

**LUIZ ANTONIO ATHAYDE CARDOSO**

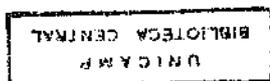
**O ÍNDICE ÓRBITO-OFTÁLMICO (IOO) E A APLICAÇÃO  
DE RECONSTRUÇÕES TRIDIMENSIONAIS DE IMAGENS  
PARA PLANEJAMENTO CIRÚRGICO E SEGUIMENTO  
DE PATOLOGIAS DA REGIÃO ORBITÁRIA**

Tese de Doutorado apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do Título de Doutor em Cirurgia

**Orientador: Prof. Dr. CASSIO MENEZES RAPOSO DO AMARAL**

**Co-Orientador: Prof. Dr. RENATO MARCOS ENDRIZZI SABBATINI**

**UNICAMP  
1998**



UNIDADE BC  
 N.º CHAMADA : \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 V. \_\_\_\_\_ Ex. \_\_\_\_\_  
 TOMBO BC/ 37612  
 PROC. 229199  
 C  D   
 PREÇO R.B. 11,00  
 DATA 05/05/99  
 N.º CPD \_\_\_\_\_

CM-00122884-4

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
 BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
 UNICAMP**

C179i      Cardoso, Luiz Antonio Athayde  
             O índice órbito-oftálmico (100) e a aplicação de reconstruções tridimensionais de imagens para planejamento cirúrgico e seguimento de patologias da região orbitária / Luiz Antonio Athayde Cardoso. Campinas, SP : [s.n.], 1998.

Orientador : Cassio Menezes Raposo do Amaral  
 Tese (Doutorado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. Processamento de imagens assistidas por computador 2. Órbita. 3. Anomalias craniofaciais - cirurgia. I. Cassio Menezes Raposo do Amaral. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

**BANCA EXAMINADORA DA TESE DE DOUTORADO**

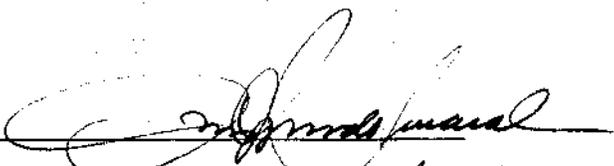
**Aluno: LUIZ ANTONIO ATHAYDE CARDOSO**

**Orientador: Prof. Dr. CASSIO MENEZES RAPOSO DO AMARAL**

**Co-Orientador: Prof. Dr. RENATO MARCOS ENDRIZZI SABBATINI**

**MEMBROS:**

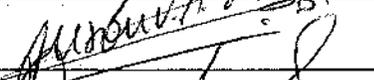
1. Prof. Dr.

Cassio M. Raposo: 

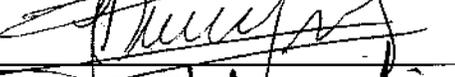
2. Prof. Dr.

Dulce Maria Fonseca Soares Martins: 

3. Prof. Dr.

Quirson Feliciano Beruca Filho: 

4. Prof. Dr.

Luiz Alberto Magna: 

5. Prof. Dr.

Juvenal Ricardo N. Jôis: 

**Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.**

**DATA: 16.12.98**

*Este trabalho é dedicado:*

*À minha mãe, que gostaria de vê-lo concretizado*

*Ao meu pai, que tornou possível sua concretização*

*À minha querida esposa Cristina, sempre presente com seu apoio,  
doação e carinho nesta, como em todas as nossas caminhadas.*

*Aos meus filhos, Giovana e Guilherme, que me deram  
ideais para poder sonhar e por eles, realizar o sonho.*

## AGRADECIMENTOS

---

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

Ao Prof. Dr. Renato Marcos Endrizzi Sabbatini, pela acolhida, e sugestões.

Ao Prof. Dr. Alexandre Xavier Falcão, pelas sugestões, pelo auxílio na instalação e operação do programa no computador pessoal, fornecendo apoio constante. Ao Prof. Dr. Roberto de Alencar Lotufo, pelo apoio e incentivo.

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

À Sra. Sueli Chaves, pelo inestimável apoio, colaboração, revisão do material e incentivo na editoração deste trabalho. Ao pessoal da ASTEC, em especial ao Edson Martinez da estatística, Karla Dias da tradução e Neder Piagentini, da fotografia, pelo apoio.

Aos meus amigos da SOBRAPAR: à Leda pelo apoio, ao Marco da Informática e a Viviane da secretaria pela revisão, ao Dr. Celso Buzzo e seus residentes, que participaram das cirurgias, à Vera do Serviço Social, e a Marly.

Ao mestre e amigo Dr. Gerson Luiz Júlio, pela colaboração. Aos amigos Dr. Paulo Nader, Dr. Hélio Paoliello e Dr. João Evaristo Bono, pelo apoio.

Aos colegas do departamento de Radiologia: Dr. Jamal Baracat da UNICAMP e Dr. Rainer da Beneficência Portuguesa de São Paulo, pela colaboração.

A todos os membros da Disciplina de Cirurgia Plástica da UNICAMP: docentes, médicos, residentes e funcionários pelo estímulo e pela confiança em mim depositada.

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

Ao CNPQ que contribuiu com o auxílio financeiro durante boa parte deste projeto.

À FAPESP que outorgou a bolsa ao projeto dando credibilidade ao trabalho.

*Nosso profundo respeito e admiração a todos os pacientes que se submeteram aos exames, colaborando com este trabalho.*

## ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

## RESUMO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 INSTRUMENTAÇÃO FÍSICA .....	5
1.2 REPRESENTAÇÃO DA IMAGEM DIGITAL .....	7
1.2.1 ARMAZENAMENTO DE DADOS.....	10
1.2.2 ORGANIZAÇÃO DOS DADOS.....	11
1.3 PRINCÍPIOS DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL (3D).....	11
1.4 APLICAÇÃO DA RECONSTRUÇÃO 3D EM CIRURGIA.....	14
1.5 ÍNDICES MORFOMÉTRICOS.....	22
1.6 O DESENVOLVIMENTO DA ÓRBITA.....	25
1.7 ANATOMIA APLICADA DA ÓRBITA.....	27
1.8 MANIFESTAÇÕES CLÍNICAS DA ÓRBITA.....	30
1.9 RECONSTRUÇÃO 3D NA REGIÃO DA ÓRBITA.....	32
1.10 JUSTIFICATIVA.....	35
2. OBJETIVOS.....	37
3. CASUÍSTICA E MÉTODO.....	38
3.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO.....	38
3.2 EXAME DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	40
3.3 LEITURA DO EXAME.....	41
3.4 PROCESSAMENTO COMPUTADORIZADO.....	41
3.5 RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL.....	42
3.5.1 DECODIFICAÇÃO.....	42
3.5.2 O PROGRAMA 3DVIEWNIX.....	43
3.5.3 ECONOMIA DE MEMÓRIA, (VOI) .....	43
3.5.4 SEGMENTAÇÃO.....	46
3.5.5 INTERPOLAÇÃO.....	48
3.5.6 VISUALIZAÇÃO PARA DETERMINAR IOO (GRUPO 1).....	48
3.5.7 VISUALIZAÇÃO PARA PLANEJAMENTO CIRÚRGICO (GRUPOS 2 E 3).....	49
4. RESULTADOS.....	55
4.1 RESULTADOS QUANTITATIVOS.....	55
4.1.1 O ÍNDICE ÓRBITO OFTÁLMICO.....	55
4.1.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA PARA O IOO.....	56
4.1.3 PATOLOGIAS ORBITÁRIAS.....	60

4.2	VISUALIZAÇÃO.....	60
4.3	RECONSTRUÇÃO 3D NA ANOMALIA DE CROUZON.....	61
4.4	RECONSTRUÇÃO 3D NA DOENÇA DE GRAVES.....	65
4.5	RECONSTRUÇÃO 3D NO TRAUMATISMO ORBITÁRIO.....	69
5.	DISCUSSÃO.....	73
5.1	O ÍNDICE ÓRBITO OFTÁLMICO .....	73
5.1.1	<i>ESTRUTURAS VARIÁVEIS DO BULBO OCULAR.....</i>	73
5.1.2	<i>A INFLUÊNCIA DA ETNIA E DO SEXO.....</i>	75
5.1.3	<i>A GORDURA E GLÂNDULA LACRIMAL.....</i>	76
5.1.4	<i>ANÁLISE ESTATÍSTICA.....</i>	77
5.1.5	<i>O IOO NA PROTRUSÃO OCULAR.....</i>	79
5.1.5.1	<i>O IOO NO EXORBITISMO.....</i>	80
5.1.5.2	<i>O IOO NO EXOFTALMO.....</i>	81
5.1.6	<i>O IOO NO ENOFTALMO (RETRUSÃO OCULAR).....</i>	81
5.2	GENERALIZAÇÃO DO IOO.....	84
5.3	PLANEJAMENTO CIRÚRGICO COM RECONSTRUÇÃO 3D.....	85
5.3.1	<i>ANOMALIA DE CROUZON.....</i>	86
5.3.2	<i>EXOFTALMIA DE GRAVES.....</i>	89
5.3.3	<i>ENOFTALMO PÓS-TRAUMÁTICO.....</i>	96
5.3.4	<i>ANÁLISE DE MODELOS MATEMÁTICOS.....</i>	97
5.4	LIMITAÇÕES DA RECONSTRUÇÃO 3D. ....	98
5.5	PERSPECTIVAS.....	100
6.	CONCLUSÃO.....	103
7.	SUMMARY.....	104
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	105
9.	BIBLIOGRAFIA DE NORMATIZAÇÕES.....	119
10.	ANEXOS.....	120

## ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

---

---

# ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

$\Delta x, \Delta y, \Delta z$	Comprimento das arestas do cubo
=	Igual a
$\mu$	Valor da média
$\mu(x)$	Função de densidade
$\sigma$	Desvio padrão
$(-)^{1/2}, (-)^{1/3}$	Raiz quadrada e raiz cúbica da expressão
$\chi^2$	Qui quadrado
%	Porcentagem
Å	Angstrom= $10^{-10}$ m
anat.	Medida anatômica
3D	Tridimensional
$\beta_1, \beta_2$	Coefficientes de assimetria e curtose
BS0, BS1, BSI	Arquivos de extensão binária
<b>corb</b>	Conteúdo orbitário
comp.	Medida computadorizada
— <sub>con</sub>	Sub índice que se refere à órbita cônica
CT	Tomografia Computadorizada
<b>Dboc</b>	Diâmetro do bulbo ocular
<b>Dcorb</b>	Diâmetro do conteúdo orbitário
<b>Dfrat</b>	Diâmetro da órbita com fratura
DH	Diâmetro horizontal
DV	Diâmetro vertical
DIFM.	Desvio Padrão das Médias das Diferenças
dx, dy, dz	Comprimento diferencial das arestas
e	Número de Euler= $2,718281821...$
— <sub>esf</sub>	Sub índice que se refere à órbita esférica
et al.	E Colaboradores
<b>exmm</b>	Exoftalmometria
FOV	Campo de Visão do Tomógrafo
$\Phi(x)$	Função de Densidade de Probabilidade

GB	Gigabyte=1.000.000.000bytes
g.l.	Graus de Liberdade
<i>gord</i>	Gordura intra orbitária
$\gamma$	Gama
H	Unidades Hounsfield
$I_0$	Intensidade do raio-X no ponto 0
IM0	Extensão de arquivo do programa
IOE	Distância intercantal externa
IOI	Distância interorbital interna
<i>IOO</i>	Índice Órbita Oftálmico
KB	Kilobyte=1.000bytes
<i>lacr</i>	Glândula lacrimal
MB	Megabyte=1.000.000bytes
MDIF.	Média das Diferenças
ml	Mililitro
<i>musc</i>	Musculatura ocular extrínseca
mm	Milímetro
<i>n</i>	Tamanho Amostral
<i>nopt</i>	Nervo óptico
OHMO	Diâmetro Horizontal Médio da Órbita
<i>p</i>	Probabilidade do Evento
$\pi$	Número pi=3,141592654...
PM	Perímetro
SOBRAPAR	Instituto de Cirurgia Craniofacial
3D	Tridimensional
<i>t</i>	Valor do teste t de Student
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
<i>v—</i>	Precede um símbolo para designar volume da estrutura
<i>va</i>	Volume anterior
VOI	Volume de Interesse
<i>vproj</i>	Volume de projeção
<i>W</i>	Coefficiente de Shapiro-Wilk

RESUMO

---

---

A reconstrução tridimensional (3D) de imagens tomográficas vem sendo utilizada desde o início desta década como auxiliar no diagnóstico, planejamento cirúrgico, confecção de próteses, seguimento de patologias e pesquisa básica na região craniofacial. Pela teoria da matriz funcional proposta por Moss (MOSS, 1975) a presença do bulbo ocular e seus anexos estimula o desenvolvimento da órbita moldando a cavidade orbitária numa relação constante. Sendo assim, foi proposto um índice de normalidade, denominado Índice Órbita-Oftálmico (*IOO*) que seria a expressão matemática desta relação. Em trabalho anterior medidas lineares e volumétricas obtidas em cadáveres foram comparadas com valores resultantes da reconstrução 3D comprovando a acurácia deste método. Utilizando a reconstrução 3D, foram estudadas as relações de 28 órbitas de pacientes acima de 14 anos sem patologia prévia na região a partir de imagens da Tomografia Computadorizada, processadas pelo programa 3DVIEWNIX, (Philadelphia, Pensilvannia), através da segmentação manual. O volume do conteúdo orbitário e do respectivo bulbo ocular foram determinados e os resultados, submetidos a teste de hipótese para Distribuição Normal, que foi aceita para  $IOO = 4,02(\pm 0,51)$  satisfazendo critérios de assimetria, curtose e teste de Shapiro-Wilk. Os sinais de proptose e enoftalmia foram relacionados com este índice para uma faixa de normalidade, e foram apresentados casos clínicos utilizando a reconstrução 3D em pacientes com Doença de Crouzon, Exoftalmia pós Doença de Graves e enoftalmia pós-trauma. Em cada caso foram identificados relações espaciais das estruturas internas da órbita e informações auxiliares nas cirurgias referentes a posição, volume da gordura intraconal, posição da musculatura ocular e a configuração espacial entre estas estruturas, o bulbo ocular e o nervo óptico. Concluiu-se que existe um índice de normalidade determinado pelo estímulo que o bulbo ocular exerce sobre a órbita e que este índice tem uma distribuição que pode ser aproximada pela Curva Normal. Foi demonstrado que a reconstrução 3D utilizando a segmentação manual permite estudar com precisão as possibilidades cirúrgicas nos casos de distúrbios entre órbita e bulbo ocular.

## INTRODUÇÃO

---

---

# 1. INTRODUÇÃO

---

Analisando a relação existente entre o bulbo ocular e a órbita, verifica-se um arranjo complexo desenvolvido para a função visual, que HENDERSON, (1973) descreveu estar arquitetado de forma compacta e harmoniosa entre todos os elementos. Esta topografia seria conseqüência do processo de osteogênese orbitária, em que, segundo a teoria da matriz funcional proposta por MOSS, (1959) o bulbo ocular e seus outros constituintes que aí se desenvolvem exerceriam o efeito modelador sobre a estrutura óssea, dando forma ao esqueleto orbitário.

A influência do bulbo ocular no desenvolvimento da órbita e de toda a face vem sendo documentada há pelo menos 100 anos. Apresentando uma extensa revisão histórica, COOPER, (1985) cita trabalhos publicados por Popow, Wessely, Thomson, Satter, Heckel, Koch e Brunetti, no início do século, descrevendo alterações degenerativas na órbita e região orbitária, secundárias à remoção do bulbo ocular de animais e seres humanos. O mesmo autor relata que partir dos anos 50, Shultz, Pfeiffer, Sarnat, Shanderlang, Howard, Kennedy, Apt e Isenberg empenharam-se em estudos prospectivos utilizando coelhos, gatos, ovelhas, primatas, crânios humanos, avaliações clínicas e imagens radiológicas na investigação desta relação. A maioria dos trabalhos concluiu haver uma correlação positiva representada pelo bulbo ocular, estimulando o crescimento da cavidade orbitária. Verificaram que quanto mais precoce fosse a enucleação, mais intensa seria a atrofia da órbita e região associada. Doenças como o microorbitalismo, afecção rara do esqueleto craniofacial, seria provocada pela falha no estímulo a este crescimento por uma interrupção

no desenvolvimento do bulbo ocular e seus anexos, em consequência de anoftalmia ou microftalmia congênita (ELISEVICH, BITE, COLCLEUGH, 1991).

Existem poucos relatos correlacionando o tamanho da órbita com o seu bulbo ocular. O trabalho de SHULTZ<sup>1</sup> em estudando 208 primatas concluiu que a capacidade volumétrica da órbita estava mais relacionada ao tamanho do bulbo ocular que o tamanho corpóreo. DUKE-ELDER, (1961) comentou que OVIO descreveu uma relação entre a órbita e o bulbo ocular de forma genérica como sendo 4,5:1 mas sem associar a esta razão o caráter de índice numérico. TESSIER (1971), postulou que o crescimento da órbita e do bulbo ocular ocorreriam simultaneamente, completando 75% do seu desenvolvimento nos primeiros três anos de vida.

O valor do volume orbitário foi determinado em muitas publicações, (ABUJAMRA, 1972; COOPER, 1985; TESTUT & JACOB, 1986; FARKAS & KOLAR, 1987). Estudos mais detalhados acrescentaram também valores de outros componentes da órbita, sem estabelecer relação individual entre si, (FELDON & WEINER, 1982; BITE et al., 1985; MANSON, RUAS, ILIFF, 1987; CHARTERIS et al., 1993; VISTNES, 1993; CAMIRAND, DOUCET, HARRIS, 1997). Empregando medidas externas do rebordo orbitário, MULLIKEN et al., (1996) estabeleceram quatro pontos associando a projeção do bulbo ocular em relação ao rebordo orbitário no plano sagital para auxiliar o planejamento cirúrgico das craniossinostoses. Os autores questionaram a validade da cefalometria porque esta técnica se baseia na posição da sela túrcica, a qual se encontra alterada nestas

---

<sup>1</sup> SHULTZ, 1945. Apud 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.

patologias. Após descreverem valores relacionados à idade, afirmaram ser as mensurações clínicas a maior fonte dos erros, e indicaram a tomografia computadorizada e a reconstrução tridimensional de imagens como meios mais fidedignos para obter estes valores. Ponderaram, por fim, que o maior empecilho a esta metodologia seria a necessidade de um aparelho realizando reconstrução tridimensional no centro cirúrgico.

Observa-se nestes relatos, que a avaliação volumétrica e as mensurações tridimensionais na órbita encontraram o mesmo obstáculo: a dificuldade em se realizar o procedimento "in vivo" pelas características desta região. O advento da tomografia computadorizada e da reconstrução tridimensional de imagens modificou este panorama.

Em meados dos anos 60, o processamento da informação digital obtida por conversão analógica dominava a atenção de grupos de pesquisadores, pela possibilidade de empregar a computação gráfica, em medicina. Durante esta década, destacavam-se os nomes de Cormack, Kuhl, Edwards, Gordon, Bender e Herman nesta linha de investigação. Estes cientistas encontravam dificuldades para concretizar seus projetos porque, não havia suficiente desenvolvimento tecnológico na área do processamento eletrônico para manipular imagens, que requerem uma grande quantidade de dados (ALFIDI et al., 1977).

O início da década seguinte presenciou um dos maiores marcos do diagnóstico por imagem em medicina. No dia 1º de outubro de 1971, um grupo de engenheiros eletrônicos da "Electrical and Musical Industries" (EMI-Thorn), chefiados por Godfrey N. Hounsfield, instalou no Hospital Atkinson Morely em Londres um aparelho denominado EMI Mark I, que produzia imagens radiológicas conhecidas como tomogramas, em posições espaciais bem definidas. Após a conversão digital dos valores de atenuação do raio-X, um

processador realizava a somatória espacial destes tomogramas, utilizando cálculos matemáticos interativos para gerar uma imagem bidimensional, (BARNES & LAKSHMINARAYANAN, 1989). Em abril de 1972, o radiologista desta instituição, Dr. James Ambrose, apresentou casos clínicos mostrando imagens até antes nunca vistas do interior da calota craniana, contendo detalhes significativos do tecido encefálico. Estava inaugurada a primeira modalidade totalmente informatizada na imagenologia médica: a tomografia computadorizada (FULLERTON & POTTER, 1994).

O sucesso do empreendimento desencadeou uma corrida por maior avanço tecnológico nesta área, culminando com o desenvolvimento e popularização de inúmeros equipamentos que interpretam e processam sinais do corpo humano. A utilização destes sistemas computadorizados no auxílio ao diagnóstico, planejamento cirúrgico, execução de procedimentos e assistência a decisão, transformou muitas áreas da medicina, e tornou-se um polo de desenvolvimento na interação homem-máquina. Características como confiabilidade, reprodutibilidade e previsibilidade, que normalmente dependem da influência de agentes externos no ser humano, não afetam estes sistemas, tornando-os imprescindíveis à medida que se aumenta a cobrança pela eficiência médica.

Ao estudar a repercussão da reconstrução tridimensional de imagens no meio médico, CARLS, SCHUKNECHT, SAILER, (1994), planejaram um modelo comparativo duplo-cego, analisando 72 pacientes. Foram comparados resultados de imagem tridimensional em relação àquelas obtidas da tomografia computadorizada nos mesmos indivíduos. Os observadores relataram que a imagem 3D trazia uma melhor visualização da anatomia facial em casos de assimetria, grandes defeitos do terço médio, e fraturas com

grande deslocamento. Nestas patologias, o problema podia ser assimilado rapidamente. Também as conseqüências da cirurgia craniofacial, como crescimento ósseo e reabsorção podiam ser melhor avaliadas. Fraturas com pequenos deslocamentos e tumores não apresentaram vantagem em relação ao método bidimensional. Concluíram que, com maior desenvolvimento tecnológico, seria factível o uso deste método em cirurgias interativas e produção de material prostético de maior precisão, melhorando o planejamento cirúrgico.

## 1.1 Instrumentação Física

A tecnologia armamentista fomentada pelas grandes guerras mundiais e outros confrontos regionais, aprimorou a utilização de outros meios físicos além dos raios-X em muitas atividades de investigação não invasiva. Desta forma, as ondas de som, radiação térmica, pulso eletromagnético e emissões nucleares, que são de natureza diferente do raio-X, foram inicialmente estudadas com enfoque militar, e posteriormente, mostraram-se úteis para os cientistas no desenvolvimento de aparelhos com aplicações médicas. Como evidências desta evolução surgiram os aparelhos de ultra-sonografia, o doppler cardiológico, ginecológico e a termografia de placa, a ressonância nuclear magnética e os cintilógrafos.

Como a metodologia de investigação empregada neste estudo, foi baseada na avaliação de imagens geradas por tomógrafos, faremos uma revisão mais detalhada sobre os raios-X, porque é este, o agente físico primário utilizado em todos os aparelhos de tomografia computadorizada. Os raios-X foram descobertos pelo cientista e físico Wilhelm Conrad Röntgen, em novembro de 1895 em Würzburg, Alemanha, recebendo esta

denominação porque as emissões eram de natureza desconhecida. Em pouco tempo, o próprio professor Röntgen, desvendou a natureza desta irradiação, e interpretou os principais eventos físicos envolvidos na formação da imagem radiológica. Estes fenômenos, regem os equipamentos que utilizam o raio-X como forma de interação com o corpo humano segundo a equação clássica relacionando a intensidade do feixe à absorção pela matéria que é:

EQUAÇÃO 1:

---

$$I(x, y) = I_0 \exp \left[ - \int \mu(x, y, z) dz \right] \quad (1)$$

---

Nesta fórmula,  $I(x, y)$  corresponde à intensidade transmitida pelo paciente na posição  $(x, y)$  e  $I_0$  à intensidade de incidência do feixe. A equação  $\exp[-\int]$  denomina uma função matemática exponencial com integral definida, descrita no *ANEXO 1*. A função  $\mu(x, y, z)$  representa o coeficiente de atenuação linear do feixe de raio-X, determinada por características do paciente no ponto  $(x, y, z)$ . Esta equação, foi enunciada com a finalidade de apresentar as seguintes características da imagem radiológica. A primeira delas, demonstra que a imagem obtida é bidimensional  $I(x, y)$  ainda que resultando de uma função tridimensional  $\mu(x, y, z)$ . A outra, é que esta imagem pode ser representada com grande precisão matemática, como demonstra a equação, e desta forma pode ser utilizada em análises morfométricas rigorosas, desde que as condições do equipamento que produz o raio-X, sejam mantidas constantes. Maiores detalhes sobre a análise matemática, características do equipamento e outras informações sobre o raio-X, encontram-se no *ANEXO 1, item A1.1*.

## 1.2 Representação da Imagem Digital

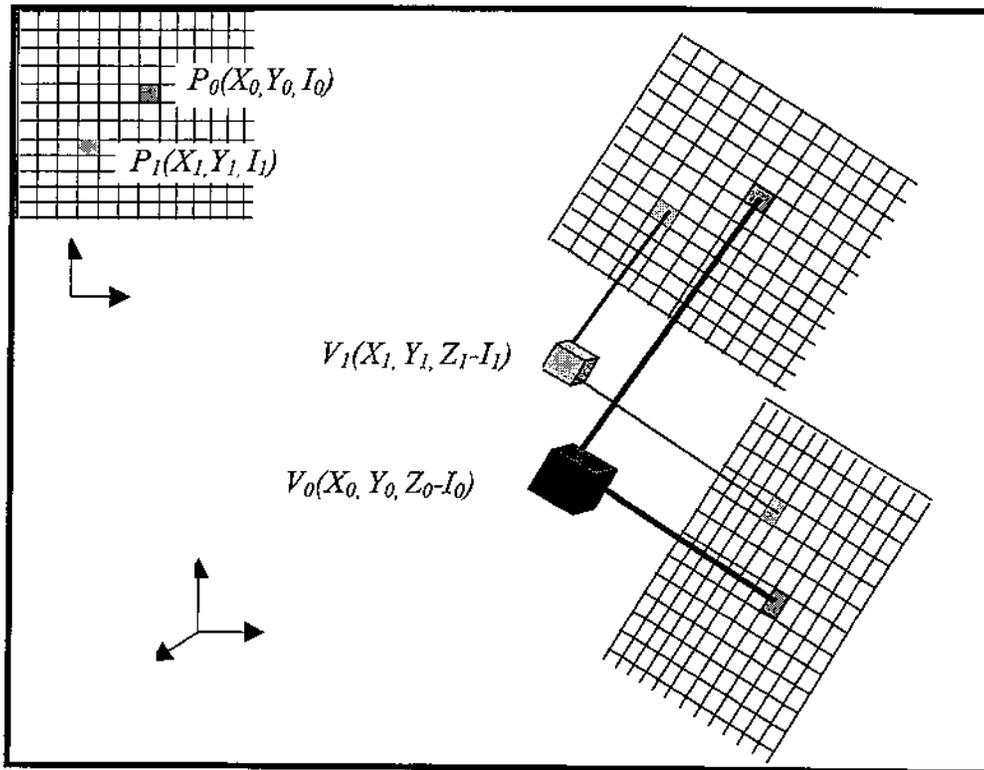
Embora nossa experiência visual seja baseada no mundo tridimensional, a maioria dos equipamentos gera imagens em duas dimensões, limitando o espaço cartesiano ao plano  $(x, y)$ . Para que um sistema computadorizado opere com eficiência, é necessário que as informações sejam tratadas no espaço tridimensional, e para tanto, os sistemas devem estar evoluídos neste patamar tecnológico.

Quando se observa um objeto que será submetido a mensuração e simulação espacial em computação gráfica, deve-se reconhecer elementos próprios desta área, que são a expressão final do significado visual e matemático da imagem analisada. Para tanto, é necessário definir os seguintes elementos básicos:

O termo "pixel", é resultado da contração de duas palavras inglesas, *picture* e *element* (elemento de quadro). Representa o elemento básico de uma imagem bidimensional em uma tela, e normalmente tem um formato quadrangular. O pixel carrega duas informações: a primeira corresponde à uma posição no plano cartesiano, determinada pelas coordenadas  $(x, y)$ . A outra informa qual o menor tamanho que pode ser associado a uma imagem, que consiste no tamanho do pixel.

Denomina-se "voxel" o elemento básico de uma imagem tridimensional. É resultado da contração das palavras inglesas *volume* e *element* (elemento de volume). Normalmente tem o formato cúbico e traz informações sobre a posição espacial, coordenadas  $(x, y, z)$  e de tamanho do campo de investigação. Por exemplo, um objeto de 1,0 milímetro não pode ser representado completamente por um voxel de 1,2 milímetro.

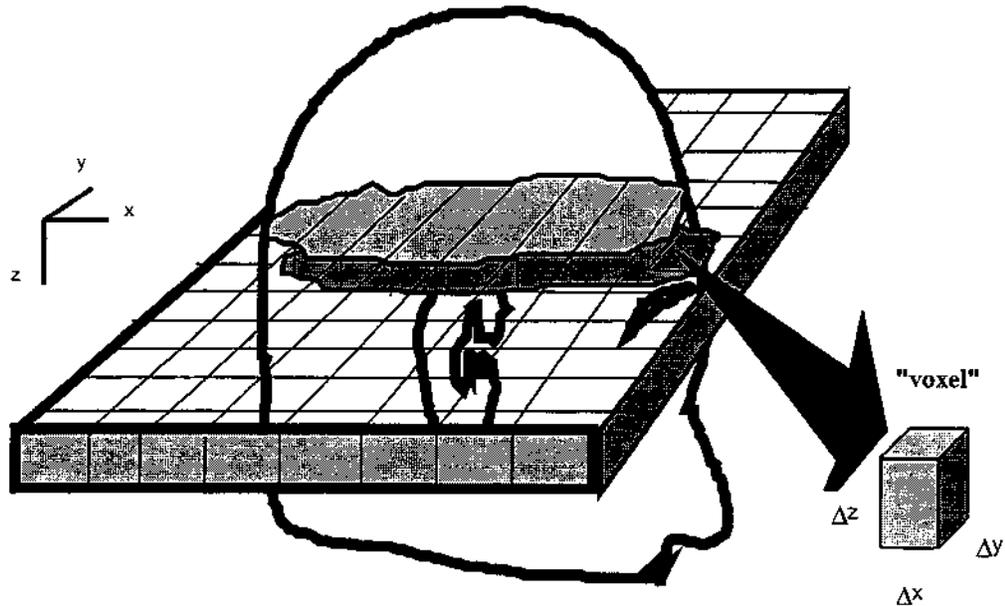
A Figura 1 representa as principais características destes elementos:



**Figura 1:** Representação esquemática do pixel no alto e do voxel abaixo. O valor  $P_0$  representa o pixel localizado na posição  $(X_0, Y_0)$  com intensidade  $I_0$  no plano  $(x, y)$ . Os voxels  $V_0$  e  $V_1$  necessitam de uma função  $F(z-i)$ , relacionando sua intensidade com a projeção, para simular a terceira dimensão no plano  $(x, y, z)$

As imagens obtidas por tomógrafos são denominadas "cortes" ou "fatias". Embora a visualização representem imagens bidimensionais, na realidade seu elemento básico é o voxel, porque é necessário uma densidade volumétrica para que a transmissão de raio-X pelo elemento seja avaliada, (EQUAÇÃO 1). Sendo assim, estes cortes tem uma espessura finita, que coincide com o tamanho do voxel no eixo perpendicular ao

observador. O exemplo da Figura 2 mostra uma tomografia realizada no eixo axial z, com espessura do corte igual a  $\Delta z$ .



**Figura 2:** Desenho esquemático representando um corte axial no eixo z. A espessura do corte tem valor  $\Delta z$  finito, determinado pela capacidade do equipamento. O tamanho do pixel  $\Delta x$  e  $\Delta y$  é determinado pelo operador através do *FOV*. (O  $\Delta z$  do tomógrafo G&E High Speed tem valor de 1,5mm, e o menor valor do pixel é de 0,1mm).

A dimensão do pixel obtido pelos tomógrafos está relacionada com a escolha que o operador faz no ajuste do tamanho de seu campo de interesse. Esta operação é denominada *FOV* do inglês *Field of Vision*. Por exemplo, utilizando-se uma matriz de 512 por 512 pixels com um *FOV* de saída igual a 25cm, o valor dos pixels no plano (x, y) seria igual a  $25/512 = 0,49\text{mm}$ . O *FOV* de saída é denominado *dFOV*, do inglês *display FOV* e seu valor pode ser reduzido até o limite técnico do aparelho. A espessura  $\Delta z$  das fatias tem

valores que variam entre 1 e 10mm na maioria dos tomógrafos (BARNES & LAKSHMINARAYANAN, 1989).

### 1.2.1. Armazenamento de Dados

A informação sobre a intensidade é o último parâmetro necessário para a representação digital de uma imagem. As imagens coloridas ou em níveis de cinza com grande definição, necessitam de maior espaço para armazenagem, e dependem da precisão do equipamento que investiga o objeto.

Os parâmetros de posição e intensidade de cada elemento, são expressos em código binário, que utiliza a base dois porque este é o sistema adotado pelos dispositivos de eletrônica digital. O dígito binário é o elemento que representa uma situação neste código, sendo denominado "bit". Para cada bit, só existem duas possibilidades: 0 ou 1, quente ou frio, verdadeiro ou falso, tudo ou nada, aberto ou fechado e assim por diante. Um grupo de bits que tenha significado, é denominado palavra código, ou "byte", (MILLMAN & HALKIAS, 1971). Os computadores vem adotando para um byte ou palavra, a união de oito bits (HAYES, 1979) e a capacidade de memória é expressa em número de bytes e seus múltiplos conforme os exemplos:

$$1\text{KB} = 1 \text{ kilobyte} = 2^{10} \text{ bytes} = 1024 \text{ bytes}$$

$$1\text{MB} = 1 \text{ megabyte} = 1024\text{KB} = 1.048.576 \text{ bytes}$$

$$1\text{GB} = 1 \text{ gigabyte} = 1024\text{MB} = 1.073.741.824 \text{ bytes}$$

A maioria dos tomógrafos, representa um pixel utilizando 12 bits, para associar números que estão em uma faixa de  $-1.000\text{H}$  a  $3.095\text{H}$ , num total de 4.096 níveis de

cinza, (BARNES & LAKSHMINARAYANAN, 1989). O símbolo H refere-se às unidades Hounsfield descrito no *ANEXO 1*, item A1.3.

### 1.2.2 Organização dos Dados

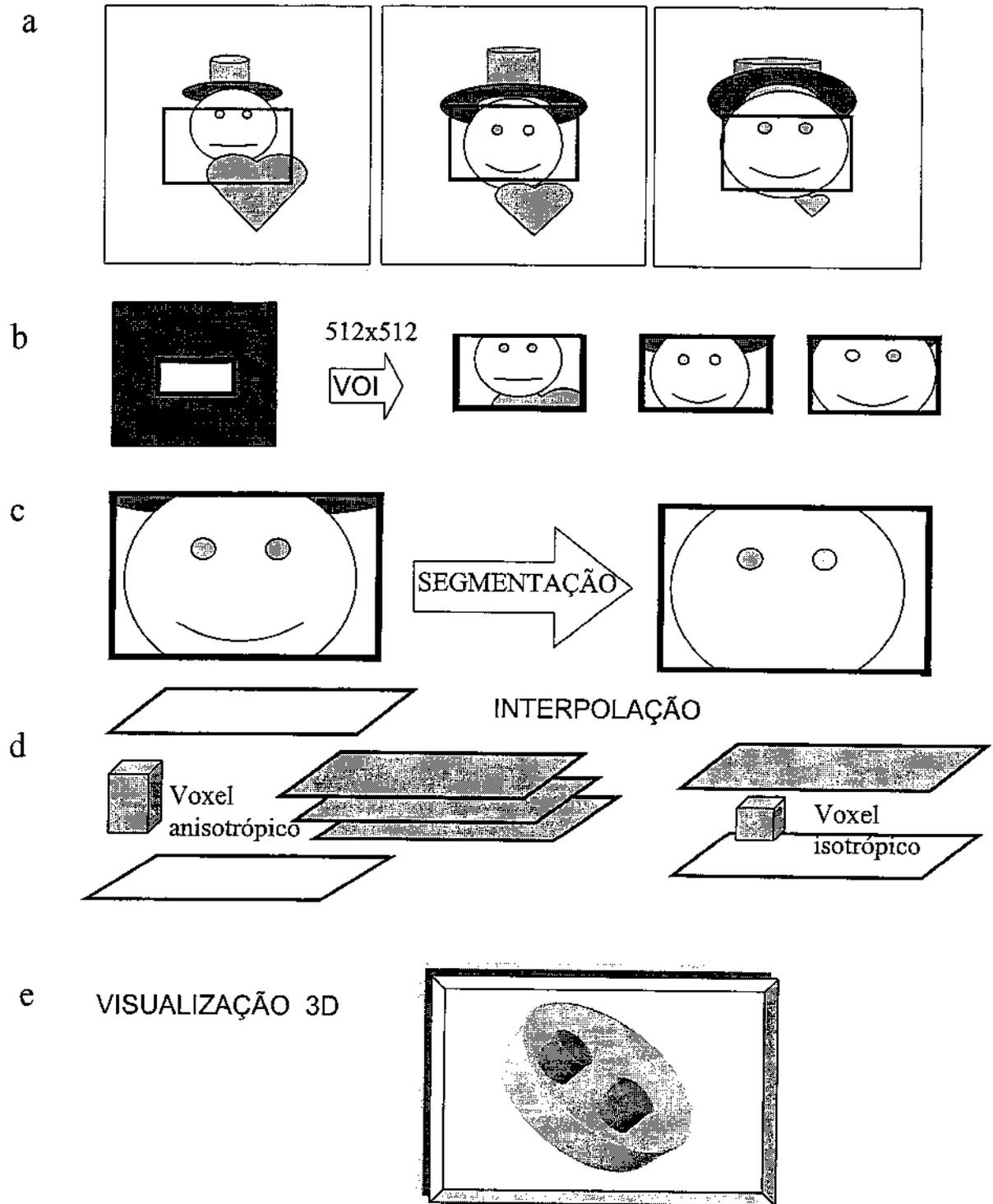
Os computadores armazenam dados referentes a uma imagem ou programa, em uma forma organizada, denominada arquivo. O arquivo recebe uma identificação em dois campos separados por um ponto. No primeiro campo, o usuário tem a liberdade de empregar a identificação que lhe convém. O código que vem depois do ponto é a característica do arquivo, denominado extensão, e representa a linguagem que o computador deve utilizar para acessar o arquivo sob processamento. Os dígitos utilizados na identificação dos arquivos devem obedecer regras próprias do sistema operacional que inclui, número e tipo de caracteres, uso de letras maiúsculas ou minúsculas, emprego de símbolos, etc. A extensão segue este mesmo padrão e são exemplos destas regras: Unic98.BIN; Universidade\_de\_Campinas.doc; SOBRAPAR.htm.

### 1.3 Princípios de Reconstrução Tridimensional (3D)

A reconstrução tridimensional passou a ser possível quando o desenvolvimento tecnológico possibilitou melhorar a qualidade nas imagens dos tomógrafos bem como aumentar a capacidade no processamento e armazenamento destas imagens por computadores. Genericamente os algoritmos que realizam a reconstrução tridimensional executam os seguintes processos:

Inicialmente realizam-se operações para redução na memória de processamento, através de um subregionamento na imagem, etapa que é denominada *volume de interesse* (VOI). Podem ser utilizados processos de *filtragem* que permitem realce de contornos ou suavizar estruturas com interferência de tons de cinza. A seguir realiza-se a *segmentação* da imagem, que consiste em identificar a estrutura que se deseja reconstruir. Existem métodos de segmentação baseada no limiar, no crescimento de uma região, na detecção de bordas, na plotagem de características e o método manual. A segmentação manual é o procedimento que mais leva tempo em todo o processo de reconstrução 3D. Ao conjunto de imagens segmentadas, realiza-se a extração de contornos, para definir a estrutura no espaço binário, preparando-a para *interpolação*. Este processo vai adicionar novas superfícies entre as existentes para melhor definição da imagem, eliminando distorções pela transformação de voxels anisotrópicos, que são retangulares, em voxels isotrópicos, que são cubóides com tamanho igual nas três dimensões. Ao final, executam-se as operações de *visualização*, que realizam a transformação do ambiente bidimensional, para o espaço tridimensional. Para isto, são utilizados elementos básicos do plano espacial, levando em conta a incidência de luz, a projeção de objetos, o referencial do observador etc. O *rendering* é definido como conjunto das operações necessárias para obter a imagem de um objeto que está sendo visualizada pelo observador, (UDUPA, 1992, FALCÃO, 1993).

Encontram-se representados em forma esquemática, a seguir, as principais etapas no processamento de uma imagem tomográfica pelos programas que realizam a reconstrução tridimensional.



**Figura 3:** Principais etapas da reconstrução 3D. (a) três cortes hipotéticos são reduzidos pelo VOI, (b) à uma região de interesse menor. (c) os objetos de estudo são selecionados pela segmentação. (d) a interpolação torna a imagem simétrica nos três eixos. (e) o rendering simula uma imagem em três dimensões num terminal de vídeo.

## 1.4 Aplicação da Reconstrução 3D em Cirurgia

Conforme se pode constatar no item anterior, os objetos resultantes da reconstrução tridimensional são resultado de uma série de operações matemáticas que simulam a dimensão espacial em um ambiente de duas dimensões que normalmente é a tela do terminal de vídeo.

Em trabalho pioneiro, RAPOSO DO AMARAL et al., (1980) utilizaram computadores para planejamento cirúrgico baseados em radiografias de pacientes com deformidades de terço médio, cujo objetivo era a movimentação espacial dos fragmentos ósseos na simulação de cirurgia. Empregando um processador PDP 10 (Digital, Estados Unidos) os autores desenvolveram um algoritmo que utilizava terminal gráfico para interpretar as imagens obtidas de radiografias cefalométricas. Através do programa, os segmentos ósseos da face eram mobilizados para uma configuração ideal que determinava a quantidade de osso a ser ressecada.

Considerado como um dos precursores desta área MARSH & VANNIER, (1983) na Universidade de Washington nos Estados Unidos da América, empregaram imagens geradas por um tomógrafo Siemens Somatom 2 com cortes distanciados 2mm entre si. Acoplaram um computador Digital modelo PDP 11 com o qual executaram o algoritmo de reconstrução tridimensional. Reportaram cinco casos de patologias craniofaciais, apresentando imagens do crânio em três dimensões dispostas em várias incidências que exibiam com maiores detalhes as deformidades em questão. Concluíram que o método era de grande valia na avaliação, por vezes errônea, do cirurgião frente às

aberrações anatômicas, e que a partir desta data o método seria incorporado ao planejamento cirúrgico em sua instituição.

A preocupação com a acurácia do método levou a investigações por parte de COOPER (1985), referindo-se que até esta época não havia nenhum método que determinasse o volume orbitário com precisão. Utilizando um tomógrafo GE 8800, avaliou órbitas de quatro crânios com espaçamento de 1,5mm. Através de um algoritmo trabalhoso, conhecido como Método de Aproximação por Tetraedros de Cooks, efetuava somatórias dos traçados de cada imagem, determinando o volume orbitário indireto. Os valores reais foram obtidos preenchendo-se a cavidade com areia, que posteriormente era avaliada. A comparação dos resultados, revelou uma diferença menor que 4% entre as oito medidas, validando o método. Este estudo foi confirmado posteriormente por WAITZMAN et. al., (1992a) que realizaram ensaios comparando medidas do esqueleto craniofacial superior de cinco crânios secos, com as medidas obtidas de cortes tomográficos destes mesmos crânios. Elegeram oito regiões para análise, realizando medidas diretamente nos crânios com paquímetros e indiretamente através de imagens geradas por um tomógrafo GE 9800. Verificaram uma concordância, classificada como excelente entre as duas medidas, com um erro menor que 5% em todas elas.

Nos primórdios da utilização da Reconstrução 3D, TESSIER & HEMMY, (1986) afirmavam que esta metodologia havia sido descrita com aplicações em cirurgia por muitos autores. Realizando um estudo crítico do método sob a ótica dos cirurgiões, ensinavam que se tratava de uma nova tecnologia, mas ainda de validade muito limitada. Apresentaram uma descrição sumária do programa utilizado com imagens comparando

foto de pacientes, radiografias e a imagem 3D. "O método deve ser promissor porque o computador já dominou a atividade industrial e assim deve ocorrer em medicina", escreveram. Porém, neste momento o método era recebido com restrições quanto a qualidade das imagens e sua relação com a realidade. Apontavam a falta de melhor desenvolvimento nos programas de reconstrução 3D, como a principal causa desta deficiência. Desprezavam os valores numéricos de medidas, e não foi citado o trabalho do Dr. Marsh na referência bibliográfica. A conclusão, de forma até surpreendente, apontava para a reconstrução 3D como o melhor método de investigação anatômica do organismo no futuro.

No mesmo ano JACKSON & BITE, (1986) apresentaram casos de tumores e anomalias craniofaciais, utilizando um tomógrafo GE 8000 para obter cortes distanciados 1,5mm, e um computador Data General Eclipse, para aplicação do algoritmo de reconstrução 3D. Apesar de verificaram ser o método superior na visualização das anomalias, observaram que a dose de radiação e a rapidez no processamento digital ainda o tornava limitado em aplicações mais amplas.

Aperfeiçoando o uso da reconstrução 3D, num trabalho abrangente que incluía diagnóstico, planejamento e aplicação cirúrgica, CUTTING et. al., (1986) utilizaram um dispositivo Cemax 1000 para realizar reconstrução 3D a partir de imagens tomográficas. Descreveram uma metodologia, que foi aplicada em pacientes com deformidades do terço médio da face, que seriam submetidos a correção cirúrgica para avanço de maxila (Le Fort I), osteotomia sagital de mandíbula e genioplastia horizontal. Destacaram que a visualização em três dimensões sobrepujava a avaliação cefalométrica, pela possibilidade de observar os

pontos escolhidos no espaço, e assim descartar erros de paralaxe. Em uma outra etapa, o sistema computadorizado simulava a cirurgia a ser realizada, deslocando os fragmentos escolhidos pelo operador, para uma posição geométrica ideal, que otimizava o procedimento. Na terceira fase, foram confeccionados moldes baseados no planejamento cirúrgico, que foram produzidas pelo sistema para uso no pós-operatório. Concluíram que a simulação facilitou sobremaneira a performance do procedimento, conduzindo a um resultado previsível e consistente.

Ampliando o uso da reconstrução 3D em cirurgia craniofacial, DAVID & SIMPSON, (1987) descreveram o tratamento da meningoencefalocele fronto-etimoidal destacando que este método era muito útil no diagnóstico e planejamento cirúrgico.

O trabalho de CUTTING et al., (1986) foi reproduzido por TOTH, ELLIS, STEWART, (1988) através de estudos clínicos em 6 pacientes com deformidades complexas na região crânio orbitária. Utilizaram um tomógrafo GE 8800, um sistema Cemax 1000 para reconstrução 3D e moldes de cera, construídos a partir da simulação cirúrgica. Os moldes serviram como guias para retirada de enxertos autólogos, ou como implantes. Os autores verificaram uma diferença de 2% na precisão dos moldes, e destacaram a grande eficácia do método.

No início dos anos 90, presenciou-se uma tendência à popularização da reconstrução 3D como método diagnóstico. Tanto assim, que as observações clínicas pessoais que Paul Tessier utilizou na proposta da sua nova classificação para as deformidades craniofaciais em agosto de 1973 em Copenhagem (TESSIER, 1976) foram motivação para que DAVID, MOORE, COOTER, (1989) publicassem uma revisão deste

trabalho, tendo como enfoque a reconstrução tridimensional de imagens em casos clínicos destas mesmas fissuras. Quinze anos depois, as mesmas observações de Paul Tessier foram "revisitadas" sob o enfoque das imagens tridimensionais, que apresentavam as fissuras sob outra ótica. Ainda que a qualidade das imagens deixasse um pouco a desejar, era evidente que suas formas impressionavam pela riqueza de detalhes da reconstrução tridimensional, abordando de maneira holística a patologia.

A introdução de computadores pessoais em reconstrução 3D por AKIMOTO et. al., (1991) aumentou a popularidade do método, que até então estava restrito a grandes empreendimentos pelo custo dos equipamentos que executavam os algoritmos. Os autores utilizaram um computador pessoal, de pequeno porte e custo reduzido, para produzir imagens ósseas e da superfície corpórea no segmento cefálico. Destacavam a simplicidade da operação e o barateamento de custos quando comparados aos métodos executados por aparelhos acoplados a tomógrafos que realizavam a reconstrução tridimensional, mas eram complicados para operar, de custo elevado, e de difícil acesso de dados.

Ao discutir os recentes avanços nas condutas das fraturas orbitárias, NGUYEN & SULLIVAN, (1992) referiam ser a reconstrução tridimensional de imagens, um método promissor para diagnóstico, que no momento facilitava a visualização de algumas deformidades craniofaciais, simplificando o planejamento cirúrgico e auxiliando a confecção de moldes pré-operatórios. Em sua opinião, as regiões do assoalho e parede medial da órbita ainda eram difíceis de serem avaliadas pelo método, devido a pequena espessura dos ossos deste local.

Posteriormente, ROSE, NORRIS, ROSEN, (1993) incrementando retalhos microcirúrgicos, descreveram casos clínicos de seis pacientes com deformidades adquiridas na face, para os quais foram confeccionados moldes projetados por um sistema computadorizado, a partir da reconstrução tridimensional da face. Os materiais foram confeccionados em forma de moldes de acrílico a partir de simulação da região a ser reconstruída, com base no lado não afetado, denominado "reprodução em espelho". Posteriormente, os moldes serviram como base para a confecção de retalhos microcirúrgicos da crista ilíaca, osso temporal e escápula, na fase de retirada do retalho. Os pesquisadores verificaram que o método, apesar de caro, foi vantajoso por diminuir o tempo cirúrgico e otimizar a retirada de área doadora, evitando excesso de material.

Com um número expressivo de pacientes conduzidos desta forma, BINDER & KAYLE, (1994) publicaram um trabalho apresentando três casos representativos de 17 pacientes. Dez pacientes apresentavam deformidades secundárias a traumatismos craniofaciais e sete eram portadores de afecções congênitas. Os autores descrevem as vantagens já conhecidas do método, com uma salvaguarda no custo, que se encontrava mais reduzido, pela maior facilidade na aquisição do equipamento. A disponibilidade de aparelhos destinados a reconstrução 3D na sala de cirurgia foi apresentada por HOLLE et al. (1996), através de um tomógrafo HIQ Siemens e um sistema Voxel Flinger ARRI. Os autores descreveram quatro casos em que, planejaram e esculpiram retalhos escapulares, baseados nos defeitos da região maxilar. Em sua conclusão, destacaram que o método era útil pela maior precisão e diminuição de morbidade ao paciente.

Outras áreas da cirurgia plástica também passaram a utilizar a reconstrução 3D em procedimento diagnóstico. O planejamento de deformidades torácicas presentes na Síndrome de Poland foi apresentado por HURWITZ, STOFMAN, CURTIN, (1994) utilizando como fontes de imagens, o tomógrafo e a ressonância magnética para reconstrução 3D. Destacaram que o estudo da caixa torácica em três dimensões, associada a presença de musculatura na região escapular contribuiu para o planejamento cirúrgico da reconstrução mamária, na determinação da dimensão de uma mama a partir da outra. Concluíram que a reconstrução 3D auxiliou no acompanhamento da patologia após o implante, no sentido de avaliar corretamente as relações da prótese com a caixa torácica e a pele subjacente. NAKAJIMA et al., (1997) utilizaram a reconstrução 3D para demonstrar a arquitetura espacial da rede arterial na região dorsal do homem, injetando material contrastado em cinco cadáveres, que posteriormente foram submetidos a tomografia computadorizada. O processamento das imagens foi realizado num computador pessoal. Das regiões de distribuição arterial da pele, foram visualizadas a camada adipofacial superficial e adipofacial profunda, as perfurantes musculares e as artérias dominantes. Os autores concluíram que o conhecimento desta rede tem sido útil para o planejamento e confecção de retalhos na região.

Atuando em pesquisa básica, a utilização da reconstrução 3D na tarefa de avaliar volumes de estruturas nobres foi apontada como uma nova aliada para comprovar a teoria da matriz funcional em estudo realizado por SHINGAL et al., (1997). Estes autores empregaram o método para, avaliarem alterações volumétricas no crânio de coelhos submetidos a craniossinostose experimental. Observaram uma diminuição de volumes

estatisticamente significativa entre grupos normais e patológicos, mais importante na fase de crescimento compensatório, após cirurgia que removia o sítio doente. A avaliação tridimensional também esclareceu aspectos de alterações espaciais, que ocorreram durante o desenvolvimento do crânio. Através destas alterações geométricas, o processo de reconstrução 3D possibilitou um estudo mais rico e detalhado que o mesmo modelo de pesquisa empregado por PERSSON et al., (1979) mas por não empregar a reconstrução 3D, deixaram de explorar algumas das características encontradas.

Verificamos neste item, que os trabalhos de grupos de pesquisa em cirurgia craniofacial utilizando a reconstrução tridimensional de imagens, foram sendo paulatinamente aplicados em planejamento, simulação e auxílio de cirurgias, na qual a restituição anatômica era a base para o êxito do procedimento. No final dos anos 90, a comunidade científica mostrou através de inúmeras publicações, que a reconstrução 3D deixou de ser uma "novidade" ou um "truque", como foi comparada no início (TESSIER & HEMMY, 1986), para se constituir num método seguro de avaliação anatômica, numa forma versátil de simulação cirúrgica, e num auxiliar imprescindível na execução de procedimentos precisos. Estimulados pelo exemplo do doutor Court Cutting e colaboradores, equipes cirúrgicas passaram a empregar a reconstrução 3D em seus procedimentos, obtendo uma série de vantagens aqui relatadas. A aceitação desta metodologia nos dias de hoje é tal, que torna-se difícil consultar atualmente um periódico de conceito e não encontrar ao menos um artigo utilizando a reconstrução 3D.

## 1.5 Índices Morfométricos

Provavelmente o Índice de Mortalidade Infantil seja o mais popular dos índices, uma vez que transcendeu o campo da medicina, sendo utilizado para designar o grau de desenvolvimento de uma nação. As principais características de um índice segundo FERREIRA, (1988) são: relação entre valores de qualquer medida ou gradação; tudo aquilo que indica ou denota alguma qualidade ou uma característica especial ou símbolo matemático numérico ou literal, que se associa a outro para caracterizar um novo símbolo. Sempre que houver relação de dependência entre duas ou mais grandezas, e que seja conveniente o relacionamento desta dependência a algum processo decisório cria-se um índice.

Muitas situações da atividade clínica são melhor expressas por números, que nem sempre constituem-se em índices, conforme as definições acima. Por exemplo, o valor do critério de Apgar é usado em neonatologia para determinar o estado da criança ao nascer e indicar a conduta ao médico assistente (KOOPS & BATTAGLIA, 1987). O critério de Apache II é utilizado em terapia intensiva para normatizar a gravidade de um paciente crítico (KNAUS et al., 1985). A escala de Glasgow é aplicada ao paciente com distúrbio neurológico para expressar o nível da atividade encefálica naquele momento (MARSHALL, 1996).

Outro grupo de valores, são utilizados para associar graus de acometimento e agressividade tumoral como os níveis de Clark e de Breslow, que designam os graus de invasão microscópica do melanoma cutâneo desde a epiderme, correlacionando-os com o prognóstico (CASSON & ROBINS, 1990). Também não são índices os valores antropométricos como Perímetro Cefálico, Peso, Estatura e outras medidas que se

encontram associadas na infância a uma curva populacional para estimar o desenvolvimento do indivíduo dentro da sua população característica.

Estudando o segmento cefálico, FARKAS & KOLAR, (1987) realizaram medidas antropométricas apresentando uma série de índices que julgaram ser de utilidade em cirurgia crânio-orbitária. Foram determinados 29 índices cranianos, 12 deles apresentando alterações importantes nas anomalias da calota craniana. Os conceitos de harmonia, desarmonia e desproporção de uma face estariam relacionados à proximidade que os índices se encontram de um valor normal. Enquanto que na desarmonia o índice se afasta apenas um desvio padrão do normal, na desproporção este valor excede a dois desvios-padrão. Na órbita, a região intercantal foi a de mais fácil avaliação pelos índices. Visualmente, a harmonia foi mais importante entre as medidas órbita-faciais do que entre as medidas órbita-cranianas. Outras medidas relativas à região nasal foram apresentadas. Os autores demonstraram a variação destes índices de acordo com a idade, sexo e raça e concluíram apresentando tabelas de valores para diferentes grupos étnicos.

Preocupados com o resultado tardio da cirurgia para correção da fenda labio-palatina unilateral, ATACK et al., (1997) criaram um índice baseado nas características anatômicas do arco maxilar e na mordida para prever o resultado tardio. O índice mandibular descrito por VAN DER HAVEN et al., (1997) foi baseado em medidas simples do arco maxilar, arco mandibular e projeção dos incisivos, "overjet". Os autores referem ser um método simples e não invasivo para detectar objetivamente a micrognatia em recém nascidos, e prevenir distúrbios respiratórios por glossoptose

Especificamente na região orbitária, RAPOSO DO AMARAL, (1972) realizou uma revisão de literatura relativa às patologias orbitárias do hiperteorbitismo e, após análise crítica das deficiências metodológicas, aplicadas nos trabalhos relacionados com a criação de índices para o diagnóstico desta patologia, considerou que a herdabilidade e a correlação entre medidas diferentes que possam ser realizadas em uma região anatômica devem ser fundamentais para o estabelecimento de índices antropométricos. Examinando uma série de 362 radiografias, estudou por meio de análise de regressão múltipla a correlação entre dez medidas da região orbitária, estimando a herdabilidade das medidas apresentadas pela população. Concluiu que a população estudada tem um padrão de herança genética, que pode ser avaliada por medidas realizadas e pela análise estatística.

Seguindo a mesma linha, RAPOSO DO AMARAL, (1977) propôs um novo índice antropométrico, obtido pela relação entre a distância interorbital interna e o diâmetro horizontal médio da órbita. O trabalho foi realizado através de um estudo radiológico da região orbitária de 656 pacientes com base em cálculos de regressão múltipla escalonada. Desta análise resultou uma fórmula que determina a quantidade de ressecção óssea a ser realizada na região naso-etmoidal de pacientes portadores de hiperteorbitismo. A fórmula é:

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

Onde IOI é a Distância Interorbital Interna dos pacientes, OHMO é o diâmetro Horizontal médio da órbita e I' o Índice Antropométrico baseado nas medidas obtidas, e também relacionado à raça.

## 1.6 O Desenvolvimento da Órbita

Segundo MOSS, (1975) o crescimento de toda unidade esquelética, é sempre secundário e compensatório ao crescimento prévio de sua matriz funcional. A informação genética estaria codificada nesta massa em expansão e não nos osteócitos.

Baseado no princípio da matriz funcional, LO et al., (1990) estudaram o desenvolvimento da órbita num modelo animal. Utilizando 12 gatos, submetidos a enucleação unilateral com seis semanas de vida, empregaram a reconstrução 3D para avaliação quantitativa das órbitas. Em um grupo de seis animais, posicionaram próteses expansoras na região subperiostal das órbitas enucleadas. As próteses eram infundidas a uma taxa de 0,5ml de soro fisiológico a cada duas semanas, até completarem 5ml. O outro grupo, composto de seis animais, permaneceu como controle. Ao final de 24 semanas os dois grupos foram comparados. Verificaram que as órbitas do grupo não expandido apresentavam uma diminuição volumétrica de 13% a 27% em relação ao lado normal, ao passo que nos animais expandidos, as órbitas mantiveram variações positivas de 2% a 4%. Os autores postularam que o expansor estimulou o desenvolvimento orbitário por distensão óssea, e que este processo é ilimitado, tendo em vista dois casos de super expansão orbitária que observaram no experimento. Verificaram que o expansor evitou a hipoplasia fronto-maxilar e manteve o desenvolvimento de partes moles associadas, no caso a região palpebral dos animais. Aconselharam a introdução do expansor na fase de maior crescimento orbitário para obter os benefícios do processo.

Utilizando uma metodologia semelhante, NEVES, (1997) ampliou o estudo anterior para mais dois grupos: um com expansão fixa limitada a 1ml e outro com expansor

de 7,5ml que representava uma capacidade volumétrica maior que a órbita adulta do gato. Além de comprovar os eventos descritos por LO et al., (1990) o autor conseguiu determinar as pressões limites para manutenção do crescimento orbitário.

A expansão intra-orbitária foi utilizada por DUNAWAY & DAVID, (1996) no tratamento de sete pacientes portadores de anoftalmia congênita. Após três anos da introdução do expansor, os autores concluíram que os mesmos estimularam satisfatoriamente o desenvolvimento das órbitas, com a ressalva de que não fossem posicionados junto ao periósteo, onde acabavam sendo expelidos ou provocavam assimetrias ósseas. Constataram um pequeno efeito na expansão da região palpebral, com a manutenção de blefarofimose. Numa tentativa de melhorar a expansão de partes moles, PELLERIN et al., (1997) apresentaram um modelo que acreditavam ter ação sobre os tecidos moles da órbita, associado com a expansão óssea. Foram apresentados três casos clínicos em que os autores constataram tal melhoria.

Analisando os trabalhos que envolvem a pesquisa básica, verifica-se uma correlação positiva que o bulbo ocular e seus elementos exercem no processo de formação da órbita, modelando continuamente esta região, onde representam a matriz funcional. O resultado final é um crescimento baseado na compressão do periósteo que provoca a reabsorção e o crescimento da cavidade orbitária. (MOSS, 1959; MOSS, 1975; PERSSON et al., 1979; SINGHAL et al., 1997).

## 1.7 Anatomia Aplicada da Órbita

Por sua relação de vizinhança, as patologias orbitárias exercem importante influência na região anterior do crânio e no terço médio da face. Ao designar a órbita como referência a partir da qual se desenvolveriam as deformidades craniofaciais, TESSIER, (1976) reconheceu esta região como a fonte da qual surgia a maioria das malformações, conhecidas como fissuras raras de face, ou fendas, conforme sua definição.

Tratados de anatomia (GRAY, 1977; TESTUT & JACOB, 1986) referem-se às órbitas como cavidades pareadas, escavadas entre a região ântero-superior da face e o crânio e separadas entre si pelas fossas nasais. Descrevem-na como pirâmides quadrangulares de base anterior, com vértices que convergem no plano horizontal. Em média, exibem uma profundidade entre 42 a 50mm na base, com 40mm de largura e 35mm de altura. Um conjunto de sete ossos forma as quatro paredes ósseas de cada órbita, sendo a base constituída pela face interna das pálpebras. O osso frontal é o principal constituinte da parede superior, bóveda ou teto orbitário. O osso zigomático, ou malar e a asa maior do esfenóide formam a parede lateral, única das paredes orbitárias que não tem relação com os seios da face. A parede inferior ou assoalho orbitário é formada pelos ossos maxilar e palatino enquanto que a parede medial é formada pelos ossos etmóide, asa menor do esfenóide, e o lacrimal. Como o etmóide, esfenóide e frontal são únicos, as duas órbitas são formadas por 11 ossos. Existem nove orifícios em cada cavidade orbitária: o canal óptico, as fissuras orbitárias superior e inferior, o forame supra-orbital, os orifícios etmoidais anterior e posterior, o orifício zigomático-orbital e o canal para o ducto naso-lacrimal, (LANG, 1989).

O esqueleto orbitário encontra-se dimensionado em termos de resistência, como uma estrutura capaz de absorver impactos. Dividindo-se a região em três, verifica-se que o terço médio é o mais frágil, sendo o primeiro a ser fraturado, seguido do terço anterior e por último o posterior. Esta característica, protege as estruturas nervosas e vasculares que se encontram no terço posterior durante grandes deslocamentos produzidos por fraturas. Individualmente, o assoalho é o ponto mais frágil da órbita destacando-se em exames de transiluminação do crânio e constituindo-se em local freqüente de fraturas isoladas (MANSON, 1990). Isto não significa que as outras paredes não sejam vulneráveis, pois segundo JACKSON, (1991) a parede medial é a que tem menor espessura óssea, e de acordo com TESTUT & JACOB (1986), o teto da órbita é o ponto de eleição nas fraturas indiretas do crânio, denominadas fraturas por contragolpe.

Embora a órbita seja definida em termos de componentes ósseos, outros a consideram uma cavidade ou espaço onde residem tecidos e órgãos que contribuem para a função visual. O bulbo ocular com seus elementos são os principais constituintes da órbita, encontrando-se adaptados à cavidade como uma luva que aí se insere, permanecendo incrustado e adaptado como "rolha em uma garrafa" (HENDERSON, 1973).

A glândula lacrimal encontra-se na região antero-lateral da órbita. Divide-se em porções orbitária e palpebral, com dimensões aproximadas de 20mm no sentido longitudinal, 5mm de profundidade e 2mm de altura. As lágrimas são lançadas no fundo de saco oculoconjuntival (TESTUT & JACOB, 1986).

A musculatura voluntária é formada pelos músculos reto superior, inferior, medial, lateral, oblíquo superior, inferior e elevador da pálpebra. O músculo de Müller e

pequenos feixes denominados musculatura peri-bulbar são lisos e inervados pelo simpático (DUCKE-ELDER, 1961). O tecido nervoso é constituído pelos nervos óptico, oculomotor, abducente, troclear, supra-orbital, maxilar, e o gânglio de Willis por onde saem os nervos lacrimal (fibras parassimpáticas do VII par). Os nervos frontal e nasal, também estão na órbita sendo ramos sensitivos do trigêmeo. Segundo LANG (1989), o nervo óptico tem um trajeto redundante, tendendo a se dobrar na região do vértice. Em suas séries encontrou para sua extensão, valores em repouso igual a 22,94(17,5–31,0)mm e de tração igual a 26,6(21–34,5)mm, o que proporcionaria uma "folga" de 4mm, permitindo o deslocamento considerável do bulbo ocular sem riscos de lesão ao II par.

A cápsula de Tenon forma uma série de septos que, organizam as demais estruturas componentes do tecido conjuntivo da órbita. Existe na região anterior, uma trama de ligamentos denominados Ligamentos de Whitnall superiormente e Ligamentos de Lockwood na região inferior, que se espessam com os músculos retos formando um conjunto que sustenta o bulbo ocular, como uma tipóia (MANSON et al., 1986a; PEARL, 1992).

O suprimento sangüíneo na região orbitária é mantido pela artéria oftálmica, um ramo da carótida interna, que se divide em 12 partes, sendo uma delas a artéria central da retina. A artéria infra-orbitária, ramo terminal da maxilar interna, atravessa a cavidade inferiormente. Existem três veias principais na órbita, as veias oftálmicas inferior, superior e a veia central da retina, que drenam para o seio cavernoso, sistema facial e plexo pterigoídeo.

Não existem nódulos linfáticos nem se demonstrou circulação linfática na órbita (DUKE-ELDER, 1961). O tecido gorduroso completa os elementos com volumes significativos na cavidade. A gordura orbitária encontra-se em estado semi-líquido e pode

ser dividida em duas porções de interesse cirúrgico: A primeira é a gordura anterior, extraocular ou extraconal porque localiza-se fora do cone muscular e representa 25% da gordura orbitária normal, cerca de 2,5ml. Esta gordura é normalmente removida nas blefaroplastias comuns podendo produzir uma queda do bulbo ocular em 1mm (CAMIRAND, DOUCET, HARRIS, 1997). A outra é a gordura intraconal que se encontra entremeada aos músculos, exercendo atividade de coxim e lubrificação da ação muscular. Sua remoção resulta numa importante alteração no equilíbrio do bulbo ocular com os ligamentos que o sustentam, produzindo uma queda e retrusão ocular para dentro da cavidade orbitária (MANSON et al. 1986a).

## 1.8 Manifestações Clínicas da Órbita

Proptose é a principal manifestação clínica da desarmonia entre o bulbo ocular e os demais elementos da cavidade orbitária. A ruptura deste arranjo compacto provoca a expulsão do bulbo ocular para fora da cavidade que tem outras denominações como protrusão, exoftalmo e exorbitismo. Nos primórdios da medicina grega, o termo proptose designava apenas o prolapso da íris, passando a se referir como queda para diante do bulbo ocular a partir do século VI. O termo exoftalmo significava também a expulsão do bulbo ocular para fora da cavidade porém numa conotação ativa, sendo empregado para indivíduos enforcados, estrangulados ou pessoas de olhos estatelados, geralmente após exercícios extenuantes. O termo proptose ao contrário, era relacionado a um fenômeno passivo como os tumores. Esta polêmica perdurou até o século XVIII, e ainda que hoje sejam usados indistintamente para designar o mesmo fenômeno, o termo exoftalmo

encontra-se intimamente ligado a forma ocular da Doença de Graves (HENDERSON, 1973).

Confirmando a tendência em criar neologismos para os sinais clínicos da relação bulbo ocular-cavidade orbitária, Tessier propôs a palavra exorbitismo para designar todos os casos de protrusão do bulbo ocular devido a diminuição volumétrica da cavidade orbitária, em substituição à exoftalmia (TESSIER, 1971). Na falta deste neologismo, o doutor O. Crouzon escreveu "exoftalmo à semelhança da doença de Basedow", ao prolapso do bulbo ocular apresentado pelos seus dois primeiros pacientes, quando do relato que deu nome a esta forma particular de craniossinostose (CROUZON, 1912).

A proptose do bulbo ocular pode ser expressa numericamente pela exoftalmometria, como a medida da distância entre o ápice da córnea e o rebordo orbitário lateral. Dentre os aparelhos mais comuns que realizam estas medidas, encontram-se os exoftalmômetros de Hertel e Krahn. Os valores médios da exoftalmometria estão entre 16 e 17mm para adultos, com uma faixa de variação entre 14 e 21mm. (HENDERSON, 1973; WAITZMAN et al., 1992b), ANEXO 2, TABELA A2.2.2. É sempre importante, na avaliação destes valores, quando fora dos limites normais, a relação entre os dois bulbos oculares. Nesta condição, alguns aceitam uma diferença de até 2mm, como sendo uma situação de normalidade (BITE et al., 1985)

Em oposição à proptose, o enoftalmo pode ser definido como a recessão do bulbo ocular para dentro da cavidade orbitária (MANSON et al., 1987). Uma diferença maior que 2mm na posição do bulbo ocular ao longo do eixo anteroposterior, clinicamente constitui um quadro de enoftalmia (BITE et al., 1985).

## 1.9 Reconstrução 3D na Região da Órbita

O uso da reconstrução 3D na avaliação da órbita e seus elementos faz parte do planejamento cirúrgico nos serviços de referência em cirurgia craniofacial. Imagens de reconstrução 3D mostrando aspectos morfológicos da órbita, e sua relação com o bulbo ocular foram apresentadas por MARSH & VANNIER, (1987) em crianças com craniossinostose e hiperteleorbitismo. Comparadas com publicações mais recentes do mesmo autor, estas imagens exibiam uma definição precária, mas ainda assim permitiam que se tivesse uma idéia sobre a relação entre os elementos anatômicos.

Desde a vida uterina é possível estudar o crescimento orbitário pela reconstrução 3D, conforme trabalho publicado por BETTEGA et al., (1996). Orientados pela posição dos vestíbulos cocleais, os autores realizaram a reconstrução 3D em dois fetos humanos de 20 e 28 semanas de amenorréia respectivamente, utilizando um tomógrafo CGR-CE 12000, com espaçamento de 1,5mm na obtenção de imagens, e uma estação Digital DEC 3100 para processamento. Os autores frisaram que a referência vestibular para orientação das imagens, confere ao método as normas rígidas de padronização impostas em qualquer cefalometria. Esta orientação é consequência da ação gravitacional e sofre pequenas alterações durante o crescimento. Concluíram que o método é aplicável a qualquer estrutura que seja segmentável permitindo estudar com maior exatidão, o crescimento embrionário.

O emprego reconstrução 3D no estudo de pacientes com enoftalmia tem sido aplicado no diagnóstico e planejamento cirúrgico. Em trabalho realizado nos primórdios da reconstrução 3D, BITE et al., (1985), avaliaram 11 pacientes com enoftalmia sendo dez

pacientes, pós-trauma. Utilizaram como meio um tomógrafo GE 8800, espaçamento de 1,5mm entre os cortes e um sistema Data General Nova 830 para o algoritmo. Foram estudados os volumes da órbita, bulbo ocular, gordura, tecido neuromuscular intra-orbitário, volume total de partes moles e distância do ápice ao bulbo ocular no plano horizontal. Os valores obtidos foram separados entre homens e mulheres, e entre o lado normal e o enoftálmico. Os dados mostraram que havia um aumento no volume do esqueleto orbitário do lado enoftálmico, mas que o volume dos demais elementos era semelhante ao do lado normal, sugerindo que na maioria dos pacientes a causa do enoftalmo traumático seria o aumento do volume do esqueleto orbitário. MANSON et al., (1986b) utilizaram imagens tomográficas em 10 pacientes com enoftalmo pós-traumático definindo cinco regiões de interesse na órbita para estudo. Utilizaram um tomógrafo Siemens Somatom DR3 e espaçamento dos cortes de 1,5mm a 2mm. O volume era determinado por estereologia ou fotogrametria, uma técnica que estima um volume tridimensional a partir de seções bidimensionais.

Os resultados de condutas frente a fraturas puras do assoalho orbitário, tipo “blow-out” foram estudadas por CHARTERIS et al., (1993). Utilizaram imagens de um tomógrafo IGE 9800, espaçamento de 3mm e um algoritmo manual para avaliação do volume orbitário que consistiu na segmentação manual da região e multiplicação da área pela espessura de cada corte. Estudaram o volume orbitário de 31 pacientes, 15 deles submetidos à cirurgia e 16 à conduta expectante. Estes últimos, não apresentavam diplopia em condições normais. Verificaram uma discrepância entre o volume orbitário nos pacientes operados,  $4,01 \pm 2,22$ ml, que era maior do que nos pacientes tratados de forma

conservadora,  $2,22 \pm 1,16$ ml. Os autores afirmaram que a conduta cirúrgica muitas vezes é adotada frente a outros problemas que não o enoftalmo, geralmente ausente na fase aguda do trauma. Concluíram que a avaliação do volume orbitário pode auxiliar na conduta cirúrgica em termos de enxertia para restaurar a quantidade de tecido que se perdeu na urgência.

Nos pacientes com proptose devido a Doença de Graves, a determinação do volume da musculatura extrínseca e da gordura intra-orbitária tem orientado o planejamento cirúrgico. Baseados em experiência clínica e imagens tomográficas de sete pacientes, KENNERDELL, ROSENBAUM, EL-HOSHY, (1981) verificaram que a neuropatia estava relacionada ao espessamento da musculatura na região do ápice orbitário, porque aí, não existe espaço para suportar o aumento de pressão. Pesquisando a mesma situação, FELDON et al. (1985), utilizaram imagens tomográficas espaçadas de 1,5mm e um programa que calculava o volume de cada corte para avaliar 49 pacientes exoftálmicos. Concluíram que a compressão do nervo óptico estava relacionada ao aumento de volume da musculatura.

Com objetivo de avaliar a acurácia do método, CARDOSO (1995), realizou um estudo empregando cinco cabeças de cadáveres conservadas em formol analisando cinco medidas lineares e duas medidas volumétricas da região orbitária. Após realizar a reconstrução 3D das peças com o programa 3dviewnix(Philadelphia, Estados Unidos), os resultados obtidos das imagens foram comparados. Os valores foram obtidos diretamente da leitura do paquímetro para dados lineares, e por deslocamento de líquido, para avaliação volumétrica utilizando o princípio de Arquimedes. Foi aplicado análise de dados pareados, e se concluiu que os valores eram estatisticamente indistintos, validando esta metodologia.

Os valores obtidos estão em forma de tabelas no *ANEXO 2*. Na *TABELA A2.1.3* encontram-se as medidas volumétricas enquanto que na *TABELA A2.2.1*, estão dispostas as medidas lineares.

Pelo exposto, os trabalhos apresentados na literatura demonstram que a avaliação quantitativa da região orbitária vem se tornando uma rotina pré-operatória, que tem como a previsibilidade e a simplificação do ato cirúrgico, os seus maiores aliados. Neste caso, não se trata de substituir o cirurgião, mas melhorar seu desempenho, permitindo que ele possa simular "a priori" alguns procedimentos que podem ser adotados numa fase da cirurgia que tornarão o ato operatório mais ágil.

A aplicação da reconstrução 3D no planejamento de cirurgias orbitárias pode ser enriquecida com o estabelecimento de metas que o Índice Órbita Oftálmico oferece. Para que se possa avaliar uma condição patológica entre a órbita e o bulbo ocular, é necessário antes, determinar uma relação de normalidade, ou o euoftalmo conforme MULLIKEN et al., (1996). Por esta razão o Índice Órbita Oftálmico representa o referencial necessário ao diagnóstico, planejamento cirúrgico e também ao prognóstico. Na atitude de empregar a reconstrução 3D para determinar este índice de normalidade, o pesquisador encontra-se frente a um produto do desenvolvimento técnico que possibilita uma avaliação mais acurada da região, seguindo a tendência mundial.

## 1.10 Justificativa

Até o momento não foi encontrado em literatura, trabalho ou referência que determinasse uma correlação numérica entre o volume da cavidade orbitária e o volume do

seu bulbo ocular aferidos por reconstrução tridimensional de imagens tomográficas. Este valor corresponde a uma expressão numérica resultante do desenvolvimento ósseo normal da cavidade orbitária, frente ao estímulo de crescimento promovido pelas partes moles, em que a presença do bulbo ocular é fundamental por representar o agente da matriz funcional, (MOSS, 1959; MOSS, 1975).

A obtenção de uma relação que passaremos a denominar Índice Órbita Oftálmico ou *IOO*, permitiria uma classificação de patologias da região orbitária dentro deste novo conceito. Tal fato facilitaria a compreensão da intensidade com que uma patologia se expressa, e apresentaria um valor numérico para se basear quando do planejamento cirúrgico, para finalmente sugerir as possibilidades ou prognóstico do caso.

Dispondo de tecnologia para executar esta tarefa, a realização do trabalho foi motivada pelo fato de estar associado a uma instituição cuja principal finalidade é o tratamento de pacientes portadores de doenças da região orbitária, o Instituto de Cirurgia Craniofacial (SOBRAPAR). Os recursos tecnológicos na área de Informática da Universidade Estadual de Campinas, facilitaram a utilização da tecnologia para os pacientes da SOBRAPAR, equiparando as duas instituições aos mais modernos meios de utilização da computação gráfica em medicina.

## OBJETIVOS

---

---

## 2. OBJETIVOS

---

1. Determinar uma relação entre o volume da cavidade orbitária e o seu bulbo ocular, que será denominado Índice Órbita-Oftálmico (*IOO*), de valor numérico adimensional, produto de uma divisão volumétrica de valores obtidos a partir de reconstrução tridimensional de imagens tomográficas.
2. Demonstrar a aplicação do índice, com o planejamento cirúrgico, utilizando a reconstrução tridimensional de imagens tomográficas em um caso clínico de exorbitismo por Anomalia de Crouzon.
3. Demonstrar a aplicação deste índice, com o planejamento cirúrgico, utilizando a reconstrução tridimensional de imagens tomográficas em um caso clínico de exoftalmia pela Doença de Graves.
4. Demonstrar a aplicação do índice, com o planejamento cirúrgico, utilizando a reconstrução tridimensional de imagens tomográficas em um caso clínico de enoftalmia por traumatismo.
5. Propor a generalização deste índice nas patologias orbitárias.

## CASUÍSTICA E MÉTODO

---

---

### 3. CASUÍSTICA E MÉTODO

---

Todo o estudo realizado com seres humanos, foi executado obedecendo a recomendação definida pelo parecer da Comissão de Ética do Hospital das Clínicas da Universidade Estadual de Campinas, em resposta à consulta nº 284/95 datada de 13 de julho de 1995. A carta de autorização, o termo de consentimento e os protocolos utilizados na realização das tomografias computadorizadas encontram-se no *ANEXO 3*.

Foram determinados dois elementos a serem investigados na órbita. O primeiro é o conteúdo orbitário denominado *orb* que corresponde à soma de todos os elementos contidos na cavidade orbitária envoltos pelo periósteo. O outro é o bulbo ocular que será denominado *boc* e consiste no órgão da visão propriamente dito com seus constituintes internos.

Foram idealizados três grupos de pacientes baseados no critério de proptose do bulbo ocular em relação às órbitas: o grupo 1 foi formado por pacientes considerados normais ou com euoftalmo (MULIKEN et al., 1996), o grupo 2 por pacientes com proptose, e o grupo 3 por pacientes com enoftalmia.

#### 3.1 Critérios de Inclusão

##### **Grupo 1**

Constituído por 14 indivíduos que colaboraram de maneira voluntariosa, submetendo-se ao exame tomográfico. A única queixa que estes elementos apresentavam

era o excesso de pele em região palpebral ou rugas na face. Estes indivíduos foram submetidos à cirurgia estética depois que realizaram o exame. Os critérios de inclusão foram:

1. Ausência de patologia progressiva, congênita ou adquirida no bulbo ocular ou em seus anexos.
2. Ausência de patologias ósseas progressivas na região crânio-facial, congênitas ou adquiridas.
3. Função visual preservada.
4. Idade acima de 14 anos.
5. Não foi levado em conta o sexo do indivíduo.
6. Não foi levado em conta raça do indivíduo.

## **Grupo 2**

Composto por quatro pacientes com proptose. Neste grupo os critérios levaram em conta a queixa da patologia progressiva e o valor da exoftalmometria (Hertel), conforme demonstrado na TABELA 1

**TABELA 1**

Grupo 2: Distribuição dos pacientes de acordo com a patologia. Na coluna referente a exoftalmometria: o primeiro valor, corresponde ao lado direito e o segundo ao lado esquerdo

Diagnóstico	Paciente	Exoftalmometria (mm)
Exoftalmia de Graves	M.L.S.	29 - 24
	C.A.S.M..	27 - 23
Exorbitismo	L.L.C	30 - 26
	K.C.O.S.	26 - 24

### **Grupo 3**

Composto por dois pacientes com enoftalmo secundário a traumatismo craniofacial

## **3.2 Exame de Tomografia Computadorizada**

Os pacientes foram submetidos a Tomografia Computadorizada axial do segmento cefálico em dois modelos de tomógrafos G&E 9800 (General Electric, Milwaukee, Wisconsin): um localizado na Universidade Estadual de Campinas, Campinas SP e outro localizado na Faculdade de Medicina de Marília, Marília SP. O outro modelo G&E High Speed Advantage (General Electric, Milwaukee, Wisconsin), situado no Hospital Beneficência Portuguesa em São Paulo SP. Os protocolos para obtenção da imagem da região orbitária foram:

#### G&E 9800

- Cortes axiais distanciados de 1,5mm cobrindo toda a região orbitária.
- Fixar o Field of Vision (F.O.V.) em 18, e assim determinar o tamanho do pixel em 0,37mm.
- Gravar o exame no modo active data.
- Copiar o exame em fita magnética de meia polegada.

#### G&E High Speed

- Cortes axiais cobrindo toda a região orbitária.
- Fixar o F.O.V. em 20. Com isto o tamanho do pixel é determinado em 0,39mm.

- Gravar o exame no modo active data.
- Copiar o exame em fita tipo DAT DDS.

### 3.3 Leitura do Exame

Processo em que os dados da fita magnética foram transferidos para o sistema computadorizado através de unidades de leitura apropriadas. Os dados da fita de meia polegada foram extraídos utilizando uma unidade Sun SPARCstation 20, localizada no Centro de Informática da Universidade Estadual de Campinas. Através da conexão por fibra óptica os dados foram transmitidos para a unidade Sun SPARC 2 pertencente ao Laboratório de Computação e Automação Industrial (L.C.A.) da Faculdade de Engenharia Elétrica desta Universidade.

Os exames gravados em fita DAT foram transferidos à unidade Sun SPARC 2 através de unidade de leitura local e ao microcomputador pelo dispositivo de leitura DAT Drive 2 GB INT Sony®.

### 3.4 Processamento Computadorizado

Foram utilizados uma estação SunSPARC 2 e um microcomputador (PC) adaptado para realizar a reconstrução 3D. O programa utilizado na reconstrução 3D utiliza o sistema operacional UNIX, diferente do Sistema Operacional DOS que acompanha a maioria dos microcomputadores. Foi necessário a instalação adicional deste sistema, que para o PC é denominado LINUX, provocando uma partição na rotina de inicialização

(BOOT) e na memória do PC. A seguir estão listadas as características básicas de configuração deste PC com seus principais atributos.

- Processador tipo Pentium 200 MMX Intel<sup>®</sup>, (Santa Clara, Califórnia) Modelo básico, disponível no mercado.
- Placa Controladora SCSI 294 ADAPTEC<sup>®</sup>. Necessária para gerenciamento da leitora de fitas tipo DAT.
- Disco Rígido SCSI 3.2 GB Quantum<sup>®</sup>. Maior quantidade de memória para facilitar o armazenamento de imagens.
- Unidade DAT Drive 2 GB INT Sony<sup>®</sup>. Unidade de leitura de fitas DAT
- Módulo de Memória EDO RAM 64MB, 72 vias. Conhecida como Memória Virtual, que agiliza a capacidade de processamento das imagens.
- Placa de Vídeo SVGA PCI 2MB. Melhora o desempenho na transferência das imagens ao monitor de vídeo.

### 3.5 Reconstrução Tridimensional de Imagens

Nesta etapa foi utilizado o programa apropriado para transformar as imagens em duas dimensões armazenadas em fita magnética para as imagens 3D.

#### 3.5.1 Decodificação

Os tomógrafos G&E 9800 e G&E High Speed Advantage armazenaram as informações digitalizadas dos exames em um formato próprio denominado "G&E File

Format", que constitui propriedade industrial patenteada pela General & Electric (Milwaukee, Wisconsin). Os dados foram decodificados através de um programa específico que foi cedido gratuitamente pela G&E (por se tratar de pesquisa científica realizado pelo Grupo de Imagem do Prof. Dr. Roberto A. Lotufo da Engenharia Elétrica da Unicamp).

Com a decodificação, estes dados puderam ser manipulados e interpretados pelos programas de reconstrução 3D.

### 3.5.2 O Programa 3DVIEWNIX

Para os procedimentos de reconstrução 3D, foi utilizado o programa 3dviewnix versões 1.0 (1993) e 1.1 (1995), desenvolvido pelo Grupo de Processamento de Imagens do Departamento de Radiologia da Universidade de Pensilvânia (E.U.A.), Philadelphia (UDUPA et al., 1993). O programa foi projetado para operar no Sistema Operacional Unix, necessita de memória de instalação básica de 150MB, e pelo menos 32MB de memória RAM. É necessária também a instalação do operador Xwindows para realizar o gerenciamento das imagens do 3dviewnix no sistema Unix. Em todos os exames foram empregados os mesmos procedimentos executados em trabalho anterior que validou esta metodologia (CARDOSO, 1995).

### 3.5.3 Economia de Memória, (VOI)

Utilizando a operação Volume de Interesse (VOI), foi escolhido, dentro do campo obtido das imagens fornecidas pelo tomógrafo, uma região que continha os objetos a serem estudados que eram a órbita e bulbo ocular. Pela padronização do trabalho, foram

realizados 38 cortes da região para englobar completamente a órbita, sendo que cada corte tomográfico apresentava as seguintes características, Figura 4.

- Matriz de 512 por 512 pixels contendo todo crânio em seu interior.
- dFOV de 20cm que gerava pixels de 0,39mm, com espessura 1,5mm
- Nível de cinza em 2 Bytes de informação.

Isto resultaria em uma necessidade de 512KB ( $512 \times 512 \times 2$ ) para armazenamento de cada corte, ou seja 19,5MB ( $512 \times 38$ ) para cada exame, e uma média de 429MB ( $19,5 \times 22$ ) para armazenar todos os pacientes. A utilização da operação VOI, Figura 5, excluiu as regiões posteriores do crânio, e também eliminou cortes muito além dos limites inferior e superior da órbita.

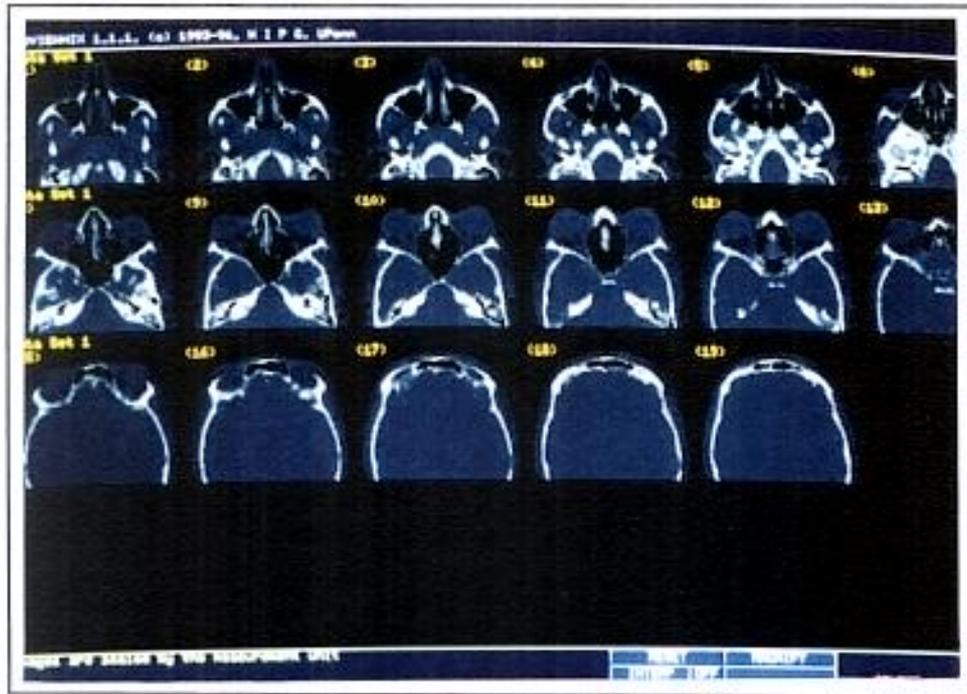


Figura 4. Disposição dos cortes tomográficos após serem decodificados



Figura 5. Operação volume de Interesse VOI. Observar na imagem à direita a região que interessa para ser segmentada

### 3.5.4 Segmentação

Foi utilizada a rotina de segmentação manual que consistiu em sobrepor com uma máscara, todo conteúdo da órbita, que foi denominado *corb* enquanto que o do bulbo ocular foi denominado *boc*. Com o espaçamento de 1,5mm, uma média de 30 imagens da órbita e 12 imagens do bulbo ocular foram segmentadas em cada lado. Para cada objeto foram executadas as seguintes rotinas no 3dviewnix:

- INPUT: escolhendo a imagem resultante do VOI, com extensão IM0.
- PREPROCESS, opção:
- SCENE OPERATION, opção:
- SEGMENT, opção:
- INTERACTIVE-2D, opção:
- PAINT. Foi selecionado com o "mouse", em cada corte de tomografia computadorizada, as regiões correspondentes à órbita, denominada *corb*, e ao bulbo ocular, denominada *boc*, Figura 6. Foram segmentados também a musculatura ocular extrínseca *musc*, o nervo óptico *nopt*, Figura 7 e a glândula lacrimal em alguns casos. Ao final deste processo, foi possível a visualização de todos os objetos segmentados através do recurso REPORT. Todos os objetos foram gravados com extensão BIN através da opção:
- SAVE, e posteriormente:
- QUIT, para sair do modo visual e iniciar o processo seguinte.



Figura 6. Segmentação manual dos constituintes orbitários. Em verde bulbo ocular à direita e conteúdo orbitário à esquerda



Figura 7. Segmentação manual dos constituintes orbitários. Em verde musculatura extrínseca à esquerda e o nervo óptico à direita.

### 3.5.5 Interpolação

Foi empregado o método de interpolação linear. Uma das características desejáveis do 3dviewnix é a utilização de um tipo de interpolação desenvolvida por RAIA & UDUPA, (1989) denominado "Shape Base Interpolation", que é baseada na forma do objeto, e permite a realização deste processo após a segmentação, interpolando o volume binário *imagem.BIN*, gerada na seção anterior. Desta forma, o operador só precisa segmentar as estruturas obtidas do tomógrafo, evitando uma grande quantidade de Figuras a serem segmentadas.

A rotina do 3dviewnix permitiu a seleção de operadores denominados de blocagem e também os vetores normais de superfície em cada objeto. Ao final, o arquivo interpolado recebeu a extensão BS0.

### 3.5.6 Visualização Para Determinar IOO (Grupo 1)

Os arquivos com extensão BS0, contém os elementos do *rendering* que podem ser representados em três dimensões. Nesta fase, as medidas de volume foram obtidas executando-se os seguintes passos no 3dviewnix:

- INPUT. Foi selecionado o arquivo *corb.BS0*,
- MEASURE. Foi selecionado a opção,
- CUT-PLANE. Surgiu no terminal de vídeo dois objetos correspondentes aos conteúdos orbitários do lado direito e esquerdo, e uma figura que representa um plano no espaço tridimensional. Ativando o "mouse", tanto a imagem quanto o plano podem ser movimentados separadamente no

terminal de vídeo. O plano foi posicionado de maneira a separar completamente os objetos na posição sagital. Ao se desativar o "mouse" o programa exibiu na tela a opção de qual lado se deseja avaliar o volume. Escolhido um lado, por exemplo o lado direito, surgiu no canto inferior esquerdo, o valor do volume escolhido, Figura 8. O volume do outro lado pode ser obtido pela subtração dos dois volumes ou repetição deste passo. A avaliação do bulbo ocular seguiu os mesmos passos. O 3dviewnix permite que sejam avaliados apenas um objeto de cada vez. Terminada a mensuração, o processo é finalizado através do operador

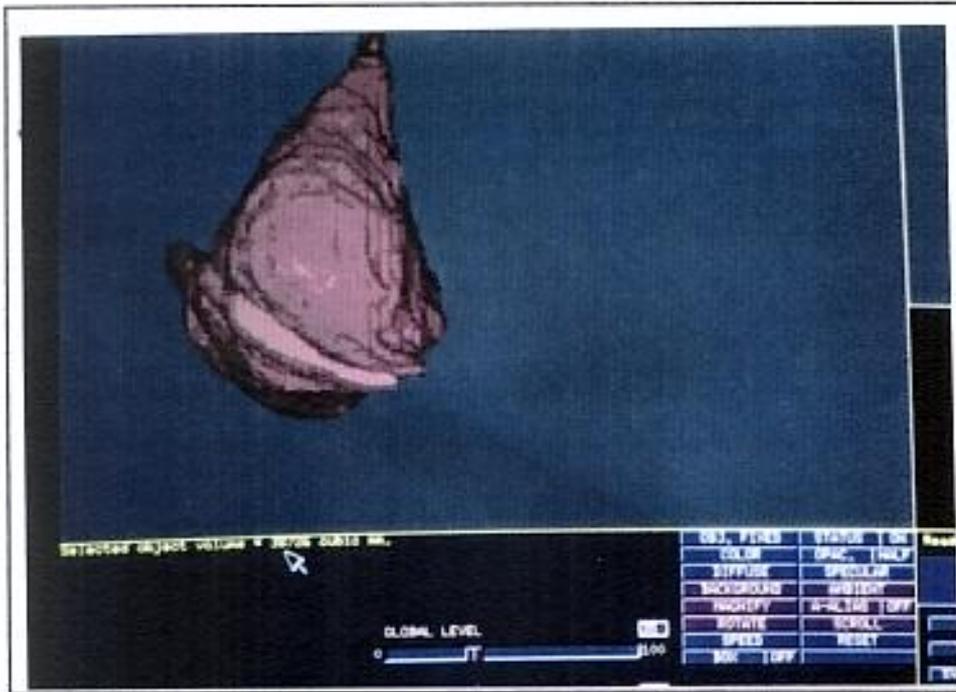
- QUIT que desativa o modo visual do programa.

### 3.5.7 Visualização Para Planejamento Cirúrgico (Grupos 2 e 3)

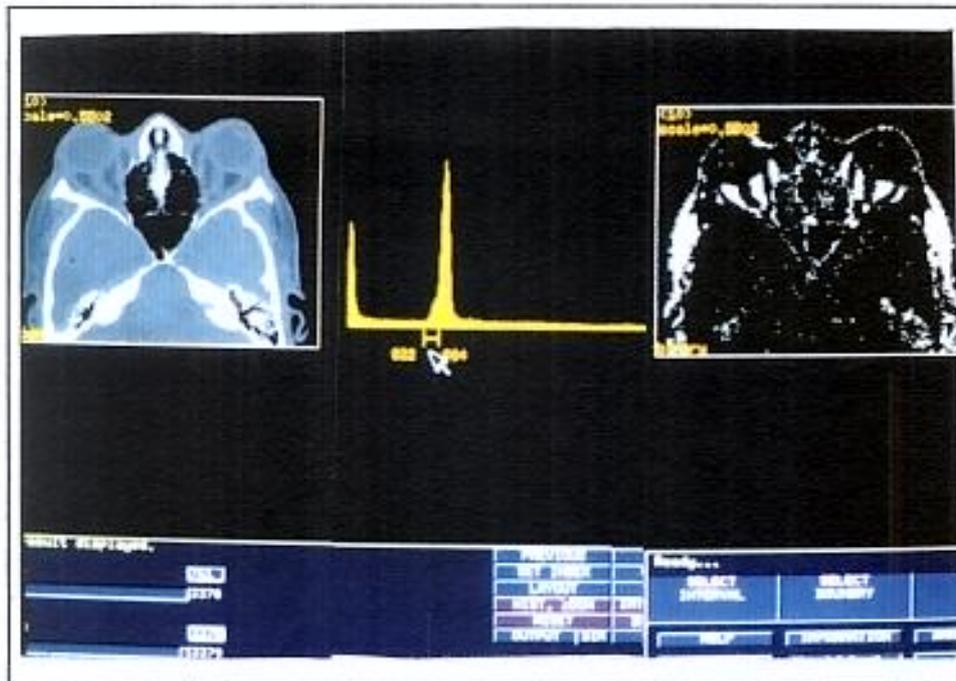
Os pacientes destes grupos tiveram maior número de objetos incluídos no estudo. Desta forma, no item 3.5.4 foram segmentados manualmente os objetos *musc* correspondente à musculatura extrínseca, *nopt* ao nervo óptico e *lacr*, à glândula lacrimal. Adicionalmente, foi realizada a segmentação automática por "threshold" da: gordura da órbita *gord*, do arcabouço ósseo denominado *osso* da região orbitária e da superfície, denominada *pele*.

A *segmentação por limiar*, ou "threshold" do inglês, foi realizada baseando-se nos níveis de absorção, conforme descritos no (ANEXO 1, item A1.3), Figura 9.

- INPUT. ativando a imagem VOI com extensão IM0.
- PREPROCESS.
- SCENE OPERATION.



**Figura 8.** Processo de obtenção do volume da órbita direita através da operação CUT -PLANE. O valor 38726 na margem inferior da tela, seta refere-se ao volume do conteúdo orbitário.



**Figura 9.** Segmentação da gordura orbitaria por threshold. Observar a janela de gordura representada pelos valores 822–904 que são diferentes da escala Hounfield dos tomógrafos

- SEGMENT.
- THRESHOLD. Foi determinado no mapa da escala de cinza, os níveis limiares, que para o 3dviewnix são diferentes da escala Hounsfield, apresentando valores sempre positivos que variam de zero até 3980. Nesta faixa, o tecido ósseo exibiu valores acima de 1777, a superfície apresentou valores entre 200 e 800, e a gordura orbitária, entre 820 e 890. Os objetos foram gravados com extensão BIN e a Interpolação, igual ao item 3.5.5.

No estudo do diagnóstico e planejamento cirúrgico através da reconstrução 3D, foram realizadas operações sobre as imagens dos pacientes através do comando MANIPULATE que ofereceu recursos para a investigação de um objeto no plano tridimensional. A combinação destes recursos possibilitou a visualização e planejamento cirúrgico dos casos clínicos. As etapas envolvidas formam:

- INPUT. Para selecionar os arquivos *corb.BS0*, *boc.BS0*, *gord.BS0*, *musc.BS0*, *osso.BS0*, *pele.BS0*, *nopt.BS0* e *lacr.BS0*
- MEASURE. Para realização de medidas que só podiam ser executadas em um objeto de cada vez. As imagens dos demais objetos foram desativadas nesta fase.
- CUT PLANE. Para realização de corte plano separando estruturas afastadas.
- CUT CURVE. Para realização de corte dirigido individualizando uma determinada estrutura.
- REFLEX. Para reflexão de imagens quando da comparação de regiões assimétricas para avaliar possibilidades cirúrgicas baseadas no lado sadio.

As principais características destas ferramentas são:

- **Efeitos de Preenchimento**

Fazem parte do processo de rendering, os efeitos de preenchimento dos objetos que permite ao observador colorir um objeto livremente. Além desta possibilidade, qualquer objeto pode ser representado com imagem semitransparente ou imagem sem transparência.

- **Movimentação Espacial**

Este recurso facilitou a observação dos objetos sob o ângulo desejado, dirimindo dúvidas sobre a configuração anatômica das estruturas em relação à cavidade orbitária. O 3dviewnix mantém a operação realizada quando o objeto é movido. Desta forma, ao ser realizada uma medida linear em um determinado plano espacial, o objeto pode ser rotacionado mantendo a mesma medida, o que permite que o observador confirme sob qualquer ângulo, se a sua avaliação inicial era correta. Este recurso é aplicável também em cortes planos, curvos e na reflexão de imagens.

- **Cortes**

Através desta operação, é possível realizar-se a separação de qualquer parte de um determinado objeto em qualquer posição espacial. Apenas um objeto pode ser estudado nesta modalidade. A forma desta separação pode ser através de dois métodos:

- *Cortes Planos*

O usuário utiliza um plano que pode ser movido nas três direções e no sentido de translação horizontal.

- *Cortes Curvos*

Nesta operação, o usuário emprega o movimento do mouse para determinar a região que pretende englobar no corte. Esta operação também permite que se determine a profundidade do corte a ser feito no objeto.

- **Reflexão de Superfícies**

Trata-se de uma operação que fornece um plano de reflexão ao usuário, à semelhança de um espelho. Quando o usuário determina a posição que lhe convém, a operação cria do lado desejado, uma estrutura igual à que estava do outro lado do plano. Nesta operação, podem ser empregados mais de um objeto em conjunto

- **Medidas**

Esta operação é possível a um objeto apenas. Através do mouse, o usuário determina os pontos na superfície do objeto. O valor cumulativo destes pontos vai sendo representado automaticamente no canto inferior direito do terminal.

Na figura a seguir estão representados os principais recursos acima mencionados:

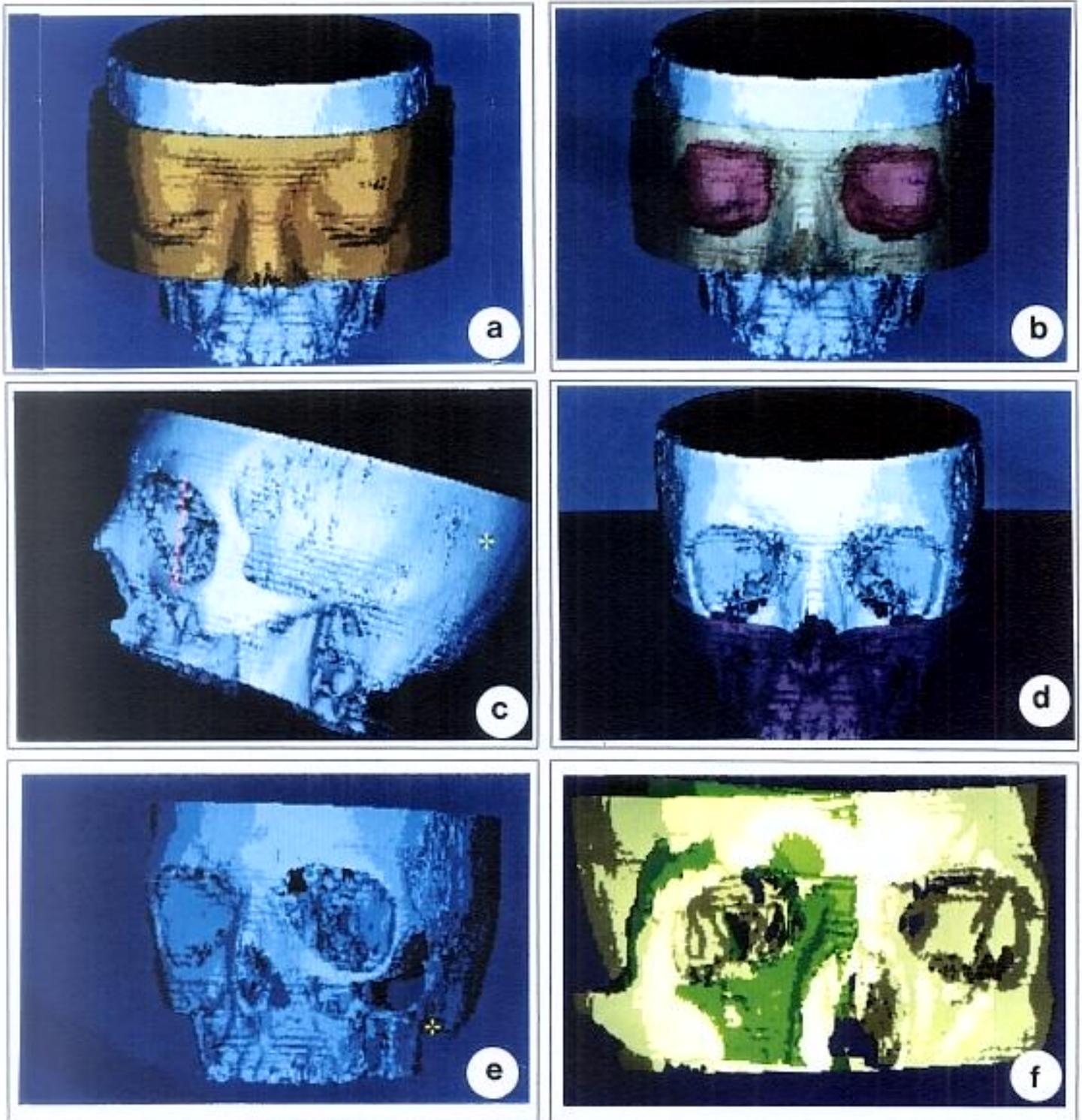


Figura 10: Recursos da reconstrução 3D. a-) Preenchimento total dos objetos. b-) Mesma imagem com semitransparência da pele. c-) Rotação do objeto, evidenciando-se as relações em plano lateral. d-) Corte plano na região da base das órbitas. e-) Corte curvo em que foi removido parte do maciço maxilar esquerdo. f-) Reflexão do lado esquerdo em verde sobre o lado direito da superfície óssea.

## RESULTADOS

---

---

## 4. RESULTADOS

---

Os resultados foram divididos em dois grupos. O primeiro diz respeito aos valores volumétricos obtidos na fase de visualização, acompanhados de tratamento estatístico apropriados para o cálculo do Índice Órbita Oftálmico *IOO*. Incluem-se neste item, os valores dos volumes obtidos nos Grupos 2 e 3 com os cálculos secundários para determinar o *IOO* nos pacientes portadores de proptose e enoftalmo.

No segundo grupo, estão apresentados os elementos de diagnóstico e simulação cirúrgica que o processo de rendering proporciona no estudo dos pacientes dos grupos 2 e 3.

### 4.1 Resultados Quantitativos

#### 4.1.1. O Índice Órbita Oftálmico

De acordo com os critérios estabelecidos no item 3.1, foram avaliados 14 pacientes, resultando em 28 órbitas. Os pacientes foram submetidos a reconstrução 3D conforme descrito no item 3.4.6. Os valores das medidas do volume do conteúdo orbitário descritos como *vcorb* e do volume do bulbo ocular, *vboc*, obtidos neste processo estão dispostos na TABELA 2.

TABELA 2

Valores de Volume do Conteúdo Orbitário *vcorb*, do respectivo bulbo ocular *vboc* e o Índice Órbita-Oftálmico (*IOO*). Os valores na linha das iniciais referem-se ao lado direito e na linha abaixo das iniciais, ao lado esquerdo

Paciente	<i>vcorb</i> (ml)	<i>vboc</i> (ml)	<i>IOO</i>
C.R.O.	29,5	7,5	3,93
	31,3	7,7	4,06
E.R.M.	30,8	8,2	3,76
	29,2	7,9	3,70
H.K.A.V.	32,0	8,5	3,76
	30,4	8,0	3,80
J.C.R.S.	28,5	7,1	4,00
	29,3	7,0	4,18
J.R.N.	31,5	7,4	4,25
	30,5	7,2	4,24
L.C.S.	28,2	6,9	4,08
	29,2	7,1	4,11
L.G.P.	32,0	9,4	3,40
	32,5	9,0	3,60
L.F.S.A.	28,5	7,0	4,07
	29,6	6,6	4,48
M.E.C.M.	30,0	9,0	3,33
	28,4	8,7	3,26
M.L.A.	27,2	7,0	3,88
	26,8	7,3	3,67
M.R.B	30,5	6,0	5,08
	31,4	5,9	5,32
R.F.N.	28,8	8,2	3,51
	29,6	8,4	3,52
R.L.S.	31,5	6,5	4,84
	30,8	6,7	4,59
S.R.O.	30,6	6,6	4,63
	29,1	6,9	4,21

#### 4.1.2 Análise Estatística para o *IOO*

Foram aplicados testes de aderência para determinar se esta distribuição pode ser aproximada por uma Curva Normal. Outro teste de aderência e detalhes dos coeficientes de assimetria e curtose encontram-se no *ANEXO 4*, item A4.1

## Teste de Coeficientes de Assimetria e Curtose

TABELA 3

Valores dos Coeficientes para  $IOO = 4,02 \pm 0,51$

Amostragem IOO	n = 28
Média ( $\mu$ )	4,027
Desvio Padrão ( $\sigma$ )	0,5138
Variância	0,2640
1º momento	0
2º momento	0,2546
3º momento	0,1014
4º momento	0,2032
Coeficiente de Assimetria	0,7894
Coeficiente de Concentração	3,1337

### Interpretação do Teste de Aderência de Coeficientes

A hipótese da população da TABELA 2 ter Distribuição Normal com parâmetros  $\mu = 4,02$  e  $\sigma = 0,51$  é **aceita** com 95% de probabilidade baseando-se em um qui quadrado  $\chi^2 = 2,86$  com 5 graus de liberdade a um nível  $p = 0,7220$

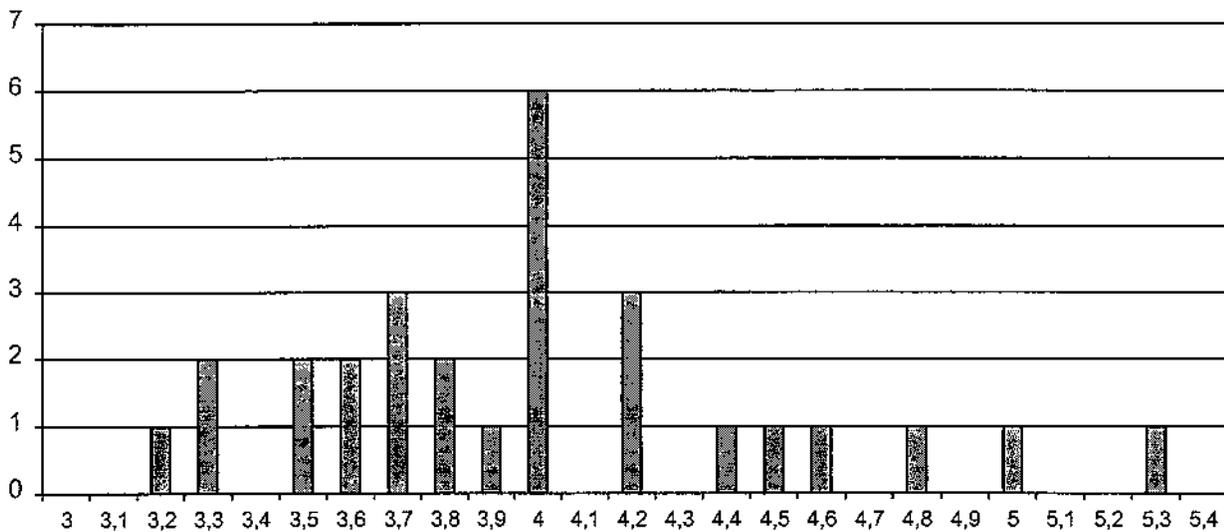


Figura 11: Histograma dos valores do IOO obtidos a partir das 28 órbitas estudadas no Grupo 1

### Teste de Shapiro-Wilk, valor W para o IOO

Os valores do IOO foram agrupados do maior para o menor realizando-se a diferença entre os extremos. O resultado de cada parcela foi multiplicado pelo coeficiente W conforme a tabela abaixo:

TABELA 4  
Coef. W (28) são valores dos coeficientes obtidos em tabelas do teste W para normalidade, para um tamanho amostral de 28.  $W_{IOO} = 0,9436$

IOO maiores—IOO menores	Diferença	Coef. W (28)	D x Coef W
5,32—3,26	2,06	0,4328	0,8916
5,08—3,33	1,75	0,2992	0,5236
4,84—3,40	1,44	0,2510	0,3614
4,63—3,51	1,12	0,2151	0,2409
4,59—3,52	1,07	0,1857	0,1987
4,48—3,60	0,88	0,1601	0,1409
4,23—3,67	0,56	0,1372	0,0768
4,21—3,70	0,51	0,1162	0,0593
4,18—3,76	0,42	0,0965	0,0405
4,09—3,76	0,33	0,0778	0,0257
4,08—3,78	0,30	0,0598	0,0179
4,07—3,80	0,27	0,0424	0,0114
4,06—3,88	0,18	0,0253	0,0045
4,00—3,93	0,07	0,0081	0,0006

$$b_0 = \sum (D \times \text{Coef W}) / (n-1)^{1/2}$$

$$b_0 = (2,5939) / (27)^{1/2} = 0,4992$$

$$W = b_0^2 / \sigma^2, W_{IOO} = (0,4992)^2 / (0,5138)^2, W_{IOO} = 0,9436$$

#### Interpretação do teste de Shapiro-Wilk

O valor crítico de W para uma amostra de tamanho 28 com 95% de confiança obtido na tabela de Shapiro-Wilk é  $W_5=0,924$ . Como  $W_{IOO}$  é maior que este valor o teste indica que a distribuição *pode* representar com 95% de chance uma Curva Normal

Nas TABELAS 4 e 5 os valores de *vcorb* e *vboc* foram submetidos à análise de aderência pelos coeficientes de assimetria e curtose.

TABELA 5

Análise estatística aplicada aos valores do Conteúdo Orbitário  $v_{orb} = 29,32 \pm 2,07$ 

Amostragem $v_{orb}$	n = 28
Média ( $\mu$ )	29,321
Desvio Padrão ( $\sigma$ )	2,0719
Variância	7,0662
1° momento	0
2° momento	4,1395
3° momento	-5,0723
4° momento	45,4086
Coefficiente de Assimetria	-0,6022
Coefficiente de Concentração	2,6499

Teste de Hipótese para Distribuição Normal

A hipótese desta população ter Distribuição Normal de parâmetros  $\mu = 29,32$  e  $\sigma = 2,07$  é aceita com 95% de probabilidade baseando-se em um qui quadrado  $\chi^2 = 3,43$  com 5 graus de liberdade a um nível  $p = 0,6342$

TABELA 6

Análise estatística aplicada aos valores do Bulbo Ocular  $v_{boc} = 7,37 \pm 1,00$ 

Amostragem $v_{boc}$	n = 28
Média ( $\mu$ )	7,3750
Desvio Padrão ( $\sigma$ )	1,00087
Variância	1,01750
1° momento	0
2° momento	0,98116
3° momento	0,34592
4° momento	1,94718
Coefficiente de Assimetria	0,35593
Coefficiente de Concentração	2,02268

Teste de Hipótese para Distribuição Normal

A hipótese desta população ter Distribuição Normal de parâmetros  $\mu = 7,37$  e  $\sigma = 1,00$  é aceita com 95% de probabilidade baseando-se em um qui quadrado  $\chi^2 = 4,57$  com 5 graus de liberdade a um nível  $p = 0,4704$

### 4.1.3. Patologias Orbitárias

Os valores encontrados estudando os grupos 2 e 3 são demonstrados na TABELA 7:

TABELA 7

Valores de *vcorb*, *vboc*, *IOO*, e *vgord* Os valores na linha das iniciais referem-se ao lado direito e na linha abaixo das iniciais, ao lado esquerdo.

<b>Paciente</b>	<b><i>vcorb</i></b>	<b><i>vboc</i></b>	<b><i>IOO</i></b>	<b><i>vgord</i></b>
M.L.S.	41,82	7,5	5,57	11,28
	39,28	7,3	5,38	10,15
C.A.S.M.	44,25	8,5	5,20	10,23
	38,82	8,3	4,67	10,52
L.L.C.	31,52	7,08	4,45	-
	31,16	6,72	4,63	-
K.K.R.	29,64	7,23	4,09	-
	28,95	6,98	4,14	-
C.W.S.M.	33,23	8,75	3,79	-
	30,43	9,06	3,35	-
V. F. C.	36,21	9,08	3,98	-
	33,78	9,75	3,46	-

## 4.2 Visualização

A realização do rendering permitiu que os elementos da órbita dos pacientes fossem representados em forma de imagem tridimensional no terminal de vídeo. A execução deste processo, necessita que os objetos correspondentes às estruturas segmentadas estejam armazenados em três tipos de arquivos com extensão BS0, BSI e BS1, embora somente o arquivo BS0 seja acionado pelo operador. Os objetos segmentados neste trabalho, com o tipo de segmentação estão na TABELA 8:

TABELA 8  
Estruturas segmentadas. \*

Estrutura Anatômica	Tipo de Segmentação	Nome de Arquivo
Conteúdo orbitário	manual	<i>corb</i>
Bulbo ocular	manual	<i>boc</i>
Gordura Intra orbitária	limiar 800 a 900*	<i>gord</i>
Musculatura Ocular Extrínseca	manual	<i>musc</i>
Superfície Óssea	limiar acima de 1.750*	<i>osso</i>
Superfície (pele)	limiar de 230 a 700*	<i>pele</i>
Nervo Óptico	manual	<i>nopt</i>
Glândula Lacrimal	manual	<i>lacr</i>

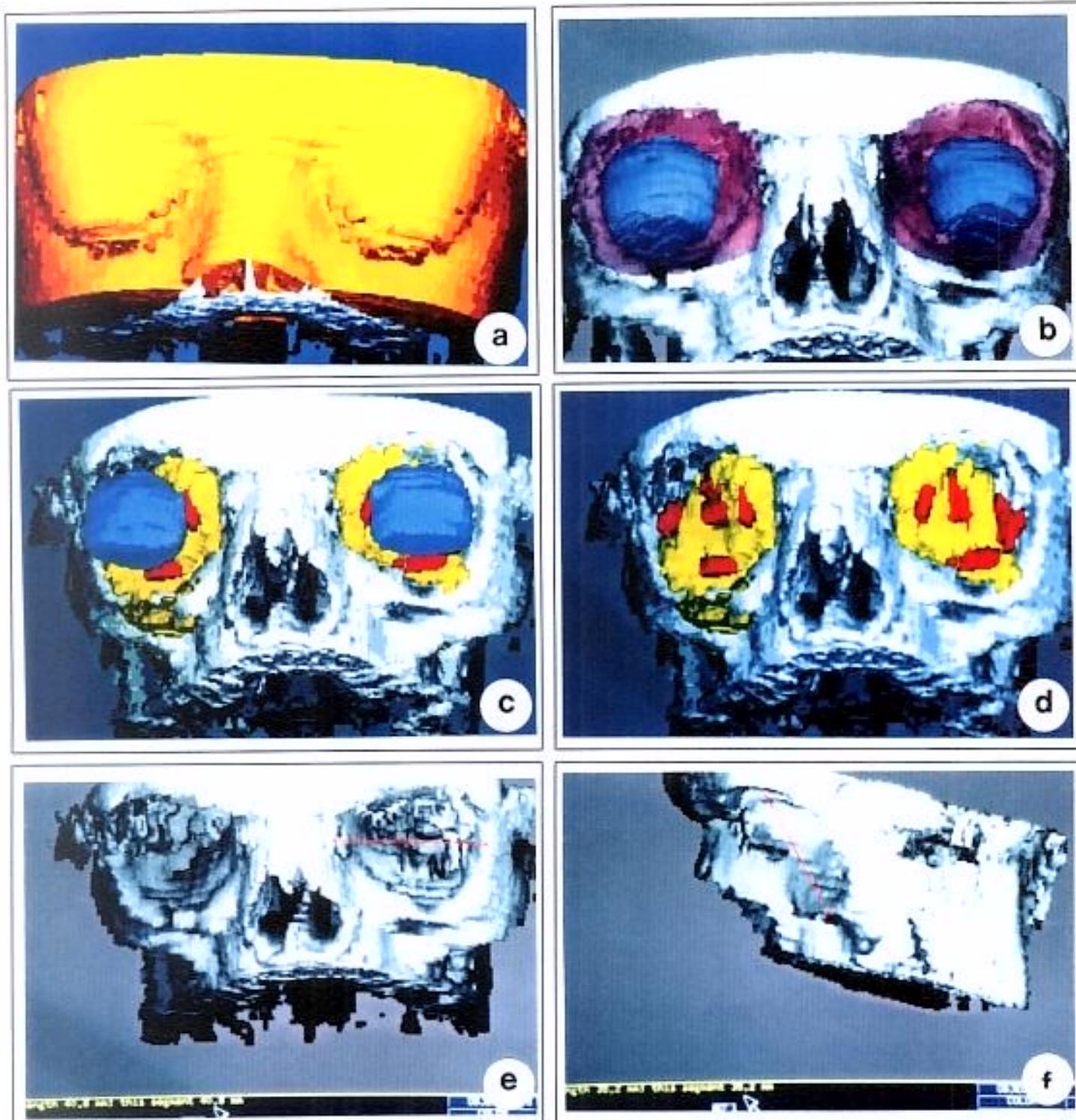
\*Os valores dos voxels no 3dviewnix são padronizados de forma diferente dos tomógrafos que utilizam as unidades Hounsfield conforme ANEXO1, item A1.4.

### 4.3 Reconstrução 3D na Anomalia de Crouzon.

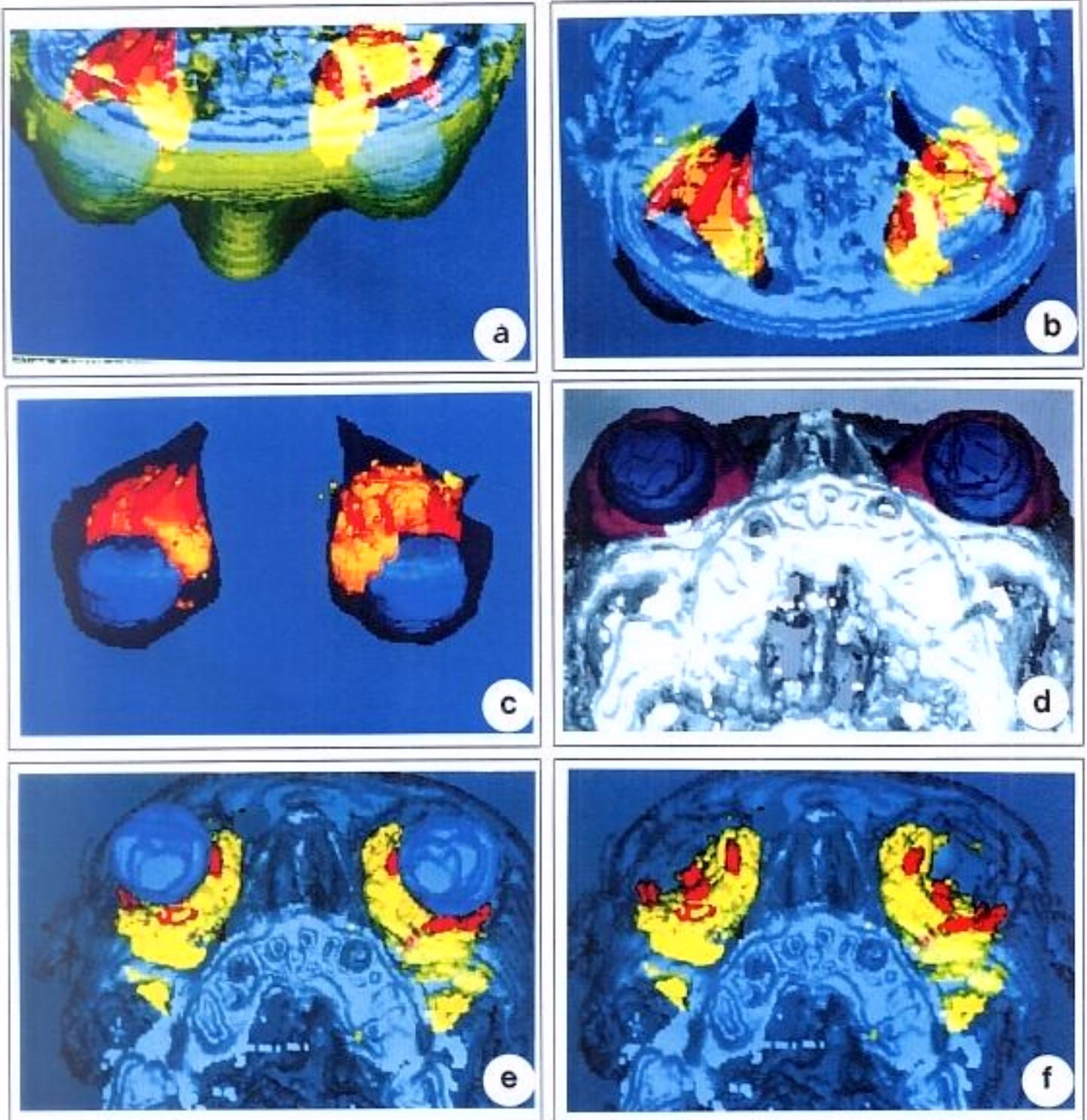
Paciente do sexo masculino, portador de Anomalia de Crouzon, tendo sido submetido à cirurgia descompressiva com dois anos de idade por aumento de pressão intracraniana. Retornou ao serviço com 11 anos apresentando acentuação da doença. Ao exame, constatou-se retrusão importante do terço médio da face com proptose ocular, mais acentuada à direita. L.L.C., foi submetido a exame de tomografia computadorizada e posterior reconstrução 3D. Os dados quantitativos encontrados foram:

- Lado direito, *vcorb* = 31,52ml, *vboc* = 7,08ml.
- Lado esquerdo, *vcorb* = 31,16ml, *vboc* = 6,72ml.
- Volume da órbita óssea direita = 19ml.
- Volume da órbita óssea esquerda = 20ml.

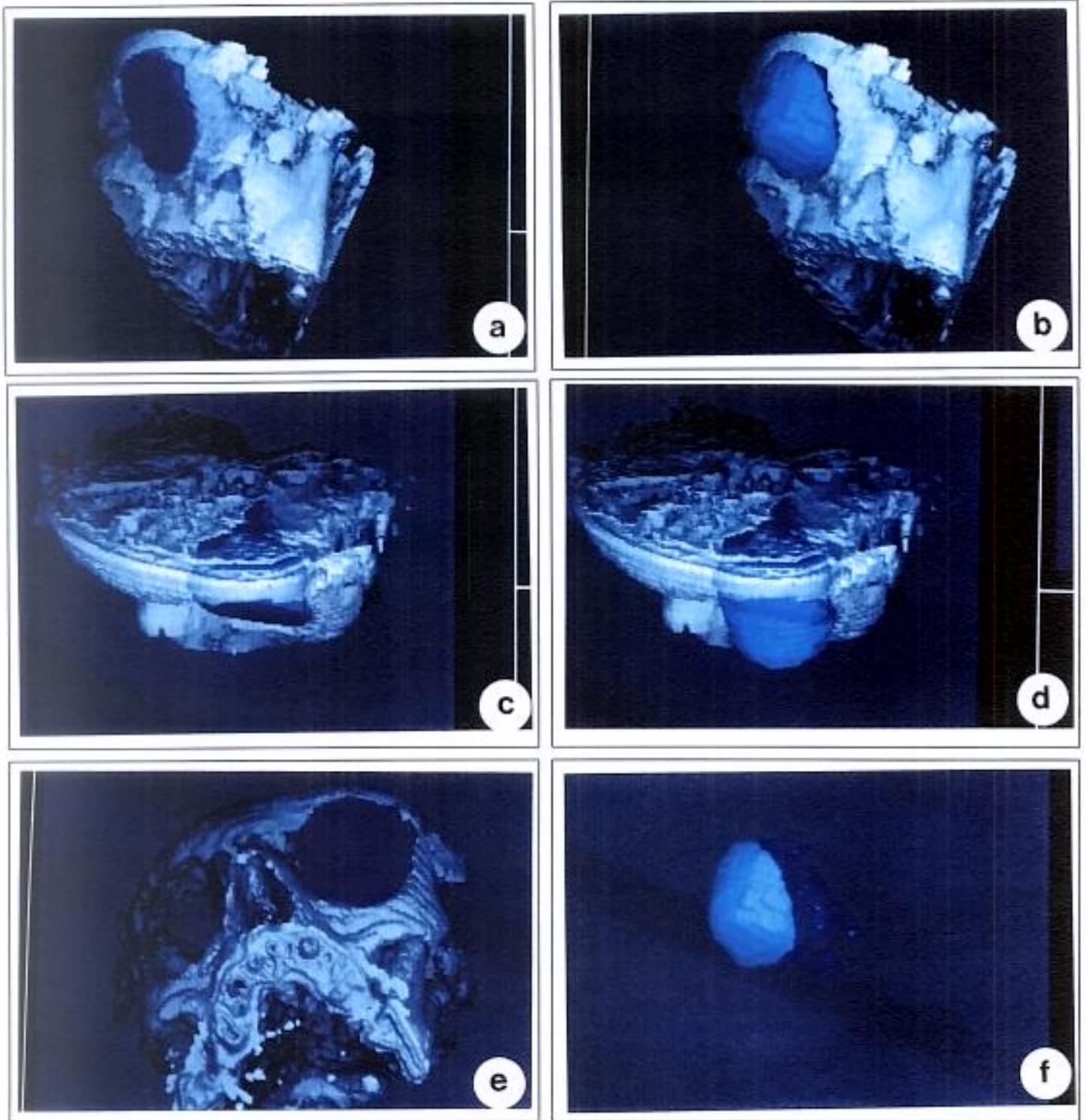
Constatou-se hipotrofia no terço médio com deslocamento da gordura intracranial para a região medial. Os elementos visuais encontram-se nas Figuras de 12 a 14.



**Figura 12:** a-) Visão frontal do paciente ; b-) Eliminando-se a pele visualiza-se o conteúdo orbitário e o bulbo ocular; c-) Distribuição da gordura e musculatura intra orbitária posterior ao bulbo ocular; d-) Após remoção do bulbo ocular observa-se a distribuição da gordura; e-) Visão frontal da superfície óssea com o diâmetro horizontal avaliado em 40,8mm; f-) Visão lateral onde se verifica o diâmetro vertical da órbita 35,2mm e a hipotrofia severa da maxila que pode ser observada pela inclinação da reta no plano lateral.



**Figura 13:** a-) Visão superior onde pode ser observada a distribuição da gordura, musculatura, bulbo ocular e conteúdo orbitário; b-) Eliminando-se a pele e aumentando a rotação, se avalia melhor a distribuição anterior; c-) Distribuição da gordura, musculatura e bulbo ocular dentro do conteúdo orbitário; d-) Visão inferior; e-) Tornando o osso transparente pode se avaliar os componentes internos com o bulbo ocular e também; f-) Sem o bulbo ocular.



**Figura 14:** a-) Visão lateral da órbita óssea esquerda mostrando o plano de corte na região da base; b-) Em azul claro foi acrescentado o volume de projeção do conteúdo orbitário fora deste plano; c-) Visão supero lateral da órbita óssea mostrando sob outro ângulo o plano de corte; d-) Em azul claro foi acrescentado o volume de projeção determinado pelo plano; e-) Visão inferior mostrando o plano de corte da órbita sob outro ângulo; f-) Composição dos volumes internos ao plano (azul escuro) e externo (azul claro).

## 4.4 Reconstrução 3D na Doença de Graves

Paciente do sexo feminino, parda com quadro de Doença de Graves em estado de remissão completa há mais de três anos. Procurou serviço com queixas de proptose ocular. Os exames pré-operatórios não evidenciaram outras anomalias. Após exame de acuidade visual e campo visual, que se apresentaram normais, a paciente foi encaminhada para tratamento cirúrgico, concordando em fazer parte do estudo de caso pela reconstrução 3D. A paciente M.L.S. foi submetida à tomografia computadorizada com posterior reconstrução 3D que apresentou os seguintes parâmetros quantitativos:

- Lado direito:
  - $v_{corb} = 41,82\text{ml}$ ;  $v_{boc} = 7,5\text{ml}$ ;  $IOO = 5,57$ ;
  - $v_{gord} = 11,28\text{ml}$ ;  $v_{musc} = 5,35\text{ml}$
- Lado esquerdo:
  - $v_{corb} = 39,28\text{ml}$ ;  $v_{boc} = 7,3\text{ml}$ ;  $IOO = 5,38$ ;
  - $v_{gord} = 10,15\text{ml}$ ;  $v_{musc} = 4,98\text{ml}$ .

Constatou-se uma imagem com densidade entre 600 a 900 no padrão do 3dviewnix, na região do seio maxilar direito, que foi segmentada para comparação com o restante da órbita. Esta massa teve seu volume avaliado ( $v = 8,7\text{ml}$ ) e verificou-se que não mantinha relação com a órbita ou seus constituintes, encontrando-se abaixo do assoalho. Verificou-se uma distribuição da gordura e da musculatura ocular de forma simétrica. Constatou-se maior proptose à direita. Foram avaliados os volumes representados pelas paredes ósseas do rebordo lateral e parede medial, que variavam numa faixa de 3 a 4ml para cada uma.

Os elementos visuais encontram-se nas figuras a seguir:

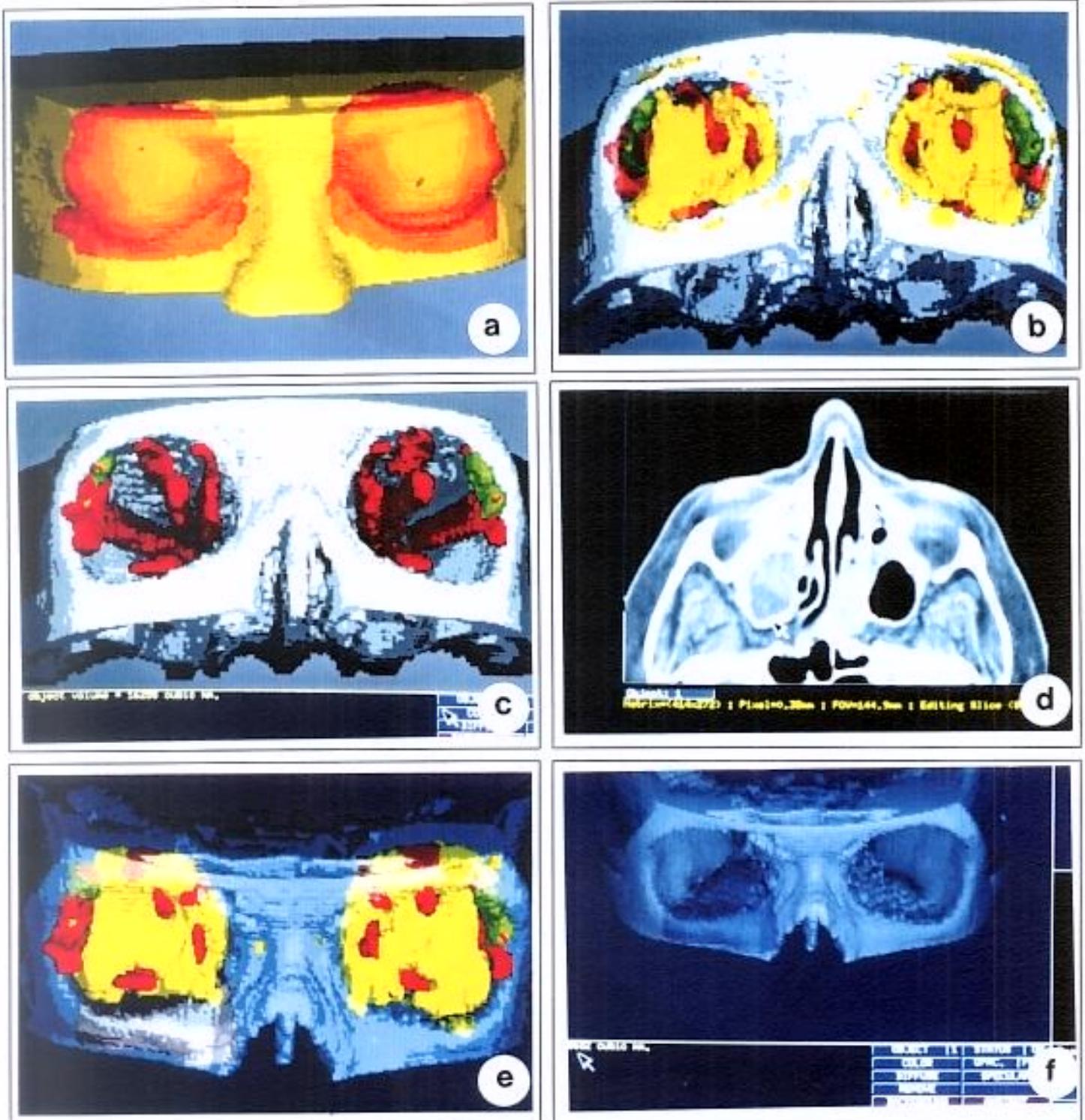
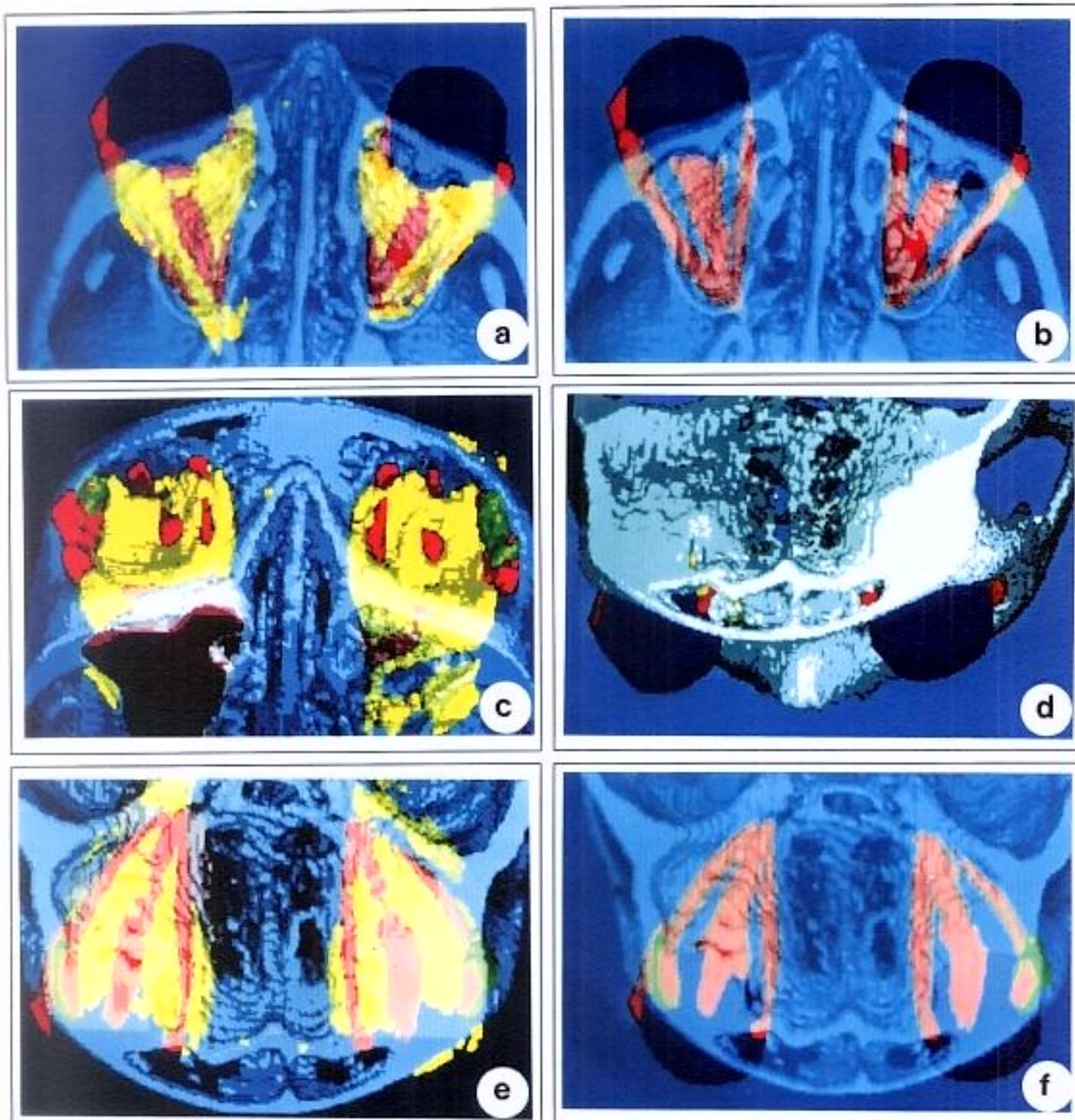
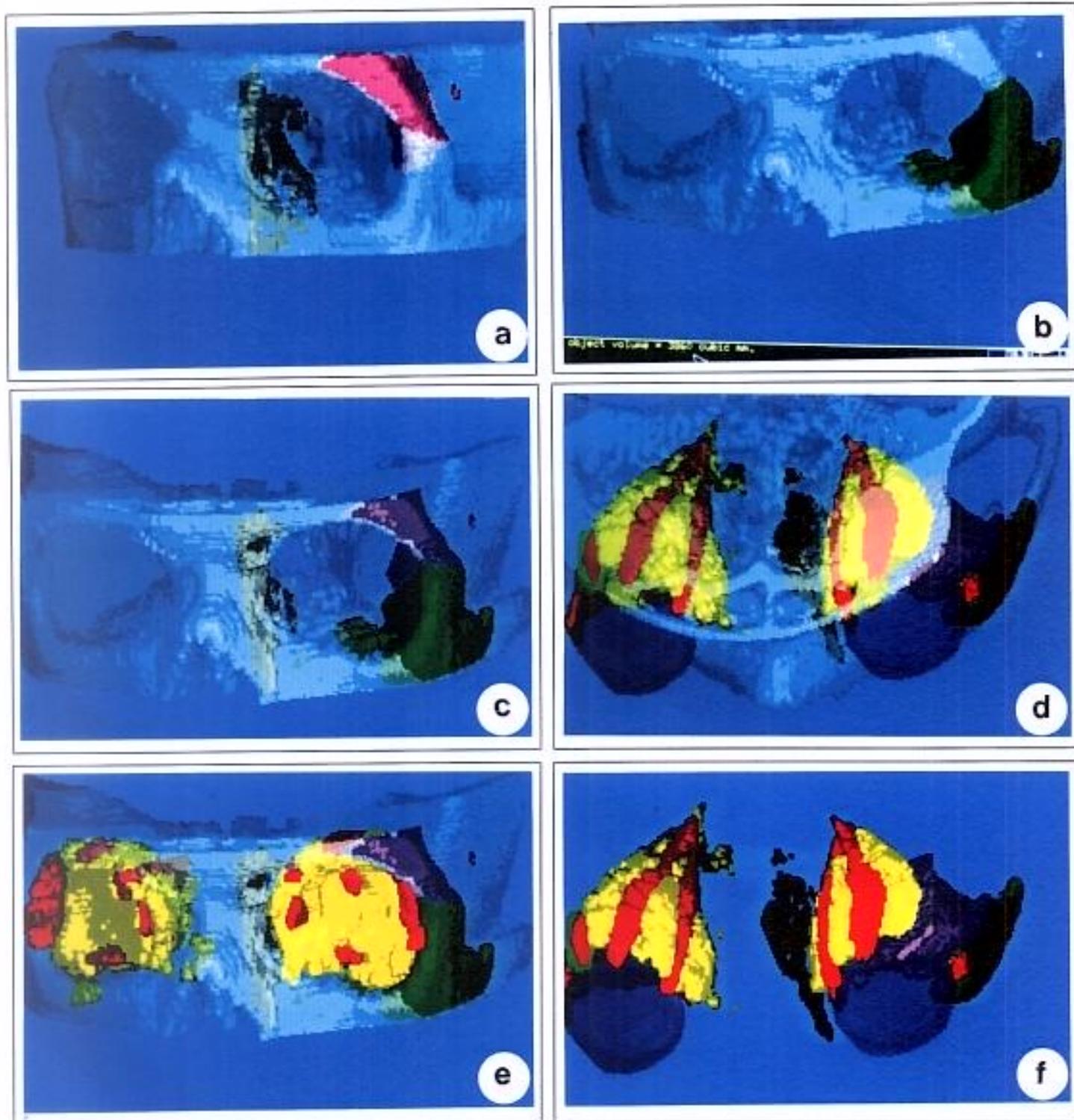


Figura 15: a-) Visão frontal mostrando por transparência da pele, o conteúdo orbitário; b-) Mesma visão, apresentando a gordura a musculatura ocular e a glândula lacrimal (em verde); c-) Remoção da gordura da figura anterior; d-) Corte tomografico mostrando região com efeito de massa no interior do seio nasal direito que foi segmentada; e-) Visualização desta região em relação aos conteúdos orbitários; f-) Individualização desta área e determinação do seu volume 8,682ml.



**Figura 16:** a-) Visão inferior com semitransparência óssea apresentando o bulbo ocular a gordura e a musculatura; b-) Após retirada a gordura; c-) Rotação da figura anterior, para avaliar a relação da massa com o conteúdo orbitário; d-) Visão superior apresentando a projeção do bulbo ocular; e-) Mesma visão relacionando gordura, musculatura e a glândula lacrimal sem o bulbo ocular; f-) Mesma visão anterior com o bulbo ocular e sem a gordura.



**Figura 17:** a-) Corte na parede superior esquerda, rosa ( $v = 3,039\text{ml}$ ) e medial marrom ( $v = 3,45\text{ml}$ ) avaliando o volume ósseo em cada caso; b-) Corte na parede inferior, verde ( $v = 3,860\text{ml}$ ); c-) Composição das três paredes estudadas; d-) Relação entre as paredes e os constituintes orbitários; e-) Visão frontal desta relação; f-) Distribuição espacial das paredes e os constituintes orbitários sem o osso, para comparação visual de seus volumes.

## 4.5 Reconstrução 3D no Traumatismo Orbitário

Paciente do sexo masculino, 52 anos, vítima de acidente automobilístico que resultou em fratura complexa de órbita direita, há seis anos. Tendo sido tratado em outro serviço na fase aguda, permaneceu com quadro de enoftalmo a direita, quando procurou tratamento na clínica privada do Prof. Dr. Cassio M. Raposo do Amaral. O paciente concordou em realizar o exame de Tomografia Computadorizada para posterior reconstrução 3D.

A reconstrução 3D de V.F.C. apresentou os seguintes parâmetros quantitativos:

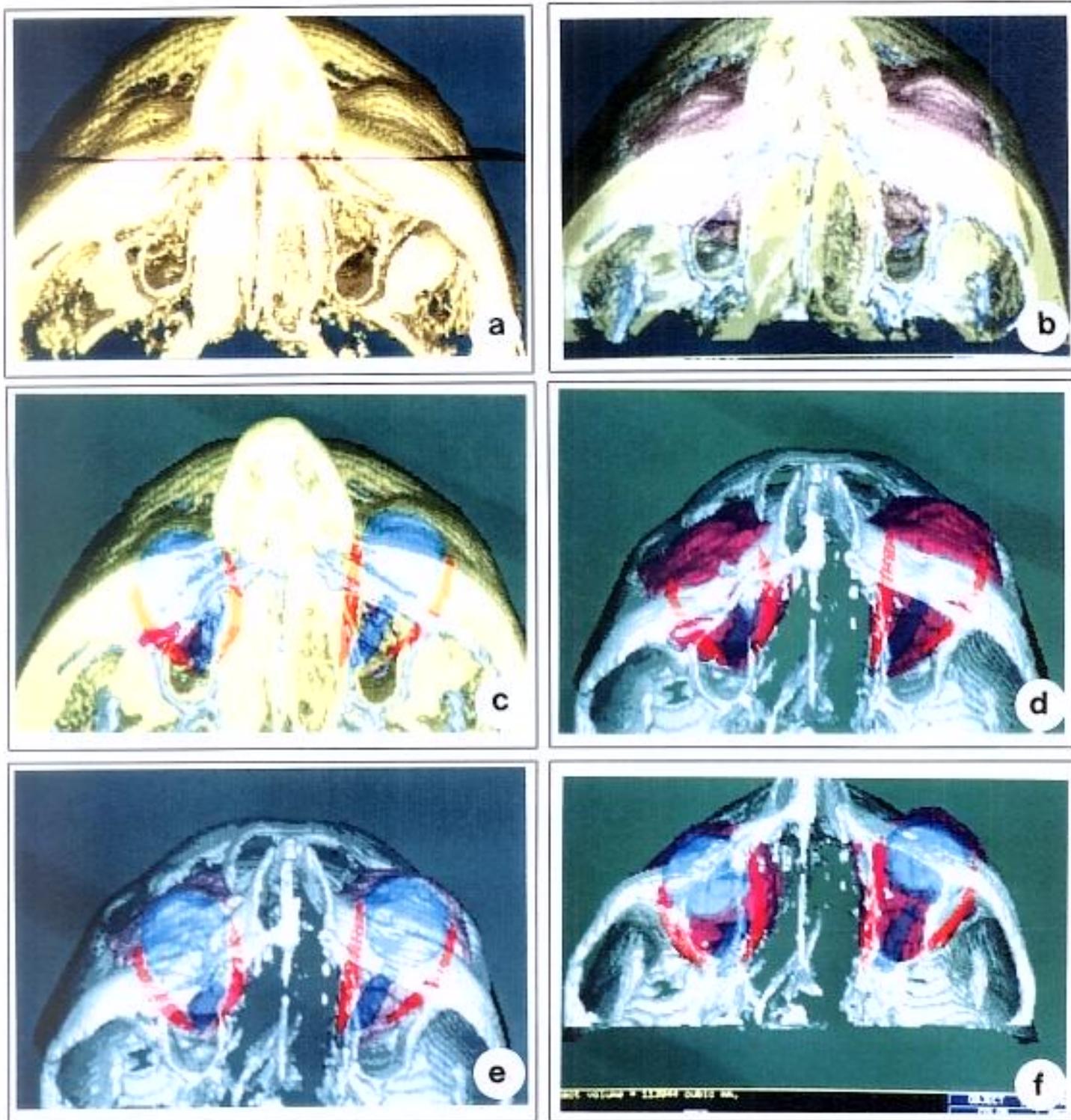
- Lado direito:

$$vcorb = 36,21\text{ml}; vboc = 9,08\text{ml}; IOO = 3,98$$

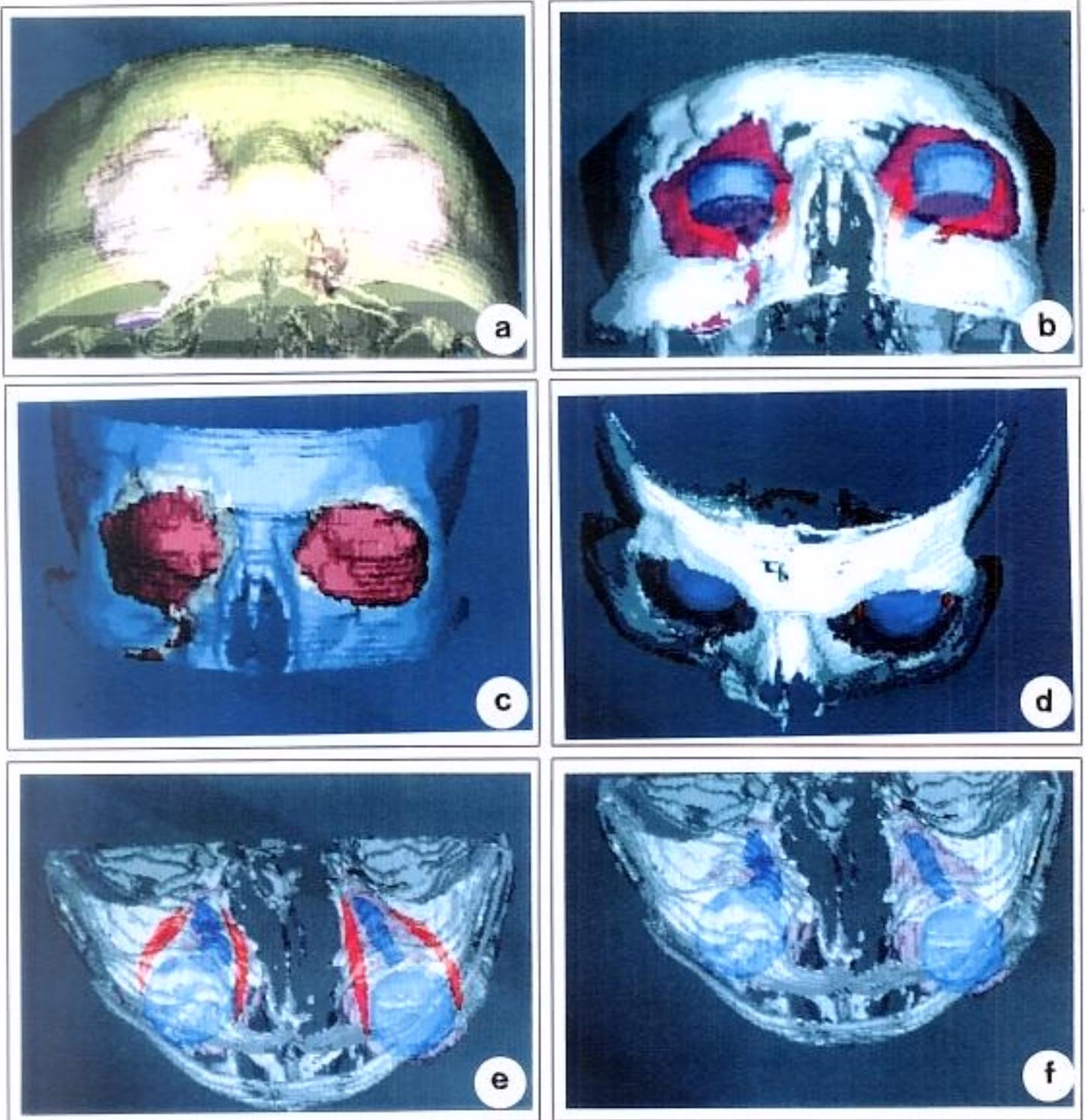
- Lado esquerdo:

$$vcorb = 33,78\text{ml}; vboc = 9,75\text{ml}; IOO = 3,46$$

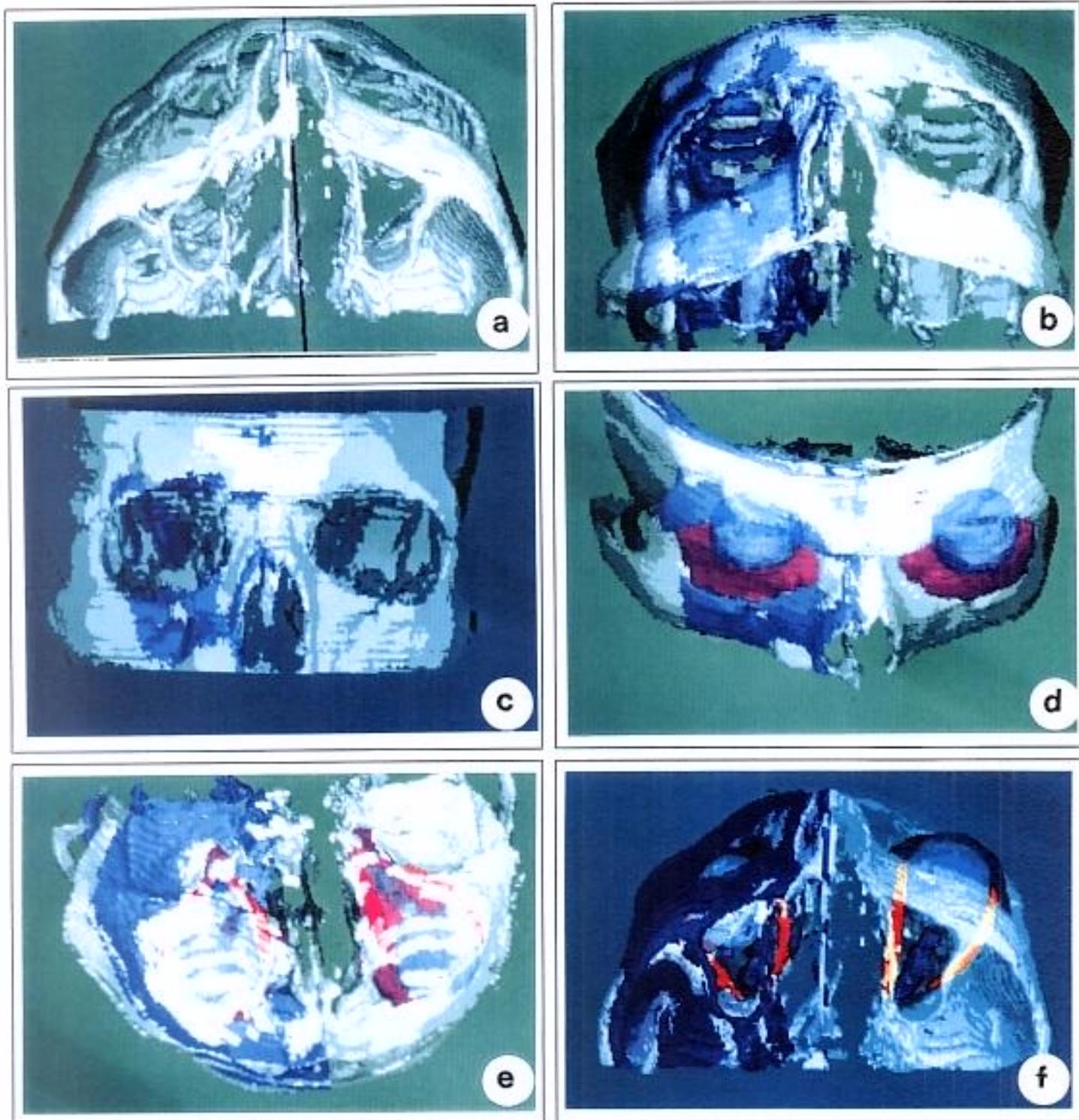
Verificou-se enoftalmo à direita nas imagens de superfície, do conteúdo orbitário, e do bulbo ocular. Verificou-se um alargamento da cavidade orbitária direita, principalmente às custas da parede medial e do teto orbitário medial. Constatou-se uma alteração no trajeto do nervo óptico, com desvio no sentido médio superior. Verificou-se que os músculos retos lateral e medial encontravam-se sem anomalias. Comparando o lado direito com o esquerdo, constatou-se a falta de componentes ósseos à direita, principalmente na região do rebordo inferior e parede medial. Os elementos visuais utilizados no planejamento cirúrgico encontram-se nas figuras a seguir:



**Figura 18:** a-)Visão inferior apresentando pele e um plano para comparar o grau de enoftalmo; b-) Mesma visão com semitransparência de pele e osso, mostrando o conteúdo orbitário; c-) Mesma visão discriminando o conteúdo com músculo, bulbo ocular e nervo óptico; d-)Mesma visão eliminando a pele e o bulbo ocular; e-) Mesma visão relacionando o bulbo ocular com o trajeto do nervo óptico a esquerda; f-) Aumento da rotação da imagem para visualizar melhor o nervo óptico



**Figura 19:** a-) Visão frontal com semitransparência de pele mostrando o conteúdo orbitário; b-) Mesma visão eliminando a pele e discriminando músculo bulbo ocular e conteúdo orbitário; c-) Mesma visão com semitransparência do osso relacionando com o conteúdo orbitário; d-) Rotação da imagem anterior para comparar o enoftalmo; e-) Visão superior com semitransparência óssea mostrando relações do bulbo ocular nervo óptico e musculatura no interior da órbita; f-) Mesma visão eliminando a musculatura.



**Figura 20:** a-) Visão inferior com plano de reflexão na região do septo nasal; b-) Visão frontal do osso. A região em azul semitransparente à direita, é o resultado da reflexão da região à esquerda do plano; c-) Rotação da imagem anterior para mostrar os efeitos da reflexão no interior da cavidade orbitária; d-) Adição dos constituintes orbitários na imagem óssea com reflexão; e-) Visão superior, mostrando os efeitos da adição e a relação com os constituintes orbitários; f-) Visão inferior mostrando este mesmo efeito.

DISCUSSÃO

---

## 5. DISCUSSÃO

---

### 5.1 O Índice Órbita Oftálmico *IOO*

O Índice Órbita-Ofthalmico (*IOO*) é um modelo quantitativo, desenvolvido para expressar numericamente, as relações entre o conteúdo orbitário e o bulbo ocular. Por tratar-se de uma relação entre grandezas iguais (volumes), seus valores são adimensionais. Foi adotado o critério de estudar esta relação após a maturação completa dos órgãos, para evitar interferências indesejáveis, que poderiam ser introduzidas por distúrbios no desenvolvimento de uma ou outra estrutura, em alguma fase do desenvolvimento. Serão analisados a seguir, as características dos constituintes da órbita sob a ótica dos critérios que foram adotados neste trabalho.

#### 5.1.1 Estruturas Variáveis do Bulbo Ocular

Estudando o desenvolvimento do bulbo ocular após o nascimento, DUCKE-ELDER, (1961) verificou a presença de dois tipos de alterações: a primeira no sentido da diferenciação com o início da atividade funcional, e a outra no sentido do crescimento do órgão como um todo. Na introdução deste trabalho, foram citados estudos experimentais que corroboraram com a existência de uma fase de crescimento rápido, que vai do nascimento até os três anos, e outra de crescimento lento, que vai dos três até os 14 anos, quando ocorre a estabilização. Por este motivo, foi estabelecido um limite inferior de 14 anos para idade, na seleção da amostra (item 3.1), com o intuito de eliminar a influência de

um crescimento desproporcionado em uma determinada fase da maturação, que seria compensado em outra. Apesar deste fenômeno ser mais intenso entre os três e quatro anos de idade, (DUKE-ELDER, 1961; TESSIER, 1971; LO et al., 1990; DUNAWAY & DAVID, 1996), a limitação foi estendida para toda a fase de crescimento.

Segundo VISTNES, (1993) as alterações adquiridas do bulbo ocular são predominantemente degenerativas, no sentido da diminuição volumétrica conseqüente a evolução de estados mórbidos, como o diabete e a esclerose auto-imune. Discretos incrementos de volume ocorreriam no glaucoma infantil, traduzidos pela buftalmia, e nas miopias elevadas. Estes quadros porém, produzem repercussão funcional severa associada a pequenas alterações no volume do bulbo ocular. Alguns tumores da infância, ao contrário, produzem alteração volumétrica importante, como se observa no rabdomyosarcoma. Pode-se considerar que, a menos que sobrevenha alguma patologia facilmente detectável, esta estrutura tende a manter seu volume estável por toda a vida. Para evitar situações em que afecções congênicas ou adquiridas estimulassem, ainda que temporariamente o crescimento da órbita, foram descartados (item 3.1) indivíduos em que a anamnese sugerisse tal condição. Por exemplo, pacientes com história pregressa de miopia importante, glaucoma, uveíte, tumores intra-orbitários, traumatismos com fraturas orbitárias, mesmo que sem repercussão clínica, ou abscessos na região, foram descartados da amostra.

A exclusão dos portadores de doenças oculares prévias, que pudessem comprometer o desenvolvimento natural do bulbo ocular na fase de modelagem da cavidade orbitária, foi adotada como medida de prevenir erros de interpretação dos volumes, porque as características de um valor normal não haviam sido estabelecidas.

Embora o conceito da matriz funcional (MOSS, 1959; MOSS, 1975) pudesse ser aplicado a estes indivíduos, para justificar a conformação do volume orbitário pelo estímulo ocular, resolveu-se evitar polêmica neste sentido, deixando para um outro trabalho tal investigação. Com isto, procurou-se afastar outras hipóteses sobre mecanismos fisiopatológicos envolvidos nas fases adaptativas, como por exemplo, a hipótese de uma miopia acentuada na infância provocar órbitas mais volumosas na maturidade.

As ponderações anteriores garantiram maior controle sobre os fatores variáveis do bulbo ocular, permitindo a suposição de que, após a fase de maturação, o elemento que representa o denominador da equação que determina o *IOO*, mantém-se constante.

### 5.1.2 A Influência da Etnia e do Sexo

É sabido que as características de um grupo étnico racial produzem fenotipos de aspectos heterogêneos na região orbitária. Na TABELA A2.3 do *ANEXO 2*, encontram-se valores antropométricos com análise estatística, evidenciando as diferenças no tamanho, posição e orientação da fenda palpebral entre elementos da população caucasiana, negra e amarela, residentes nos Estados Unidos (HAJNIŠ et al., 1994). A análise estatística, apresenta valores significativamente diferentes, quando se comparam as características externas entre as raças. A teoria da matriz funcional porém, não foi questionada para os grupos étnicos neste trabalho. Estudando a mesma situação, FARKAS & KOLAR, (1987) constataram alterações fenotípicas semelhantes, porém sem questionarem a teoria da matriz funcional. É aceitável, assim, que os fatores raciais não influenciem a matriz funcional e por isto podem ser desprezados, como no item 3.1.

Enquanto alguns pesquisadores observaram diferenças nas medidas orbitárias do sexo feminino em relação ao masculino (BITE et al., 1985; MANSON et al., 1986b), outros não fizeram tal distinção (COOPER, 1985; FELDON et al., 1985; WAITZMAN et al., 1992b; VISTNES, 1993; CAMIRAND et al., 1997). Nestes trabalhos, não foram aventadas hipóteses sobre a influência do sexo do desenvolvimento da órbita sendo razoável então, que este elemento seja desconsiderado na avaliação do *IOO* normal, como foi realizado no item 3.1 deste trabalho.

### 5.1.3 Gordura e Glândula Lacrimal

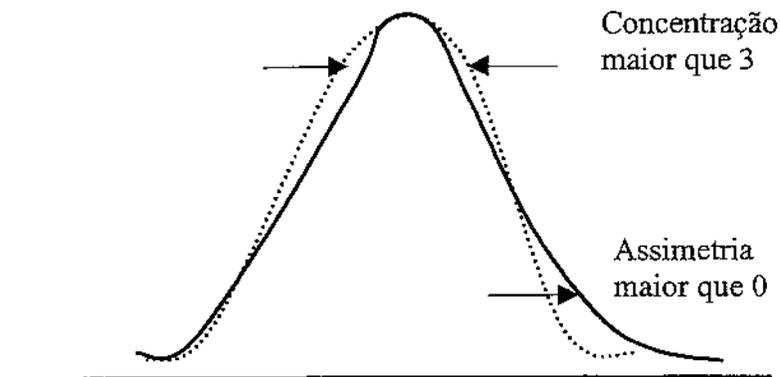
A camada de gordura da órbita tem grande participação no balanço volumétrico do conteúdo orbitário, representando até um terço do seu valor (BITE et al., 1985; FELDON et al., 1985; MANSON et al., 1986b; VISTNES, 1993). Referindo-se às alterações fisiológicas da gordura intra-orbitária, CAMIRAND et al., (1997) postularam que, em condições normais, este componente pode sofrer alguma redução com a idade, mas não o aumento. Os autores realçaram que esta gordura não sofre influência da dieta, permanecendo inalterada em condições de obesidade e também restrições, como constataram nos desnutridos e prisioneiros de campos de concentração.

A glândula lacrimal e a musculatura extrínseca representam os demais constituintes que, normalmente tem participação importante no volume do conteúdo orbitário. Estas estruturas, sofrem alterações volumétricas em condições patológicas, como na Doença de Graves (TROKEL, KAZIM, MOORE, 1993), mas em indivíduos normais, permanecem relativamente inalterados (FELDON et al., 1985).

#### 5.1.4 Análise Estatística

##### *Teste de Hipótese para Distribuição Normal*

A distribuição dos valores do Índice Órbita Oftálmico encontrada neste trabalho, foi submetida a um teste de hipótese para avaliar a possibilidade de ser aproximada pela Distribuição Normal de Moivre, porque esta distribuição permite outras inferências aos resultados, (BEIGUELMAN, 1994). Os coeficientes de assimetria e concentração apresentados na TABELA 3, foram calculados pelo programa Microstat<sup>®</sup>(Ecosoft Inc., 1984). A curva resultante apresentou assimetria de cauda voltada para a direita (coeficiente maior que zero) e concentração mais espiculada (coeficiente maior que três), conforme a figura abaixo. Baseados na Distribuição Normal, o tamanho da amostra,  $n=28$  permitiria uma tolerância de 0,13 para 95% e 0,24 para 99% de confiança. Maiores detalhes encontram-se no *ANEXO 4* item A.4.1.



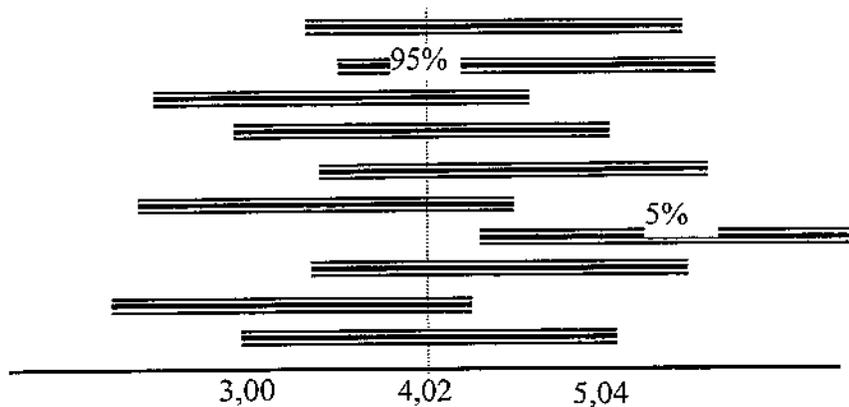
**Figura 21:** Características da curva resultante do teste de Distribuição Normal do *IOO* (assimetria positiva e concentração acima de 3) Em pontilhado a curva Normal padrão.

## O Teste de Shapiro Wilk para o IOO

A realização de mais um teste de representação pela Normal, teve o objetivo de avaliar sob outro ponto, a representatividade da amostra em um teste, que é especialmente adequado para valores de  $n$  baixos, e valoriza os efeitos da assimetria. A aplicação do teste  $W$  para o IOO comprovou também, que esta distribuição pode ser aproximada por uma Normal. Neste teste, quanto mais próximo de 1, melhor a aproximação. A interpretação objetiva porém, foi realizada comparando-se o valor obtido  $W_{IOO} = 0,9436$ , que está acima do valor crítico para 95% de probabilidade que para  $n=28$  que é  $W_5=0,924$ .

## Intervalo de Aplicação do IOO

Tendo sido aceita a hipótese que o IOO tem distribuição normal, pode-se estabelecer que, em 95% das vezes, seus valores se encontrarão dentro desta faixa. Este intervalo corresponde a duas vezes o valor do desvio padrão, representando o universo de eventos possíveis conforme a figura abaixo:



**Figura 22:** Modelo de distribuição para o IOO onde 95% dos valores encontram-se limitados pelo dobro do desvio padrão ( $\sigma = 0,51$ ) em torno da média ( $\mu = 4,02$ ).

### 5.1.5 O *IOO* na Protrusão Ocular

Diante de um quadro clínico de proptose ocular, a sua etiologia pode ser prontamente diagnosticada a partir do valor do *IOO*. Conforme o item 5.1.4, trabalhando na faixa de confiança de 95% obtém-se os limites destas patologias:

---

***IOO* > 5 Situação de Exoftalmo ou Tumor Intra Orbitário**

---

Quanto mais se afastarem dos limites, mais intensa seria a manifestação da patologia, e mais preciso o diagnóstico. Lesões expansivas no interior de uma cavidade orbitária, que teve seu desenvolvimento normal, provocariam a proptose do bulbo ocular pelo aumento do conteúdo retro-bulbar. Os limites numéricos nos permitem classificar e compreender os padrões de normalidade, e o quanto se pode avançar nas patologias, mantendo condições clínicas aceitáveis. Para tanto, foi analisado a seguir um modelo experimental simulando estas alterações, para dar maior suporte nas análises matemáticas que serão propostas na seqüência.

Investigando até que ponto este equilíbrio pode ser alterado, STANLEY et al., (1989) idealizaram um modelo em 13 órbitas de cadáveres frescos, sem história de patologia na região. Para simular o aumento do volume intra-orbitário, foi posicionado na região intra-conal, um catéter tipo Fogarty número 22, introduzido através do nervo óptico. O volume do cateter foi incrementado de 1 a 12ml, monitorando-se a cada mililitro de incremento, o grau de proptose, a pressão intra-orbitária e a excursão ocular. Verificaram a existência de um valor crítico, em torno 7ml de volume injetado, a partir do qual pequenos incrementos de volume provocavam uma elevação muito grande na pressão intra-orbitária,

que se traduzia por um crescimento exponencial. Quanto ao comportamento da proptose, verificaram um aumento proporcionado no início até atingir um patamar quando se tinha 10ml de conteúdo. O exame da motilidade ocular constatou uma queda exponencial com o aumento da pressão intra-orbitária. Os autores concluíram que a proptose apresenta uma ação protetora para a função visual, no sentido de conter o aumento pressórico. Ponderaram que o valor crítico deste incremento pode diferir um pouco do observado, porque estudaram órbitas de vários tamanhos, sendo que no experimento, algumas não suportaram mais de 10ml.

#### •5.1.5.1 *O IOO no Exorbitismo*

Nos indivíduos portadores de exorbitismo, a cavidade orbitária sofre uma transformação, devido ao fechamento precoce das sinostoses, perdendo a forma cônica característica que era provocada pelo processo de escavação da face, durante o desenvolvimento, (TESTUT & JACOB, 1986). A estrutura resultante encontra-se submetida as altas pressões internas, projetando seu conteúdo na região palpebral, que tem menor resistência, por ser a única das paredes orbitárias não formada por osso. Na condição extrema, a cavidade transformar-se-ia numa esfera, porque esta é a forma final do equilíbrio das pressões internas, e o *IOO* poderia ser obtido matematicamente pela relação entre os raios de *vcorb* e *vboc* elevado ao cubo.

Uma vez que todos os componentes da órbita encontram-se presentes, o volume do conteúdo orbitário *vcorb* não deve sofrer alterações importantes, antes que ocorram perdas visuais porque, a pressão excessiva tem impacto inicial sobre a musculatura ocular extrínseca (STANLEY et al., 1989) e posteriormente a visão, (FELDON et al., 1985)

#### •5.1.5.2 O IOO no Exoftalmo

Considerando-se a exoftalmia como patologia ativa, conforme discutido no item 1.6, esta forma vem expressar o sinal clínico de uma alteração do tipo expansiva da cavidade orbitária, à semelhança ao modelo estudado por STANLEY et al., (1989). Por ser uma alteração adquirida, a órbita óssea já se encontra em suas dimensões definitivas quando da instalação da doença. O fator que limita o grau de protrusão fica condicionado à capacidade das estruturas internas suportarem a pressão intra-orbitária, e manter íntegra a função visual.

#### 5.1.6 O IOO no Enoftalmo (Retrusão Ocular)

Em condições de estabilidade do globo, a retrusão ocular ocorre por uma degeneração nos anexos ou por aumento volumétrico da cavidade. Na primeira hipótese, *vcorb* seria menor que o normal e o IOO tenderia para valores decrescentes, enquanto que na outra *vcorb* poderia assumir quaisquer valores, mas dificilmente sofreria incrementos importantes, (BITE et al., 1985; MANSON et al., 1986b). Nesta situação IOO também sofreria a mesma tendência. Conforme o item 5.1.4, trabalhando na faixa de confiança de 95%, poder-se-ia estimar os limites da seguinte forma:

---

$$IOO < 3 \text{ Enoftalmo por atrofia tecidual}$$

---

Na presença de um bulbo ocular normal, o enoftalmo decorre da discrepância entre o volume da órbita e o da cavidade orbitária (BITE, et al., 1985), na qual variações

volumétricas maiores que 5% apresentam repercussão clínica (MANSON, RUAS, ILIFF, 1987). Os principais mecanismos envolvidos no enoftalmo são os seguintes(BITE, 1985; MANSON et al., 1986a; MANSON et al., 1986b; MANSON et al., 1987; PEARL, 1992; YAB, TAJIMA, OHBA, 1997):

- Traumatismo de uma ou mais paredes orbitárias, provocando a expansão volumétrica da cavidade. Se houvesse infiltração, o *IOO* estaria aumentado.
- Distúrbios da distribuição gordurosa por atrofia ou deslocamento. As atrofias podem ser degenerativas, secundárias a necrose pós traumática, consequência de reação auto-imune como a síndrome de Romberg e a síndrome da atrofia sinusal, ou idiopática. Em todos estes casos *IOO* estaria diminuído.
- Contratura ou fibrose de partes moles no interior da órbita, secundário a processos inflamatórios ou traumáticos. Como *vorb* teria um pequeno decremento pela retração, o *IOO* sofreria uma pequena diminuição.
- Mecanismo neurogênico, decorrentes do aprisionamento do nervo óptico. Não haveria interferência no valor do *IOO*.

Valores do *IOO* tendem a sofrer discretas variações no traumatismo com enoftalmo, por características particulares da região, que foram observadas em estudos controlados e em grupos de pacientes com traumatismo orbitário. A maioria dos pesquisadores tem observado um aumento da cavidade orbitária ou seja, da órbita óssea (MANSON et al., 1987; YAB et al., 1997). O conteúdo orbitário, que é avaliado pelo *IOO*, se altera para menos em casos de escape de gordura e para mais em casos de infiltrado inflamatório. Nas seqüelas de trauma, cada situação apresenta uma configuração própria decorrente do mecanismo de fratura e do processo cicatricial.

Em termos quantitativos, BITE et al., (1985) observaram incrementos de 3ml em média nas órbitas fraturadas e MANSON et al., (1986b) entre 0,768 e 3,668 ml, com menor variação para fraturas do assoalho.

Estudando modelos anatômicos, que foram posteriormente constatados em pacientes, MANSON et al., (1986b) e MANSON et al., (1987) postularam que a sustentação do bulbo ocular consistia no equilíbrio entre o sistema ósseo, o sistema de ligamentos e a gordura intra conal. O traumatismo de uma ou mais paredes orbitárias, provocaria distorções neste equilíbrio, alterando a configuração da órbita para um formato mais esférico. O resultado final seria o retroposicionamento de um volume relativamente constante de tecidos para o interior de uma órbita alargada. Insistindo na configuração, GLASSMAN et al., (1990) consideravam a restauração da forma, fundamental para correção do enoftalmo.

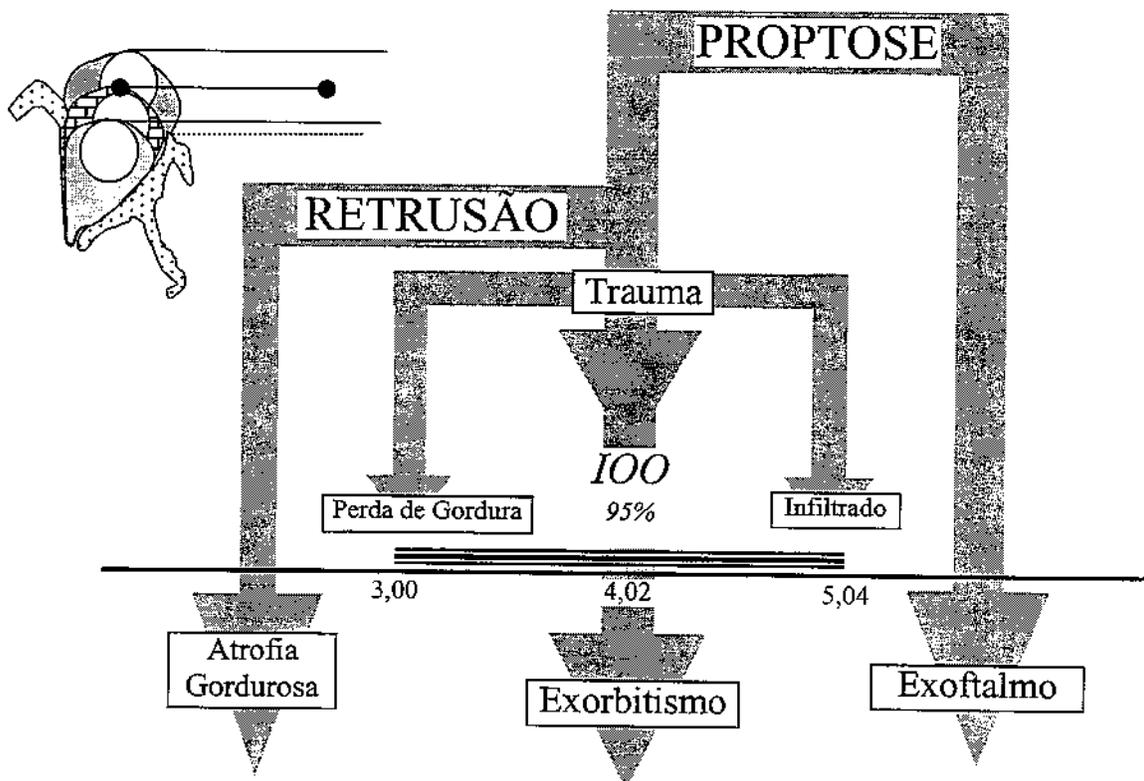
Para PEARL, (1992) a causa mais freqüente de enoftalmo seria a fratura zigomática lateral com comprometimento profundo até o maciço maxilar, que produz um aumento volumétrico posterior e enoftalmia, quando não diagnosticado e tratado corretamente. Com respeito as fraturas tipo "blow-out" do assoalho, YAREMCHUCK, (1992) postulou também que o enoftalmo se deve mais comumente a fratura não detectada da parede medial. Este fato foi comprovado por YAB et al., (1997) que constataram 30 casos de fratura medial em 32 pacientes com fratura inicialmente pura de assoalho. Os autores alertaram que este diagnóstico tornou-se mais preciso com a melhoria dos exames auxiliares. Observaram um grau de enoftalmia diretamente proporcional ao aumento da parede medial, quando as fraturas do assoalho expandiam menos que 2ml, e concluíram que fraturas mais importantes no assoalho produzem enoftalmo por escape da gordura intra-conal.

Os efeitos da remoção de gordura foram avaliados em cadáveres frescos por MANSON et al., (1986a). Os autores observaram que a remoção de toda a gordura extramuscular, (2 a 3ml no total), produzia um movimento inferior de 1mm e posterior de 2mm do bulbo ocular. A retirada da gordura intra-conal (4 a 5ml no total) acentuava esta situação e, quando toda gordura intra-orbitária foi removida, observou-se uma queda de 6mm com retrusão de 9mm. Concluíram que a perda da gordura intra-conal tem ação fundamental na gênese do enoftalmo, mesmo com o sistema de ligamentos, íntegro.

Destes trabalhos, conclui-se que, quando predomina a degeneração gordurosa, os valores do *IOO* podem ser calculados a partir dos ensaios de MANSON et al., (1986a) pois *vcorb* diminuiria num máximo de 6 a 8ml para um enoftalmo de 9mm. A título de exemplo, se considerarmos um *vboc* de 7,0ml e *vcorb* normal de 30ml, ao se considerar uma atrofia gordurosa de 8ml, obteríamos  $IOO = (30 - 8)/7 = 3,1$ .

## 5.2 Generalização do *IOO*

A utilização genérica do Índice Órbita Oftálmico, como obtido neste trabalho, permite que lesões expansivas, degenerativas e secundárias a craniossinostoses da cavidade orbitária, sejam rapidamente diagnosticadas. Pacientes com enoftalmo traumático situam-se numa faixa intermediária, pois o cálculo do *IOO* prescinde que a cavidade seja relativamente íntegra para ser segmentável, e nesta situação não existe variações significativas no *vcorb*, conforme estudos neste sentido, (BITE et al., 1985; MANSON et al., 1986b). Ainda assim se poderia sumarizar estas relações em um esquema como o apresentado na Figura 23.



**Figura 23:** Generalização do *IOO*: Proptose com *IOO* normal indica exorbitismo, *IOO* elevado, exoftalmia. Por outro lado, enoftalmo como *IOO* abaixo do normal indica atrofia de gordura. No trauma com perdas teciduais, o *IOO* pode estar diminuído e no trauma com infiltração, o *IOO* elevado.

### 5.3 Planejamento Cirúrgico com Reconstrução 3D

O planejamento cirúrgico das patologias orbitárias utilizando a reconstrução 3D tornou-se rotina nos centros desenvolvidos, conforme exposto na introdução deste trabalho. Na maioria dos estudos entretanto, esta avaliação se restringe a investigação do esqueleto ósseo da órbita. A metodologia aqui desenvolvida possibilitou, através da segmentação manual, a escolha de qualquer estrutura que seja segmentável.

Utilizando a segmentação manual, foram selecionados os componentes da órbita que desempenham um papel ativo na dimensão volumétrica e no arranjo espacial das

estruturas. Foram selecionados, para demonstrar o potencial desta metodologia, três casos clínicos que foram avaliados no âmbito da reconstrução 3D e cujos resultados serão apresentados a seguir:

### 5.3.1 Anomalia de Crouzon

Doença descrita por CROUZON, (1912) que representa a principal anomalia craniofacial associada a craniossinostose. Trata-se de uma malformação congênita, de transmissão genética autossômica dominante, com penetrância incompleta e incidência em torno de 1:25.000 nascidos vivos. Caracteriza por exorbitismo, secundário a craniossinostose de múltiplas suturas, principalmente a sutura coronal, (PERSING & JANE, 1997).

Existem controvérsias quanto ao mecanismo fisiopatológico associado a craniossinostose. A teoria da matriz funcional proposta por MOSS, (1959) tinha como base o fato comprovado de suturas normais em pacientes com craniossinostose. Esta constatação dirigiu as pesquisas do autor no sentido de investigar o desenvolvimento da base do crânio, que o levou a concluir ser esta, a sede do fechamento precoce. A manifestação que ocorre na calota craniana, foi atribuída à ação a distância de bandas do tecido fibroso da dura-mater, que orientavam o crescimento, e seriam a causa da soldadura precoce em casos patológicos. Posteriormente MOSS, (1975) ratificou suas idéias, declarando que o formato do crânio seria uma expressão geneticamente determinada pelo crescimento da massa neural. Embora não questionasse formalmente estas idéias, PERSSON et al., (1979) estudando o efeito de craniossinostose induzida em coelhos, demonstraram que uma alteração primária na forma do crânio, obtida pelo bloqueio do crescimento da sutura, resultava em alterações secundárias na região. Utilizando este conceito, LAURITZEN et

al., (1996) basearam-se na remodelação contínua do crânio durante o desenvolvimento e propuseram um modelo ativo na abordagem das craniossinostoses.

O tratamento cirúrgico da Anomalia de Crouzon utilizando a via intracraniana foi primeiramente proposto por TESSIER, (1971). A técnica consiste em uma osteotomia ampla, coincidindo com as linhas de fratura tipo Le Fort III, que produzem uma disjunção craniofacial. Através da mobilização anterior do terço médio, com enxertias nas regiões das osteotomias, se obtém um aumento volumétrico nas órbitas e região naso-maxilar, que geralmente são acometidas na doença. A realização da craniotomia frontal foi descrita como uma forma de ampliar com segurança o procedimento. Dentre as muitas variações desta técnica, o Avanço em Monobloco proposto por MONASTÉRIO, DEL CAMPO, CARRILLO, (1978) trouxe variações mais importantes porque permitiu a mobilização da região frontal em conjunto com o terço médio.

Se considerarmos que tanto o bulbo ocular como a cavidade orbitária tenham evoluído para uma forma esférica nos pacientes com exorbitismo severo, seus volumes poderiam ser relacionados aos respectivos raios conforme o ANEXO 4, item A4.2. Sendo  $D_{corb}$ , o diâmetro da cavidade esférica  $vcorb_{esf}$  e  $D_{boc}$ , o diâmetro do bulbo ocular esférico  $vboc_{esf}$ , obtém-se a seguinte relação:

---

$$vcorb_{esf} = \pi/6(D_{corb})^3 \quad (2)$$

---

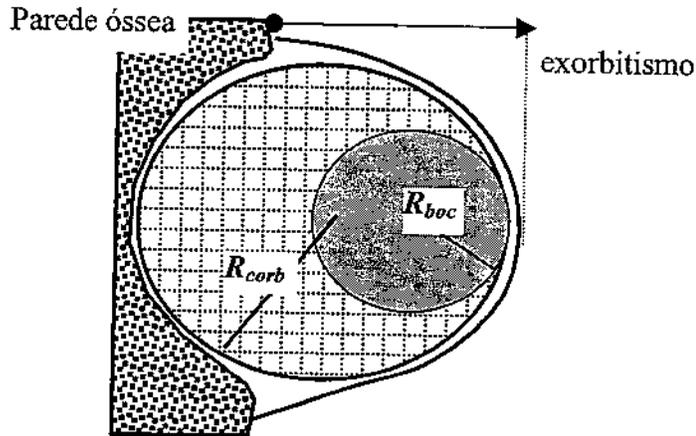
- $vboc_{esf} = \pi/6(D_{boc})^3$

- como  $IOO = (v_{corb_{esf}}) / (v_{boc_{esf}})$
- $D_{corb} = [ \frac{6}{\pi} (IOO \times v_{boc_{esf}}) ]^{1/3}$

Um paciente que tenha o bulbo ocular normal numa situação hipotética, seu volume poderia ser considerado igual ao valor proposto por VISTNES, (1993)  $v_{boc} = 7,0\text{ml}$ . Supondo um caso de exorbitismo com  $IOO = 4,0$  pode-se calcular as dimensões de uma cavidade orbitária que representasse estas condições.

$$D_{corb} = [ (1,908) \times (4,0) \times (7,0) ]^{1/3}$$

$$D_{corb} = 37,6 \text{ mm}$$



**Figura 24:** Esquema representativo de um caso de exorbitismo com grande protrusão do bulbo ocular. As paredes fechadas precocemente são rasas tendendo para forma esférica.

Pode-se verificar que este valor é compatível com os diâmetros médios encontrados no paciente LLC, ou seja:  $DH = 35,4\text{mm}$  e  $DV = 41\text{mm}$ .

Na realidade, o fechamento precoce das suturas promove distorções particulares em cada configuração como pode ser observado nas figuras deste caso clínico, em que houve uma soldadura mais acentuada na região da face do que no crânio.

A avaliação do volume da órbita óssea foi empregada no estudo da região orbitária através de reconstrução 3D (BITE et al., 1985; CHARTERIS, et al., 1993) e também nas medidas em crânio seco COOPER, (1985). A padronização do plano que constitui a base da órbita é difícil, porque não existem pontos de referência únicos nesta região. Este plano, necessariamente teria que estar apoiado em regiões mais proeminentes do rebordo orbitário e, nos indivíduos normais, estaria quase que paralelo ao plano frontal. Existem porém, alterações do rebordo provocadas pela idade, traumatismos, ou anomalias congênitas. Estas alterações levariam à modificações significativas na orientação espacial do plano, como observado no paciente L.L.C., que devido a hipoplasia maxilar severa, apresentou inclinação importante. Considerando este plano, sua órbita óssea teria um volume aproximado de 20ml, ou 35% menor que o valor do conteúdo orbitário. O volume é aproximado pois, como rebordo é irregular, o plano que define o limite inferior, não engloba exatamente todos os elementos da órbita. A divisão deste valor pelo volume do bulbo ocular poderia fornecer um novo índice, cuja característica poderia ser estudada em trabalhos futuros.

### 5.3.2 Exoftalmia de Graves

Os tratados de Clínica Médica (DILLMANN, 1996) apresentam a Doença de Graves como uma tireotoxicose de etiologia auto-imune, que acomete mulheres oito a dez vezes mais do que os homens, incide entre 20 e 40 anos manifestando-se através de uma plêiade de sinais e sintomas, ora dramáticos ora latentes. Estes fenômenos decorrem da formação de autoanticorpos denominados TSI (demonstrados em 80% do plasma dos indivíduos acometidos) que se ligam aos receptores do TSH, estimulando a glândula ao

hipertireoidismo. Relatam que a doença tem tendência familiar, associada com os antígenos de histocompatibilidade, HLA-B8 e HLA-DR3. Encontram-se citados na maioria dos textos os nomes de Parry, que em 1786 descreveu sinais e sintomas da doença, e Robert Graves que em 1835 e von Basedow em 1940, associaram a manifestação clínica com a função da tireóide, (OLIVARI, 1991; DILLMANN, 1996; WEST & STRANC, 1997).

A exoftalmia, ou oftalmopatia de Graves é um processo possivelmente de etiologia auto-imune que acomete a órbita de indivíduos portadores da Doença de Graves. Esta forma ocular, atinge entre 30 a 75% dos indivíduos com a Doença de Graves mas a neuropatia óptica só se desenvolveu em 2 a 5% destes pacientes (OLIVARI, 1991; WEST & STRANC, 1997). O comprometimento orbital pode ocorrer em qualquer fase do curso da doença, e muitos casos evoluem espontaneamente para cura em um ano (STARK & OLIVARI, 1993). A provável causa da neuropatia óptica é a compressão mecânica exercida pela musculatura na região do ápice orbitário, pois o nervo óptico não sofre alteração volumétrica nas formas leves e moderadas da doença (SHAMMAS, MINCKLER, OGDEN, 1980). A perda do campo visual foi o sinal mais observado nos portadores de neuropatia por Graves (KENNERDDELL et al., 1981). Na fisiopatologia, observa-se o acometimento da musculatura ocular extrínseca, principalmente do músculo reto medial, da gordura e da glândula lacrimal que tornam-se infiltrados por linfócitos durante a fase aguda, pelo acúmulo de mucopolisacárides e glicosaminoglicanas. Embora haja evidências de mesmo mecanismo auto-imune, a causa deste depósito de imunocomplexos na cavidade orbitária necessita ainda hoje de melhor estudo, (FELDON & WEINER, 1982; FELDON et al., 1985; PEARL, VISTNESS, TROXEL, 1991; TROKEL, KAZIM, MOORE, 1993).

O diagnóstico e o grau de comprometimento da oftalmopatia é clínico e se baseia no Sistema de Werner (classificação de 0 a VI). O melhor parâmetro para avaliar o risco de neuropatia compressiva, é a limitação da motilidade horizontal e não o grau de proptose (FELDON, MURAMATSU, WEINER, 1984). As propostas cirúrgicas para a correção do exoftalmo baseiam-se na ampliação volumétrica da cavidade e na remoção de gordura.

Através de um estudo controlado, PEARL et al., (1991) utilizaram quatro órbitas de cadáver para simular cirurgias descompressivas avaliando, através de moldes de argila, o volume obtido após a fratura medial, lateral e do assoalho orbitário em separado. Verificaram que a expansão medial conferia um aumento de 2ml, a expansão lateral utilizando o método de WOLFE, (1979) um volume de 2,5ml e a fratura do assoalho, 2ml.

Num histórico sobre as cirurgias descompressivas para tratamento do exoftalmo, MORAN, LETTERMAN, SCHURTER, (1972) atribuem a abordagem da parede lateral a Dollinger em 1911 que utilizou a descrição de Kröenlein em 1889. A descompressão paranasal pela osteotomia da parede medial é creditada a Sewall em 1926, a osteotomia do assoalho, creditada a Hirsch e Urbaneck em 1930 e do teto, a Naffziger em 1931. Para casos mais intensos, foram adotadas associação de osteotomias, sendo clássico o procedimento descrito por Walsh e Ogura, em 1957 que abordava as paredes medial e o assoalho, (WOLFE, 1979; THALLER & KAWAMOTO, 1990; OLIVARI, 1991; WEST & STRANC, 1997). Na década de 70, WOLFE, (1979) propôs a fratura de três paredes com impactação da parede medial modificando a abordagem descrita por Tessier em 1969, por alteração na posição da fratura sobre o arco zigomático. A fratura de quatro paredes tem sido defendida como o melhor meio para descompressão de casos mais severos, (WEST &

SRTANC, 1997). Um método alternativo que se baseia na remoção do rebordo superolateral foi proposto por ELIZEVICH et al., (1994) relatando grande redução na proptose com pequena exposição da dura-mater. Uma associação de procedimentos descompressivos, iniciando pela remoção de gordura, passando para abrasão das paredes e finalizando com a técnica das três paredes, com impactação para casos mais severos, foi proposta por RAPOSO DO AMARAL et al., (1994).

A descompressão orbitária baseada exclusivamente na remoção de gordura proposta em 1920 (WEST & STRANC, 1997) foi apresentada por OLIVARI, (1991) que relatou bons resultados, retirando uma média de 6ml de gordura em 147 pacientes. O mesmo autor ratificou estes resultados em acompanhamento tardio, STARK & OLIVARI, (1993) em que descrevem as vantagens deste método sobre as fraturas. No mesmo ano TROKEL et al., (1993) utilizaram a remoção de gordura para descompressão orbitária em 81 pacientes com exoftalmo não maior que 25mm, removendo de 3 a 6ml em cada órbita, em que observaram uma redução média de 1,8mm de proptose. A TABELA 9 compara as técnicas empregadas e os resultados obtidos no tratamento por alguns autores.

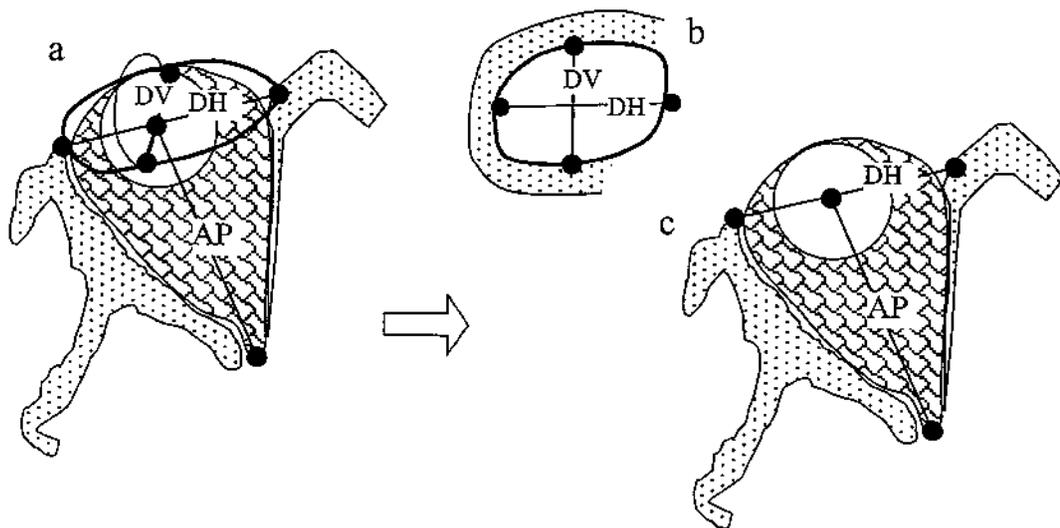
TABELA 9

Técnicas e Resultados obtidos no tratamento do exoftalmo Na coluna de redução, são apresentados valores conforme as publicações, que medem o quanto se reduziu.

Autor/ ano	n	Método	Redução (mm)
WOLFE, 1979	10	3 paredes	4—9
THALLER & KAWAMOTO, 1990	6	3 paredes modificada	4—9
OLIVARI, 1991	147	Remoção de gordura	3—10
PEARL et al., 1991	8	3 paredes modificada	(7-12)—(4-7)
TROKEL et al., 1993	81	Remoção de gordura	1,8 (0—6)
ELIZEVICH et al., 1994	5	Rebordo Superolateral	9—21
WEST & STRANC, 1997	22	4 paredes	6,1 (2—14)

No caso clínico apresentado, os volumes que aparecem relativos às paredes, representam uma opção para o aumento volumétrico da cavidade em até 12ml. A representação visual da gordura orbitária nas diversas projeções tem a intenção de auxiliar nas estratégias de remoção deste componente.

Em termos geométricos, a órbita poder ser dissociada em um cone de base elíptica posicionado à altura do rebordo complementado por uma estrutura esférica em sua base, conforme a Figura 25.



**Figura 25:** Aproximação geométrica da órbita: (a) parte óssea em sombreado e região da base limitada pelas partes moles em tracejado. O conjunto é representado por um cone e uma esfera com seus valores projetados no plano frontal (b) e no plano axial (c).

O volume desta configuração cônica, denominado  $vcorb_{con}$ , pode ser calculado com base nos valores dos diâmetros horizontal DH, diâmetro vertical DV e na distância do ápice ao centro do cone AP. Utilizando as fórmulas detalhadas no A4.2 do ANEXO 4, teríamos o seguinte:

- $vcorb_{con} = \frac{\pi}{3} \left( \frac{DV}{2} \times \frac{DH}{2} \right) \times AP + va$

O volume  $va$ , corresponde a projeção anterior do bulbo ocular e pode ser aproximado por uma meia esfera com diâmetro igual ao maior dos diâmetros do rebordo orbitário, que geralmente corresponde ao diâmetro horizontal da órbita DH. Matematicamente se expressa da seguinte forma:

- $va = \frac{4\pi}{6} (DH/2)^3$

Por este modelo, somente o volume anterior  $va$  sofreria aumento nos indivíduos com exoftalmia. Pode se considerar que a protrusão ocorre preferencialmente no sentido pósterio-anterior uma vez que as paredes ósseas limitam as outras direções conforme PEARL et al., (1991). Desta maneira, o novo volume de projeção do conjunto, denominado  $v_{proj}$ , corresponderia a um cilindro com altura proporcional ao grau de exoftalmia,  $\Delta exmm$ , obtido da diferença entre os valores da exoftalmometria na condição atual, para a do indivíduo normal. O valor de  $v_{proj}$  seria então:

- $v_{proj} = \pi x (DH/2)^2 x \Delta exmm$

O volume orbitário final no exoftalmo,  $v_{orb_{con}}$  seria determinado, acrescentado o valor de  $v_{proj}$  na formula do volume cônico:

- $v_{orb_{con}} = \frac{\pi}{3} [(DV/2 x DH/2) x AP] + [\frac{4\pi}{6} (DH/2)^3] + [\pi x (DH/2)^2 x \Delta exmm]$
- $v_{orb_{con}} = \frac{\pi DH}{12} (DV x AP + DH^2) + \frac{\pi}{4} (\Delta exmm x DH^2)$

Esta equação pode ser simplificada quando se considera a base da órbita como sendo circular. Desta forma os valores de DV e DH são substituídos por um valor médio entre os dois  $D = \frac{1}{2}(DV + DH)$

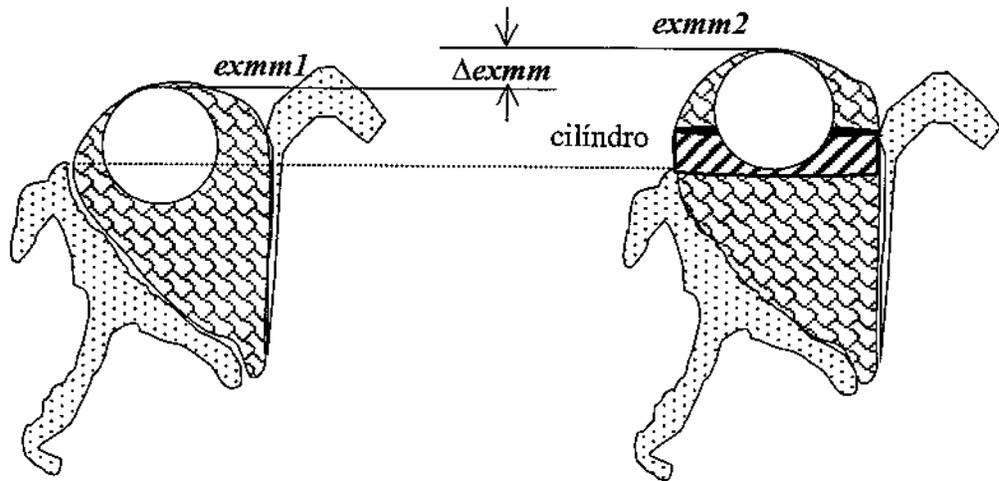
- $v_{orb_e} = \frac{\pi}{12} (AP + D) x D^2 + \frac{\pi}{4} (\Delta exmm x D^2)$

---


$$v_{orb_{con}} = \pi/12(AP + D + 3\Delta exmm) \times D^2 \quad (3)$$


---

A figura abaixo representa a protrusão unidirecional do bulbo ocular que pode ser aproximada pelo cilindro de volume de expansão.



$$\Delta exmm = exmm2 - exmm1$$

**Figura 26:** Modelo de exoftalmo no qual a expansão é representada em volumes por um cilindro de base igual ao rebordo e altura proporcional ao grau de proptose

O experimento de STANLEY et al., (1989), pressupunha que o conteúdo orbitário pudesse tolerar um máximo de 14mm de proptose na sua máxima expansão. Poderíamos avaliar uma situação extrema que levasse a uma exoftalmia importante,  $exmm2=30mm$ ,  $exmm1=17mm$  considerando-se este o valor normal, (HENDERSON, 1973) que ira resultar em  $\Delta exmm=13mm$ . Em órbitas normais, os valores de AP estão em

torno de 40mm e D=37,5mm (MANSON et al., 1987). Introduzindo estes parâmetros na equação (3) obtém-se o valor de *vcorb* pelo modelo cônico

$$vcorb_{con} = \pi/12(AP + D + 3\Delta exmm) \times D^2$$

$$vcorb_{con} = \pi/12(40 + 37,5 + 39) \times (37,5)^2 = 42,9ml$$

Utilizando os valores de VISTNES, (1993), atribuindo 30ml para o volume orbitário, verifica-se que esta situação corresponderia hipoteticamente a uma expansão de 12,9ml em uma órbita normal. Se empregarmos um *vboc* do mesmo autor, 7ml, obtém-se um valor para *IOO* = 6,1.

### 5.3.3 Enoftalmo Pós-Traumático

Os aspectos envolvidos no enoftalmo pós-traumático foram discutidos no item 5.1.6. O aumento volumétrico da cavidade é limitado pelos seios circunjacentes, a exceção da parede lateral. Na falta de um modelo previsível, poderíamos assumir a afirmação de MANSON et al., (1987) que a órbita enoftálmica pós-trauma tenderia a uma configuração esférica, e propor um volume da cavidade resultante como.

---


$$vcorb_{frat} = \pi/6 (D_{frat})^3 \quad (4)$$


---

O diâmetro desta nova cavidade seria um reflexo do aumento volumétrico que as paredes fraturadas impuseram à nova configuração. Até o momento não se tem idéia de como este modelo se adapta aos casos reais.

O caso clínico apresentado, evidenciou o aumento da cavidade, bem como sua etiologia e a forma mais esférica que esta configuração assumiu. A reflexão da superfície óssea na simulação cirúrgica, sugeriu pontos da cavidade orbitária anômala que deveriam ser corrigidos no ato cirúrgico, para que as órbitas atingissem a mesma conformação.

### 5.3.4 Análise dos Modelos Matemáticos

Provavelmente o modelo cônico representado pela equação (3) interprete melhor a correlação que as variáveis clínicas exercem na exoftalmia, pois leva em conta as principais características geométricas da órbita. Em sua descrição matemática estão as dimensões do ápice orbitário AP, traduzindo a profundidade do cone incrustado no crânio, bem como sua projeção externa expressos pela esfera de diâmetro D, e o cilindro de proptose determinado por  $\Delta exmm$ . Também compõem sua equação os diâmetros orbitários DH, DV (aproximados pela média D), que representam a projeção horizontal deste cone na face. Como o modelo esférico leva em conta somente os diâmetros da base da órbita, não poderíamos utilizá-lo em situações que os demais parâmetros clínicos tivessem influência.

Ainda assim, ao se aplicar aos modelos os valores quantitativos de uma órbita normal encontrados na literatura:  $vcorb=30ml$   $vboc=7ml$ , DH=40mm, DV=35mm, AP=40mm, (MANSON, RUAS, ILIFF, 1987; VISTNES,1992), os volumes obtidos não diferem tanto do preconizado por estes mesmos autores como vemos abaixo:

$$vcorb_{esf} = \frac{\pi}{6}(37,5)^3 = 27,6ml \text{ (8\% abaixo)}$$

$$vcorb_{con} = \frac{\pi}{12}(40 + 37,5 + 3(0)) \times (37,5)^2 = 28,5ml \text{ (5\% abaixo)}$$

Estes valores, obtidos a partir de interpretações tão diferentes, indicam que é preciso muita prudência na utilização de fórmulas como forma de diagnóstico. Pode-se constatar que as equações (2) e (3) representam modelos que são adequados para situações particulares, sendo válidas apenas dentro dos limites que geraram a fórmula final. A utilização de cada uma, tem a finalidade de auxiliar a interpretação sobre as tendências que a configuração orbitária vai assumindo frente as situações clínicas reais.

Como regra geral, entende-se que a configuração da geometria orbitária real é particular para cada indivíduo. O processo de rendering da reconstrução 3D apresenta estas características de maneira muito próxima do real. O *IOO* se constitui num parâmetro quantitativo de referência, e as interpretações matemáticas advindas deste estudo são ferramentas numéricas que auxiliam na tríade diagnóstico, planejamento cirúrgico e prognóstico.

## 5.4 Limitações da Reconstrução 3D

Dentre as limitações no processo de reconstrução tridimensional de imagens, a que representa o maior desafio aos pesquisadores, é o processo de segmentação. No estágio atual, a segmentação automática encontra-se limitada aos padrões de cores das imagens obtidas. Quanto maior a diferença entre as estruturas, mais fácil e precisa se torna esta tarefa. É por esta razão que a maioria dos equipamentos comerciais, trabalham apenas com dois tipos de imagens em três dimensões: a óssea, cujo limiar é elevado, acima de +1.000H, e a imagem da superfície, representando a pele com limiar torno de +100H, que é contrastada com o ar, de limiar em torno de -1.000H apresentando uma grande diferença.

O processo de segmentação torna mais rica a análise porque as estruturas podem ser montadas e desmontadas a qualquer momento. A relação espacial entre elas pode ser avaliada em qualquer ângulo, e os valores de seus volumes comparados. Com isto, teorias podem ser comprovadas, como no caso a da matriz funcional, que foi objeto de estudo neste trabalho e em outro realizado por KANE et al., (1997) utilizando também a segmentação manual para identificar os músculos masséter, temporal e pterigoídeos. Os autores se propuseram a estudar a relação volumétrica entre os músculos da mastigação e os ossos correspondentes em 27 crianças com microssomia hemifacial. Mesmo com auxílio de um programa como o ANALYSE, relataram dificuldades importantes na segmentação de vários músculos com hipotrofia, que não permitiam a identificação correta dos objetos em estudo. Concluíram, em concordância com a teoria da matriz funcional, que o grau de hipoplasia da musculatura específica determina o grau de hipoplasia da sua respectiva inserção e origem óssea, mas não a recíproca. Ou seja, o osso hipoplásico não determina o volume do músculo nele inserido.

Neste trabalho, foram eleitas as estruturas mais facilmente segmentáveis no interior da órbita para o cálculo do *IOO*. Em órbitas normais, o bulbo ocular tem sua periferia bem definida na imagem tomográfica sendo facilmente segmentável. Na ausência de trauma ou patologias infiltrativas, os limites da parede orbitária bem como do plano palpebral, que faz divisa com o ar, são segmentáveis com facilidade. Durante as fases iniciais do trabalho, foram realizadas uma série de simulações onde, propositadamente estes limites anatômicos eram ultrapassados. Como resultado, as imagens obtidas eram distorcidas, mas

foram observadas pequenas variações volumétricas em relação à estrutura correta, em média 5% a 8%.

Se a segmentação manual do bulbo ocular e do conteúdo orbitário pode ser realizada de modo seguro, o mesmo não se afirma com relação a musculatura ocular extrínseca, o nervo óptico e a glândula lacrimal, que apresentam densidades próximas e podem ser confundidas, em situações em que a anatomia foi alterada. Foi utilizado rotineiramente nestes casos, a sobreposição de estruturas segmentadas para avaliar se ocupavam a mesma posição espacial ao final do processo. O processo de segmentação manual destas estruturas não está isento de erros, que embora pequenos do ponto de vista quantitativo, podem representar importantes distorções anatômicas.

A segmentação da gordura intra orbitária pode ser realizada por processo automático baseado no limiar de threshold para a gordura. Este objeto à maneira dos demais, foi comparado com as outras estruturas para detectar possíveis distorções.

## 5.5 Perspectivas

Os cientistas que desenvolveram a tomografia computadorizada, utilizaram o raio-X, um princípio existente havia mais de 70 anos, para revolucionar o conceito de imagem médica nos anos 70. Aproveitando-se das imagens tomográficas, os pesquisadores que implementaram a reconstrução tridimensional, demoraram apenas 15 anos para concluir tal intento. Esta é mais uma constatação de que o conhecimento científico e a geração de tecnologia evoluem exponencialmente.

A reconstrução 3D, por suas características muito próximas à realidade, simplificou sobremaneira o ato cirúrgico pelo planejamento mais eficaz, pela visualização espacial e pela confecção de moldes que facilitaram a reconstrução óssea permitindo ao cirurgião “treinar” no terminal de vídeo algumas idéias que não poderiam ser executadas no paciente. Utilizando análise volumétrica a partir de imagens tomográficas ROTH et al., (1997) referiram ser esta, a primeira vez que se procurou quantificar o incremento de osso devido a distração óssea na mandíbula. Os autores destacaram a acurácia do método e a importância que esta prática vai assumir nesta e em outras aplicações que envolvem cirurgia craniofacial.

O emprego de computadores no interior do centro cirúrgico, realizando reconstrução 3D em tempo real, durante a cirurgia, foi documentada por HOLLE et al., (1996). O uso de computadores pessoais com performance duas vezes superior às estações de processamento como as da SUN Microsystems (Santa Clara, California), foi apresentado por UDUPA et al., (1997) que utilizaram uma plataforma de operação semelhante à que foi adotada na fase final deste trabalho. Os autores, destacaram a versatilidade do novo equipamento, e que a facilidade de locomoção possibilitou uma interação direta com o cirurgião a nível ambulatorial e sala de cirurgia. Este fato foi constatado neste trabalho, de uma forma prática. Durante aproximadamente três anos, conseguiu-se realizar 14 exames simples, sem simulação cirúrgica com muitas perdas de material, por vários motivos. Após a introdução do computador pessoal, foi possível realizar 25 exames com simulação cirúrgica num prazo de dois meses. Cabe destacar também, que o tempo de adequação do

sistema foi relativamente curto, dois meses, para que se conseguisse extrair todo o potencial que o equipamento possui.

A cirurgia virtual, na qual o cirurgião realiza todo o procedimento tendo como estímulos a informação visual e o comando de braços mecânicos, é uma atividade que vem ganhando espaço nos centros especializados. A documentação de cirurgias virtuais utilizando reconstrução 3D em cirurgia ortognática foi apresentada por ROSEN, (1998) como uma forma de aprimorar o treinamento de pessoal, à semelhança do que é empregado aos pilotos nos simuladores de voo.

Tendo utilizado a reconstrução tridimensional com suas alternativas durante os últimos cinco anos, verifica-se que este procedimento não substituiu o cirurgião em nenhuma das fases do atendimento ao paciente com deformidade craniofacial. As imagens e os valores advindos do processamento representaram marcos, que indicavam uma meta a ser cumprida. O sucesso do tratamento porém, estava na dependência de um universo bem maior de reações que o organismo do paciente apresentava como resposta aos métodos tradicionais empregados, e que não podiam ser completamente previstos por equações.

Afinal, o ofício da medicina pressupõe uma interação por vezes intuitiva, e que só pode ser estabelecida entre o médico e seu paciente, na linguagem das relações humanas.

CONCLUSÃO

---

---

## 6. CONCLUSÃO

---

1. Através da divisão numérica entre os volumes do conteúdo orbitário e seu respectivo bulbo ocular em indivíduos acima de 14 anos, constatou-se a existência de uma grandeza constante adimensional denominado Índice Órbita-Oftálmico ( $IOO = 4,02 \pm 0,51$ ) que tem distribuição compatível com a normal padrão independente do sexo e raça.
2. Demonstrou-se que um paciente com exorbitismo por Anomalia de Crouzon apresenta valores dentro da faixa normal para  $IOO$ . Através de recursos visuais e quantitativos da reconstrução 3D, foi possível avaliar a relação das estruturas intra-orbitárias e orientar um planejamento cirúrgico
3. Demonstrou-se que uma paciente com exoftalmia de Graves apresenta valores acima da faixa normal para este índice. Através de recursos de visualização e cálculo de volume, a cirurgia pode ser planejada.
4. Demonstrou-se que um paciente com enoftalmia pós-traumática apresentou valores dentro da faixa normal para  $IOO$ . Através dos recursos da reconstrução 3D foi possível investigar a origem do desarranjo orbitário, a posição do nervo óptico e propor uma forma de correção da cavidade através de enxertias ósseas.
5. Foi demonstrado que o Índice Órbita Oftálmico representa um valor de estabilidade da órbita, mantendo-se dentro da faixa normal nos indivíduos saudáveis nos portadores de exorbitismo e casos segmentáveis de enoftalmo traumático. Sofre incrementos no exoftalmo, e decrementos nas atrofia gordurosas severas.

## SUMMARY

---

---

## 7. SUMMARY

---

Three dimensional reconstruction (3D) from scan images has been used in the 90ies as an auxiliary in diagnosis, surgical plan, prosthesis manufacture, management of diseases and basic research in craniofacial grounds. Recently we had developed a protocol of accessing linear and volumetric measurements on cadaver matching against the same 3D image to prove the method's accuracy. Based on the functional matrix theory by Moss (MOSS, 1975) the presence of the eye and its contents will stimulate the development of the orbit by modeling the orbital cavity in a constant pattern. Therefore a normality index named Orbit-Ophthalmic Index (*OOI*) was proposed. That index would express such relationship mathematically by examining 28 normal orbits of individuals older than 14 years of age. The images of computer scan were processed by the 3DVIEWNIX software, (Philadelphia, Pennsylvania), using the manual segmentation protocol to establish the orbital contents and its respective eye volumes. The results were submitted to a statistical hypothesis test for Normal Distribution, that was accepted with the values of  $IOO = 4.02(\pm 0.51)$  after satisfying the criteria of skewness, kurtosis and Shapiro-Wilk test. Clinical signs of proptosis and enophthalmos were correlated for this normality. Surgical management was presented with the aid of 3D imaging to patients with Crouzon Anomaly, Exophthalmos for Graves Endocrinopathy and enophthalmos after facial trauma. A spatial relationship was identified to each case. Auxiliary surgical data as the placement of the intra-conal fat, the relationship among the extraocular muscles with the eye and the optic nerve were presented. It was concluded that there is an index expressing the normality growing of the eye with its orbit, and this index has a Normal Distribution with a range of normality. It was demonstrated that 3D imaging with manual segmentation was a useful tool to evaluate precisely the surgical possibilities in managing the disturbances between the orbit and its eye.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

---

## 8. 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-Doutorado - Faculdade de Medicina/ USP].
- ALFIDI, R.J.; HAAGA, J.; WEINSTEIN, M.; DeGROOT, J. - In: ALFIDI, R.J.; HAAGA, J.; WEINSTEIN, M.; DeGROOT, J - **Computed tomography of the human body. An atlas of normal anatomy,** Saint Louis, The C.V. Mosby Co., 1977. p.1-21
- AKIMOTO, M.; TAMAI, J.; HYAKUSOKU,H.; FUMIIRI, M. - Three dimensional CT system using a personal computer. **Aesth. Plast. Surg., 15:181-5, 1991.**
- ATAK, N.E.; HATHORN, I.S.; SEMB, G.; DOWELL, T.; SANDY,J.R. - A new index for assessing surgical outcome in unilateral cleft lip and palate subjects aged five: reproducibility and validity. **Cleft Palate Craniofac. J., 34:242-6, 1997.**
- BARNES, G.T.; LAKSHMINARAYAN, A.V. - Computed Tomography: Physical Principles and Image Quality Considerations. In: LEE, J.K.T.; SAGUEL, S.S.; STANLEY, L.G. (eds.) - **Computed Body Tomography with MRI Correlation,** 2<sup>nd</sup>ed., New York, Raven Press, 1989. p.23-30.
- BEIGUELMAN, B. - A distribuição normal. In: BEIGUELMAN, B. (ed). - **Curso prático de bioestatística,** Ribeirão Preto, Revista Brasileira de Genética, 1994. p.96-134.

- BETTEGA, G.; CHENIN, M.; SADEK, H.; CINQUIN, P.; LEBEAU, J.; COULOMB, M.; RAPHAËL, B; - Three-dimensional fetal cephalometry. **Cleft Palate Craniofac. J.**, **33**:463-7, 1996.
- BINDER, W.J. & KAYLE, A. - Reconstruction of posttraumatic and congenital facial deformities with three-dimensional computer-assisted custom-designed implants. **Plast. Reconstr. Surg.**, **94**:775-85, 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.
- CAJORI, F. - An historical and explanatory appendix. In CAJORI, F & CRAWFORD, R.T. (eds.). - **Sir Isaac Newton's mathematical principles of natural philosophy and his system of the world**. Los Angeles, University of California Press, 1934. p.655-6.
- CAMIRAND, A.; DOUCET, J.; HARRIS, J. - Anatomy, pathophysiology and prevention of senile enophthalmia and associated herniated lower eyelid fat pads. **Plast. Reconstr. Surg.**, **100**:1535-46, 1997.
- CARDOSO, L.A.A. - **Estudo morfométrico da região orbitária humana através da reconstrução tridimensional computadorizada de imagens tomográficas**. Campinas, 1995. [Tese-Mestrado - Faculdade de Ciências Médicas/ UNICAMP].
- CARLS, F.R.; SCHUKNECHT, B.; SAILER, H.F. - Value of three dimensional computed tomography in craniomaxillofacial surgery. **J. Craniofac. Surg.**, **5**:282-8, 1994.
- CASSON, P.R. & ROBINS, P. - Malignant tumors of the skin In: McCARTHY, J.G. (ed.) - **Plastic surgery**, Philadelphia, W. B. Saunders, 1990. p.3642-3.

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 Craniofac. J.**, 26:163-84, 1989.

DAVID, D.J. & SIMPSON, D.A. - Frontoetmoidal meningoencephaloceles. **Clin. Plast. Surg.**, 14:83-9, 1987.

DILLMANN, W.H. - The thyroid. In: BENNETT, J.C. & PLUM, F. (eds.). - **Cecil textbook of medicine**. Philadelphia, 20<sup>th</sup> ed, W.B. Saunders Co., 1996. p.1232-4

DUKE-ELDER, Sir E. - The Orbit In: DUKE-ELDER, Sir E (ed.) - **System of ophthalmology, vol. II: The anatomy of the visual system**, London, Henry Kimpton, 1961. p.389-498.

- DUNAWAY, D.J. & DAVID, D.J. - Intraorbital tissue expansion in the management of congenital anophthalmos. **Br. J. Plast. Reconstr. Surg.**, **49**:529-35, 1996.
- ELISEVICH, K.; BITE, U.; COLECLEUGH, R. - Microorbitalism: a technique for orbital rim expansion. **Plast. Reconstr. Surg.**, **88**:609-12, 1991.
- ELISEVICH, K.; ALLEN, L.; BITE, U.; COLCLEUGH, R. - Decompression 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 - Mestrado - Faculdade de Engenharia Elétrica/ UNICAMP].
- FARKAS, L.G. & KOLAR, J.C. - Antropometric guidelines in cranio-orbital surgery. - **Clin. Plast. Surg.**, **14**:1-16, 1987.
- FELDON, S.E. & WEINER, J.M. - Clinical significance of extraocular muscle volumes in graves' ophthalmopathy. a quantitative computed tomography study. **Arch. Ophthalmol.**, **100**:1266-9, 1982.
- FELDON, S.E.; MURAMATSU, S.K.; WEINER, J.M. - clinical classification of Graves' ophthalmopathy. identification of risk factors for optic neuropathy. **Arch. Ophthalmol.**, **102**:1469-72, 1984.
- 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.

- FERREIRA, A.B.H. - **Dicionário Aurélio Básico da Língua Portuguesa**, Rio de Janeiro, 1988, Nova Fronteira S.A. 687p.
- FRANK, H & ALTOHEN, S.C. - Testing hypothesis about population means. In: FRANK, H & ALTOHEN, S.C. (eds.) - **Statistics concepts and applications**, New York, Cambridge University Press, 1994. p.380-448.
- FULLERTON, G.D. & POTTER, J.L. - Computed tomography. In: PUTTMAN, C.E. & RAVIN, C.E. (eds.) - **Textbook of diagnostic imaging**, Philadelphia, W.B. Saunders, 1994. p.43-53.
- GLASSMAN, R.D.; MANSON, P.N.; VANDERKOLK, C.A.; ILIFF, N.T. - Rigid fixation of internal orbital fractures. **Plast. Reconstr. Surg.**, **86**:1103-9, 1990.
- GRAY, H. - Os órgãos acessórios do olho. In: GROSS, C.M., (ed.) - **Gray anatomia**, 29<sup>a</sup> ed., Rio de Janeiro., Guanabara-Koogan, 1977. p.867-74.
- GUERRA, M.J. & DONAIRE, D. - Intervalos de confiança. In: GUERRA, M.J. & DONAIRE, D (eds.) - **Estatística indutiva teoria e aplicações**, São Paulo, Livraria Ciência e Tecnologia, 1979. p.144-70.
- GUELLI, C.A.; IEZZI, G.; DOLCE, O. - **Geometria métrica**. São Paulo, Editora Moderna Ltda., 1970. 266p.
- HAJNIŠ, K.; FARKAS, L.G.; NGIM, R.C.K.; LEE, S.T.; VENKATADRI, G. - Racial and ethnic morphometric differences in the craniofacial complex. In: FARKAS, L.G. (ed.) - **Anthropometry of the head and face**, 2<sup>nd</sup> ed., New York, Raven Press Ltd., 1994. p. 204-8.

HAYES, J.P. - **Computer architecture and organization**, Tokyo, McGraw Hill Kogakusha Ltd., 1982. 498p.

HENDERSON, J.W. - Diagnosis of orbital tumors. In: HENDERSON, J.W. (ed.) - **Orbital tumors**, Philadelphia, W.B. Saunders, 1973. p.25-73

HOLLE, J.; VINZENZ, K.; WÜRINGER, E. KULENKAMPFF, K.J.; SAIDI, M. - The prefabricated combined scapula flap bony and soft tissue reconstruction in maxillofacial defects-a new method. **Plast. Reconstr. Surg.**, **98**:542-52, 1996.

HURWITZ, D.J.; STOFMAN, G.; CURTIN, H. - Three-dimensional imaging of Poland's syndrome. **Plast. Reconstr. Surg.**, **94**:719-23, 1994.

JACKSON, I.A. - Orbital wall trauma. In: MUSTARDÉ, J.C. (ed.) - **Repair and reconstruction in the orbital region**. 3<sup>rd</sup>. ed., Edinburg, Churchill Livingstone, 1991. p. 361-9.

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.

JUHL, J.H. - Introduction. In: JUHL, J.H. **Essentials of Röntgen interpretation**. Maryland, 4<sup>th</sup> ed. Harper & How, 1981. p.1-11.

KANE, A.A.; LO, L.J.; CHRISTENSEN, G.E.; VANNIER, M.W.; MARSH, J.L. - Relationship between bone and muscles of mastication in hemifacial microsomia. **Plast. Reconstr. Surg.**, **99**:990-7, 1997.

- KENNERDELL, J.S.; ROSENBAUM, A.E.; EL-HOSHY, M.H. - Apical optic nerve compression of dysthyroid optic neuropathy on computed tomography. **Arch. Ophthalmol.**, **99**:807-9, 1981.
- KIP, A.F. - Electric and magnetic quantum effects. In: KIP, A.F (ed.) - **Fundamentals of electricity and magnetism**, 2<sup>nd</sup> ed., Tokyo, McGraw-Hill Kogakusha, 1962. p.523-5.
- KNAUS, W.A.; DRAPER, E.A.; WAGNER, D.P.; ZIMMERMAN, J.E. - APACHE II: A severity of disease classification system. **Crit. Care Med.**, **13**:818-29, 1985.
- KOOPS, B.L. & BATTAGLIA, F.C. - The newborn infant. In: KEMPE, C.H.; SILVER, H.K.; O'BRIEN, D.; FULGINTI, V.A., (eds.) - **Current pediatric diagnosis & treatment**, 9<sup>th</sup> ed., Norwalk, Appleton & Lange, 1987. p.44-8.
- 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.
- LAURITZEN, C.; FRIEDE, H.; ELANDER, A.; OLSSON, R.; JENSEN, P. - Dynamic cranioplasty for brachycephaly. **Plast. Reconstr. Surg.**, **98**:7-14, 1996.
- LEITHOLD, L. - **O cálculo com geometria analítica**, 2<sup>a</sup> ed., São Paulo, Harper e How do Brasil, 1977. 816p.
- LO, A.K.M.; COLCLEUGH, R.G.; ALLEN, L.; VAN WYCK, L.; BITE, U. - The role of tissue expanders in the anophthalmic animal model. **Plast. Reconstr. Surg.**, **86**:399-408, 1990.

- MANSON, P.N.; CLIFFORD, C.M.; SU, C.T.; ILIFF, N.T.; MORGAN, R. - Mechanisms of global support and posttraumatic enophthalmos: I. The anatomy of the ligament sling and its relation to intramuscular cone orbital fat. **Plast. Reconstr. Surg.**, 77:193-202, 1986a.
- MANSON, P.N.; GRIVAS, A.; ROSENBAUM, A.; VANNIER, M.; ZINREICH, J.; ILIFF, N.T. - Studies on enophthalmos: II. The measurement of orbital injuries and their treatment by quantitative computed tomography. **Plast. Reconstr. Surg.**, 77:203-14, 1986b.
- MANSON, P.N.; RUAS, E.J.; ILIFF, N.T. - Deep orbital reconstruction for correction of post-traumatic enophthalmos. **Clin. Plast. Surg.**, 14:113-21, 1987.
- MANSON, P.N. - The orbit-anatomic consideration. In: McCARTHY, J.G. (ed.) - **Plastic surgery**, Philadelphia, W. B. Saunders, 1990. p.1044-80.
- MARSH, J.L. & VANNIER, M.W. - The "third" dimension in craniofacial surgery. **Plast. Reconstr. Surg.**, 71:759-67, 1983.
- MARSH, J.L. & VANNIER, M.W. - The anatomy of the cranio-orbital deformities of craniosynostosis: insights from 3-d images of CT scans. **Clin. Plast. Surg.**, 14:49-60, 1987.
- MARSHALL, L.F. - Head injury. In: BENNET, J.C. & PLUM, F. (eds.) - **Cecil textbook of medicine**. Philadelphia, 20<sup>th</sup> ed., W.B. Saunders, 1996. p. 2127-45.
- MILLMAN, J. & HALKIAS, C.C. - Digital circuits. In: MILLMAN, J. & HALKIAS, C.C. (eds.) - **Integrated electronics: analog and digital circuits and systems**. Tokyo, McGraw-Hill Kogakusha, 1971. (1983- 25<sup>th</sup>. Printing). p.157-9.

MONASTÉRIO, F.O.; DEL CAMPO, A.F.; CARRILLO, A. - Advancement of the orbits and the midface in one piece, combined with frontal repositioning, for the correction of Crouzon deformities. **Plast. Reconstr. Surg.**, **61**:507-16, 1978.

MORAN, R.E.; LETTERMAN, G.S.; SCHURTER, M.A. - The surgical correction of exophthalmos. History, technique, and long term follow-up. **Plast. Reconstr. Surg.**, **49**:595-609, 1972.

MOSS, M.L. - The pathogenesis of premature cranial synostosis in man. **Acta Anat.**, **37**:351-70, 1959.

MOSS, M.L. - Functional anatomy of cranial synostosis. **Child's Brain**, **1**:22-33, 1975.

MULLIKEN, J.B.; GODWIN, S.L.; PRACHARKTAM, N.; ALTOBELLI, D.E. - The concept of the sagittal orbital-globe relationship in craniofacial surgery. **Plast. Reconstr. Surg.**, **97**:700-6, 1996.

NAKAJIMA, H.; IMANISHI, N.; MINABE, T.; FUJINO, T.; AISO, S. - Three-dimensional reconstruction of cutaneous arteries of the back by computer graphic imaging. **Plast. Reconstr. Surg.**, **100**:381-9, 1997.

NEVES, R.I. - **Uso de expansores teciduais na indução do crescimento orbitário: Determinação da pressão de estímulo e alterações anatômicas na órbita: Estudo experimental.** São Paulo, 1997. [Tese-Doutorado - Faculdade de Medicina/USP].

NGUYEN, P.N. & SULLIVAN, P. - Advances in the management of orbital fractures. **Clin. Plast. Surg.**, **19**:87-97, 1992.

- OLIVARI, N. - Transpalpebral decompression of endocrine ophtalmophaty (Graves' disease) by removal of intraorbital fat: 147 operations over 5 years. **Plast. Reconstr. Surg.**, **87**:627-41, 1991.
- OKUNO, E.; CALDAS, LL.; CHOW, C. - Raios X. In: OKUNO, E.; CALDAS, LL.; CHOW, C. (eds.) **Física para ciências biológicas e biomédicas**, São Paulo, Harper & How do Brasil, 1982. p.49-53.
- PEARL, R.M.; VISTNES, L.; TOXEL, S. - Treatment of exophthalmos. **Plast. Reconstr. Surg.**, **87**:236, 1991.
- PEARL, R.M. - Treatment of enophthalmos. **Clin. Plast. Surg.**, **19**:99-111, 1992.
- PERSING, J.A. & JANE, J.A. - Craniosynostosis. In: YOUMANS, J.R. (ed.). **Neurological surgery** 4<sup>th</sup>. ed., Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1996. p.995-1101.
- PERSSON, K.M.; ROY, W.A.; PERSING, J.A.; RODEHEAVER, G.T.; WINN, H.R. - Craniofacial growth following experimental craniosynostosis and craniectomy in rabbits. **J. Neurosurg.**, **50**:187-97, 1979.
- PELLERIN, P.; MOURIAUX, F.; DHELLEMMS-DEFOORT, S.; GUILBERT, F. - Le traitement chirurgical des syndromes microphthalmiques. **Ann. Chir. Plast. Esthèt.**, **42**:537-46, 1997.
- 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-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-Livre Docência - Faculdade de Ciências Médicas/ UNICAMP].

RAPOSO DO AMARAL, C.M.; VALENTE, D.; MACHADO, N.C.; PERREIRA, J.F.; ROMÁN, I.A.; YAMAMOTO, M. - Cirugia cráneo-facial. La posibilidad del uso de un sistema de computadores com análisis gráfico en la programación quirúrgica. **Cir. Plás. Ibero-Latinoamer.**, 6:59-64, 1980.

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.

ROSE, E.H.; NORRIS, M.S.; ROSEN, J.M. - Application of high-tech three-dimensional imaging and computer generated models in complex facial reconstructions with vascularized bone grafts. **Plast. Reconstr. Surg.**, 91:252-64, 1993.

ROSEN, J.M. - Advanced surgical technologies for plastic and reconstructive surgery. **Otolaryngol. Clin. North Am.**, 31:357-69, 1998.

ROTH, D.A.; GOSAIN, A.K.; McCARTHY, J.G.; STRACHER, M.A.; LEFTON, D.R.; GRAYSON, B.H. - A CT scan technique for quantitative volumetric assessment of the mandible after distraction osteogenesis. **Plast. Reconstr. Surg.**, 99:1237-47, 1997.

SHAMMAS, H.J.F.; MINKLER, D.S.; OGDEN, C. - Ultrasound in early thyroid orbitopathy. **Arch. Ophthalmol.**, 98:277-9, 1980.

- SINGHAL, V.K.; MOONEY, M.P.; BURROWS, A.M.; WIGGINTON, W.; LOSKEN, H.W.; SMITH, T.D.; TOWBIN, R. - Age related changes in intracranial volume in rabbits with craniosynostosis. **Plast. Reconstr. Surg.**, **100**:1121-8, 1997.
- SNEDECOR, G.W. & COCHRAN, W.G. - The normal distribution. In: SNEDECOR, G.W. & COCHRAN, W.G (eds.) - **Statistical methods**. 7<sup>th</sup> ed., Ames, The Iowa State University Press, 1980. p.52-8.
- STANLEY, R.J; McCAFFREY, T.V.; OFFORD, K.P.; DeSANTO L.W. - 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**:285-9, 1993.
- STRIKE, P.W. - Probability distributions II: Continuous variables. In: STRIKE, P.W. (ed.) - **Statistical methods in laboratory medicine**, Oxford, Butterworth-Heinemann Ltd., 1981. p.97-128.
- TESTUT, L. & JACOB, O. - Aparato de la vision. In: TESTUT, L. & JACOB, O (eds.) **Tratado de anatomía topográfica con aplicaciones medicoquirúrgicas** 8<sup>a</sup> ed., Barcelona, Salvat Editores S.A., 1986. p.383-477.
- TESSIER, P. - The definitive plastic surgical treatment of the severe facial deformities of craniofacial dysostosis. Crouzon's and Apert's diseases. **Plast. Reconstr. Surg.**, **48**:419-42, 1971.
- TESSIER, P. - Anatomical Classification of Facial, Cranio-Facial and Latero Facial Clefts . **J. Maxillofac. Surg.**, **4**: 69-92, 1976.

- TESSIER, P. & HEMMY, D. - Three dimensional imaging in medicine. A critique by surgeons. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, 20:3-11, 1986.
- 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.**, 81:315-21, 1988.
- TROKEL, S.; KAZIM, M.; MOORE, S. - Orbit fat removal. Decompression for Graves orbitopathy. **Ophthalmology**, 100:674-82, 1993
- UDUPA, J.K. - Multidimensional data format specification: a generalization of the American College of Radiology - National electric manufacturers association standards. **J. Diag. Imag.**, 5:26-45, 1992.
- 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.
- UDUPA, J.K.; TIAN, P.; HEMMY, D.C.; TESSIER, P. - A pentium personal computer-based craniofacial three-dimensional imaging and analysis system. **J. Craniofac. Surg.**, 8:333-9, 1997
- VAN DER HAVEN, I.; MULDER, J.W.; VAN DER WAL, K.G.H.; HAGE, J.J.; LANGE-DE -KLERK, E.S.M.; HAUMANN, T.J. - The jaw index: new guide defining micrognathia in newborns. **Cleft Palate Craniofac. J.**, 34:240-6, 1997.

- VISTNES, L.M. - Periorbital appearance as a function of orbital volume. **Clin. Plast. Surg.**, **20**:291-4, 1993.
- WAITZMAN, A.A.; POSNICK, J.C.; ARMSTRONG, D.C.; PRON, G.E. - Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: part I. Accuracy and reproducibility. **Cleft Palate Craniofac. J.**, **29**:112-7, 1992a.
- WAITZMAN, A.A.; POSNICK, J.C.; ARMSTRONG, D.C.; PRON, G.E. - Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: part II. Normal values and growth trends. **Cleft Palate Craniofac. J.** **29**: 118-28, 1992b.
- WEST, M. & STRANC, M. - Long term results of four-wall decompression for Graves' ophthalmopathy. **Br. J. Plast. Reconstr. Surg.**, **50**:507-16, 1997.
- 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. - Modified three walls orbital expansion to correct persistent exophthalmos or exorbitism. **Plast. Reconstr. Surg.**, **61**:448-55, 1979.
- YAB, K.; TAJIMA, S.; OHBA, S. - Displacements of eyeball in orbital blowout fractures. **Plast. Reconstr. Surg.**, **100**:1409-17; 1997.
- YAREMCHUCK, M.J. - Changing concepts in the management of secondary orbital deformities. **Clin. Plast. Surg.**, **19**:113-24, 1992.

## BIBLIOGRAFIA DE NORMATIZAÇÕES

---

---

## 9. BIBLIOGRAFIA DE NORMATIZAÇÕES

---

HERANI, M.L.G. - **Normas para apresentação de dissertações e teses**. BIREME, São Paulo, 1991. 45p.

Normas e procedimentos para publicação de dissertações e teses. Faculdade de Ciências Médicas, UNICAMP. Ed. SAD-OF. CIR/PRPG/06/95 - Normas ABNT. 1995. 8p.

ANEXOS

---

---

## 10. ANEXOS

---

### ANEXO 1

#### A1.1 Emissão Eletromagnética: raio-X

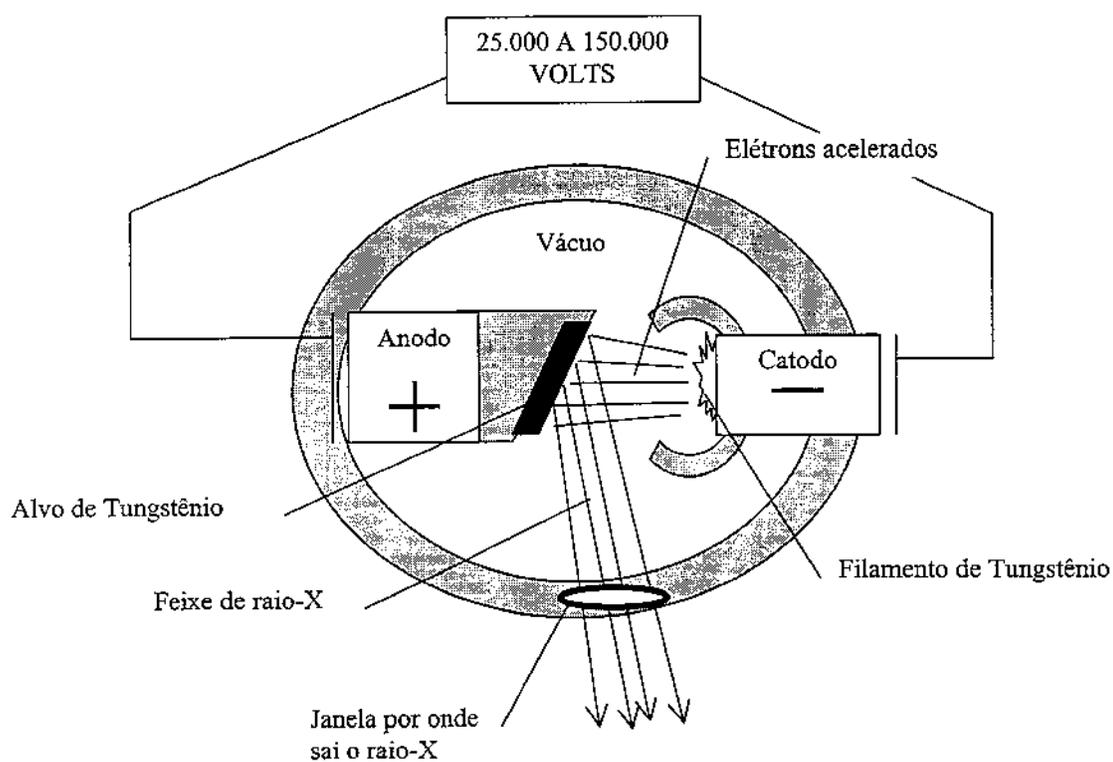
Os raios X foram descobertos em 8 de Novembro de 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen, professor de física da Universidade de Würzburg, Alemanha. Realizando estudos com corrente elétrica em um tubo de vácuo contendo sais de bário, Röntgen observou a presença de luz quando se ativava o circuito. O fenômeno foi atribuído a raios desconhecidos, que foram provisoriamente denominados *raios-X*. Em pouco tempo o próprio professor veio a determinar as principais características desta descoberta estabelecendo seus princípios básicos bem como os meios de se utilizar a radiação na medicina, (JUHL, 1981). W.C. Röntgen nasceu em 1845 em Lemep na Prússia e recebeu em 1901 o primeiro prêmio Nobel de Física por esta descoberta. Faleceu em 10 de fevereiro de 1923 em Munique na Alemanha.

Os raios-X são ondas eletromagnéticas produzidas pela súbita desaceleração de elétrons de alta energia. Seu comprimento de onda efetivo encontra-se entre 0,01 e 100Å *angstroms* (o angstrom Å é uma unidade de medida que corresponde a  $10^{-10}$ , ou 0,0000000001 metros.). Os raios ultravioletas situam-se na faixa dos 1.000Å, e a luz visível ocupa o espectro dos 10.000Å. O raio-X é de natureza semelhante ao raio gama( $\gamma$ ) encontrado na natureza. A diferença é que, enquanto o raio  $\gamma$  é produzido no núcleo atômico

ou pela aniquilação de partículas, o raio-X é produzido pelos elétrons. Apesar das propriedades de onda, os raios-X também exibem propriedades de partícula conforme observações relatadas por A.H. Compton em 1932 e que são conhecidas como efeito Compton (KIP, 1962).

Para acelerar os elétrons, os equipamentos de raio-X utilizam altas voltagens, em torno de 25.000 a 150.000 volts para equipamentos convencionais. O tungstênio é o elemento de escolha na maioria dos equipamentos pela maior durabilidade.

O esquema abaixo demonstra os princípios básicos de uma ampola que produz o raio-X.



## A1.2 A Equação de Absorção

A introdução do cálculo diferencial e integral é atribuída ao matemático alemão Gottfried W. Leibnitz (1646-1716) e ao físico inglês Sir Isaac Newton (1642-1727) que desenvolveram e aplicaram este conceito independentemente, quase que a mesma época (1713). A descrição de Leibnitz é mais técnica cabendo a ele a primazia na utilização do conceito da derivada de uma função, ao passo que Newton apresentava uma idéia de quantias muito pequenas com aplicações em mecânica clássica (CAJORI, 1934). Embora o conceito de derivada e integral já fossem utilizados na antigüidade, foi o trabalho destes cientistas que organizou e estabeleceu as bases do cálculo.

Na EQUAÇÃO 1:

---

$$I(x, y) = I_0 \exp \left[ - \int \mu(x, y, z) dz \right]$$

---

O termo *exp* significa que toda a parte que esta entre os colchetes [ ] encontra-se elevada à potência *e*. O símbolo *e* expressa o valor de um número transcendental, que não pode ser representado por um fração ou soma de frações, podendo ser expandido através de séries até a casa decimal desejada. Recebeu este nome em homenagem ao matemático suíço Leonhard Euler e seu valor para sete dígitos é  $e = 2,7182818$  (LEITHOLD, 1977).

A integral definida,  $\int f(x, y, z) dz$  determina uma função espacial cujos valores vão decaindo ao longo do eixo *z*. Se considerarmos um feixe de raio-X monoenergético, a EQUAÇÃO 1 pode ser simplificada da seguinte forma (OKUNO, CALDAS, CHOW, 1982):

$$I(z) = I_0 e^{-\mu z}$$

O símbolo  $\mu$  é um parâmetro do tecido, e representa seu coeficiente linear de absorção do raio-X

A função exponencial é sempre crescente, mas no caso de vir precedida de um sinal negativo como na fórmula acima, terá o valor máximo para a posição zero pois:

$I_0 e^{-\mu \times 0} = 1$ . Abaixo, esta representado um gráfico desta condição mostrando duas curvas:

Observar que quanto maior o coeficiente de atenuação, maior a queda dos valores e menor o valor da intensidade que o feixe chega no filme para a mesma distância. No exemplo a uma distância  $z_0$ , o objeto representado pela curva  $\mu_1$  tem praticamente o dobro da intensidade que o objeto representado pela curva  $\mu_2$ .

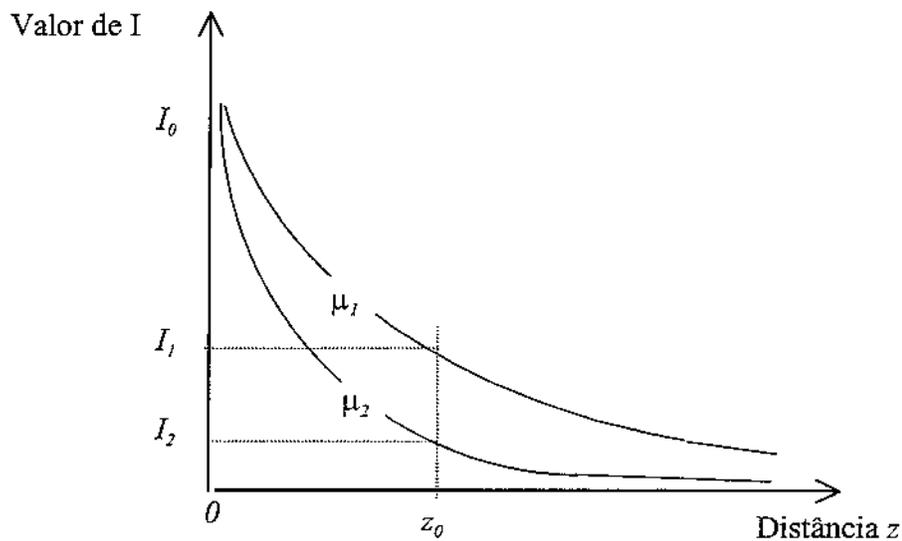


GRÁFICO A1.1: Representação da EQUAÇÃO 1 simplificada para um feixe monoenergético de raio-X e dois coeficientes de atenuação  $\mu_2$  maior que  $\mu_1$ . Na horizontal encontra-se distância do paciente ao filme de raio-X, na vertical o valor da intensidade.

### A1.3 Níveis de Absorção

O nível de absorção radiológica na maioria dos tomógrafos é calibrado em relação a água e os valores convertidos para unidades Hounfield que se baseia em uma escala de 1.000 de acordo com a seguinte equação:

$$CT(H) = 1.000 (\mu - \mu_a) / \mu_a$$

Onde  $\mu$  representa o coeficiente linear de absorção do tecido e  $\mu_a$ , o coeficiente linear de absorção da água. Nesta escala o ar tem valor de  $\mu = 0$ . Os ossos teriam valores que se aproximam de 1. Portanto, teoricamente a escala de Hounfield seria utilizada na faixa que vai de  $-1.000H$  para o ar,  $0H$  para a água, até  $+1.000H$  para os ossos, embora metais tenham níveis de absorção maiores que  $+1.000H$  (FULLERTON & POTTER, 1994).

Verifica-se nas imagens tomográficas que a gordura encontra-se numa faixa de  $-80H$  a  $-100H$ , as partes moles se encontram entre  $+10H$  e  $+80H$ , e os ossos exibindo grande variação, entre  $+300H$  para os mais esponjosos até  $+3.000H$  para os mais densos. (BARNES & LAKSHMINARAYANAN, 1989)

## ANEXO 2

### A2.1 Medidas Volumétricas

TABELA A2.1.1

Dados de literatura pertinentes a análise quantitativa da órbita e bulbo ocular. *vorb* representa o volume do conteúdo orbitário total e *vboc*, o volume do bulbo ocular. Na primeira coluna estão os autores que realizaram o trabalho

Autores	Tipo de Estudo	<i>vorb</i> (ml)	<i>vboc</i> (ml)
GAYAT (1873) <sup>2,1</sup>	Esferas de chumbo criança	22	-
GAYAT (1873) <sup>1,2</sup>	Esferas de chumbo	29 (23 - 33)	-
BROCA (1875) <sup>1</sup>	Esferas de chumbo	29,74	-
ADACHI (1904) <sup>2</sup>	Água, 92 crânios japoneses	25,8 (19 - 35)	-
		23,8 fem	-
WHITNALL (1932) <sup>1</sup>	Não consta	29,5	-
P'AN (1933) <sup>1,2</sup>	Areia fina, 90 crânios chineses	29,3	-
ALEXANDER & COL (1961) <sup>1</sup>	Crânios, radiografia	28,2 (20 - 38)	-
DUKE-ELDER (1962)	Não consta		
	Nascimento	5,1	2,4
	2 anos	11,1	-
	6 anos	19,6	-
	Adulto	29,6	6,9
ABUJAMRA (1972)	Cranios, radiografias	27,47±2,72	-
FELDON & WEINER (1982)	Análise tomográfica assistida	20,0 - 28,5	-
BITE et al. (1985)	Reconstrução 3D		
	Homens (4)	31,1 - 30,2	9,84 - 8,94
	Mulheres (6)	31,6 - 31,1	10,17 - 9,67
COOPER (1985)	Direto, areia (5 crânios)	21,0 - 23,1	-
	Análise tomográfica assistida	20,3 - 23,5	-
FELDON et al. (1985)	Análise tomográfica assistida		
	indivíduos normais (70)	23,15±3,33	-
	doença de Graves (16)	26,98±5,92	-
	neuropatia por Graves (10)	27,39±7,27	-
TESTUT & JACOB (1986)	Não consta	30	-
MANSON et al. (1986b)	Análise tomográfica assistida		
	Mulheres (4)	25,23±1,27	10,14±1,21
	Homens (6)	28,28±2,25	10,19±0,86
VISTNES (1993)	Não consta	30	7
CAMIRAND et al. (1997)	Não consta	30	10

<sup>1</sup> apud 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

<sup>2</sup> apud 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-Doutorado - Faculdade de Medicina/ USP]

TABELA A2.1.2

Dados de revisão bibliográfica computando valores referentes a medidas de volume de gordura e de musculatura com o método empregado pelos autores, quando descrito. Na primeira coluna estão os autores que realizaram o trabalho *vgord.* representa o volume de gordura total e *vmusc.* o volume da musculatura e nervo óptico

Autores	Tipo de Estudo	V gord (ml)	V msc (ml)
FELDON et al. (1985)	Análise tomográfica assistida		
	indivíduos normais (70)	14,15±2,45	2,20±0,80
	doença de Graves (16)	15,23±3,96	4,43±1,72
	neuropatia por Graves (10)	15,91±4,80	4,76±1,96
BITE et al. (1985)	Reconstrução 3D		
	Homens (4)	10,31 - 10,09	13,04 - 10,76
	Mulheres (6)	8,57 - 9,08	14,80 - 12,40
MANSON et al. (1986B)	Análise tomográfica assistida		
	Mulheres (4)	8,21±0,63	-
	Homens (6)	10,45±1,78	-
OLIVARI (1991)	Normais	8	
	Exoftalmia	10	
CAMIRAND et al. (1997)	Não consta	10	10

TABELA A2.1.3

Dados obtidos em trabalho anterior (CARDOSO, 1995) comparando recursos de reconstrução 3D com medidas diretas do cadáver. Valores volumétricos obtidos diretamente do cadáver (ant.) e computador (cmp).  $p(t)$  é a probabilidade do teste  $t$  de Student para dados pareados,  $r$  regressão linear *vcorb* representa o volume do conteúdo orbitário total e *vboc*. O volume do bulbo ocular

Parâmetro		1	2	3	4	5	$p(t)$	$r$
<i>vorb.</i> dir.	ant.	30,5	31,5	30,0	23,0	22,0	0,945	0,933
	cmp.	31,4	30,8	28,4	22,8	23,4		
<i>vorb.</i> esq.	ant.	28,5	32,0	32,0	22,0	24,5	0,942	0,966
	cmp.	29,6	32,5	30,4	21,3	25,4		
<i>vboc.</i> dir.	ant.	6,0	6,5	9,0	7,0	5,5	0,566	0,977
	cmp.	5,9	6,1	8,7	7,3	5,6		
<i>vboc.</i> esq.	ant.	7,0	6,0	10,0	6,5	6,0	0,596	0,986
	cmp.	6,6	6,3	9,7	6,3	6,2		

## A2.2 Medidas Lineares

TABELA A2.2.1

Valores lineares da região orbitária comparando recursos de reconstrução 3D com medidas diretas do cadáver, (CARDOSO, 1995). Valores lineares obtidos diretamente do cadáver (ant.) e computador (cmp.),  $p(t)$  é a probabilidade do teste  $t$  de Student para dados pareados,  $r$  regressão linear. As siglas relativas à orbita são: IOI distância intercantal interna, IOE distância intercantal externa, DH diâmetro horizontal, DV diâmetro vertical, Per, perímetro

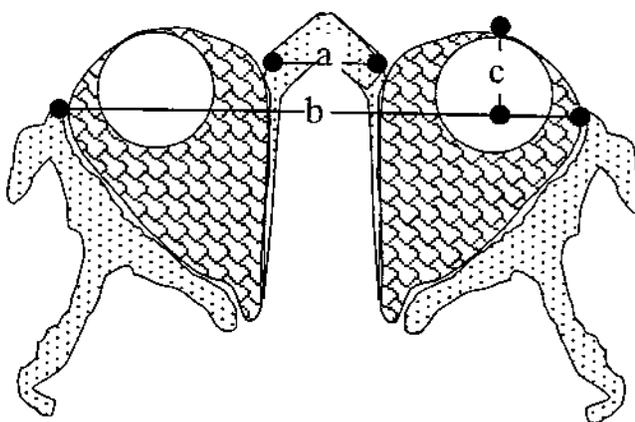
Parâmetro (mm)		1	2	3	4	5	$p(t)$	$r$
IOI	ant.	24,0	25,8	29,0	27,0	29,1	0,749	0,984
	cmp.	24,3	25,3	29,3	27,4	28,9		
IOE	ant.	106,3	101,0	110,8	104,3	91,8	0,824	0,978
	cmp.	104,8	102,4	108,6	105,9	93,5		
DH dir.	ant.	38,6	39,6	45,8	38,5	40,6	0,642	0,937
	cmp.	39,5	41,4	45,1	38,1	40,2		
DH esq.	ant.	40,2	39,2	46,2	38,2	39,8	0,880	0,935
	cmp.	41,4	40,2	45,1	37,1	39,4		
DV dir.	ant.	35,2	35,8	41,5	31,2	31,0	0,517	0,953
	cmp.	33,5	37,2	40,6	29,8	31,5		
DV esq.	ant.	34,2	35,0	38,2	32,0	34,0	0,566	0,946
	cmp.	33,2	36,3	39,3	32,5	33,5		
Per. dir.	ant.	138,3	149,2	159,7	132,8	146,2	0,843	0,958
	cmp.	136,7	146,1	163,1	135,6	143,2		
Per. esq.	ant.	141,2	146,2	160,8	137,8	140,2	0,935	0,969
	cmp.	139,8	144,3	163,2	141,2	138,2		

TABELA A2.2.2

Valores lineares da região orbitária avaliando imagens de tomografia computadorizada em 401 indivíduos com idade variável (WAITZMAN et al., 1992b).

Idade	Distancia Interorbital	Distancia Orbital	Protrusão do Globo
	Anterior	Lateral	
0 - 3m	17,4±2,1	65,4±4,8	13,1±2,3
4 - 6m	17,9±1,6	69,9±6,3	13,2±2,2
7 - 9m	18,6±2,1	72,9±4,0	14,6±1,3
10 -11m	17,8±1,9	73,5±2,9	14,1±1,3
1	18,2±1,9	74,7±4,0	14,7±1,8
2	18,4±1,7	77,7±3,9	15,6±1,9
3	19,3±1,7	79,1±3,6	14,9±1,8
4	20,3±2,4	81,7±4,7	15,5±2,1
5	20,6±2,5	84,1±3,4	15,6±1,6
6	21,5±2,1	85,6±3,5	15,8±2,0
7	21,5±1,9	86,6±5,6	16,3±2,6
8	22,2±2,2	88,8±4,4	16,5±2,7
9	22,2±2,6	88,1±5,2	15,7±2,8
10	22,1±1,7	89,1±3,5	16,4±1,9
11	22,4±2,6	89,3±4,4	17,4±2,5
12	21,6±2,7	92,0±6,6	17,4±2,2
13	22,9±1,7	91,8±3,8	16,7±2,6
14	23,3±2,6	93,4±5,7	17,6±1,8
15	23,5±2,7	95,3±5,5	18,0±2,9
16	24,3±1,4	97,2±3,9	18,4±1,5
17	23,8±1,7	95,3±5,9	17,2±2,2

As distâncias representam pontos esquematizados na figura abaixo.



**Figura 27:** Representação esquemática de um corte axial de tomografia computadorizada ao nível do equador da região orbitária demonstrando os pontos utilizados nas medidas da TABELA A2.2.1

## A2.3 Medidas Antropométricas

TABELA A2.3

Trecho da tabela de medidas extraído de HAJNIŠ, et al., (1994). Medidas antropométricas na face de três grupos raciais diferentes extraídos na população americana, Na tabela acima a primeira linha refere-se aos homens e a linha abaixo à mulheres.

1, Caucasóides	2, Negros	3, Chineses	Estatística		
			1x2	1x3	2x3
$\bar{x} \pm d, p, (n)$	$\bar{x} \pm d, p, (n)$	$\bar{x} \pm d, p, (n)$			
<b>Distância Intercantal (mm)</b>					
32,9±2,7 (52)	35,8±2,8 (50)	37,6±3,3 (30)	SEV	SEV	MOD
32,5±2,1 (51)	34,4±3,4 (50)	36,5±3,2 (30)	SEV	SEV	MOD
<b>Distância biocular (mm)</b>					
90,7±3,8 (49)	96,8±4,6 (50)	91,7±4,0 (30)	SEV	NS	SEV
87,6±4,0 (51)	92,9±5,3 (50)	87,3±5,2 (30)	SEV	NS	SEV
<b>Largura da fissura ocular (mm)</b>					
31,3±1,4 (49)	32,9±1,6 (50)	29,4±1,3 (30)	SEV	SEV	SEV
30,7±1,8 (51)	32,2±2,0 (50)	28,4±1,7 (30)	SEV	SEV	SEV
<b>Altura da fissura ocular (mm)</b>					
10,4±1,1 (52)	10,0±1,1 (50)	9,4±0,7 (30)	NS	SEV	MOD
11,1±1,2 (51)	10,4±1,2 (50)	9,5±1,2 (30)	MOD	SEV	MOD
<b>Inclinação da fissura ocular (mm)</b>					
2,3±1,7 (49)	7,0±3,3 (50)	12,1±2,1 (30)	SEV	SEV	SEV
5,0±2,8 (51)	9,0±2,6 (50)	12,5±2,0 (30)	SEV	SEV	SEV

Análise estatística comparando os grupos: MOD, significancia moderada (0,01 < p < 0,02), SEV p < 0,01, NS não significativo,



ANEXO 3

Cidade Universitária "Zeferino Vaz"  
13 de julho de 1995

COMISSÃO DE ÉTICA MÉDICA DO HC/UNICAMP

CONSULTA No. 284/95-C.Ética

ASSUNTO: Projeto de Pesquisa - "Avaliação cirúrgica da região orbitária utilizando reconstrução tridimensional de imagens tomográficas"

INTERESSADO: Dr. Luiz Antonio Athayde Cardoso

RELATOR: Prof. Dr. Fernando Lopes Gonçalves Junior

PARECER

Avaliamos o projeto referido acima e consideramos que os objetivos e sua metodologia estão muito bem elaborados e claramente explicitados. Entendemos, ainda, que todos os requisitos éticos, normativos e de condução, necessários para aprovação pela Comissão de Ética Médica estão devidamente contemplados no exposto. Solicitamos, somente, acrescentar no Termo de Consentimento o telefone desta Comissão para contato.

Portanto, esta Comissão de Ética Médica manifesta-se favorável à realização do projeto.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "F. Lopes Junior".

Prof. Dr. Fernando Lopes Gonçalves Junior  
MEMBRO-RELATOR

A handwritten signature in black ink, appearing to read "M. Baptista".

Dra. Maria Tereza M. Baptista  
PRESIDENTE DA COMISSÃO DE ÉTICA MÉDICA  
HC/UNICAMP

**Projeto: Avaliação Cirúrgica da Região Orbitária Utilizando Reconstrução Tridimensional de Imagens Tomográficas**

Médico Responsável: Luiz Antonio Athayde Cardoso

Nome do Paciente: .....	idade: ....	R.G.: .....	#PR: .....
endereço:.....	.....	.....	fone: .....
Nome do Responsável: .....	idade: ....	R.G.: .....	
endereço: .....	.....	parentesco: .....	fone: .....

Este projeto visa à aplicação de um modelo de reconstrução tridimensional de imagens tomográficas desenvolvido na Universidade Estadual de Campinas que auxilia a programar cirurgias na região das órbitas.

**EXAMES NECESSÁRIOS:**

- 1- O paciente será submetido a exames de Tomografia Computadorizada da Região Orbitária com cortes espaçados de 1,5mm. Este procedimento é realizado por exemplo, em neurocirurgia na investigação da hérnia de disco vertebral. O exame inicial, pré-operatório substituirá a radiografia que normalmente é solicitada.
- 2- Este exame é cerca de cinco minutos mais lento que uma tomografia de crânio simples, devido ao maior número de cortes. Porém, como não existe exame contrastado, o tempo total é menor.
- 3- O paciente será exposto a novo exame tomográfico após a cirurgia.
- 4- Não serão utilizados novos medicamentos, nem novas técnicas cirúrgicas neste tratamento.
- 5- Não serão realizados novos exames laboratoriais decorrentes da pesquisa.

**BENEFÍCIOS:**

Melhorar o planejamento pré-operatório incluindo a possibilidade de modificar o procedimento cirúrgico a ser realizado.

**INFORMAÇÕES:**

- 1- A equipe médica, em nome do responsável pela pesquisa estará a disposição para o esclarecimento verbal e por escrito de quaisquer dúvidas relativas ao tratamento em andamento.
- 2- O paciente poderá deixar de participar da pesquisa a qualquer momento, sem prejuízo no atendimento, cuidado e tratamento por parte da equipe da Cirurgia Plástica que o está atendendo.
- 3- Todas as informações obtidas na pesquisa serão mantidas em sigilo médico. Documentos contendo imagens e outros dados relativos ao paciente, serão expostos de forma a resguardar a privacidade do paciente.
- 4- O paciente terá informação atualizada obtida da reconstrução tridimensional das imagens tomográficas antes da cirurgia.

Responsável: Luiz Antonio Athayde Cardoso.

Orientador: Cassio Menezes Raposo do Amaral.

Fones: Secretaria de Cirurgia Plástica-(019) 7887624 / Sobrapar-(019) 2894465

Reclamações: Secretaria da Comissão de Ética HC-Unicamp-Fone (019) 2398656

Campinas \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_.

.....  
Luiz Antonio Athayde Cardoso  
C.R.M. 63.122

.....  
Paciente ou Responsável

### A3.1 Protocolos Utilizados Para Acompanhamento

O Protocolo I foi elaborado para orientar o paciente na realização da tomografia, contendo detalhes que o auxiliavam na sua locomoção dentro da área física do Hospital, e agilizava o seu atendimento pela equipe do Departamento de Radiologia. As instruções foram impressas em folha única, com caracteres legíveis e campos para serem preenchidos pelo pesquisador de acordo com o agendamento do setor radiológico. Este formulário, era entregue ao paciente com a orientação para deixá-lo com o chefe da equipe de tomografia após realizado o exame. O segundo campo era destinado ao operador do tomógrafo, que deveria confirmar os detalhes técnicos da obtenção da imagem, anotando detalhes que fossem úteis.

O Protocolo II foi utilizado para simplificar e normatizar os exames clínicos e conduta cirúrgica dos pacientes com proptose ocular, principalmente os portadores de exoftalmia secundária a doença de Graves. Os campos de acompanhamento pós-operatório apresentam maior liberdade no período de avaliação permitindo longos intervalos.

## PROTOCOLO I

### Avaliação Cirúrgica da Região Orbitária Utilizando Reconstrução 3-D

Nome do Paciente:

HC:

#### Local do Exame:

Hospital das Clínicas da Unicamp  
Setor de Raio-X, 2º andar  
Tomografia Computadorizada

<b>data:</b> ____ / ____ / ____
------------------------------------

#### Horário

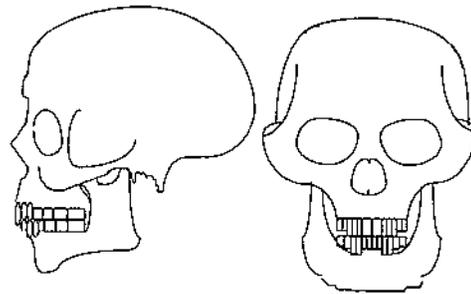
quinta-feira  
12:00 Hr.

**Dr Jamal Baracat**

#### Radiologia

Tomografia Computadorizada Axial da Órbita

Tomógrafo	G&E 9800
Número do Exame	
Distância Entre Cortes	3mm
F.O.V.	18
Quantidade de Cortes	
Técnico Responsável	
Docente Responsável	<b>Dr. Jamal Baracat</b>



**O paciente deve comparecer ao Raio-X munido de documentos, e apresentar este protocolo na secretaria de Tomografia Computadorizada**

**PROTÓCOLO II**  
**Avaliação Cirúrgica da Região Orbitária Utilizando Reconstrução 3-D**

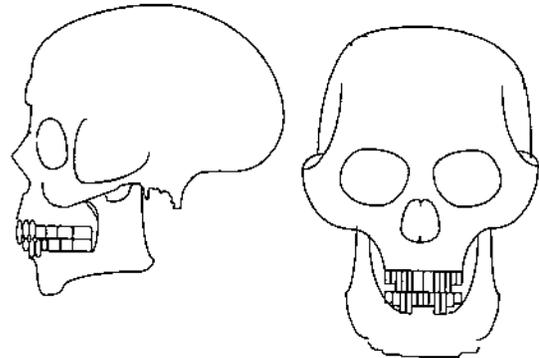
Nome do Paciente:

HC:

**Avaliação Inicial**

**Exame Clínico**

1. Acuidade Visual/ 2. Campo Visual	1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/>
3. Diplopia/ 4. Motilidade Ocular	3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/>
5. Exoftalmo- Hipertireoidismo	5 <input type="checkbox"/>
6. Cardiopatia	6 <input type="checkbox"/>
7. Cirurgias Anteriores	7 <input type="checkbox"/>
8. Drogas Usadas	8 <input type="checkbox"/>
9. Drogas em Uso	9 <input type="checkbox"/>
10. HIV	10 <input type="checkbox"/>



**Planejamento Cirúrgico**

	OD	OE
Exoftalmometria (mm)		
Exoftalmometria comp. (mm)		
Volume do Bulbo Ocular (mm) V1		
Volume da Órbita (mm) V2		
Volume Total de Gordura (ml)		



**Cirurgia**

Data	Local
Cirurgião	Anestesia
Cirurgia	

Alta Hosp. \_\_\_\_\_ Condições \_\_\_\_\_

**Evolução**

DIAS					
Exoftalmometria OD/OE					
Acuidade Visual OD/OE					
Campo Visual OD/OE					
Motilidade Ocular OD/OE					
Volume de Gordura OD/OE					

## ANEXO 4

### A4.1 Aproximação Pela Normal de Moivre

A Distribuição Normal ou Função Padrão Normal de Distribuição Densa ou ainda Curva Normal Padrão foi proposta por Abraham De Moivre em 1733 ao desenvolver uma função que aproximava o histograma binomial para uma probabilidade  $p = 0,5$  e uma amostra  $n$  grande (STRIKE, 1981). A função obtida é a seguinte:

$$\Phi(x) = 1/(2\pi)^{1/2} \exp(-x^2/2)$$

Para uma amostra de média  $\mu = 0$  e desvio padrão unitário,  $\sigma = 1$ , os valores das probabilidades podem ser calculados a partir da integração desta fórmula.

$$P(x) = \int_{-\infty}^x [1/(2\pi)^{1/2} \exp(-x^2/2)] dx$$

Uma distribuição qualquer de média  $\mu$  e desvio padrão  $\sigma$  pode ser representada por uma Distribuição Normal onde a variável  $z = (x-\mu) / \sigma$  (GUERRA & DONAIRE, 1979)

Os coeficientes de assimetria e curtose são os mais empregados como indicadores desta aproximação, embora seja possível formular uma Distribuição não Normal com estes valores dentro dos limites. O teste W ou de Shapiro-Wilk (1965) tem o mesmo impacto do anterior. (STRIKE, 1981; FRANK & ALTOHEN, 1994),

O coeficiente de assimetria  $\beta_1$  é baseado no terceiro momento da média expressando uma relação elevada ao cubo. Representa a deformidade que a curva analisada apresenta em torno do eixo central. A Distribuição Normal tem valor zero, valores positivos de  $\beta_1$  significam curvas desviadas para a direita e valores negativos, desvio para a esquerda. O coeficiente de curtose  $\beta_2$  é baseado no quarto momento da média expressando uma

relação elevada à quarta potência. Representa a concentração dos valores em torno da média. Como a distribuição normal tem valor igual a 3, valores superiores apresentam curvas mais espiculadas e valores menores que 3 representam curvas mais planas. (STRIKE, 1981; BEIGUELMAN, 1994)

Os valores de desvio-padrão destes coeficientes são:

$$s_{\beta 1} = [6n(n-1) / (n-2)(n+1)(n+3)]^{1/2}$$

$$s_{\beta 2} = [24n(n-1)^2 / (n-3)(n-2)(n+3)(n+5)]^{1/2}$$

- Para os valores de *IOO* obtivemos  $s_{\beta 1} = 0,4405$  e  $s_{\beta 2} = 0,8583$

Realizando outro *teste de aderência* para a aproximação destes coeficientes por uma normal através da relação de adaptação à curva obtém-se:

$$z = (\beta - \text{valor esperado de } \beta) / s_{\beta}$$

$$z_{\beta 1} = (0,78984 - 0) / 0,4405 = 1,79 \text{ menor que o valor crítico esperado para 5\%, (1,96).}$$

$$z_{\beta 2} = (3,13307 - 3) / 0,8583 = 0,15509 \text{ menor que o valor crítico esperado para 5\%. (1,96)..}$$

O *tamanho amostral* pode ser calculado baseando-se na curva normal e no desvio padrão  $\sigma$  pela seguinte relação (SNEDECOR & COCHRAN, 1980):

$$n = 1,96\sigma^2 / L^2 \text{ onde L é o limite de variação permitida para um } p=95\%, \text{ ou}$$

$$n = 6,6\sigma^2 / L^2 \text{ onde L é o limite de variação permitida para um } p=99\%.$$

Calculando o limite de variação L para  $\sigma=0,51$  e  $n=28$ , de *IOO*, obtém-se.

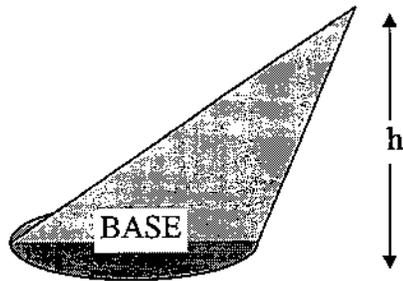
$$L = (1,96 \times 0,51^2 / 28)^{1/2} = 0,13 \text{ para 95\%}.$$

$$L = (6,6 \times 0,51^2 / 28)^{1/2} = 0,24 \text{ para 99\%}.$$

Isto significa que *IOO* pode ser determinado com uma tolerância de  $\pm 0,13$  ( $\pm 0,24$ ) ou seja 3% (6%) do seu valor com uma probabilidade de 95% (99%).

## A4.2 Geometria Métrica de Sólidos Afins da Órbita

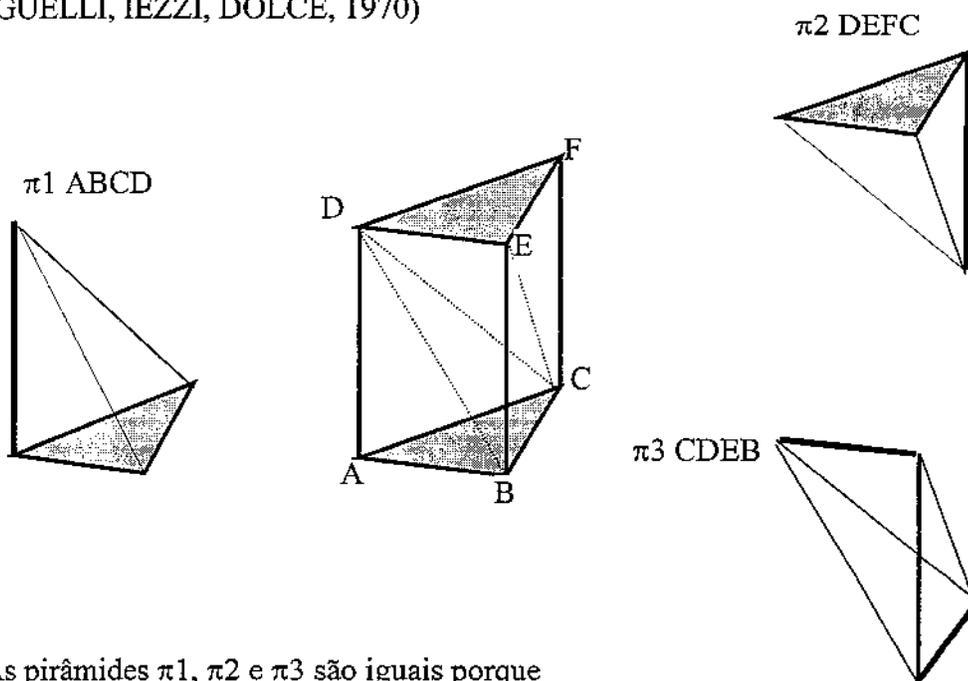
### Volume de um Cone



$$V = \frac{1}{3} \text{Área da Base} \times h$$

#### *Demonstração:*

O postulado de Cavalieri tem o seguinte enunciado: "Dois sólidos nos quais *qualquer* plano secante paralelo a um dado plano determina superficies equivalentes são sólidos equivalente". A partir daí demonstra-se que todo prisma triangular é a soma de três pirâmides triangulares equivalentes entre si (GUELLI, IEZZI, DOLCE, 1970)



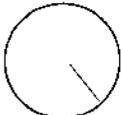
As pirâmides  $\pi_1$ ,  $\pi_2$  e  $\pi_3$  são iguais porque

1. Na pirâmide ( $\pi_1$ ), o  $\Delta(ABC)$  é equivalente ao  $\Delta(DEF)$  da pirâmide ( $\pi_2$ ) e

2. Os segmentos AD e FC são iguais nas duas pirâmides.
3. Na pirâmide ( $\pi 2$ ), o  $\Delta(CDE)$  é equivalente ao  $\Delta(CDE)$  da pirâmide ( $\pi 3$ ) e
4. Os segmentos EF e BC são iguais nas duas pirâmides.
5. As equações 1 e 2 resultam que o Volume ( $\pi 1$ ) = Volume ( $\pi 3$ )
6. A pirâmide pode ser generalizada como um tetraedro qualquer com base de área B e altura h, pelo mesmo princípio de Cavalieri.
7. De maneira genérica, conclui-se que o volume do prisma corresponde a três vezes o volume deste tetraedro
8. Ou que o volume deste tetraedro é igual a 1/3 do volume do prisma

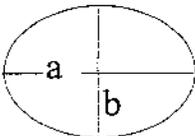
Matematicamente:  $V = \frac{1}{3} (B \times h)$

Portanto quando o cone tiver base circular seu volume será:



$$V = \frac{1}{3} (\pi R^2) \times (h)$$

Para cone de base elíptica o volume é:



$$V = \frac{1}{3} (\pi \times a \times b) \times (h)$$

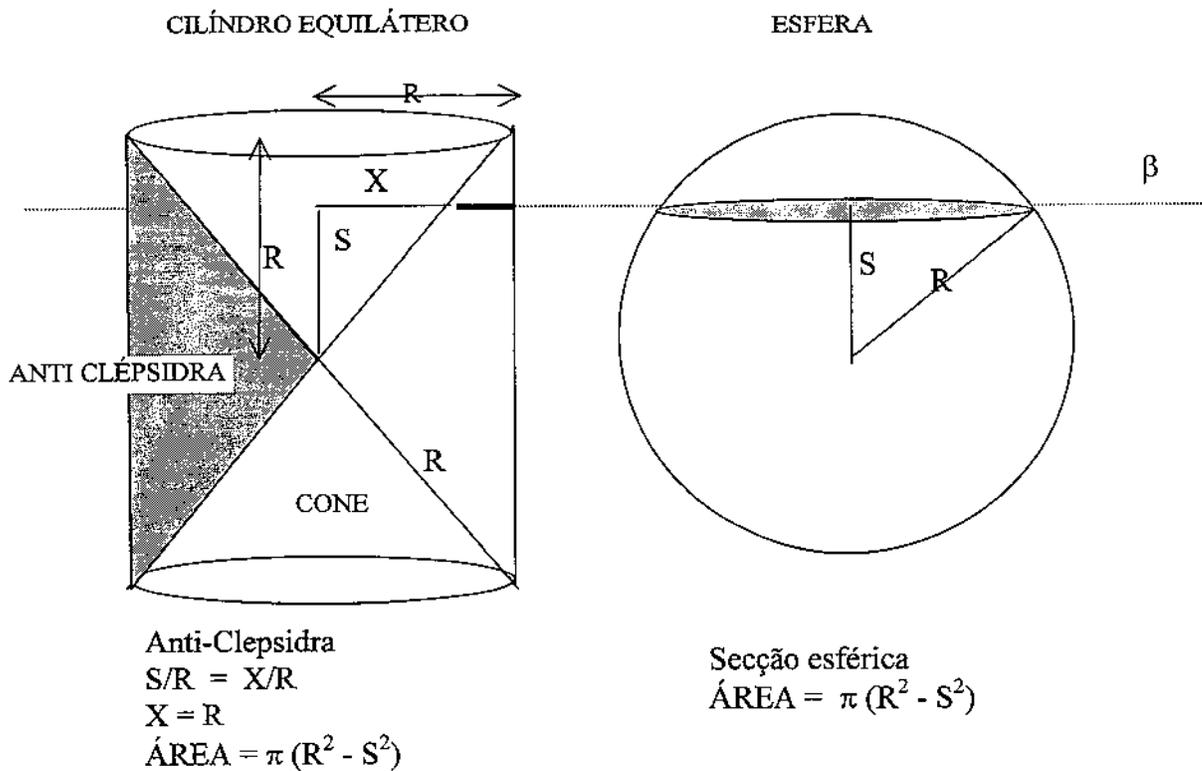
Volume de uma Esfera



$$V = \frac{4}{3} \pi R^3$$

*Demonstração*

Uma das formas de se deduzir o volume da esfera é utilizar a comparação de dois sólidos aplicando o postulado de Cavalieri. Consideremos então um prisma equilátero de raio R e uma esfera de raio R. Estes sólidos serão seccionados em um ponto qualquer por um plano paralelo ao da base. Determina se a aérea da anti-clépsidra e da esfera no segmento seccionado conforme a figura abaixo (GUELLI, et al., 1970):

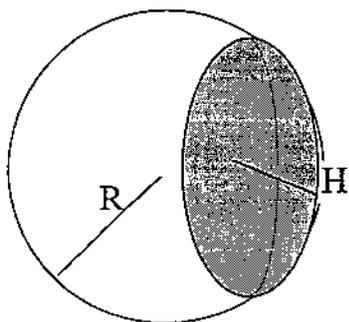


Como as áreas determinadas pelo plano secante  $\beta$  nas seções da anti-clépsidra e da esfera são iguais, pelo postulado de Cavalieri os volumes destes sólidos também o serão. O volume da anti-clépsidra é igual ao volume do cilindro equilátero menos duas vezes o volume do cone, matematicamente:

$$V = \pi R^2 \times 2R - 2 \times \left( \frac{1}{3} \pi R^2 \times R \right)$$

$$V = \frac{4}{3} \pi R^3$$

### Volume de uma Calota Esférica



$$V = \frac{\pi}{6} \times H \times (3R^2 + H^2)$$

O volume do segmento esférico pode ser deduzido também comprando-se figuras inscritas em um cilindro que irão compor um segmento esférico, um cilindro um tronco de cone e uma escudela. Utilizando-se o princípio de Cavalieri demonstra-se que o tronco e a escudela são equivalentes e empregando-se a distribuição binomial, obtém-se a fórmula acima, (GUELLI, et al., 1970).