

**Luiz Antonio Athayde Cardoso**

**Estudo Morfométrico da Região Orbitária Humana  
Através da Reconstrução Tridimensional  
Computadorizada de Imagens Tomográficas**

**Dissertação apresentada à Faculdade de  
Ciências Médicas como requisito parcial para  
obtenção do título de Mestre em Cirurgia**

**Orientador: Cássio Menezes Raposo do Amaral  
Co-Orientador: Roberto de Alencar Lotufo**

**UNICAMP  
1995**



UNIDADE	70C
DEPARTAMENTO	7/Unicamp
CLASSIFICAÇÃO	C179e
NÚMERO DE REGISTRO	23683
NÚMERO DE CLASSIFICAÇÃO	433125
NÚMERO DE REGISTRO	23683
NÚMERO DE CLASSIFICAÇÃO	433125

CM-00065502-1

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA CENTRAL - UNICAMP

Cardoso, Luiz Antonio Athayde

C179e

Estudo morfométrico da região orbitária humana através da reconstrução tridimensional computadorizada de imagens tomográficas / Luiz Antonio Athayde Cardoso. -- Campinas, SP : [s.n.], 1995.

Orientadores: Cássio Menezes Raposo do Amaral, Roberto de Alencar Lotufo.

Tese (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. Processamento de imagens assistida por computador.
2. Órbita. I. Amaral, Cássio Menezes Raposo do. II. Lotufo, Roberto de Alencar. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. IV. Título.

*Nós estamos modificando o futuro mais rapidamente do que modificamos a nós mesmos e estamos aplicando no presente os hábitos do passado (CHURCHILL).*

*À memória de minha mãe,*

*Ao meu pai pelo apoio e incentivo,*

*À Cristina, pela paciência, compreensão,  
apoio, incentivo, e estima.*

*À Giovana, por representar a renovação e esperança.*

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Cássio Menezes Raposo do Amaral, pela orientação, colaboração, confiança, incentivo e amizade durante a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Roberto de Alencar Lotufo, por suas valiosas sugestões, disponibilidade e amizade.

Ao meu colega Alexandre Xavier Falcão, pelas inúmeras horas de trabalho em conjunto, pelas sugestões, apoio e amizade constante.

Ao Prof. Dr. Renato Marcos Endrizzi Sabattini, pela acolhida, valiosas sugestões, revisão do material e disponibilidade.

Ao Prof. Dr. Luis Alberto Magna, pela inestimável colaboração na realização da análise estatística e valiosas sugestões na interpretação dos dados.

Ao Prof. Dr. Bernardo Beiguelman, pela amizade, sugestões e análise estatística.

Ao Prof. Dr. Francesco Langone, do Departamento de Anatomia, pelo incentivo, atenção, disponibilidade e valiosas sugestões.

À SOBRAPAR, pelo apoio.

Ao Dr. Gerson Luiz Júlio, meu amigo, pela colaboração e amizade.

Ao todos os membros, Departamento de Cirurgia Plástica: docentes, médicos, residentes e funcionários pelo estímulo e pela confiança em mim depositada.

Ao Prof. Dr. Lívio Nanni, Departamento de Radiologia, pelo apoio e colaboração.

Ao funcionário do RX, Sérgio, que realizou as tomografias nos cadáveres.

Aos funcionários do Departamento de Anatomia, em especial ao Sr. Antonio Carlos, "Ticão", pela atenção e colaboração.

Aos funcionários do Laboratório de Engenharia de Computação, em especial ao analista de sistemas Antonio.

À Sueli Chaves, pelo inestimável apoio, colaboração e incentivo em todas as fases da editoração deste trabalho.

Aos funcionários da ASTEC: Isabel Cristina, pela revisão ortográfica; Fernanda, pela arte-final, diagramação e revisão; Néder, pelo material fotográfico; Maria do Rosário, pela diagramação; Nilvana e Marisa pela colaboração.

A todos aqueles (amigos ou familiares) que, em muitos momentos durante a realização deste trabalho, souberam me escutar ou simplesmente tiveram paciência comigo.

# **ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS**

## ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

$\Delta x, \Delta y, \Delta z$	Comprimento das arestas do cubo
=	Igual a
%	Porcentagem
anat.	Medida anatômica
comp.	Medida computadorizada
CT	Tomografia Computadorizada
DH	Diâmetro horizontal
DHd	Diâmetro horizontal direito
DHe	Diâmetro horizontal esquerdo
DIFM.	Desvio Padrão das Médias das Diferenças
DV	Diâmetro vertical
DVd	Diâmetro vertical direito
DVe	Diâmetro vertical esquerdo
dx, dy, dz	Comprimento diferencial das arestas
EO	Volume do globo e nervo óptico
EOd	Volume do globo e nervo óptico direito
EOe	Volume do globo e nervo óptico esquerdo
et al.	E Colaboradores
g.l.	Graus de Liberdade
H	Unidades Hounsfield
I'	Índice Antropométrico
IOE	Distância intercantal externa
IOI	Distância intercantal interna
MDIF.	Média das Diferenças
ml	Mililitro

<b>mm</b>	Milímetro
<b>MRI</b>	Ressonância Nuclear Magnética
<b>n</b>	Tamanho Amostral
<b>OHMO</b>	Diâmetro Horizontal Médio da Órbita
<b>p</b>	Probabilidade do Evento
<b>PM</b>	Perímetro
<b>PMd</b>	Perímetro direito
<b>PMe</b>	Perímetro esquerdo
<b>r</b>	Coefficiente de Correlação Linear
<b>ST</b>	Volume das cavidade orbitária
<b>STd</b>	Volume das cavidade orbitária direita
<b>STe</b>	Volume das cavidade orbitária esquerda
<b>t</b>	Valor do teste t de Student
<b>UNICAMP</b>	Universidade Estadual de Campinas

# ÍNDICE

## RESUMO

## ABSTRACT

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	1
1.1. Desenvolvimento Tecnológico .....	2
1.2. Técnicas de Representação de Imagens .....	3
1.3. Região Orbitária .....	6
1.4. Justificativa .....	13
<b>2. OBJETIVO</b> .....	16
<b>3. MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	17
3.1. Critérios de Inclusão .....	17
3.2. Métodos Computacionais .....	18
3.2.1. Aquisição da Imagem .....	20
3.2.2. Volume de Interesse .....	22
3.2.3. Segmentação .....	27
3.2.4. Interpolação .....	31
3.2.5. Visualização .....	35
3.2.6. Medidas .....	35
3.3. Métodos Anatômicos .....	36
3.4. Medidas .....	39
3.4.1. Medidas Lineares .....	39
3.4.2. Medidas Volumétricas .....	40
<b>4. RESULTADOS</b> .....	48
4.1. Protocolo .....	48
4.2. Medidas .....	52
4.3. Análise Estatística .....	54
<b>5. DISCUSSÃO</b> .....	63
5.1. Implementação .....	64
5.2. Capacitação .....	65
5.3. Medidas Lineares .....	67
5.4. Medidas Volumétricas .....	69
5.5. Perspectivas .....	71
<b>6. CONCLUSÃO</b> .....	74
<b>7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*</b> .....	75

## RESUMO

---

---

## RESUMO

---

Foi efetuado um estudo morfométrico empregando cinco cabeças de cadáveres humanos com região orbitária íntegra, obtidas no Departamento e Anatomia do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) e que foram submetidos ao exame de tomografia computadorizada no Setor de Radiologia do Hospital das Clínicas. A partir dos cortes tomográficos distanciados entre si de 1,5mm, realizou-se a reconstrução tridimensional de imagens utilizando o programa de computador 3DViewnix em equipamento de computação de médio porte, no Laboratório de Engenharia de Computação e Automação Industrial da Faculdade de Engenharia Elétrica. Selecionaram-se cinco tipos de medidas lineares e dois tipos de medidas volumétricas da região orbitária. As medidas obtidas da dissecação anatômica foram confrontadas com as da análise computadorizada para estudo estatístico (dados pareados e regressão linear). A análise dos resultados mostrou não haver diferenças estatisticamente significantes entre todas as medidas, e haver correlação linear adequada. Neste estudo é apresentada uma metodologia para realização deste exame com os equipamentos disponíveis na UNICAMP.

# ABSTRACT

---

---

## **ABSTRACT**

---

A morphometric study was conducted in five humans cadaver heads with preserved orbital region, obtained from the Department of Human Anatomy in the Institute of Biology of the State University of Campinas (UNICAMP). The heads were scanned by a computer tomograph in the Radiology Department of the Clinics Hospital. Three dimensional reconstructions were performed from tomographic slices separated by 1,5mm using the 3DViewnix program in a computer workstation, on the Laboratory of Computator Engineering and Industrial Automation of the Faculty of Electrical Engineery. It were selected five types of linear measurements as well as two types of volumetric ones from orbital region. The values obtained from anatomic dissection were matched against the measures from computer analysis for statistical evaluation ( paired observations, and linear regression). The results showed no statistically significant differences, and a sactisfactory linear correlation between the anatomical and computer measures. In this study was developed a protocol to obtain the examinations with the equipmnts available in UNICAMP.

# INTRODUÇÃO

---

---

## 1. INTRODUÇÃO

---

A reconstrução tridimensional por computador representa atualmente, um grande avanço para visualização e manipulação de imagens médicas. Esta metodologia tem sido empregada com sucesso para melhorar a visualização de deformidades e traumas no esqueleto craniofacial, podendo ajudar no planejamento cirúrgico pois fornece noções de profundidade e de volume inexistentes na imagem bidimensional. A possibilidade de realizar a exploração dos dados através da visualização volumétrica, pode simplificar o planejamento e a execução do reparo (NEUYEN & SULLIVAN, 1992; YAREMCHUCK, 1992). A informação visual disponível para certas anomalias é melhorada com o auxílio da imagem tridimensional, principalmente em casos de assimetria de uma hemiface (CARLS, SHUKNECHT, SAILER, 1994). Outro importante avanço em cirurgia reconstrutora, é a aplicação de modelos gerados a partir da visualização de imagens tridimensionais na elaboração computadorizada de moldes feitos de material aloplástico para serem usados em reconstrução complexa de crânio e face (ROSE, NORRIS, ROSEN, 1993).

## 1.1. Desenvolvimento Tecnológico

Desde os primórdios da medicina o ser humano procura aperfeiçoar os métodos diagnósticos para prevenir e acompanhar melhor as doenças. Os primeiros passos neste caminho foram lentos, devido a escassez tecnológica. Com o advento do microscópio óptico foi aberto o caminho para a compreensão dos microorganismos e sua relação causal em doenças até então misteriosas. A descoberta do raio-X no final do século XIX, permitiu a obtenção de imagens do corpo humano capazes de informar com certa precisão a estrutura de determinados órgãos. A Segunda Guerra Mundial provocou uma grande corrida tecnológica até então nunca vista. A partir da tecnologia armamentista dos radares, detectores de bombas, e armas nucleares, desenvolveu-se aparelhos que utilizavam princípios físicos semelhantes para obter imagens indiretas do corpo humano. Os mais empregados atualmente, além do Raio-X são: a ecografia, que se baseia nos sonares com a emissão de ondas de som; a termografia de placa, que emprega gradientes de temperatura; o cintilógrafo que funciona pelo princípio de detecção de emissões provenientes de reações nucleares; e a ressonância nuclear magnética que usa o princípio da variação magnética no "spin" dos prótons.

A representação de imagens tridimensionais tornou-se possível graças ao avanço na tecnologia dos computadores nestes últimos 20 anos. Para a realização de estudos morfométricos, como neste trabalho, é necessário a utilização de dados tridimensionais com resolução sub-milimétrica. Dentre as fontes de imagens médicas que satisfazem estes requisitos, encontram-se a tomografia computadorizada (CT) e a ressonância nuclear magnética (MRI), tendo sido escolhido o primeiro pela disponibilidade do aparelho na Universidade.

## 1.2. Técnicas de Representação de Imagens

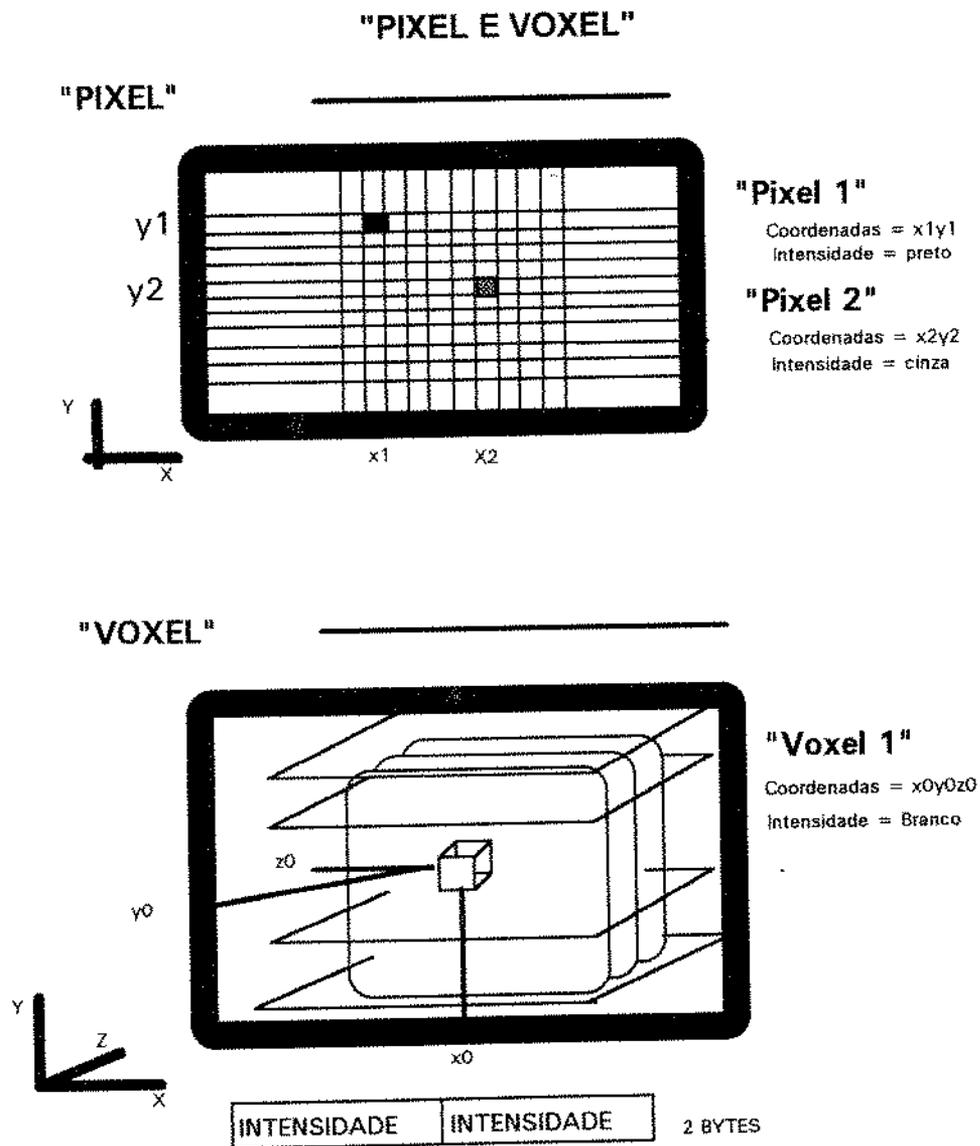
A reconstrução tridimensional de imagens tomográficas é obtida por meio de programas aplicativos, projetados para computadores que manipulam um número grande de dados em alta velocidade. Estes programas extraem os cortes gerados por aparelhos de tomografia computadorizada, ressonância nuclear magnética e outros, e, através de um processamento específico, alinha e reagrupa os cortes em forma de empilhamento ordenado.

Com isto, além das vantagens da visualização em três dimensões, que permite uma melhor compreensão das relações anatômicas entre as estruturas, este método proporciona outras duas vantagens: a primeira é a análise quantitativa de dados como medições em um espaço real tridimensional e o cálculo de área e volume de qualquer estrutura selecionada e a segunda, é a possibilidade de manipulação da imagem, processo que permite remover, adicionar, inverter, segmentar, e criar imagens a partir da estrutura em estudo.

Geralmente os processos de reconstrução tridimensional utilizam como meio de comunicação com o usuário, telas de vídeo onde são projetadas as imagens geradas pelo programa. As imagens são representadas no computador a partir de elementos básicos.

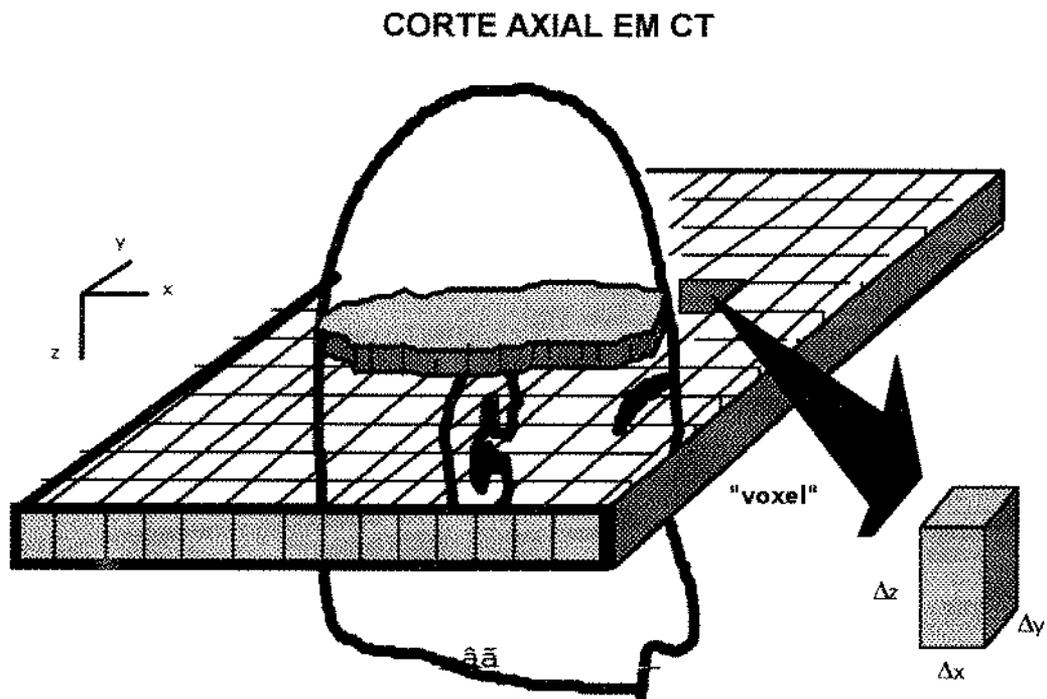
O "pixel", abreviação da palavra inglesa *picture element* (elemento de imagem), geralmente tem o formato quadrangular e representa imagens bidimensionais associando às coordenadas (x, y), o valor da intensidade da região. O "voxel", abreviação da palavra inglesa *volume element* (elemento de volume), é a menor unidade de uma imagem tridimensional. Geralmente tem o formato

cúbico e associa às coordenadas (x, y, z), valores referentes a intensidade da região. Os valores da intensidade são expressos em 12 bits, perfazendo uma escala de cinza que vai de -1.024 até 3.096 (FIGURA 1).



**FIGURA 1.** Representação do "pixel" no plano bidimensional (x, y) e do "voxel" no espaço tridimensional (x, y, z). A intensidade destes elementos é representada 12 bits de informação numa faixa de - 1.024 até 3.096. Estes valores serão expressos em 2 bytes.

Os cortes gerados na tomografia computadorizada e ressonância nuclear magnética são constituídos por "voxels", porque, apesar das imagens estarem aparentemente em duas dimensões, na realidade existe uma espessura em cada corte, que é necessária para estimar a densidade das estruturas dentro dos limites de cada elemento de volume. O tamanho físico do "voxel" encontra-se associado à resolução espacial do equipamento, e normalmente a resolução no plano axial (x, y) é da ordem de 0,5mm nas duas direções enquanto que a resolução na direção z é menor, sendo da ordem de 1,5mm (FIGURA 2).



**FIGURA 2.** Representação de um corte axial de tomografia computadorizada exemplificando o "voxel". As dimensões  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  e  $\Delta z$  estão correlacionadas com a resolução do aparelho.

O trabalho computacional com dados tridimensionais exige um grande volume de dados. Cada corte é tipicamente armazenado em uma matriz de 512 x 512 bytes, e cada intensidade ocupa 2 bytes de memória. Desta maneira, são necessários 500kB para armazenar apenas um corte.

### **1.3. Região Orbitária**

Em função da sua posição, a região orbitária agrupa uma série de patologias na área da cirurgia craniomaxilofacial e, por isto, seu estudo tem grande interesse para a especialidade (BARLET, WORNON III, WHITAKER, 1992). Os sinais clínicos da maioria das doenças são resultantes do desequilíbrio entre o conteúdo e a capacidade volumétrica da cavidade orbitária .

A órbita é uma cavidade virtual que tem a forma de uma pirâmide de base anterior situada entre o crânio e a face. Suas paredes são formadas por sete ossos muito delgados: frontal, etmóide, esfenóide, maxilar, zigomático, lacrimal e palatino, e sua base é delimitada pela face interna das pálpebras (GRAY, 1977; TESTUT & JACOB, 1986; MANSON, 1990). O perióstio recobre todas as paredes ósseas encontrando-se frouxamente aderido a elas exceto nos orifícios, que são nove: canal óptico, fissuras orbitais inferior e superior, forame supra-orbital, canal infra-orbital, orifícios etmoidais anterior e posterior, orifício zigomaticorbital e o canal para o ducto nasolacrimal, (GRAY, 1977; LANG, 1989). O conteúdo orbitário é formado pelo globo ocular e seus elementos; pelos nervos óptico, oculomotor, abducente, troclear, supra-orbital, maxilar, e o gânglio oftálmico de Willis por onde saem os ramos sensitivos do trigêmeo

(lacrimal, frontal e nasal); pela glândula lacrimal; por sete músculos estriados (quatro retos, dois oblíquos e o elevador da pálpebra); artérias, veias e pelo tecido gorduroso que preenche todos os espaços vazios atrás da cápsula de Tenon. O tecido adiposo facilita os movimentos do globo ocular (TESTUT & JACOB, 1986; LATARJET, RUIZ LIARD, RUIZ LIARD, 1993).

Diversas patologias acometem a cavidade orbitária e a relação do globo ocular com a mesma. A **exoftalmia** é uma condição em que ocorre a protusão do globo ocular para fora da cavidade, devido ao aumento do conteúdo orbitário. O principal agente etiológico da exoftalmia é a doença de Graves, que predomina em mulheres, com uma incidência que chega a 2% da população feminina total no norte da Inglaterra (LARSEN, 1985). A forma ocular desta patologia, ocorre em mais da metade dos pacientes provocando um aumento do conteúdo orbitário que se deve ao acúmulo de infiltrado linfocitário, mucopolissacarídes e retenção de água nos elementos extrínsecos ao olho, neste caso como gordura e musculatura voluntária.

O tratamento cirúrgico desta patologia depende da avaliação prévia do volume orbitário e do seu conteúdo. Em ordem da severidade de cada caso, a conduta é progressivamente: remoção de gordura, abrasão do rebordo orbitário, e fratura de uma ou mais paredes da órbita (WOLFE & HEMMY, 1988; THALLER & KAWAMOTO, 1990; OLIVARI, 1991; PEARL et al., 1991; STARK & OLIVARI, 1993; ELISEVICH, 1994 e RAPOSO DO AMARAL et. al., 1994). A aplicação de métodos computadorizados no tratamento da exoftalmia foi realizada por FELDON et al. (1985) para avaliar imagens de CT de 49 pacientes com exoftalmia de Graves. Determinaram o volume de gordura e musculatura extra-ocular, concluindo que a neuropatia estava relacionada com o aumento volumétrico da musculatura extra-ocular. Em outro estudo,

PEYSTER et al. (1986) avaliaram imagens de CT de 15 pacientes com exoftalmia determinando o volume de gordura orbitária através de análise computadorizada. Diagnosticaram quatro pacientes com doença de Graves e referiram haver uma excelente correlação entre a exoftalmia e a quantidade de gordura intra-orbitária. WILSON & MANKE (1991) estudaram 23 pacientes submetidos a cirurgia descompressiva por exoftalmia utilizando imagens obtidas da CT pré e seis meses após a cirurgia.

O termo **exorbitismo**, também é empregado para designar a protusão do globo ocular, porém em casos que ocorre a diminuição volumétrica da cavidade orbitária, (McCARTHY et al., 1990). Dentre os principais agentes etiológicos encontramos as sinostoses e os tumores, na sinostose, ocorre o fechamento precoce das suturas ósseas e a compressão do cérebro sobre o teto orbitário provocando uma diminuição volumétrica da cavidade. São exemplos desta condição a Anomalia de Crouzon (CROUZON, 1912), a Síndrome de Apert, a Trigonocéfalia, a Plagiocefalia, e a Microftalmia. Os tumores na região intra e peri-orbitários são lesões expansivas que crescem para o interior da cavidade, reduzindo sua capacidade volumétrica (COOPER, 1985; McCARTHY, EPSTEIN, WOOD-SMITH, 1990).

Em todos os casos, a avaliação do volume da cavidade orbitária é útil no diagnóstico, planejamento cirúrgico e no prognóstico do paciente (COOPER, 1985; CARLS, et al. 1994). A região orbitária de pacientes portadores destas patologias tem sido avaliada atualmente com reconstrução tridimensional de imagens tomográficas para programação cirúrgica (DAVID, MOORE, COOTER, 1989; GENITORI, et al., 1991; POSNICK, 1991).

A **enoftalmia** é um sinal clínico que se caracteriza pela retração do globo ocular para o interior da cavidade orbitária, devido ao aumento da mesma em relação ao seu conteúdo. GLASSMAN et al. (1990) postularam que valores acima de 2ml de diferença entre os volumes das cavidades, produzem sinais clínicos importantes. O principal agente etiológico da enoftalmia é o trauma, que devido a fratura em uma ou mais paredes, provoca o aumento no volume da órbita (MANSON, RUAS, ILIFF, 1987; PEARL, 1992). A reconstrução tridimensional de imagens tomográficas tem sido empregada por vários pesquisadores para estudar adequadamente esta situação (GRIVAS et al, 1988; GLASSMAN et al., 1991; NEUYEN & SULLIVAN, 1992; LEE & CHIU, 1993; CARLS et al., 1994).

A avaliação preliminar das estruturas da órbita tem grande importância para diagnóstico, planejamento cirúrgico, controle pós-operatório, e prognóstico das patologias orbitárias.

ABUJAMRA (1972) realizou estudo morfoanatômico empregando crânios macerados em fase preliminar do trabalho, com a finalidade de alcançar a correlação entre o volume obtido através de cálculos indiretos em imagens radiológicas com o volume determinado por pequenas esferas de chumbo com que preenchia a cavidade. Na fase clínica, comparava volumes orbitários de pacientes portadores de deformidades congênicas ou adquiridas em uma das órbitas com o volume da órbita contralateral comprovando que a órbita adapta-se à função. As partes ósseas tendem a acompanhar o seu conteúdo, principalmente se a patologia instala-se antes dos três anos de idade. Complementou o trabalho com dados volumétricos e de diâmetro radial da órbita obtendo os seguintes dados: volume médio: 27,47ml, desvio-padrão: 2,77 diâmetro médio dos contornos: 37,88mm, desvio-padrão: 1,41. Concluiu

que a órbita segue a lei da adaptação em relação a seu volume, que aumenta ou deixa de crescer e involui na dependência do conteúdo.

RAPOSO DO AMARAL (1972), após revisão de literatura pertinente ao tema, analisou as deficiências metodológicas utilizadas nos trabalhos relacionados com a criação de índices para o diagnóstico de hipertelorismo orbital. Considerou que a herdabilidade e a correlação entre diferentes medidas que podem ser tomadas em uma região anatômica devem ser fundamentais ao estabelecimento de índices antropométricos. Examinou radiografias de 362 indivíduos, estudando a correlação entre dez medidas da região orbitária e, por meio de análise de regressão múltipla, estimou a herdabilidade das medidas apresentadas pela população. Concluiu que a população estudada tem um padrão de herança genética que pode ser avaliado pelas medidas realizadas conjuntamente com análise estatística.

RAPOSO DO AMARAL (1977), propôs um novo índice antropométrico, obtido pela razão entre a distância interorbital interna e o diâmetro horizontal médio da órbita, em um estudo com radiografias da região orbitária de 656 pacientes. Com base nas equações de regressão múltipla tipo escalonada, apresentou uma fórmula que determina a quantidade de ressecção óssea a ser realizada na região naso etmoidal de pacientes com hipertelorismo orbitário:

$$\text{Ressecção} = \text{IOI} - (\text{OHMO} \times \text{I}')$$

IOI = Distância intercantal interna dos pacientes

OHMO = Diâmetro horizontal médio da órbita

I' = Índice antropométrico baseado nas medidas e relacionado à raça

Concluiu apresentando um índice que calcula a quantidade de tecido ósseo a ser removida em pacientes com hipertelorismo

COOPER (1985), realizou uma revisão bibliográfica relatando a dificuldade de se obter o volume orbitário "in vivo", descreveu detalhes embriológicos e anatômicos da região orbitária, associando a eles as principais patologias desta região. Realizou estudos empregando tomografia computadorizada de baixa dosagem com cortes axiais seriados de 1,5mm em crânios para cálculo do volume orbitário através de traçados em um polígrafo digital. As medidas diretas foram obtidas preenchendo-se as órbitas com areia que depois era mensurada. Aplicou o método para calcular variações volumétricas em pacientes com doenças congênitas e adquiridas desta região. Concluiu que o método é acurado (0,2% a 4%) e reprodutível, e que seu emprego, auxilia a compreensão e planejamento para o tratamento de patologias da região orbitária.

BITE et al. (1985) realizaram estudos na região orbitária em um grupo de 11 pacientes utilizando a reconstrução tridimensional de imagens para comparar volumes de órbitas enoftálmicas com os das normais. Referiram que, no passado, as medidas volumétricas da órbita e seu conteúdo não eram possíveis de se obter. Para tanto empregaram medidas comparando o volume orbitário ósseo, o volume dos tecidos moles, o volume de gordura, o volume neuromuscular e o volume do globo ocular entre o lado normal e o enoftálmico. Concluíram por haver um aumento no volume ósseo da órbita ao invés do que se pressupunha por perda tecidual ou necrose gordurosa. Determinou valores médios para o volume do globo ocular, de gordura, de tecidos moles e da parte óssea da órbita em 4 homens e 6 mulheres.

GRIVAS et al. (1988) estudaram a região orbitária de quatro pacientes com traumatismos craniofaciais. Analisaram aspectos morfológicos e antropométricos, destacando as vantagens da reconstrução tridimensional em termos de visualização e identificação das estruturas lesadas. Em conclusão referiram uma melhor acurácia de diagnóstico nas fraturas de órbita com o uso da reconstrução tridimensional de imagens.

PARSONS & MATHOG (1988) realizaram estudos de avaliação das alterações volumétricas da região orbitária de cadáveres com objetivo de estabelecer possíveis opções que as cirurgias para o tratamento de exoftalmia proporcionariam. Concluíram ser um método adequado para planejamento cirúrgico.

STANLEY (1989) realizou estudos em órbitas de 13 cadáveres para verificar se as medidas não-invasivas empregadas clinicamente poderiam ser usadas para predição da pressão intra-orbital. Comparou a tonometria orbitária com dados clínicos, concluindo ser um parâmetro útil na predição de pressões intra-orbitárias críticas, com ameaça à visão.

McGURK et al. (1992) publicaram um estudo empregando reconstrução tridimensional da órbita a partir de cortes axiais de 3mm. Relataram uma acurácia de 98,4% na comparação volumétrica das órbitas analisadas pela computação, em relação a medidas obtidas com impressão em alginato. Observaram diferenças volumétricas de 0,6ml (desvio-padrão: 0,33ml) entre as órbitas de um mesmo indivíduo. Concluíram que é um método de grande utilidade para o diagnóstico e tratamento de fraturas tipo orbitárias com conseqüente enoftalmo.

Podemos verificar, assim que o estudo através de métodos não-invasivos capazes de produzir uma melhor avaliação quantitativa da região orbitária tem sido preocupação constante de pesquisadores ao longo dos anos. Os métodos empregando radiografias padronizadas na década de 70 foram exaustivamente estudados, mas devido ao avanço tecnológico, foram gradativamente substituídos por outros a partir da tomografia computadorizada com auxílio de outros programas de computação, no início dos anos 80. A reconstrução tridimensional de imagens tomográficas surge nesta época.

#### **1.4. Justificativa**

Estudos antropométricos da região orbitária mais empregados hoje constituem-se em exoftalmometria, radiografias comuns e tomografia computadorizada. A reconstrução tridimensional de imagens vem se mostrando um bom método, principalmente em casos de deformidades severas devido a informação proporcionada pela imagem em perspectiva (CARLS et al., 1994)

Na revisão da literatura, constatou-se o uso crescente dos métodos de reconstrução tridimensional de imagens na área médica por outras especialidades além da Cirurgia, Ortopedia e Cardiologia que já a adotavam desde o início. Surgem trabalhos publicados em Odontologia (VAN DER STELT, 1993), Cirurgia Pediátrica (ROGERS, 1993), Otorrinolaringologia (BUJIA, 1993); Oncologia (GUELFY, 1994), Neurocirurgia Estereotáxica

(BENASSI, 1994), etc. indicando que novas opções tem sido encontradas com a reconstrução tridimensional para resolver antigos problemas destas áreas.

O tratamento cirúrgico da exoftalmia de Graves, das enoftalmias traumáticas, das craniossinostoses e tumores da região orbitária vem sendo feito sem o auxílio da imagem tridimensional na grande maioria dos Serviços em todo o mundo. Todavia, nos Serviços de referência mundial, esta metodologia esta implementada há vários anos constituindo-se em rotina (MARSH & VANNIER, 1983; CUTTING et al., 1986; JACKSON & BITE, 1986).

Dispondo de tecnologia capaz de gerar imagens tridimensionais, a pergunta que nos convém responder inicialmente é se esta tecnologia é confiável ao ponto de reproduzir com fidelidade as medidas quantitativas dos objetos em estudo. Uma questão adicional seria como aproveitar os demais recursos que a reconstrução tridimensional proporciona em áreas de ensino de cirurgia e radiologia.

Estudos morfométricos empregando a reconstrução tridimensional de imagens tem se mostrado úteis no diagnóstico e análise estrutural de regiões do corpo humano (SCOTT, ENGSTROM, LOEB, 1993). O uso de computadores nestes estudos, vem sendo introduzido com a padronização e comercialização de equipamentos (HYDE et al., 1992). Os trabalhos morfométricos realizados por ABUJAMRA, (1972) e RAPOSO DO AMARAL, (1972) empregaram imagens radiológicas simples. COOPER, (1985) introduziu o uso de imagens tomográficas associada a programas de computador para calcular volume orbitário. Existem estudos a partir de reconstrução tridimensional de imagens tomográficas que avaliam o volume orbitário, comparando a órbita normal com a comprometida em um mesmo indivíduo.

Normalmente tratam-se de portadores de enoftalmia traumática ou tumoral (BITE et al., 1985; GRIVAS et al., 1988; McGURK et al., 1992; CHARTERIS et al., 1993) ou exoftalmia de Graves (PEYSTER, 1986).

Não foi encontrada até o presente nenhuma publicação referente a estudo morfométrico específico para a região orbitária empregando a reconstrução tridimensional de imagens tomográficas. O presente trabalho visa, portanto, através de um ensaio básico empregando crânios, realizar análise morfométrica na região orbitária comparando estes resultados com os obtidos na reconstrução tridimensional. Esta metodologia tem grande potencial para as aplicações clínico cirúrgicas.

## **OBJETIVO**

---

---

## **2. OBJETIVO**

---

Verificar a capacidade de um modelo de reconstrução tridimensional computadorizado de imagens obtidas a partir de tomografia axial computadorizada de raios-X em predizer de forma acurada e reprodutível as características morfológicas da região orbitária, incluindo medidas lineares e volumétricas; e ao mesmo tempo, implementar uma normatização para emprego desta técnica com os equipamentos disponíveis.

# **MATERIAL E MÉTODOS**

---

---

### **3. MATERIAL E MÉTODOS**

---

Como objeto da análise, empregaram-se cinco cabeças de cadáveres humanos conservados em formol a 9% por um período superior a dois anos. Os cadáveres eram todos adultos, com idade entre 30 e 40 anos, pardos sendo quatro do sexo masculino e um do sexo feminino. Em cada peça foram estudadas as relações da parede orbitária com os tecidos internos, definindo três objetos de interesse: o primeiro, a parede óssea; o segundo, o olho e o nervo óptico; e o terceiro, todo o conteúdo orbital.

#### **3.1. Critérios de Inclusão**

As cabeças deveriam apresentar a região orbitária íntegra, com todo seu conteúdo intacto, sem cirurgia prévia na área. Apesar de não utilizadas na mensuração do volume, as pálpebras foram avaliadas quanto a sua integridade para assegurar a continuidade da córnea e de todo conteúdo orbital. Foram aceitas peças com musculatura mímica de face dissecada, mas recusados um

crânio com fratura na região frontal e outro submetido em vida à cirurgia nesta região.

Em primeiro lugar foram realizados os exames de tomografia computadorizada, depois o processamento dos dados e finalizando, a reconstrução tridimensional computadorizada das imagens tomográficas. Estas imagens foram armazenadas em disco rígido e em fita magnética de 189m (620 feet), tipo QD 6150 com capacidade para 150Mb. Com as informações armazenadas, procedeu-se à dissecação anatômica, pois após sua execução, as peças estariam danificadas, não podendo ser submetidas a outro exame.

### **3.2. Métodos Computacionais**

Foram utilizados os equipamentos do Serviço de Radiologia do Hospital das Clínicas e computadores do Centro de Computação e da Rede Sun SPARCstation do Laboratório de Engenharia de Computação e Automação Industrial da Faculdade de Engenharia Elétrica. Todos os equipamentos são pertencentes a Universidade Estadual de Campinas.

Para realização da reconstrução tridimensional da imagem de um objeto de interesse a partir de seus cortes tomográficos, é necessária uma série de passos que vão da obtenção da imagem, interpretação e transferência dos dados, passando para a parte do processamento através do programa aplicativo. Nesta fase, uma seqüência ordenada de operações é realizada com a finalidade de se obter a imagem desejada, selecionando-a entre as demais

para poder realizar as medidas planejadas. De forma geral as etapas são as seguintes:

- a) Fase de aquisição dos dados. O objeto a ser analisado é submetido a exame, extraem-se os dados em forma de sinais elétricos que são armazenados e posteriormente transferidos ao aplicativo.
- b) Volume de Interesse. Após transferidos, os dados são reagrupados de maneira a ocupar uma menor quantidade de memória mantendo a qualidade visual.
- c) Segmentação. É a parte mais trabalhosa, fundamental em todo processo de reconstrução tridimensional, pois, nesta fase, os objetos precisam ser rigorosamente selecionados. Imperfeições nesta fase comprometerão toda a seqüência futura inviabilizando qualquer medida.
- d) Interpolação. Operação aplicada aos "voxels" selecionados na segmentação visando eliminar distorções pela melhora da amostragem ou seja, criando novos cortes de maneira a produzir "voxels" cúbicos.
- e) Visualização. Processo aplicado às superfícies dos "voxels" interpolados com o objetivo de projetar na tela, a imagem superficial do objeto selecionado na segmentação.
- f) Medidas. Etapa final na qual através de ferramentas do programa, o operador tem acesso a qualquer ponto da imagem gerada podendo realizar medidas lineares em qualquer dimensão, determinar áreas e volumes selecionados.

Para reconstrução, visualização e morfometria tridimensional, utilizou-se o programa 3DViewnix (UDUPA et al., 1993). Trata-se de um "software" projetado para visualização, manipulação e análise de informações multidimensionais e multimodais (CT, SPECT, MRI, etc.). Este programa foi desenvolvido pelo Grupo de Processamento de Imagens Médicas, Departamento de Radiologia da Universidade da Pennsylvania, Philadelphia, E.U.A.. Este programa tem aplicações em vários campos da Medicina, como: cirurgia craniofacial, traumatologia, neurocirurgia, radioterapia e educação médica (STANLEY, 1989; FURST et al., 1992).

O 3DViewnix é projetado para operar em equipamentos que empregam o sistema operacional Unix com sistema X-Windows. É capaz de gerenciar um protocolo de comunicação de dados que é uma generalização multidimensional do padrão ACR-NEMA. Normalmente necessita de 140Mb para instalação em disco rígido e 32Mb de memória RAM (UDUPA et al., 1992; UDUPA et al., 1993).

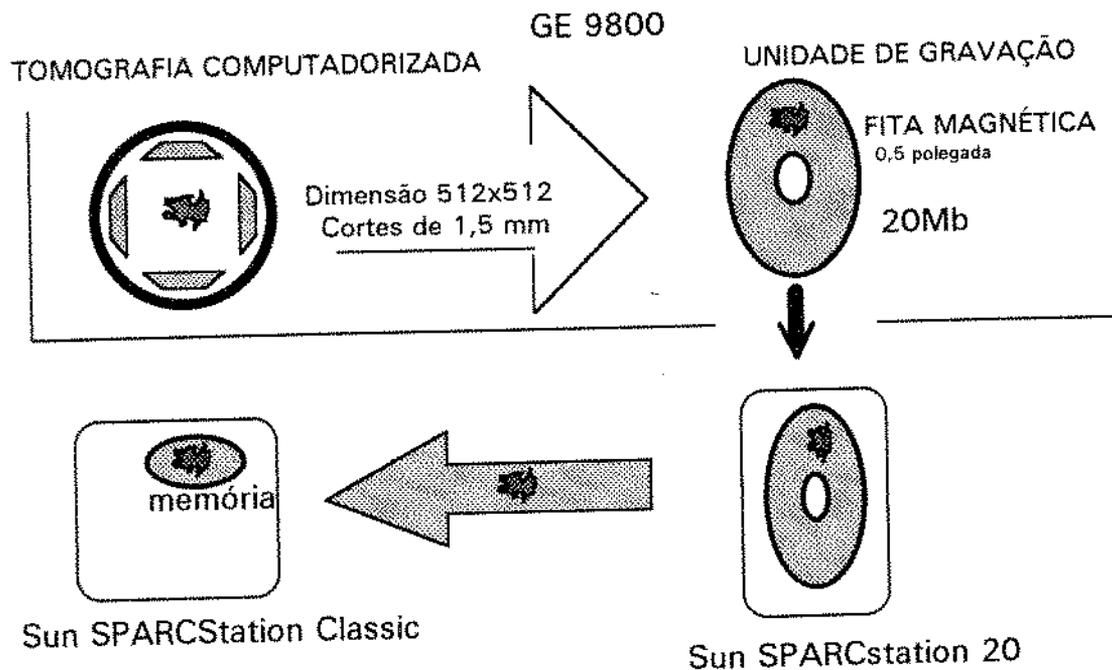
### **3.2.1. Aquisição da Imagem**

As cabeças foram posicionadas com suporte apropriado em um aparelho de tomografia computadorizada modelo GE-9800 e submetidas ao exame com cortes axiais. A distância entre os cortes foi convencionalizada em 1,5mm, e somente a região orbitária foi radiografada desde um ponto cerca de um centímetro abaixo do rebordo orbitário interior até um centímetro acima do rebordo orbitário superior. Cada estudo gerou entre 25 e 30 imagens axiais. As

imagens geradas foram armazenadas utilizando a formatação proprietária do GE-9800 em fita magnética de 0,5 polegada, (6250 bits/polegada) que tem uma capacidade média de 20Mb. Esta fita embora obsoleta, é o único modelo que se adapta ao sistema de gravação de imagens do Tomógrafo que é antigo.

A fita magnética foi enviada para a estação de leitura marca Sun SPARCstation 20 localizada no Centro de Computação da Universidade Estadual de Campinas. Esta é a única unidade de leitura de fitas antigas disponível na Universidade. Os dados foram interpretados por um programa que decodifica o formato dos dados gerados pelo GE-9800 e posteriormente, transferidos através da rede de fibra óptica para o disco rígido da estação Sun SPARCstation Classic pertencente ao Laboratório de Engenharia de Computação e Automação Industrial da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Campinas. Esta estação faz parte da rede Sun SPARC 2 que opera na Universidade e dispõe de um espaço em sua memória de 2Gb, destinado à pesquisa com imagens onde se localiza o programa utilizado para reconstrução tridimensional denominado 3DViewnix (FIGURA 3).

## AQUISIÇÃO E ARMAZENAMENTO



**FIGURA 3.** Vias e meios empregados para armazenamento na memória do computador, da imagem gerada pelo tomógrafo

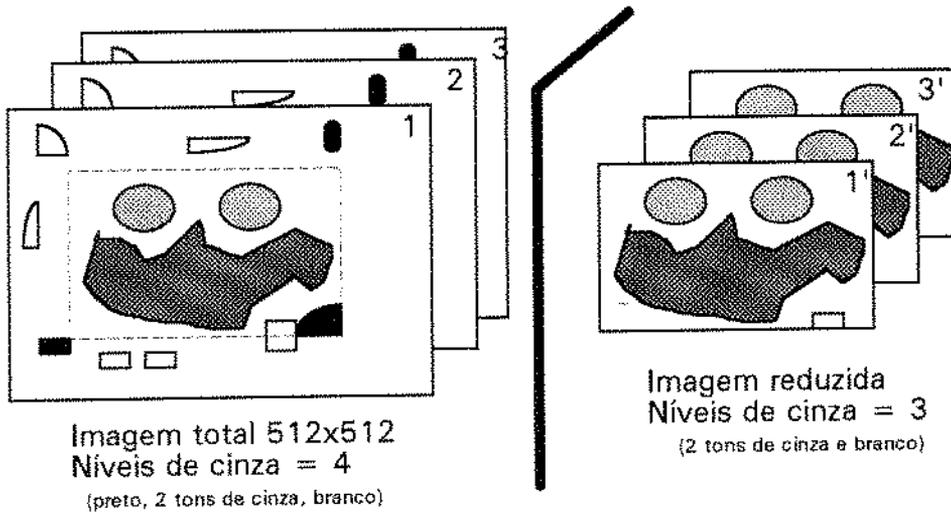
### 3.2.2. Volume de Interesse

As imagens geradas pelo tomógrafo tinham dimensões de 512 x 512 "voxels" de 12 bits (2 bytes). Cada corte ocupa aproximadamente 500kB de memória. Com uma média de 30 cortes por exame, haveria necessidade de um espaço de memória com cerca de 15Mb para armazenar cada estudo. Esta não é uma situação desejável, pois nos sistemas de computação de grande e médio porte é fundamental minimizar o uso de memória e o tempo de processamento.

Por esta razão foi aplicada a operação denominada volume de interesse (UDUPA, 1993; FALCÃO, 1993) que reduz a quantidade de informações, selecionando uma área menor, que contém a região orbitária e um conjunto menor para representação da intensidade dos níveis de cinza, (8 bits). Esta rotina garante uma redução importante na utilização da memória sem perda da qualidade de informação. Vejamos as situações envolvidas:

- a) Uma vez decidido o tamanho correspondente ao volume de interesse na imagem bidimensional, este é automaticamente reproduzido em todos os cortes obedecendo a mesma posição. As imagens em estudo devem estar dentro deste corte nos outros planos, pois a operação não tem capacidade de procurá-la. No exemplo, este tamanho foi ajustado para a figura de interesse no primeiro plano. É necessário que todos os cortes sejam observados, 30 em média no nosso trabalho, para evitar a eliminação de áreas desejáveis (FIGURA 4). O programa 3DViewnix tem recursos que mostram na tela estas situações de maneira organizada, facilitando ao operador a visualização em tempo real, do efeito que as operações produziram sobre a imagem original.

## OPERAÇÃO VOLUME DE INTERESSE

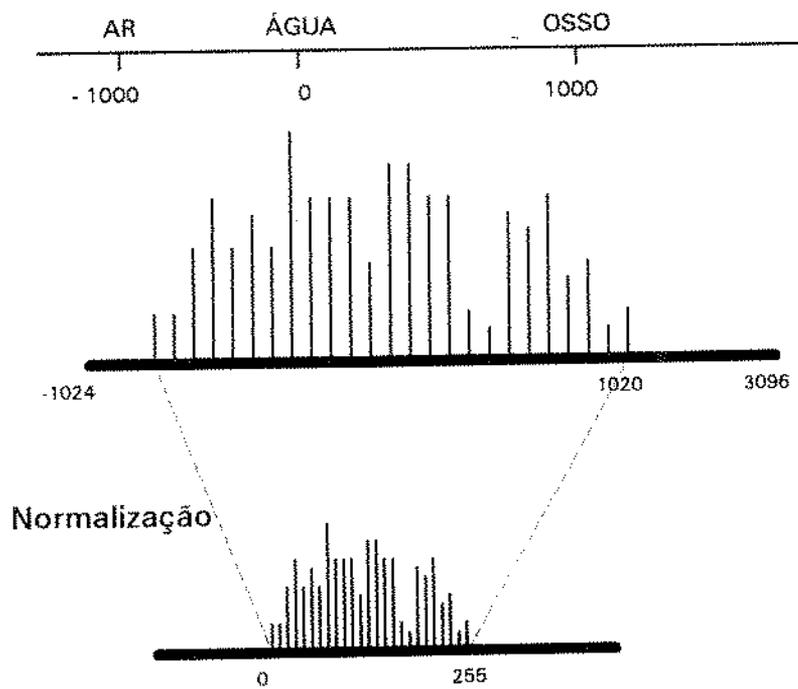


**FIGURA 4.** Aplicação da operação volume de interesse (VOI) representada pelo retângulo tracejado no plano 1 à esquerda. Para melhor exemplificar a operação, foi descartado o nível preto para a nova imagem resultante a direita.

- b) A redução da representação em níveis de cinza é realizada automaticamente por um processo de normalização. Esta operação arbitra o valor zero para o menor valor dos dados originais e 255 para o maior valor. Todos os valores intermediários serão mapeados linearmente dentro desta faixa 0-255 que pode ser representada em um byte (FIGURA 5). Esta operação preserva toda a estrutura visual da imagem que será necessária para o processo de segmentação a ser realizado na próxima etapa.

## REDUÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA

### Densidade dos Tecidos (Hounsfield H )



**FIGURA 5.** Redução dos níveis de cinza. O histograma acima indica o número de ocorrências do "voxel" na imagem original. O histograma inferior normalizado mostra a mesma estrutura da informação, porém com um número menor de bits.

As operações descritas em a) e b) resultaram numa redução significativa na quantidade de memória de armazenamento, que é mostrada nas TABELAS 1 e 2, com o resultado numérico de cada operação.

**TABELA 1**

Armazenamento inicial dos dados em fita magnética

<b>cabeças</b>	<b>tamanho (bytes)</b>	<b>memória (Mb)</b>	<b>voxel (mm<sup>3</sup>)</b>
1	512x512x38x2	19,9	0.35x0.35x1.5
2	512x512x28x2	14,7	0.27x0.27x1.5
3	512x512x30x2	15,7	0.27x0.27x1.5
4	512x512x25x2	13,1	0.35x0.35x1.5
5	512x512x40x2	20,9	0.35x0.35x1.5

A segunda coluna discrimina o cálculo da quantidade de memória utilizada inicialmente, a terceira o resultado numérico em Mb, e a quarta o tamanho do "voxel" em mm<sup>3</sup> de cada exame

**TABELA 2**

Redução do espaço de memória obtido pela operação  
volumen de interesse

<b>cabeças</b>	<b>tamanho (bytes)</b>	<b>memória (Mb)</b>	<b>(%) de redução</b>
1	400x200x38x1	3,04	84,7
2	500x300x28x1	4,20	71,4
3	500x270x30x1	4,05	74,3
4	380x190x25x1	1,81	86,2
5	400x210x40x1	3,36	84,0

Na segunda coluna é mostrada a discriminação do cálculo contendo os limites do novo espaço. Na terceira coluna, o resultado do cálculo do tamanho da memória em Mb e na quarta, a porcentagem de redução obtida.

### 3.2.3. Segmentação

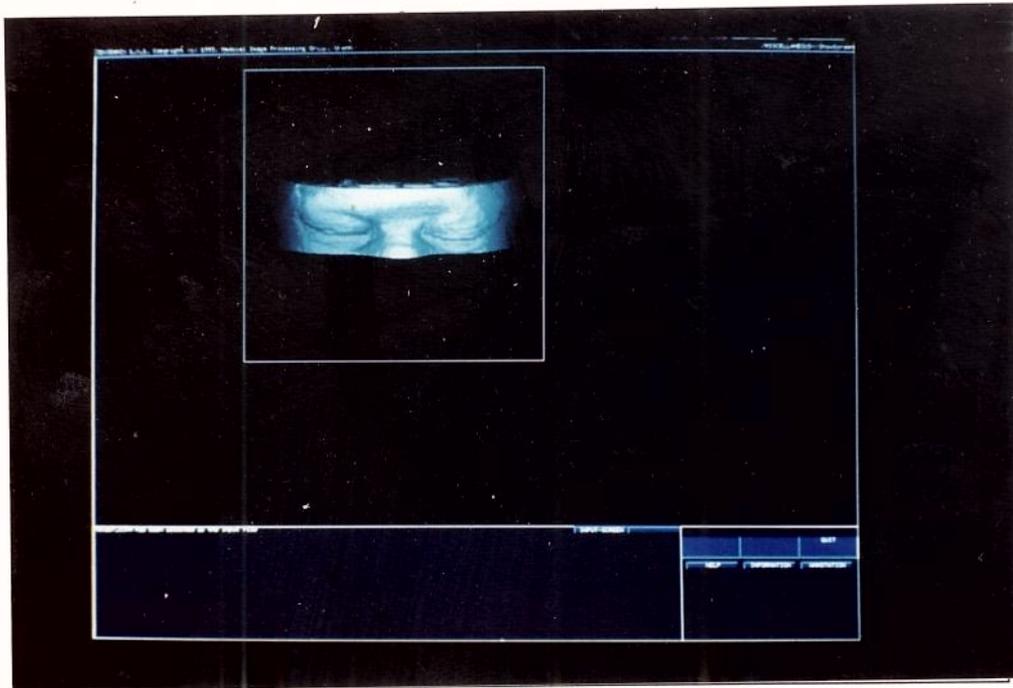
Segmentação é a operação que seleciona estruturas, extraíndo-as da imagem original. A segmentação tem como entrada o volume de níveis de cinza, isto é, todos os cortes empilhados com "voxels" de intensidade variando de 0 a 255. Ao final do processo, resulta um objeto específico com volume binário, onde os "voxels" assumem apenas dois valores, (0 e 1) indicando se o "voxel" pertence ou não ao objeto. Esta é a etapa mais importante de todo o processo de reconstrução tridimensional pois os objetos são determinados nesta fase, e qualquer erro vai acarretar em prejuízo na visualização e nas medidas. As operações de segmentação constituem o maior obstáculo na rapidez e acurácia da metodologia de reconstrução tridimensional precisamente por poderem ser automatizados em raras ocasiões.

Os processos de segmentação de imagem são de três tipos (FALCÃO, 1993; UDUPA, 1993):

- a) Automáticos: realizados inteiramente pelo computador a partir de informações sobre as estruturas que devem ser analisadas. Dentre os processos automáticos, o mais empregado é a limiarização por "threshold" que consiste na seleção de todos os "voxels" pertencentes a uma faixa de valores. Como exemplo, a partir de cortes provenientes do CT, é possível selecionar a pele, separando-a do ar como na FIGURA 6. Existem outros métodos automáticos porém todos são muito específicos, geralmente desenvolvidos para segmentação de uma determinada estrutura.

- b) Semi-automáticos: realizados em parte pelo computador auxiliando o operador que precisa definir regiões da imagem durante o processamento. Como exemplo, seria a seleção da órbita, em que inicialmente o operador seleciona manualmente a região orbitária e o programa seleciona o osso desta região (FIGURA 7).
- c) Manuais: realizados inteiramente pelo operador que, através de um "mouse", demarca o objeto com um ponteiro na tela, circunscrevendo-o dentro de uma região denominada máscara (FIGURA 8).

A segmentação das imagens deste estudo foram realizadas pelo processo manual devido à complexidade e a particularidade dos elementos da região orbitária que inviabilizariam qualquer processo automático. Foram escolhidos três objetos: objeto 1, globo ocular e nervo óptico; objeto 2, todas as partes moles da cavidade orbitária excetuando-se o olho e o nervo óptico; objeto 3, parede óssea da cavidade orbitária (FIGURAS 9 e 10). No presente caso foram necessárias em média, 90 operações manuais para segmentação porque embora o 3dViewnix possua um sistema de segmentação semi-automático, "Live Wire", este se mostrou ineficaz pela lentidão no processamento. O emprego da semi-automatização para a parte óssea não foi possível porque o tecido ósseo das peças estudadas se encontrava descalcificado devido à formolização que deixa apenas a matriz protéica apresentando imagem radiológica semelhante à dos tecidos vizinhos. Pelos motivos acima, essa foi fase mais lenta e trabalhosa em todo o processamento da imagem. Os objetos selecionados foram armazenados em um arquivo temporário para interpolação.



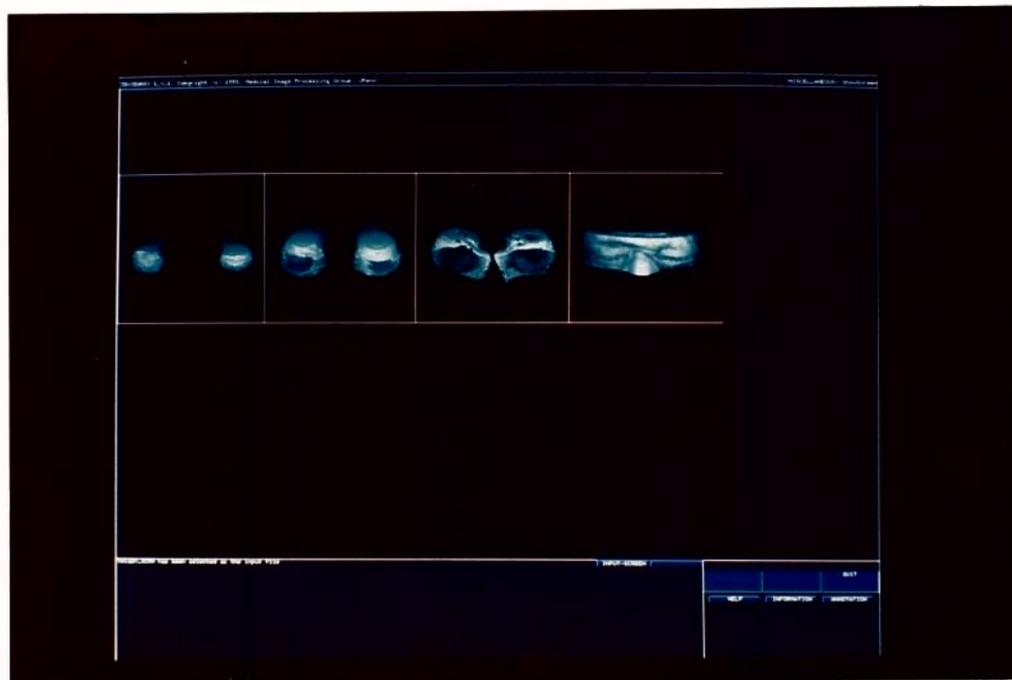
**FIGURA 6.** Reconstrução tridimensional com segmentação automática por threshold ar-pele.



**FIGURA 7.** Processo de semi-automatização. Após segmentação parcial das paredes ósseas da órbita, seleciona-se por threshold o tecido ósseo.

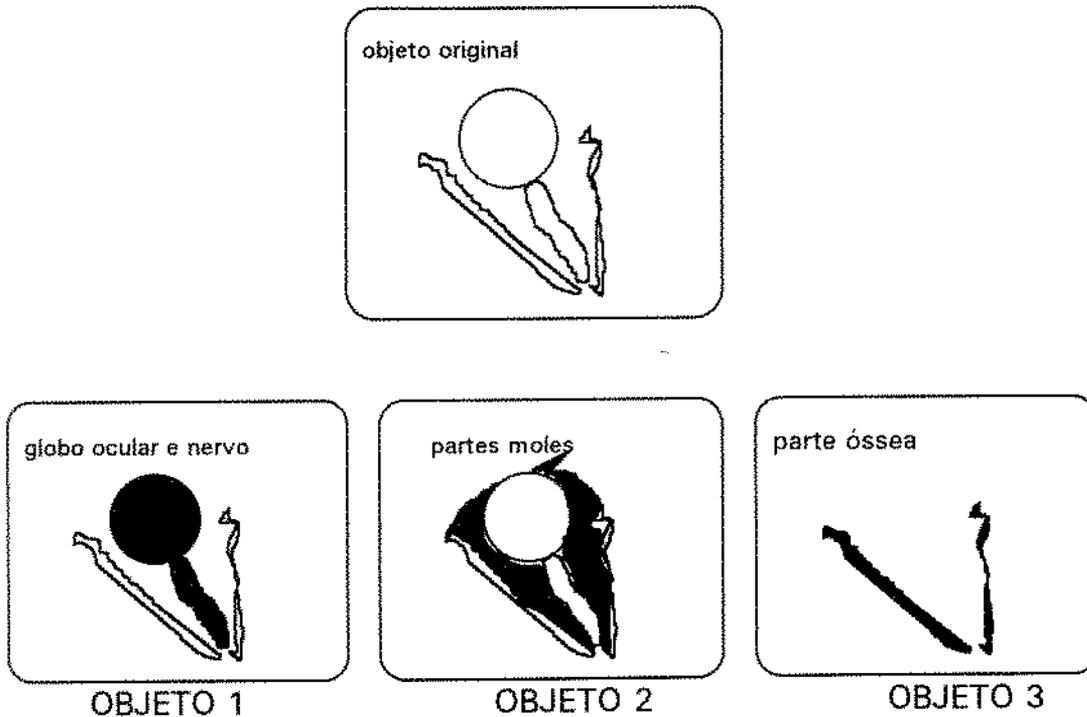


**FIGURA 8.** Processo de segmentação manual. À esquerda aparece a imagem com máscara (em verde) de toda região. Na direita o resultado após segmentação manual dos tecidos moles da órbita.



**FIGURA 9.** Objetos selecionados. 1. Olho e nervo óptico. 2. Partes moles. 3. Parede óssea.

## OBJETOS SELECIONADOS



**FIGURA 10.** Esquema exemplificando como os objetos foram selecionados através da segmentação manual. Para cada corte foram selecionados três objetos. O objeto 1 corresponde à seleção do globo ocular e nervo óptico ; o objeto 2, aos tecidos moles excetuando-se o anterior, e o objeto 3, a parede óssea.

### 3.2.4. Interpolação

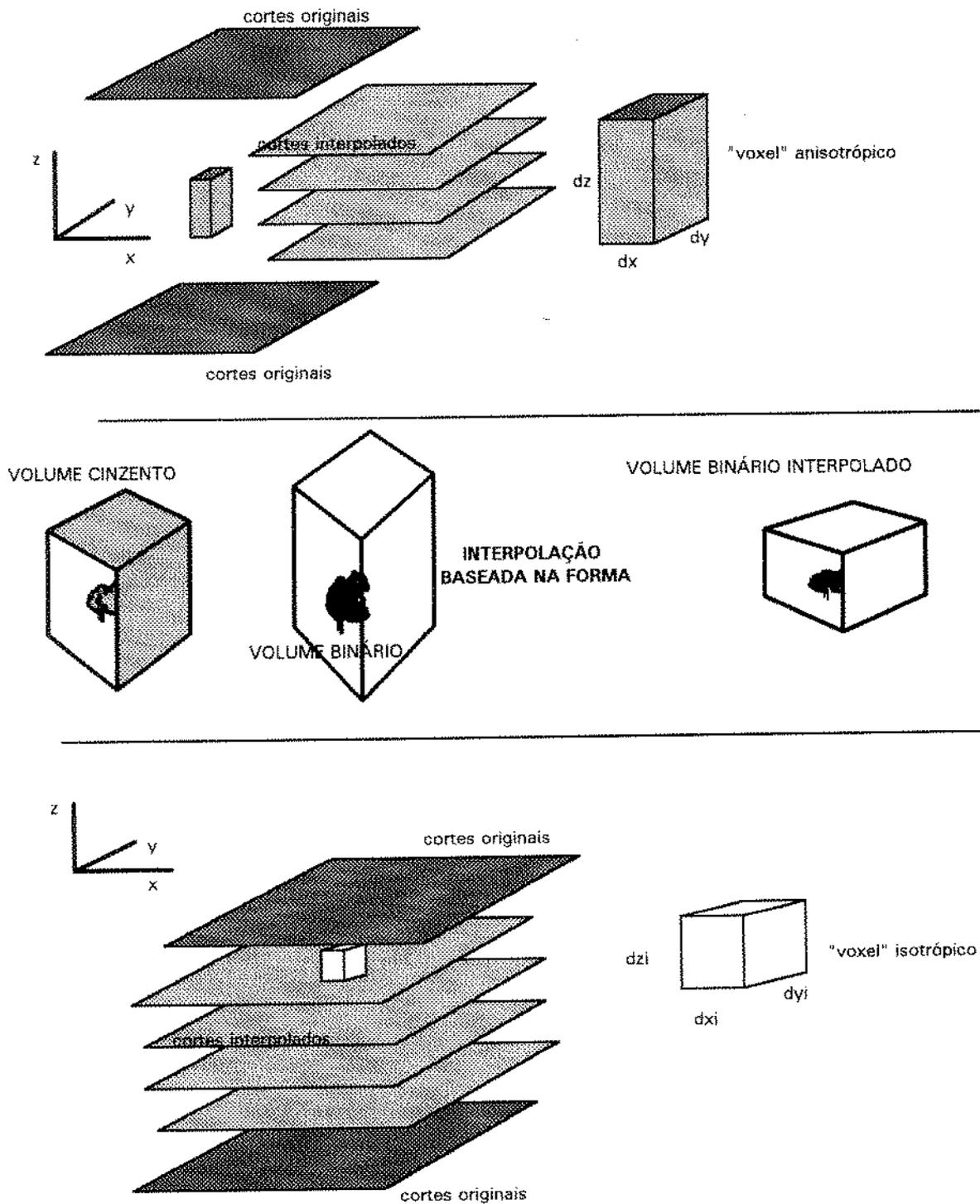
A partir da segmentação, as imagens foram convertidas para a forma binária, para serem submetidas ao processo de interpolação. O "voxel" adquirido do tomógrafo apresenta um formato cubóide devido a sua dimensão no eixo  $z$  ser igual a 1,5mm, maior que dos "pixels" das imagens originais ( $0,27 \times 0,27\text{mm}^2$  e  $0,35 \times 0,35\text{mm}^2$ ). Para evitar distorções durante a visualização tridimensional e facilitar o levantamento de medidas, cada "voxel" da seqüência binária deve

representar uma amostra isotrópica do objeto, ou seja, o "voxel" deve ser cúbico e não cubóide. Por isto é preciso realizar o processo de interpolação, que tem a função de melhorar a qualidade da amostragem no eixo *z*, estimando valores em uma nova escala, na qual o "voxel" tenha ao final uma amostragem isotrópica (FIGURAS 11, 12a e 12b).

Na forma clássica de interpolação, o volume original em níveis de cinza, é interpolado antes do processo de segmentação através de um dos três métodos usuais: vizinho mais próximo, cúbico, ou linear que é o mais utilizado pela sua simplicidade e qualidade de resultados. O inconveniente deste processo é que a segmentação deverá ser aplicada ao volume interpolado, que possui um número de fatias muito maior que as originais. No nosso estudo, por exemplo, ao invés de segmentar 90 cortes, seríamos obrigados a realizar 450 segmentações manuais, o que inviabilizaria o método.

Para resolver este problema, RAYA & UDUPA (1989), propuseram a interpolação baseada na forma, onde é possível realizar o processo após a segmentação, ou seja, se interpola o volume binário. Este método consiste em converter o volume binário original em um volume de níveis de cinza artificial baseado na transformada de distância. O volume artificial é então interpolado através da forma clássica e posteriormente aplicado uma limiarização por "threshold" em zero, obtendo-se finalmente o volume interpolado binário. Este processo tem duas vantagens: a primeira, na redução do número de cortes a ser segmentado, e a segunda, no desempenho estatístico, melhor que a interpolação clássica (RAYA & UDUPA, 1989).

## INTERPOLAÇÃO



**FIGURA 11.** Esquema mostrando a conversão do "voxel" anisotrópico através da interpolação baseada na forma para "voxel" isotrópico. Neste exemplo, quatro cortes foram interpolados. O "voxel" original tem tamanho  $dx = dy$ , menores que  $dz$ . Após a interpolação o novo "voxel" mede,  $dxi = dyi = dzi$ .

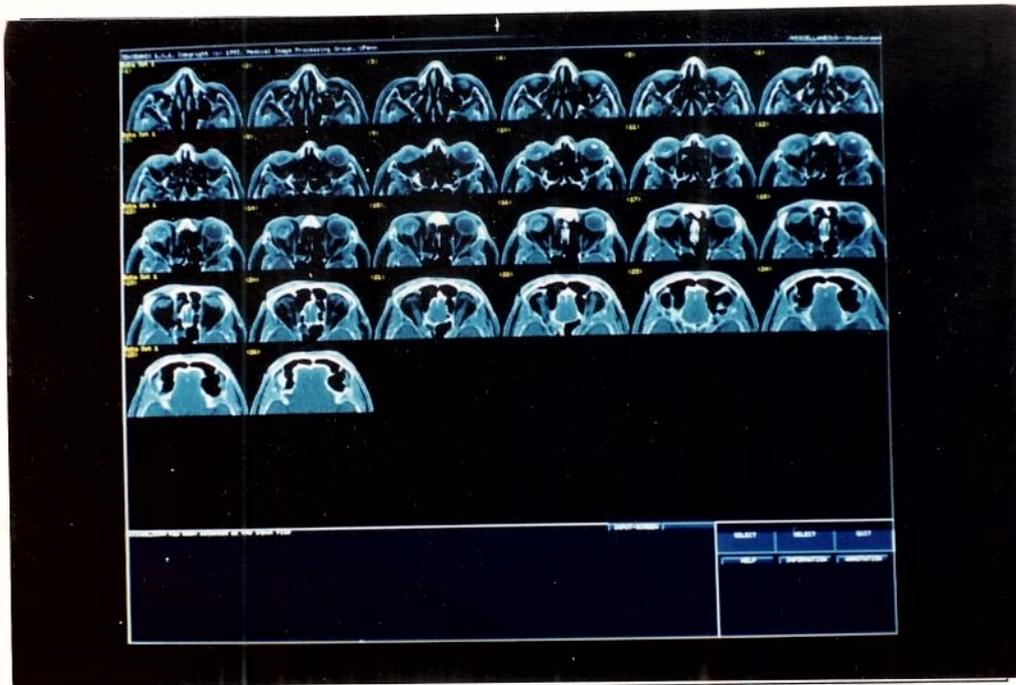


FIGURA 12a. Cortes tomográficos da região a ser interpolada.

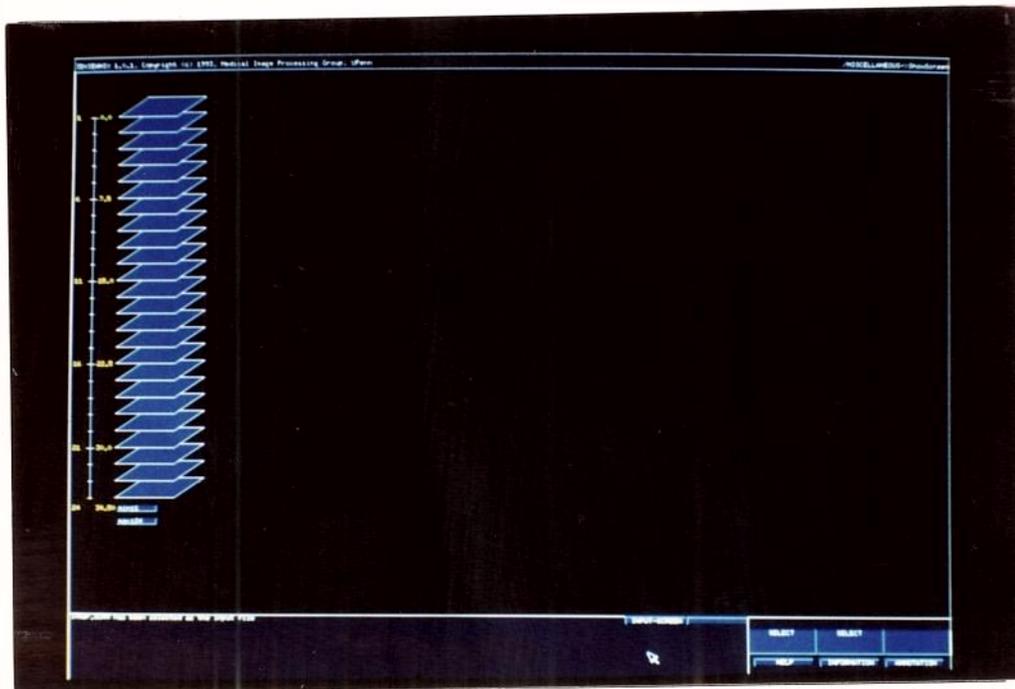


FIGURA 12b. Processo de interpolação. Observe o alinhamento dos cortes no eixo z.

### 3.2.5. Visualização

Os processos de visualização consistem em idealizar um ambiente visual com elementos básicos, tais como fonte de luz, posição do observador, etc. O objetivo principal é simplificar ao máximo os efeitos visuais devido à refletância de fontes de luz sobre os objetos, sem comprometer a qualidade da imagem. São realizadas transformações geométricas sobre a imagem que se encontra no espaço objeto tridimensional  $(x, y, z)$ , produzindo uma imagem de aparência tridimensional.

O conjunto de operações realizadas para obtenção da imagem que está sendo visualizada por um observador num determinado instante é chamado de **Rendering**. As operações envolvem recortes, projeção da imagem removendo superfícies escondidas (GORDON & UDUPA, 1989; UDUPA & GONÇALVES, 1992) e tonalização(shading) como apresenta a imagem da FIGURA 6.

### 3.2.6. Medidas

As medidas lineares foram obtidas com auxílio de um aplicativo que permite o traçado de uma linha reta no espaço tridimensional. O operador seleciona os pontos de referência na tela e estes passam a fazer parte do objeto e movendo-se com o conjunto.

O programa possui recursos que permitem a **rotação da imagem** em torno dos três eixos  $(x, y, z)$ , constituindo-se num potente aplicativo para a correta avaliação da mensuração. O operador pode posicionar o objeto, após a

demarcação dos pontos, em ângulos favoráveis que facilitam a verificação quanto a demarcação correta destes pontos de referência. Esta facilidade advinda do programa, minimiza os erros de medidas que ocorrem em imagens bidimensionais devido aos efeitos de superposição.

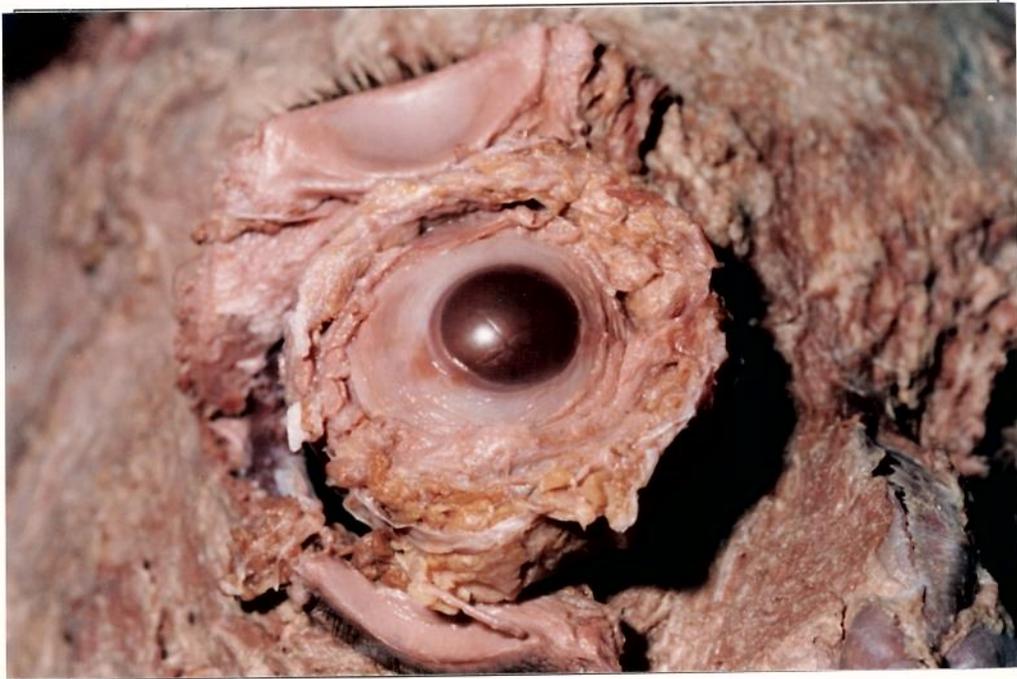
O volume foi fornecido diretamente na tela ao ser selecionado o objeto de interesse durante a manipulação.

### **3.3. Métodos Anatômicos**

As órbitas foram dissecadas através da via transconjuntival (FIGURA 13) que preserva as pálpebras. Iniciou-se a dissecação pelo soalho, separando a musculatura do orbicular até atingir a matriz proteica do rebordo orbitário inferior. O periósteo foi cuidadosamente descolado das paredes, para evitar fraturas. Conseguindo descolar todo periósteo, o conteúdo orbitário manteve-se preso à cavidade pelo nervo óptico e seus elementos (FIGURA 14). Empregando um bisturi angulado, comumente utilizado para descolamento de mucosa palatina em palatoplastias, foram seccionados o nervo e demais elementos nos limites da fissura orbitária superior, garantindo a remoção completa do conteúdo orbital (FIGURAS 15a e 15b). Foi ampliada a dissecação subperiostal nas regiões do rebordo orbitário superior e inferior, região lateral e medial da órbita para melhor exposição da parte óssea quando das medidas lineares.



**FIGURA 13.** Dissecção da região orbitária no cadáver através da abordagem transconjuntival.



**FIGURA 14.** Descolamento subperiosteal da órbita direita da parede óssea.



**FIGURA 15a.** Vista posterior do conteúdo orbitário após sua remoção da cavidade. Observa-se ao centro, o nervo óptico seccionado.



**FIGURA 15b.** Aspecto da cavidade orbitária após a remoção do seu conteúdo. Observa-se a presença de tecido recobrendo as fissuras.

## 3.4. Medidas

### 3.4.1. Medidas Lineares

Foram selecionados os seguintes parâmetros:

1. **IOI** (FIGURA 16a), distância intercantal interna, tomada internamente entre as paredes orbitárias mediais ao nível da inserção do ligamento cantal medial.
2. **IOE** (FIGURA 17a ), distância intercantal externa tomada ao nível médio e externamente às paredes laterais da órbita.
3. **DH** (FIGURA 18a), diâmetro horizontal da órbita, tomado internamente no eixo horizontal que apresenta o maior diâmetro orbitário.
4. **DV** (FIGURA 19a), diâmetro vertical da órbita, tomado internamente no eixo vertical com o maior diâmetro orbitário.
5. **PM** perímetro orbitário externo, tomado junto ao rebordo orbitário, a partir de impressão em moldes de alginato e depois mensurados com escala flexível em escalas de alumínio (FIGURA 20a).

As medidas foram efetuadas diretamente nos cadáveres, após a dissecação, por intermédio de um paquímetro.

### 3.4.2. Medidas Volumétricas

Após a remoção do conteúdo orbitário da cavidade, mediu-se o seu volume e, posteriormente, dissecou-se o globo ocular, juntamente com o nervo óptico, retirando-os do conjunto. Determinaram-se os seguintes parâmetros volumétricos:

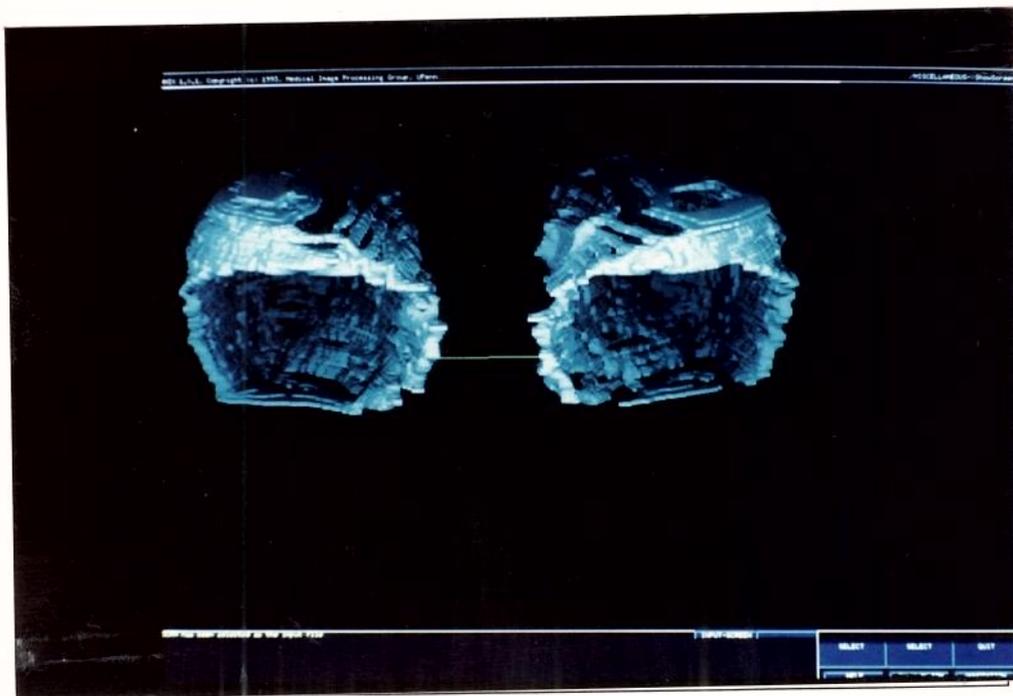
1. **ST** volume do conteúdo orbitário total (FIGURA 21a).
2. **EO** volume ocupado pelo olho e nervo óptico (FIGURA 21b).

O volume foi medido imergindo completamente o material em uma proveta graduada contendo formol a 9%. Depois de atingido o equilíbrio, o valor do volume foi dado pelo deslocamento da coluna de líquido (FIGURA 22a). A proveta tem uma imprecisão inerente de 0,5ml, que representa dez gotas.

As medidas anatômicas foram comparadas com as obtidas no computador (FIGURAS 16b, 17b, 18b, 19b, 20b, 21b e 22b).



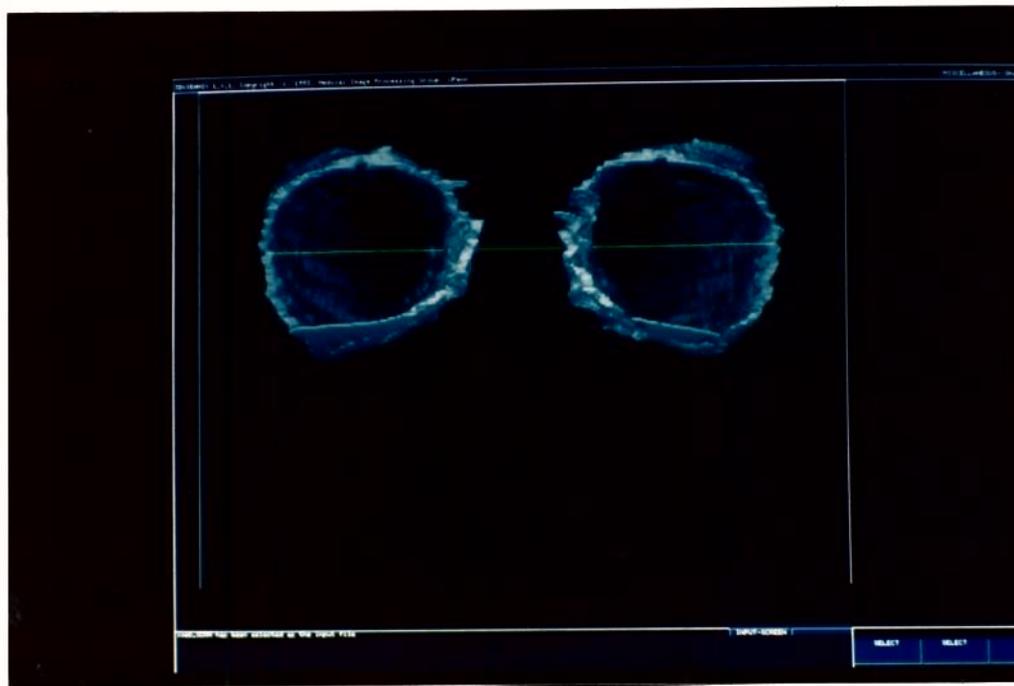
**FIGURA 16a.** Medida anatômica da distância interorbital interna (IOI).



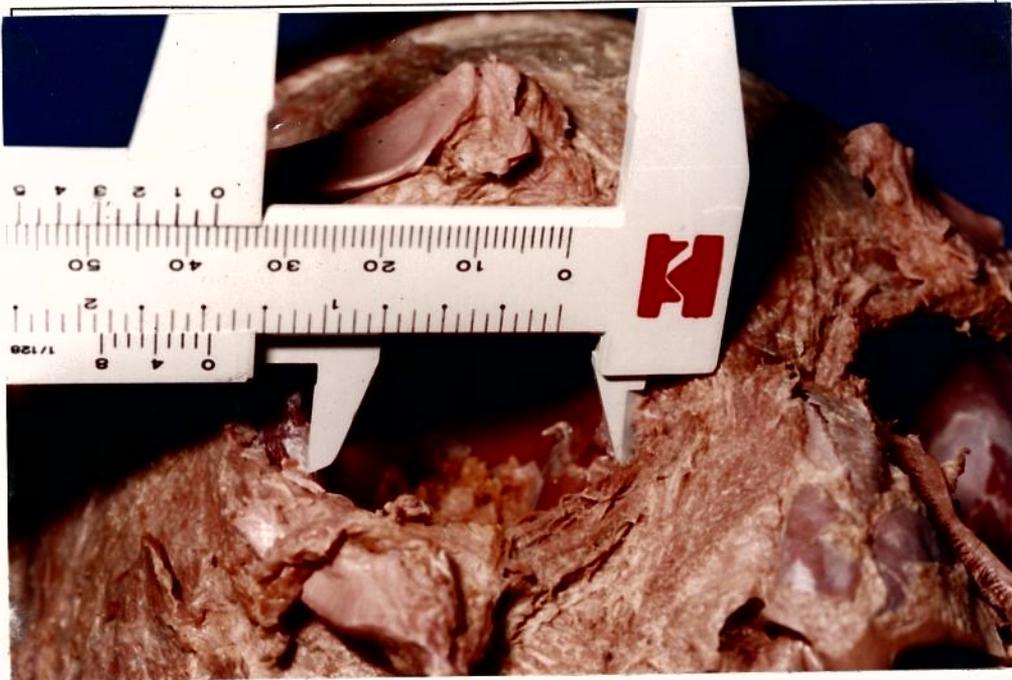
**FIGURA 16b.** Medida computadorizada da distância interorbital interna.



**FIGURA 17a.** Medida anatômica da distância interorbital externa (IOE).



**FIGURA 17b.** Medida computadorizada da distância interorbital externa.



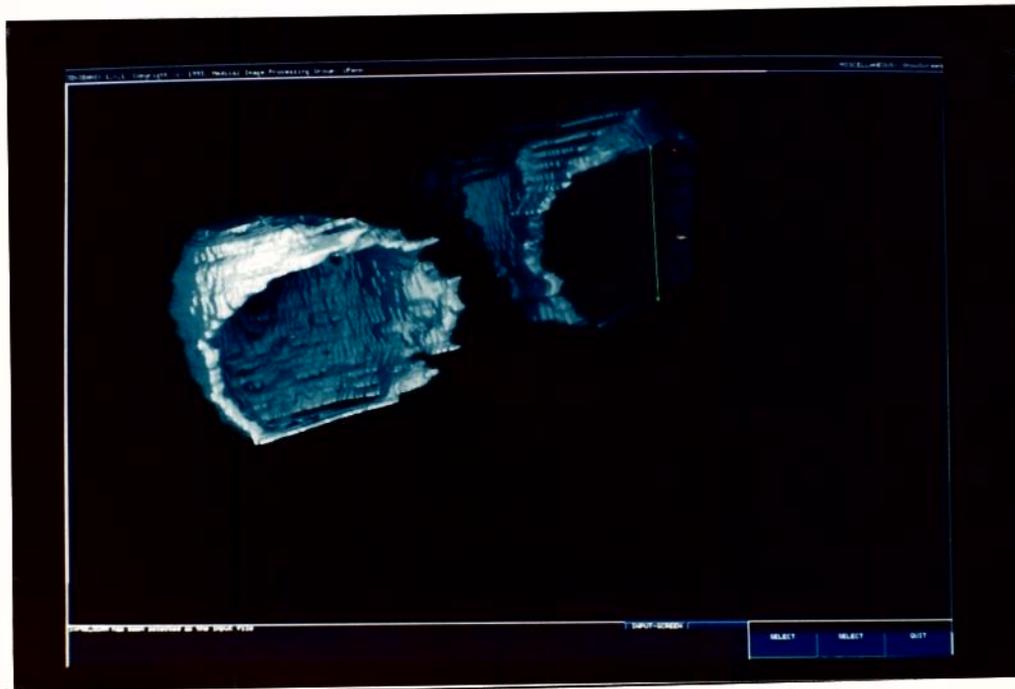
**FIGURA 18a.** Medida anatômica do diâmetro horizontal direito (DHd).



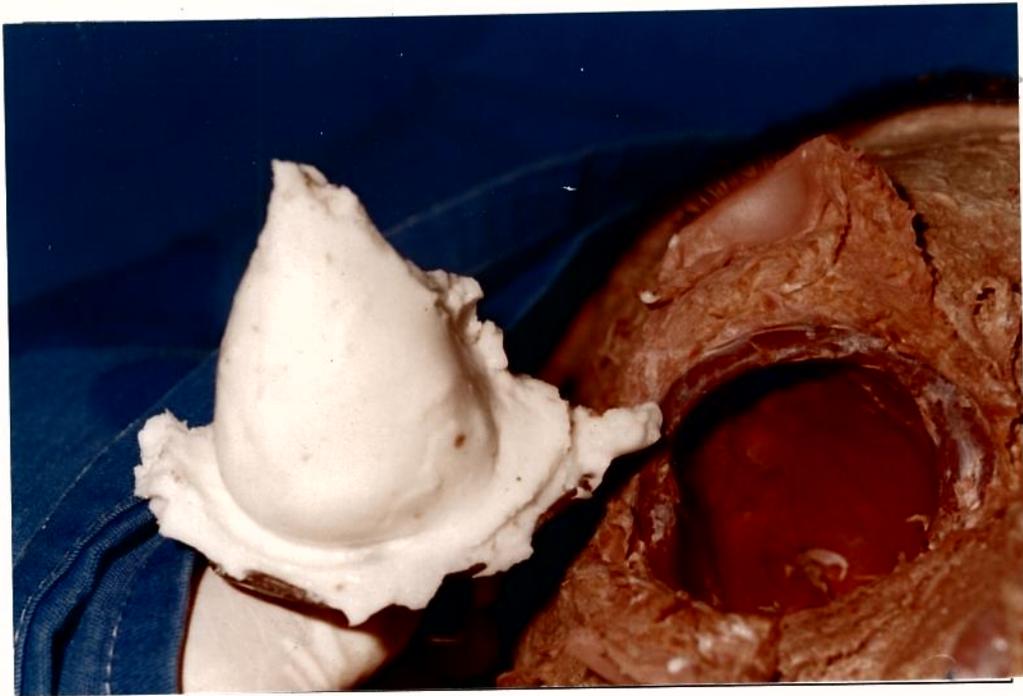
**FIGURA 18b.** Medida computadorizada do diâmetro horizontal direito.



**FIGURA 19a.** Medida anatômica do diâmetro vertical direito (DVD).



**FIGURA 19b.** Medida computadorizada do diâmetro vertical esquerdo.



**FIGURA 20a.** Molde em alginato da cavidade orbitária direita, para avaliação do perímetro.



**FIGURA 20b.** Medida computadorizada do perímetro orbitário direito).



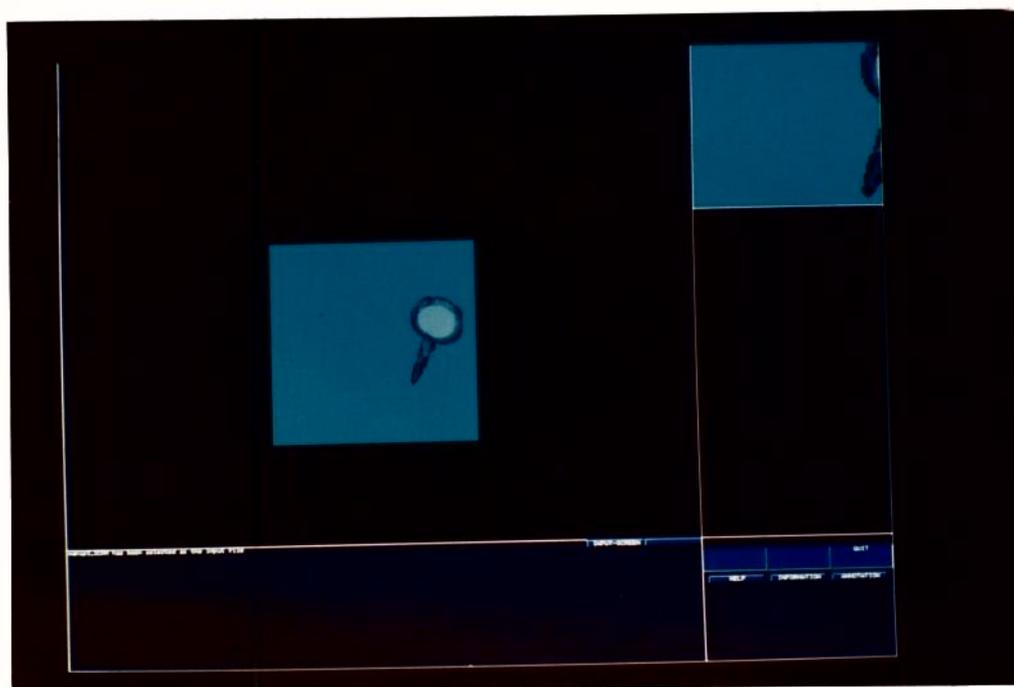
**FIGURA 21a.** Dissecção anatômica do conteúdo orbitário.



**FIGURA 21b.** Dissecção anatômica do olho e nervo óptico do conteúdo orbitário.



**FIGURA 22a.** Medida volumétrica através do deslocamento de líquido do volume do olho e nervo óptico.



**FIGURA 22b.** Medida computadorizada do volume do olho e nervo óptico.

# RESULTADOS

---

---

## **4. RESULTADOS**

---

---

Os resultados foram divididos em duas categorias: a primeira sendo a padronização das várias tarefas realizadas durante a fase experimental, na parte da aquisição e processamento da imagem através do computador, e a segunda, o resultado numérico das medidas lineares e volumétricas com análise estatística.

### **4.1. Protocolo**

Vamos descrever a seguir, uma sequência ordenada dos principais passos seguidos para o processamento da imagem.

1 - Realizar exame de tomografia computadorizada da região orbitária, em equipamento tipo GE 9.800, da seguinte maneira:

- a) Cortes axiais da órbita incluindo os rebordos superior e inferior com distância entre eles de 1,5mm. O ganho do

aparelho, designado pela sigla F.O.V., deve ser mantido em torno de 18.

- b) Gravação imediata do exame em fita magnética de rolo (0,5 polegada), com capacidade que varia entre 15 e 20 megabytes dependendo do tamanho. Esta gravação é realizada automaticamente pelo "software" do tomógrafo, após o encerramento do exame. Inicialmente, as imagens ficam armazenadas no disco rígido do equipamento.
- c) Especificar o exame desejado e a faixa de cortes a serem lidos.

2 - Leitura do exame e transferência: Laboratório de Computação e Automação Industrial da Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP:

- a) Instalar a fita magnética no equipamento Sun SPARCstation 20, localizada no Centro de Computação da UNICAMP.
- b) Comandar a leitura a partir do equipamento Sun SPARCstation Classic, utilizando programa de leitura do GE File Format.
- c) Armazenar os dados no disco rígido da unidade
- d) Realizar uma cópia de segurança em fita magnética tipo QD 6150 (189m) 150Mb. Utilizar a estação Sun SPARCstation 370.

### 3 - Operações Preliminares: Utilizando o programa 3DViewnix

- a) Aplicar a operação Volume de Interesse.
- b) Utilizar filtragens adicionais caso necessário, para atenuar ruídos.
- c) Armazenar a nova imagem em um arquivo de trabalho.

### 4 - Segmentação

- a) Entrar no programa pelo seguinte caminho:

PREPROCESS

SCENE OPERATION

INTERACTIVE 2D

INPUT

- b) Selecionar três arquivos temporários onde serão armazenados os objetos de interesse durante o processo de segmentação manual de cada um. Durante a segmentação é mais fácil utilizar o mouse circundando a região e depois acionar o comando ADD que individualiza com maior rapidez o objeto, do que aumentar a largura do pincel.

c) Salvar os objetos em forma binária com o seguinte comando:

MASK2GREY, nome do objeto, nome de um arquivo definitivo.BIN.

## 5 - Interpolação

a) Aplicar os comandos

THRESHOLD - caso a imagem não seja binária.

INTERPOLATE

DIM - z somente vai interpolar nesta direção

MODE - LINEAR este tipo de interpolação foi o escolhido

DIST - CITY BLOCK modo de formar o arranjo dos vetores

## 6 - Visualização: VIEW

Acessar os dados através do comando INPUT

a) Aplicar os comandos

BOUNDARY - ALL seleciona a superfície

NORMAL - 8 é o número de amostragens para cálculo do vetor normal que projeta a fonte de luz. Podem ser escolhidos valores superiores, mas o processo torna-se

muito lento e a qualidade da visualização é pouco melhorada.

#### 7- Medidas - dentro do comando VIEW:

- a) De volume. Seleciona-se o objeto pelo comando INPUT, e para selecionar um determinado setor empregam-se:

MANIPULATE permite que se manipule o objeto

SELECT SLICE seleciona um determinado plano

CUT elimina os objetos do lado de fora do plano que é convencionalmente como aquele em que não contém a ponteira do mouse .

- b) De medidas lineares, dentro do comando VIEW, aplicar:

SURFACE

MEASURE, apontando com o mouse os pontos desejados. O programa soma todos os caminhos percorridos até que se execute o comando RESET.

## 4.2. Medidas

As medidas lineares foram tomadas pelo mesmo observador em número de três em dias diferentes. Na TABELA 3 expressamos a média destas medidas. A TABELA 4 contém as medidas volumétricas.

**TABELA 3**

**Medidas lineares**

		peça 1	peça 2	peça 3	peça 4	peça 5	Média	Desvio
IOI	anat.(mm)	24,0	25,8	29,0	27,0	29,1	26,98	2,17
	comp.(mm)	24,3	25,3	29,3	27,4	28,9	27,04	2,19
	dif.(mm)	-0,3	0,5	-0,3	-1,4	0,2	-	-
	per. (%)	1,5	2,4	1,25	6,3	0,8	-	-
IOE	anat.(mm)	106,3	101,0	110,8	104,3	91,8	102,84	7,11
	comp.(mm)	104,8	102,4	108,6	105,9	93,5	103,04	5,78
	dif.(mm)	1,5	-1,4	2,2	-1,6	-1,7	-	-
	per. (%)	1,4	1,3	2,0	1,5	1,8	-	-
DHd	anat.(mm)	38,6	39,6	45,8	38,5	40,6	40,62	3,02
	comp.(mm)	39,5	41,4	45,1	38,1	40,2	40,86	2,65
	dif.(mm)	-0,9	-1,8	0,7	0,4	0,4	-	-
	per. (%)	2,3	4,3	1,5	1,0	0,9	-	-
DHe	anat.(mm)	40,2	39,2	46,2	38,2	39,8	40,72	3,15
	comp.(mm)	41,4	40,2	45,1	37,1	39,4	40,64	2,94
	dif.(mm)	-1,2	-1,0	1,1	1,1	0,4	-	-
	per. (%)	3,0	2,5	2,3	2,8	1,0	-	-
DVd	anat.(mm)	35,2	35,8	41,5	31,2	31,0	34,94	4,28
	comp.(mm)	33,5	37,2	40,6	29,8	31,5	34,52	4,37
	dif.(mm)	1,7	-1,4	0,9	1,4	-0,5	-	-
	per. (%)	4,8	3,9	2,1	4,4	1,5	-	-
DVe	anat.(mm)	34,2	35,0	38,2	32,0	34,0	34,68	2,25
	comp.(mm)	33,2	36,3	39,3	32,5	33,5	34,96	2,82
	dif.(mm)	1,0	-1,3	-1,1	-0,5	-0,5	-	-
	per. (%)	2,9	3,7	2,8	1,5	1,4	-	-
PMd	anat.(mm)	138,3	149,2	159,7	132,8	146,2	145,24	10,35
	comp.(mm)	136,7	146,1	163,1	135,6	143,2	144,94	11,06
	dif.(mm)	1,6	3,1	-3,4	-2,8	3,0	-	-
	per. (%)	1,1	2,0	2,1	2,1	2,0	-	-
PMe	anat.(mm)	141,2	146,2	160,8	137,8	140,2	145,24	9,22
	comp.(mm)	139,8	144,3	163,2	141,2	138,2	145,34	10,23
	dif.(mm)	1,4	1,9	-2,4	-3,4	2,0	-	-
	per. (%)	0,8	1,3	1,5	2,4	1,4	-	-

Nas primeiras colunas aparecem as peças de 1 a 5 e nas duas últimas, valores da média e desvio padrão de cada medida. Nas linhas surgem as oito medidas lineares escolhidas IOI, IOE, DHd, DHe, DVd, DVe, PMd, e PMe. Para cada medida, é apresentada a média dos valores obtidos na peça dissecada (anat.), a média dos valores obtidos no computador (comp.), a diferença real (dif.) e percentual (per.) entre as medidas.

**TABELA 4**

**Medidas volumétricas**

		peça 1	peça 2	peça 3	peça 4	peça 5	Média	Desvio
<b>STd</b>	anat. (ml)	30,5	31,5	30,0	23,0	22,0	27,40	4,51
	comp. (ml)	31,4	30,8	28,4	22,8	23,4	27,36	4,05
	dif. (ml)	-0,9	0,7	1,6	0,2	-1,4	-	-
	per. (%)	2,9	2,2	5,3	0,8	6,3	-	-
<b>STe</b>	anat. (ml)	28,5	32,0	32,0	22,0	24,5	27,80	4,48
	comp. (ml)	29,6	32,5	30,4	21,3	25,4	27,84	4,47
	dif. (ml)	-0,8	-0,5	1,6	0,7	-0,9	-	-
	per. (%)	2,8	1,5	5,0	3,1	3,6	-	-
<b>EOd</b>	anat. (ml)	6,0	6,5	9,0	7,0	5,5	6,80	1,35
	comp. (ml)	5,9	6,1	8,7	7,3	5,6	6,72	1,28
	dif. (ml)	0,1	0,4	0,3	-0,3	-0,1	-	-
	per. (%)	1,6	6,5	3,4	4,2	1,8	-	-
<b>EOe</b>	anat. (ml)	7,0	6,0	10,0	6,5	6,0	7,10	1,67
	comp. (ml)	6,6	6,3	9,7	6,3	6,2	7,02	1,50
	dif. (ml)	0,4	-0,3	0,3	0,2	-0,2	-	-
	per. (%)	5,7	5,0	3,0	3,0	3,3	-	-

Nas primeiras colunas aparecem as peças de 1 a 5 e nas duas últimas, valores da média e desvio padrão de cada medida. Nas linhas surgem as quatro medidas lineares escolhidas STd, STe, EOd, EOe. Para cada medida, são apresentados a média dos valores obtidos na peça dissecada (anat.), a média dos valores obtidos no computador (comp.), a diferença real (dif.) e percentual (per.) entre as medidas

### 4.3. Análise Estatística

Os dados antropométricos do corpo humano têm por hipótese estatística uma distribuição que segue a Curva Normal (BEIGUELMAN, 1994). Podemos assim aplicar a análise de dados emparelhados estudando estatisticamente as diferenças entre os valores obtidos diretamente da

dissecção com os valores da análise computadorizada. A aplicação do teste  $t$  de Student para dados pareados e o índice de correlação linear  $r$  entre as medidas encontram-se nas tabelas abaixo.

**TABELA 5**  
**Análise estatística das medidas lineares**

	MDIF.	DIFM.	t	p (4 g.l.)	r	n
IOI	-0,06	0,3912	-0,3430	0,749	0,9840	170
IOE	-0,20	1,8908	-0,2365	0,824	0,9784	357
DHd	-0,24	1,0691	-0,5020	0,642	0,9370	79
DHe	0,08	1,1167	0,1602	0,880	0,9353	779
DVd	0,42	1,3217	0,7105	0,517	0,9536	39
DVe	-0,28	1,0010	-0,6255	0,566	0,9467	51
PMd	0,30	3,1670	0,2118	0,843	0,9584	445
PMe	-0,10	2,5904	-0,0863	0,935	0,9699	2684

Nas linhas aparecem as oito medidas lineares escolhidas IOI, IOE, DHd, DHe, DVd, DVe, PMd, e PMe. Na primeira coluna, a média das diferenças (MDIF.) na segunda, o desvio das médias (DIFM.), na terceira o valor do ( $t$ ) de Student, na quarta, a probabilidade do evento com quatro graus de liberdade; na quinta o valor do coeficiente de correlação linear ( $r$ ) e na última, o tamanho amostral ( $n$ ) para que as diferenças fossem significativas.

**TABELA 6**

**Análise estatística das medidas volumétricas**

	MDIF.	DIFM.	t	p (4 g.l.)	r	n
<b>STd</b>	0,04	1,2095	0,0739	0,945	0,9332	3657
<b>STe</b>	-0,04	1,1524	-0,0776	0,942	0,9669	3310
<b>EOd</b>	0,08	0,2864	0,6247	0,566	0,9777	51
<b>EOe</b>	0,08	0,3114	0,5744	0,596	0,9863	60

Nas linhas aparecem as quatro medidas lineares escolhidas STd, STe, EOd, EOe. Na primeira coluna, a média das diferenças (MDIF.) na segunda, o desvio das médias (DIFM.), na terceira o valor do (t) de Student, na quarta, a probabilidade do evento com quatro graus de liberdade; na quinta o valor do coeficiente de correlação linear (r) e na última, o tamanho amostral (n) para que as diferenças fossem significativas.

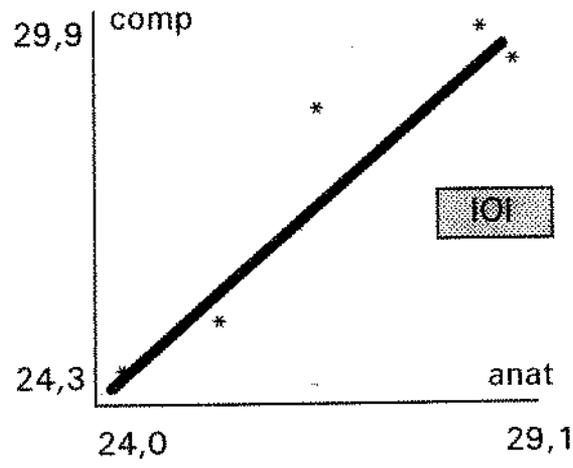
**TABELA 7**

**Valores Agrupados**

	MÉDIA	DESV.	t	r	n
<b>DH</b>	40,67	2,91	-0,2422	0,9338	681
	40,75	2,64			
<b>DV</b>	35,81	3,22	0,1156	0,9424	1108
	34,74	3,47			
<b>PM</b>	145,24	9,24	0	0,9632	2993
	145,14	10,04			
<b>ST</b>	27,60	4,24	0,2821	0,9651	--
	27,60	4,03			
<b>EO</b>	6,95	1,44	0,8989	0,9827	681
	6,87	1,32			

Nas linhas aparecem as medidas lineares e volumétricas quando agrupamos os valores do lado direito com o esquerdo, DH, DV, PM, ST e O. O valor superior corresponde a medida anatômica e o inferior, a computacional. Nas colunas estão os valores estatísticos descritos na TABELA 6.

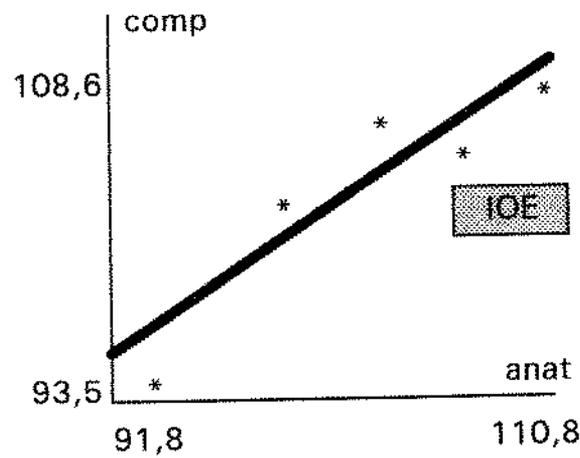
$r = 0,9840$



**GRÁFICO 1:** Esquema da curva de regressão linear para IOI.

Intersecção 0,22 , ângulo 0,99

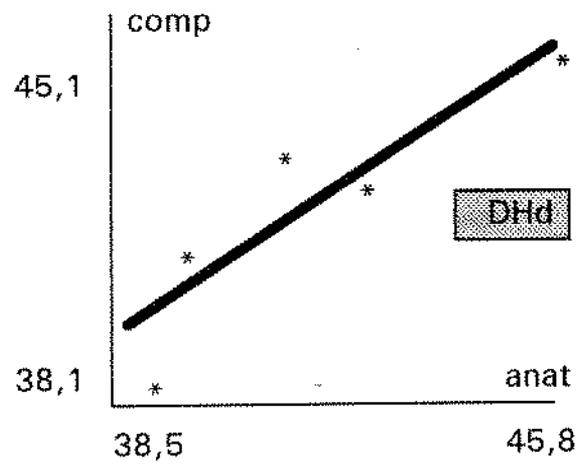
$r = 0,9784$



**GRÁFICO 2:** Esquema da curva de regressão linear para IOE.

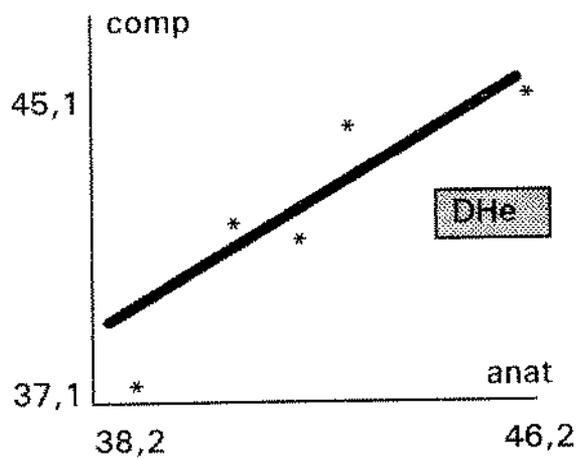
Intersecção 21,36 , ângulo 0,79

$$r = 0,9370$$



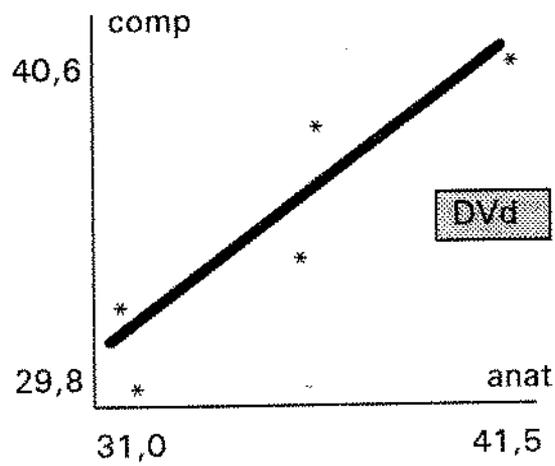
**GRÁFICO 3:** Esquema da curva de regressão linear para DHd.  
Intersecção 7,39 , ângulo 0,82

$$r = 0,9353$$



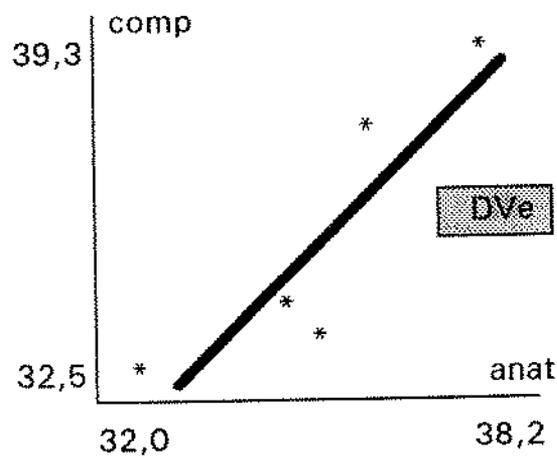
**GRÁFICO 4:** Esquema da curva de regressão linear para DHe.  
Intersecção 5,07 , ângulo 0,87

$$r = 0,9536$$



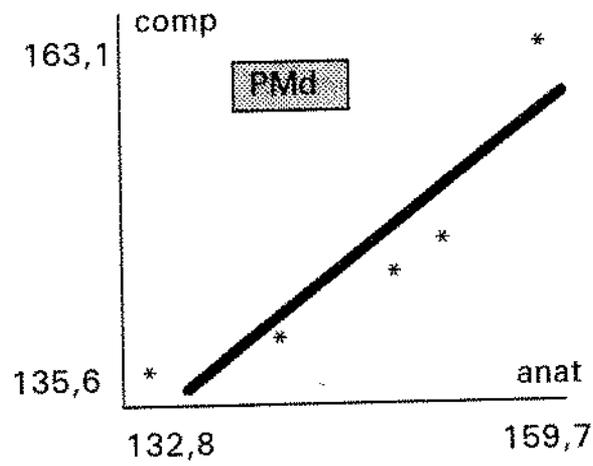
**GRÁFICO 5:** Esquema da curva de regressão linear para DVd.  
Intersecção 0,47 , ângulo 0,97

$$r = 0,9467$$



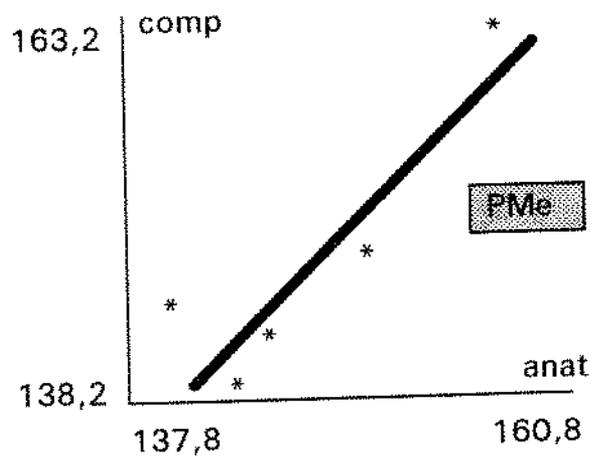
**GRÁFICO 6:** Esquema da curva de regressão linear para DVe.  
Intersecção -6,13 , ângulo 1,18

$$r = 0,9584$$



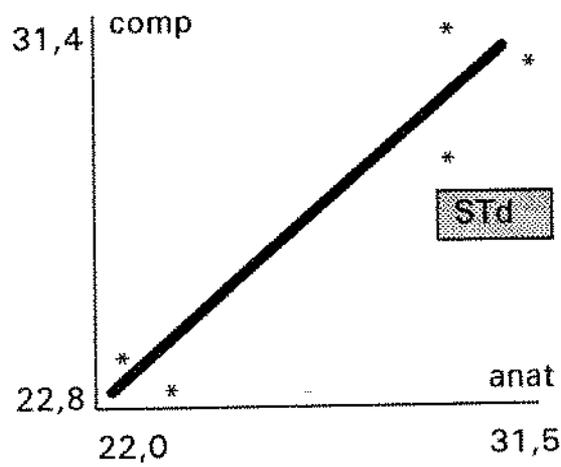
**GRÁFICO 7:** Esquema da curva de regressão linear para PMd.  
Intersecção -3,78 , ângulo 1,02

$$r = 0,9699$$



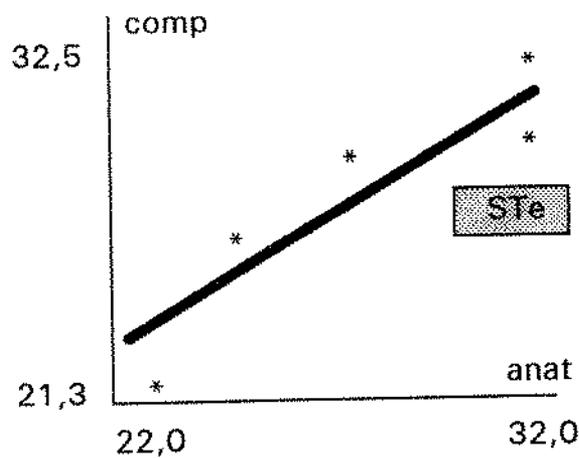
**GRÁFICO 8:** Esquema da curva de regressão linear para PMe.  
Intersecção -10,98 , ângulo 1,07

$r = 0,9332$



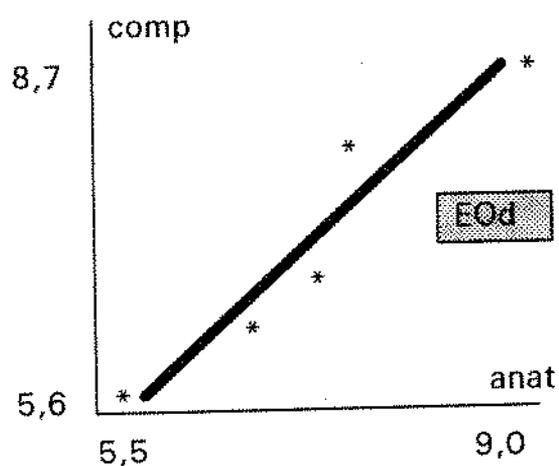
**GRÁFICO 9:** Esquema da curva de regressão linear para STd.  
Intersecção 3,62 , ângulo 0,86

$r = 0,9669$



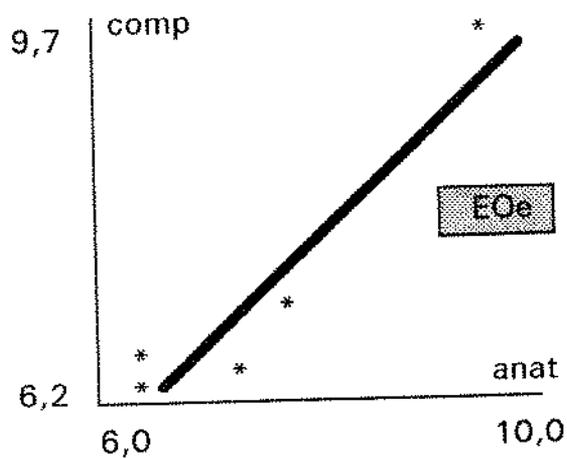
**GRÁFICO 10:** Esquema da curva de regressão linear para STe.  
Intersecção 0,99 , ângulo 0,96

$$r = 0,9777$$



**GRÁFICO 11:** Esquema da curva de regressão linear para EOd.  
Intersecção 0,41 , ângulo 0,92

$$r = 0,9863$$



**GRÁFICO 12:** Esquema da curva de regressão linear para EOe.  
Intersecção 0,71 , ângulo 0,88

# DISCUSSÃO

---

---

## 5. DISCUSSÃO

---

O uso de um programa adequado de manipulação de imagens com características próprias para a área médica foi fundamental para a realização deste trabalho. A escolha proposital de uma metodologia que empregava dois tipos de medidas, realizadas através de métodos também diferentes, teve a intenção de avaliar com maior rigor a acurácia do método. Nossos resultados mostraram que a reconstrução tridimensional de imagens tomográficas da região orbitária descreveu com precisão as relações morfológicas estudadas.

Não foram encontrados trabalhos publicados utilizando técnicas de reconstrução tridimensional de imagens comparando o conteúdo real da cavidade orbitária que pudesse ser completamente dissecada e analisada morfometricamente. Alguns empregavam crânios em que a cavidade orbitária era preenchida para depois ser avaliada (COOPER, 1985). Outros utilizaram pacientes com deformidades unilaterais comparando o volume entre as duas órbitas (BITE et al., 1985; McGURK et al., 1992).

É importante salientar que este não é um trabalho de aferição de equipamento e sim de validação metodológica, pois estudando a reprodutibilidade das medidas desta região estamos nos habilitando a empregar os recursos de um

programa de computador no planejamento de casos reais. A exploração completa destes recursos só foi possível graças ao trabalho conjunto com pessoal altamente qualificado na área, que fez parte do desenvolvimento do programa em uso, fato que permitiu algumas vezes, modificações em comandos internos na estrutura do programa, para otimizar o tempo de trabalho.

O estudo em cadáveres é uma forma inequívoca de comparação metodológica, porque desde que estejam íntegras, as estruturas representam com precisão as situações reais, como demonstraram os trabalhos de PARSONS (1988), estudando alterações pressóricas da cavidade orbitária e de STANLEY (1989), em cadáveres avaliando a metodologia cirúrgica para tratamento de exoftalmo.

Verificamos que o ponto crucial em todo processamento da imagem é o processo de segmentação, tanto em relação ao tempo gasto, como na avaliação correta do objeto escolhido. Ao final do trabalho experimental ficamos com a convicção de que a medida computadorizada é mais fidedigna que a realizada na peça, desde que a segmentação seja adequada.

## **5.1. Implementação**

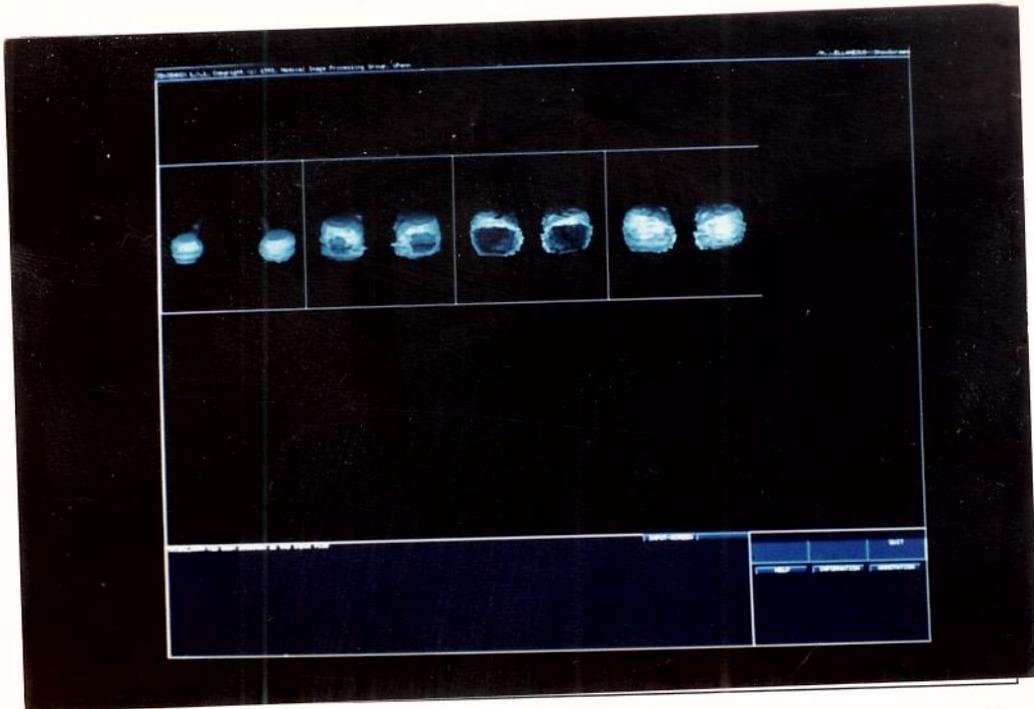
A visualização de estruturas do corpo humano através de imagens tem sido implementada em Serviços de referência com a mesma rapidez que se desenvolvem os dispositivos eletrônicos e os programas de computadores. A reconstrução tridimensional de imagens tomográficas já vem sendo utilizada em

equipamentos de pequeno porte, como os microcomputadores (AKIMOTO et al., 1991), porém com menor poder de resolução e maior lentidão em alguns casos. Nosso trabalho demonstrou ser possível o emprego desta tecnologia com equipamentos já existentes na Universidade Estadual de Campinas sem nenhum tipo de investimento adicional. O tomógrafo, as estações Sun SPARC e o programa representam o meio físico, distribuído entre o Hospital de Clínicas e o Departamento de Computação e Automação Industrial da Faculdade de Engenharia Elétrica.

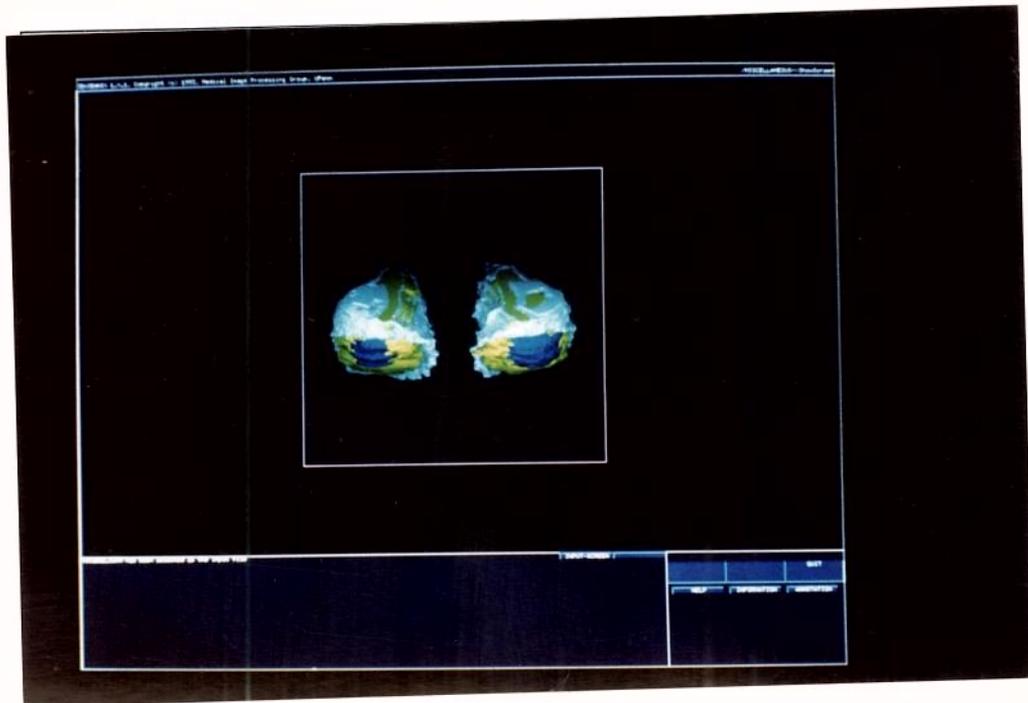
## **5.2. Capacitação**

Para a implementação desta metodologia seja implementada na área médica, o processamento tridimensional deve ser realizado pelo cirurgião ou responsável pelo paciente. É imprescindível um treinamento básico para que estes profissionais habituem-se ao ambiente de trabalho do programa e possam extrair todas as potencialidades que cada caso necessita. Operações de adição de imagens (FIGURA 24) e sobreposição (FIGURA 25) são um exemplo deste potencial. Existem outras ferramentas úteis ao planejamento cirúrgico, como a retirada de uma porção da imagem até a profundidade escolhida, o reflexo das imagens e a simulação temporal, muito empregada em cirurgia cardíaca e ortopedia.

Portanto, este objetivo só é alcançado com a cooperação entre o médico e o engenheiro de computação gráfica na troca de conhecimentos.



**FIGURA 24.** Adição dos objetos selecionados. A última imagem, corresponde à somatória das três primeiras.



**FIGURA 25.** Sobreposição das imagens sem transparência. A parte óssea está representada em branco, os tecidos moles em amarelo e o olho em azul.

### 5.3. Medidas Lineares

Vários parâmetros poderiam ser usados como referências para a avaliação numérica da região orbitária. Alguns, como a distância do rebordo ao ápice, foram testados em modelo experimental, mas se mostraram difíceis de reprodução e foram abandonados.

Baseando-se na simplicidade de execução e reprodutibilidade dos mesmos, foram selecionados cinco medidas lineares.

A distância intercantal interna IOI, é de uso rotineiro em cirurgia craniomaxilofacial, servindo como referência para avaliar o grau de distanciamento interorbitário nos pacientes com hiperteleorbitismo ou hipoteleorbitismo (TESSIER, 1972; McCARTHY et al., 1990). Nossos resultados IOIcomp., 27,04 (desvio-padrão: 2,19), são comparáveis aos encontrados por RAPOSO DO AMARAL (1977), IOI = 28,82 (desvio-padrão: 6,8948) no grupo de negróides (67 indivíduos) estudados por este autor, e dos referidos por TESSIER (1972) como valor médio de IOI: 28mm para homens e 25mm para mulheres.

A distância intercantal externa IOE, embora com menor frequência, também é utilizada na avaliação de pacientes com hiper ou hipoteleorbitismo, desde que se adicione ao estudo a medida anterior. Nossos resultados IOEcomp. = 103,04 (desvio-padrão: 5,78) são semelhantes aos encontrados por RAPOSO DO AMARAL (1977), IOE = 103,54 (desvio-padrão: 13,9726).

As medidas de diâmetro orbitário horizontal, DH foram escolhidas pela facilidade de reprodução tanto na peça anatômica como no computador, principalmente pela facilidade de serem avaliadas no programa através dos

recursos de rotação de imagens. Os valores obtidos no nosso experimento DHcomp., 40,75mm (desvio-padrão: 2,64), estão próximos aos referidos por VISTNES (1993), DH = 40mm em média.

As medidas de diâmetro orbitário vertical, DV foram escolhidas pelos mesmos motivos da anterior. Os valores obtidos em nosso estudo I, DVcomp., 34,74 (desvio-padrão: 3,47) são próximos aos referidos por VISTNES (1993), DV = 35mm .

Os dois valores estão nos extremos do valor 37,88mm (desvio-padrão: 1,41) encontrado por ABUJAMRA (1972), para as medidas que representavam diâmetro médio das órbita.

Na avaliação do perímetro orbitário, realizamos dois ensaios para melhorar a precisão: o primeiro a partir de impressão da cavidade orbitária em moldes de alginato que eram mensurados posteriormente com escala flexível . O segundo ajustando escalas de alumínio ao rebordo que posteriormente eram retificadas e medidas.

Devemos alertar para os erros inerentes ao processo manual de medição que torna esta metodologia, menos confiável que a computacional.

Dentre estes fatores existe o estado estrutural da parede óssea do cadáver, que pela ausência de cálcio apresenta uma maior elasticidade por parte da matriz protéica. Apesar das medidas serem realizadas pela mesma pessoa, apoiando suavemente as extremidades do paquímetro contra a parede não foi possível controlar precisamente a força deste movimento. Dependendo da intensidade aplicada ao instrumento, obtivemos variações de até 2mm devido à elasticidade já mencionada. Para minimizar estas distorções,

realizamos cada medida três vezes no mesmo dia e em três dias diferentes. No processo de medição direta, o erro inerente ao paquímetro é de +/- 0,05mm que não ultrapassa 0,25% da menor medida.

A análise computadorizada proporciona vantagens ao método direto graças aos recursos de rotação de imagem em qualquer plano, produzindo a visualização precisa dos pontos de referência. Uma vantagem adicional é que o processo pode ser realizado e inspecionado por vários observadores. Finalmente o processo de medida pelo computador não interage com o objeto, como no caso anatômico, evitando danificar ou alterar seus resultados pela energia adicionada.

#### **5.4. Medidas Volumétricas**

Este sistema de avaliação é diferente do anterior em três aspectos:

O primeiro refere-se à obtenção do objeto de estudo, que aqui é conseguido graças à dissecação anatômica, enquanto que na anterior, bastava a exposição óssea. Neste caso, podemos assumir que a dissecação do conteúdo orbitário foi adequada tanto pela inspeção visual, como pela comparação do valor médio das 10 órbitas 27,6ml (desvio padrão 4,2) em concordância com ABUJAMRA (1972) que encontrou 27,47ml (desvio-padrão: 1,41) e VISTNESS (1993) que refere 30ml. O globo ocular foi escolhido como segundo objeto na avaliação volumétrica devido à futuras aplicações clínicas que esta medida proporciona quando tomada juntamente com o valor do volume orbitário total. O nervo óptico foi adicionado ao conjunto para garantir a

integridade dos elementos do globo ocular evitando perdas indesejáveis em seu conteúdo. Os valores encontrados para a soma dos dez conjuntos avaliados, EOcomp., 6,87 (desvio-padrão: 1,32), estão próximos aos referidos por BITE et al., (1985), 8,94ml, e VISTNESS (1993), 7ml. O volume da gordura orbital, embora represente a mesma ordem de grandeza do volume do globo (BITE et al., 1985) não foi escolhido pela dificuldade em se dissecar toda esta estrutura no conteúdo orbitário do cadáver.

O segundo diz respeito ao método de medida, imersão em líquido. Utilizamos o formol por ser esta a mesma substância que as cabeças estavam acondicionadas há mais de dois anos, evitando algum erro que a água poderia adicionar ao experimento. As medidas diretas também apresentam a limitação da graduação da proveta +/- 0,5ml. É importante relembrar mais uma vez que a segmentação correta dos objetos foi fundamental para a determinação fidedigna dos valores.

O terceiro aspecto diz respeito a delimitação da região orbitária para cálculo de sua capacidade volumétrica. A ausência de uma parede óssea na região da base orbitária obriga que este limite seja estabelecido quando se quer calcular o volume orbitário. Adotamos neste trabalho o plano palpebral como limite para a base da órbita, em concordância com a definição anatômica (TESTUT & JACOB, 1986). Autores como BITE, et al., (1985) e COOPER, (1985) estabeleceram um plano que era determinado pelas região do rebordo.

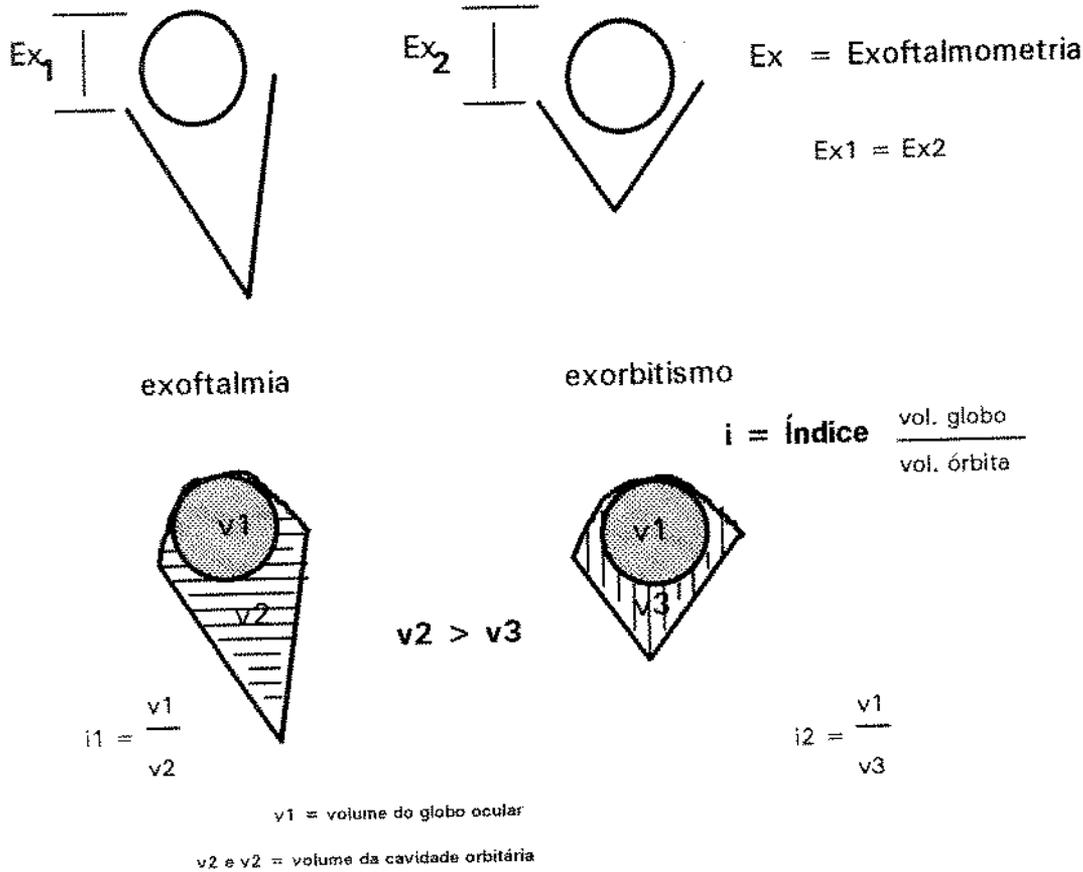
O valor do conteúdo orbitário foi encontrado diretamente na dissecação anatômica, diferente de outros trabalhos, que por utilizarem crânios secos (ABUJAMRA, 1972; COOPER, 1985), precisavam preencher este volume com esferas de metal ou areia. Outros trabalhos empregando pacientes (BITE

et al., 1985; GRIVAS, et al., 1988 e McGURK et al., 1992) necessitavam comparar as duas órbitas, sem dissecá-las.

## **5.5. Perspectivas**

Calculando o volume da órbita com base no plano palpebral, teremos condições de analisar a fração volumétrica do globo ocular em relação ao volume orbitário total, e futuramente estabelecer índices de normalidade a partir da reconstrução tridimensional. Este índice substituiria os termos exorbitismo e exoftalmo que carregam a informação sobre a etiologia do processo que ocasionou a protusão do globo ocular, embora expressem a mesma manifestação clínica. O índice de normalidade traria não só a informação sobre a etiologia, como também poderá ser usado em planejamento cirúrgico (FIGURA 26).

## ÍNDICE VOLUMÉTRICO ORBITÁRIO



**FIGURA 26.** A determinação do índice relacionando o conteúdo orbitário com o volume ocupado pelo globo ocular facilita a interpretação da patologia, evita confusões entre exoftalmia e exorbitismo que não podem ser diferenciados pela exoftalmometria como mostra o diagrama acima.

Os resultados nos permitem projetar programas com aplicação desta metodologia de reconstrução tridimensional, principalmente na área de cirurgia reconstrutora de face. O primeiro passo é a avaliação, programação e tratamento cirúrgico de portadores de exoftalmia de Graves seguindo os preceitos já estabelecidos por WOLFE & HEMMY (1988); THALLER & KAWAMOTO (1990); OLIVARI (1991); PEARL, VISTNES, TOXEL (1991); ELISEVICH (1993); STARK & OLIVARI (1993) e RAPOSO DO AMARAL et. al. (1994). Devido às particularidades do método, que envolvem domínio de

tecnologia de ponta, somente após um estudo básico, comprovando sua eficácia e explorando suas potencialidades, estaríamos autorizados a investir em casos clínicos.

A confecção de material aloplástico já vem sendo realizada por metodologia envolvendo computadores há algum tempo (TOTH; ELLIS; STEWART, 1988). O emprego da reconstrução tridimensional em que o computador acoplado a equipamento especial já produz o molde da estrutura obtida, como aplicaram ROSE, NORRIS, ROSEN (1993), constitui o passo seguinte ao domínio da técnica.

## **CONCLUSÃO**

---

---

## 6. CONCLUSÃO

---

Os valores das medidas lineares e volumétricas da reconstrução tridimensional de imagens da região orbitária realizada por computação gráfica a partir de imagens bidimensionais não diferem estatisticamente das medidas lineares e volumétricas tomadas diretamente por meios anatômicos. Teste t de Student e regressão linear comprovam a proximidade das duas medidas. Esta metodologia pode ser empregada segundo a rotina estabelecida no item 4.1.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

---

---

## **7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\***

---

- ABUJAMRA, S. - Assimetrias Orbitárias. Contribuição Para o estudo dos Volumes e Dimensões das Órbitas e Suas Influências na Estética Facial. Pesquisa anátomo, radiológica, clínica, e fotográfica. São Paulo, 1972. [Tese de Doutorado - Faculdade de Medicina/ USP].
- AKIMOTO, M.; TAMAI, J.; HYAKUSOKU, H.; FUMIIRI, M. - Three dimensional CT system using a personal computer. **Aesth. Plast. Surg.**, **15**: 181-5, 1991.
- BARLETT, S.P.; WORNON III, I.; WHITAKER, L.A. - Evaluation of Facial Skeletal Aesthetics and Surgical Planning. **Clin. Plast. Surg.**, **18**: 1-10, 1992.
- BEIGUELMAN, B. - Análises de dados pareados. In: BEIGUELMAN, B. ed. - Curso Prático de Bioestatística Ribeirão Preto, Revista Brasileira de Genética, 1994. p.135-52.
- BENASSI, M.; BEGNOZZI, L.; CAPRINO, S.; VALENTINO, V. - Magnetic resonance guided radiosurgery in children: tridimensional extrapolation from isodose neuroimaging superimposition. **Childs Nerv. Syst.**, **10**: 115-21, 1994.
- BITE, U.; JACKSON, I.T.; FORBES, G.S.; GEHRING, D.G. - Orbital volume measurements in enophthalmos using three-dimensional CT imaging. **Plast. Reconstr. Surg.** **75**: 502-8, 1985.

- BUJIA, J.; GREVERS, G.; VOGL, T.; KASTNBAUER, E. - Evaluation of the diagnostic efficiency of tridimensional reconstruction with nuclear magnetic resonance. Report of a case of nasal sinus carcinoma. **Acta Otorrinolaringol. Esp.**, **44**: 6-10, 1993.
- CARLS, F.R.; SCHUKNECHT, B.; SAILER, H.F. - Value of Three Dimensional Computed Tomography in Craniomaxillofacial Surgery. **J. Craniofac. Surg.** **5**: 282-8, 1994.
- CHARTERIS, D.G.; CHAN, C.H.; WHITEHOUSE, R.W.; NOBLE, J.L. - Orbital volume measurement in the management of pure blowout fractures of the orbital floor. **Br. J. Ophthalmol.** , **77**: 100-2, 1993.
- COOPER, W.C. - A method for volume determination of the orbit and its contents by high resolution axial tomography and quantitative digital image analysis. **Trans. Am. Ophthalmol. Soc.**, **83**: 546-609, 1985.
- CROUZON, O. - Dysostose Craniofaciale Hereditarie. **Bull. Mem. Soc. Hôp. Paris.**,**33**: 345-55, 1912.
- CUTTING, C.; BROOKSTEIN, F.L.; GRAYSON, B.; FELLINGHAM, L.; McCARTHY, J.G. - Three dimensional computer assisted design of Craniofacial surgical procedures: optimization and interaction with cephalometric and CT - based models. **Plast. Reconstr. Surg.** **77**: 877-87, 1986.
- DAVID, D.J.; MOORE, M.H.; COOTER, R.D. - Tessier clefts revisited with a third dimension. **Cleft Palate J.** , **26**: 163-84; 1989.
- ELISEVICH, K. - Descompression for dysthyroid ophthalmopathy via the orbital rim approach. Technical note. **J. Neurosurg.**, **80**: 580-3, 1994.
- FALCÃO, A.X. - Visualização de Volumes Aplicada à Área Médica. Campinas, 1993. [Tese de Mestrado - Faculdade de Engenharia Elétrica/ UNICAMP].

- FELDON, S.E.; LEE, C.P.; MURAMATSU, S.K.; WEINER, J.M. - Quantitative computed tomography of Graves' ophthalmopathy. Extraocular muscle and orbital fat in development of optic neuropathy. **Arch. Ophthalmol.**, **103**: 213-5, 1985.
- FURST, G.; REINERT, S.; PASSELK, C.; KUHN, P.; LENTRODT, J.; MODDER, U. - The value of 2 and 3 dimensional computed tomography in the diagnosis and classification of midfacial and orbital fractures. **Dtsch. Zahn. Mund. Kieferheilkd Zentribl.**, **80**: 199-207, 1992.
- GENITORI, L.; CAVALHEIRO, S.; LENA, G.; DOLLO, C.; CHOUX, M. - Skull base in trigonocephaly. **Pediatr. Neurosurg.**, **17**: 175-81, 1991
- GLASSMAN, R.D.; MANSON, P.N.; VANDERKOLK, C.A.; ILIFF, N.T. - Rigid fixation of internal orbital fractures. **Plast. Reconstr. Surg.**, **86**: 1103-9, 1991.
- GORDON, D. & UDUPA, J. K. - Fast surface tracking in three-dimensional binary images. **Computer Vision, Graphics and Image Processing** **2, 45**: 196-214, 1989.
- GRAY, H. - Os órgãos acessórios do olho. In: GROSS, C.M., ed., - *Grey Anatomia*. 29. ed. Rio de Janeiro Guanabara-Koogan, 1977 p. 867-74.
- GRIVAS, A.; MANSON, P.N.; VANNIER, M.W.; ROSEMBAUM, A. - Post-traumatic orbit evaluation by three-dimensional surface reconstructions. **Comput. Med. Imaging. Graph.**, **12**: 47-57, 1988.
- GUELFY, M.R.; MANSONI, M.; TORELLI, G.; FONDA, S.; CARAMELLA, D. - A proposal for the use of tridimensional reconstruction in oncology to better assess tumor stage and response to therapy. **Radiol. Med. Torino**, **87**: 669-76, 1994.

- HYDE, D.M.; MAGLIANO, O.J.; REUS, E.; TYLER, N.K.; NYCHOLS, S.; TYLER, W.S. - Computer-assisted morphometry: point, intersection, and profile counting and three-dimensional reconstruction. **Microsc. Res. Tech.**, **21**: 262-70, 1992.
- JACKSON, I.A. & BITE, U. - Three dimensional Computed Tomographic Scanning and Major Surgical Reconstruction of the Head and Neck. **MAYO Clin. Proc.**, **61**: 546-55, 1986.
- LANG, J. - Anatomy of the Orbit and Adjacent Skull Base. In: SAMII, M. & DRAF, W., eds. - Surgery of The Skull Base: an interdisciplinary approach. Berlin, Springer Verlag, 1989. p. 19-23.
- LARSEN, P.R. - The Thyroid. In: WINGAARDEN, J.B. & SMITH, L.H., eds - Cecil Textbook of Medicine. 17 ed. Philadelphia, W.B. Saunders, 1985. p. 1281-7.
- LATARJET, M.; RUIZ LIARD, A.; RUIZ LIARD, A(h). - Órgãos Acessórios do Olho. In: LATARJET, M. & RUIZ LIARD, A., eds. - Anatomia Humana. 2 ed. São Paulo, Medicina Panamericana Ed., 1993. p. 448-68.
- LEE, J.W. & CHIU, H.Y. - Quantitative computed tomography for evaluation of orbital volume change in blow-out fractures. **J. Formos. Med. Assoc.**, **92**: 349-55, 1993.
- MANSON, P.N. - The orbit-Anatomic Consideration. In: McCARTHY, J.G. ed., - Plastic Surgery, Philadelphia, W. B. Saunders, 1990. p. 1044-80.
- MANSON, P.N.; RUAS, E.J.; ILIFF, H.T. - Deep orbital reconstruction for correction of post-traumatic enophthalmos. **Clin. Plast. Surg.**, **14**: 113-21, 1987.
- MARSH, J.L. & VANNIER, M.W. - The "third" dimension in craniofacial surgery. **Plast. Reconstr. Surg.**, **71**: 759-67, 1983.

- McCARTHY, J.G.; EPSTEIN, F.J.; WOOD-SMITH, D. -  
Craniosynostosis. In: McCARTHY, J.G. ed., - Plastic Surgery,  
Philadelphia, W.B. Saunders, 1990. p.3013-53.
- McCARTHY, J.G.; JELKS, G.W.; VALAURI, A.J.; WOOD-SMITH, D.;  
SMITH, B. - The Orbit and Zygoma. In: McCARTHY, J.G. ed., -  
Plastic Surgery. Philadelphia, W.B. Saunders, 1990. p.1574-671.
- McGURK, M.; WHITEHOUSE, R.W.; TAYLOR, P.M.; SWINSON, B. -  
Orbital volume measured by a low-dose CT scanning technique.  
**Dentomaxillofac. Radiol.**, 21: 70-2, 1992.
- NEUYEN, P.N. & SULLIVAN, P. - Advances in the Management of Orbital  
Fractures. **Clin. Plast. Surg.**, 19: 87-97, 1992.
- OLIVARI, N. - Transpalpebral Descompression of Endocrine  
Ophthalmopathy (Graves' disease) by Removal of Intraorbital Fat: 147  
operations over 5 years. **Plast. Reconstr. Surg.**, 87: 627-41, 1991.
- PARSONS, G.S. & MATHOG, R.H. - Orbital wall and volume relationships.  
**Arch. Otolaryngol. Head. Neck. Surg.**, 114: 743-7, 1988.
- PEARL, M. - Treatment of enophthalmos. **Clin. Plast. Surg.**, 19: 99-111,  
1992.
- PEARL, R.; VISTNES, L.; TOXEL, S. - Treatment of exophthalmos. **Plast.  
Reconstr. Surg.**, 87: 236, 1991.
- PEYSTER, R.G.; GINSBERG, F.; SILBER, J.H.; ADLER, L.P. -  
Exophthalmos caused by excessive fat: CT volumetric analysis and  
differential diagnosis. **AJR Am. J. Roentgenol.**, 146: 459-64, 1986.
- POSNICK, J.C. - Craniofacial dysostosis. Staging of Reconstruction and  
Management of the Midface Deformity. **Neurosurg. Clin. N. Am.**, 2:  
683-702, 1991.

- RAPOSO DO AMARAL, C.M. - A Herdabilidade das Medidas da Região Orbitária. Contribuição para o Estudo do Hipertelorismo Orbital e Telecanto. São Paulo, 1972. [Tese de Doutorado - Faculdade de Medicina/ USP].
- RAPOSO DO AMARAL, C.M. - Plano Cirúrgico para a Correção do Hipertelorismo Orbital com Base em um Novo Índice Antropométrico. Campinas, 1977. [Tese de Livre Docência - Faculdade de Ciências Médicas/ UNICAMP].
- RAPOSO DO AMARAL, C.M.; JULIO, G.L.; CARDOSO, L.A.A.; BUENO, M.A.C. - Osteotomias Estéticas da Face. In: TOURNIEX, A.A.B., ed. - Atualização em Cirurgia Plástica Estética. São Paulo, Robe Editorial, 1994. p.265-77.
- RAYA, S.P. & UDUPA, J.K. - Shape-based interpolation of multidimensional objects. **IEEE Transactions on Medical Images**, 1989.
- ROGERS, N.L.; JAMES, H.E.; DALEO, G.; HARVEY, L.A. - The third dimension in pediatric neurosurgery. A preliminary report. **Childs. Nerv. Syst.**, 9: 93-5, 1993.
- ROSE, E.H.; NORRIS, M.S.; ROSEN, J.M. - Application of High-Tech three dimensional imaging and Computer Generated model in complex facial reconstructions with vascularized bone grafts. **Plast. Reconstr. Surg.**, 91:252-64, 1993.
- SCOTT, S.H.; ENGSTROM, C.M.; LOEB, G.E. - Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance image. **J. Anat.**, 182: 285-9, 1993.
- STABILE, J.R. & TROKEL, S.M. - Increase in orbital volume obtained by decompression in dried skulls. **Am. J. Ophthalmol.**, 95: 327-31, 1983.
- STANLEY, R.J. - Space-occupying orbital lesions: can critical increases in intraorbital pressure be predicted clinically? **Laryngoscope**, 99: 19-22, 1989.

- STARK, B. & OLIVARI, N. - Treatment of exophthalmos by Orbital Fat Removal. **Clin. Plast. Surg.**, **20**: 285-289, 1993.
- TESTUT, L. & JACOB, O. - Aparato de la Vision. In: TESTUT, L. & JACOB, O., eds., - Tratado de Anatomía Topográfica con Aplicaciones Medicoquirúrgicas. 8. ed. Barcelona, Salvat Editores S.A., 1986. p. 383-477.
- TESSIER, P. - Orbital hypotelorism. I Successive Surgical Attempts. Material and Methods. Causes and Mechanisms. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, **6**: 135-55, 1972.
- THALLER, S.R. & KAWAMOTO, H.K. - Surgical correction of exophthalmos secondary to Graves' disease. **Plast. Reconstr. Surg.**, **86**: 411-8, 1990.
- TOTH, B.A.; ELLIS, D.S.; STEWART, W.B. - Computer designed prosthesis for orbito cranial reconstruction. **Plast. Reconstr. Surg.** **81**: 315, 1988.
- UDUPA, J.K. - Multidimensional data format specification: a generalization of the American College of Radiology - National Electric Manufacturers Association Standards. **Journal of Digital Imaging** , **5**: 26-45, 1992.
- UDUPA, J.K. & GONÇALVES, R.J. - Imaging transforms for surface and volume rendering. **MIPG 183**, Medical Image Processing Group, Dept. of Radiology, Univ. of Pennsylvania, 1, 1992.
- UDUPA, J.K. - 3D visualization of images. **MIPG 196**, Medical Image Processing Group, Dept. of Radiology, Univ. of Pennsylvania, 6, 1993.
- UDUPA, J.K.; ODHNER, D.; SAMARASEKERA, R.J.; GONÇALVES, R.J.; IYER, K.; SHARMA, S.; VENUGOPAL, K.P.; FURUIE, S. - The 3Dviewnix Software System. User Manual. **MIPG 203** Medical Image Processing Group, Dept. of Radiology, Univ. of Pennsylvania, Sep 1993.

VAN DER STELT, P.F. - Modern radiographic methods in the diagnosis of periodontal disease. **Adv. Dent. Res.**, **7**: 158-62, 1993.

VISTNES, L.M. - Periorbital appearance as a function of orbital volume. **Clin. Plast. Surg.**, **20**: 291-4, 1993.

WILSON, W.B. & MANKE, W.F. - Orbital decompression in Graves' disease. The predictability of reduction of proptosis. **Arch. Ophthalmol.**, **109**: 343-5, 1991.

WOLFE, S.A. & HEMMY, D. - How much does moving the lateral wall help in expanding the orbit?. **Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.**, **4**: 111-4, 1988.

YAREMCHUCK, M.J. - Changing Concepts in the Manangement of secondary orbital Deformities. **Clin. Plast. Surg.**, **19**: 113-24, 1992.

\* HERANI, M.L.G. - Normas para apresentação de dissertações e teses. São Paulo, BIREME, 1990.