

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

**MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL PARA AVALIAÇÃO POSTURAL**

Renata Landucci Ortale

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

CAMPINAS

1993

RENATA LANDUCCI [ORTALE  $\pi$  / cor 8

MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL PARA AVALIAÇÃO POSTURAL

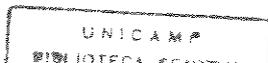
Dissertação apresentada como exigência parcial para obtenção de título de MES  
TRE EM EDUCAÇÃO FÍSICA, à Comissão Julgadora da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas, sob a orientação do Prof. Dr. René

[Brenzikofer]

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

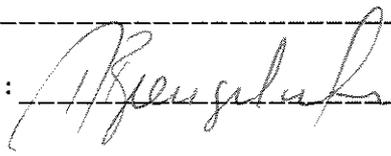
CAMPINAS - 1993



MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL PARA  
AVALIAÇÃO POSTURAL

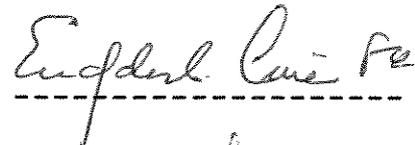
Este exemplar corresponde à redação final da dissertação defendida por RENATA LANDUCCI ORTALE e aprovada pela Comissão Julgadora em 10 de dezembro de 1993.

Data: \_\_\_\_\_

Assinatura:  \_\_\_\_\_

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
CAMPINAS - SÃO PAULO

**COMISSÃO JULGADORA**

1. Prof. Dr. Euclides Custódio de Lima Filho 
2. Prof. Dr. Reinaldo Gamba 
3. Prof. Dr. René Brenzikofer 

Esta investigação foi conduzida no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física - **FEF**, da Universidade Estadual de Campinas.

Suporte Financeiro: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - **FAPESP** (processo nº 91/1571 - 0).

Dedico este trabalho à minha **mãe**,  
Suely, pelo incessante incentivo à  
carreira acadêmica, companheirismo  
e amor.

Meus agradecimentos ao Prof. Dr. René Brenzikofer pela orientação e pela forma de conduzir este trabalho.

"Sabe que não acredito que alguém jamais tenha ensinado alguma coisa ao outro. Duvido da eficácia do ensino. A única coisa que sei é que quem quiser aprender, aprenderá. E talvez o professor seja um fator que facilite, uma pessoa que apresenta as coisas e mostra aos outros como é empolgante e maravilhoso, convidando-os a provar."

Carl Rogers

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. José Roberto Ortale pela orientação na área de anatomia.

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Ribeiro, que num momento de difícil decisão acadêmica, conduziu-me a um novo caminho. Meu reconhecimento por toda ajuda e participação.

Aos professores Dr. Alberto Carlos Amadio e Dr. Reinaldo Gamba, pelas importantes sugestões.

Ao Prof. Dr. Euclides Custódio de Lima Filho pelas sugestões e pelos ensinamentos de matemática.

Ao Prof. Dr. Adolpho Hengeltraub pelos ensinamentos de física e pela colaboração neste trabalho.

À Profa. Roseli Golfetti, responsável pelo Laboratório de Fisiologia do Exercício, pelo empréstimo dos equipamentos.

Ao Prof. Dr. Hilton S. Pinto, diretor do Centro de Ensino e Pesquisa em Agricultura - CEPAGRI/UNICAMP, pelos equipamentos colocados à disposição.

À Faculdade de Educação Física, na pessoa do seu Diretor, Prof. Dr. Ademir Gebara.

Aos colegas do Grupo Instrumentação para Biomecânica: Cláudio, Luciano, Ricardo e Sérgio. Meus agradecimentos pelas sugestões e pela possibilidade de dividir minhas preocupações e realizações.

Ao Mauro, companheiro de trabalho e amigo, minha imensa gratidão por ter compartilhado das minhas dificuldades, me ensinando com admirável sabedoria e simplicidade os conhecimentos de computação.

Aos colegas de mestrado e pesquisa, que de alguma forma deram sua significativa contribuição: Patrícia, Vera, Fabiana, Catai, Barreto, Mário, Marco Antônio, Mônica e Jaqueline.

Aos funcionários, Carlos, Regina e especialmente Elaíde, quem dedicou tantos cuidados à mim.

À minha irmã Fernanda que soube me ouvir e apoiar em todos os momentos.

À minha irmã Roberta que carinhosamente acompanhou, desde o início, minha formação acadêmica. Meu especial agradecimento pela constante amizade e dedicação.

Ao meu cunhado Mário Sérgio pela colaboração e incentivo.

Ao Marcelo, todo meu carinho, por ter dividido e compreendido minhas ansiedades.

## RESUMO

### MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL PARA AVALIAÇÃO POSTURAL

O propósito deste trabalho é apresentar um método para análise quantitativa e tridimensional da coluna vertebral em posição estática.

O método apresentado utiliza registros fotográficos estereoscópicos, medição das imagens em mesa digitalizadora e análise dos dados através de programas computacionais, os quais foram desenvolvidos para agilizar os procedimentos da reconstrução e fornecer resultados quantitativos, sob a forma de gráficos, das curvaturas e das torções geométricas 3D da espinha.

A reconstrução 3D dos pontos anômicos, marcados na pele sobre os processos espinhosos da coluna vertebral, foi desenvolvido por BREZIKOFER (1991, 1993).

A análise matemática em termos de curvatura e torção geométrica 3D dos pontos anatômicos é obtida a partir de um ajuste polinomial por quadrados mínimos.

Aplicamos este método em três voluntários, os quais foram submetidos a uma avaliação postural clínica, antes da realização dos experimentos fotográficos.

Os pontos anatômicos foram marcados com adesivos autocolantes e contrastantes nos indivíduos na posição ereta e estática, prontos para serem fotografados. Os pontos de interesse, estenderam-se da base do occipital até o processo espinhoso da quarta vértebra

lombar, somando um total de vinte pontos.

Os resultados obtidos são apresentados sob a forma de seis gráficos, para cada sujeito: dois correspondem ao ajuste polinomial das projeções das curvas da coluna vertebral nos planos sagital e frontal, outros dois às curvaturas bidimensionais nos mesmos planos, um à curvatura 3D e finalmente à torção geométrica 3D. Em todos os gráficos estas variáveis estão representadas em função da coordenada vertical.

Através do método ora proposto, detectamos as regiões da coluna onde aparecem as curvaturas e torções geométricas 3D. Também mostramos que o método desenvolvido permite quantificar, com boa sensibilidade, as deformidades da coluna vertebral, como por exemplo: lordoses, cifoses e escolioses. Os resultados obtidos mostraram uma boa correlação com os do diagnóstico clínico.

Dissertação de mestrado: Renata Landucci Ortale

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Instituto de Física "Gleb Wataghin" ( UNICAMP )

Local: Laboratório de Instrumentação para Biomecânica,  
Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de  
Campinas - UNICAMP.

Palavras chaves: coluna vertebral, postura, tridimensional,  
curvatura e torção.

## **ABSTRACT**

### **TRIDIMENSIONAL RECONSTRUCTION METHOD FOR POSTURE EVALUATION**

This paper aims at presenting a method for quantitative and tridimensional analysis of the spinal column in a static position.

The method utilizes stereoscopic photographic registers, image measurement in digitalized table and data analysis using software developed in order to accelerate the reconstruction procedures and supply quantitative results in the format of graphs representing the 3D curvatures and geometrical torsions of the spinal column.

The 3D reconstruction of the anatomic points, marked on the skin over the spinous processes, was developed by Brenzikofer (1991, 1993).

The mathematical analysis of 3D curvature and torsion of the anatomic points is obtained through an adjustment of the parametric polynomial least square fit.

This method was applied to three voluntary subjects who, before having their photographic registers taken, were submitted to a clinical posture evaluation.

A total of twenty anatomic points were marked with contrasting adhesive disks. The subjects were in a static and upright position. The points of reference went from the occipital basis until the spinous process of the fourth lumbar vertebra.

The results are presented in six graphs for each subject. Two graphs represent the polynomial fit of the projection of the spinal column curves in the sagittal and frontal plane. Two other graphs represent the bidimensional curvatures in the same planes. One graph represents the 3D curvature and the last one represents the geometric 3D torsion. In all these graphs the variables are represented in function of the vertical coordinate.

This method successfully detected in which areas of the spinal column 3D curvatures and geometrical torsions occur. It also enables the user to quantify, with accuracy, spinal column deformities such as, lordosis, kyphosis, and scoliosis.

There is a positive correlation between the results of the proposed method and the clinical diagnosis.

Master's thesis: Renata Landucci Ortale

Advisor: Dr. René Brenzikofer

Institute of Physics "Gleb Wataghin"

Place: Biomechanical Instrumentation Laboratory.

Faculty of Physical Education.

State University of Campinas - UNICAMP

Key words: spinal column, posture, tridimensional, curvature, and torsion.

## ÍNDICE

I - Introdução .....	1-7
II - Objetivos .....	8
III - Fluxograma da Metodologia .....	9
IV - Resumo do Método de Reconstrução 3D .....	10-12
V - Experiência Fotográfica .....	13-18
VI - Digitalização das Fotos .....	19
VII - Programas Computacionais .....	20-33
VIII - Resultados da Reconstrução 3D .....	34-38
IX - Qualificação da Precisão do Método .....	39-45
X - Descrição Matemática da Curva da Coluna Vertebral .....	46-47
XI - Curvatura e Torção Geométrica 3D .....	48-57
XII - Coluna Vertebral .....	58-61
XIII - Resultados e Discussão .....	62-68
XIV - Conclusões .....	69-70
XV - Referências Bibliográficas .....	71-74
XVI - Anexos .....	75-77

## I- INTRODUÇÃO

As condições de vida, na atualidade, vem produzindo um maior número de portadores de problemas na coluna vertebral. São muitas as causas destes problemas, por exemplo: traumatismos, doenças, hereditariedade e hábitos posturais inadequados. Cresce, portanto, o número de problemas ligados a hábitos de postura, por fatores ocupacionais e ambientais ( RASCH & BURKE, 1987 ).

O estudo mais aprofundado da postura humana exige metodologias adequadas e precisas, que permitam fazer uma análise quantitativa tridimensional da coluna vertebral e de suas alterações. Consideramos três razões principais para o desenvolvimento destas metodologias: 1) o dorso humano é uma estrutura tridimensional, portanto as alterações no alinhamento da coluna devem ser analisadas no espaço; 2) prover um diagnóstico preciso da deformidade e conseqüentemente poder indicar um tratamento; 3) acompanhar o efeito de exercícios ou os resultados de tratamentos.

Com objetivo de situar o método adotado neste trabalho, apresentaremos a seguir uma breve revisão da literatura. Esta irá relatar diversos métodos para analisar características anatômicas ou topográficas do dorso e para detectar alterações do alinhamento da coluna vertebral.

O raio X tem sido usado, entre outros, para diagnóstico médico da coluna vertebral. Trata-se de uma radiação eletromagnética, a qual é produzida quando elétrons rápidos são repentinamente retardados pelo contato com um alvo. A absorção dos raios X, ao atravessar a matéria, depende da densidade desta e permite a formação de uma imagem em uma chapa fotográfica. A passagem de raios X através de uma matéria viva é prejudicial, e se uma suficiente dose de radiação é recebida, os tecidos são mortos (BARNES et al, 1962).

A tomografia computadorizada de raio X permite a visualização de estruturas internas do corpo humano em secção transversal, através da observação de cada secção em um monitor de vídeo. Esta técnica utiliza a emissão de raios X em feixes paralelos acoplado a detetores de radiação de maneira a fazer uma varredura da região de interesse. Para cada feixe de raio X a fração da radiação transmitida é medida e registrada na memória de um computador. São feitas várias varreduras em diferentes ângulos para, através de um algoritmo matemático, obter-se uma imagem da secção transversal (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983).

NOSSE (1985), a partir de medidas extraídas de uma régua de borda métrica linear ( Lumbar Lordosis Measurement Device ), desenvolveu um método para descrever somente o contorno da curvatura lombar e a sua profundidade.

PHILIPPENS et al (1987) utilizaram a medida do comprimento da pele do dorso, transdutores de força e goniômetro, para obter sinais contínuos da curvatura e da inclinação do dorso durante oito horas de trabalho.

AALTO et al (1988) desenvolveram o método de Posturografia Computadorizada. A partir de estímulos elétricos nos músculos da panturrilha, registram por meio de uma plataforma de força os ajustes posturais para manter a estabilidade no homem e analisam estas respostas pelo computador.

Os seguintes autores tratam de fornecer uma descrição tridimensional de objetos e da postura humana.

O método da Transformação Linear Direta (DLT) foi desenvolvido em 1971, na Universidade de Illinois ( ABDEL-AZIZ & KARARA, 1974 ), com o objetivo de permitir o uso de câmeras amadoras para trabalhos de medidas à curta distância e fornecer a localização tridimensional de objetos.

MILES & SPEIGHT (1975) adaptaram, ao estudo do dorso, o método de topografia de Moiré, o qual é uma técnica monoscópica para medir superfícies de objetos em três dimensões.

FROBIN & HIERHOLZER (1981, 1982) aperfeiçoaram o método de Moiré e criaram a Rasterestereografia. Ela utiliza a projeção no sujeito de uma rede quadriculada e uma câmera fotográfica para fazer a reconstrução tridimensional de superfícies irregulares, como a da pele humana, e de alguns pontos anatômicos. Esta metodologia faz uma análise das curvaturas da superfície presentes

na configuração do dorso, a qual possibilita correlações com as deformidades espinhais.

DRERUP & HIERHOLZER (1985, 1986 e 1987) desenvolveram um método para detecção de marcas anatômicas na superfície do dorso, o qual pode ser aplicado em estudos de deformidades espinhais, pois existe uma relação entre a forma da superfície do dorso e as suas estruturas intrínsecas. Para fazer a análise das curvaturas de superfície utilizaram medida fotogramétrica (Rasterestereografia). Determinaram as regiões de alta curvatura no dorso, as quais foram usadas para marcas anatômicas.

Já ASSENTE et al ( 1987 ) desenvolveram o Auscan System (Automatic Scoliosis Analyser), o qual utiliza pontos anatômicos marcados no corpo do indivíduo, quatro câmeras de vídeo, uma plataforma de força e hardwares especializados. Este método faz uma descrição tridimensional da geometria corporal e fornece a distribuição de cargas durante a postura ereta.

FRANÇA (1991) estudou a validade da topografia Moiré no diagnóstico precoce da escoliose vertebral. Apesar da obtenção de padrões Moiré satisfatórios para a análise quantitativa proposta, o autor diz não poder afirmar a presença ou não de escoliose em 61% dos indivíduos estudados, devido a falta de comparação radiológica.

PONCET et al (1992) estudaram a torção geométrica de colunas vertebrais com escoliose, através de um método de reconstrução tridimensional baseado em estereoradiografia de raio x. Descrevem que a torção geométrica definida matematicamente pelas fórmulas de Frenet pode prover um diagnóstico e/ou prognóstico da deformidade espinhal.

BRENZIKOFER (1991, 1993) desenvolveu o método de reconstrução tridimensional, no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica na Faculdade de Educação Física da UNICAMP. Com a utilização de duas câmeras fotográficas e um sistema de referência, determinou a localização no espaço tridimensional de pontos anatômicos marcados no corpo humano.

A seguir passamos a tecer comentários sobre os métodos abordados.

O exame por raio X e a tomografia computadorizada fornecem informações detalhadas a respeito de deformidades espinhais, pois permitem a visualização das vértebras, de regiões específicas ou até da coluna vertebral inteira, possibilitando um diagnóstico completo da mesma. No entanto, tais métodos são agressivos e utilizam equipamentos de alto custo, dificultando a aplicação destes para a investigação científica ou para a análise postural de uma população.

Já os métodos de ABDEL-AZIZ & KARARA (1974) e de MILES & SPEIGHT (1975) permitiram uma análise tridimensional de objetos, porém não foram desenvolvidos para os estudos das deformidades espinhais.

FROBIN & HIERHOLZER (1981, 1982), NOSSE (1985), PHILIPPENS et al (1987) e AALTO et al (1988) descrevem parcialmente as características da forma externa do dorso e da postura, porém não quantificaram os desvios laterais das curvaturas da coluna e outras alterações no alinhamento da coluna vertebral.

O método de ASSENTE et al (1987) foi desenvolvido para analisar a escoliose e conseguiu detectar algumas consequências desta deformidade espinhal, como por exemplo a rotação da pelve. A análise foi feita através da localização tridimensional de pontos anatômicos.

A respeito da topografia moiré, FRANÇA (1991) refere que devido a grande variedade dos padrões moiré, quanto ao posicionamento do indivíduo, ao formato e ao comprimento da sua superfície dorsal, segundo o autor, não foi possível afirmar que as fotos moiré dos indivíduos possam ser utilizadas na comparação com exames subsequentes. Este fato inviabiliza a aplicação do método para o estudo da evolução da deformidade espinhal no mesmo indivíduo em diferentes fases e também para comparação de posturas em uma população.

Já o método de BREZIKOFER (1991, 1993) faz a reconstrução tridimensional de pontos anatômicos, e obteve resultados com um grau de precisão satisfatório ( desvio padrão abaixo de 4 mm ). No entanto, este método, lento e trabalhoso, inviabiliza um trabalho sistemático com um número suficiente e necessário de indivíduos para garantir significância estatística na detecção de problemas posturais. Além disso, este método não é direcionado para aplicação em avaliação postural, haja visto que o mesmo não explicita parâmetros específicos da postura estática do indivíduo, como por exemplo, as curvaturas da coluna vertebral.

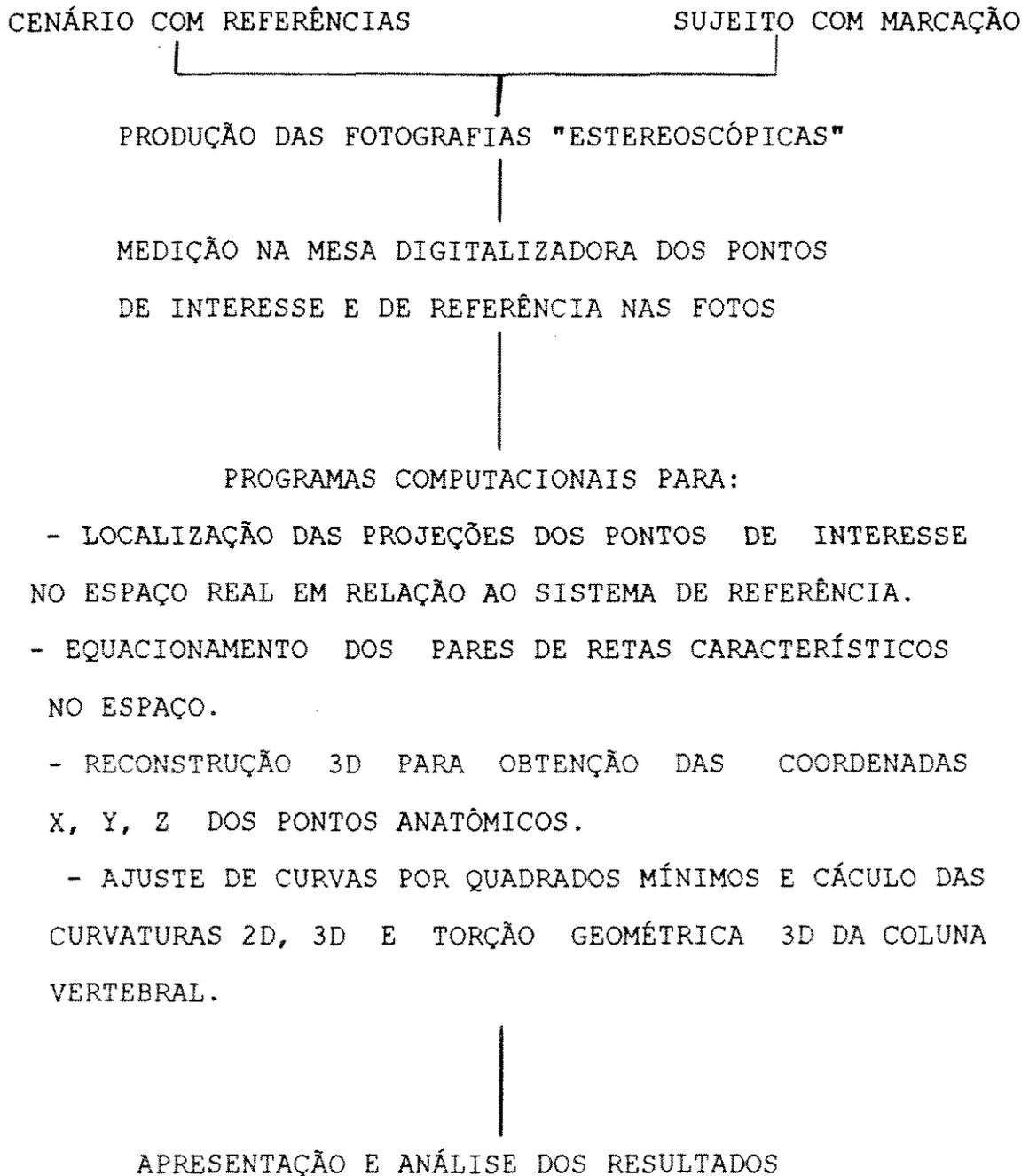
Apesar da literatura apresentada apontar para métodos que contribuíram para o estudo da postura humana, constatamos a ausência de um método para análise postural quantitativa tridimensional que fosse de aplicabilidade viável e simples.

A proposta deste trabalho foi agilizar o método de reconstrução tridimensional de BREZIKOFER (1991, 1993) e viabilizar sua aplicação para análise postural. Esta "automatização" foi feita através da medição das fotos em mesa digitalizadora e da análise por programas computacionais, os quais foram desenvolvidos com o objetivo de substituir o tratamento manual do método original e de fornecer informações a respeito da coluna, em termos de curvatura e torção geométrica.

## II - OBJETIVOS

- DESENVOLVER UM MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL PARA AVALIAÇÃO POSTURAL.
- OBTENÇÃO E ANÁLISE MATEMÁTICA QUANTITATIVA DA CURVA 3D FORMADA PELOS PONTOS ANATÔMICOS MARCADOS NA PELE SOBRE OS PROCESSOS ESPINHOSOS DA COLUNA VERTEBRAL.

### III- FLUXOGRAMA DA METODOLOGIA



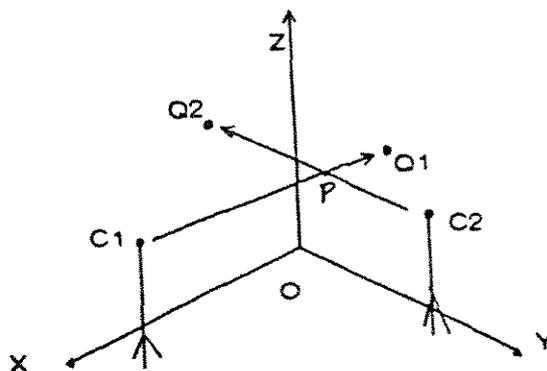
Inicialmente, apresentaremos um resumo do modelo teórico utilizado por nós para fazer a reconstrução tridimensional dos pontos anatômicos, visando esclarecer a metodologia para o desenvolvimento do "Método de Reconstrução Tridimensional para Avaliação Postural".

#### IV - RESUMO DO MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL

Este método utiliza fotografias estereoscópicas para fazer a reconstrução tridimensional de pontos anatômicos marcados na pele do sujeito. Para estas fotografias o indivíduo é colocado frente a um sistema de referência, previamente preparado e fotografado ao mesmo tempo por no mínimo duas câmeras fotográficas.

O modelo teórico e seu equacionamento desenvolvido por BREZIKOFER (1991, 1993) considera um par de retas suportes dos raios de luz no espaço tridimensional com o objetivo de localizar a intersecção destas, visto que o ponto anatômico a ser reconstruído faz parte simultaneamente das duas retas.

Para visualizar a situação apresentamos a seguinte figura:



O modelo tem a seguinte sequência lógica: A luz refletida pelo ponto anatômico (P) atravessa o espaço em linha reta e passa pelo foco da câmera um ( $C_1$ ) impressionando o filme numa posição bem definida. Outra fotografia tirada com a mesma câmera em situação igual mas sem a presença do sujeito, impressiona o filme no mesmo lugar com a luz de um detalhe  $Q_1$  da parede (segundo plano) que define o sistema de referência.

Determinamos experimentalmente as posições das coordenadas tanto deste ponto  $Q_1$  como as do centro óptico da câmera um ( $C_1$ ). Desta maneira, obtemos a equação de reta que liga  $C_1$  e  $Q_1$  e sabemos que o ponto P se encontra em algum lugar ao longo desta reta.

Adotamos  $\lambda_1$ , como fator de proporcionalidade para a localização de P. Para a segunda câmera ( $C_2$ ) teremos o mesmo raciocínio. Portanto, a intersecção das duas retas ( $C_1Q_1$  e  $C_2Q_2$ ) é obtida.

De fato, a experiência mostrou que devido à presença de erros experimentais nas determinações do centro óptico das câmeras  $C_1$  e  $C_2$ , como dos pontos  $Q_1$  e  $Q_2$ , estas retas ( $C_1Q_1$  e  $C_2Q_2$ ) raramente se interceptam. Consideramos então que o ponto anatômico P se encontra na região de distância mínima ( $\Delta$ ) entre essas duas retas, mais precisamente que P se encontra no meio deste segmento localizado no espaço pelo vetor **OP**:

$$\mathbf{OP} = \mathbf{OC}_1 + \lambda_1 \cdot \mathbf{C}_1\mathbf{Q}_1 + 1/2 \delta \cdot \Delta$$

Onde o meio segmento "delta" aparece orientado sob a forma de  $1/2 \delta * \Delta ; (|\Delta| = 1)$ .

Considerando também o trajeto de O a P pela segunda reta podemos determinar as incógnitas  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  e  $\delta$  pelas coordenadas X, Y e Z da equação:

$$OC_1 + \lambda_1 \cdot C_1Q_1 + 1/2 \delta \cdot \Delta = OC_2 + \lambda_2 \cdot C_2Q_2 - 1/2 \delta \cdot \Delta$$

Desta maneira, localizamos o ponto anatômico P no espaço tridimensional.

## V - Experiência Fotográfica

Para obtenção das fotografias "estereoscópicas" realizamos cinco experimentos fotográficos. Procuramos em cada experimento aperfeiçoar o trabalho, detectar e corrigir as falhas. Apresentamos a seguir os resultados obtidos no último experimento. Quanto aos sujeitos fotografados selecionamos três voluntários, para exemplificar a aplicação do método e discutir os resultados.

**a) Local:** Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP.

- Sistema de referência: Canto da sala com solo e duas paredes que formam ângulos de aproximadamente 90 graus entre si. As paredes são brancas, e nelas foram pintados pontos de referência pretos de localizações conhecidas ( ver anexo 1: foto e figura com as medidas ).

**b) Posicionamento das câmeras fotográficas:**

Utilizamos duas câmeras fotográficas, as quais foram fixadas em tripés e posicionadas para registrar o sujeito sob diferentes ângulos.

Estipulamos uma numeração para as câmeras, são elas:

- câmera 1 (marca - Pentax, Filme - Fuji Film, asa 400-Pr 133)
- câmera 2 (marca - Ricoh, Filme - Fuji Film, asa 400-Pr 133)

Todos os filmes fotográficos utilizados na experiência foram preto e branco.

**c) Determinação das coordenadas dos centros ópticos das câmeras:**

Utilizamos trena, fio de prumo e régua para avaliar as coordenadas  $C_x$ ,  $C_y$  e  $C_z$  do centro óptico de cada câmera, visto que este é inacessível por se encontrar dentro das máquinas.

Obtivemos as seguintes medidas:

Câmera 1 - $C_x = 0,5730$ m	Câmera 2 - $C_x = 3,5400$ m
$C_y = 4,1670$ m	$C_y = 0,5830$ m
$C_z = 1,2000$ m	$C_z = 1,2000$ m

Utilizamos um nível para verificar a existência de inclinação do solo. Detectamos diferenças, as quais serão compensadas adiante, uma vez que a coordenada  $Z$  representa a altura da câmera medida a partir de uma superfície considerada horizontal ( $Z=0$ ).

**d) Sujeitos fotografados:**

Os voluntários selecionados passaram por procedimentos iguais, ou seja foi feita uma avaliação postural, por um fisioterapeuta antes da realização do experimento fotográfico, para o diagnóstico clínico da coluna vertebral. Esta avaliação consistia de uma inspeção visual, nos planos sagital e frontal, e do teste de flexão anterior do tronco.

Os dados dos três voluntários são descritos a seguir:

- **Sujeito 1:** sexo: feminino                      idade: 44 anos  
                          altura: 1,60 m                                      peso: 58 kg

Diagnóstico clínico: lordose (acentuação da curvatura lombar), cifose (acentuação da curvatura torácica) e escoliose torácica direita (desvio lateral da coluna no plano frontal).

- **Sujeito 2:** sexo: feminino                      idade: 26 anos  
                          altura: 1,75 m                                      peso: 65 Kg

Diagnóstico clínico: lordose.

- **Sujeito 3:** sexo: masculino                      idade: 29 anos  
                          altura: 1,85 m                                      peso: 75 Kg

Diagnóstico clínico: cifose.

**f) Preparação dos sujeitos para as fotos:**

O vestuário utilizado pelos voluntários foi um maiô.

O procedimento para marcação dos pontos anatômicos foi baseado em SNELL (1984). Este autor explica como localizar, por meio de palpação, os processos espinhosos das vértebras e alguns pontos bilaterais (ângulo superior e inferior da escápula, espinha ilíaca póstero-superior, entre outros).

Para marcação dos pontos anatômicos contamos com o auxílio de um fisioterapeuta e de um professor de anatomia. Marcamos esses pontos com discos circulares pretos, os quais eram de mesmo diâmetro (12,5 mm), autocolantes e contrastantes com a pele

(ver anexo 2). Os pontos anatômicos marcados sobre a pele do indivíduo foram os seguintes:

**Pontos medianos:**

- Na pele sobre os processos espinhosos pertencentes à L4 até duas vértebras antes da proeminente, somando um total de 20 pontos marcados ao longo da coluna vertebral. Onde o ponto número um corresponde a L4 e assim sucessivamente até processo espinhoso da quinta vértebra cervical. Portanto, os pontos de 1 a 20 referem-se aos da coluna vertebral.

**Pontos bilaterais:**

- 21 - Vértice do ângulo superior da escápula direita
- 22 - Vértice do ângulo superior da escápula esquerda
- 23 - Vértice do ângulo inferior da escápula direita
- 24 - Vértice do ângulo inferior da escápula esquerda
- 25 - Ponto situado na extremidade lateral do acrômio direito
- 26 - Ponto situado na extremidade lateral do acrômio esquerdo
- 27 - Espinha ilíaca pósterio-superior direita
- 28 - Espinha ilíaca pósterio-superior esquerda
- 29 - Ponto situado no centro da fossa poplítea direita
- 30 - Ponto situado no centro da fossa poplítea esquerda
- 31 - Vértice da tuberosidade do calcâneo direito
- 32 - Vértice da tuberosidade do calcâneo esquerdo

O número total de pontos anatômicos marcados foi trinta e dois, como foi listado acima, porém resolvemos colocar seis pontos a mais na coluna vertebral do sujeito 2 o que resultou em um total de trinta e oito. Já para o sujeito 3 o número total foi trinta, pois não marcamos os dois pontos referentes ao vértice do ângulo inferior da escápula.

Consideramos que o método de palpação direta utilizado para fazer a marcação dos pontos tem algumas limitações e erros. Como já foi previamente discutido nos trabalhos de DRERUP & HIERHOLZER (1985, 1986 e 1987), existe uma correlação entre a forma da superfície do dorso e suas estruturas intrínsecas. Assim o método de palpação direta, para determinação das marcas de pontos anatômicos, pode apresentar erros atribuíveis ao movimento da pele e ao procedimento de marcação. Porém, segundo TESTUT & JACOB (1956), a pele do dorso é grossa e, na linha mediana, está fixada por feixes de tecido conjuntivo denso, que partem da face profunda da derme e vão se inserir nos ligamentos da nuca e supraespinhal, implicando em uma baixa amplitude de movimentos da pele nesta região.

Os pontos anatômicos foram marcados nos sujeitos quando estes se encontravam na posição ereta e estática, ou seja prontos para serem fotografados. Evitando, assim, seus deslocamentos devido à movimentação da pele.

**g) Realização das fotografias "estereoscópicas":**

Para identificar as fotografias, utilizamos um bloco alfa numérico colocado no cenário.

Primeiro tiramos fotografias somente do sistema de referência, obtivemos, para cada uma das câmeras, as fotos: B0 (ver anexo 2).

Após estas fotos, pedimos para o sujeito se colocar de frente para o sistema de referência, permanecer em posição ereta e estática, procurar distribuir seu peso de maneira igual entre as duas pernas. Para realização das fotografias, dois operadores disparavam simultaneamente suas câmeras. Através deste procedimento obtivemos, para cada uma das câmeras, as fotos: A2 (sujeito 1), A3 (sujeito 2) e A4 (sujeito 3).

**h) Processamento das Fotos:**

O processamento dos filmes foi feito no Centro de Comunicação da UNICAMP. A partir dos negativos, selecionamos para cada câmera quatro fotos, sendo uma do sistema de referência e as outras dos sujeitos 1, 2 e 3. A ampliação das fotografias foi feita em papel fotográfico Kodabrome Print RC, tamanho 20,3 cm x 25,4 cm, solicitamos que todas as fotos fossem reveladas com a mesma ampliação. Desta forma, obtivemos oito fotografias (ver anexo 2 - exemplos das fotos do sistema e do sujeito 1).

## VI - Digitalização das Fotos

Para obtermos as coordenadas  $P_x$  e  $P_y$  dos pontos de interesse nas fotos, utilizamos uma mesa digitalizadora. Esta se encontra instalada no CEPAGRI - UNICAMP, cujo modelo "Da Vinci", formato A3 (320,0 mm x 440,0 mm de área útil), é fabricada pela DIGIGRAF. Esta mesa está acoplada a um microcomputador PC XT já equipado com o software AUTOCAD.

Para calibrar a mesa usamos uma folha de papel milimetrado (tamanho A3) e colocamos a fotografia sobre este, dentro da área calibrada.

Utilizamos uma sequência, pré-estabelecida, para digitalização dos pontos anatômicos e do sistema de referência, a qual foi aplicada para todas as fotos.

Fizemos a digitalização de cada ponto com o auxílio de uma lupa, para que o cursor da mesa fosse colocado com precisão no centro de cada ponto. Utilizamos o programa AUTOCAD para fazer a leitura das coordenadas marcadas na mesa. A digitalização dos pontos podia ser acompanhada, visualmente, por uma imagem gerada na tela do computador.

Ao final da digitalização de cada foto gravávamos os dados em disquete, na forma de arquivos.

## VII - PROGRAMAS COMPUTACIONAIS

Desenvolvemos programas computacionais para agilizar os procedimentos da reconstrução tridimensional e também para fazer análise postural em termos de curvatura e torção geométrica 3D.

Estes programas computacionais estão no padrão executável (EXE), e são chamados de dentro de um programa do tipo "batch" (BAT). Quando o operador solicita o programa RECONS3D.BAT, este inicia a execução do primeiro programa (Programa 1). Este programa 1 solicita que o operador entre com todas as variáveis necessárias para a execução dos outros programas, inclusive os arquivos obtidos na digitalização. Após a entrada dos dados, a execução de outros programas (2, 3 e 4) é feita de maneira automática, ou seja não precisa da atuação do operador, uma vez que o programa BAT se encarrega de executá-los em sequência.

No final da execução do último programa (4), obtêm-se um arquivo que contém as coordenadas x, y e z dos pontos anatômicos reconstruídos, e os seus respectivos valores do delta. Além disso, este arquivo contém informações a respeito das fotos utilizadas, do autor da reconstrução 3D, data da digitalização e um conjunto de valores. Sendo estes usados como critérios de avaliação da qualidade dos resultados de cada operação importante.

O programa BAT também se encarrega de executar o programa para calcular as curvaturas e torções geométricas 3D. Este programa, denominado, COL3D, será explicado no capítulo XI.

A seguir, passaremos para uma explicação dos programas computacionais 1 a 4.

### **1) Programa 1 - Leitura de dados**

Primeiro desenvolvemos um programa para leitura dos dados "brutos" gerados pela digitalização. Este programa além de identificar os pontos de interesse, também identifica, sem localizá-los, os pontos do sistema de referência que ficaram ocultos, isto é, escondidos pelo sujeito nas fotos. Após esses procedimentos, o programa abre um novo arquivo para gravar os dados, agora num formato totalmente padronizado. Este novo arquivo contém, além da sequência ordenada de coordenadas, um cabeçalho que informa a data, o autor, o título, o subtítulo e o número de pontos: do sistema de referência, anatômicos, os quais foram solicitados ao operador durante a execução, e total.

## 2) Programa 2 - Sobreposição automática das fotos

Com o objetivo de resgatar a localização dos pontos do sistema de referência que ficaram escondidos na foto tirada com o sujeito, desenvolvemos um programa para fazer a sobreposição automática dos sistemas de referência das fotos com e sem sujeito e assim recuperar as coordenadas destes pontos.

Inicialmente, por razões de simplicidade, utilizamos dois pontos de referência em cada par de foto para fazer a sobreposição. Como estes também foram digitalizados, já vinham com erro aleatório e geravam uma sobreposição viciada e uma reconstrução com erro sistemático difícil de ser detectado.

Para testarmos se a escolha destes pontos interfere nos resultados da reconstrução 3D, processamos os dados da mesma digitalização do sujeito 3 novamente, porém mudando os pontos de referência escolhidos para a sobreposição das fotos com e sem sujeito. Repetimos esta operação com diversas escolhas de pares de pontos de referência e reconstruímos as coordenadas 3D dos pontos anatômicos, que não deveriam se alterar. Mas os resultados obtidos a partir destas sobreposições, mostraram que a escolha destes pontos altera os resultados das coordenadas X, Y, Z e os valores de delta obtidos.

Por esta razão, este programa passou a realizar a sobreposição das fotos com e sem sujeito de uma mesma câmera, considerando um conjunto de pontos de referência e o baricentro dos mesmos.

Esperamos assim que o efeito dos erros aleatórios da digitalização se compensem nos valores médios.

O baricentro foi obtido da seguinte forma:

$$\mathbf{B} = \frac{1}{N} \sum \mathbf{PR}_i$$

onde:  $\mathbf{B}$  = baricentro,  $\mathbf{PR}_i$  = pontos de referência,  $N$  = número total de pontos de referência,  $i = 1, 2, 3, \dots, N$ .

A partir do baricentro obtido na foto sem sujeito ( $\mathbf{B1}$ ) e o da foto com ( $\mathbf{B2}$ ), realiza a translação de todos os dados das fotos:

$$\mathbf{Pt}_i = \mathbf{P}_i - \mathbf{B1}$$

$$\mathbf{Pst}_i = \mathbf{Ps}_i - \mathbf{B2}$$

onde:  $\mathbf{Pt}_i$  = Pontos da foto sem sujeito transladados,  $\mathbf{P}_i$  = pontos da foto sem sujeito,  $\mathbf{Pst}_i$  = pontos da foto com sujeito transladados e  $\mathbf{Ps}_i$  = pontos da foto com sujeito.

Com esta transformação obtemos uma sobreposição dos baricentros das duas imagens e este ponto passa a ser origem do sistema de coordenadas.

Para igualar as escalas das ampliações das fotos, calculamos a distância média (DM) entre os pontos de referência e a origem (baricentro), nas fotos sem e com sujeito:

$$DIST = \sqrt{(X_i)^2 + (Y_i)^2}$$

$$DM = \frac{1}{N} \sum DIST$$

A partir da distância média encontrada na foto sem sujeito (DM1) e na foto com sujeito (DM2), calculamos o fator de ampliação alfa:

$$\alpha = \frac{DM1}{DM2}$$

Multiplicamos todas as coordenadas dos dados da foto com sujeito pelo fator alfa ( $\alpha$ ), ampliando assim a imagem.

A rotação desta mesma imagem é feita através da média ( $\theta_{mi}$ ) das diferenças  $\theta_i$  dos ângulos dos pontos nas duas fotos em relação ao baricentro. Estes ângulos, pequenos ( $\theta_i < 2^\circ$ ), são obtidos através da aproximação:

$$\theta_i = \frac{|P_i \times PR_i|}{|DM1 \cdot DM2|}$$

$$\theta_{mi} = \frac{1}{N} \sum \theta_i$$

Assim, executamos a rotação em todos os dados da foto com sujeito, utilizando o ângulo teta médio:

$$\begin{pmatrix} X_{r_i} \\ Y_{r_i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_{m_i} & \text{sen } \theta_{m_i} \\ -\text{sen } \theta_{m_i} & \cos \theta_{m_i} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_i \\ Y_i \end{pmatrix}$$

Onde:  $X_i$  e  $Y_i$  = coordenadas transladadas e ampliadas da foto com sujeito,  $X_{r_i}$  e  $Y_{r_i}$  = coordenadas rotacionadas da foto com sujeito,  $i = 1, 2, \dots, N$ .

Portanto, com os operadores definidos acima, a imagem da foto com sujeito foi transladada, ampliada e rotacionada, de modo a obter uma sobreposição virtual das imagens, baseada nos valores médios encontrados.

Após realizar a sobreposição, podemos verificar a qualidade desta operação, através do desvio padrão das diferenças das coordenadas X e Y, e das distâncias entre os pontos nas imagens. As fotos sobrepostas, assim como estes desvios padrão, são mostrados na tela.

Desta maneira, eliminamos a ação do operador, minimizamos o efeito dos erros aleatórios da digitalização na operação de sobreposição, e pudemos quantificar a qualidade desta operação.

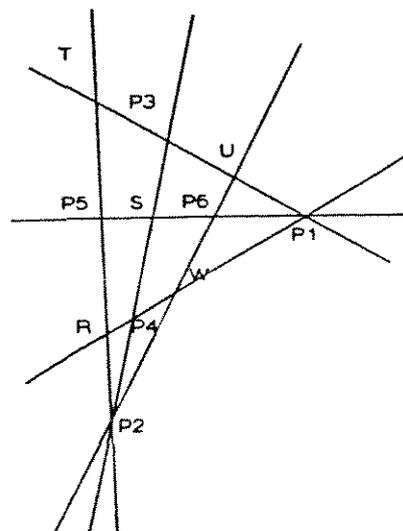
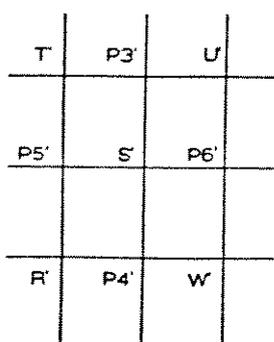
### 3) Programa 3 - Cálculo dos pontos de intersecção de retas nas fotos

A partir dos dados das fotos já sobrepostos podemos satisfazer as condições do modelo teórico apresentado anteriormente (equacionamento dos pares de retas), determinando as projeções (Pontos  $Q_1$  e  $Q_2$ ) de cada ponto anatômico no sistema de referência visto nas mesmas.

O programa 3 inicia com a leitura dos arquivos gerados pelo programa 2, correspondentes as fotos tiradas com e sem a presença do sujeito pela mesma câmara. Após este procedimento o programa procura os quatro pontos do sistema de referência mais próximos que enquadram o ponto anatômico na foto, pois conhecemos as coordenadas destes pontos "vizinhos" tanto na foto como no espaço real. Portanto, sabendo as proporções em que se encontra o ponto anatômico projetado em relação aos seus vizinhos na foto, poderemos localizar sua projeção no sistema de referência tridimensional.

Na prática utilizamos as seguintes propriedades da perspectiva: as imagens de retas paralelas no espaço real, aparecem convergentes na foto e interceptam-se em um mesmo "ponto de fuga". Somente em certos casos excepcionais (plano focal paralelo ao plano fotografado) retas reais paralelas continuam paralelas na imagem.

Apresentamos a seguir uma representação da situação no espaço real e na foto, onde S é o ponto anatômico e T, U, W e R são os quatro pontos do sistema de coordenadas vizinhos de S que o enquadram na foto.



**ESPAÇO REAL:** com as retas paralelas T'U', R'W' e P5'P6' de um lado e T'R', U'W' e P3'P4' do outro.

**FOTO:** perspectiva com as retas correspondentes e os pontos de fuga P1 e P2.

Para definir as retas que passam pelo ponto anatômico (S), este programa encontra primeiro os pontos de fuga P1 e P2 resultantes da intersecção das retas RW e TU, TR e UW. O tipo de equação aplicada para encontrar pontos de intersecção é:

$$\mathbf{R} + \lambda_1 \cdot (\mathbf{W} - \mathbf{R}) = \mathbf{T} + \lambda_2 \cdot (\mathbf{U} - \mathbf{T})$$

onde: R, W, T e U são escolhidos de acordo com o ponto procurado.

$\lambda_1$  e  $\lambda_2$  definem a proporção que localiza o ponto procurado ao longo dos vetores **RW** e **TU**.

Localizado P1 e P2, o programa equaciona as retas P1S e P2S e encontra os pontos de intersecção P3, P4, P5 e P6 da figura por equações do tipo:

$$P4 = R + \lambda_7 (N - R)$$

Também localiza S na imagem da foto, pela intersecção do segmento P3P4 e P5P6, aplicando a seguinte equação:

$$S = P3 + \lambda_{13} (P4 - P3)$$

Após estes procedimentos, o programa abre um arquivo para gravar as coordenadas x, y e z do espaço real referentes ao centro óptico da câmara e dos pontos vizinhos ( T', U', W' e R'), guarda os valores de  $\lambda_1$ , correspondentes à proporção em que localiza os pontos P3, P4, P5, P6 e S ao longo dos vetores **RW, TU, TR, UW, P3P4** e **P5P6**.

Através da execução deste programa, encontramos os pontos de intersecção de retas na foto e seus respectivos fatores de proporcionalidade que os localizam ao longo de seus vetores. Com isso obtivemos as informações necessárias para que o próximo programa computacional 4 encontre as projeções de cada ponto anatômico S no sistema de referência (Pontos Q<sub>1</sub> e Q<sub>2</sub>) e realize a reconstrução destes pontos no espaço tridimensional.

#### 4) Programa 4 - Localização tridimensional de pontos anatômicos

Os arquivos gerados pelo programa anterior são utilizados neste módulo, denominado programa "4", para determinar as coordenadas das projeções  $Q_1$  e  $Q_2$  dos pontos anatômicos no sistema de referência e com isso encontrar a localização tridimensional destes pontos.

O programa inicia com a leitura dos arquivos gerados pelo programa 3, por exemplo arquivo 1 da câmera 1 e arquivo 2 da câmera 2. Faz a leitura desses dois arquivos pois irá reconstruir tridimensionalmente os pontos anatômicos a partir das fotografias "estereoscópicas" tiradas por estas câmeras. A partir da leitura dos arquivos, ele encontra as projeções do ponto anatômico no sistema de referência ( $Q_1$  e  $Q_2$ ), da seguinte maneira:

Substitui  $\lambda_1$  pelos seus valores e coloca as medidas reais dos pontos  $R'$ ,  $W'$ ,  $T'$  e  $U'$  (ver figura página 26), na equação exemplo colocada logo abaixo, encontra as coordenadas reais ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ) dos pontos  $P3'$ ,  $P4'$ ,  $P5'$  e  $P6'$  no sistema de referência. Temos assim no espaço real:

$$P4' = R' + \lambda_7 (W' - R')$$

A intersecção das retas  $P3'P4'$  e  $P5'P6'$  localizam  $S'$  no espaço real.

O programa aplica o valor de  $\lambda_{13}$  na equação:

$$S' = P3' + \lambda_{13} (P4' - P3')$$

e utiliza as coordenadas reais de P3' e P4' ou P5' e P6', para obter a projeção do ponto anatômico (S') no sistema de referência (Ponto Q<sub>1</sub>), para câmera 1. Repetindo os mesmos procedimentos para a câmera 2, encontra o ponto Q<sub>2</sub>.

Voltando à figura do modelo teórico representado na página 10, observamos que a partir das coordenadas do centro óptico das cameras 1 e 2 (C<sub>1</sub> e C<sub>2</sub>) e dos pontos Q<sub>1</sub> e Q<sub>2</sub>, o programa calcula C<sub>1</sub>Q<sub>1</sub> e C<sub>2</sub>Q<sub>2</sub> pela equação do tipo:

$$C_1Q_1 = OQ_1 - OC_1$$

Como as retas C<sub>1</sub>Q<sub>1</sub> e C<sub>2</sub>Q<sub>2</sub> não se interceptam, o programa calcula produto vetorial:

$$V = C_1Q_1 \times C_2Q_2$$

Calcula  $\Delta$ , o qual é um vetor unitário contido no vetor resultante do produto vetorial, com direção definida perpendicular às duas retas C<sub>1</sub>Q<sub>1</sub> e C<sub>2</sub>Q<sub>2</sub>. Portanto, a distância mínima ( $\delta$ ) entre essas duas retas estará medida ao longo deste vetor unitário.

Após esses procedimentos o programa faz a reconstrução tridimensional dos pontos anatômicos aplicando a equação já definida no modelo teórico como:

$$OC_1 + \lambda_1 \cdot C_1 Q_1 + 1/2 \delta \cdot \Delta = OC_2 + \lambda_2 \cdot C_2 Q_2 - 1/2 \delta \cdot \Delta$$

O resultado desta reconstrução consiste, para cada ponto de interesse, nas coordenadas X, Y, Z e  $\delta$ .

Como já foi dito anteriormente (página 14) constatamos um desnível do solo utilizado como referência (Z=0). Na geometria da nossa situação experimental, este desnível pode ser quantificado a partir do valor médio do delta, cujo valor esperado é zero. Na prática, o delta médio observado foi de alguns milímetros, indicando que a coordenada Z do centro óptico das câmeras medido não corresponde à distância ao plano Z=0 ideal.

Quando o delta médio for maior que 0,2 mm corrigimos o efeito do desnível no programa 4, utilizando os seguintes critérios:

- 1) O baricentro dos pontos reconstruídos deve permanecer fixo, isto é o sujeito não se desloca.
- 2) A alteração das coordenadas do centro óptico das câmeras será mínima e distribuída proporcionalmente entre elas, isto é em cada câmera a correção aplicada considera a metade do delta médio obtido.

Assim, na prática, a subrotina deste programa calcula o baricentro por:

$$\mathbf{B} = \frac{1}{N} \sum \mathbf{PA}_i$$

Onde:  $\mathbf{B}$  = baricentro,  $\mathbf{PA}_i$  = pontos anatômicos,  $N$  = número total de pontos anatômicos,  $i = 1, 2, 3, \dots, N$ .

A este baricentro associamos um segmento de comprimento delta médio, centrado em  $\mathbf{B}$  e orientado pela direção do versor:

$$\eta = \frac{\mathbf{C}_1\mathbf{B} \times \mathbf{C}_2\mathbf{B}}{|\mathbf{C}_1\mathbf{B} \times \mathbf{C}_2\mathbf{B}|}$$

Onde:  $\mathbf{C}_1$  e  $\mathbf{C}_2$  = centro óptico das câmeras 1 e 2 respectivamente.

Finalmente, o programa calcula as projeções  $\mathbf{Q}_1$  e  $\mathbf{Q}_2$  dos centros ópticos  $\mathbf{C}_1$  e  $\mathbf{C}_2$  às paredes passando por  $\mathbf{B}$ . Desta forma, ficam definidos dois triângulos de bases meio delta médio e vértice oposto em  $\mathbf{Q}_1$  e  $\mathbf{Q}_2$ . Por semelhança de triângulos a nova posição  $\mathbf{C}_1$  do centro óptico é calculada para cada câmera  $i = 1, 2$  por:

$$\mathbf{C}_1 = \mathbf{C}_1 \pm 1/2 \delta_m \cdot \frac{|\mathbf{Q}_1\mathbf{B}|}{|\mathbf{Q}_1\mathbf{C}_1|} \cdot \eta$$

Uma vez realizada esta alteração repete-se a execução do programa 4.

Desta maneira, corrigimos o efeito do desnível do solo de aproximadamente 20 a 30 mm entre a origem do sistema e a posição das duas câmeras, o qual já havia sido mencionado na página 14. Observamos que esta correção não afeta significativamente as posições relativas dos pontos anatômicos reconstruídos.

Após estes procedimentos, o programa abre um arquivo para gravar o número pontos anatômicos reconstruídos, suas coordenadas X, Y e Z , seus respectivos valores de delta (  $\delta$  ), o baricentro dos pontos anatômicos, as coordenadas dos centros ópticos das câmeras obtidas por medição e as obtidas pelo ajuste.

### VIII - RESULTADOS DA RECONSTRUÇÃO 3D

A seguir apresentamos as tabelas com a localização tridimensional dos pontos anatômicos dos sujeitos 1, 2 e 3, as quais foram fornecidas pelo programa 4. A ordem numérica, da primeira coluna, refere-se aos pontos anatômicos explicitados na página 16.

Inicialmente, podemos observar, pelas tabelas, das páginas 35 a 37, que o valor máximo de delta obtido foi menor que 8 mm, o que consideramos como um resultado satisfatório, haja visto que o ponto reconstruído se situa no meio do segmento. Assim, consideramos um intervalo de confiança de aproximadamente  $\pm 4$  mm para a reconstrução destes 100 pontos. Os valores do delta médio ajustado foi de 0,0332 mm com desvio padrão de 2,2 mm, para a tabela dos pontos anatômicos do sujeito 1, para a do sujeito 2 foi de 0,1148 mm com desvio padrão de 2,3 mm, e para a do sujeito 3 foi de 0,1922 mm com desvio padrão de 2,9 mm.

Os histogramas com a frequência dos valores do delta obtidos para os sujeitos 1, 2 e 3 podem ser vistos na página 38. Podemos observar que, para os três sujeitos a maior frequência dos valores do delta obtidos está no intervalo de -3 a +3 mm. Isto mostra que o método tem uma resolução melhor que o procedimento de marcação dos pontos anatômicos, uma vez que a colocação destes foi feita, manualmente, com discos circulares autocolantes de 6,24 mm de raio.

**TABELA COM A LOCALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DOS PONTOS  
ANATÔMICOS DO SUJEITO 1**

LOCALIZACAO TRIDIMENSIONAL DOS PONTOS ANATOMICOS				
PONTO ANAT.	X [m]	Y [m]	Z [m]	DELTA [mm]
1	0.6028	0.6898	1.2737	-1.3294
2	0.5911	0.6848	1.3025	1.5668
3	0.5878	0.6850	1.3314	-1.0339
4	0.5869	0.6885	1.3579	2.5797
5	0.5890	0.6964	1.3858	0.6431
6	0.5944	0.7052	1.4144	-1.3728
7	0.6020	0.7128	1.4457	1.4088
8	0.6097	0.7218	1.4884	2.2938
9	0.6098	0.7233	1.5268	1.8852
10	0.6060	0.7217	1.5575	0.8761
11	0.6018	0.7155	1.5807	-0.2479
12	0.5971	0.7083	1.6031	0.5898
13	0.5910	0.7031	1.6210	0.8452
14	0.5872	0.6957	1.6424	0.8870
15	0.5798	0.6884	1.6613	-0.2601
16	0.5670	0.6812	1.6841	0.8780
17	0.5585	0.6780	1.6995	-2.0330
18	0.5503	0.6611	1.7108	-0.0150
19	0.5404	0.6528	1.7258	3.8534
20	0.5329	0.6518	1.7423	-1.2738
21	0.4428	0.7520	1.6722	-3.0108
22	0.6340	0.5548	1.6669	5.4922
23	0.5203	0.7545	1.6438	-0.2900
24	0.6378	0.6393	1.6314	-3.6418
25	0.5558	0.7817	1.5254	1.5485
26	0.6643	0.6597	1.5097	0.1899
27	0.5623	0.7247	1.2789	-0.0021
28	0.6325	0.6452	1.2865	-1.1637
29	0.5138	0.7378	0.7692	-0.6468
30	0.6578	0.5848	0.7742	0.7422
31	0.5218	0.7265	0.3906	-5.6246
32	0.6362	0.6117	0.3955	-3.3623

Delta minimo = -5.6246 mm

Delta maximo = 5.4922 mm

Delta medio = 0.0332 mm

Sigma = 2.1977 mm

**TABELA COM A LOCALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DOS PONTOS  
ANATÔMICOS DO SUJEITO 2**

LOCALIZACAO TRIDIMENSIONAL DOS PONTOS ANATOMICOS				
PONTO ANAT.	X [m]	Y [m]	Z [m]	DELTA [mm]
1	0.5679	0.6326	1.3674	-0.8631
2	0.5613	0.6240	1.4100	2.2821
3	0.5763	0.6230	1.4367	-3.0705
4	0.5620	0.6290	1.4623	3.9241
5	0.5655	0.6341	1.4768	0.6237
6	0.5911	0.6389	1.4866	2.7619
7	0.5984	0.6445	1.5166	3.6640
8	0.6049	0.6535	1.5410	4.2837
9	0.6116	0.6599	1.5574	4.7330
10	0.6180	0.6676	1.5751	2.2252
11	0.6195	0.6748	1.5879	0.0621
12	0.6230	0.6768	1.6084	1.4061
13	0.6259	0.6773	1.6236	-1.2651
14	0.6279	0.6775	1.6426	-1.4335
15	0.6271	0.6781	1.6700	-4.2930
16	0.6264	0.6751	1.6595	1.9243
17	0.6271	0.6738	1.7054	-2.0976
18	0.6240	0.6699	1.7249	-0.4496
19	0.6225	0.6667	1.7425	1.3477
20	0.6140	0.6606	1.7680	-0.1575
21	0.5986	0.6523	1.7920	1.1752
22	0.5915	0.6461	1.8078	-3.9663
23	0.5857	0.6387	1.8204	1.6287
24	0.5821	0.6375	1.8334	0.2254
25	0.5772	0.6356	1.8488	-2.5713
26	0.5786	0.6321	1.8636	-0.1073
27	0.5128	0.7041	1.7772	-1.0523
28	0.6661	0.5678	1.7740	-1.3220
29	0.5540	0.7283	1.7269	0.6426
30	0.6618	0.6066	1.7270	-0.2273
31	0.5600	0.7354	1.6130	1.6393
32	0.6637	0.6261	1.6122	3.4619
33	0.5665	0.6625	1.3517	-2.4360
34	0.6361	0.6004	1.3540	-1.6916
35	0.5401	0.7261	0.6106	0.0322
36	0.6776	0.5780	0.8063	-2.6564
37	0.5361	0.7050	0.3641	-0.5576
38	0.6527	0.6133	0.3920	-3.3653

Delta minimo = -4.2930 mm

Delta maximo = 4.7330 mm

Delta medio = 0.1146 mm

Sigma = 2.3539 mm

**TABELA COM A LOCALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DOS PONTOS  
ANATÔMICOS DO SUJEITO 3**

LOCALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DOS PONTOS ANATOMICOS				
PONTO ANAT.	X [m]	Y [m]	Z [m]	DELTA [mm]
1	0.5697	0.6445	1.3939	7.4189
2	0.5676	0.6379	1.4290	2.6765
3	0.5727	0.6360	1.4722	1.4857
4	0.5833	0.6429	1.5187	4.0150
5	0.5938	0.6474	1.5472	-1.0275
6	0.5962	0.6563	1.5820	0.7877
7	0.6018	0.6617	1.6099	2.5563
8	0.6041	0.6689	1.6372	4.3944
9	0.6083	0.6687	1.6609	2.9636
10	0.6102	0.6667	1.6942	0.9000
11	0.6089	0.6618	1.7278	-2.8070
12	0.6012	0.6611	1.7466	-0.7700
13	0.5954	0.6579	1.7651	-0.7030
14	0.5910	0.6498	1.7837	1.2760
15	0.5853	0.6400	1.7995	0.8256
16	0.5820	0.6327	1.8160	2.7999
17	0.5710	0.6277	1.8361	1.5144
18	0.5651	0.6194	1.8526	4.2771
19	0.5551	0.6145	1.8654	-0.2820
20	0.5546	0.6094	1.8755	-4.1876
21	0.4487	0.6826	1.8545	-6.1879
22	0.6322	0.4991	1.8531	-0.8767
23	0.4840	0.7194	1.8149	-7.5536
24	0.6649	0.5334	1.8132	-2.5704
25	0.5408	0.6723	1.3980	2.2884
26	0.5967	0.6179	1.3996	0.6355
27	0.5472	0.7008	0.8339	0.6605
28	0.6386	0.5884	0.8559	-2.5812
29	0.5878	0.6760	0.3950	0.9708
30	0.6309	0.6154	0.3941	-2.1352

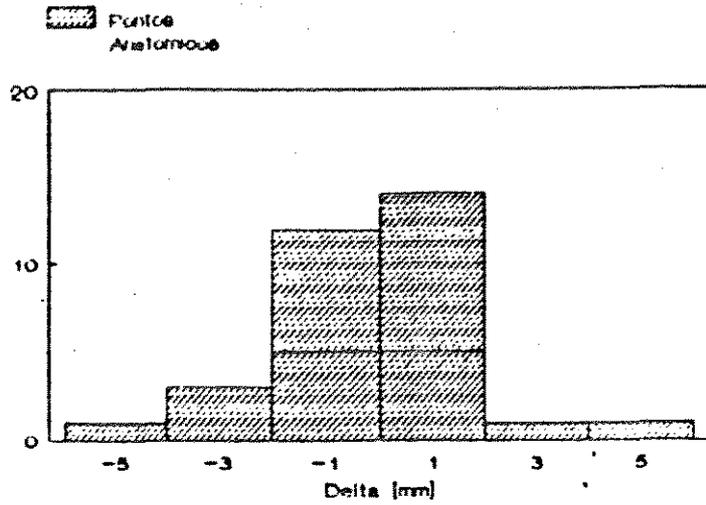
Delta minimo = -7.5536 mm

Delta maximo = 4.3944 mm

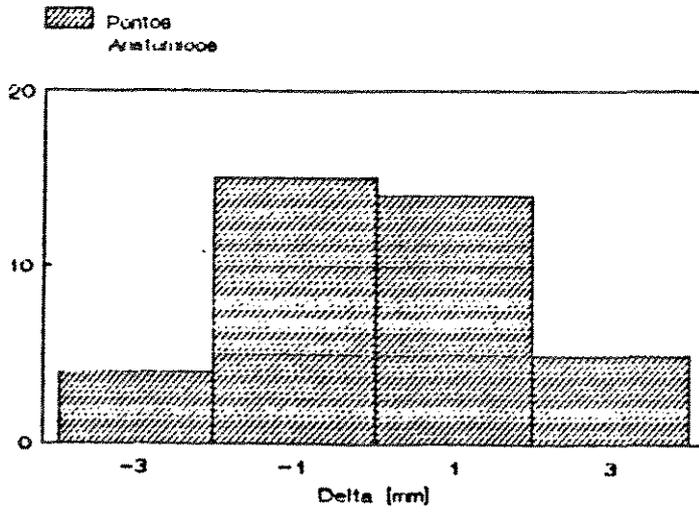
Delta medio = 0.1922 mm

Sigma = 2.9103 mm

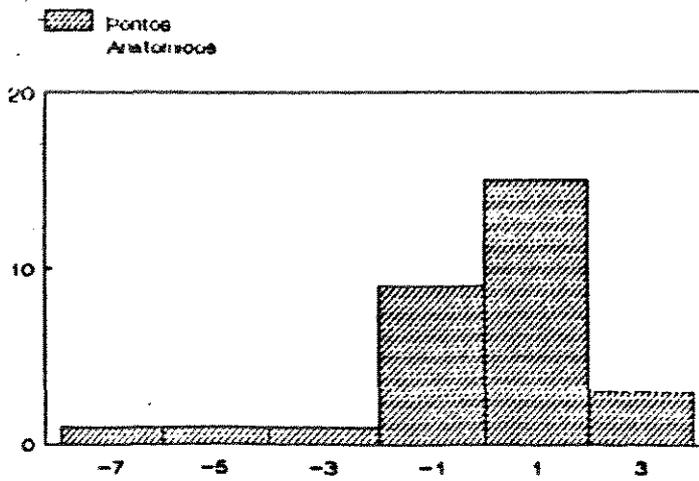
HISTOGRAMAS DO DELTA OBTIDO NAS RECONSTRUÇÕES 3D



SUJEITO 1



SUJEITO 2



SUJEITO 3

## IX - QUALIFICAÇÃO DA PRECISÃO DO MÉTODO

As metodologias e medições não são absolutas, pois apesar de todos os cuidados sempre aparecem erros. No melhor dos casos nós podemos reduzir seus efeitos nos resultados obtidos.

No nosso trabalho aparecem incertezas que vão desde a significância dos processos espinhosos vertebrais, suas marcações feitas na pele para representação da coluna, até a interpretação dos resultados assim obtidos.

Como já foi descrito anteriormente, utilizamos um sistema de referência ortogonal formado pelas paredes com pontos pintados e o solo. As câmeras fotográficas foram posicionadas em relação a este referencial, as fotos foram ampliadas e digitalizadas. Cada uma destas etapas permitiu o aparecimento de erros.

A maioria dos erros aleatórios produziu efeitos da ordem de milímetros. Em quase todos os casos estes erros foram inferiores ao raio do adesivo (6,25 mm) utilizado para a marcação dos pontos anatômicos. Consideramos que estes valores correspondem ao erro avaliado máximo na operação de colocação do adesivo.

O mais importante é o efeito do erro sistemático produzido pela má localização dos centros ópticos das câmeras. Uma vez que estas se encontravam de três a cinco metros distante da origem do sistema referência e as medidas foram feitas em relação as paredes e ao solo, nem sempre planos.

Para corrigirmos o efeito do desnível do solo sobre as coordenadas do centro óptico das câmeras, o programa 4, realiza um ajuste nestas coordenadas, o qual foi explicado nas páginas 29 a 33.

Para calibrar o método de reconstrução tanto na horizontal quanto na vertical incorporamos, no experimento previamente descrito, dois prumos. Cada prumo era constituído de uma corrente, a qual passava pelo centro de esferas de madeira arranjadas de forma equidistante (ver anexo 1-esquema do sistema de referência). Estes prumos apareciam em todas as fotos tiradas para a reconstrução, a posição destes era tal que se encontravam aproximadamente no plano dos pontos do dorso reconstruídos ( ver anexo 2 - foto do sujeito ).

Na horizontal ( plano XY ) realizamos dois testes, o primeiro foi comparar o alinhamento vertical das esferas de madeira, cujo resultado pode ser visto no histograma 1 (página 45), que mostra um alinhamento reconstruído melhor que 5 mm. O segundo teste foi verificar a distância entre os dois prumos. Obtivemos 81,1 cm por medição direta e 81,4 cm na média das reconstruções tridimensionais, ou seja uma diferença de 3 mm. A calibração do sistema na vertical consistiu em verificar as distâncias entre as esferas de madeira medidas e após a reconstrução tridimensional. Os resultados deste teste foram de aproximadamente 5 mm, como pode ser visto no histograma 2 apresentado na página 45.

Portanto, qualificamos o método de reconstrução tanto na vertical quanto na horizontal e assim podemos garantir a qualidade da reconstrução tridimensional deste método.

Para maior segurança monitoramos os valores do delta de todos os pontos anatômicos reconstruídos. No caso dos sujeitos analisados os valores deste parâmetro podem ser vistos nas tabelas das páginas 35 a 37, e os histogramas correspondentes estão na página 38. A discussão destes resultados foi feita no capítulo VIII.

Para avaliar a importância dos erros aleatórios gerados pelo operador durante a digitalização e seus efeitos ao longo da execução dos programas computacionais, realizamos alguns testes que são descritos a seguir.

A principal fonte de erro aleatório é a digitalização das fotos. Interessava-nos saber como estas incertezas se propagavam através da cadeia de procedimentos da reconstrução tridimensional.

Para verificar as incertezas geradas na digitalização, utilizamos as mesmas fotografias do sujeito 3, e digitalizamos novamente os pontos das fotos, três meses mais tarde, com os mesmos procedimentos já feitos. Após a digitalização processamos os dados com os programas computacionais desenvolvidos. Obtivemos a tabela com a localização 3D dos pontos anatômicos como as

curvas e desta forma pudemos comparar os resultados. As coordenadas 3D dos pontos anatômicos assim obtidas deveriam ser iguais às encontradas na primeira digitalização.

Elaboramos um histograma com a distribuição das distâncias entre os pontos reconstruídos na primeira digitalização com os da segunda, verificamos que a maior frequência destes valores está entre 2 e 6 mm.

Uma segunda fonte, possivelmente significativa, de erro pode vir da instabilidade das máquinas fotográficas entre os instantes das fotos com e sem sujeito. Um teste simples para estudar este efeito foi o de comparar a análise de um dado sujeito utilizando diversas fotos do sistema de referência (sem sujeito) tiradas na mesma experiência. Este teste revelou que a distância entre os pontos anatômicos reconstruídos a partir de fotos diferentes do mesmo sistema de referência, tem a maior frequência entre 2 e 6 mm. Sugerimos que no futuro sejam utilizados tripés fixos.

A partir destes testes pudemos avaliar o efeito dos erros aleatórios, produzidos pelo operador durante a digitalização dos pontos nas fotos, na reconstrução 3D. Também pudemos detectar uma outra possível fonte de erro que pode vir da deformação do papel fotográfico, pois as diferenças encontradas nas coordenadas dos pontos anatômicos, entre a primeira e a segunda digitalização, para as mesmas fotos, podem ser parcialmente imputados ao fato destas fotos terem sido digitalizadas em dezembro e em março,

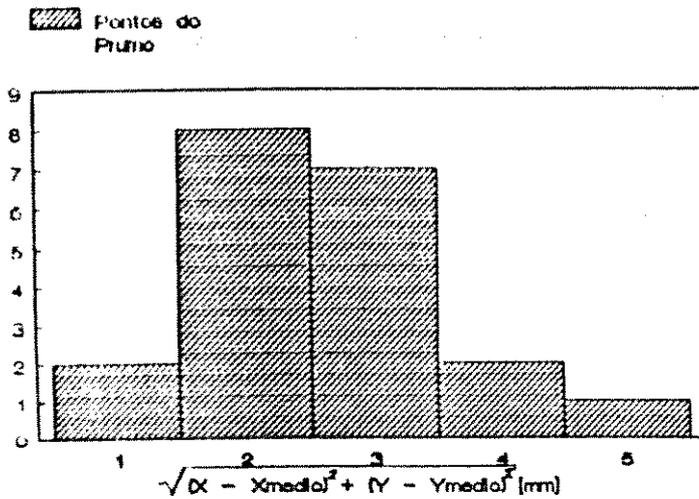
neste período (3 meses), o papel pode ter se deformado. Sugerimos que para os trabalhos futuros a digitalização seja feita a nível dos negativos.

O último teste realizado, foi a comparação dos resultados obtidos pelo método com o raio X, em particular para o sujeito 3. Encontramos uma correlação entre os resultados, pois o desvio lateral para a esquerda na região lombar, detectado pelo método pode ser observado na chapa de raio X ( ver anexo 3 ). Lembramos que este desvio, por ser leve, não pode ser detectado no exame clínico, por inspeção visual. Fato que consideramos importante, uma vez que o nosso método foi capaz de detectar alterações leves no alinhamento da coluna vertebral.

Durante todo o período de desenvolvimento do método, o efeito de erros aleatórios foi verificado a partir dos resultados da reconstrução tridimensional. Consideramos satisfatórias as precisões detectadas na reconstrução das posições, distâncias e alinhamento dos prumos. A mesma conclusão se aplica à distribuição do parâmetro delta.

Agora com a execução, agilizada, dos programas computacionais, alguns passos ou decisões tomadas pelo operador passaram a ser tomadas pelo software. Desta maneira, minimizamos o efeito de algumas fontes de erros aleatórios gerados pelo operador.

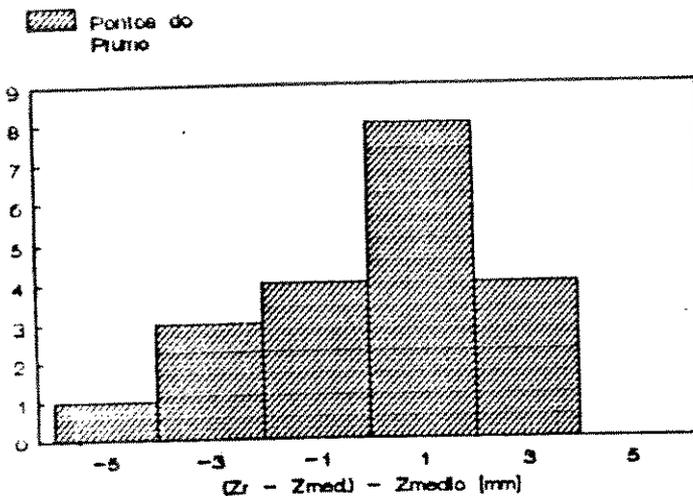
## HISTOGRAMA 1



**X e Y:** coordenadas X e Y das esferas de madeira reconstruídas.

**X<sub>médio</sub> e Y<sub>médio</sub>:**  $1/N \sum X$  e  $1/N \sum Y$

## HISTOGRAMA 2



**Z<sub>r</sub>:** coordenada Z das esferas de madeira reconstruídas.

**Z<sub>med.</sub>:** coordenada Z das esferas de madeira obtidas por medição.

**Z<sub>médio</sub>:**  $1/N \sum (Z_r - Z_{med.})$

## X - DESCRIÇÃO MATEMÁTICA DA CURVA DA COLUNA VERTEBRAL

Os pontos anatômicos do dorso reconstruídos e apresentados nas tabelas, embora precisos não estão adequados para viabilizar a análise postural.

A seguir procuramos modelar matematicamente o conjunto de pontos referentes à coluna vertebral.

Estudamos uma maneira de analisar a coluna que fosse independente do sistema de referência, ou seja procuramos estabelecer parâmetros intrínsecos à coluna, os quais não se alterassem com a mudança do sistema e por esse motivo escolhemos a curvatura e a torção geométrica 3D. PONCET et al (1992) refere que a torção geométrica, definida matematicamente pelas fórmulas de Frenet, caracteriza a forma geral da curva 3D que passa através das vértebras torácicas e lombares. Esta torção também pode apresentar interesse clínico para o diagnóstico e/ou prognóstico da evolução da deformidade espinhal. Este autor explica que esta torção é diferente da torção mecânica, a qual pode ser medida através de um ângulo e produz uma deformação estrutural. Portanto, entendemos que a análise da coluna vertebral através de suas curvaturas e torções geométrica 3D, pode fornecer informações quantitativas importantes a cerca das deformidades espinhais ou mesma da coluna saudável.

Inicialmente, constatamos que os nossos dados são discretos, pois consistem dos vinte pontos anatômicos marcados na coluna vertebral.

Iniciamos esta nova etapa do trabalho procurando ajustar aos pontos obtidos uma função contínua que descrevesse a coluna no espaço tridimensional. Procuramos uma função adaptada à coluna, suave e com no mínimo três derivadas contínuas para podermos calcular as curvaturas e torções.

Após diversos testes optamos por dois polinômios de sétimo grau, parametrizados em  $Z$  (coordenada vertical), um para a projeção no plano sagital e o outro para a projeção no plano frontal. O ajuste foi feito pelo método de quadrados mínimos, o qual foi fundamentado em BEVINGTON (1969).

Para fazermos a análise matemática dos dados utilizamos o programa computacional "COL3D" desenvolvido por R.BRENZIKOFER e escrito em linguagem de programação FORTRAN.

A seguir passaremos para uma explicação matemática da curvatura e da torção geométrica 3D.

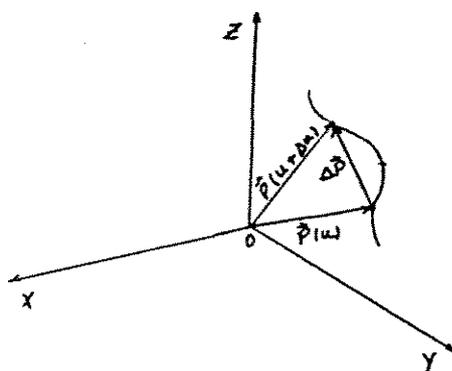
## XI - CURVATURA E TORÇÃO GEOMÉTRICA 3D

O estudo das curvas e superfícies no espaço é feito pela geometria diferencial, que trata das derivadas de vetores. Apresentamos uma explicação matemática da curvatura e da torção geométrica 3D baseada nos estudos de BRONSTEIN & SEMENDIAEV (1963), SPIEGEL (1977) e ÁVILA (1987).

### CURVATURA 3D

Seja uma curva no espaço descrita pela coordenadas de seu ponto genérico  $P$  como funções de uma variável independente  $u$ :

$$\mathbf{P} = \mathbf{P}(u) = ( x(u), y(u), z(u) )$$



Logo:

$$\frac{\Delta \mathbf{P}}{\Delta u} = \frac{\mathbf{P}(u+\Delta u) - \mathbf{P}(u)}{\Delta u}$$

é um vetor de mesma direção de  $\Delta \mathbf{p}$  (veja figura página 48).

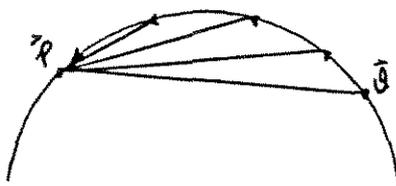
Se:

$$\lim_{\Delta u \rightarrow 0} \frac{\Delta \mathbf{p}}{\Delta u} = \frac{d\mathbf{p}}{du}$$

existir, o limite será um vetor na direção da tangente à curva em  $(x, y, z)$  e é dado por:

$$\frac{d\mathbf{p}}{du} = \frac{dx}{du} \cdot \mathbf{i} + \frac{dy}{du} \cdot \mathbf{j} + \frac{dz}{du} \cdot \mathbf{k}$$

A fórmula do comprimento de arco nos permite mostrar que se considerarmos um ponto  $\mathbf{P} = \mathbf{P}(u)$  da curva e um ponto vizinho  $\mathbf{Q} = \mathbf{P}(u+\Delta u)$ , então a razão do arco PQ para a corda PQ tende a 1 a medida que Q se aproxima de P.



Logo:

$$\lim_{\Delta u \rightarrow 0} \frac{PQ}{PQ} = \frac{ds(u)}{\sqrt{x'(u)^2 + y'(u)^2 + z'(u)^2}} = 1$$

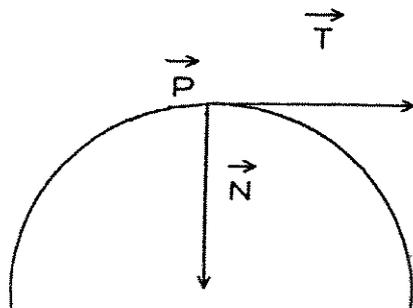
Em uma curva parametrizada pelo comprimento de arco, o vetor tangente  $\mathbf{T}$  é unitário em vista do resultado anterior.

$$\mathbf{T} = \frac{d\mathbf{p}}{ds}$$

O vetor curvatura é dado pela:

$$\frac{d\mathbf{T}}{ds}$$

quando diferente de zero tem direção e sentido dados pelo vetor unitário  $\mathbf{N}$ , o qual é normal ao vetor tangente  $\mathbf{T}$ , por isso ele é chamado normal principal da curva.



O módulo do vetor:

$$\frac{d\mathbf{T}}{ds}$$

é a curvatura  $\mathbf{K}$ , onde  $\mathbf{K}$  é um escalar definido por :

$$K = \lim_{PQ \rightarrow 0} \frac{\Delta \mathbf{T}}{PQ} = \left| \frac{d\mathbf{T}}{ds} \right|$$

Logo:

$$\frac{d\mathbf{T}}{ds} = K \cdot \mathbf{N} = \text{Vetor Curvatura}$$

A grandeza  $R = 1/K$  é chamada raio de curvatura, ou seja raio do círculo tangente à curva no ponto considerado. O plano que contém este círculo e os vetores  $\mathbf{T}$  e  $\mathbf{N}$  é denominado Plano Osculador da curva no ponto  $\mathbf{P}(u)$ . Este plano varia de ponto para ponto ao longo da curva e esta variação nos leva ao conceito de torção, o qual é apresentado a seguir.

### TORÇÃO GEOMÉTRICA 3D

Dada uma curva no espaço, vamos introduzir, em cada um de seus pontos  $P(s)$ , além dos vetores  $\mathbf{T}$  e  $\mathbf{N}$ , o chamado vetor binormal:  $\mathbf{B} = \mathbf{T} \times \mathbf{N}$ , onde  $\mathbf{B}$  é um vetor unitário que forma juntamente com  $\mathbf{T}$  e  $\mathbf{N}$  um triedro retangular positivo localizado num dado ponto (P). Quando  $s$  varia as direções dos vetores  $\mathbf{T}$ ,  $\mathbf{N}$  e  $\mathbf{B}$  variam.

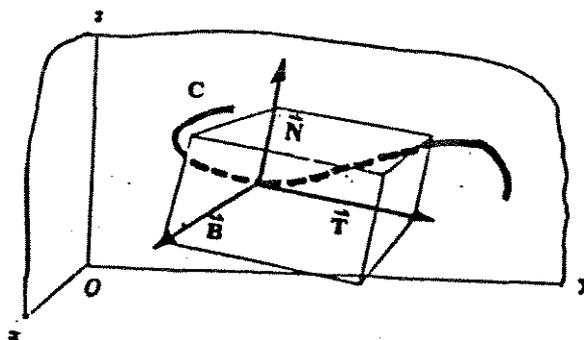


Figura 1: Triedro formado pelos vetores  $\mathbf{T}$ ,  $\mathbf{N}$  e  $\mathbf{B}$  localizado num dado ponto da curva  $C$  (SPIEGEL, 1977).

Além do plano osculador destacam-se dois outros planos por  $P(s)$ , o plano de  $\mathbf{N}$  e  $\mathbf{B}$ , chamado de Plano Normal e o plano de  $\mathbf{B}$  e  $\mathbf{T}$ , chamado Plano Retificante.

Há um conjunto de relações ligando os vetores  $\mathbf{T}$ ,  $\mathbf{N}$  e  $\mathbf{B}$  e suas derivadas, as quais são conhecidas por fórmulas de Frenet-Serret.

O vetor  $\mathbf{B}$  varia ao variar  $s$  e sua taxa de variação:

$$\frac{d\mathbf{B}}{ds}$$

mede o grau de "torção" da curva.

Como  $\mathbf{B} = \mathbf{T} \times \mathbf{N}$ , temos:

$$\frac{d\mathbf{B}}{ds} = \frac{d\mathbf{T}}{ds} \times \mathbf{N} + \mathbf{T} \times \frac{d\mathbf{N}}{ds} = \mathbf{T} \times \frac{d\mathbf{N}}{ds}$$

$$\frac{d\mathbf{B}}{ds} = \mathbf{T} \times \frac{d\mathbf{N}}{ds} = \text{Grau de Torção}$$

Isto mostra que:

$$\frac{d\mathbf{B}}{ds}$$

é perpendicular a  $\mathbf{T}$ . Como ele é também perpendicular a  $\mathbf{B}$  (pois  $\mathbf{B} \cdot \mathbf{B} = 1$  implica  $\mathbf{B} \cdot d\mathbf{B}/ds = 0$ ), concluímos que existe um escalar  $\tau$ , chamado de Torção da curva no ponto  $\mathbf{P}(s)$ .

Onde:

$$\tau = \lim_{PQ \rightarrow 0} \frac{\Delta \mathbf{N}}{PQ} = \left| \frac{d\mathbf{N}}{ds} \right|$$

e

$$\frac{d\mathbf{B}}{ds} = \tau \cdot \mathbf{N}$$

Vamos calcular  $d\mathbf{N}/ds$ . Como  $\mathbf{N} = \mathbf{B} \times \mathbf{T}$

$$\frac{d\mathbf{N}}{ds} = \frac{d\mathbf{B}}{ds} \times \mathbf{T} + \mathbf{B} \times \frac{d\mathbf{T}}{ds} = \tau \cdot \mathbf{N} \times \mathbf{T} + \mathbf{B} \times K \cdot \mathbf{N},$$

isto é,

$$\frac{d\mathbf{N}}{ds} = -K \cdot \mathbf{T} - \tau \cdot \mathbf{B}$$

Esta fórmula juntamente com

$$\frac{d\mathbf{T}}{ds} = K \cdot \mathbf{N} \text{ e } \frac{d\mathbf{B}}{ds} = \tau \cdot \mathbf{N}$$

constitui as fórmulas chamadas de Frenet-Serret. Elas medem a variação de  $\mathbf{T}$ ,  $\mathbf{N}$ ,  $\mathbf{B}$  ao longo da curva, de maneira intrínseca, isto é, sem depender do sistema particular de coordenadas Oxyz que se considere. Daí a importância destas fórmulas, pois elas nos levam a pensar que a curvatura  $K$  e a torção  $\tau$  caracterizam completamente a curva. Isto é verdade como se demonstra nos livros de Geometria Diferencial (BRONSTEIN & SEMENDIAEV, 1963; SPIEGEL, 1977; ÁVILA, 1987).

A seguir, vamos obter uma expressão análoga para  $k$  e  $\tau$ .

Já sabemos que:

$$K = |\mathbf{T}'| = P'' , \text{ onde } ' = d/ds$$

$$\mathbf{T}' = K \cdot \mathbf{N}$$

$$\mathbf{T}'' = K' \cdot \mathbf{N} + K \cdot (-K \cdot \mathbf{T} - \tau \cdot \mathbf{B})$$

$$\mathbf{T}' \times \mathbf{T}'' = -K^3 \cdot \mathbf{N} \times \mathbf{T} - K^2 \cdot \tau \cdot \mathbf{N} \times \mathbf{B}$$

$$\mathbf{T} \cdot \mathbf{T}' \times \mathbf{T}'' = -K^2 \cdot \tau \cdot \mathbf{T} \cdot \mathbf{N} \times \mathbf{B}$$

$$\mathbf{N} \times \mathbf{B} = \mathbf{T}$$

$$\mathbf{T} \cdot \mathbf{T}' \times \mathbf{T}'' = -K^2 \cdot \tau$$

Sendo  $\mathbf{P}(s) = x(s) \mathbf{i} + y(s) \mathbf{j} + z(s) \mathbf{k}$

Obtemos  $K^2 = P''^2 = x''^2 + y''^2 + z''^2$

$$\tau = \frac{-\mathbf{T} \cdot \mathbf{T}' \times \mathbf{T}''}{K^2}$$

$$\tau = -\frac{1}{K^2} \begin{bmatrix} x' & y' & z' \\ x'' & y'' & z'' \\ x''' & y''' & z''' \end{bmatrix} \rightarrow \begin{matrix} P' \\ P'' \\ P''' \end{matrix}$$

Desta maneira obtemos  $K$  e  $\tau$ , denominados Curvatura e Torção. Uma vez que a curvatura e a torção 3D podem ser obtidas a partir das derivadas do ponto  $\mathbf{P}(s)$ , nós aplicamos estes conceitos matemáticos nas curvas ajustadas aos resultados obtidos na reconstrução tridimensional.

Na prática, utilizamos o programa computacional "COL3D" para fazer o ajuste das funções polinomiais  $X(z)$  no plano sagital e  $Y(z)$  no frontal, e também para calcular as curvaturas 2D e 3D, assim como as torções 3D, através das relações matemáticas definidas na página 55.

Este programa utiliza os arquivos gerados pelo programa "4" para fazer a análise matemática dos dados e segue as seguintes etapas:

- 1) Realiza uma rotação de 45 graus no sistema de referência, em torno do eixo Z (vertical), antes de ajustar as funções polinomiais. Esta rotação deve-se ao fato do sujeito ter sido fotografado com o plano sagital a aproximadamente 45 graus entre os eixos X e Y. Desta forma, as novas coordenadas X e Y dos pontos anatômicos reconstruídos representam a projeção  $X(z)$  dos mesmos no plano sagital e  $Y(z)$  a projeção no plano frontal.
- 2) Faz o ajuste das funções polinomiais  $X(z)$  e  $Y(z)$  por quadrados mínimos.
- 3) Calcula as derivadas das funções  $X(z)$  e  $Y(z)$  para obter as curvaturas 2D e 3D, além das torções geométricas 3D.

Através da execução do programa "COL3D" obtivemos um novo arquivo, o qual continha as funções  $X(z)$  referente ao plano sagital e  $Y(z)$  ao frontal, além das curvaturas 2D e 3D e torções 3D, relativas aos pontos anatômicos marcados na coluna vertebral e suas interpolações.

Até este momento do trabalho apresentamos resultados dos estudos de conceitos; físicos, matemáticos e computacionais, com a finalidade de desenvolvermos um método para análise da postura humana. Devido à interdisciplinariedade deste trabalho, fica evidente a necessidade de integrarmos estes conceitos com o estudo da anatomia humana, e apresentarmos alguns conceitos básicos a respeito da coluna vertebral. Estes conceitos foram fundamentados em WARWICK & WILLIAMS (1973) e DANGELO & FATTINI (1985).

## XII - COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral é mediana e dorsal no corpo humano. Seu comprimento é aproximadamente 70 cm no homem adulto e 60 cm na mulher adulta.

É uma estrutura constituída por ossos irregulares denominados vértebras, separados por discos intervertebrais de estrutura fibrocartilaginosa.

As vértebras estão dispostas nos seguintes segmentos:

- Cervical (7)
- Torácico (12)
- Lombar (5)
- Sacral ( 5, fundidas para formarem o osso sacro )
- Coccígeo ( 4 )

Uma vértebra típica consiste basicamente de: uma porção anterior, o corpo; e uma posterior, o arco vertebral. Este tem, de cada lado, uma parte anterior, o pedículo e atrás deste uma lâmina. Do arco salientam-se um processo espinhoso, mediano, e de cada lado os processos transversos e articulares, superior e inferior. O corpo com o arco delimitam o forame vertebral. O conjunto destes forames constitui o canal vertebral, no qual se aloja a medula espinhal.

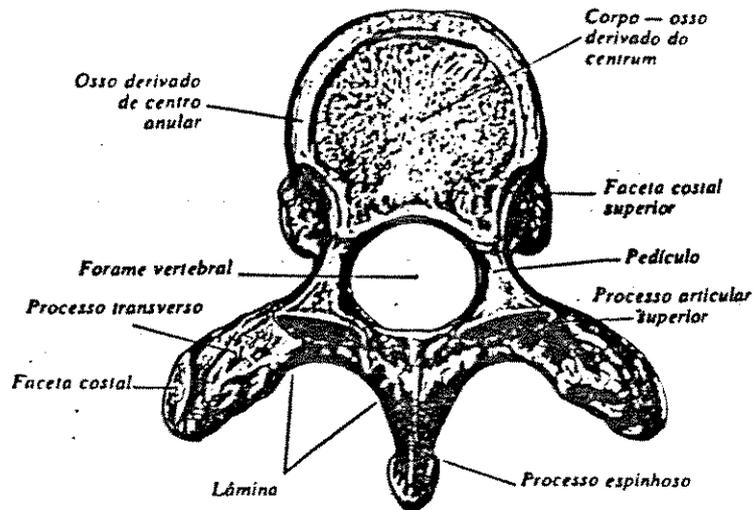


Figura 1: Vista superior de uma vértebra torácica típica (WARWICK & WILLIAMS, 1973).

A coluna vertebral não é retilínea. Ela descreve curvaturas, as quais sob o ponto de vista anatômico são observadas em projeções nos planos sagital e frontal.

No plano sagital, ela apresenta 4 curvaturas:

- Cervical: concavidade posterior
- Torácica: convexidade posterior
- Lombar: concavidade posterior
- Sacro-coccigea ou pélvica: convexidade posterior

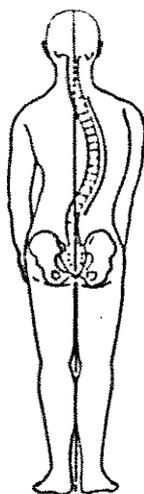
As curvas torácica e pélvica são primárias; são côncavas ventralmente durante a vida fetal e conservam a mesma curvatura depois do nascimento. As curvas cervical e lombar são secundárias ou compensatórias. A curva cervical aparece tarde na vida intrauterina e é acentuada quando a criança é capaz de sustentar sua cabeça ( no terceiro ou quarto mês ) e sentar-se em posição ereta (cerca de nove meses ). A curva lombar aparece entre os doze

e dezoito meses quando a criança começa a andar; seu desenvolvimento é necessário para trazer o centro de gravidade do tronco sobre as pernas.

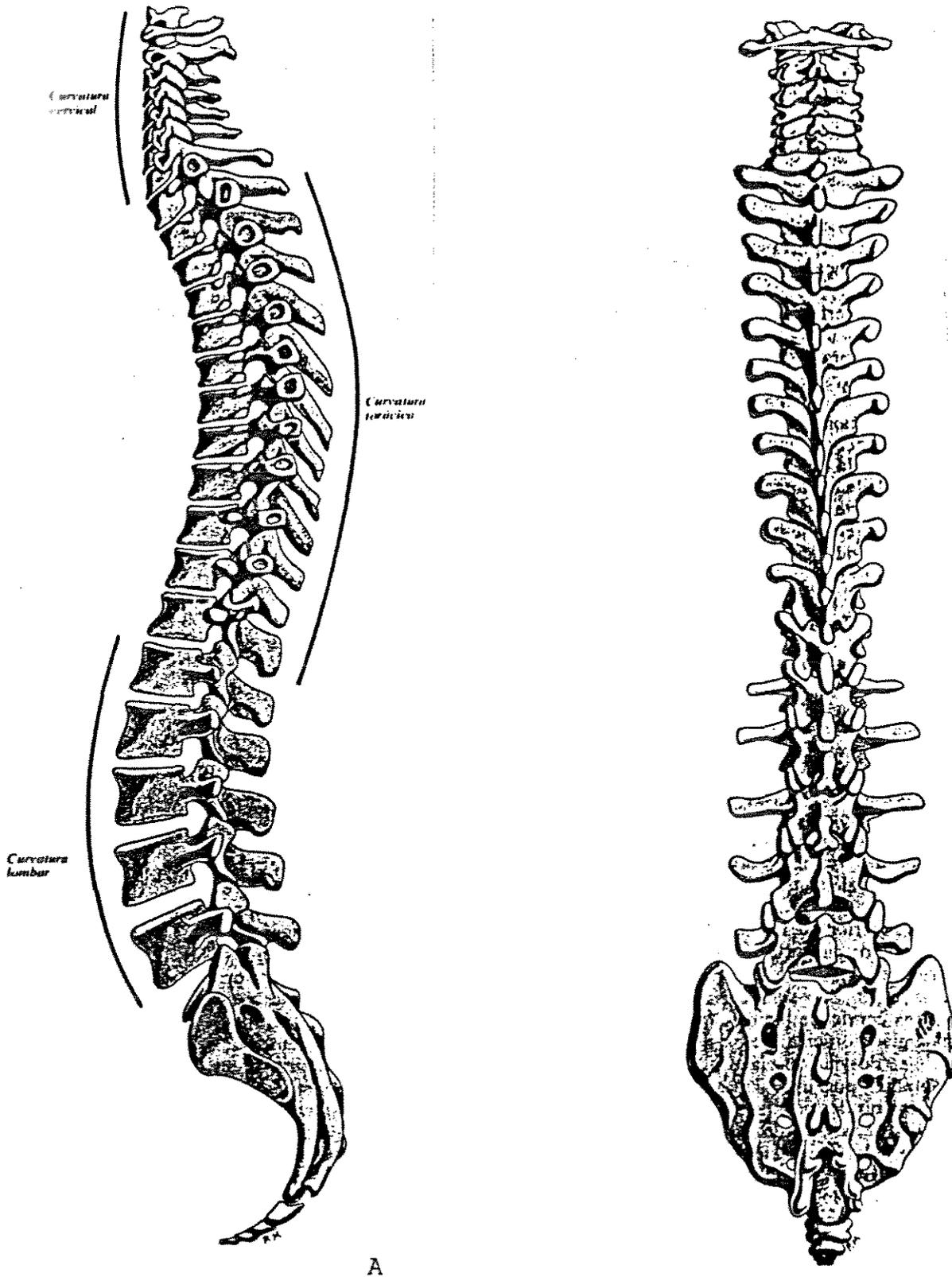
No plano frontal a coluna vertebral apresenta, frequentemente, na parte superior da região torácica uma leve curvatura lateral com sua convexidade dirigida para o lado direito em pessoas dexas e para o lado oposto nos canhotos.

O exagero nestas curvaturas pode traduzir uma situação patológica. Assim, o aumento ou irregularidade da curvatura torácica, no plano sagital, é denominado cifose e lordose o exagero da curvatura lombar. Por outro lado, o desvio da coluna no plano frontal caracteriza a escoliose.

O desvio lateral para direita ou esquerda é definido pela convexidade da curvatura. Por exemplo, a figura abaixo apresenta um desvio lateral para a direita, o qual quando acentuado é conhecido por escoliose torácica direita.



Apresentamos na página a seguir uma figura da coluna vertebral normal.



A

B

Figura 2: Vista lateral (A) e vista dorsal (B) da coluna vertebral (WARWICK & WILLIAMS, 1973).

### XIII - RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados do programa para curvatura e torção geométrica 3D foram impressos sob a forma de gráficos.

Os gráficos das curvas mostrados nas páginas 66 a 68 correspondem à análise da coluna vertebral dos sujeitos 1, 2, e 3, descritos anteriormente.

As curvas A e B mostram o ajuste polinomial das projeções das curvas da coluna vertebral nos planos sagital e frontal respectivamente. Nota-se que a qualidade do ajuste obtido por quadrados mínimos foi boa.

As curvas C e D correspondem à curvatura bidimensional, nos planos sagital e frontal, respectivamente e a curva E, por sua vez, corresponde à curvatura tridimensional. Tanto a curvatura bidimensional quanto a tridimensional são definidas como o inverso do raio de curvatura local em função da coordenada vertical (Z).

A curva F corresponde à torção, a qual indica a taxa de rotação do plano osculador da curva ajustada no espaço.

Através do método proposto podemos detectar nas curvas A, referentes ao plano sagital, dos sujeitos 1, 2 e 3 as curvas lombar e torácica.

A partir da análise das curvas B, referentes ao plano frontal, podemos observar que:

- o sujeito 1 apresenta um desvio da coluna torácica para a direita e da lombar para a esquerda.
- o sujeito 2 apresenta um leve desvio para a esquerda na região torácica.
- o sujeito 3 apresenta um leve desvio para a esquerda na região lombar.

As curvas C e D quantificam as curvas A e B respectivamente, a partir delas determinamos os valores das curvaturas bidimensionais, nas regiões lombar e torácica, nos planos sagital e frontal respectivamente.

De fato, a partir das curvas C podemos quantificar as curvaturas da lordose e as da cifose. As curvas D quantificam os desvios laterais da coluna no plano frontal. Por exemplo, podemos observar na curva D:

- do sujeito 1: que as curvaturas 2D na região de Z 0,13 a 0,20 m, quantificam o desvio observado nesta mesma região da curva B.
- do sujeito 2: que as curvaturas 2D na região de Z 0,06 a 0,18 m, quantificam o desvio observado nesta mesma região da curva B.
- Do sujeito 3: que as curvaturas 2D na região de Z cerca de -0,06 m a -0,18 m, quantificam o desvio observado nesta mesma região da curva B.

Segundo CAILLIET (1979) as escolioses torácicas são acompanhadas por uma escoliose lombar compensatória. Este fato pode ser observado na curva B do sujeito 1, onde a escoliose torácica direita é compensada pela escoliose lombar esquerda.

Os desvios da coluna vertebral no plano frontal, observados nas curvas B, e quantificados na curvas D, dos sujeitos 2 e 3, não puderam ser detectados no exame clínico, pelo fato de serem muito leves. Para confirmar o desvio, à esquerda, encontrado na região lombar da curva B do sujeito 3, utilizamos chapas de raio X. Desta maneira, ainda que de forma preliminar, pudemos verificar a boa sensibilidade do método em detectar alterações leves no alinhamento da coluna vertebral ( ver anexo 3 ).

Das curvas C e D comparadas à E, dos sujeitos 1, 2 e 3, podemos observar na região de transição da coluna lombar para a torácica ( região de T12 ), que não há somente uma mudança de concavidade da curva no plano sagital, visível nas curvas C, mas há também um mínimo da curvatura 3D, visível nas curvas E. Esta curvatura mínima representa o efeito da curvatura observada, para a mesma região, nas curvas D (plano frontal - desvios laterais). Na transição da região da vértebra proeminente para as vértebras cervicais aparecem as mesmas características.

As curvas F apresentam dois picos de torção, em T12 e na vértebra proeminente (V.P.), os quais traduzem geometricamente a passagem de côncavo para convexo, em T12 e vice-versa em V.P.. Estes picos não tem correspondência com as propriedades anatómicas da coluna vertebral.

Na curva F do sujeito 1 na região torácica, Z cerca de 0,09 m, aparece uma torção, o que indica a rotação no alinhamento dos processos espinhosos das vértebras, devido à escoliose torácica direita, simultânea à cifose.

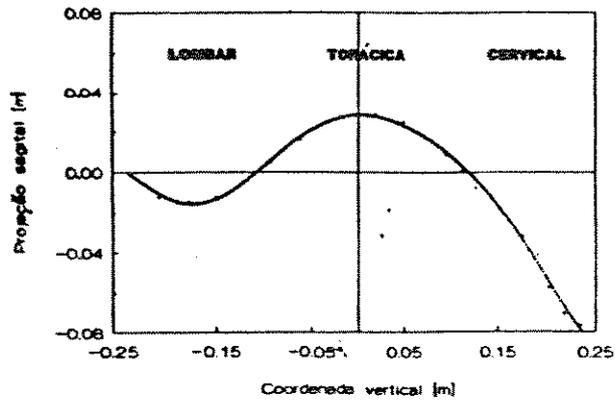
Na curva F do sujeito 2 aparece um sinal de torção geométrica na região de Z entre 0,03 m a 0.13 m. Esta torção é o resultado das curvaturas observadas simultâneamente nos planos sagital e frontal, as quais podem ser vistas, nesta mesma região, nas curvas A, B, C e D.

Na curva F do sujeito 3 também aparece um sinal de torção geométrica na região de Z cerca de -0,15 m, que corresponde a mesma região das curvaturas nas figuras A, B, C e D.

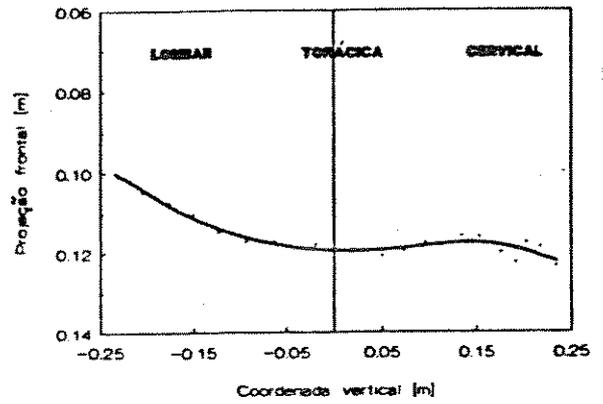
Para os picos de torção observados na região lombar, Z cerca de -0,23 m , das curvas F, não podemos afirmar ou garantir que há uma torção real. Haja visto que esta torção aparece no final do intervalo de medição, na região do último ponto anatómico marcado na coluna do sujeito, o qual corresponde ao processo espinhoso da quarta vértebra lombar.

## GRÁFICOS DAS CURVAS DO SUJEITO 1

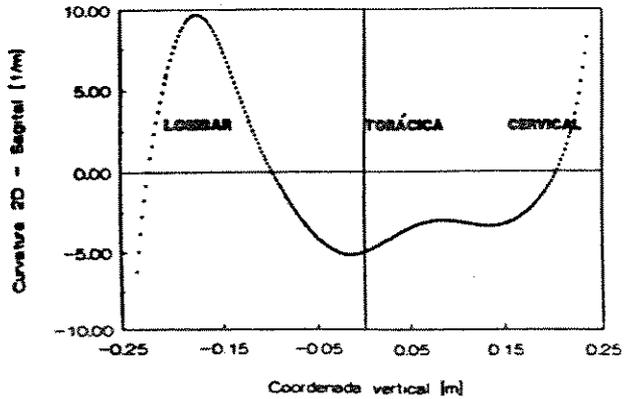
CURVA A



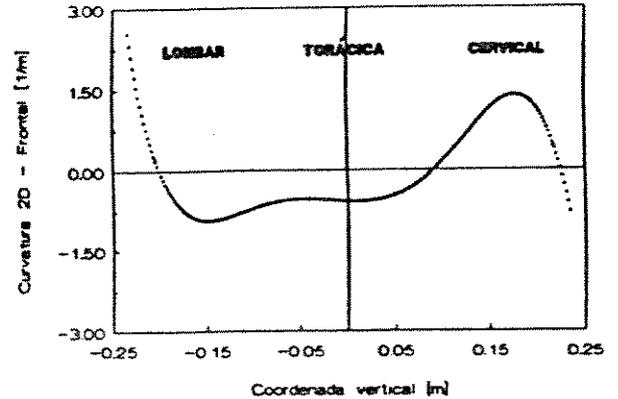
CURVA B



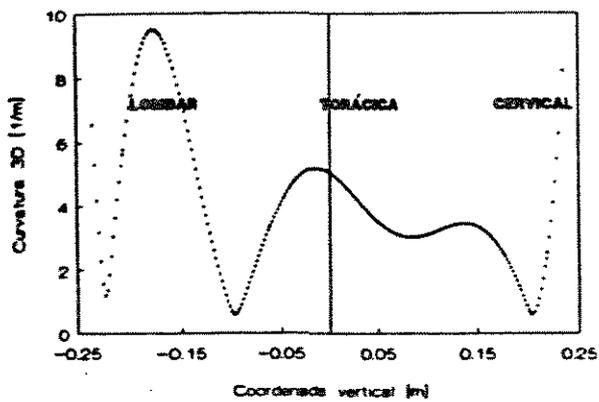
CURVA C



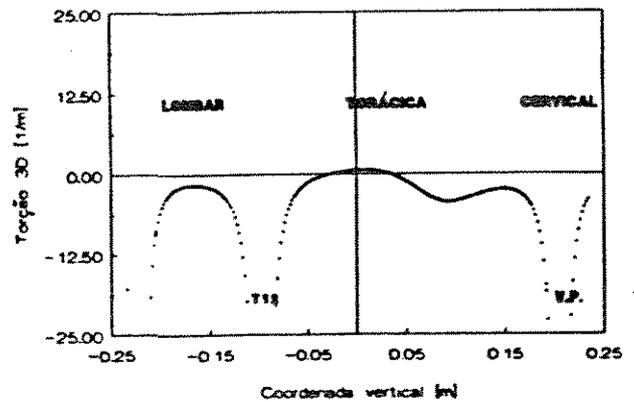
CURVA D



CURVA E

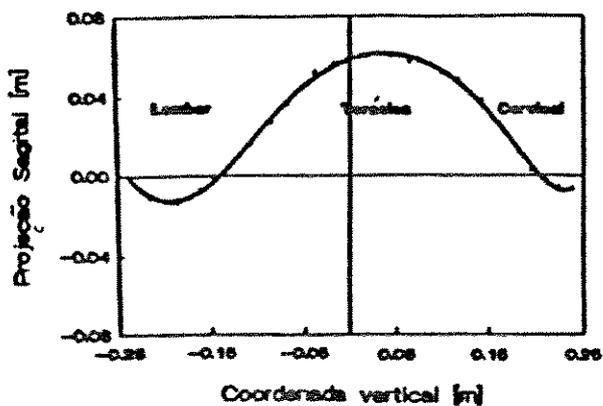


CURVA F

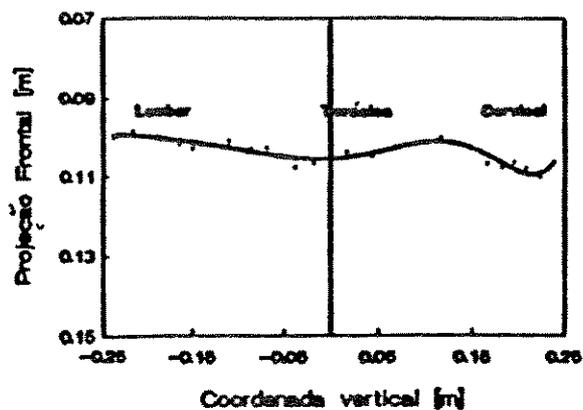


GRÁFICOS DAS CURVAS DO SUJEITO 2

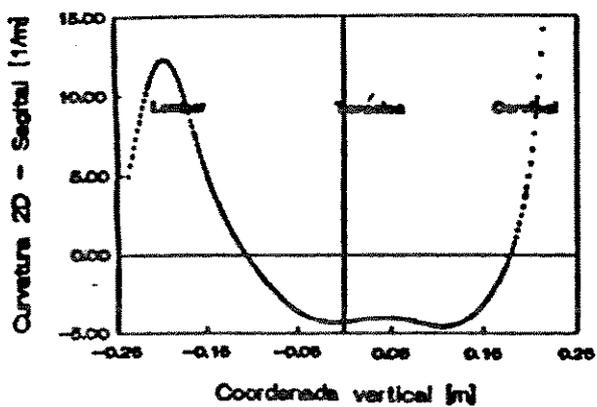
Curva A



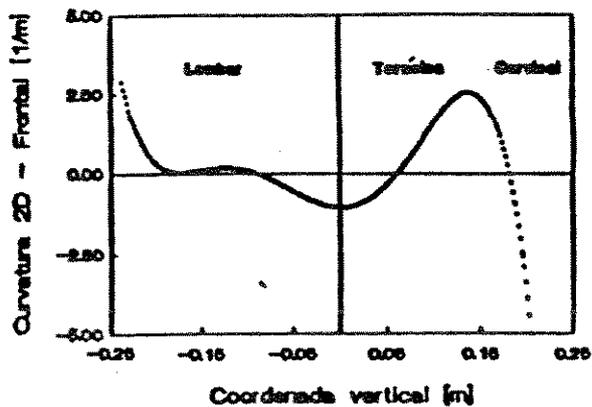
Curva B



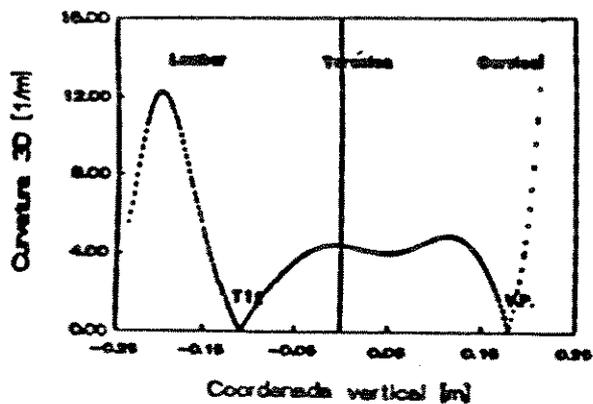
Curva C



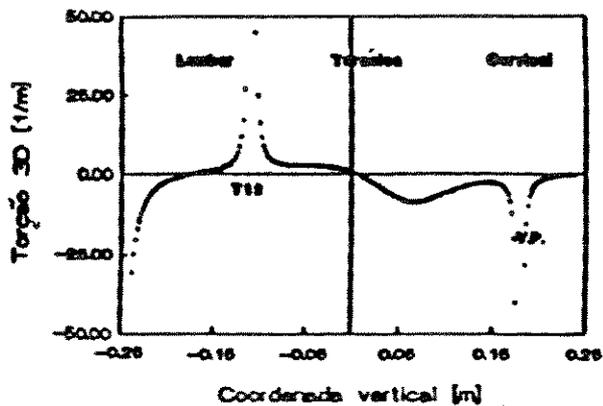
Curva D



Curva E

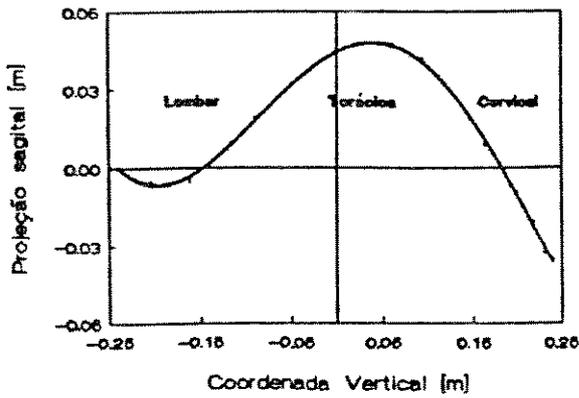


Curva F

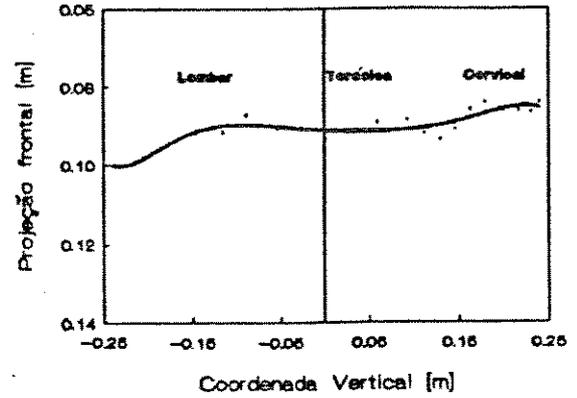


GRÁFICOS DAS CURVAS DO SUJEITO 3

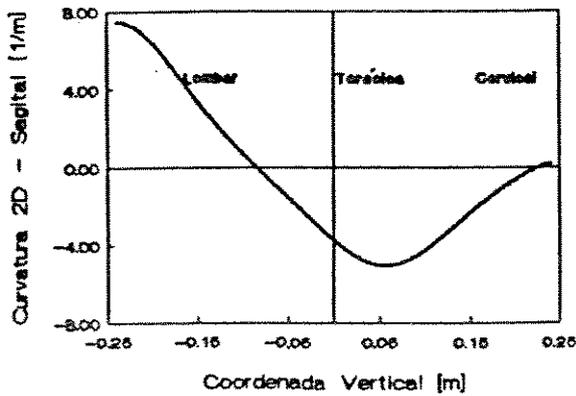
Curva A



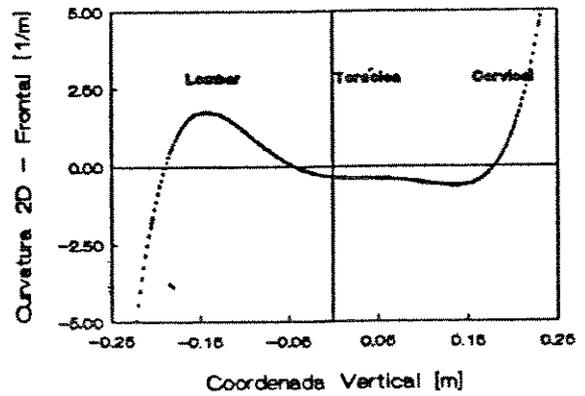
Curva B



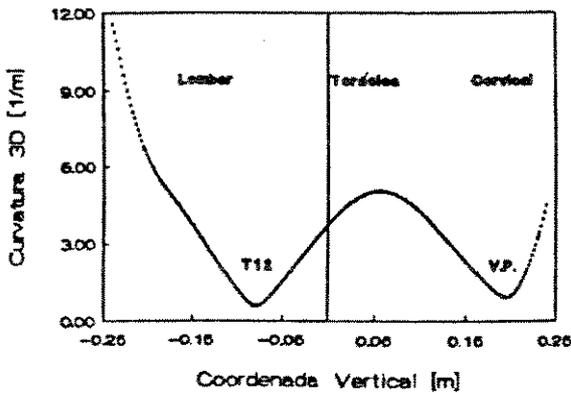
Curva C



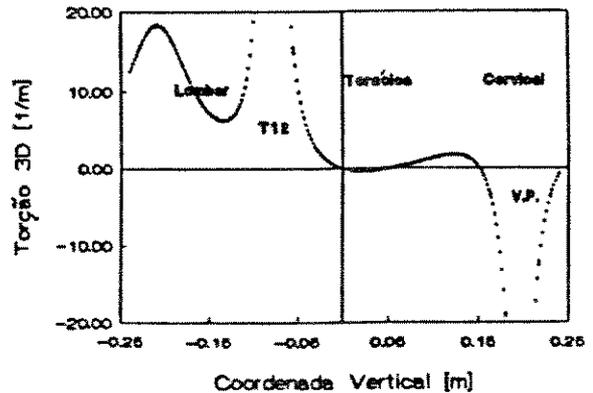
Curva D



Curva E



Curva F



#### XIV - CONCLUSÕES

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um método para análise quantitativa e tridimensional dos pontos anatômicos, marcados na pele sobre os processos espinhosos da coluna vertebral, e realizar a análise destes pontos em termos de curvatura e torção geométrica 3D.

Através do método ora proposto conseguimos detectar as regiões da coluna onde aparecem as curvaturas e torções geométricas 3D, além de quantificá-las. Devido à marcação dos pontos ter sido feita na pele sobre os processos espinhosos, as torções não representam uma rotação das vértebras, mas sim uma rotação do plano osculador. As alterações detectadas pelo método são sensíveis a deformidades como lordose, cifose, escoliose, enfim àquelas que possam ser evidenciadas através de alterações no alinhamento da coluna vertebral, pelos processos espinhosos.

Os resultados apresentados neste trabalho mostraram que o método possui boa sensibilidade, uma vez que este tem potencial para detectar alterações leves no alinhamento da coluna vertebral, e é capaz de quantificar as curvaturas e torções dos pontos anatômicos. Estes fatores evidenciam a viabilidade do método para análise postural quantitativa e tridimensional.

Consideramos importante que um método para análise postural consiga também detectar alterações leves no alinhamento da coluna vertebral, pois o conhecimento de tais alterações no início ( quando não são agudas ), pode viabilizar a prevenção de futuros problemas posturais.

Este trabalho de mestrado restringiu-se ao desenvolvimento do método, discutir suas aplicações e limitações e através disso, evidenciar a viabilidade e a necessidade de sua continuidade.

Para dar continuidade a este trabalho, pretendemos aprimorar o método e aplicá-lo em uma população, afim de encontrar padrões de normalidade nas colunas vertebrais e desta maneira, estabelecer uma classificação das mesmas a partir dos resultados obtidos pelo método.

**XV - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- AALTO, H., PYYKKO, I. & STARCK, J.. **Computerized Posturography.**  
Acta Otolaryngol, Stockh: 449, 71-75, 1988.
- ABDEL - AZIZ, Y. I. & KARARA, H. M.. **Photogrammetric Potential of Non-metric Cameras.** Univ. Illinois at Urbana-Champaign, Civil Eng. Studies, Photogrammetric Series 36, 1974.
- ASSENTE, R.; FERRIGNO, G.; PEDOTTI, A.; SANTAMBROGIO, G. & VIGANO, R.. **Auscan System: A new procedure to evaluate spinal deformities.** Biomechanics XA, Champaign: Human Kinetics Publishers, V(6A): 207-211, 1987.
- ÁVILA, G.S.S.. **Cálculo.** 4 ed Rio de Janeiro: Livros técnicos e científicos, 1987, p.28-35.
- BARNES, D. E.; BATCHELOR, R.; MADDOCK, A. G.; SMEDLEY, J. A. & TAYLOR, D.. **Newnes Concise Encyclopaedia of Nuclear Energy.** Great Britain: George Newnes, 1962, p. 877-878.
- BEVINGTON, P.R.. **Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences.** New York: Mc Graw-Hill, 1969, p. 92-143.
- BRENZIKOFER, R.. **Instrumentação Para Biomecânica de Corpo Inteiro.** In: Anais do III Congresso Nacional de Biomecânica, Juiz de Fora, agosto de 1991.
- BRENZIKOFER, R.. **Three-dimensional Reconstruction for Classroom and Laboratory.** In Proceeding of the XIVth I.S.B. Congress, p. 216-217, Paris, France, 4-8 July, 1993.

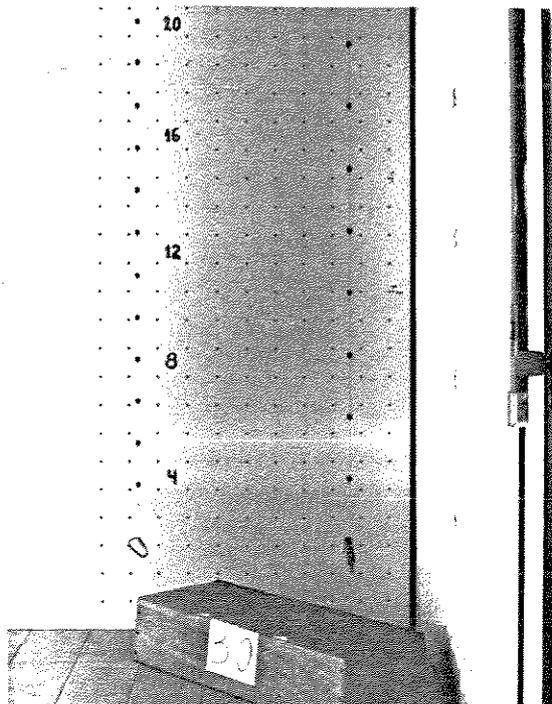
- BRONSTEIN, I. N. & SEMENDIAEV, k. A.. **Aide-mémoire de Mathématiques**. 3ed. Paris: Éditions Eyrolles, 1963, p. 345-390.
- CAILLIET, R.. **Escoliose**. São Paulo: Editora Manole, 1979, p. 17-27.
- DANGELO, J. G. & FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. Rio de Janeiro: Livraria Atheneu, 1985, p. 375.
- DRERUP, B. & HIERHOLZER, E.. **Objective Determination of Anatomical Landmarks on the Body Surface: Measurement of the Vertebra Prominens from Surface Curvature**. Journal of Biomechanics; 18(6): 467-474, 1985.
- DRERUP, B. & HIERHOLZER, E.. **Detection of Anatomical Landmarks on the Back Surface: The vertebra Prominens as a Region of Extreme Curvature**. Surface Topography and Spinal Deformity. Stuttgart: Gustav Fischer, 1986, p. 151-157.
- DRERUP, B. & HIERHOLZER, E.. **Automatic Localization of Anatomical Landmarks on the Back Surface and Construction of a Body-Fixed Coordinate System**. Journal of Biomechanics; 20(10): 961-970, 1987.
- FRANÇA, V.. **Validade da Topografia Moiré no diagnóstico precoce da escoliose vertebral**. Dissertação de mestrado. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Escola de Engenharia de São Carlos, 1991.
- FROBIN, W. & HIERHOLZER, E.. **Rasterstereography: A photogrammetric method for measurement of body surfaces**. Photogrammetric Engineering and Remote Sensing; 47(12): 1717-1724, 1981.

- FROBIN, W. S. & HIERHOLZER, E.. **Analysis of Human Back Shape Using Surface Curvatures**. Journal of Biomechanics; 15: 379-390, 1982.
- JOHNS, H. E. & CUNNINGHAM, J. R.. **The Physics of Radiology**. 4 ed. United States of America: Thomas Books, 1983, p. 633-635.
- MILES, C. A. & SPEIGHT, B. S.. **Recording the Shape of Animals by a Moiré Method**. Journal of Physics E: Scientific Instruments; 8: 773- 776, 1975.
- NOSSE, L. J.. **Measurement System for Low-Back Contour**. Phys. Ther.; 65: 1212-1213, 1985.
- PHILIPPENS, M. M. G. M.; SNIJDERS, C. J. & NORDIN, M.. **Continuous Registration of the Curvature and Inclination of the Back During Working Hours**. Biomechanics XB, Champaign: Human Kinetics Publishers V(6B): 1015-1019, 1987.
- PONCET, P.; DANSEREAU, J.; BELLEFLEUR, C. & LABELLE, H.. **Smoothing Methods for the Measurement of Geometric Torsion on 3D Reconstructed Scoliotic Spines**. International Symposium on 3D Scoliotic Deformities, Stuttgart: Gustav Fischer, 1992, p. 273-281.
- RASCH, P. J. & BURKE, R. K.. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. 5 ed Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1987, p. 440-443.
- SNELL, R. S.. **Anatomia**. 2 ed Rio de Janeiro: Editora Médica e Científica, 1984, p. 721-727.

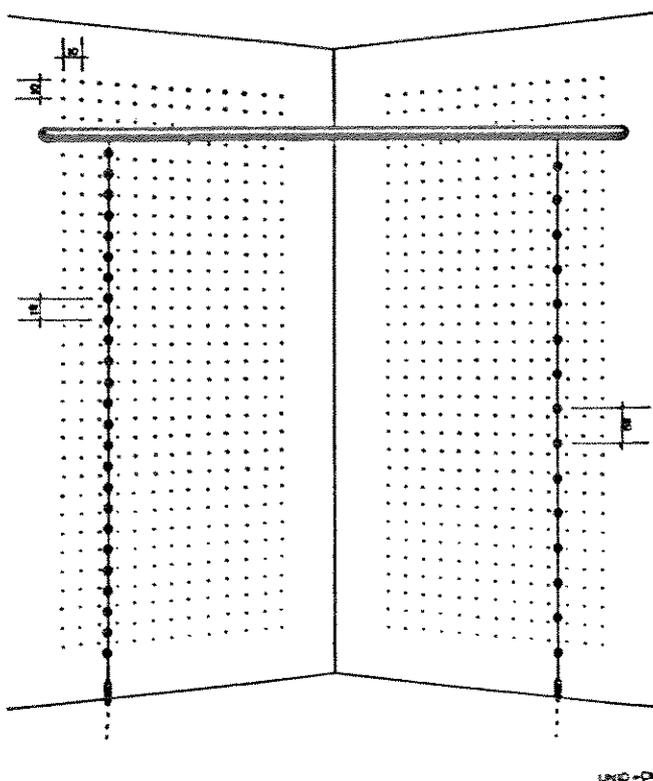
- SPIEGEL, M. R.. **Análise Vetorial**. São Paulo: Mc Graw-Hill, 1977,  
p. 47-52.
- TESTUT, L. & JACOB, O.. **Tratado de Anatomia Topográfica**.  
Barcelona: Salvat Editores, 1956, p. 623.
- WARWICK, R. & WILLIAMS, P. L.. **Gray Anatomia**. 35 ed Rio de Janeiro:  
Guanabara Koogan, 1973, p. 222-238.

## ANEXO 1

## FOTO DO SISTEMA DE REFERÊNCIA



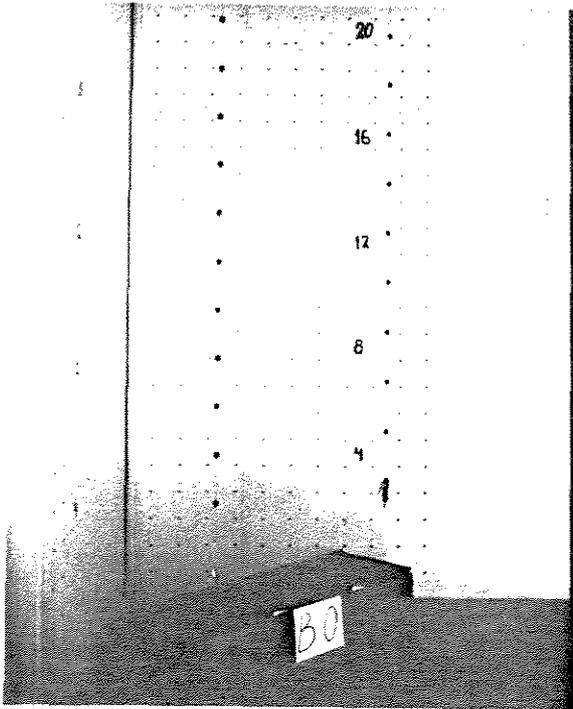
## ESQUEMA DO SISTEMA DE REFERÊNCIA COM AS MEDIDAS



ANEXO 2

FOTO DO SISTEMA DE REFERÊNCIA

CÂMERA 1



CÂMERA 2

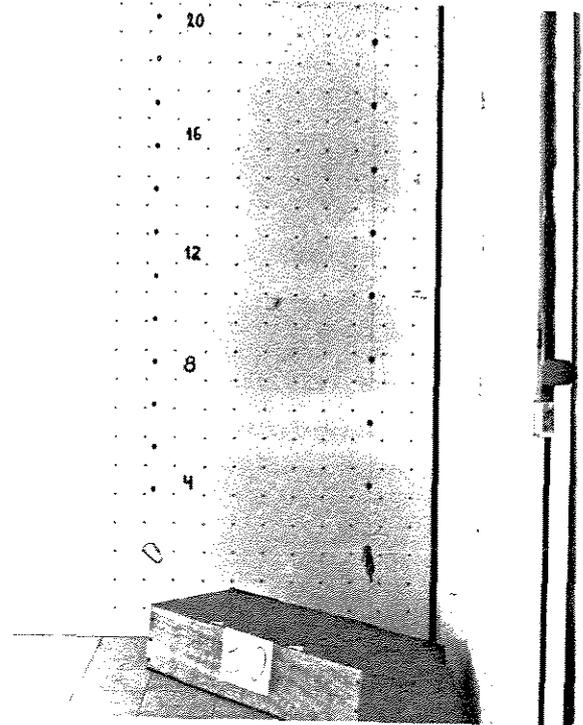
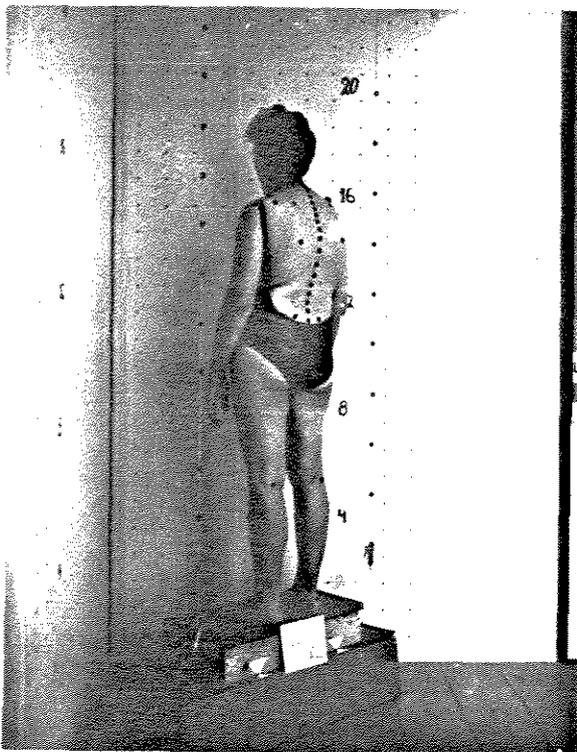
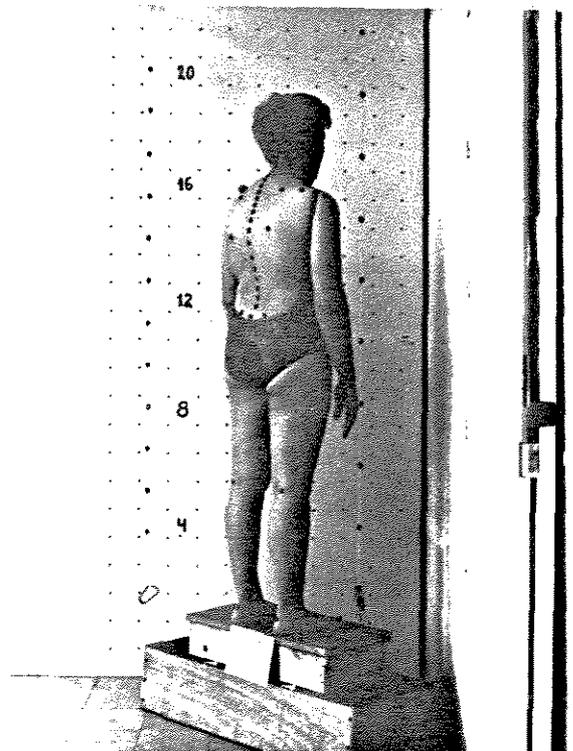


FOTO DO SUJEITO COM OS PONTOS ANATÔMICOS

CÂMERA 1



CÂMERA 2



## ANEXO 3

RESULTADOS OBTIDOS PELO MÉTODO PROPOSTO E PELO  
EXAME POR RAIOS X DA COLUNA LOMBAR.

