra apical e mede-se o ângulo formado pela sua intersecção (TRIBASTONE, 2001), como demonstrado na FIG. (2.10).

### 2.3.2 - Métodos não-invasivos de mensuração da escoliose

A avaliação da morfologia do tronco, no plano frontal, permite identificar contornos e alterações na simetria direta e esquerda que permite identificar a postura escoliótica. Embora, muito se tenha pesquisado na busca por uma metodologia não-invasiva para a quantificação dessas alterações, os resultados proporcionados são considerados, ainda, insatisfatórios pelos cientistas (PEREIRA, 2003).

Há poucos métodos disponíveis de avaliação e acompanhamento não-invasivo da criança e adolescente com escoliose. Dois tipos básicos de tecnologia têm sido implementadas na avaliação da topografia da superfície das costas. Um deles é a medida feita por contato direto com as costas do paciente como, Escoliômetro, Ortelius800<sup>TM</sup>, Ultrasound-Based, SpinalMouse (COTE, 1998; OVADIA, 2006 e ZSIDAI, 2003); outro, usando métodos variados de escaneamento ou técnica fotográfica para mapear a superfície, como, Moiré Contourgraphy, Quantec system (OVADIA et al., 2007).



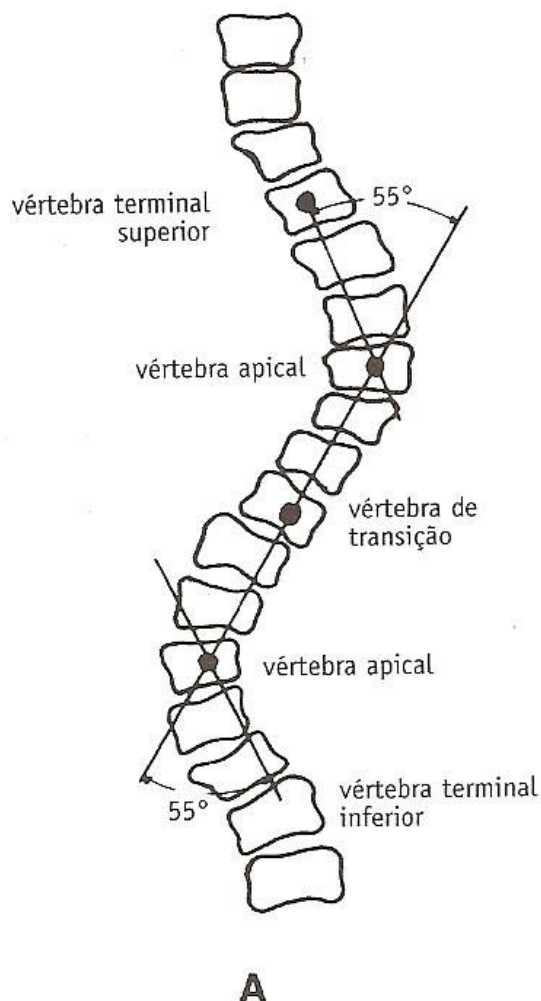


FIGURA 2.10 - Representação esquemática do método de Risser-Ferguson para a medição da curva da escoliose.

FONTE : TRIBASTONE, 2001, p.224.

### 2.3.2.1 - Métodos de contato direto com o paciente

O escoliômetro é um inclinômetro usado para quantificar, em graus, a rotação axial do tronco no ápice da curva escoliótica (FIG.2.11). O paciente é posicionado em flexão anterior do tronco, em ortostatismo ou sentado. Essa técnica pode fornecer algumas informações quantitativas sobre a magnitude das distorções aparentes do tronco, decorrentes da rotação das vértebras e, conseqüente, rotação das costelas adjacentes. Entretanto, o uso do

escoliómetro tem sido criticado em virtude da pouca precisão de suas medidas não possibilitando uma exatidão diagnóstica (COTE et al 1998).

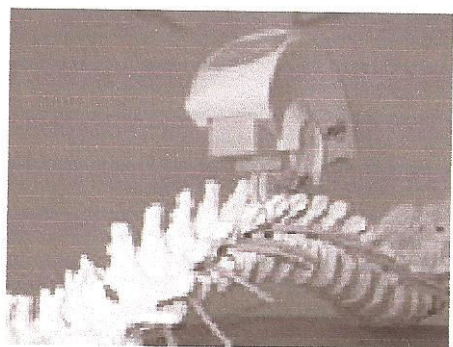


FIGURA 2.11 - Escoliómetro- dispositivo de medidas, em graus, no dorso do paciente para a curva escoliótica.

FONTE: <http://www.queralto.es/imag/cliente/esantropometria1.jpg&imgrefurl=>

Nos dias atuais, há uma crescente tendência na expansão de sistemas mais sofisticados de investigação da coluna vertebral, entre eles encontram-se aqueles que têm como base o ultra-som. Esses exames, normalmente, são utilizados para complementar métodos tradicionais de avaliação como o raio-X, a ressonância magnética e a tomografia computadorizada (ZSDAI e KOCSIS, 2003). O SpinalMouse System é um desses dispositivos de análise da coluna por meio de ultra-som. O “mouse”, contendo o ultra-som, é colocado em contato com as costas do paciente, percorrendo a linha descrita pelos processos espinhosos das vértebras. A posição do “mouse” é especificada usando os sinais emitidos pelo ultra-som. A forma da coluna é mostrada, na tela do computador, pela conversão dos ângulos da trajetória percorrida pelo “mouse” em funções matemáticas (FIG.2.12 A e B). Entretanto, além do custo elevado, o contato com a superfície pouco regular pode gerar distorções nos resultados. Segundo SEICHERT & SENN (2002), essa ferramenta não é acurada para testes que necessite precisão, mas é excelente para testes de escaneamento da coluna.

A



B



FIGURA 2.12 - A) SpinalMouse percorrendo a linha dorsal de uma coluna artificial.. B) Exame de escaneamento da coluna vertebral de um indivíduo utilizando o SpinalMouse System.

FONTE : ZSIDAI e KOCSIS, 2003.

Uma nova técnica, com princípios semelhantes ao SpinalMouse System, foi proposta por OVADIA et al. (2007) com o nome de Ortelius800<sup>TM</sup> (FIG.2.13 A e B). Essa técnica, também, utiliza a palpação dos processos espinhosos das vértebras para o mapeamento da coluna, porém, sem o uso de ultra-som. Um dispositivo colocado no dedo indicador do avaliador registra a posição dos processos espinhosos no espaço utilizando um campo eletromagnético de baixa intensidade. Segundo os autores, a correlação entre a medida de Cobb, realizada manualmente na radiografia, e a medida angular pelo método Ortelius800<sup>TM</sup> mostrou uma diferença absoluta até mais ou menos 5°, para medidas no plano coronal em curvas escolióticas suaves e médias. Entretanto, os autores consideram como fator limitante do método a remoção cirúrgica ou alteração dos processos espinhosos, além de apresentar pobres resultados em indivíduos com alto índice de massa corporal (OVADIA et al., 2007).

### 2.3.2.2 - Método de topografia de superfície sem contato direto com o paciente

As técnicas de topografia de superfície ou escaneamento, sem contato direto com as costas do indivíduo, para avaliação da forma do tronco e de suas assimetrias, tem sido outra opção explorada por muitos autores na avaliação da escoliose (STOKES & MORELAND, 1989; TRIBASTONE, 2001; YERAS et al., 2003; GOLDBERG et al., 2001; GOLDBERG et al., 2006; HERTZ et al., 2005). A foto-topografia de “moiré” é a mais utilizada entre os pesquisadores.

TAKASAKI (1970) foi o responsável pelo desenvolvimento do método de aplicação da técnica de “moiré” para análise de contornos de corpos vivos. O método fotográfico moiré é um método fotobioestereométrico que pode reproduzir a forma do corpo humano por meio de imagem tridimensional. O efeito “moiré” é a resultante ótica da interferência entre uma particular grelha e as sombras por ela criada sobre o indivíduo (TRIBASTONE, 2001). Esta técnica tem sido muito utilizada nas pesquisas da escoliose. O professor sueco STIG WILLNER, da universidade de Lund, com um estudo epidemiológico especificou os principais critérios interpretativos para decodificar os dados fornecidos por moiré. Usando esse método, qualquer ampliação da diferença das ondas de moiré corresponderá a 5 mm de altura de gibosidade e cerca de 10° de desvio da coluna torácica, FIG.(2.14). Essa técnica, apesar do baixo custo, ter característica não-invasiva e representar a mudança estética da escoliose, não tem sido amplamente aceita e incorporada como rotina na avaliação clínica dessa deformidade. Um dos motivos pode estar no caráter abstrato das imagens e sua difícil interpretação, além de não apresentar uma correlação direta com o ângulo de Cobb. Em um estudo realizado por SAHLSTRAND (1986), com 139 pacientes com escoliose, não foi revelada nenhuma correlação entre a assimetria de “moiré” e o ângulo de Cobb.

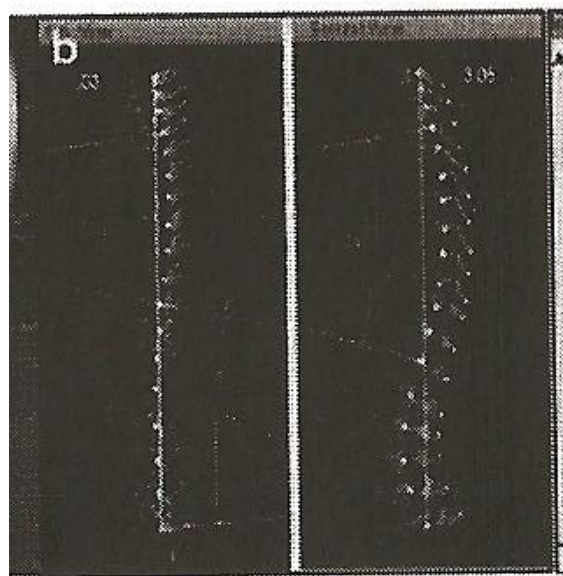
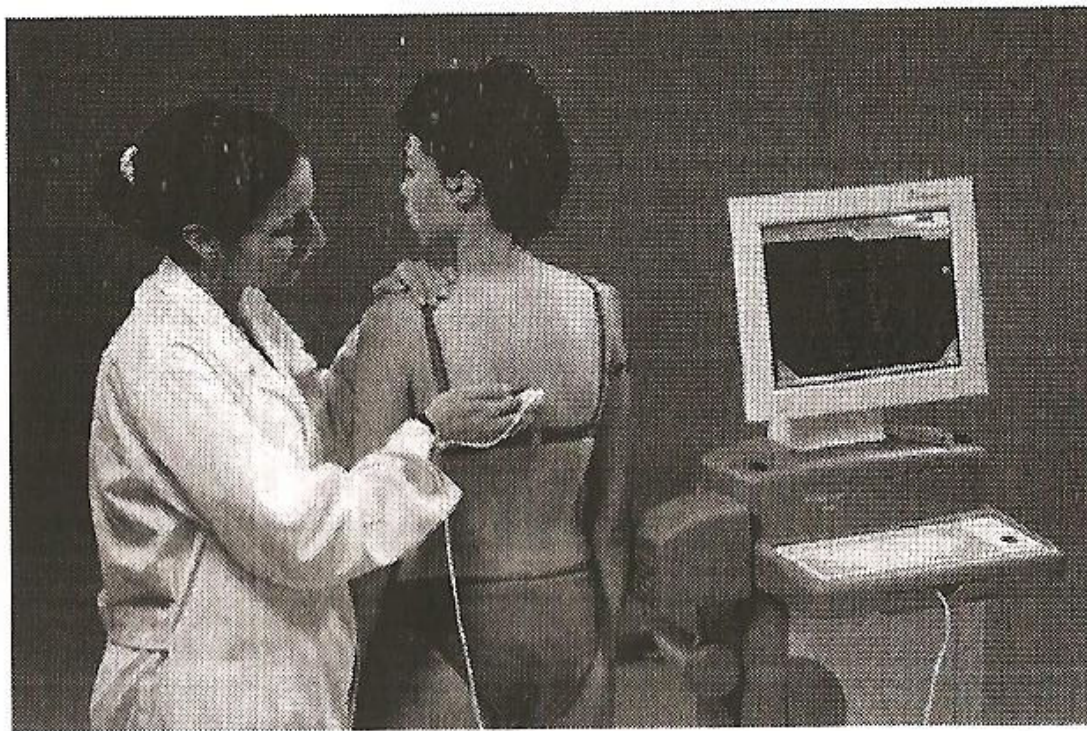


FIGURA 2.13 - (A) Exame da coluna vertebral com Ortelius800™. Palpação dos processos espinhosos das vértebras com o sensor de dedo durante o procedimento de avaliação da coluna vertebral. (B) Imagem gerada no computador da coluna vertebral, no plano coronal e sagital, respectivamente.

FONTE : OVADIA et al, 2007, p.98.

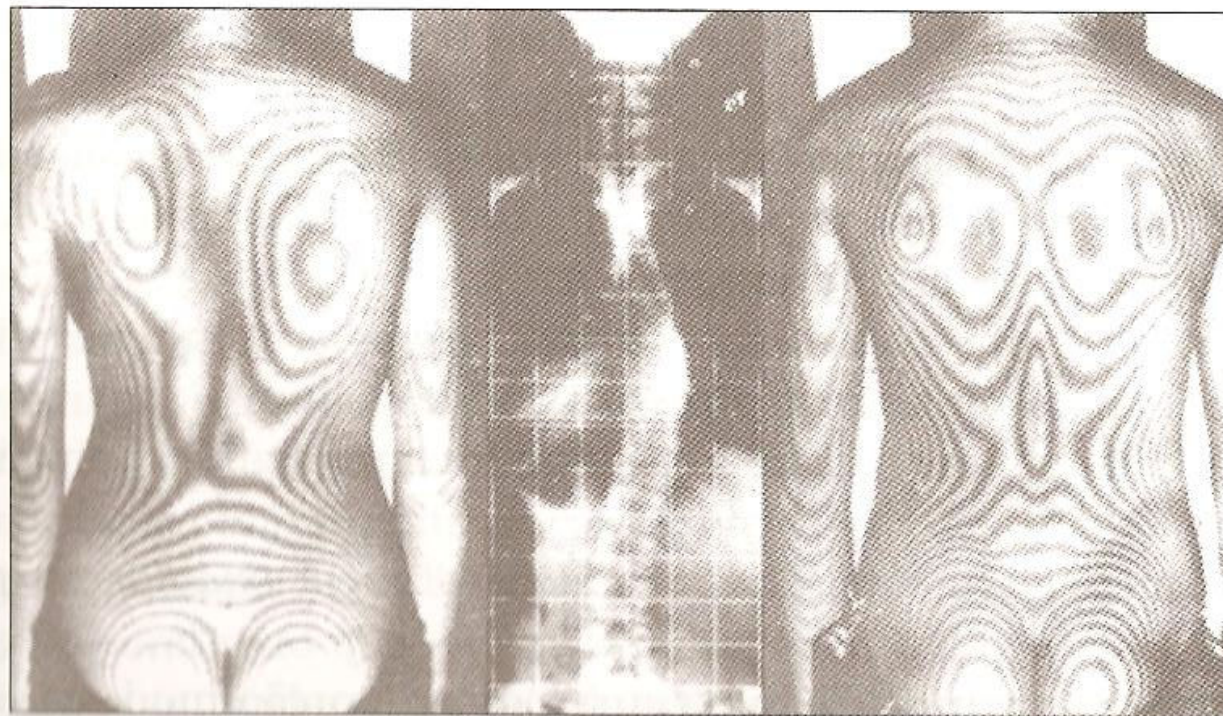


FIGURA 2.14 - Foto-Topografia de Moiré em um indivíduo com escoliose (à esquerda) e um indivíduo normal (à direita).

FONTE : Schun-ichi Inoue, citado por TRIBASTONE, 2001, p.27.

O método Quantec system , também é um dos sistemas de escaneamento, como o método “moiré”, que promove informações óticas, sem contato direto com o paciente (KLOS et al 2007), FIG. (2.15 A e B). Esse sistema foi desenvolvido na década de 90 e tem sido utilizado em alguns centros de assistência ortopédica à crianças, na Europa, para avaliação de grandes grupos de escoliose (GOLDBERG et al., 2001). SAKKA & MEHTA (1995) compararam em seu estudo o método de escaneamento Quantec e o método radiográfico para o acompanhamento de todos os tipos de escoliose. Os autores deduziram um algoritmo ( $Q \text{ angle} = 3.834 + 0,753 \cdot \text{Cobb angle}$ , onde o coeficiente de Pearson ( $r$ ) = 0,801) para converter medidas topográficas em medidas radiográficas. Entretanto, os autores concluíram que esse método fracassa para medidas extremas, ou seja, curvas escolióticas muito pequenas ou muito grandes. Entretanto, GOLDBERG et al (2001) reforçam a importância do método alegando que o ângulo de Cobb, isoladamente, não explica o todo da deformidade e que, a criança e o adolescente são insatisfeitos com a alteração da forma e não com o valor do ângulo de Cobb. Isto porque, duas crianças podem apresentar diferentes alterações estéticas para ângulos de Cobb idênticos.

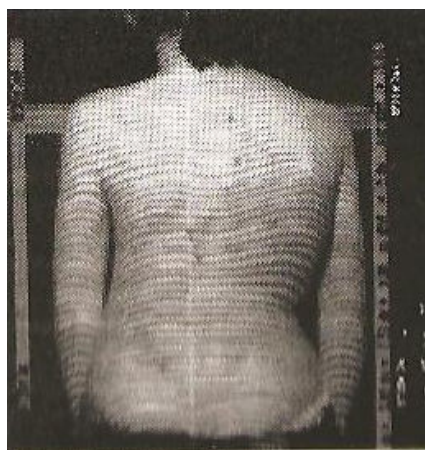
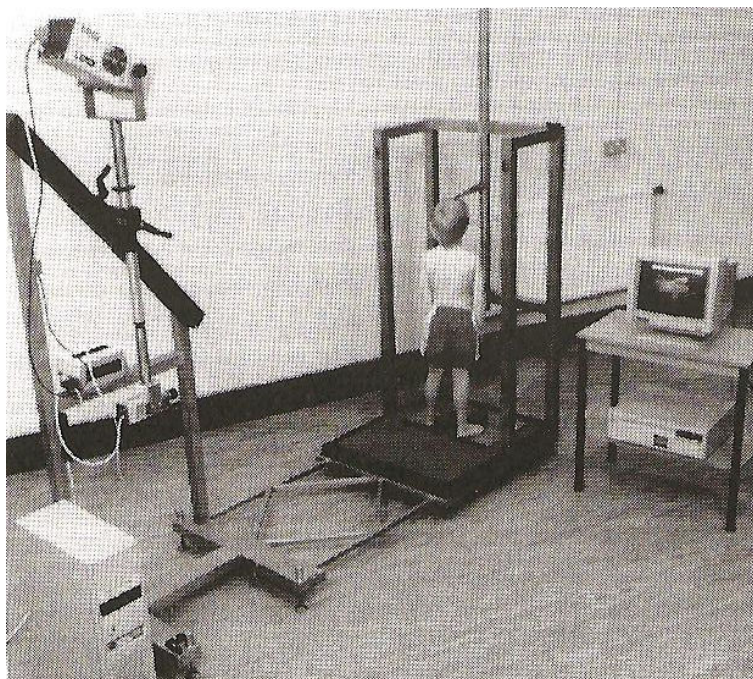


FIGURA 2.15 - A. Sistema de coleta de imagem Quantec system. B. Imagem das costas de um paciente escoliótico coletada pelo Quante system.

FONTE : KLOS, 2007, p.E56.

## 2.4 A fotogrametria computadorizada

Aplicada à área do movimento humano, constitui-se num método de avaliação não- invasiva, também aplicado às deformidades vertebrais, com características que associam o contato direto com o paciente, através dos marcadores de superfície, e o não contato com ele, através da fotointerpretação de imagens.

De origem grega, a palavra “fotogrametria” vem a ser “*photon*- luz, *graphos*- escrita, *metron*- medição”, ou, medições executadas através de fotografias. Segundo a *American Society of Photogrammetry*, fotogrametria é a “arte, ciência e tecnologia de obtenção de informação confiável sobre objetos físicos e o meio ambiente através de processos de gravação, medição e interpretação de imagens fotográficas e padrões de energia eletromagnética radiante e outras fontes” (TOMMASELLI et al., 1999). Aplicada originalmente na agrimensura, teve início com o advento da fotografia, no séc. XIX, com o nome de fotogrametria cartográfica. Essa área de aplicação possibilitou uma evolução em equipamentos e metodologias de produção, a ponto de, quando empregada em outras ciências, a técnica ser citada como fotogrametria não-cartográfica. Na agrimensura, com a fotogrametria cartográfica, divide-se em aerofotogrametria (plataformas espaciais) e fotogrametria terrestre. Genericamente, a fotogrametria pode ser dividida em duas grandes áreas: fotogrametria métrica e fotogrametria interpretativa. A primeira possibilita a determinação de distâncias, ângulos, áreas, volumes, elevações, tamanhos e formas de objetos, cartas planimétricas e altimétricas, e outros. A segunda, objetiva, principalmente, o reconhecimento e identificação de objetos e o julgamento de seu significado, a partir de uma análise sistemática e cuidadosa de fotografias (TEMBA, 2000).

A fotogrametria obteve seu maior desenvolvimento na década de 80 com o advento de computadores de grande memória. Tornou-se possível, então, o arquivamento de grandes volumes de fotografias o que resultou, entre outros ganhos, na redução dos custos dessa tecnologia.

Uma das aplicações da fotogrametria não-cartográfica ocorreu quando se passou a utilizar os conhecimentos oriundos dessa técnica para análise do movimento humano. No Brasil, sua aplicação, enquanto instrumentação em biomecânica, iniciou na década de 80, nas áreas desportiva e funcional, através de análises simples da postura corporal. Somente ao final da década de 90, com o avanço tecnológico e custos mais baixos de equipamentos digitais, como câmeras, e de computadores pessoais esse método de análise recebeu um forte impulso. Os primórdios da técnica referem-se ao trabalho do Prof. Dr. Carlos Alberto R. Ferreira e do Prof. Dr. Kelo Correia da Silva (citado por BARAÚNA, 1997) da Universidade de Técnica de Lisboa. Esses professores desenvolveram um software experimental para computadores, que selecionava imagens obtidas por vídeo em VHS, permitindo a delimitação de pontos e o cálculo dos ângulos formados entre esses pontos. Esse processo foi chamado de *Fotogrametria Computadorizada*. Posteriormente, Baraúna (1997) utilizou com sucesso o



programa, em sua versão beta, na avaliação da marcha de amputados de membro inferior em uso de prótese. Em 1998, o mesmo autor iniciou, no Brasil, o aperfeiçoamento da técnica. Ricieri (2003), após vários experimentos compreendidos entre a validação do instrumento e a sua aplicação na prática clínica em Fisioterapia, estabeleceu um padrão de sistematização procedimental fora do software inicial. A exemplo de estudos anteriores, principalmente na área de Educação Física, a autora utilizou apenas softwares não-dedicados e de livre comercialização para chegar às leituras angulares e lineares de movimentos corporais registrados através de fotogramas ou fotografias digitais.

Assim, a aplicação dos princípios fotogramétricos se deu às imagens de movimentos corporais obtidas quer por câmera de vídeo, quer por câmera fotográfica. A essas imagens foram aplicadas bases apropriadas de fotointerpretação, gerando uma nova ferramenta no estudo da cinemática: a Biofotogrametria Computadorizada (Ricieri & Gilnei, 2008).

#### 2.4.1 - Princípios da Fotogrametria Computadorizada

Em consonância com as demais profissões da área de saúde, a prática baseada em evidência é questão vital na fisioterapia moderna. Essa prática tem por objetivo a tomada de decisões médicas e fisioterapêuticas através da avaliação criteriosa e da aplicação das informações mais relevantes (FRIEDLAND et al, 2001). Dados adquiridos por mensuração sistemática podem esclarecer os efeitos das intervenções e da aplicação controlada de fatores externos (DURWARD et al, 2001).

A teoria de análise de movimentos, através de imagens capturadas por câmeras, está baseada nos princípios matemáticos de René Descartes (1601-1665). A tela de imagem no computador apresenta as características de uma matriz ordenada de linhas e colunas. O plano fornecido por esse sistema de coordenadas é denominado plano cartesiano ou sistema de coordenada cartesiano e é referido no plano. Assim, os pontos em um plano podem ser identificados por pares ordenados de números nos eixos X e Y (RICIERI, 2005).

A tela do computador ou uma imagem fotográfica tem sua resolução definida pelo número de linhas e colunas que apresentam. Se a imagem de um movimento ou estrutura anatômica estiver contida nesse plano cartesiano, pontos que definem o posicionamento

dessas estruturas podem ser calculados pelo princípio dos pares ordenados a partir das coordenadas de tela, como demonstra a FIG. (2.16).

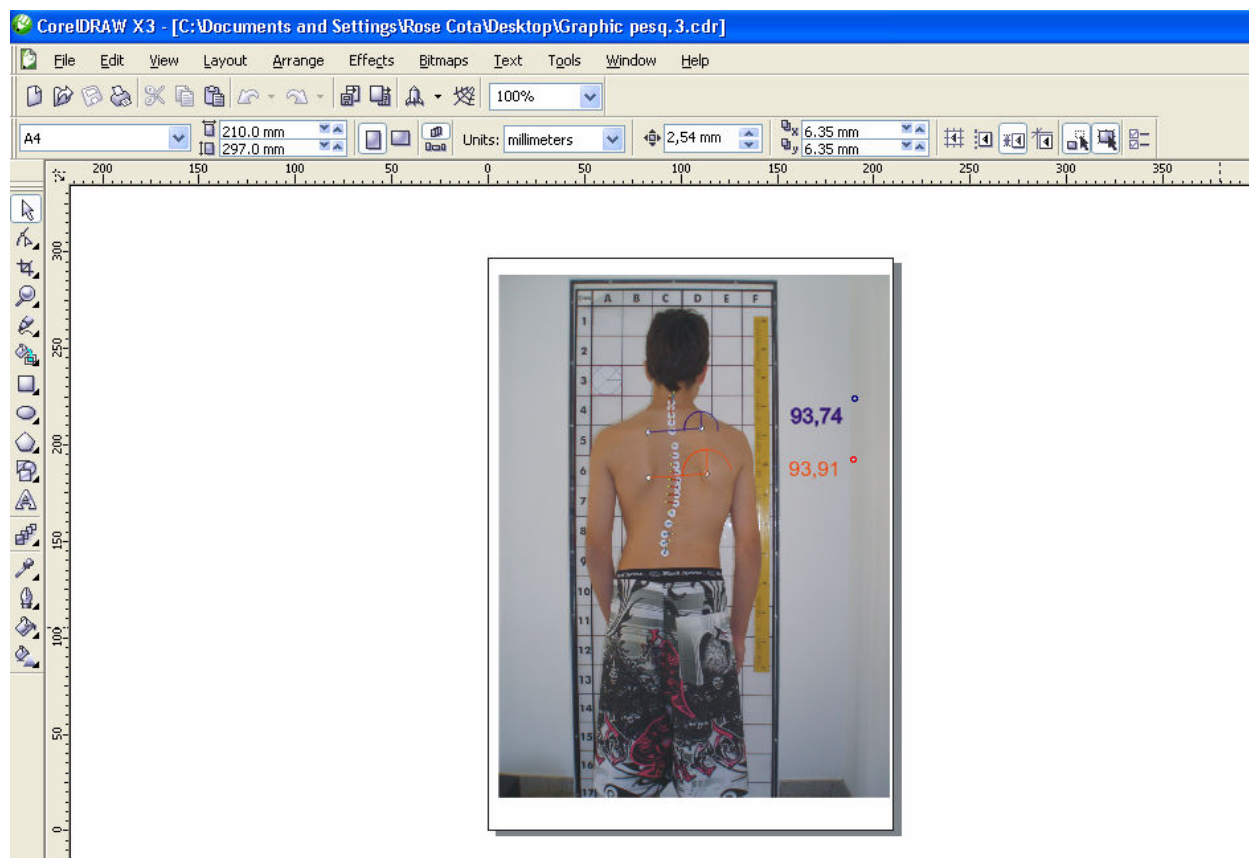


FIGURA 2.16 - Exemplo de medição por coordenadas cartesianas na tela do CorelDraw<sup>13®</sup>.

Na foto, mensuração dos ângulos de desnivelamento das escápulas, em relação ao plano horizontal, de paciente portador de EIA .

FONTE: Foto de arquivo do LPM.

Um movimento humano pode ser definido por 3 pontos no plano cartesiano: P1,P2 e P3 localizados no 1º quadrante, e, cada ponto, é definido pelo seu próprio par ordenado (BOULOS, 1987), como demonstra a FIG.(2.17).

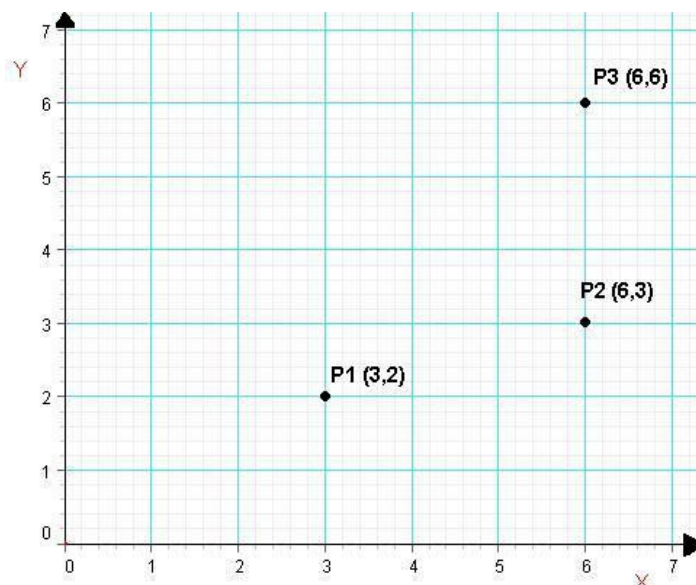


FIGURA 2.17 - Pontos P1, P2 e P3 dispostos no plano cartesiano definidos, cada um, por seu par ordenado.

A distância ( $d$ ) entre dois pontos P1(3,2) e P2(6,3) é definida pela diferença entre seus pares ordenados. Para estabelecer uma orientação, ou transformar essa distância em um vetor, o subtraendo deve ser a extremidade do vetor, enquanto o subtraído deve ser sua origem, EQs. (2.1) e (2.2).

$$d = |\vec{P_1P_2}| = |P_2 - P_1| \quad (2.1)$$

Portanto,

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad (2.2)$$

Para se calcular o ângulo  $\alpha$ , formado entre dois vetores não nulos  $u$  e  $v$ , é preciso estabelecer um triângulo entre P1, P2 e P3. FIG.(2.18)

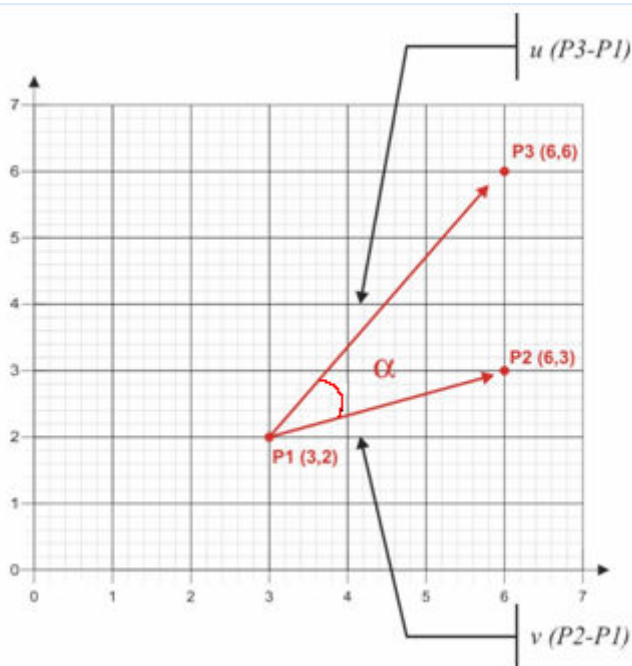


FIGURA 2.18 - Representação dos vetores  $u$  e  $v$  no plano cartesiano, estabelecendo um ângulo  $\alpha$  entre eles.

O produto escalar de dois vetores está relacionado com o ângulo por eles formado (BOULOS, 1987). EQ (2.3).

$$\vec{u} \cdot \vec{v} = |\vec{u}| |\vec{v}| \cos \alpha \quad (2.3)$$

Assim, o produto escalar de dois vetores  $u$  e  $v$  é o produto dos seus módulos pelo co-seno do ângulo por eles formado (BOULOS, 1987). EQs. (2.4 e 2.5).

$$\cos \alpha = \frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}| |\vec{v}|} \quad (2.4)$$

$$\alpha = \arccos \frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}| |\vec{v}|} \quad (2.5)$$

A EQUAÇÃO (2.5) é utilizada no cálculo do ângulo de dois vetores, sendo aplicada nos softwares, como o AutoCad® e o CorelDraw®, para calcular o ângulos em uma imagem na tela do computador. A transformação objeto-imagem é a redução em duas dimensões da realidade existente em três dimensões. Essa transformação viabiliza análises

matemáticas, não sem alguma perda. Entretanto, é possível recuperar a tridimensionalidade utilizando-se vários planos de análise dessas imagens.

Calibrar esse sistema de medidas representa encontrar o fator de escalas entre espaço-objeto e espaço-imagem. Todos os sistemas de análise por imagem fazem a conversão entre espaço-objeto e espaço-imagem através de relações previamente conhecidas.

A fotointerpretação ou interpretação fotográfica é a ação de examinar as imagens com a finalidade de identificar objetos e julgar seu significado. Cada campo do conhecimento que se utiliza da fotogrametria, possui uma base própria de conhecimento para avaliar as imagens contidas numa fotografia, de acordo com o fim a que se destina tal interpretação (RICIERI, 2000).

### **3. METODOLOGIA**

#### **3.1 - A amostra de indivíduos**

A população desse estudo foi composta por 17 pacientes, voluntários, provenientes da clínica VÉRTEBRA \_ Ortopedia e Traumatologia da cidade de Belo Horizonte (MG) e do Centro de Reabilitação do SUS da cidade de Betim (MG). Todos os voluntários possuíam requisição para realização de exame de raio-X com o fim de diagnosticar ou fazer o acompanhamento da deformidade da coluna vertebral tipo escoliose.

Todos os procedimentos desenvolvidos nesse estudo foram descritos em um projeto, previamente submetido e aprovado pelo COEP- Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais/UFMG, ANEXO I.

A amostra foi composta por 17 indivíduos, sendo 15 do sexo feminino e 2 do sexo masculino, com média de idade de  $21,44 \pm 6,17$  anos, estatura  $1,63 \pm 0,05$  m , peso  $52,91 \pm 5,88$  Kg e IMC  $19,86 \pm 0,26$ , que aceitaram, por meio de assinatura de um termo de consentimento, ANEXO B, participar desse estudo. Os critérios de inclusão na amostra foram: possuir diagnóstico de EIA, não ter sido submetido, previamente, à correção cirúrgica da escoliose, não possuir doença incapacitante que impossibilitasse a deambulação e o ortostatismo. Uma voluntária foi excluída do estudo por ter sido submetida à cirurgia de ressecção dos processos espinhos das vértebras lombares.

#### **3.2 - A coleta de dados da amostra**

Uma vez definido o perfil da amostra, foi realizado o agendamento para a coleta de dados, em dia específico para cada voluntário. Essa coleta foi realizada em seis etapas: (1) realização do exame de radiografia; (2) marcação dos pontos de referência na superfície da pele; (3) coleta de dados antropométricos (4) captação das imagens; (5) fotointerpretação das imagens; (6) medição do ângulo de Cobb.

### 3.2.1 - O exame radiológico

O exame radiológico foi realizado em serviços especializados em diagnóstico por imagem da cidade de Belo Horizonte (MG). Cada voluntário foi submetido à radiografia digital, na posição ântero-posterior e sagital, segundo protocolo corrente para a escoliose; porém, foi utilizada uma plataforma giratória, com marcação de ângulos, para o seu posicionamento, além da padronização da posição dos pés em 36° (posição de Piok). Os exames impressos foram disponibilizados no mesmo momento, sem laudo de diagnóstico médico.

### 3.2.2 - Marcação dos pontos de referência nos voluntários

As referências ósseas, selecionadas para a análise, foram os processos espinhosos das vértebras C7 a L5, que constituem as estruturas ósseas mais proeminentes da coluna vertebral.

Cada voluntário, usando soutien especial (para mulheres) e com o tronco desnudo (para os homens), teve as referências ósseas identificadas por processo de anatomia palpatória (Tixa, 2000) e marcadas com marcadores anatômicos de superfície tipo vetor (MASV), construídos especialmente para esse estudo. O MASV consiste de um cilindro plástico de 5 mm de diâmetro, 45 mm de comprimento, encaixado sobre uma base cilíndrica de metal de 8mm de diâmetro contendo um cilindro central de encaixe de 5mm, posicionado perpendicular à pele do voluntário através de um adesivo circular Ø18,79 mm, na cor branca, com orifício central (FIGs. 3.1 e 3.2). O seu comprimento foi definido após testes de visualização no plano sagital, buscando o máximo de comprimento sem causar sobreposição dos marcadores na curvatura lombar. Sua extremidade superior recebeu tinta amarela e a base metálica recebeu tinta preta, para criar contraste na identificação de pontos à tela do computador. O corpo do marcador recebeu cores distintas (vermelho e azul) para identificação das vértebras cervical, dorsal e lombar.

### 3.2.3 - Coleta de dados antropométricos dos voluntários

Cada voluntário foi submetido a pesagem e medição da estatura corporal e esses dados foram registrados em ficha de identificação pessoal, ANEXO C.

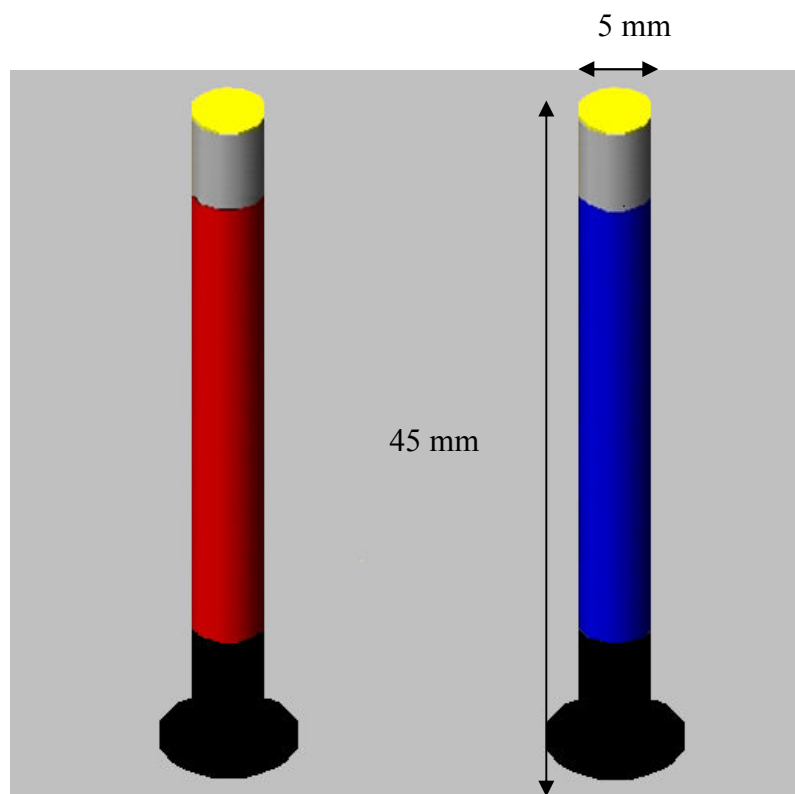


FIGURA 3.1 - A figura esquemática representa dois marcadores anatômicos de superfície tipo vetor (MASV), nas cores vermelho e azul.

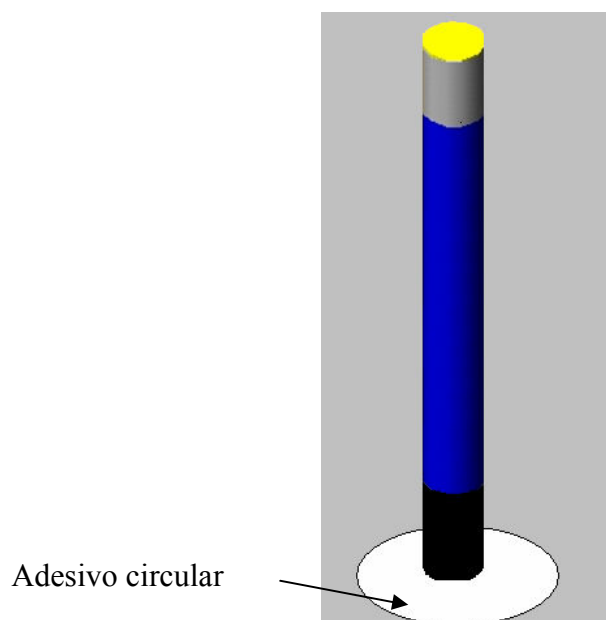


FIGURA 3.2- Figura esquemática de um MASV, com base adesiva circular  $\varnothing$  18,79 mm, na cor branca.



### 3.2.4 - Captação das imagens digitais dos voluntários

Após a marcação apropriada da coluna vertebral, o voluntário foi conduzido a uma sala, adequadamente preparada para o procedimento de coleta das fotos, onde foram utilizados os seguintes instrumentos:

- Um simetógrafo de acrílico transparente, como fundo, medindo 2,05 m de altura e 0,72 m de largura, quadriculado nas dimensões 10 X 10cm, marca CARCI®; onde foram acoplados uma fita métrica de 1,90 m, na cor amarela, e uma figura geométrica na forma de um círculo com 10cm de diâmetro como referência (FIG. 3.3).

- Uma plataforma giratória com marcação de ângulos (45°, 90° e 180°), com base inferior quadrada medindo 49X49 cm, base superior circular medindo 38cm de diâmetro, posicionada sobre um sistema de 5 rodas e altura total do equipamento de 12cm, especialmente projetada para esse estudo (FIGs. 3.4 – A, B, C e D).

- Um tripé, marca GREIKA WT3750, com regulador de prumo em dois planos, posicionado a 1,30m de distância focal FIG. (3.5)

- Máquina fotográfica digital, marca Olympus, 7.1 megapixels, definição 3072 x 2304, posicionada em tripé, sem uso de zoom, posicionada perpendicular ao simetógrafo à 1,30m de distância focal e 1,10m de altura do solo, distâncias consideradas adequadas para a captação das imagens do tórax até o nível da pelve. Como mostra a imagem do estúdio para a coleta das imagens, representado na FIG (3.5).

Durante a captação das imagens, o voluntário foi orientado a subir na plataforma giratória, sem sapatos, com pés posicionados em 36° ( posição de Piok), marcado previamente na plataforma giratória, e membros superiores pendentes ao longo do corpo. Os voluntários foram instruídos a manter o olhar horizontal em relação ao solo, fixando-o em um ponto previamente estabelecido pelo examinador. As fotos foram captadas com o indivíduo de costas, a 45° e a 90°, nos perfis direito e esquerdo, ângulos esses medidos a partir da posição de costas (FIG. 3.6).

A coleta das fotos, nos três diferentes, planos objetivou a captação de informações para a reconstrução 3D da coluna vertebral. Para o objetivo específico desse estudo, medição do ângulo da escoliose, a foto no plano frontal posterior foi considerada suficiente, por permitir a visualização necessária do arco da curva escoliótica.

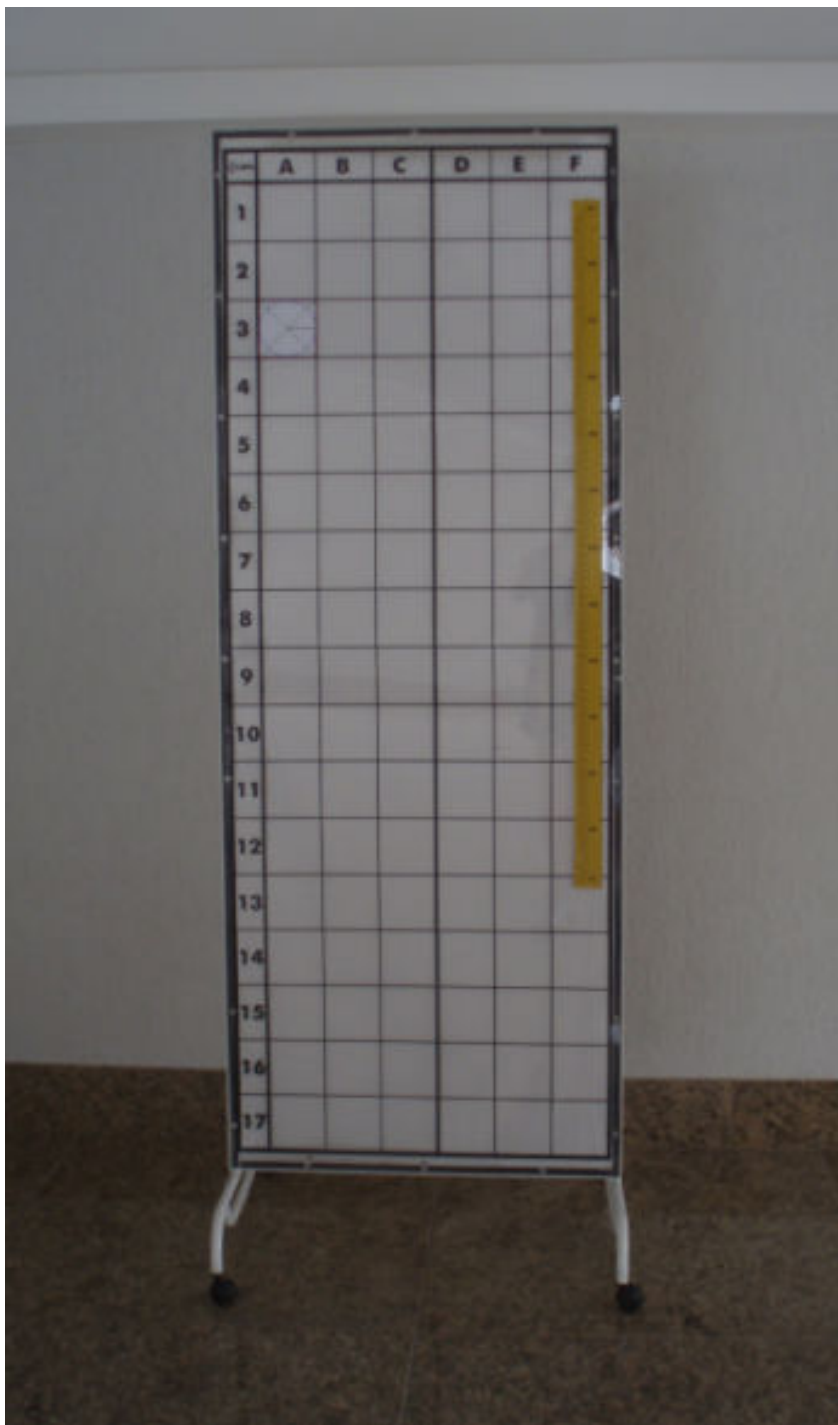


FIGURA 3.3 - Simetógrafo de acrílico, com divisões quadriculares 10 x 10 cm, altura total 2,05 m e 0,72 m de largura, marca CARCI®.

FONTE : Fotos de arquivo do LPM.

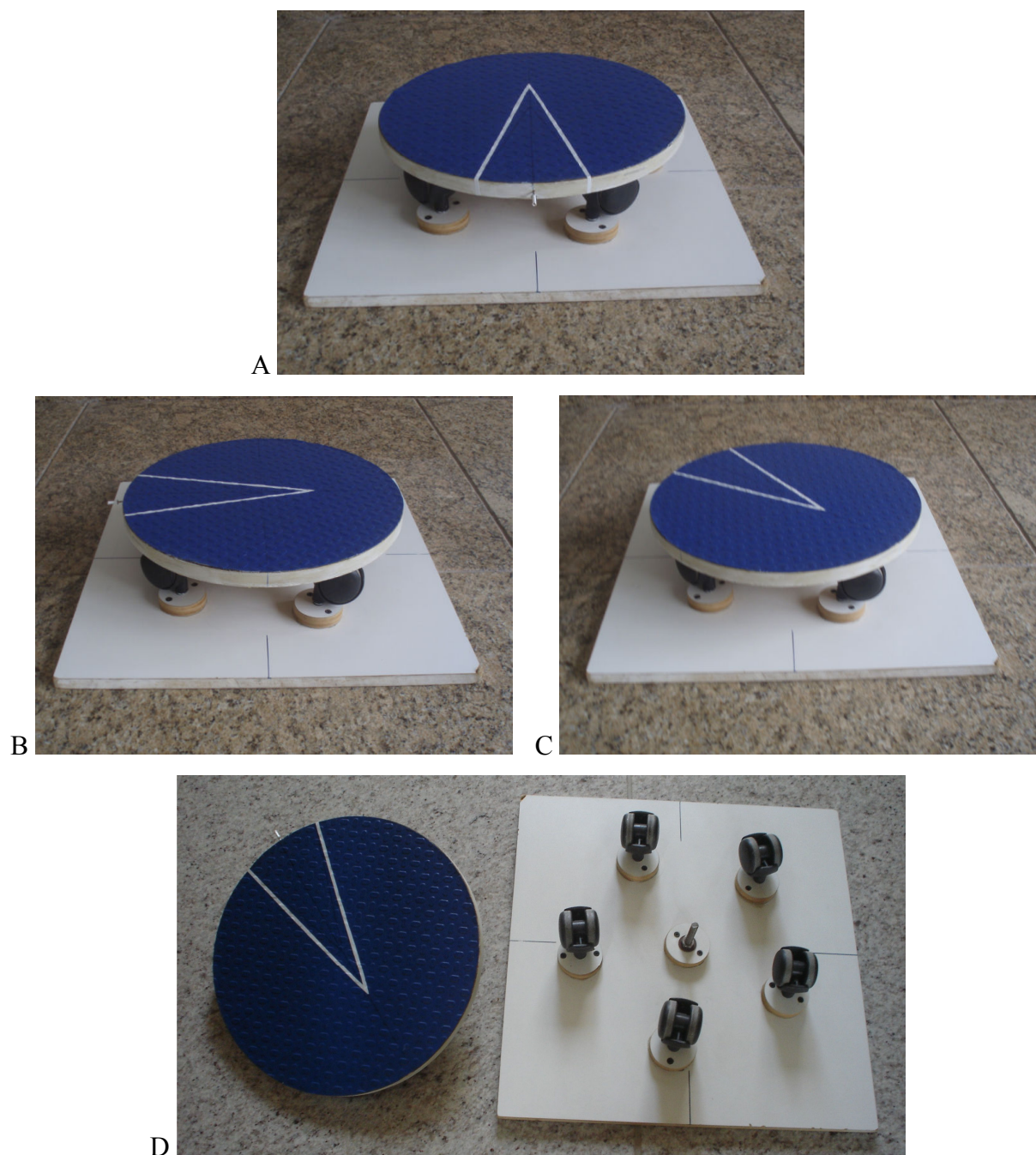


FIGURA 3.4 - Plataforma giratória para posicionamento do indivíduo durante a captação das imagens radiográficas e fotográficas. Exemplos de posicionamentos: (A) posicionamento frontal, (B) sagital esquerdo 90°, (C) sagital esquerdo 45° e (D) visualização do sistema de rodas da base do dispositivo.

FONTE: Fotos de arquivo do LPM.



FIGURA 3.5 - Estúdio para coleta das fotos dos voluntários.

FONTE : Fotos de arquivo do LPM.

### 3.2.5 - Fotointerpretação angular das imagens dos voluntários

As imagens coletadas foram transferidas e arquivadas em pasta digital e, posteriormente, importadas para o software CorelDraw13®, para processamento da fotointerpretação angular.

O primeiro passo consistiu em destacar, com precisão, o centro dos marcadores de superfície utilizando o recurso de *ellipse* na barra de ferramentas do CorelDraw13®. A seguir, procedeu-se a 1ª fase da fotointerpretação que consistiu na identificação da vértebra apical e da vértebra limite superior da curva escoliótica. Esse procedimento foi realizado traçando duas linhas verticais (ferramenta a mão livre, da barra de ferramentas), uma tangenciando a face convexa da curva e outra passando pelo eixo vertical de C7, como mostra a FIG (3.7). A vértebra apical é a vértebra mais afastada do eixo vertical de C7 e, geralmente, aquela que apresenta maior rotação de seu corpo, o que foi visualizado pela mudança de direção do

corpo do vetor. A vértebra limite superior é a primeira vértebra a sair do alinhamento vertical de C7 e a sofrer rotação (FIG.3.7).

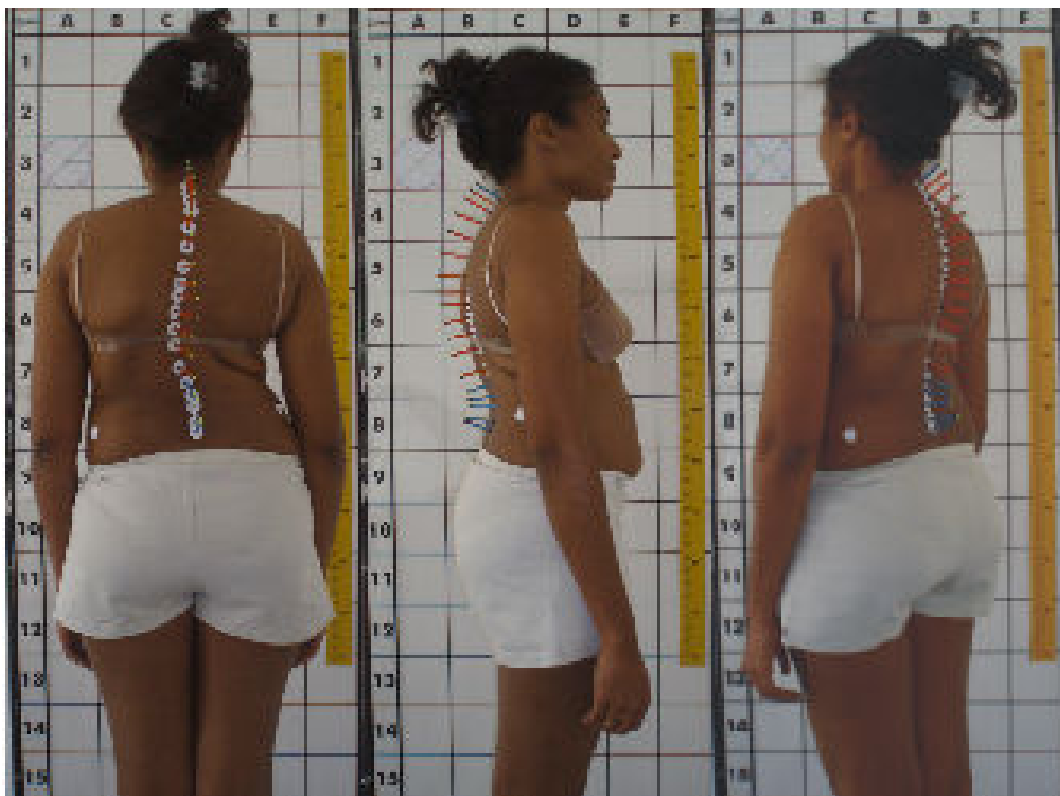


FIGURA 3.6 - Fotos de uma voluntária nos três diferentes planos: costas, 90° ( perfil esquerdo) e 45° (perfil direito).

A seguir, teve início a 2ª fase da fotointerpretação com a medição angular, no eixo Y, de cada vértebra envolvida no semi-arco identificado entre a vértebra limite superior e a vértebra apical, utilizando a ferramenta *dimensão* da barra de ferramentas do software CorelDraw13<sup>®</sup>. Foram realizadas 5 medidas, para cada voluntário, envolvendo a identificação do centro do MASV e a medição do ângulo, propriamente dito. A média do somatório dos ângulos que compõem esse semi-arco foi considerado o valor angular da deformidade (FIG.3.8).

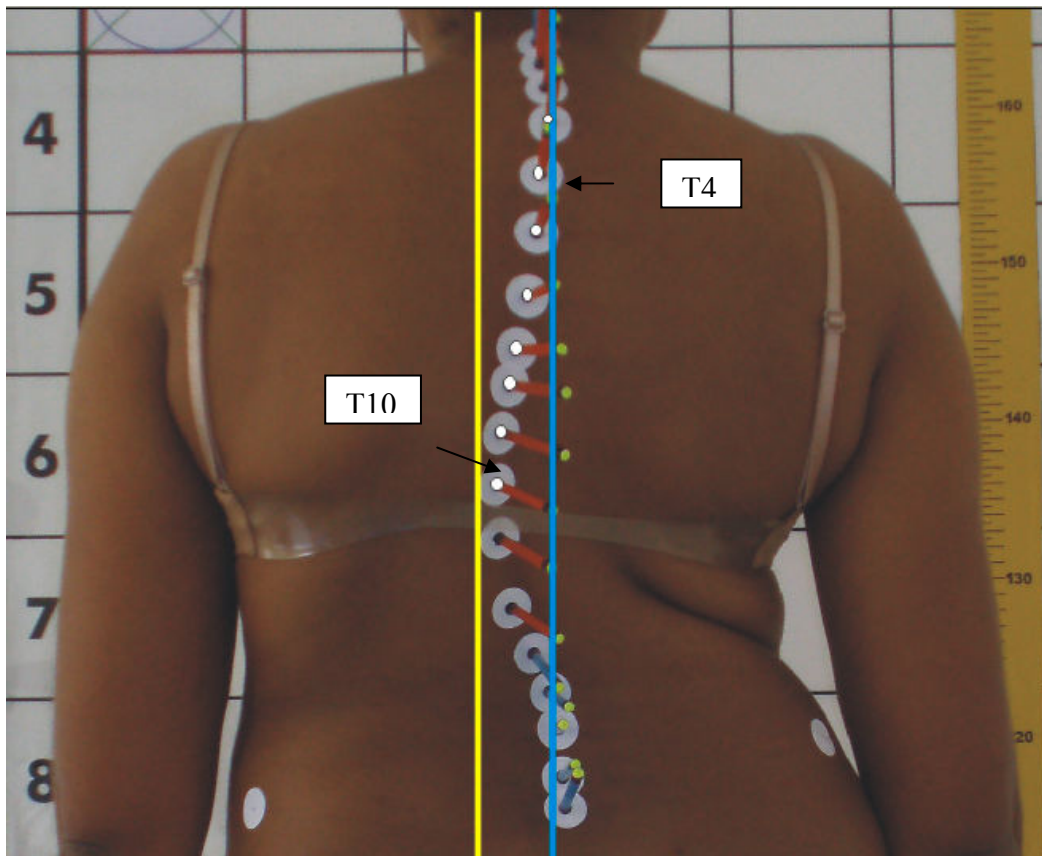
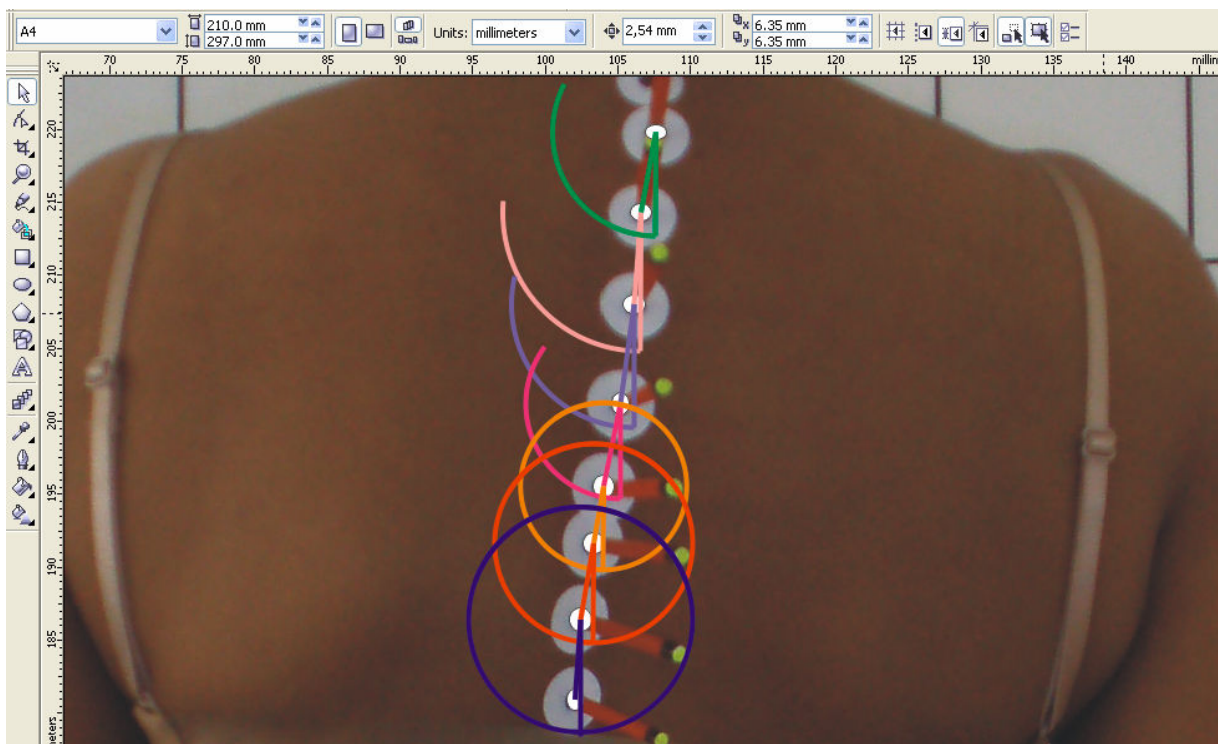


FIGURA 3.7 - 1ª fase da fotointerpretação: a linha amarela identifica a vértebra apical através da vertical tangenciando a convexidade da curva ( vértebra T10). A linha azul identifica a vértebra limite superior pela vertical passando pela vértebra C7 e pela primeira vértebra rompendo com esse alinhamento vertical (vértebra T4).

A fotogrametria computadorizada, através dos vetores de identificação de cada vértebra, permitiu, ainda, gerar imagens virtuais tridimensionais do comportamento espacial da coluna vertebral.(FIG. 3.9).



10 degrees  
 4 degrees  
 8 degrees  
 12 degrees  
 10 degrees  
 9 degrees  
 4 degrees  


---

 57 degrees

FIGURA 3.8 - 2ª fase da fotointerpretação, medição angular, no software CorelDraw 13®, de uma voluntária portadora de EIA, com curva principal torácica convexa à E. Medida dos ângulos de desvio do equilíbrio raquidiano no eixo Y entre as vértebras limite superior (T4) e a vértebra apical (T10): T3-T4 (10°), T4-T5 (4°), T5-T6 (8°), T6-T7 (12°), T7-T8 (10°), T8-T9 (9°) e T9-T10 (4°).

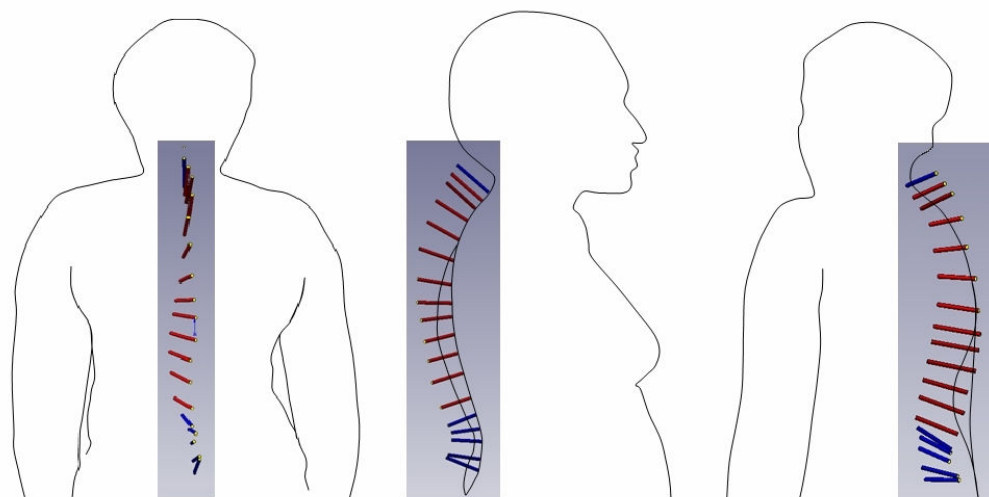


FIGURA 3.9 - As figuras, processadas no software SolidWorks®, representam o comportamento espacial da curva escoliótica da voluntária, através dos MASV, em três planos distintos, da esquerda para a direita: o plano frontal posterior, o plano sagital direito (90°) e o plano sagital esquerdo (45°), respectivamente.

### 3.2.6 - Medição do ângulo de Cobb

As medidas do ângulo de Cobb foram realizadas pelo médico ortopedista Dr. Jéfferson Soares Leal, especialista em cirurgia da coluna vertebral.

Os voluntários receberam um número de identificação que foi utilizado para personalizar os exames impressos de radiografias digital.

O procedimento para a medida do ângulo de Cobb foi realizado em 5 momentos distintos, para cada exame. Para tal, foi utilizado um negatoscópio, caneta esferográfica azul, régua acrílica de 30cm e um transferidor acrílico de 180°. Foram anexadas cinco folhas de transparência ao exame de radiografia de cada voluntário, objetivando eliminar a interferência das marcas de tinta deixadas pela medição anterior. Os 5 valores do ângulo de Cobb foram registrados, cada um, em sua respectiva folha de transparência.

Além das medidas do ângulo de Cobb, o médico identificou e registrou, através da radiografia, a vértebra apical de cada curva, de cada voluntário.



### 3.3 Relação matemática entre a medida da curva escoliótica obtida pelo método de Cobb e pelo método proposto por esse estudo

No método de Cobb, a curva escoliótica é medida pelo ângulo do arco (MC) limitado pelo platô superior da vértebra mais inclinada superiormente (em relação ao plano horizontal), e pelo platô inferior da vértebra mais inclinada inferiormente, como indica esquematicamente em amarelo a FIG.(3.10).

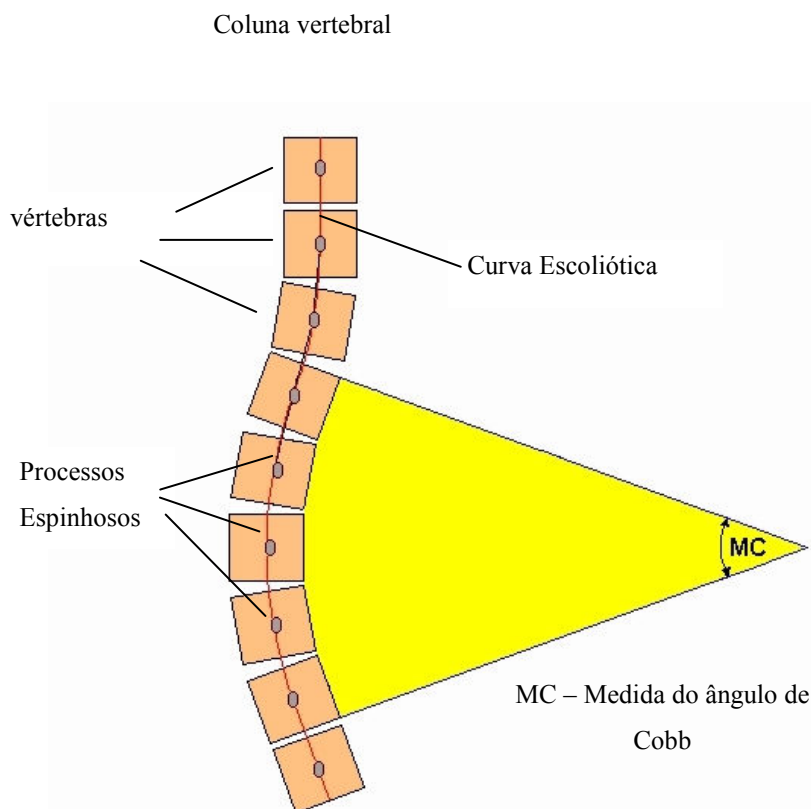


FIGURA 3.10 - Figura esquemática do ângulo da curva escoliótica (MC), medido pelo método de Cobb.

No presente estudo, a medida angular da curva escoliótica (MR) foi obtida pela soma dos ângulos de desvio do eixo Y denominados R1, R2, R3 e R4, medidos entre a primeira vértebra a sofrer desvio do eixo vertical e rotação axial e a vértebra apical da curva. Para tanto, considerou-se os valores angulares encontrados entre as secantes traçadas entre dois processos espinhosos consecutivos e o eixo Y negativo. Além disso, considerando-se o intervalo utilizado pelo método de Cobb e o intervalo utilizado no presente estudo é possível observar uma concordância de valores. A FIG. (3.11) indica o exposto acima.

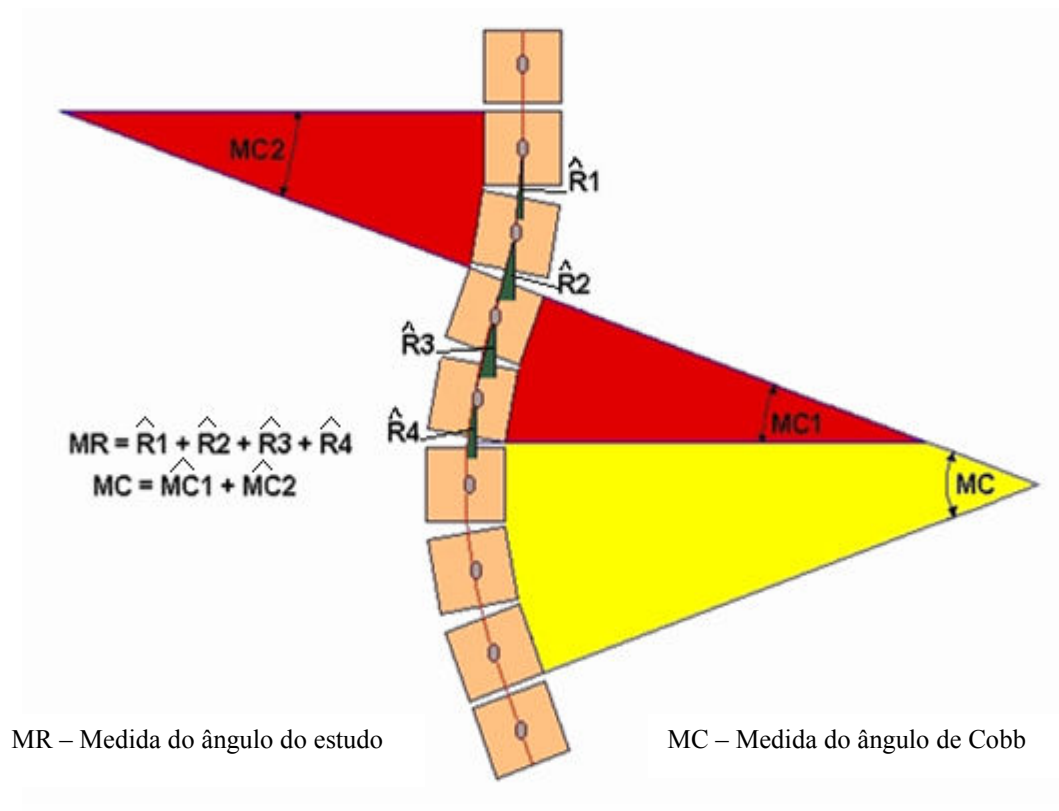
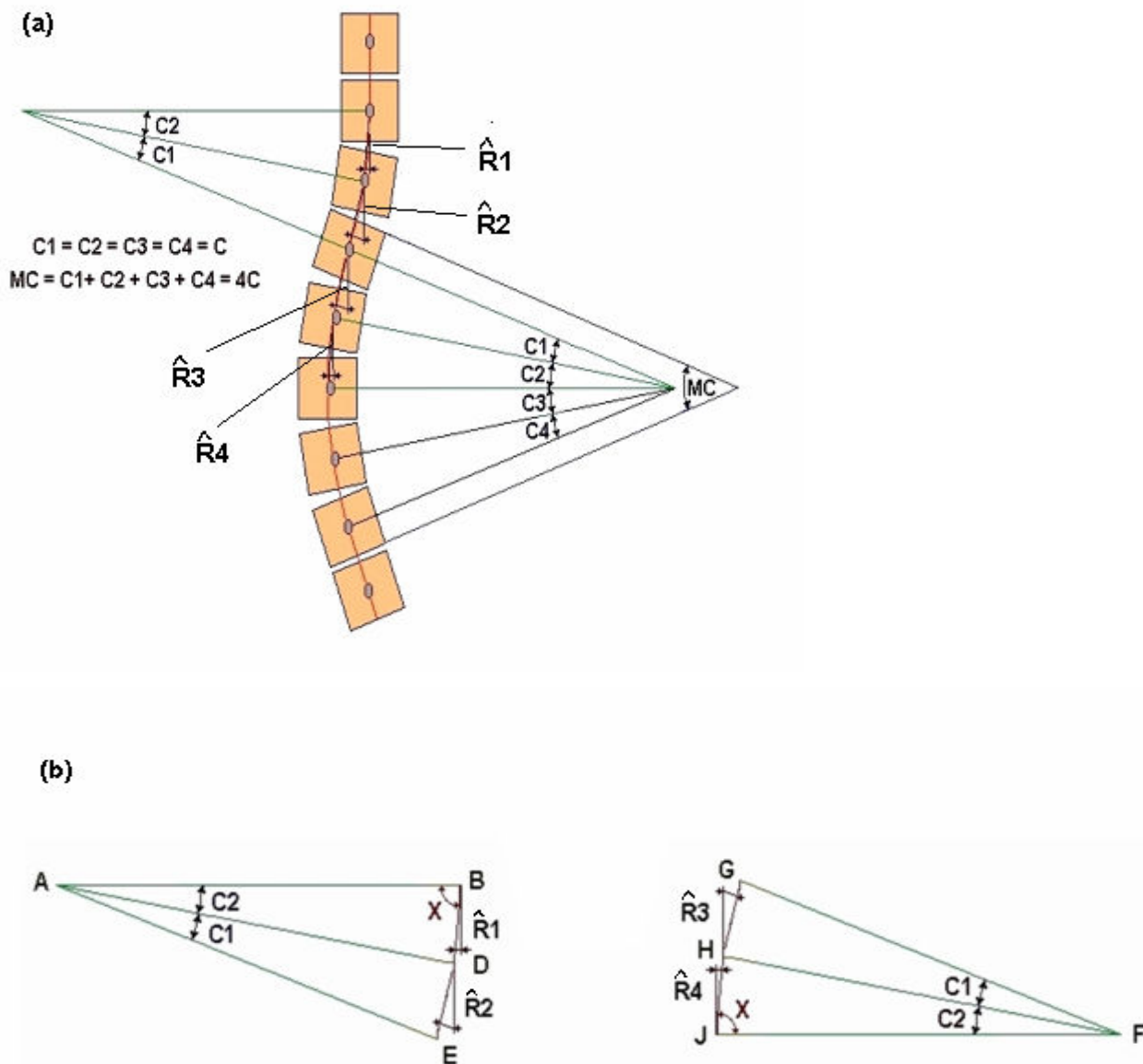


FIGURA 3.11 - Figura esquemática da medida da curva escoliótica ( $MR=R_1+R_2+R_3+R_4$ ), obtida Pelo método do presente estudo.

É possível relacionar matematicamente as medidas angulares da curva escoliótica obtidas pelo método de Cobb e pelo método do presente estudo, considerando-se algumas condições.

Definindo-se a curva escoliótica como sendo constituída por segmentos de arcos de círculo, como indica a FIG. (3.11), é possível considerar que a medida MC equivale o somatório dos ângulos C1, C2, C3 e C4 obtidos entre os processos espinhosos consecutivos encontrados no mesmo intervalo dessa medida.

Assim, se os ângulos C1, C2, C3 e C4 são iguais entre si e iguais a C, teremos, então, que o somatório desses ângulos obtido no intervalo do método de Cobb será igual a 4C, como mostra a FIG. (3.12 a e b).



FIGURAS 3.12 (a) Demonstração das medidas angulares da escoliose pelo método de Cobb ( $MC = C1 + C2 + C3 + C4$ ) e pelo método do presente estudo ( $MR = R1 + R2 + R3 + R4$ )  
 (b) Demonstração dos triângulos isósceles formados pelos arcos de círculo de cada segmento vertebral (ABD, ADE, FGH e FHJ) e sua relação com os ângulos  $R1$ ,  $R2$ ,  $R3$  e  $R4$ .

Considerando que a curva escoliótica é constituída por segmentos de arcos de círculo, os triângulos ABD, ADE, FGH e FHJ serão triângulos isósceles. Portanto o ângulo X será indicado pela EQ (3.1):

$$X=(180- C) / 2 \quad (3.1)$$

Além disso, tem-se as relações entre os ângulos de desvio do eixo y (R1, R2, R3 e R4), obtidos pelo método proposto nesse estudo, com os ângulos (C) de cada segmento vertebral obtidos pelo método Cobb, como indicam as EQs. (3.2), (3.3), (3.4), 3.5):

$$R1=90 - X = 90 - (180- C)/2 = C/2 \quad (3.2)$$

$$R2= R1 + C = C/2 + C = 3C/2 \quad (3.3)$$

$$R3= R4 + C = C/2 + C = 3C/2 \quad (3.4)$$

$$R4= 90 - X = 90 - (180- C)/2 = C/2 \quad (3.5)$$

Assim, a medida MR será indicada pela EQ.(3.6):

$$MR= R1 + R2 +R3 + R4 = C/2 + 3C/2 + 3C/2 + C/2 = 4C \quad (3.6)$$

Portanto, nesse caso, o valor da medida obtida pelo presente estudo, será igual a obtida pelo método de Cobb.

É importante salientar que a demonstração anterior não representa uma solução geral, entretanto, propicia o entendimento observado na prática de que há equivalência entre a medida obtida pelo método do presente estudo e aquela obtida pelo método de Cobb.

## 4 RESULTADOS

### 4.1- Características gerais da amostra de voluntários

Para a amostra observada, composta de 12 indivíduos com curva dupla (dorsal e lombar), 3 indivíduos com curva única lombar e 1 indivíduo com curva única dorsal, com média angular de Cobb dorsal de  $36,14^{\circ} \pm 16,38^{\circ}$  e média angular de Cobb lombar de  $27,20^{\circ} \pm 10,05^{\circ}$ , não se pode considerar que as variáveis em estudo têm distribuição normal. Assim, pela característica reduzida da amostra e devido a não distribuição normal das variáveis a análise estatística utilizou-se de testes não- paramétricos

Com o intuito de averiguar se existe diferença das medições da curva escoliótica dorsal e lombar entre os métodos Cobb e o proposto nesse estudo, no que diz respeito a variáveis quantitativas, realizou-se o teste de Wilcoxon, que corresponde ao teste **t pareado** paramétrico. De fato, o teste de Wilcoxon compara se as *distribuições de probabilidade* são as mesmas entre os dois métodos. Porém, se considerarmos que não há razão para crer que a variância das duas amostras seja muito diferente, essa diferença entre as *distribuições de probabilidade* pode ser atribuída à diferença de locação (média).

O teste de Wilcoxon é utilizado para comparar populações com base em amostras dependentes (são feitas no mesmo indivíduo), que, no caso desse estudo, são as medidas da curva escoliótica observadas a partir da técnica de Cobb e a partir do protocolo proposto nesse trabalho. Apesar de ser um teste não-paramétrico, ainda persiste o pressuposto de que os dados pareados sejam selecionados aleatoriamente.

O tamanho da amostra de uma pesquisa está bastante associado aos seus objetivos, principalmente, quando o objetivo é fazer estimativas ou testar uma hipótese, como no caso desse estudo. Para avaliarmos o resultado de um teste de hipótese devemos conhecer os erros que estão associados a ele. O erro tipo I ( $\alpha$ ), também conhecido como nível de significância, é a probabilidade de rejeitarmos a hipótese nula, dado que ela é verdadeira. Já o erro tipo II ( $\beta$ ) é a probabilidade de aceitarmos a hipótese nula, dado que ela é falsa. Consideramos, nesse estudo o erro tipo I igual a 5%. Para esse caso, foi construído um

algoritmo que calculou o poder do teste de Wilcoxon especificando o tamanho da amostra  $n$  e a diferença mínima  $d$  que se queria captar.

Os resultados foram divididos em três partes: (1) o poder da amostra coletada juntamente com o poder do tamanho da amostra para diferentes (maiores) valores de  $n$ ; (2) os resultados das comparações entre a medida angular obtida pelo protocolo de fotogrametria computadorizada proposto e pelo método de Cobb, com base na amostra coletada; (3) o resultado da comparação entre a capacidade de identificação da vértebra apical, por RX e através do protocolo proposto nesse estudo.

#### 4.1.1 - Poder da amostra de voluntários

Foi calculada a diferença  $d$  mínima que desejamos que o teste capte, em  $p\%$  das vezes, onde  $p$  é o poder da amostra. O valor desejado de  $d$  deve ser escolhido com base na significância prática dessas diferenças, que deve ser estimada, por exemplo, com base nas referências dadas, na literatura, de outros métodos a serem comparados com o método presente estudo.

Em geral, considera-se um poder amostral de 80 a 90% como bom. A partir desse critério, podemos ver a diferença mínima captada pelo teste de Wilcoxon entre o método de Cobb e o método proposto nesse estudo. Além disso, podemos ver como essa diferença mínima diminui à medida que  $n$  aumenta, ou seja, o teste (amostra) fica mais sensível para detectar menores diferenças. A TAB. (4.1) e o GRA. (4.1), abaixo, mostram os resultados das estimativas dos poderes das amostras para a curva dorsal, considerando 10.000 simulações

Assim, com o tamanho da amostra atual, para curva dorsal, o teste de Wilcoxon captaria uma diferença de 3 graus entre o método de Cobb e o método proposto nesse estudo, em aproximadamente 74% das vezes, e uma diferença de 5 graus, em 98% das vezes. Para captarmos uma diferença de 2 graus em 90% das vezes, teríamos que aumentar o tamanho da amostra para algum valor entre 35 e 40 indivíduos. Da mesma forma, para captarmos uma diferença menor, de 1 grau, em 80% das vezes, teríamos que aumentar  $n$  para um número superior a 100 indivíduos.

TABELA 4.1

Poder da amostra para as medições de “*curva dorsal*”, em função de  $n$  e da diferença mínima  $d$

		Diferença mínima				
		0,5	1	2	3	5
Tamanho da amostra	13	0,061	0,151	0,471	0,742	0,988
	15	0,069	0,141	0,496	0,818	0,999
	20	0,082	0,216	0,637	0,899	1,000
	21	0,081	0,199	0,620	0,916	1,000
	22	0,086	0,217	0,638	0,930	1,000
	23	0,077	0,219	0,691	0,946	1,000
	24	0,087	0,230	0,724	0,963	1,000
	25	0,081	0,234	0,724	0,954	1,000
	30	0,109	0,300	0,834	0,986	1,000
	35	0,118	0,320	0,874	0,986	1,000
	40	0,121	0,361	0,915	0,997	1,000
	45	0,140	0,432	0,947	0,999	1,000
	50	0,141	0,462	0,947	0,999	1,000
	60	0,167	0,511	0,981	1,000	1,000
	70	0,175	0,570	0,990	1,000	1,000
	80	0,218	0,642	0,995	1,000	1,000
	90	0,225	0,708	0,999	1,000	1,000
100	0,258	0,766	1,000	1,000	1,000	

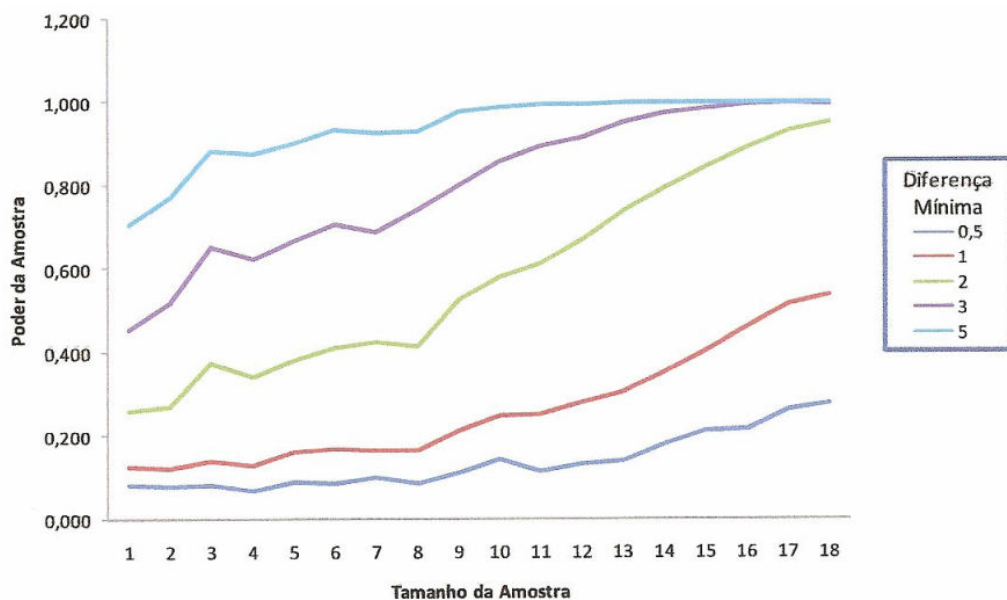


GRÁFICO 4.1 - Poder da amostra para a variável “*curva dorsal*”, em função de  $n$  e da diferença mínima  $d$ .

O poder da amostra para a curva lombar está representado na TAB. (4.2 ) e no GRA.(4.2 ).

TABELA 4.2

Poder da amostra para a variável “*curva lombar*”, em função de  $n$  e da diferença mínima  $d$

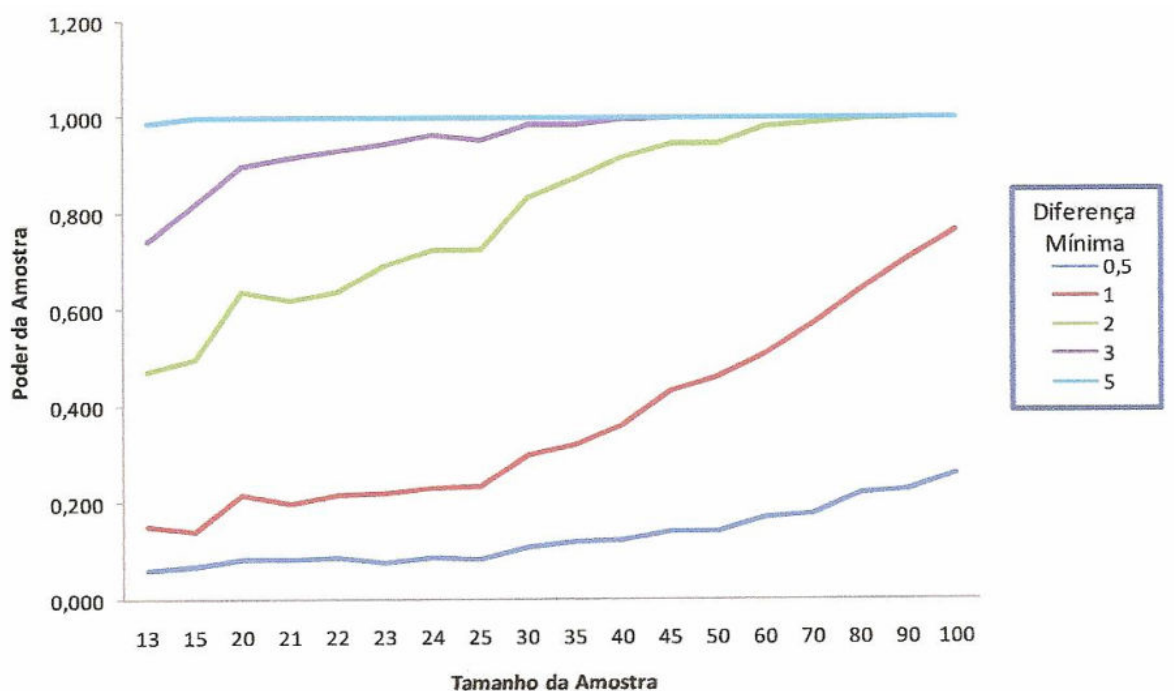
		Diferença mínima				
		0,5	1	2	3	5
Tamanho da amostra	13	0,084	0,125	0,258	0,453	0,708
	15	0,078	0,121	0,268	0,518	0,774
	20	0,082	0,139	0,373	0,652	0,885
	21	0,068	0,129	0,340	0,624	0,878
	22	0,090	0,162	0,379	0,666	0,901
	23	0,087	0,170	0,410	0,708	0,935
	24	0,101	0,163	0,425	0,688	0,927
	25	0,087	0,165	0,415	0,743	0,932
	30	0,111	0,213	0,526	0,802	0,979
	35	0,142	0,250	0,581	0,858	0,988
	40	0,114	0,253	0,613	0,895	0,996
	45	0,134	0,280	0,670	0,916	0,998
	50	0,141	0,308	0,738	0,952	0,999
	60	0,179	0,353	0,792	0,975	1,000
	70	0,213	0,405	0,841	0,986	1,000
	80	0,215	0,462	0,890	0,996	1,000
	90	0,261	0,516	0,930	1,000	1,000
100	0,277	0,539	0,951	0,998	1,000	

Considerando que o erro inerente ao método de Cobb pode chegar até 7,2 graus.. (PRUIJS, 1994), o tamanho da amostra utilizada nesse estudo pode ser considerada representativa.

#### 4.2 - Comparação entre o método de Cobb e o método proposto de fotogrametria computadorizada para medida angular da curva escoliótica

A TAB. (4.3) apresenta a análise descritiva das variáveis e o p-valor para o teste de Wilcoxon em valores angulares da curva escoliótica utilizando o método de Cobb e o método de fotogrametria computadorizada





d. GRÁFICO (4.2)- Poder da amostra para a variável “lombar”, em função de  $n$  e da diferença mínima

TABELA 4.3

Análise descritiva e teste de Wilcoxon para valores angulares da curva escoliótica, obtidos pelo método de Cobb e por fotogrametria computadorizada.

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	P-valor
Cobb Dorsal	13	17,80 <sup>o</sup>	73,00 <sup>o</sup>	36,14 <sup>o</sup>	16,38 <sup>o</sup>	0,529
Fotogrametria Dorsal	13	19,60 <sup>o</sup>	74,20 <sup>o</sup>	36,43 <sup>o</sup>	16,67 <sup>o</sup>	
Fotogrametria Lombar	15	10,00 <sup>o</sup>	55,00 <sup>o</sup>	25,71 <sup>o</sup>	11,04 <sup>o</sup>	0,615
Cobb Lombar	15	14,00 <sup>o</sup>	48,60 <sup>o</sup>	27,20 <sup>o</sup>	10,05 <sup>o</sup>	

De acordo com a tabela acima, não é possível identificar diferença ( $p$ -valor  $> 5\%$ ) entre os métodos de Cobb e fotogrametria computadorizada em nenhuma das duas medições (dorsal e lombar). A semelhança entre os dois métodos pode ser melhor observada através dos GRA. (4.3) e (4.4) a seguir.

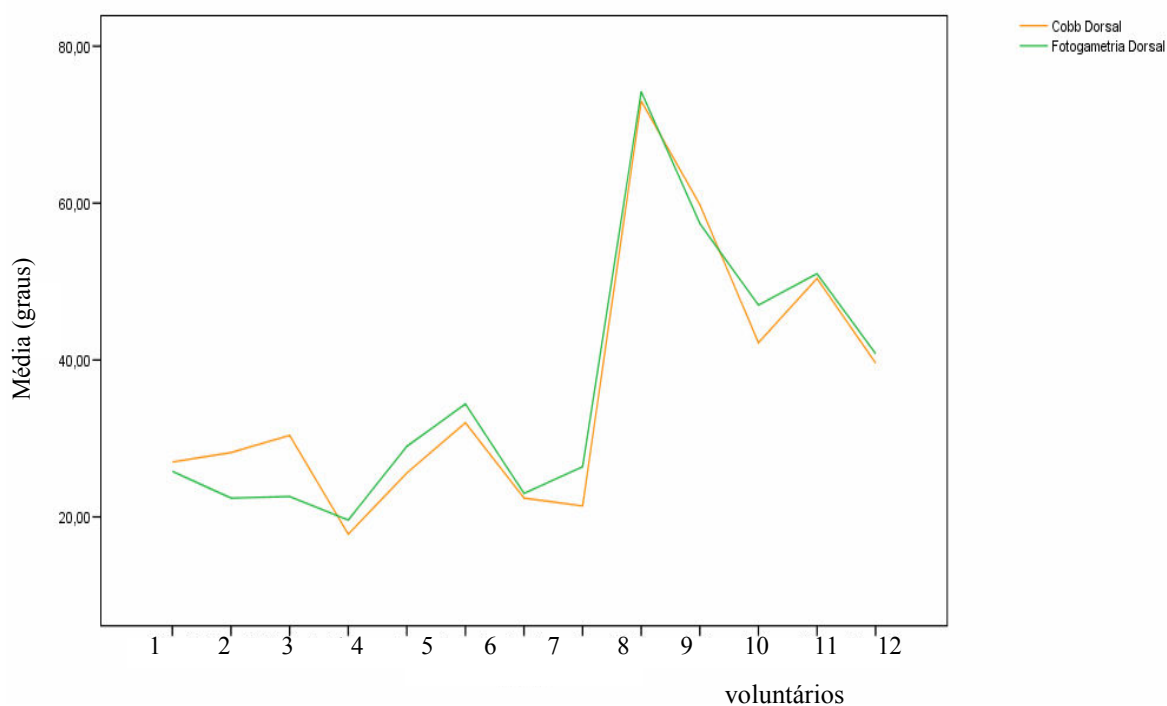


GRÁFICO 4.3 Estudo comparativo entre os valores angulares da curva escoliótica dorsal, obtidos pelo método de Cobb e pelo método de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo, onde, o eixo das abscissas representa os voluntários e o eixo das ordenadas representa a médias dos valores da curva escoliótica dorsal (graus).

De acordo com as estatísticas descritivas e os gráficos mostrados, pode-se dizer que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medições nos dois métodos. Assim, pode-se afirmar que independente do método adotado, a medição da curvatura tanto dorsal quanto lombar será semelhante.

#### 4.3 – Identificação da vértebra apical da curva escoliótica

A vértebra apical de uma curva escoliótica constitui-se naquela com maior afastamento do eixo vertical e, geralmente, maior rotação axial. Em síntese, é o local onde ocorre o fenômeno da escoliose. Assim, sua localização para efeito diagnóstico é extremamente relevante.

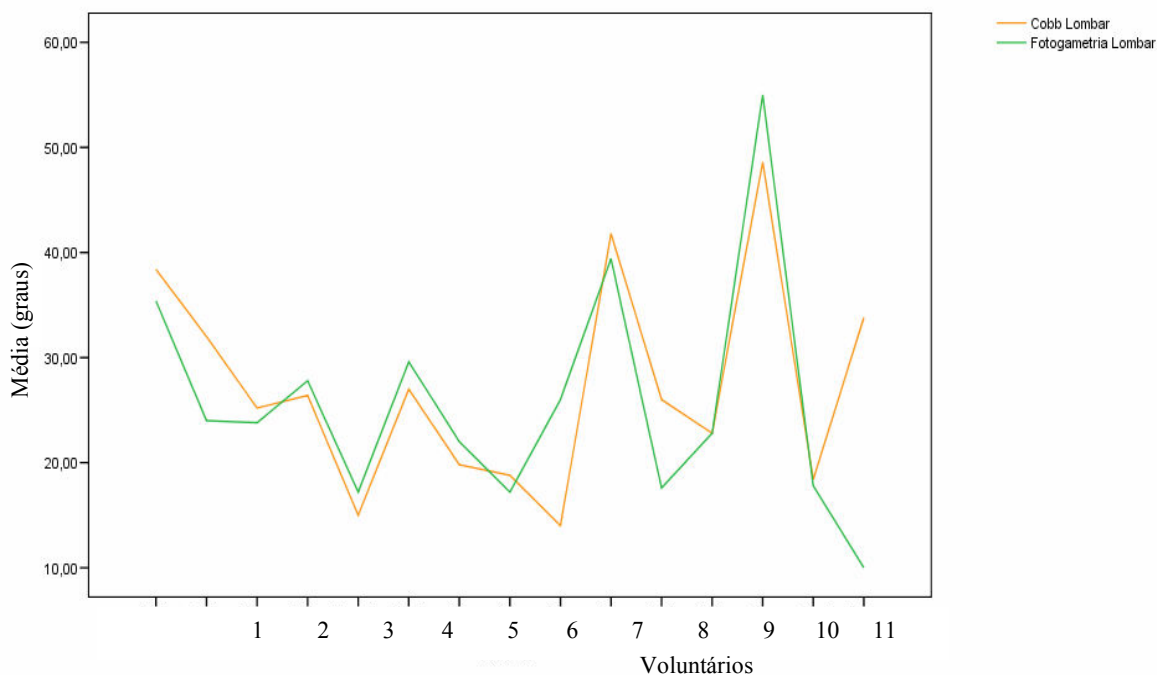


GRÁFICO 4.4 Estudo comparativo entre os valores angulares da curva escoliótica lombar, obtidos pelo método de Cobb e pelo método de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo; onde, o eixo das abscissas representa os voluntários e o eixo ordenadas representa a média dos valores da curva escoliótica lombar (graus).

Quando se utiliza a radiografia para localizar a vértebra apical, às vezes, não se identifica um corpo vertebral, e sim, um segmento compreendido entre dois corpos vertebrais. Entretanto, ao se utilizar o protocolo de fotogrametria proposto nesse estudo, não há visualização das estruturas internas componentes da coluna vertebral e a identificação da vértebra apical é feita, somente, pelo processo espinhoso de uma única vértebra. Esse fenômeno vem justificar o uso, nos gráficos abaixo, de intervalos fracionados no eixo y das ordenadas, para intervalo das vértebras.

Os GRAs. (4.5) e (4.6) demonstram o estudo comparativo da identificação da vértebra apical pelo método de radiografia e pelo método de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo, para curvas dorsal e lombar, onde, o eixo das abscissas representa os voluntários e o eixo das ordenadas representa os espaços vertebrais.

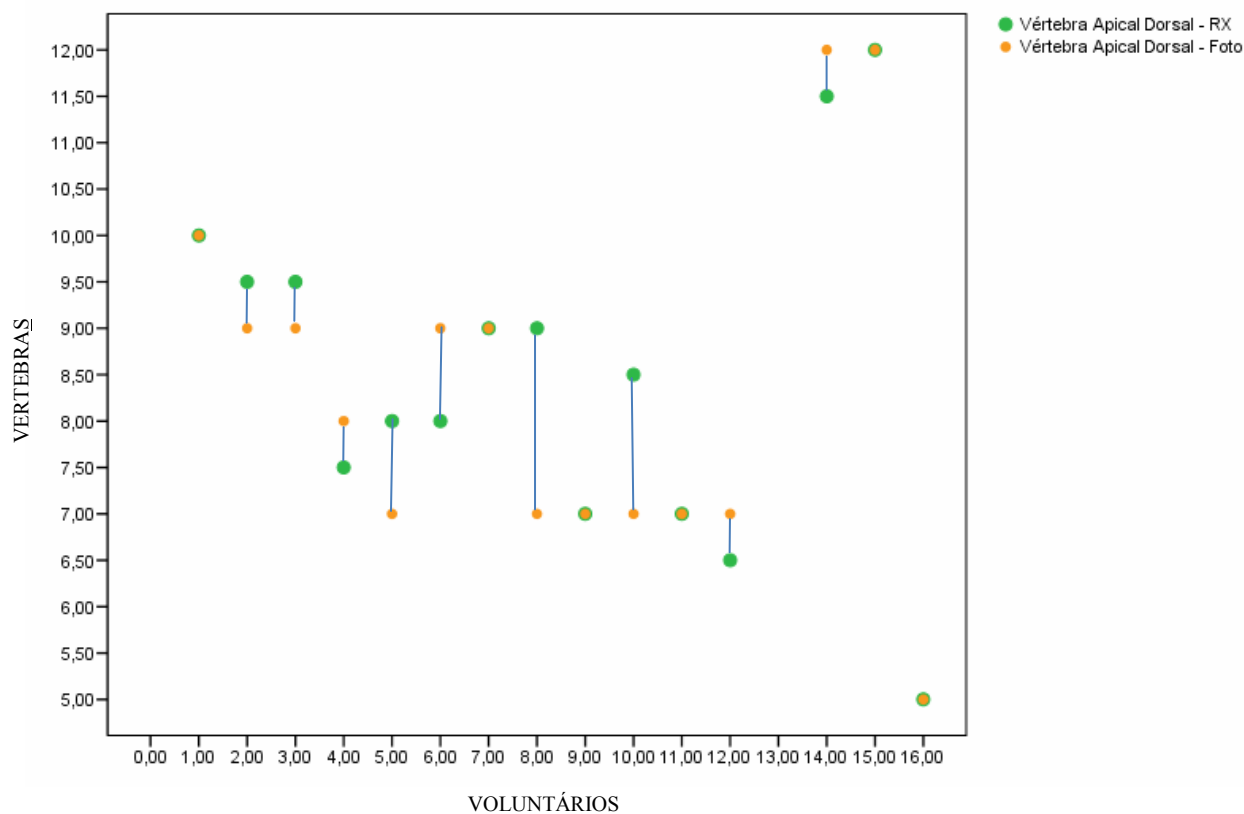


GRÁFICO 4.5 Estudo comparativo para identificação da vértebra apical dorsal, onde, o eixo das abscissas representa os voluntários e o eixo das ordenadas representa o intervalo entre os corpos vertebrais dorsais.

A TAB. (4.4) apresenta o teste comparativo para identificação da vértebra apical por radiografia e pelo protocolo de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo. O estudo demonstra que não existe diferença significativa entre as vértebras identificadas como apicais, tanto para o segmento dorsal como para o segmento lombar da coluna vertebral, pelos dois métodos estudados (p-valor superior a 0.05).

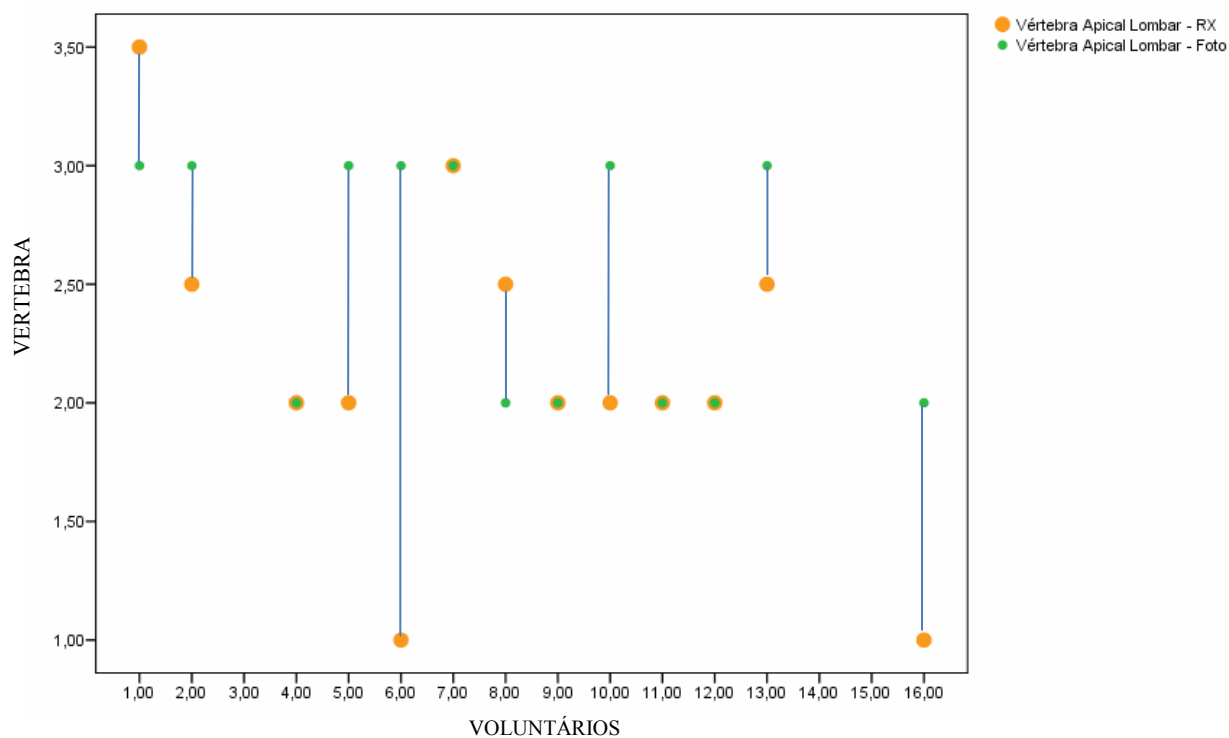


GRÁFICO 4.6 Estudo comparativo para identificação da vértebra apical lombar, onde, eixo das abscissas representa os voluntários e o eixo das ordenadas representa o intervalo entre as vértebras lombares.

TABELA 4.4

Teste comparativo para identificação da vértebra apical, nos segmentos dorsal e lombar da coluna vertebral, pelo método radiológico e pelo método de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo.

Teste de Wilcoxon	
Variáveis testadas	P-valor
Vértebra Apical Dorsal - Foto Vértebra Apical Dorsal - RX	0,398111
Vértebra Apical Lombar - Foto Vértebra Apical Lombar - RX	0,063965

#### 4.4. Discussão

O objetivo desse estudo foi propor um protocolo de fotogrametria computadorizada para quantificação da curva da escoliose como método alternativo, não-invasivo, portátil e de baixo custo, e compará-lo ao método radiológico de análise correntemente utilizado para avaliação dessa deformidade.

Pela natureza recente da aplicabilidade da fotogrametria à área do Movimento Humano, poucos trabalhos foram encontrados na literatura sobre sua aplicação nas deformidades vertebrais (SILVA, 2002; IUNES et al. 2005; BARAÚNA et al., 2006; DOHNERT & TOMASI, 2008). Somente SILVA (2002) e DOHNERT & TOMASI (2008) estudaram a correlação entre os ângulos da escoliose obtidos pelo método de Cobb com aqueles obtidos pela fotogrametria computadorizada. Naqueles estudos, a metodologia utilizada se diferencia da apresentada no presente estudo. Algumas etapas tiveram que ser desenvolvidas visando o maior controle das variáveis. Em primeiro lugar, a marcação dos pontos de referências anatômicos com marcadores de superfície aderentes, circulares e planos, utilizados por BARAÚNA et al. (2006) e DOHNERT & TOMASI (2008), e de baixo relevo (15mm) utilizado por SILVA (2002), foi modificada. Devido a natureza tridimensional da escoliose, é importante a identificação de alterações vertebrais, não somente no plano frontal, mas, também, no plano axial e sagital. Para isso, foi desenvolvido, nesse estudo, um marcador de superfície em forma de vetor, que possibilitou, não só, a identificação das vértebras que apresentavam desvio no plano frontal, mas, também, aquelas que sofreram mudanças no plano axial. A possibilidade de encontrar coordenadas tridimensionais, da base à ponta do vetor, possibilitou a visualização da variação angular desse vetor em qualquer dos três planos espaciais. Isso, tornou possível a reconstrução 3D da deformidade. Assim, um grande passo foi dado no sentido de reproduzir de maneira mais adequada, através da superfície, essa deformidade, em geral, visualizada somente por métodos invasivos. As figuras FIGs. (4.1 A e B) representam as imagens da coluna vertebral de um voluntário sem escoliose e outro com escoliose, utilizando marcadores MASV.

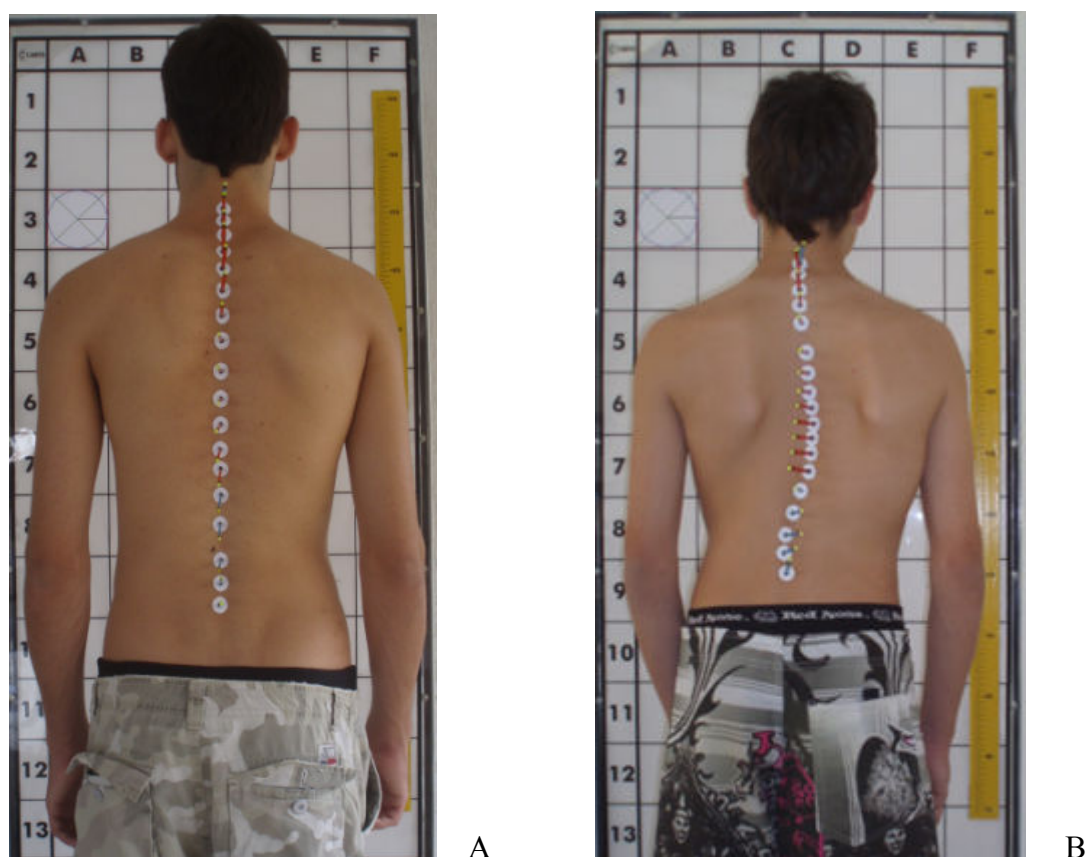


FIGURA 4.1 - ( A) A figura representa a marcação das vértebras C7 a L5, com MASV, em um indivíduo do sexo masculino sem escoliose. (B) A figura representa a marcação das vértebras C7 a L5, com MASV, em um indivíduo do sexo masculino portador de escoliose idiopática do adolescente (EIA), curva dupla (dorsal e lombar), onde se observa a variação no posicionamento espacial dos marcadores.

Em segundo lugar, nos estudos anteriores, a coluna vertebral foi dividida em 2 segmentos utilizando como referência, somente, 3 vértebras, como mostra a FIG.(4.2); não possibilitando a identificação precisa das vértebras limites e apical da curva a ser analisada. Além disso, pouca atenção foi dispensada, nesses estudos, na elaboração de mecanismos que garantissem a reprodutibilidade da posição corporal do indivíduo, para a captação das imagens digitais. Dispositivo como a plataforma giratória, para posicionamento postural nos diversos ângulos requeridos no estudo, foi parte importante desse protocolo visando garantir a reprodutibilidade das posturas durante o exame e em exames a serem comparados posteriormente.

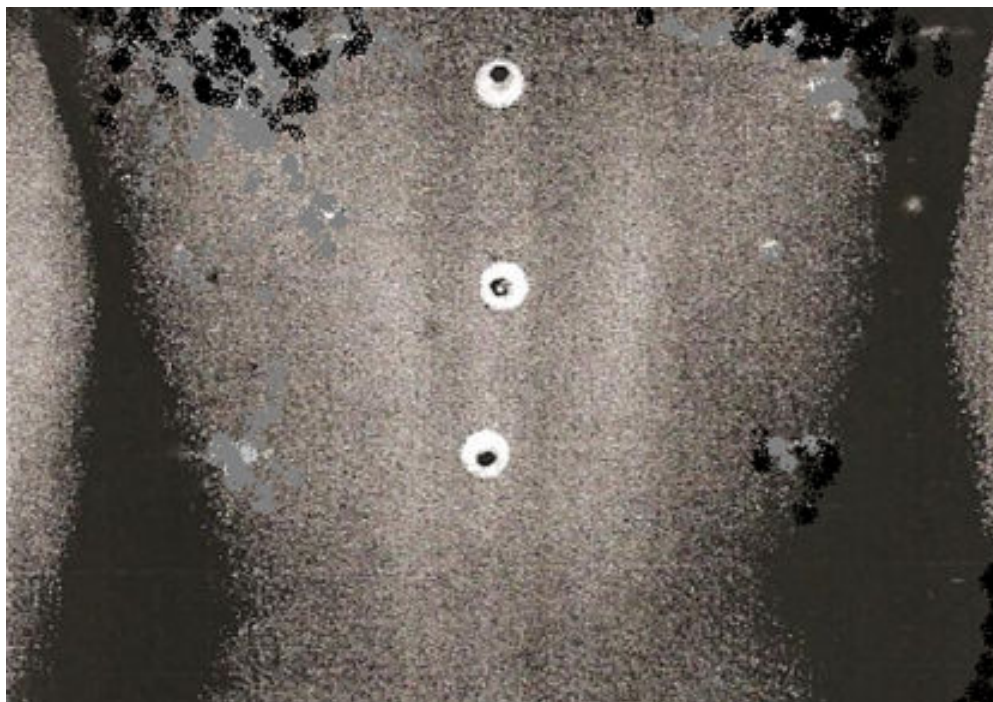


FIGURA 4.2 – Vista posterior do tórax de um indivíduo com marcação de três vértebras dorsais (não nomeadas no estudo) para a mensuração da curva escoliótica.

FONTE : SILVA, 2002, p.32.

Em seu estudo, SILVA (2002) não encontrou correlação estatisticamente significativa entre a medida da curva escoliótica (em graus) obtidas pela fotogrametria computadorizada e aquelas obtidas pelo método de Cobb. Acreditamos que o resultado negativo obtido por esse autor pode ser atribuído a dois fatores: (1) a utilização de marcadores de superfície com baixo relevo (15mm), FIG.(4.3), que não possibilitou a identificação precisa das vértebras limites envolvidas no arco da curva escoliótica; (2) a obtenção dos valores angulares pela utilização do método de Risser-Ferguson criado, originalmente, para uso em imagem radiológica e adaptado, no referido estudo, para um método embasado em referências de superfície, comprometendo a confiabilidade dos valores de referência.

Além disso, estudos prévios demonstraram que o valor angular da escoliose obtido pelo método Risser-Ferguson, como demonstrado na FIG.(4.4 A e B), é subestimado quando comparado àquele obtido pelo método de Cobb (TRIBASTONE, 2001).





FIGURA 4.3 – Foto dos marcadores de superfície de 15mm de altura, utilizados no estudo de SILVA (2002), para a quantificação angular da escoliose.

FONTE : SILVA, 2007, p.28.

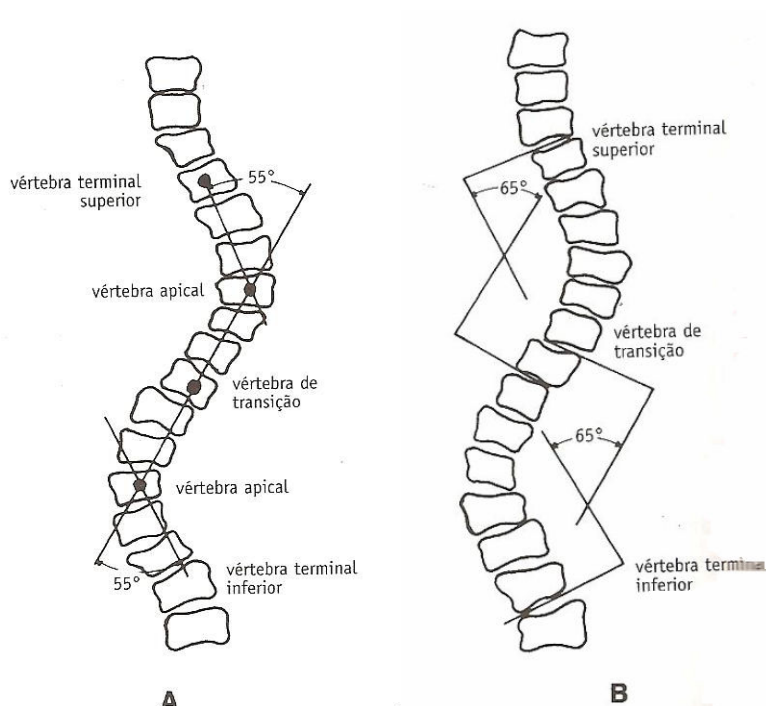


FIGURA 4.4 - (A) Método de Risser-Ferguson para a medida da curva da escoliose.  
(B) Método de Cobb para medida da curva da escoliose.

FONTE : Modelo de Frassi-Sibilla, TRIBASTONE. 2001, p.2

Também DOHNERT & TOMASI (2008), em seu estudo para detectar EIA, em um grupo de duzentos e vinte e quatro escolares de ensino fundamental, concluíram que a fotogrametria computadorizada não se mostrou sensível e específica para ser recomendada, isoladamente, como teste de avaliação da escoliose idiopática do adolescente em escolares. Os autores justificam que os resultados podem ter sido influenciados pela média, muito baixa, dos valores do Cobb ( $5,5^\circ$ ), obtidas no grupo estudado, quando comparados a outros estudos. Essa média de valores de escoliose demonstra, na verdade, que o grupo investigado não era portador de escoliose. Além disso, os autores comentam que o grande número de examinadores (seis), envolvidos na marcação dos pontos de referência e coleta das fotos, podem ter influenciado o resultado. Os autores sugerem que um único examinador deve participar desse processo.

No processo de palpação, para fins de localização dos níveis vertebrais, a experiência do pesquisador é considerada como requisito importante. A dificuldade encontrada, em nosso estudo, em reproduzir sobre a pele a geometria da linha raquidiana lombar em duas voluntárias corrobora com aquela apresentada no estudo de COMERLATO (2007). Naquele estudo foi demonstrado que, embora não tenha existido diferença estatisticamente significantes no processo de palpação e localização dos processos espinhosos das vértebras, quando comparado à sua localização por meio de radiografia, houve uma dificuldade mais pronunciada na identificação das vértebras na região lombar baixa, sendo a vértebra L4 a que apresentou maior erro. Do mesmo modo, BILLIS et al. (2003) investigaram a reprodutibilidade na localização das vértebras C5, T6 e L5 por três grupos de fisioterapeutas, concluíram que houve boa confiabilidade intra-terapeutas, sendo que a palpação do processo espinhoso de L5 foi o mais difícil para os três grupos. Nos três grupos de fisioterapeutas (estudantes, clínicos e terapeutas manuais) integrantes do estudo realizado por BILLIS et al. (2003) os clínicos e os terapeutas manuais obtiveram maior reprodutibilidade que os estudantes de fisioterapia, para a identificação dos mesmos níveis vertebrais.

Em nosso estudo, a média das diferenças entre os valores angulares obtida pelo método de Cobb e pelo método de fotogrametria computadorizada foi de  $2,6^\circ$ , para a curva dorsal. Para a curva lombar, a média das diferenças entre os dois métodos foi  $5,13^\circ$ , com a maior diferença observada em dois voluntários, um deles com o maior IMC. Esses valores mostram-se aproximados àqueles obtidos por PRUIJS et al. (1994) para a medida de Cobb, onde, o desvio padrão da média intra-observadores foi reportado como, aproximadamente,  $3,5^\circ$  e inter-observadores de  $2,8^\circ$  a  $7,2^\circ$ .

Em concordância com o estudo de COMERLATO (2007), acreditamos que os fatores obesidade, experiência do avaliador na palpação dos pontos anatômicos de referência e as variações morfológicas na estrutura óssea do indivíduo podem constituir-se em variáveis intervenientes.

Segundo WILLNER & WILLNER (1982), os critérios para que um método de registro seja aceito são: 1) possibilidade de diagnóstico mesmo para as pequenas deformidades; 2) número mínimo de falsos positivos e falsos negativos; 3) técnica simples, com risco mínimo de erro humano e com possibilidade de investigação de muitos pacientes num curto período de tempo; 4) possibilidade de documentar os achados para comparação de exames subsequentes.

A fotogrametria computadorizada, entre os recursos não-invasivos de análise postural, trás em seu bojo quatro grandes vantagens na efetividade de sua aplicação: (1) o baixo custo de implementação do sistema, (2) a transportabilidade dos instrumentos que o compõe, (3) a possibilidade de visualização da postura global do indivíduo, o que permite correlacionar disfunções associadas aos segmentos adjacentes à deformidade da coluna, ampliando as possibilidades de êxito no diagnóstico e na terapêutica empregada, e (4) a indiscutível vantagem em reduzir, significativamente, a exposição à radiação em indivíduos jovens portadores de escoliose. Sendo assim, sua relevância vem de encontro com a busca por adaptações metodológicas direcionadas à realidade dos escassos recursos financeiros disponíveis nos centros de atenção à saúde no Brasil.

## 5. CONCLUSÃO

A quantificação angular da escoliose, para curvas dorsal e lombar, obtida através do protocolo de fotogrametria computadorizada proposto nesse estudo e pelo método de Cobb não apresentou diferença estatisticamente significativa ( $p$ -valor  $> 5\%$ ). Assim como, não houve diferença estatisticamente significativa ( $p$ -valor  $> 5\%$ ) para a identificação da vértebra apical entre os dois métodos analisados. A demonstração matemática apresentada é consistente e demonstrou a equivalência entre ambos os métodos.

A precisão da medida fotogramétrica computadorizada, para análise cinemática estática ou dinâmica humana, tem sua base na localização precisa das referências anatômicas a serem investigadas em associação à sistematização na captação das imagens. Nesse sentido, o presente estudo foi pioneiro em vários aspectos: (1) A proposição de marcadores de superfície tipo vetor possibilitou transportar para a superfície o posicionamento espacial dos segmentos vertebrais envolvidos na curva escoliótica, especialmente possibilitando a identificação da vértebra mais rodada no plano axial, a vértebra apical, onde ocorre o fenômeno da deformidade. Além disso, esses marcadores tipo vetor, por serem visualizados no plano sagital e estarem posicionados perpendicularmente à pele, possibilitam uma análise quantitativa e qualitativa das curvas fisiológicas sagitais (lordose cervical e lombar, cifose dorsal), oferecendo mais um recurso diagnóstico. (2) A proposição de uma plataforma giratória possibilitou a padronização postural do indivíduo, em diferentes planos, na medida em que são obtidos vários planos posturais sem que o indivíduo se movimente. (3) E, por fim, a criação de um método de análise cinemática, não-invasivo, que tem relação quantitativa direta com o método correntemente usado na clínica médica há, aproximadamente, 70 anos.

Assim, o protocolo de fotogrametria computadorizada desenvolvido nesse estudo, para quantificação angular da escoliose, mostrou-se como uma metodologia promissora no acompanhamento da curva escoliótica, principalmente, em indivíduos sem maturação óssea completa, visando complementar os exames de radiografia.

## 5.1 Sugestão para novos estudos

Os aspectos pioneiros da metodologia proposta tornaram esse estudo uma ferramenta valiosa de estimativa angular da curva escoliótica de maneira não-invasiva e de baixo custo para a clínica diária e para a avaliação de grandes grupos portadores de escoliose. Entretanto, novos estudos são necessários para a validação de rotinas e experimentos em grupos maiores de indivíduos, agrupados por valor angular ( $10^\circ$  a  $20^\circ$ ,  $20^\circ$  a  $40^\circ$  e acima de  $40^\circ$ ) e por localização da curva escoliótica (dorsal, lombar e dorso-lombar).

Considerando os dispositivos criados, alguns procedimentos podem ser feitos para melhorá-los. A plataforma giratória poderá receber mecanismo com controle eletrônico de posicionamento nos diversos ângulos requeridos no exame. Isso reduziria o tempo gasto no exame e o tornaria mais confortável para o avaliador. Além disso, os MASV deverão ser fabricados em material mais resistente, para uso corrente na clínica diária.

## ABSTRACT

The scoliosis is a three-dimensional deformation of the spine. It is a serious disease that can compromise vital organs like heart and lungs, in addition to influence the aesthetic and quality of life. His progression is generally associated with growth peak, getting in that case, the name of the adolescent idiopathic scoliosis (AIS). Thus, the pubertal period is one where there is greater need for medical care and physiotherapy. The e X-rays are, for decades, the examination of choice for measurement and monitoring of the deformity and is recommended up to four tests per year. Meanwhile, the X-rays are ionizing rays that cause deleterious effects to the body when in repeated doses, such as: cancer, leukemia and genetic effects, these effects extended to non complete bone maturation. Such considerations have led in recent years, several studies of alternative, noninvasive, for measurement and monitoring of scoliosis. This study aimed to develop a protocol of computerized photogrammetry to measure the angle of scoliosis. We evaluated 16 patients (14 females and 2 males), holders of AIS, who had to request medical achievement of radiographic examination, panoramic, posteroanterior and profile of the spine and whose averages were age  $21,44 \pm 6,17$ , weight  $52,91 \pm 5,88$ , height  $1,63 \pm 0,05$  and mass body  $19,86 \pm 0,26$ . Anatomic landmarks of the vectorial type were placed on the skin, on the spinous processes of the C7-L5 vertebrae, to permit the identification and spatial orientation of each vertebra, and also was used a revolving plataform created to position the patients in different angles required for postural analysis. Radiologic evaluation was performed with the subject standing, anteroposterior and profile (  $90^\circ$ ) and, soon after, the subject were photographed with a digital camera in the frontal posterior plane, right and left sagittal planes in the angles of  $45^\circ$  and  $90^\circ$ . The photographic images, in the frontal posterior plane, were subjected to analysis of the angles and identification from apical vertebra by the method proposed in this study, using the software CorelDraw<sup>13®</sup>. The radiographs were subjected to analysis of the angles by the Cobb method and identification from apical vertebra. The angles obtained by computerized photogrammetry were compared with those obtained by the Cobb method. According to the descriptive statistics, we can say that there was no statistically significant difference (p-value  $< 5\%$ ) between the measurements for both methods, for thoracic and lumbar curves. Also, there was no statistically significant difference (p-value  $> 5\%$ ) for identification from apical vertebra, on the two segments from spinal column, among the method concerning x-rays & the method proposed in this study. The demonstration presented mathematics is consistent

and demonstrated the equivalence between the Cobb method and method proposed in this study. The proposed methodology is unique in all stages of the protocol creating a new approach in the quantification of angular scoliosis by noninvasive method.

***Key words:*** *scoliosis, computerized photogrammetry, method of Cobb, devices.*

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AMARAL, E. J.M. Previna as deformidades da coluna vertebral de seu filho. 3ª Policlínica do Corpo de Bombeiro Militar, Niterói, 02/10/2006. Disponível em: <http://www.3apoliclinica.cbmerj.rj.gov.br/modules.php?name=News&file=print&sid=274>. Acesso em 22/12/08.
2. BARAÚNA, M. A. *Estudo Comparativo entre a avaliação do equilíbrio estático de indivíduos amputados e não amputados*. Tese (Doutorado em Motricidade Humana): Universidade Técnica de Lisboa; Lisboa (Portugal),1997.
3. BARRETO, G.; OLIVEIRA, M.G. *A arte secreta de Michelangelo* \_ Uma lição de anatomia na Capela Sistina. Editora ARX, São Paulo, 2004; p.46. Disponível em: <http://www.google.com.br/search?hl=ptBR&q=leonardo+da+vinci%2C+forma+humana&btnG=Pesquisar&meta=>. Acesso em: 19/05/08.
4. BERRINGTON DE GONZALES, A.; DARBY, S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*; v.363, p.345-351, 2004.
5. BIENFAIT, M. *Os Desequilíbrios Estáticos*. Summus Editorial, 1995, 2ª edição.
6. BONE, C.M.; HSIEH, G.H. The risk of carcinogenesis from radiographs to pediatric ortho-pedic patients. *J Pediatr Orthop*,; v.20, p.251-254, 2000.
7. BOULOS, P.; CAMARGO, I. *Geometria analítica: um tratamento vetorial*. 2ª. Ed. São Paulo/SP: Makron Books Ltda, 1987.



8. BRADFORD, D.S.; LONSTEIN, J.E.; MOE, J.H.; OGIWIE, J.W.; WINTER, R.B. *Escoliose e outras deformidades da coluna: o livro de moe*. 2ed. São Paulo: Santos, 1994.
9. BROOKS, H.L. et al. *Scoliosis: a prospective epidemiological study*. *The Journal of Bone And Joint Surgery*, v.57-B, n. 7, p.968-972, 1975.
10. CALAIS-GERMAIN, B. *Anatomia para o movimento*. São Paulo: Manole, 1992, v.1, p.8-10
11. CARMAN, D.L.; BROWNE, R.H.; BIRCH, J.G. Measurement of scoliosis and kyphosis: radiographs intraobserver and interobserver variation. *J Bone Joint Surg Am*, v.72, p.32-33, 1990.
12. CHARLES, Y. P.; DAURES, J. P.; ROSA, V.; DIMÉGLIO, A. Progression risk of idiopathic juvenile scoliosis during pubertal growth. *Spine*, v.31, n. 17, p.1933-1942, 2006.
13. CHEUNG, J.; WEVER, D.J.; VELDHUIZEN, A.G.; et al. The reliability of quantitative analysis on digital images of the scoliotic spine. *Eur Spine J*, v.11, p.535-542, 2002.
14. CHOW, D.H.K.; KWOK, M.L.Y.; CHENG, J.C.Y.; LAO, M.L.M.; HOLMES, A.D.; AU-YANG, A.; YAO, F.Y.D.; WONG, M.S. The effect of back-pack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait & Posture*, v.24, p.173-181, 2006.
15. COMERLATO, T. *Avaliação da postura corporal estática no plano frontal a partir de imagem digital*. Dissertação ( Mestrado em Ciências do Movimento Humano): Universidade Federal do Rio Grande do Sul; Porto Alegre, 2007.

16. CÔTÉ, P.; KREITZ, B; CASSIDY, J.D.; DZUS, A.K.; MARTEL, J. A Study of diagnostic accuracy and reliability of the scoliometer and Adam's forward bend test. *Spine*, v.23, n.7, p. 796-802, 1998
17. DE LA HUERTA F.; LEROUX M. A.; ZABJEK K. L F; COILLARD C.; RIVARD C. H.. Évaluation stéréovidéographique de la géométrie posturale du sujet dain et scoliotique. *Ann Chir.*; v.52, n.8, p.776-783, 1998
18. DICKSON, R.A. & LEATHERMAN, K.D. *The management of spinal deformity*. London: Wright, 1998; p.1-54.
19. DICKSON, R.A. Scoliosis in the community. *British Medical Journal*, v.286, p.615-618, 1983.
20. DOHNERT M. B.; TOMASI E. Validade da fotogrametria na detecção de escoliose idiopática adolescente. *Rev. Bras. Fisioter.*, v.12,n.4, 2008.
21. DOODY, M; LONSTEIN, J.E.; STOVALL, M.; HACKER, D.G.; LUCKYANOV, N.; LAND, C.E. *Breast cancer mortality after diagnostic radiography: finding from the U.S. Scoliosis Cohort study*. *Spine*, v.25, p.2052-2063, 2000.
22. DURWARD, B. R.; BAER, G. B; ROWE, P. J. *Movimento Funcional Humano\_ Mensuração e análise*. São Paulo: Manole, 2001, p.2.
23. FERNANDES, M.R.F.L.; BARROS, J.W.; SHIMANO; C.A.; MOREIRA, R.B.F. et al. Utilização da técnica de moiré para detectar alterações posturais. *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo*, v.10, n. 1, p.16-23, 2003.
24. FERREIRA, D.M.A. Estudo clínico da mensuração da gibosidade e suas correlações com medidas radiológicas na escoliose idiopática. Dissertação (mestrado). Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1999.

25. FRISDLAND, D. J.; GO, A. S.; DAVOREN, J. B.; SHLIPAK, M. G.; BENT, S. W.; SUBAK, L.L.; MENDELSON, T. *Medicina Baseada em Evidências.*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001, p.3.
26. GOLDBERG, M.S.; MAYO, N.E.; LEVY, A.R.; SCOTT, S.C.; POITRAS, B. Adverse reproductive outcomes among women exposed to low levels of ionizing radiation from diagnostic radiography for adolescent idiopathic scoliosis. *Epidemiology*, v.9, p.271-278, 1998.
27. GSTOETTNER, M.; SEKYRA, K.; WALOCHNIK, N., et al. Inter-and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle: manual versus digital measurement tools. *Eur Spine J*, v.16, p.1587-1592, 2007.
28. GOLDBERG, C.J.; GROVES, D.; MOORE, D.P.; FORGARTY, E.E.; DOWLING, F.E. Surface topography and vectors: A new measure for the three dimensional quantification of scoliosic deformity. *Research into Spinal Deformities*, v.5, p. 449-455, 2006.
29. GOLDBERG, C.J., KALISZER, M., MOORE, D.P.; FORGARTY, E.E.; DOWLING, F.E. Surface topography, Cobb angles and cosmetic change in scoliosis. *Spine*, v.26, n.4, p.E55-E63, 2001.
30. HAWES, M.C. & O'BRIEN, J.P. *A century of surgery: What can patients expect? Disability and Rehabilitation*, v.30, n.10, p.808-817, 2008.
31. HERSCOVICI, D.; SANDERS, R. W. The Effects, risks and guidelines for radiation use in orthopaedic surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.375, p.126-132, 2000.
32. HERTZ, H.; RUSSOMANO, T.; PORTO, F.; STEIGER, A.; AZEVEDO, D.F.G.; GURGEL, J. Desenvolvimento da técnica de Moiré de sombra como alternativa de baixo custo para análise postural. *Scientia Medica*, Porto Alegre: PUCRS, v.15, n.4, p.235-242, 2005.

33. KELSEY, C.A. Introdução. In: Juhl H.J. et al., *Interpretação Radiológica*. 7ªed. Rio de Janeiro, 2000.
34. KISNER, C.; COLBY, L. A. *Exercícios Terapêuticos*. Barueri, SP: Manole, 2005.
35. KLOS, S.S; LIU, X.C.; LYON, R.M.; TASSONE, J.C.; THOMETZ, J.G. Reliability of a functional classification system in the monitoring of patients with idiopathic scoliosis. *Spine*, v.32, n.15, p.1662-1666, 2007.
36. KLUBA, T.; SCHAFER, J.; HAHNFELDT, T.; NIEMEYER, T. Prospective randomized comparison of radiation exposure from full spine radiographs obtained in three different techniques. *Eur Spine J*, v.15, p.752-756, 2006.
37. KNOPLICH, J. *Enfermidades da Coluna Vertebral \_ Uma visão clínica e fisioterápica*. 3ed. São Paulo: Robe Editorial 2003.
38. KOTWICKI, T. *Intravertebral deformation in idiopathic scoliosis \_ A transverse plane computer tomographic study*. *J Pediatr Orthop*, v.28, n.2, p. 225-229, 2008.
39. LEVY, A.R.; GOLDBERG, M.S.; HANLEY, J.A.; MAYO, N.E.; POITRAS, B. Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis. *Health Phys*, v.66, p.621-633, 1994.
40. LEVY, A.R.; GOLDBERG, M.S.; MAYO, N.E.; HANLEY, J.A.; POINTRAS, B. Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, v.21, p.1540-1547,1996.
41. LIU, S.L. & HUANG, D.S. Scoliosis in China. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.323, p113-118, 1996
42. MEDEIROS, R.B.; DAROS, K.A. Avaliação das doses de radiação X recebidas por pacientes em estudos radiológicos. *Radiologia Brasileira*, v.30, p.263-265, 1997.

43. MAGAZONI, V.S. Estudo correlacional entre a expansibilidade da caixa torácica e a capacidade vital pulmonar nos indivíduos portadores e não-portadores de espondilite anquilosante Dissertação ( Mestrado em Fisioterapia), UNITRI- Centro Universitário do Triângulo, Uberlândia, 2000.
44. MASSO, P.D.; GORTON, G.E. Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using an optoelectronic measurement system. *Spine*, v.25, n.4, p.457-462, 2000.
45. MORRISSY, R.T.; GOLDSMITH, G.S.; HALL, E.C.; et al. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis: evaluation of intrinsic error. *J Bone Joint Surg Am*, v.72, p.320-327, 1990.
46. NAULT, M.; ALLARD, P.; HINSE, S.; LÊ BLANC. R.; CARON, O.; LABELLE, H.; SADEGHI, H. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, v.27, n.17, p.1911-1917, 2002.
47. OVADIA, D.; BAR-ON, E.; FRAGNIÉRE, B.; RIGO, M.; DICKMAN, D.; LEITNER, J.; WIENTROUB, S.; DUBOUSSET, J. Radiation-free Quantitative Assessment of Scoliosis: A multi center prospective study. *Eur Spine J*, v.16; p.97-105, 2007.
48. RICIERI, D. V. Validação de um protocolo de fotogrametria computadorizada e quantificação angular do movimento toraco-abdominal durante a ventilação tranqüila Dissertação (Mestrado em Fisioterapia). UNITRI -Centro Universitário do Triangulo, Uberlândia, 2000.
49. RICIERI, D. V. *Biofotogrametria – Análise cinemática angular dos movimentos- A Ciência e Seus Segredos*. 2.ed.Curitiba: Inspirar, 2005. 89 p.
50. RICIERI, D; GILNEI, R. *Biofotogrametria*. Disponível em <http://pt.wikipedia.org/wiki/Biofotogrametria>. Acesso em 15/10/08.
51. RON, E. Cancer risks from medical radiation. *Health Phys*, 2003; v.85, p.47-59.

52. SAHLSTRAND, T. The clinical value of moiré topography in the management of scoliosis. *Spine*, v.11, p.409-417, 1986.
53. SAKKA, S.A.; MEHTA, M.H. Correlation of the Quantec scanner measurements with X-ray measurements in scoliosis. Presented at the annual meeting of the British Orthopaedic Association. Aberdeen, UK, September 19-22, 1995.
54. SHEA, K.G.; STEVENS, P.M.; NELSON, M.; et al. *Comparison of manual versus computer-assisted radiographic measurement* \_ Intraobserver measurement variability for Cobb angle. *Spine*, v.23, n.5, p.551-555, 1998.
55. SILVA, T. F. A. O uso da Biofotogrametria Computadorizada na Mensuração da curva escoliótica. Dissertação ( Mestrado em Fisioterapia), UNITRI- Centro Universitário do Triângulo, Uberlândia, 2002.
56. STAGNARA, P.; DE MAUROY, J.C.; GONON, G.P.; COSTANZO, G.; DIMNET, J. Reciprocal angulation vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine*, v.7, p.335-342, 1982.
57. STOKES, I.A.F.; MORELAND, M.S. Measurement of the shape of the surface of the back in patients with scoliosis. *The journal of bone and joint surgery*, v.69-A, n.2, p.203-211, 1987.
58. TAKASAKI, H. "Moiré" topography. *Appl Opt*, v.9, p.1467-1472, 1970.
59. TEMBA, P. *Fundamentos da Fotogrametria*. Departamento de cartografia, UFMG, 2000.
60. TIXA, S. *Atlas de Anatomia Palpatória do Pescoço, do Tronco e do Membro Superior*. São Paulo: Ed. Manole, 2000; p.37-41.

61. TOMMASELLI, A.M.G.; SILVA, J.F.C.; HASEGAWA, J.K.; GALO, M.; DAL POZ, A.P. Fotogrametria: aplicações a curta distância. FCT 40 anos, Perfil Científico Educacional. Presidente: Meneguetti Jr. E Alves, 1999, p.147-59.
62. TRIBASTONE, F. *Tratado de Exercícios Corretivos - Aplicados à Reeducação Motora Postural*. São Paulo:Ed. Manole, 2001.cap.15; p. 213-216.
63. WILLNER, S. & WILLNER, E. The role of “moiré” photography in evaluating minor scoliotic curves. *Int Orthop*, v.6, p.55-60, 1982.
64. WILLS, B.P.D.; AUERBACH, J.D.; ZHU, X., et al. Comparison of Cobb angle easurement of scoliosis radiographs with preselected end vertebrae \_ Traditional versus digital acquisition. *Spine*, v.32, n.1, p.98-105, 2007.
65. YEARS, A.M.; PEÑA, R.G.; JUNCO, R. Moiré topography: alternative technique in health care. *Optics and Lasers in Engineering*, v.40, p.105-116, 2003.
66. ZMURKO, M.G.; MOONEY, J.F. 3<sup>rd</sup>; PODESZWA, D.A., et al. Inter- and intraobserver variance of Cobb angle measurements with digital radiographs. *J Surg Orthop Adv*, v.12, p.208-213, 2003.
- 67.ZSIDAI, A.; KOCSIS, L. Ultrasound-based spinal column examination systems. *Facta Physical Education and Sport*, v.1.n.8, p.1-12, 2003.

## ANEXO A



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

Parecer nº. ETIC 579/07

**Interessado: Prof. Antônio Eustáquio de Melo Pertence**  
**Departamento de Engenharia Mecânica**  
**Escola de Engenharia - UFMG**

### DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou, no dia 14 de fevereiro de 2008, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado “**Protocolo de fotogrametria computadorizada na quantificação angular da escoliose**” bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

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

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Maria Teresa Marques Amaral', is positioned above the printed name.

**Profa. Maria Teresa Marques Amaral**  
**Coordenadora do COEP/UFMG**



## ANEXO B

Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP (31) 3409-4592

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Departamento de Engenharia Mecânica

Laboratório de Projeto Mecânico

---

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Nome do voluntário: -----

**Prezado (a) Senhor (a),**

Meu nome é Rozilene Maria Cota Aroeira, sou Fisioterapeuta, especialista em fisioterapia em ortopedia e esportes e aluna de pós-graduação do Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG. Temos o prazer de convidá-lo (a) para participar voluntariamente do projeto de pesquisa “**Protocolo de fotogrametria computadorizada na quantificação angular da escoliose**”, que será desenvolvida no laboratório de Projeto Mecânico da UFMG.

Esta pesquisa tem por objetivo desenvolver uma nova técnica de medição dos ângulos da escoliose, visando propor um método alternativo para reduzir o número de radiografias feitas no acompanhamento desta alteração da coluna vertebral. Os dois métodos que serão comparados são: a medida do ângulo feita através da radiografia panorâmica da coluna (exame solicitado pelo médico do indivíduo em todos os casos de escoliose) com a medida do ângulo feita através da foto tirada das costas do indivíduo, sem camisa, para os homens, e usando soutien de biquíni, para as mulheres, e, depois, analisadas por um programa de computador, chamado fotogrametria. As fotos serão feitas na Clínica VÉRTEBRA\_Medicina e Reabilitação, localizada na rua Padre Rolim n.815/107, bairro Santa Efigênia, Belo Horizonte, MG. O senhor (a) terá que se deslocar até o local da realização das fotos na data agendada previamente. Este projeto não lhe trará nenhum ônus financeiro, sendo

que poderá optar por participar ou não da pesquisa, bem como abandoná-la quando quiser, sem nenhum prejuízo. O senhor (a) será identificado por um número. Portanto, seu nome não aparecerá em nenhum relatório ou publicação, sendo resguardado seu direito ao sigilo. Após a pesquisa, suas fotos serão arquivadas e não serão utilizadas para nenhum outro fim.

O senhor (a) receberá uma cópia deste termo, onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sobre sua participação, a qualquer momento.

Agradecemos sua participação nesta pesquisa que será fundamental para o sucesso da mesma, e nos colocamos à sua disposição para esclarecer quaisquer dúvidas que possam surgir, no Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG pelo telefone (31) 34095454 ou diretamente comigo pelo telefone (31)87846135.

Eu, -----  
----

Venho por meio desta, manifestar meu consentimento em participar da amostragem da pesquisa acima referida, estando consciente acerca da sua justificativa, objetivos e procedimentos a serem realizados. Estou ciente, ainda, de que, em qualquer momento, por qualquer motivo que me impeça de participar do presente estudo, comunicarei ao seu autor e serei, assim, excluído da pesquisa.

Belo Horizonte, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de  
2008.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do paciente/ responsável

\_\_\_\_\_  
Pesquisador

**Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG-COEP**

End: Av. Antônio Carlos, n.6627, Unidade Administrativa II, 2 andar, sala 205,  
CEP:31270-901, Belo Horizonte, MG; (31)3409-4592 - e-mail: coep@prpq.ufmg.br

**Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG-** End: Av. Antônio Carlos,  
n.6627, Laboratório de Projeto Mecânico.,

**Rozilene Maria Cota Aroeira, FT, pesquisadora responsável** \_ (31)87846135,  
32813087 - e-mail: rozecota@hotmail.com

**Prof. Antônio de Melo Pertence, Orientador** \_ (31)34095454

## ANEXO C

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA- DEMEC  
Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica- MESTRADO

ALUNA: Rozilene Maria Cota Aroca  
ORIENTADOR: Prof. Antônio Eustáquio de Melo Porteno

## FICHA DE IDENTIFICAÇÃO

Nº. \_\_\_\_\_

Avaliação fotogramétrica: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Horário: \_\_\_\_\_

## Dados pessoais:

Nome: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Bairro: \_\_\_\_\_ Cidade/UF: \_\_\_\_\_

Profissão: \_\_\_\_\_ Registro Geral: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: ( ) Fem ( ) Mas

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_

Telefones: \_\_\_\_\_

## OBSERVAÇÕES:

---

---

---

---

---