

RODRIGO FERREIRA DE ALMEIDA

**ESTUDO DA RECONSTRUÇÃO DE ÓRBITAS ENUCLEADAS COM DOIS
TAMANHOS DE IMPLANTES ESFÉRICOS EM COMPARAÇÃO COM A ÓRBITA
NORMAL ATRAVÉS DE NOVO MODELO DE MEDIDAS TOMOGRÁFICAS E
CORRELAÇÃO CLÍNICA**

Belo Horizonte

2014

RODRIGO FERREIRA DE ALMEIDA

ESTUDO DA RECONSTRUÇÃO DE ÓRBITAS ENUCLEADAS COM DOIS TAMANHOS DE IMPLANTES ESFÉRICOS EM COMPARAÇÃO COM A ÓRBITA NORMAL ATRAVÉS DE NOVO MODELO DE MEDIDAS TOMOGRÁFICAS E CORRELAÇÃO CLÍNICA

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais

Área de concentração: resposta inflamatória à agressão tecidual

Linha de pesquisa: resposta morfológica dos tecidos oculares a agentes químicos, físicos e biológicos

Orientadora: Prof^a. Ana Rosa Pimentel de Figueiredo

Belo Horizonte

2014

Almeida, Rodrigo Ferreira de

Estudo da reconstrução de órbitas enucleadas com dois tamanhos de implantes esféricos em comparação com a órbita normal através de novo modelo de medidas tomográficas e correlação clínica. /Rodrigo Ferreira de Almeida. – Belo Horizonte: 2014.

134 f.

Orientadora: Prof^a. Ana Rosa Pimentel de Figueiredo

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Medicina.

Programa de Pós-graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia.

Título em Inglês: Study of enucleated orbits reconstructed with two implant sizes in relation to the normal orbit through a new model of tomographic image and clinical correlation

1. Cavidade anoftálmica. 2. Tomografia Computadorizada. 3. Enucleação
4. Volume. 5. Implante 6. Órbita

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA

Magnífico Reitor

Prof. Jaime Arturo Ramírez

Vice-Reitora

Prof.^a Sandra Regina Goulart Almeida

Pró-Reitor de Pós-Graduação

Prof. Ricardo Santiago

Pró-Reitor de Pesquisa

Prof. Renato de Lima dos Santos

Diretor da Faculdade de Medicina

Prof. Tarcizo Afonso Nunes

Vice-Diretor da Faculdade de Medicina

Prof. Humberto José Alves

Coordenadora do Centro de Pós-Graduação

Prof.^a Sandhi Maria Barreto

Subcoordenadora do Centro de Pós-Graduação

Prof.^a Ana Cristina Côrtes Gama

Chefe do Departamento de Cirurgia

Prof. Renato Santiago Gomes

Chefe do Departamento de Oftalmologia e Otorrinolaringologia

Prof.^a Ana Rosa Pimentel de Figueiredo

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia

Prof. Marcelo Dias Sanches

Subcoordenadora do Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Cirurgia e à Oftalmologia

Prof.^a Ivana Duval de Araújo

**Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à
Cirurgia e à Oftalmologia**

Prof. Marcelo Dias Sanches
Prof.^a Ivana Duval Araújo
Prof. Tarcizo Afonso Nunes
Prof. Alcino Lázaro da Silva
Prof. Renato Santiago Gomez
Prof. Marcio Bittar Nehemy

Representante Discente

José Carlos Souza Vilela

A Tese intitulada **ESTUDO DA RECONSTRUÇÃO DE ÓRBITAS ENUCLEADAS COM DOIS TAMANHOS DE IMPLANTES ESFÉRICOS EM COMPARAÇÃO COM A ÓRBITA NORMAL ATRAVÉS DE NOVO MODELO DE MEDIDAS TOMOGRÁFICAS E CORRELAÇÃO CLÍNICA** foi apresentada e defendida, em sessão pública, por **RODRIGO FERREIRA DE ALMEIDA**, para a obtenção do Título de Doutor pelo curso de Pós-Graduação em Cirurgia e Oftalmologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Minas Gerais.

Belo Horizonte 12 de Dezembro de 2014

Banca examinadora

Prof.^a: Ana Rosa Pimentel de Figueiredo

Prof. Sebastião Cronemberger Sobrinho – UFMG

Prof. Roberto Eustáquio Santos Guimarães – UFMG

Prof.^a Silvana Artioli Schellini – UNESP

Prof. Guilherme Herzog Neto – UFF

Suplentes

Prof. Daniel Vitor Vasconcelos Santos - UFMG

Dr. Galton Carvalho Vasconcelos - IOBH

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos pacientes que, mesmo diante da perda, são capazes de valiosos ensinamentos sobre a medicina e a vida.

AGRADECIMENTOS

À Deus, pelo dom da vida.

Ao meu pai (*in memoriam*), José Dercy, que me mostrou e ensinou, com muito amor, que o trabalho é uma virtude e a simplicidade de ser é o nosso maior bem.

À minha mãe, Maria do Socorro, que desde sempre me estimula, com muito amor, a percorrer o meu caminho e é incansável na busca da felicidade de um filho.

À minha querida esposa Flávia, que com muito amor, carinho e amizade, cuidou de tudo e de todos, suportou anseios e ausências para que o meu sonho pudesse se realizar.

Aos meus filhos, Pedro e Davi, luz dos meus olhos, sentido do prosseguir da vida, que com sua inocência me estimulam a querer ser alguém melhor.

Aos meus irmãos, Sérgio e Marcelo, que talvez mesmo sem saberem, me ajudaram a chegar até aqui.

À minha orientadora, Dra. Ana Rosa, fonte inesgotável de ensinamentos, que com sua amizade e determinação me deu mais essa oportunidade de crescimento pessoal e profissional.

Ao Dr. Marco Antônio Oliveira Machado Lara, radiologista, que com sua incrível disponibilidade e envolvimento, direcionou o caminho para a obtenção das imagens deste trabalho.

VIII

Ao Dr. Ivan Haefliger, professor da University Eye Clinic de Basel – Suíça, por sua essencial participação na criação do desenho do projeto de pesquisa e pelos indispensáveis questionamentos ao longo de sua execução.

À Thaís Paes Barreto e à Juliana Senna Figueiredo Barbi, por toda a ajuda durante a execução das cirurgias e acompanhamento dos pacientes.

À Maria Elizabeth Souza da Silveira, protesista, pelo acolhimento carinhoso aos pacientes, pela receptividade e pelo perfeccionismo na confecção das próteses oculares.

Ao Marcus Vinício Ataíde de Freitas Silva, técnico em radiologia, que disponibilizou horas de trabalho para a execução das medidas tomográficas.

À Flávia Emy Onaga Rezende de Souza e à Isabela Lopes Barbosa, alunas da graduação e da iniciação científica, por toda a ajuda com a coleta e criação do banco de dados.

À Flávia Komatsuzaki, bioestatística, pela consultoria e preocupação em ensinar.

Ao Hospital São Geraldo, departamento de Plástica Ocular, local de constante aprendizado.

Às secretárias e enfermeiras do departamento de Plástica Ocular do Hospital São Geraldo pela atenção com os pacientes.

Ao Centro de Tomografia Computadorizada de Minas Gerais (CTC-MG) e toda a sua equipe, por ter aberto suas portas de forma incondicional para a realização dos exames de tomografia computadorizada.

“Que ninguém se engane, só se consegue a simplicidade através de muito trabalho.”

(Clarice Lispector)

SUMÁRIO

| | |
|---|-------|
| LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS..... | XII |
| LISTA DE FIGURAS..... | XIV |
| LISTA DE TABELAS..... | XVI |
| LISTA DE GRÁFICOS..... | XVIII |
| RESUMO..... | XX |
| ABSTRACT..... | XXII |
| 1 INTRODUÇÃO | 1 |
| 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 3 |
| 2.1 A Cavidade Anoftálmica Adquirida | 3 |
| 2.2 Cirurgias Relacionadas..... | 5 |
| 2.3 Devolução de volume | 8 |
| 2.4 Implantes | 9 |
| 2.5 Recobrimento dos implantes | 11 |
| 2.6 O auxílio da imagem no estudo da cavidade anoftálmica adquirida..... | 12 |
| 2.7 A prótese ocular externa..... | 15 |
| 2.8 Justificativa | 17 |
| 3 OBJETIVO..... | 18 |
| 4 PACIENTES E MÉTODOS..... | 19 |
| 4.1 Seleção de pacientes | 19 |
| 4.2 Implante..... | 20 |
| 4.3 Cirurgia | 21 |
| 4.4 Seleção do implante | 22 |

| | | |
|-----|--|-------|
| 4.5 | Confecção da prótese ocular externa | 22 |
| 4.6 | Variáveis da tomografia computadorizada de órbitas | 25 |
| 4.7 | Variáveis Clínicas | 42 |
| 4.8 | Cálculo amostral | 47 |
| 4.9 | Análise estatística | 48 |
| 5 | RESULTADOS | 49 |
| 5.1 | Caracterização da amostra | 49 |
| 5.2 | Dados da cirurgia | 50 |
| 5.3 | Complicações do pós-operatório | 50 |
| 5.4 | Variáveis da tomografia computadorizada de órbitaS | 51 |
| 5.5 | Variáveis Clínicas da Cavidade Anoftálmica | 63 |
| 6 | DISCUSSÃO | 68 |
| 7 | CONCLUSÕES | 86 |
| | ANEXOS | 87 |
| | ANEXO I - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa | 87 |
| | ANEXO II - Termo de consentimento | 88 |
| | ANEXO III - Tabelas das correlações | 92 |
| | ANEXO IV - Trabalho aceito e apresentado no congresso da ARVO (The Association for Research in Vision and Ophthalmology) | 94 |
| | ANEXO V - Artigo enviado para publicação | 95 |
| | ANEXO VI - Declaração de aprovação | 101 |
| | REFERÊNCIAS | 10102 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

| | |
|-----------------|---------------------------------------|
| % | porcentagem |
| < | menor |
| = | igual |
| > | maior |
| ® | marca registrada |
| °c | graus centígrados |
| cm | centímetros |
| cm ³ | centímetro cúbico |
| COEP | Comitê de Ética em Pesquisa |
| DIF | diferença |
| DP | desvio padrão |
| E.V.A. | escala visual analógica |
| g | gramas |
| IC | intervalo de confiança |
| ICC | coeficiente de correlação intraclasse |
| IQR | intervalo interquartil |
| MAA | medida angular axial |
| MAS | medida angular sagital |
| ml | mililitro |
| MLA | medida linear anterior |
| MLAP | medida linear ântero-posterior |
| MLI | medida linear inferior |

| | |
|------|--------------------------------------|
| MLL | medida linear lateral |
| MLM | medida linear medial |
| MLS | medida linear superior |
| mm | milímetro |
| PMMA | polimetilmetacrilato |
| RNM | ressonância nuclear magnética |
| ROI | região de interesse |
| TC | tomografia computadorizada |
| UFMG | Universidade Federal de Minas Gerais |
| UH | unidade de Hounsfield |
| V | volume |
| VGO | volume de gordura |
| VOI | volume de interesse |
| VOT | volume orbitário total |
| VPM | volume de partes moles |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Modelagem para confecção da prótese ocular externa | 23 |
| Figura 2 - Teste do corpo da esclera da prótese ocular externa na cavidade anoftálmica | 24 |
| Figura 3 - Íris pintada e fixada ao corpo da esclera da prótese..... | 24 |
| Figura 4 - Caracterização da esclera e adaptação final da prótese | 25 |
| Figura 5 - Delineamento da face interna da órbita com inclusão de todos os tecidos, inclusive as pálpebras | 26 |
| Figura 6 - Tela contendo os planos axial, sagital e coronal para controle da delimitação do conteúdo orbitário..... | 27 |
| Figura 7 - Seleção de todos os tecidos intraorbitários pela TC de órbitas | 28 |
| Figura 8 - Cálculo do volume orbitário total através da seleção dos valores da escala de unidades de Hounsfield..... | 28 |
| Figura 9 - Modelo tridimensional do cálculo do volume orbitário total | 29 |
| Figura 10 - Seleção da gordura orbitária pela TC de órbitas..... | 30 |
| Figura 11 - Cálculo do volume de gordura orbitária através da seleção dos valores da escala de unidades de Hounsfield..... | 30 |
| Figura 12 - Padronização da imagem em plano axial | 32 |
| Figura 13 - Medidas lineares em corte axial: órbita direita com implante de diâmetro 16mm | 33 |
| Figura 14 - Medidas lineares em corte axial: órbita esquerda com implante de diâmetro 20mm | 34 |

| | |
|---|----|
| Figura 15 - Medidas angulares em corte axial: órbita direita com implante de diâmetro 16mm | 35 |
| Figura 16 - Medidas angulares em corte axial: órbita esquerda com implante de diâmetro 20mm | 35 |
| Figura 17 - Padronização da imagem da órbita controle em plano sagital..... | 36 |
| Figura 18 - Padronização da imagem da órbita com implante de diâmetro 20mm em plano sagital. | 37 |
| Figura 19 - Medidas lineares da órbita controle em corte sagital | 38 |
| Figura 20 - Medidas lineares da órbita com implante de diâmetro 16mm em corte sagital..... | 38 |
| Figura 21 - Medidas lineares da órbita com implante de diâmetro 20mm em corte sagital..... | 39 |
| Figura 22 - Medida angular da órbita controle em plano sagital..... | 40 |
| Figura 23 - Medida angular da órbita com implante de diâmetro 16mm em plano sagital | 40 |
| Figura 24 - Medida angular da órbita com implante de diâmetro 20mm em plano sagital..... | 41 |
| Figura 25 - Marcação e paquimetria das bordas da prótese ocular externa | 43 |
| Figura 26 - Medida da mobilidade da prótese nas quatro duções do olhar | 44 |
| Figura 27 - Medida da motilidade da cavidade nas quatro duções do olhar | 46 |
| Figura 28 – Representação tridimensional da parábola hiperbólica..... | 77 |
| Figura 29 - Representação tridimensional da calha parabólica..... | 78 |
| Figura 30 – Comprovante do trabalho apresentado no congresso da ARVO 2014...94 | |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Medidas do volume orbitário obtidas pela tomografia computadorizada nos principais estudos publicados..... | 14 |
| Tabela 2 - Resultado do tamanho da amostra para as medidas da tomografia computadorizada de órbitas | 47 |
| Tabela 3 - Resultados dos testes de repetibilidade entre as duas medidas tomográficas obtidas pelo pesquisador principal..... | 51 |
| Tabela 4 - Resultados dos testes de reprodutibilidade entre a média das duas medidas tomográficas obtidas pelo pesquisador principal e pelo radiologista..... | 56 |
| Tabela 5 - Resultado da comparação das médias das diferenças das medidas tomográficas entre a órbita controle e a enucleada entre os dois grupos de diâmetro do implante em plano axial..... | 62 |
| Tabela 6 - Resultado da comparação das médias das diferenças das medidas tomográficas entre a órbita controle e a órbita enucleada entre os dois grupos de diâmetro do implante em plano sagital..... | 63 |
| Tabela 7 - Resultado da comparação das médias ou medianas da motilidade do implante nas quatro duções entre os dois grupos de diâmetro do implante..... | 64 |
| Tabela 8 - Resultado da comparação das medidas da prótese ocular externa entre os dois grupos de diâmetro do implante | 64 |
| Tabela 9 - Resultado da comparação das medidas da mobilidade da prótese ocular externa entre os dois grupos de diâmetro do implante..... | 65 |
| Tabela 10 - Resultados das correlações entre as medidas lineares e angulares para a órbita controle e para a enucleada entre os dois grupos de diâmetro do implante ... | 66 |

| | |
|--|----|
| Tabela 11 - Resultados das correlações entre a exoftalmometria de Hertel com as medidas lineares MLA e MLAP para a órbita controle e para a órbita enucleada sem a prótese entre os dois grupos de diâmetro do implante..... | 67 |
| Tabela 12 - Correlações das medidas tomográficas entre si. | 92 |
| Tabela 13 - Correlações da exoftalmometria sem a prótese e medidas tomográficas. | 92 |
| Tabela 14 - Correlações entre as variáveis clínicas e tomográficas..... | 93 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|--|----|
| Gráfico 1 - Bland-Altman das duas medidas VOT do pesquisador principal. | 52 |
| Gráfico 2 - Bland-Altman das duas medidas VGO do pesquisador principal. | 52 |
| Gráfico 3 - Bland-Altman das duas medidas VPM do pesquisador principal. | 53 |
| Gráfico 4 - Bland-Altman das duas medidas MLA do pesquisador principal. | 53 |
| Gráfico 5 - Bland-Altman das duas medidas MLL do pesquisador principal. | 53 |
| Gráfico 6 - Bland-Altman das duas medidas MLM do pesquisador principal. | 54 |
| Gráfico 7 - Bland-Altman das duas medidas MLAP do pesquisador principal. | 54 |
| Gráfico 8 - Bland-Altman das duas medidas MLS do pesquisador principal. | 54 |
| Gráfico 9 - Bland-Altman das duas medidas MLI do pesquisador principal. | 55 |
| Gráfico 10 - Bland-Altman das duas medidas MAA do pesquisador principal. | 55 |
| Gráfico 11 - Bland-Altman das duas medidas MAS do pesquisador principal. | 55 |
| Gráfico 12 - Bland-Altman das medidas VOT do pesquisador principal e do radiologista. | 57 |
| Gráfico 13 - Bland-Altman das medidas VGO do pesquisador principal e do radiologista. | 57 |
| Gráfico 14 - Bland-Altman das medidas VPM do pesquisador principal e do radiologista. | 58 |
| Gráfico 15 - Bland-Altman das medidas MLA do pesquisador principal e do radiologista. | 58 |
| Gráfico 16 - Bland-Altman das medidas MLM do pesquisador principal e do radiologista. | 58 |
| Gráfico 17 - Bland-Altman das medidas MLL do pesquisador principal e do radiologista. | 59 |

| | |
|--|----|
| Gráfico 18 - Bland-Altman das medidas MLAP do pesquisador principal e do radiologista..... | 59 |
| Gráfico 19 - Bland-Altman das medidas MLS do pesquisador principal e do radiologista..... | 59 |
| Gráfico 20 - Bland-Altman das medidas MLI do pesquisador principal e do radiologista. | 60 |
| Gráfico 21 - Bland-Altman das medidas MAA do pesquisador principal e do radiologista..... | 60 |
| Gráfico 22 - Bland-Altman das medidas MAS do pesquisador principal e do radiologista..... | 60 |

RESUMO

Objetivo: comparar o volume e as relações anatômicas intraorbitárias de órbitas enucleadas e reconstruídas com implantes acrílicos esféricos de 16 ou 20mm de diâmetro com a órbita contralateral, utilizando um novo modelo de medidas tomográficas e estabelecer correlação com medidas clínicas da cavidade anoftálmica.

Métodos: Trinta e dois pacientes selecionados para o estudo prospectivo randomizado duplo cego foram submetidos à enucleação do globo ocular, com seleção aleatória do diâmetro do implante esférico acrílico (16 ou 20mm). A tomografia computadorizada de órbitas foi realizada dez meses após a cirurgia e foram realizadas oito medidas lineares e angulares intraorbitárias, além da medida do volume, total e de partes moles, para as órbitas operadas e contralaterais pelo pesquisador principal e por um radiologista. Medidas clínicas da cavidade anoftálmica (exoftalmometria e motilidade do implante) e da prótese (espessura, peso, volume e mobilidade) foram registradas no décimo mês pós-operatório e comparadas entre os dois grupos de diâmetro de implantes e correlacionadas com as medidas tomográficas. **Resultados:** as medidas tomográficas demonstraram ser reprodutíveis (ICC variou de 0,908 a 1,00); as diferenças entre as órbitas controle e enucleada das medidas volumétricas ($p < 0,0001$), dos parâmetros lineares e angulares ($p < 0,05$) se mostraram menores nos pacientes com implante de 20mm, não havendo diferença no volume de gordura ($p = 0,121$) e de partes moles ($p = 0,445$) entre os dois grupos. A cavidade anoftálmica apresentou melhor motilidade do implante ($p < 0,05$), menor diferença da exoftalmometria ($p < 0,0001$) no grupo com diâmetro de implante 20mm. A prótese ocular externa apresentou maior mobilidade ($p < 0,05$) e suas bordas laterais ($p < 0,0001$), superior ($p = 0,013$) e inferior ($p = 0,013$) se mostraram mais finas no grupo

com implante 20mm e não houve diferença de peso e volume entre os dois grupos.

Conclusão: O método proposto para medir volume e relações anatômicas é simples, reprodutível e preciso. Com o implante de 20mm as medidas tomográficas foram mais próximas às dos controles repondo melhor o volume e mantendo as relações anatômicas intraorbitárias mais próximas da normalidade com repercussão positiva nas medidas clínicas.

ABSTRACT

Purpose: To compare the orbital volume and intraorbital anatomic relations of enucleated orbits reconstructed with different spherical acrylic implants diameter (16 or 20 mm) with the contralateral orbit using new tomographic measurements, and evaluate the correlation of these measurements with clinical measurements of the anophthalmic socket. **Methods:** Thirty-two patients who had undergone ocular enucleation, with random selection of the diameter of the implant were enrolled in this prospective randomized double-blind controlled study. Computed tomography was performed ten months after surgery. Volumetric measurements of the entire orbital content and the soft tissues, and eight intraorbital linear and angular measurements were obtained in both the enucleated and contralateral orbits by the main researcher and a radiologist. Clinical measurements of the anophthalmic socket (exophthalmometry and implant motility) and of the artificial eye (thickness, weight, volume and mobility) obtained ten months after surgery were compared between the two groups and correlated with the tomographic measurements. **Results:** The tomographic measurements were reproducible (ICC ranged from 0.908 to 1.00). Significant differences between the enucleated and control orbits were detected in total volume ($p < 0.0001$), and linear and angular parameters ($p < 0.05$). The exophthalmometric values were significantly smaller ($p < 0.001$) and motility of the implant was higher ($p < 0.05$) when the 20-mm diameter implant was used. The artificial eye mobility was higher ($p < 0.05$) and their lateral ($p < 0.001$), superior ($p = 0,013$) and inferior ($p = 0,013$) borders were thinner in the 20-mm implant group; there were no difference of weight and volume between two groups. **Conclusions:** The proposed method for measuring volumetric and anatomic relations of the orbit is simple,

reproducible, and precise. Eye sockets with the 20-mm implant had measurements similar to those of control subjects, more satisfactory volume, and the intraorbital anatomic relations were maintained closer to normal standards with a positive effect on clinical measurements.

1 INTRODUÇÃO

A enucleação do globo ocular é uma cirurgia indicada quando não há mais outro tratamento possível para a doença ocular em questão e seu produto é a cavidade anoftálmica que é um sistema complexo que compreende os tecidos moles da órbita, como os músculos extraoculares, a gordura do compartimento posterior, a cápsula de Tenon e conjuntiva, glândula lacrimal, tecidos conectivos e a trama neurovascular contida entre as paredes ósseas orbitárias.¹ A remoção cirúrgica do globo ocular resulta em alterações importantes nas inter-relações funcionais e anatômicas dos elementos orbitários citados e é necessário proporcionar ao paciente uma reabilitação funcional e cosmética adequada, uma vez que a diminuição de volume total da órbita anoftálmica conduz a uma assimetria significativa e inaceitável e, por isso, a inserção de um implante orbitário é essencial.² Quando não se alcança um equilíbrio das relações intraorbitárias, sinais clínicos da chamada síndrome da cavidade anoftálmica podem se manifestar com enoftalmia, aprofundamento do sulco palpebral superior, ptose da pálpebra superior e alterações de posição da pálpebra inferior.³

A enucleação gera uma perda média estimada de 7cm^3 , em torno de um terço do volume total da órbita normal que pode variar de 22 a 28cm^3 .⁴⁻⁷ Um implante esférico de acrílico recoberto por esclera repõe, no máximo, 3 a 5cm^3 do déficit de volume, dependendo do seu diâmetro⁸. Na prática, são utilizados diâmetros de 16 a 20mm , com o princípio de que bastaria a presença de um implante ligado aos músculos extraoculares para reconstruir funcionalmente a órbita anoftálmica. Poucas publicações tratam do volume a ser implantado após a retirada do olho e não há consenso sobre as formas de cálculo de volume a ser implantado. Da mesma forma,

não há um método ideal para a medida de volume da órbita e a tomografia computadorizada (TC) de órbitas tem sido descrita como a melhor ferramenta para tal. As estratégias descritas para obtenção do volume pela TC são discutíveis, principalmente pela dificuldade de definição dos limites anteriores da órbita.⁹ Especificamente, para estudo de volume da órbita anoftálmica, os poucos estudos por imagem descrevem uma diminuição significativa de volume associada ao deslocamento do conteúdo orbitário para as regiões posterior e inferior da órbita e esses achados de imagem parecem ter relação com os conhecidos sinais clínicos da síndrome da cavidade anoftálmica.^{10, 11} O volume do implante parece ter relação direta com o aparecimento e a intensidade desses sinais, já que pode interferir nas relações anatômicas intraorbitárias, que quanto mais próximas da normalidade maior a semelhança com a órbita normal, o que proporciona uma melhor reabilitação com a prótese ocular externa em relação ao seu volume¹² e mobilidade¹³. Quanto maior a simetria da prótese ocular externa em relação ao olho contralateral melhor é o resultado obtido após a enucleação.¹⁴

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 A CAVIDADE ANOFTÁLMICA ADQUIRIDA

2.1.1 DEFINIÇÃO

A cavidade anoftálmica adquirida é definida como a cavidade orbitária que não contém mais o globo ocular por sua remoção cirúrgica. Com a perda volumétrica produzida pela remoção do globo ocular, a superfície anterior da cavidade orbitária vazia torna-se côncava e situa-se à apenas dez milímetros da posição antes ocupada pelo polo posterior do olho enucleado.¹⁵ Para que as deformidades causadas pela perda de volume sejam minimizadas, a inserção de um implante é essencial.¹⁶ A cavidade é uma entidade em constante transformação, devendo ser monitorada a intervalos regulares para garantir que uma eventual evolução desfavorável seja percebida, evitando assim os riscos para reabilitação com a prótese ocular externa.¹⁷

2.1.2 FORMAS DE EVOLUÇÃO DA CAVIDADE ANOFTÁLMICA

2.1.2.1 ESTABILIDADE

Considera-se estável a cavidade que persiste com as mesmas condições ao longo do tempo, o que significa que a prótese ocular externa mantém sempre o mesmo molde. A condição de estabilidade é pouco comum, já que muitos pacientes apresentam as deformidades relacionadas às síndromes descritas a seguir.

2.1.2.2 SÍNDROME DA CAVIDADE ANOFTÁLMICA

A chamada síndrome da cavidade anoftálmica definida por Vistnes em 1976¹⁸ é conhecida por seus sinais clínicos de enoftalmia, aprofundamento do sulco superior, ptose da pálpebra superior e abaulamento da pálpebra inferior.³ Não obstante tenha sido realizada uma cirurgia tecnicamente correta com implante orbitário e adaptada uma prótese ocular externa adequada, este quadro pode ocorrer a médio ou a longo prazo. Obviamente, problemas relacionados à técnica cirúrgica ou à devolução insuficiente de volume, bem como prótese externa inadequada, conduzem à esta síndrome. A grande maioria dos pacientes irá apresentar um ou mais sinais relacionados ao longo da vida. Vistnes e Sergot¹⁹ encontraram, em seu estudo retrospectivo em pacientes com cavidade anoftálmica, sulco superior profundo em 50%, frouxidão da pálpebra inferior em 70% e ptose da pálpebra superior em 20%. Em 1995 pesquisa realizada com a sociedade de oculoplásticos americana demonstrou frequência de sulco profundo em 7,5% a 22,8%, enoftalmia significativa em 4,2% a 17,3%, má posição da pálpebra inferior em 0,5 a 24%.²⁰ Acredita-se que a seleção apropriada do volume do implante que se aproxima do volume do olho seja importante para diminuir a intensidade dos sinais dessa síndrome.^{12, 21} O rearranjo de gordura para as regiões posterior e inferior da órbita após a perda do volume parece ser o grande responsável pelo quadro^{22, 23} e não a atrofia de gordura ou diminuição de fluxo sanguíneo para a órbita como já postulado anteriormente.²⁴ Quando não recebe acompanhamento especializado, a síndrome da cavidade anoftálmica acaba sendo tratada de forma inadequada pelo protesista com aumentos progressivos da prótese para compensar a enoftalmia e a ptose. O peso da prótese também aumenta, gerando efeito mecânico sobre a pálpebra inferior, o que aumenta a sua flacidez e deforma o canto lateral. Paralelamente, pode ocorrer inflamação conjuntival e

subconjuntival em graus variados, levando à fibrose que por sua vez encurta os fórnices conjuntivais, demandando redução do tamanho da prótese.²⁵ Esta situação representa a conversão da síndrome da cavidade anoftálmica para a síndrome de retração abaixo descrita.

2.1.2.3 SÍNDROME DA RETRAÇÃO DA CAVIDADE ANOFTÁLMICA

A contração é um dos maiores desafios relacionados à cavidade e ocorre com diminuição da superfície conjuntival, secundária a inflamação e fibrose subconjuntival, que pode ser progressiva. Quadros leves podem acometer localmente os fórnices, especialmente o inferior, sem comprometer tanto a adaptação da prótese ocular externa. Por outro lado, essa condição quando secundária a trauma orbitário extenso, radioterapia, múltiplas cirurgias ou mesmo em cavidades negligenciadas leva a uma grande retração das partes moles orbitárias, não só da conjuntiva, requerendo tratamento cirúrgico complexo e muitas vezes fadado ao insucesso.^{26, 27} Em última análise, os pacientes com esta síndrome usam próteses pequenas, sem mobilidade, com pálpebras retraídas, apresentando lagofalmo, entrópio e redução horizontal da fenda palpebral.²⁸

2.2 CIRURGIAS RELACIONADAS

2.2.1 EVISCERAÇÃO

A evisceração consiste na completa remoção do conteúdo ocular através da ressecção da córnea ou por uma incisão escleral. Esta técnica preserva a túnica escleral e não há a necessidade de se abordar tecidos orbitários, como músculos extraoculares e gordura. Pode ser realizada em casos de traumas graves, glaucoma

absoluto, olhos inestéticos e endoftalmites. Está formalmente contraindicada se há suspeita de tumor intraocular. Historicamente é preferida à enucleação por preservar os tecidos orbitários com melhores resultados estéticos e funcionais.^{29, 30} Um dos principais problemas relacionados à técnica é a dificuldade de devolver adequado volume quando o continente escleral é restrito, mas técnicas diversas de escleroplastia foram desenvolvidas permitindo maior volume de implantação e menor risco de extrusão dos implantes mesmo em olhos com redução mais acentuada de volume.³¹⁻³³ Uma rara e temida complicação é a oftalmia simpática que, quando ocorre, parece estar relacionada ao trauma penetrante prévio que motivou a evisceração e, ao que parece, a cirurgia provavelmente não é um fator predisponente.^{34, 35} Um argumento contrário ao procedimento consiste na maior dificuldade de se realizar o estudo anatomopatológico pelo desarranjo estrutural dos tecidos removidos do olho eviscerado.

2.2.2 ENUCLEAÇÃO

A enucleação consiste na remoção completa do globo ocular através da desinserção dos músculos extraoculares e da secção do nervo óptico. Em 1826, Cleobury descreveu uma técnica simples, mas que produzia grande trauma sobre os tecidos orbitários e que rapidamente caiu em desuso pela impossibilidade de adaptação de uma prótese ocular. Em 1840 O´Ferral e Bonnet desenvolveram a abordagem intratenoniana com a secção dos músculos junto às suas inserções esclerais.³⁶ Mules,³⁷ em 1884, foi o primeiro a inserir um implante esférico dentro da cavidade escleral após a evisceração; Frost³⁸ e Lang³⁹ em 1887 descreveram a implantação de esfera de Mules no espaço intratenoniano, após a enucleação, com a imbricação dos músculos retos sobre o implante. Em 1917 Valois descreveu o uso de

esclera conservada para recobrimento do implante e em 1958 Hervouet relatou, pela primeira vez, a fixação dos músculos extraoculares na esclera que recobre o implante.¹⁷ Soll⁴⁰, em 1972, descreveu a inserção do implante posterior à fáscia posterior da cápsula de Tenon, diretamente no cone orbitário na tentativa de diminuir as taxas de exposição e expulsão dos implantes, consideradas as principais complicações da cirurgia. Desde então, a técnica cirúrgica foi relativamente padronizada com um consenso em relação à necessidade de devolução de volume com implante intraorbitário e à importância de inserção dos músculos retos na sua superfície anterior. A inserção dos músculos retos, entre 5 e 8mm de distância do centro da superfície anterior do implante, reproduz a anatomia, posiciona o implante dentro da órbita e proporciona a sua motilidade.¹² A técnica de imbricação dos músculos retos foi abandonada pelo risco de migração e mudança de posição do implante dentro da órbita.⁴¹ O implante é habitualmente inserido dentro da cápsula de Tenon, mas pode ser inserido posterior à sua fáscia posterior com a intenção de criar mais uma barreira contra a expulsão do implante.^{24, 36} O músculo oblíquo superior geralmente é deixado livre para se retrair após a sua desinserção, assim como o oblíquo inferior que irá se reposicionar junto ao reto inferior já que ambos possuem uma membrana em comum. A sutura dos oblíquos diretamente ao implante simulando suas posições de inserção também é uma alternativa, mas não há consenso sobre o seu benefício.^{20, 42}

A enucleação é indicação absoluta em casos de suspeita ou confirmação de um tumor intraocular que não possa ser tratado por outros métodos e oftalmia simpática. Olhos cegos dolorosos com atrofia e redução importante do diâmetro axial que impedem a devida reposição de volume com a evisceração devem ser tratados com a enucleação.^{42, 43}

A vantagem da enucleação sobre a evisceração é a possibilidade de repor o volume sem a limitação do continente escleral, além de fornecer material adequado ao estudo anatomopatológico.^{30, 44}

2.3 DEVOLUÇÃO DE VOLUME

O implante primário após a remoção do globo ocular deve sempre ser realizado com o intuito de se repor o volume perdido. A importância da reposição de volume após a enucleação foi descrita por Culler em 1952.¹⁵ Sabe-se que o volume do globo ocular, calculado através do seu diâmetro axial, pode variar entre 6,5 a 7,9ml e que um implante recoberto por esclera repõe, no máximo 3 a 5 cm³, dependendo do seu diâmetro.⁸ A variabilidade de volume do globo ocular entre os indivíduos é grande, e não existem formulas definidas para dirigir a escolha do tamanho do implante. Custer et al.⁴⁵ definiam o tamanho do implante com base no volume do olho enucleado e Kaltreider et al.¹² utilizaram cálculo de volume do olho contralateral com base na ecografia em modo A. Ambos autores procuraram demonstrar que, quanto mais próximo do volume do globo ocular for o implante menores serão os sinais da síndrome da cavidade anoftálmica no seguimento do paciente. Na prática, implantes de 16 a 20mm são usados em reconstruções da órbita de acordo com a disponibilidade ou facilidade de inserção durante a cirurgia e fórmulas ou cálculos de volume não são usados de rotina.

A cavidade anoftálmica pode ser dividida em um compartimento posterior em que a reposição do volume é feita com o implante intraorbitário e um compartimento anterior em que a reposição de volume é complementada pela prótese ocular externa. Quando se utiliza um implante de menor tamanho o déficit de volume no compartimento posterior acaba sendo compensado com uma prótese mais

volumosa no compartimento anterior.⁴⁶ Kaltreider et al.⁴⁷ demonstraram que apenas 2 a 3 ml da perda de volume deve ser reposta com a prótese ocular externa e que o volume da mesma não deve ultrapassar o limite de 4,2ml e concluíram que implantes de maior volume permitem a adaptação de próteses menos volumosas.

2.4 IMPLANTES

Durante o último século, implantes orbitários foram desenvolvidos e usados na tentativa de cumprir a função de repor volume. O primeiro relato da utilização de um implante orbitário foi feito por Mules, em 1885, que utilizou uma esfera de vidro após uma cirurgia de evisceração.³⁷ A partir de então, outros materiais emergiram e já na década de 1940 estavam disponíveis para uso como marfim, osso carbonizado ou descalcificado e cartilagem formolizada.⁴⁸ Materiais com a possibilidade de fabricação em série começaram a ser usados e, neste contexto, o implante esférico de acrílico (polimetilmetacrilato - PMMA) começou a ser empregado na década de 1950. Estudos de variações de seu formato foram realizados ao longo dos anos, resultando nos implantes de Allen, Iowa e Universal, mas chegou-se à conclusão que o formato esférico trazia menores complicações relacionadas à exposição e expulsão do mesmo, e é assim usado até a atualidade.⁴⁹⁻⁵¹ Outro material inerte, o silicone, foi muito difundido nas décadas de 1970 e 80, e é ainda usado em muitos países europeus e nos Estados Unidos, mas hoje não está disponível no mercado interno brasileiro.^{52, 53} Nos meados da década de 1980 e início da década de 1990 os materiais integráveis ou porosos, representados pela hidroxiapatita⁵⁴ e polietileno poroso⁽⁵⁵⁾, foram introduzidos como implantes orbitários. Esses materiais traziam a promessa de melhorar a motilidade da prótese, através do acoplamento da mesma com o implante através de pinos, e de diminuir as taxas de exposição e extrusão dos

implantes, já que permitem o crescimento de tecido fibrovascular para o seu interior. Outros tipos de materiais porosos, como a biocerâmica, óxido de alumínio e compósitos foram desenvolvidos.⁵⁶⁻⁵⁹ Estudo recente, com experimentação animal, descreve um implante inerte coberto de polietileno poroso, mas ainda em investigação e sem utilidade prática.⁶⁰ Trabalhos retrospectivos e pesquisas junto à comunidade médica de sociedades americanas e europeias têm demonstrado taxas de complicações, como a exposição e infecção, mais elevadas com os implantes porosos⁶¹ se comparadas com os inertes, como o PMMA, indicando uma tendência de se retomar o uso destes últimos materiais.^{53, 62, 63} Os implantes porosos trouxeram a promessa de melhora da mobilidade da prótese ocular externa por permitir o acoplamento da mesma com o implante após a sua perfuração e inserção de pinos, o que foi praticamente abandonado já que as taxas de complicação se mostraram elevadas.^{53, 64, 65} Estudos sobre a motilidade da prótese demonstraram que a amplitude de movimentos não é diferente quando se compara os implantes porosos, sem o acoplamento, com os implantes inertes.⁶⁶⁻⁶⁸ Sendo assim, os implantes inertes como o PMMA, apresentam vantagens a longo prazo, já que as taxas de complicação são menores quando comparadas a outros materiais, além de seu custo ser incomparavelmente inferior.⁶⁹ O PMMA é considerado um material biocompatível por ser bem tolerado pelo hospedeiro e por gerar mínima reação inflamatória tecidual. É um material usado em inúmeras áreas médicas justamente por sua característica de se manter inerte ao longo dos anos e assim apresentar mínimas taxas de complicações como infecção, extrusão e migração.^{70, 71}

2.5 RECOBRIMENTO DOS IMPLANTES

Os implantes aloplásticos orbitários, independentemente de sua natureza integrável ou inerte, devem ser recobertos, já que assim, as taxas de exposição e expulsão diminuem.⁷² Os implantes inertes devem ser recobertos por algum tipo de material para possibilitar a fixação dos músculos extraoculares sobre a sua superfície anterior, o que permite a motilidade do implante e evita a migração do mesmo para os espaços posterior e inferior da órbita.⁷³ Vários tipos de materiais, como o pericárdio bovino, malha de Vicryl, poliéster uretano, matriz de derme acelular, malha de mersilene, entre outros já foram testados e estudados como recobrimento para os vários tipos de implantes orbitários.^{63, 74, 75} A esclera humana conservada começou a ser usada para reconstruir cavidades anoftálmicas em risco de expulsão de seus implantes e para a implantação secundária em cavidades sem implantes⁷⁶⁻⁷⁸ e a seguir para a implantação primária de esferas de PMMA.⁴⁹ A incidência de exposição dos implantes inertes recobertos por esclera relatada em alguns trabalhos é extremamente baixa.^{52, 79}

Em nosso meio não existem custos relacionados ao uso de tecidos humanos como a esclera, já que o banco de transplantes distribui esse tipo de tecido de acordo com a demanda justificada. O risco potencial do uso de esclera doada envolve o risco de transmissão de doenças. Estima-se que os testes atuais não identificam a infecção no sangue do doador em 1:1,800,000 para HIV, 1:1,200,000 para o vírus da hepatite C e 1:200,000 para a hepatite B. Os riscos para a esclera doada seriam iguais ou menores já que o processo de preservação pode inativar estes vírus. Infelizmente não existem testes para algumas doenças infecciosas como as causadas por príons.⁸⁰ Apesar do risco de transmissão de doenças ser pequeno, os pacientes devem estar cientes do mesmo. Em 2001 Duong et al.⁸¹ descreveram a

técnica que permite o uso autólogo da esclera, em que após a enucleação, o olho removido é eviscerado “sobre a mesa” e a esclera do próprio paciente é usada para recobrir o implante destinado à reconstrução da cavidade. Em 2009 Yoon et al.⁸² publicaram estudo com essa mesma técnica, com amostra e tempo de acompanhamento maiores, e não relataram casos de exposição ou extrusão do implante. A vantagem do uso da esclera autógena é eliminar o risco de transmissão de doenças.

2.6 O AUXÍLIO DA IMAGEM NO ESTUDO DA CAVIDADE ANOFTÁLMICA ADQUIRIDA

Os exames de imagem são muito utilizados para o estudo da patologia orbitária, que compreende alterações congênitas, neoplasias, doenças inflamatórias, traumas e a cavidade anoftálmica que é usualmente acompanhada ao longo do tempo por exames de imagem principalmente pela tomografia computadorizada (TC). O exame de imagem fornece informações relacionadas à posição do implante dentro da órbita, suas relações com os tecidos moles e a possibilidade de se calcular volume, aspectos muito importantes na reabilitação final com a prótese.⁸³

2.6.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

O tempo de aquisição da TC é extremamente rápido e de posse do volume de imagens adquirido há a possibilidade de se realizar medidas multiplanares nos vários planos ortogonais e reconstruções tridimensionais.⁸³ Esse exame proporciona excelentes detalhes do globo ocular, dos tecidos moles e do arcabouço ósseo e desde a década de 1980 é reconhecido como ótimo método diagnóstico para as doenças orbitárias.⁸⁴ Antes do advento da TC tentativas para se determinar o volume orbitário

eram limitadas a estudos em animais, em órbitas de crânios de cadáver e através de medidas lineares pela radiografia simples.^{85, 86} A tecnologia da TC possibilitou uma nova abordagem para o cálculo de volume orbitário, principalmente para condições em que claramente ocorrem alterações de volume, como a orbitopatia de Graves e fraturas orbitárias.⁸⁷⁻⁸⁹ As órbitas sem doenças também foram investigadas com o propósito de se estimar seu volume normal e reconhecer diferenças relacionadas à idade, gênero e etnia.^{90, 91} As primeiras medidas volumétricas com a TC foram validadas através de estudos em órbitas de crânios de cadáveres preenchidas com material de volume conhecido pelo princípio do deslocamento de água,^{92, 93} mas outros estudos indicam uma dificuldade em validar a medida de volume e encontram medidas subestimadas pela TC^{94, 95}. A validação do cálculo de volume pela TC é difícil em decorrência das características anatômicas da órbita que impedem a determinação de seu limite anterior. Apesar de todos os autores utilizarem como limite anterior linhas que conectam os rebordos ósseos anteriores, Osaki et al.⁹ questionam essa forma de medida e acreditam que nenhuma linha possa servir de referência para o limite anterior da órbita e propõem novos estudos que possibilitem o cálculo de volume considerando que a superfície anterior da órbita tem um formato tridimensional que dificulta a sua medida volumétrica.

Diversos *softwares*, desenvolvidos para o cálculo volumétrico, podem ser usados para obtenção das medidas e a maioria dos trabalhos os faz utilizando-se os cortes axiais. A maioria dos trabalhos que utilizaram a tomografia para cálculo de volume orbitário encontrou variabilidade média de 22 a 28cm³ ^{4-7, 91-96} que é dependente do método utilizado, da etnia e do gênero sendo menor o volume encontrado nas mulheres e nos asiáticos (Tabela 1).

Tabela 1 - Medidas do volume orbitário obtidas pela tomografia computadorizada nos principais estudos publicados.

| AUTOR | ANO | VOLUME (MÉDIA ±DP) |
|-------------------|------|--------------------|
| Forbes et al. | 1985 | 22,06 (±2,0) |
| Cooper et al. | 1985 | 23,45 (±1,65) |
| McGurk et al. | 1992 | 23,56 (±3,45) |
| Deveci et al. | 2000 | 28,41 (±2,09) |
| Furuta et al. | 2001 | 23,60 (±2,00) |
| Koopel et al. | 2003 | 24,34 (±2,20) |
| Regensburg et al. | 2008 | 25,17 (±0,06) |
| Acer et al. | 2009 | 17,87 (±1,89) |
| Kwon et al. | 2010 | 25,6 (±2,40) |
| Ji et al. | 2010 | 23,32 (±1,87) |

DP: desvio padrão

A tomografia tem a vantagem de permitir ótimo delineamento ósseo permitindo a inclusão de todo o continente orbitário no cálculo volumétrico e por isso mais usada para este propósito do que a ressonância nuclear magnética (RNM)⁹⁷.

A TC já foi usada para estudar cavidades anoftálmicas, porém com raros estudos controlados. Smit et al.¹⁰ analisaram, pela TC, cavidades sem implantes e as compararam com a órbita contralateral e demonstraram que a órbita anoftálmica apresentava reposicionamento de tecidos moles em direção inferior e posterior dentro da órbita, o que condiz com os sinais da síndrome da cavidade anoftálmica. Lukats et al.¹¹ utilizaram a TC, para comparar o volume total de cavidades com o da órbita contralateral, encontrando diminuição significativa de volume do lado enucleado e

sugeriram novos estudos para definir métodos mais acurados para estimar as alterações orbitárias após enucleação, bem como para o cálculo do diâmetro do implante a ser utilizado para reposição de volume.

2.6.2 RESSONÂNCIA NUCLEAR MAGNÉTICA

A RNM é uma ferramenta útil para o estudo da anatomia funcional dos tecidos moles da órbita, incluindo os músculos extraoculares, tecidos conectivos, gordura, nervo óptico e glândula lacrimal.⁹⁸ Possibilita analisar de forma dinâmica através da técnica colimada a função anatômica dos músculos extraoculares.⁹⁹ Em órbitas anoftálmicas é utilizada para avaliar a fibrovascularização dos implantes porosos.¹⁰⁰ O estudo de Detorakis et al. utilizando a RNM em órbitas enucleadas demonstrou que não há redução de volume de tecidos moles da órbita após a enucleação, mas encontrou diminuição do comprimento dos músculos retos, o que poderia afetar a sua função mecânica.¹⁰¹

2.7 A PRÓTESE OCULAR EXTERNA

O olho humano fornece a expressão viva da face. Sua perda é considerada como uma grande infelicidade e pode influenciar a autoestima e as relações interpessoais pela dificuldade em se estabelecer laços afetivos ou por gerar sentimentos de insegurança e rejeição social. A prótese ocular externa é a tentativa de devolver a dignidade ao paciente e promover sua reabilitação social. Idealmente deve ser confortável e se assemelhar ao máximo com o olho contralateral no que se refere à aparência e à mobilidade.^{14, 102}

A prótese pode ser produzida através de uma caixa de provas com moldagens ou customizada de forma individualizada. Este último método é preferível por possibilitar melhor adaptação e maior semelhança com o olho normal.¹⁰³

Para que a adaptação seja possível há que se assegurar que a cavidade esteja adequada para receber a prótese, com um implante de volume adequado, superfície conjuntival íntegra e fórnices patentes. O volume do implante orbitário parece guardar relação com a prótese, já que o volume da mesma deve complementar o volume removido com a enucleação e parcialmente devolvido pelo implante. Um conceito distorcido é que qualquer deficiência de volume após a enucleação possa ser compensado pelo aumento das dimensões da prótese. Sabe-se que a implantação de volume deficiente no compartimento posterior produz enoftalmia e aprofundamento do sulco superior que não podem e não devem ser corrigidos pelo aumento de volume no compartimento anterior através de prótese. Próteses grandes e pesadas são associadas a ectrópio e alongamento da pálpebra inferior, além de usualmente sofrerem um deslocamento inferior gerando aparência cosmética e mobilidade pobres. Kaltreider et al.⁴⁷ relataram que não há como repor todo o déficit de volume do compartimento posterior que tenha recebido um implante de tamanho pequeno com a prótese ocular externa por haver uma limitação da área da superfície da cavidade.

A mobilidade da prótese é fator importante à reabilitação, pois quanto mais ampla, mais se assemelha ao olho normal. Entende-se que a mobilidade do implante conectado aos músculos extraoculares seja importante, mas não é o fator decisivo. As membranas intermusculares têm conexões com a fásia capsulopalpebral e os ligamentos de Whitnall (na pálpebra superior) e de Lockwood (na pálpebra inferior) e estes últimos com a amplitude de movimento dos fórnices decorrente da contração e

relaxamento dos músculos extraoculares. Os bordos da prótese adaptada à cavidade têm contato direto com os fórnices que por sua vez transmitem seu movimento ao corpo da prótese desde que a anatomia das membranas intermusculares seja respeitada durante a enucleação, sem traumas desnecessários.^{13, 101, 104}

2.8 JUSTIFICATIVA

Não há consenso sobre o tamanho do implante orbitário a ser utilizado após a enucleação e os poucos métodos descritos para sua individualização não são praticados. Observa-se que a escolha do tamanho do implante é, muitas vezes, direcionada pela disponibilidade no momento da cirurgia ou pela facilidade técnica de implantação. O uso de implantes maiores parece diminuir a intensidade dos sinais da síndrome da cavidade anoftálmica e não há, na literatura, estudo controlado comparando-se a devolução de volume entre dois implantes de diâmetros diferentes.

3 OBJETIVO

O objetivo deste estudo é comparar o volume e as relações anatômicas intraorbitárias de órbitas enucleadas e reconstruídas com implantes acrílicos esféricos de 16 ou 20mm de diâmetro com a órbita contralateral, utilizando um novo modelo de medidas tomográficas e estabelecer correlação com medidas clínicas da cavidade anoftálmica.

4 PACIENTES E MÉTODOS

Trata-se de estudo prospectivo randomizado duplo cego aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) sob o registro CAAE N° 07716112.9.0000.5149. (Anexo I)

4.1 SELEÇÃO DE PACIENTES

Foram selecionados 32 pacientes referidos ao Setor de Cirurgia Plástica Ocular, Órbita e Vias Lacrimais do Hospital São Geraldo (Hospital das Clinicas /UFMG) dentre todos os pacientes atendidos de 01/02/2011 a 31/03/2013 que possuíam indicação para enucleação do globo ocular de acordo com os critérios de inclusão e exclusão pré-estabelecidos.

4.1.1 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

- Idade: 18 a 65 anos;
- Causas para indicação da enucleação do olho, quando todos os outros tratamentos disponíveis se mostraram mal sucedidos para sanar a dor, a inflamação ou a doença:
 - Olho cego doloroso;
 - Olho atrófico inestético;
 - Glaucoma absoluto;
 - Tumor intraocular com indicação de enucleação como tratamento de escolha.

- Concordância com o termo de consentimento livre e esclarecido e compromisso assumido com os retornos necessários por no mínimo um ano de pós operatório. (Anexo II)

4.1.2 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

- Detecção de sequelas de trauma extenso atingindo partes moles profundas da órbita;
- Retenção de corpo estranho inerte na órbita;
- Cirurgias oftalmológicas prévias em que houve manipulação importante da conjuntiva e cápsula de Tenon;
- Doenças sistêmicas hematológicas, autoimunes, cardiovasculares e endócrinas mal controladas;
- Não cumprimento pleno aos demais critérios de inclusão.

Todos os pacientes foram submetidos ao exame oftalmológico completo. A ecografia modo B foi realizada no olho a ser enucleado para afastar a possibilidade ou confirmar a suspeita de um tumor intraocular.

4.2 IMPLANTE

Todos os implantes de PMMA foram produzidos pela mesma empresa (Pinheiro Prótese Ocular/SP) perfeitamente esféricos com dois diâmetros distintos de 16 e 20mm. As esferas foram pesadas em balança de precisão (marca Diamond modelo A04) com escala 0,01 gramas (g). O peso médio (\pm DP) do implante de 16 mm

foi de 2,58 ($\pm 0,62$) g e o de 20 mm de 4,81($\pm 0,11$) g. Seu diâmetro foi medido por paquimetria digital (Digital Caliper, USA). Para esta medida, uma haste do paquímetro foi posicionada no polo superior e a outra haste no polo inferior de cada esfera, permitindo conferir o diâmetro da mesma. O volume (V) de cada esfera foi calculado através da fórmula $V = \frac{4}{3} \times \pi \times r^3$ (onde r é o raio da esfera). A seguir, as esferas foram esterilizadas por radiação gama e embaladas separadamente com um número identificador.

4.3 CIRURGIA

A enucleação foi a técnica escolhida por ser de fácil padronização. As cirurgias foram realizadas por apenas um cirurgião (A.R.P.F.). Após peritomia da conjuntiva 360° e divulsão romba da cápsula de Tenon e conjuntiva nos quatro quadrantes, os músculos retos extraoculares foram identificados, reparados com Vicryl 6-0® e seccionados de suas inserções esclerais. Os músculos oblíquos foram seccionados pouco antes de sua inserção escleral posterior, com hemostasia adequada. Após a dissecação de todas as aderências, o nervo óptico foi seccionado permitindo a remoção do globo. A cápsula de Tenon posterior foi suturada com Vicryl 6-0® em pontos separados, após revisão da hemostasia. O implante foi envolvido por esclera autógena ou doada conservada de banco de olhos (casos de tumores intraoculares e suspeita de oftalmia simpática). A esclera autógena foi obtida após a evisceração do olho enucleado “sobre a mesa”⁸¹, com remoção da córnea e os resíduos uveais removidos com álcool 70%. A esfera de PMMA foi recoberta pelo envoltório, mantendo sempre uma base inferior de sustentação, para evitar migração do implante em direção ao assoalho da órbita, com escleroplastias superior e posterior e suturas feitas em Prolene 5-0®. O centro da face anterior da esclera envolvendo o

implante foi marcado com caneta esterilizada, bem como quatro pontos distando 6 mm do centro. O implante foi introduzido na cavidade tenoniana e os músculos retos inseridos nos quatro pontos previamente marcados na face anterior do envoltório escleral. A síntese dos planos tenoniano e conjuntival, foi feita em separado, com suturas em Vicryl 6-0®, individualizadas e sepultadas. Ao final do procedimento, foi colocada uma lente acrílica modeladora padrão e realizada blefarorrafia com Seda 4-0® retirada no sétimo dia pós operatório. A lente modeladora foi mantida na cavidade até a adaptação da prótese ocular externa.

4.4 SELEÇÃO DO IMPLANTE

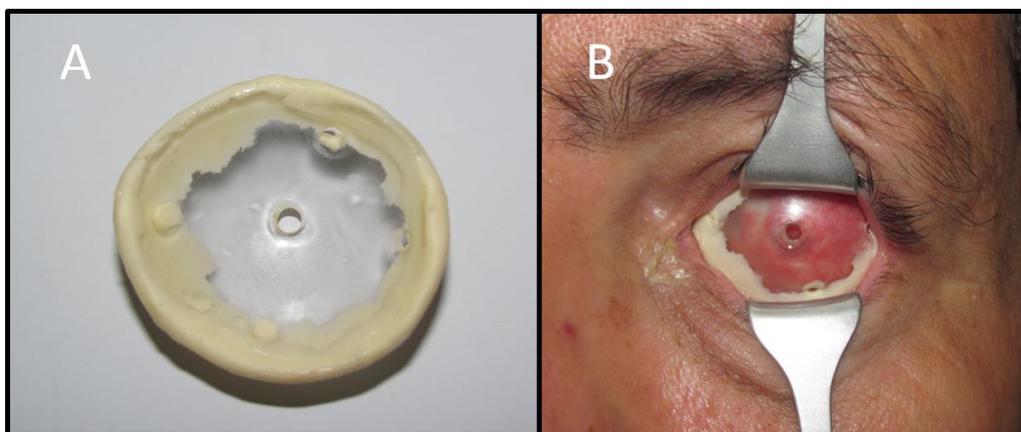
A seleção do diâmetro do implante para cada paciente foi realizada de forma randomizada, assegurando que metade da amostra recebeu o diâmetro 16mm e a outra o diâmetro 20mm. O pesquisador responsável (R.F.A.) pela coleta de dados e o paciente não tinham conhecimento do diâmetro do implante até a realização da tomografia computadorizada de órbitas.

4.5 CONFECÇÃO DA PRÓTESE OCULAR EXTERNA

Os pacientes foram encaminhados para confecção da prótese ocular externa 60 dias após a cirurgia com um único protesista. O trabalho protético foi acompanhado pelo pesquisador (R.F.A.) obedecendo ao princípio de que a melhor prótese ocular externa é a que se encaixa nos fórnices sem toque apical (face anterior da cavidade) sem tentar corrigir defeitos palpebrais associados. Cada prótese de cada paciente foi customizada individualmente com a técnica da moldagem, utilizando-se a

lente modeladora padrão adaptada à cavidade no dia da cirurgia. A lente foi preenchida com massa Plastalina® para obter a moldagem da cavidade (Figura 1).

Figura 1 - Modelagem para confecção da prótese ocular externa



(A) Lente modeladora preenchida com massa

(B) Modelagem na cavidade anoftálmica

Fonte: próprio autor

O molde foi prensado e acrilizado para obtenção do corpo da esclera, que depois de polido retornou à cavidade para verificar possíveis defeitos de adaptação, tamanho, movimentos e conforto. Neste momento os reparos necessários foram efetuados. Fez-se a demarcação do ponto pupilar no corpo esclerótico, estando este inserido na cavidade. O diâmetro da córnea do olho contralateral foi medido para determinar o diâmetro da íris da prótese. Com uma broca adequada perfurou-se o interior do círculo, retirando o acrílico necessário para adaptação da íris protética, já pintada previamente com pigmentos minerais, de conformidade com o diâmetro e as características morfológicas da íris contralateral. Verificou-se então, através do orifício do corpo da esclera, se o ápice do implante estava realmente livre de contato e, se necessário, pôde-se fazer a diminuição da espessura central (Figura 2).

Figura 2 - Teste do corpo da esclera da prótese ocular externa na cavidade anoftálmica



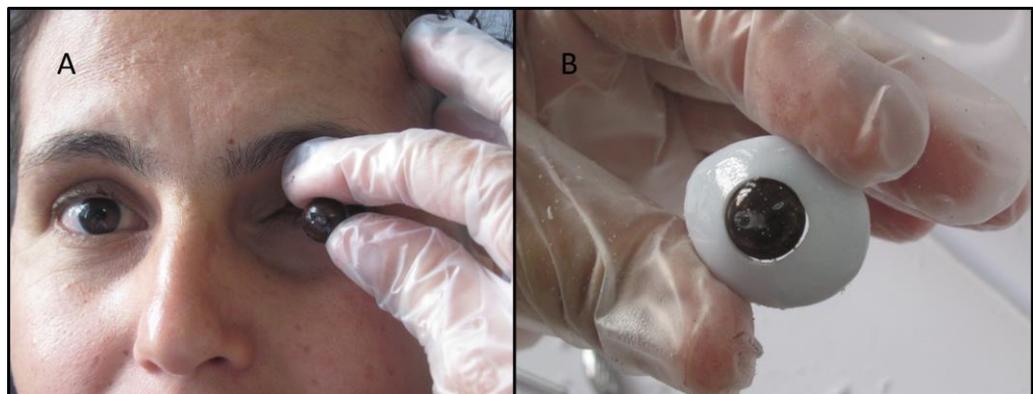
(A) Corpo da esclera da prótese inserido na cavidade anoftálmica e marcação do centro da pupila

(B) Comprovação da ausência de toque apical

Fonte: próprio autor

A íris pintada foi fixada no corpo de prova para que pudesse ser testada na cavidade (Figura 3). Em posição primária do olhar, verificou-se a simetria de posição.

Figura 3 - Íris pintada e fixada ao corpo da esclera da prótese.



(A) Comparação da íris pintada com o olho normal

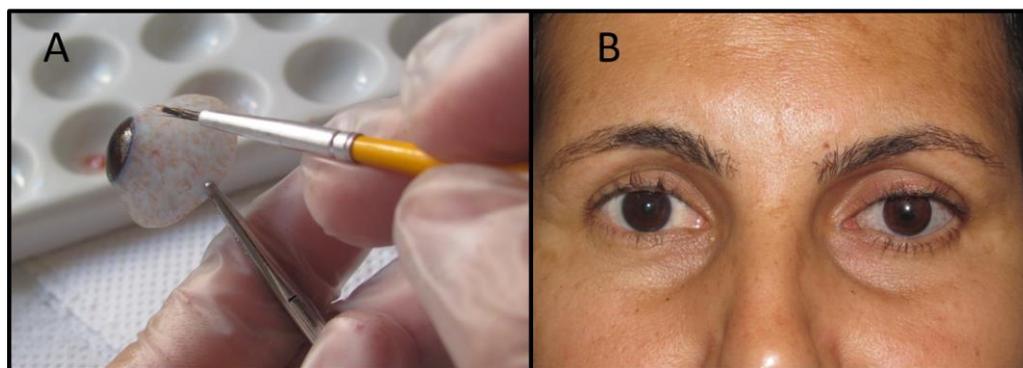
(B) Íris fixada ao corpo da esclera da prótese

Fonte: próprio autor

A caracterização extrínseca da esclera foi feita mediante cópia das características morfológicas do olho contralateral com pigmentos minerais e fios de lã.

A peça recebeu a última camada de acrílico incolor e o polimento final foi realizado; resquícios do material de polimento foram removidos por ultrassom. A prótese foi então considerada pronta e em condições de ser inserida na cavidade anoftálmica (Figura 4).

Figura 4 - Caracterização da esclera e adaptação final da prótese



(A) Caracterização da esclera

(B) Prótese final adaptada à cavidade anoftálmica

Fonte: próprio autor

4.6 VARIÁVEIS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE ÓRBITAS

A aquisição das imagens de cada paciente foi realizada com o tomógrafo multislice *Siemens Somatom Sensation 40 detectores* pelo mesmo radiologista (M.A.O.M.L.). O exame foi realizado em decúbito dorsal com o paciente fixando um ponto a 50 cm de seu olho normal simulando o olhar em posição primária. Todas as imagens estudadas foram configuradas na janela de w450 e c100 que é a recomendada para estudo dos tecidos moles da órbita.¹⁰⁵ O volume de imagens de cada paciente foi transferido para um computador pessoal Macintosh e as medidas foram tomadas utilizando-se o *Osirix Imaging Software* versão 5.8.1. Cada medida foi realizada duas vezes pelo pesquisador principal (R.F.A.) em momentos diferentes e

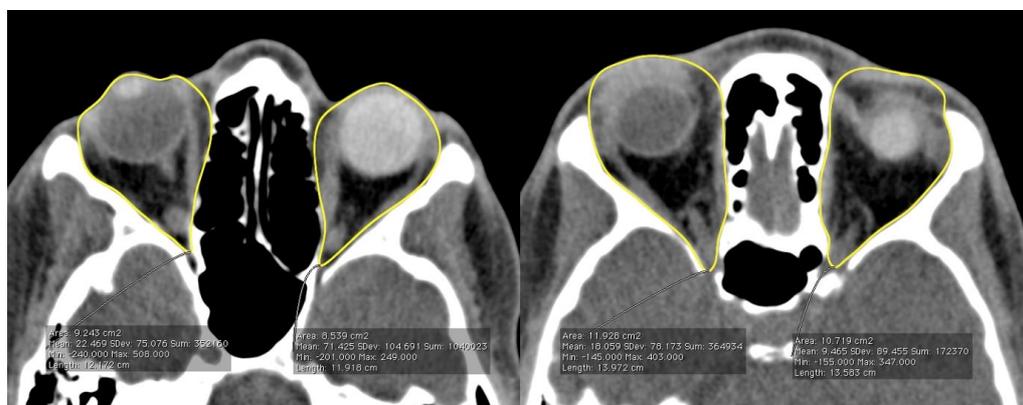
de forma cega em relação à primeira medida. Cada medida foi também realizada pelo radiologista (M.A.O.M.L) de forma cega em relação às medidas realizadas pelo pesquisador principal.

4.6.1 VARIÁVEIS VOLUMÉTRICAS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE ÓRBITAS

1. Volume orbitário total (VOT)

O software permite o cálculo volumétrico do conteúdo orbitário através da análise de uma pilha de imagens bidimensionais. O cálculo de volume de interesse baseia-se no intervalo de imagens e nas regiões de interesse (ROI) definidas. A definição de cada ROI foi feita através da delimitação com o cursor respeitando-se a face interna das paredes orbitárias, incluindo todo seu conteúdo, inclusive as pálpebras. Os forames naturais da órbita como o canal óptico e as fissuras orbitárias superior e inferior foram usadas como limites do contorno sem incluir seu conteúdo. (Figura 5).

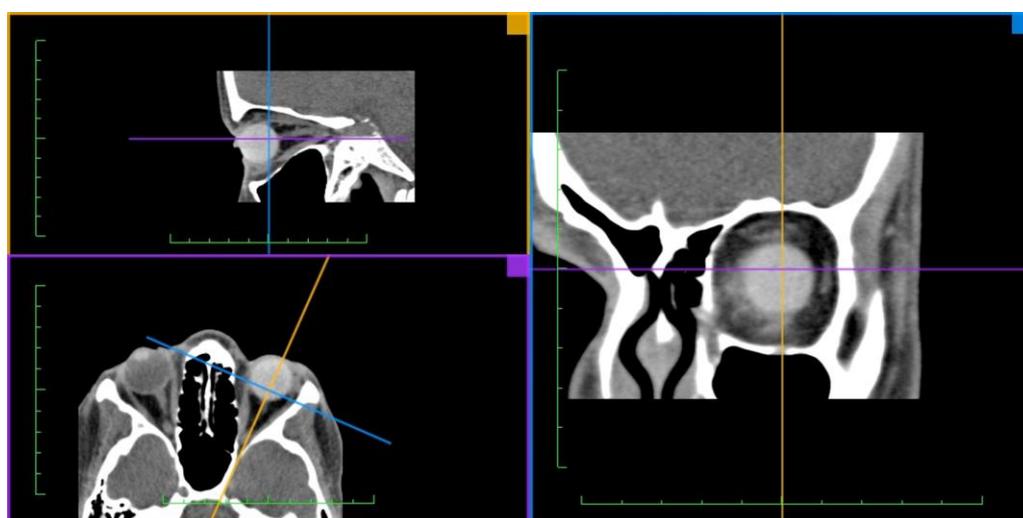
Figura 5 - Delineamento da face interna da órbita com inclusão de todos os tecidos, inclusive as pálpebras



Fonte: próprio autor

Cada ROI foi delimitado em corte axial de 0,75 mm de espessura com espaçamento de 2,25 mm um do outro. Este espaçamento é permitido pelo fato do programa inserir as ROIs das imagens intermediárias. Para a delimitação de cada ROI em cada corte axial, foi feito o controle na mesma tela nos planos sagital e coronal para verificação de inclusão de todo o conteúdo intraorbitário (Figura 6).

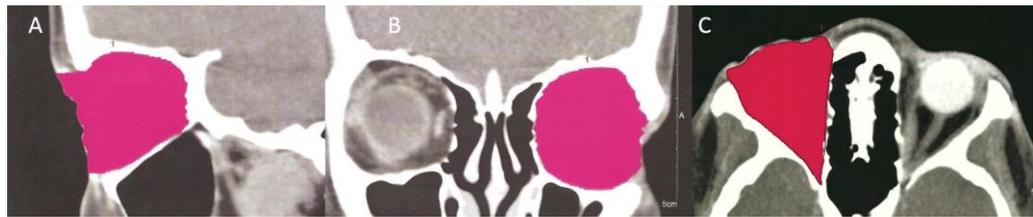
Figura 6 - Tela contendo os planos axial, sagital e coronal para controle da delimitação do conteúdo orbitário



Fonte: próprio autor

A seguir, foi definido o limite de inclusão dos tecidos dentro da escala de unidades de Hounsfield (UH), com valores de -250 a +250 UH garantindo a inclusão de todos os tecidos (inclusive globo ocular na órbita controle e implante na órbita enucleada) e excluindo-se assim tecido ósseo ou ar que porventura tenham sido incluídos por erro do examinador. Para finalizar, o sistema calcula o volume resultante considerando todos os ROIs definidos (Figuras 7 e 8).

Figura 7 - Seleção de todos os tecidos intraorbitários pela TC de órbitas



(A) Corte sagital

(B) Corte coronal

(C) Corte axial

Fonte: próprio autor

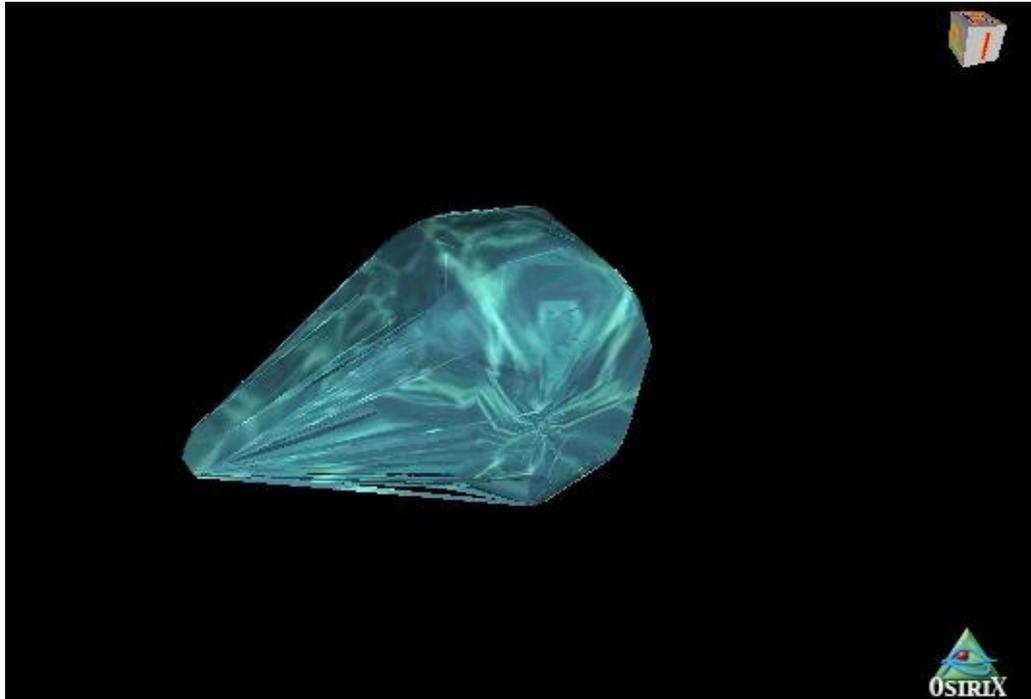
Figura 8 - Cálculo do volume orbitário total através da seleção dos valores da escala de unidades de Hounsfield

| VOI | 1 |
|---------------------------|-------|
| Volume [cm ³] | 25.38 |
| Height [cm] | 3.72 |
| Mean [HU] | 16.0 |
| SD [HU] | 68.5 |
| L Threshold [HU] | -- |
| U Threshold [HU] | -- |
| L Eval Limit [HU] | -250 |
| U Eval Limit [HU] | 250 |

Fonte: próprio autor

Após o cálculo do volume é possível criar um modelo tridimensional de todo o conteúdo orbitário (Figura 9).

Figura 9 - Modelo tridimensional do cálculo do volume orbitário total

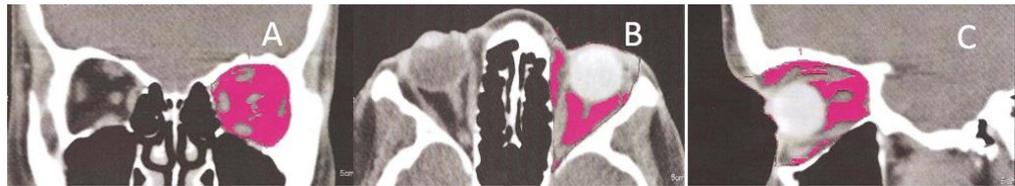


Fonte: próprio autor

2. Volume de gordura orbitária (VGO)

Após a aquisição do volume total, altera-se a escala de unidades de Hounsfield para -20 a -250 UH permitindo a subtração de todos os tecidos e selecionando-se apenas a gordura para o cálculo de seu volume (Figuras 10 e 11).

Figura 10 - Seleção da gordura orbitária pela TC de órbitas



(A) Corte coronal

(B) Corte axial

(C) Corte sagital

Fonte: próprio autor

Figura 11 - Cálculo do volume de gordura orbitária através da seleção dos valores da escala de unidades de Hounsfield.

| | |
|---------------------------|-------|
| VOI | 1 |
| Volume [cm ³] | 8.12 |
| Height [cm] | 3.75 |
| Mean [HU] | -70.8 |
| SD [HU] | 30.6 |
| L Threshold [HU] | -- |
| U Threshold [HU] | -- |
| L Eval Limit [HU] | -250 |
| U Eval Limit [HU] | -20 |

Fonte: próprio autor

3. Restante do volume de partes moles (VPM)

Após o cálculo de volume do olho e do implante foi possível determinar o restante do volume de partes moles (musculatura extrínseca, nervo óptico e glândula lacrimal) subtraindo-se do volume total o volume de gordura e o volume do globo/implante. Para o cálculo do volume do implante utilizou-se a fórmula para cálculo de volume de uma esfera $V = \frac{4}{3}\pi r^3$ onde r é o raio do implante. Para o cálculo do volume do globo ocular utilizou-se a fórmula para o esferóide oblato $V = \frac{4}{3}\pi (r_1)^2 (r_2)$ onde r_1 é o maior raio e r_2 o menor raio. Os diâmetros do globo ocular foram obtidos através de medida linear da tomografia computadorizada em corte axial. ^{6, 106}

As medidas volumétricas obtidas em centímetros cúbicos (cm³) receberam o nome de VOT, VGO e VPM e foram utilizadas para a análise estatística. Calculou-se a diferença das medidas entre a órbita controle e a órbita enucleada de cada paciente e esse valor também foi utilizado para a análise estatística. Essas variáveis receberam o nome de VOT DIF, VGO DIF E VPM DIF.

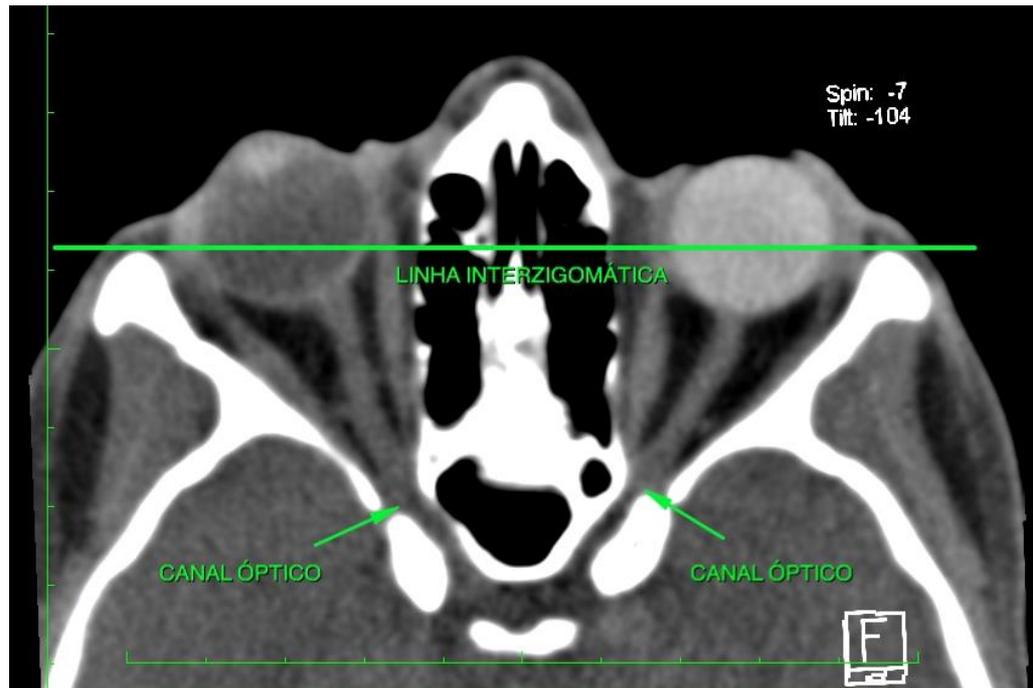
4.6.2 VARIÁVEIS LINEARES E ANGULARES DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE ÓRBITAS

Após a aquisição das imagens originais no plano axial, obtém-se a reconstrução multiplanar seguida de reformatação para os planos axial e sagital, para correção de discreta rotação da cabeça eventualmente ocorrida na aquisição das imagens. Padronizou-se nestes dois planos a imagem onde o canal óptico é bem delimitado, definindo-o como o limite posterior da órbita.

4.6.2.1 PLANO AXIAL

Para as medidas no plano axial utilizou-se como referência a linha interzigomática traçada entre as projeções anteriores do osso zigomático de cada lado (Figura 12).

Figura 12 - Padronização da imagem em plano axial

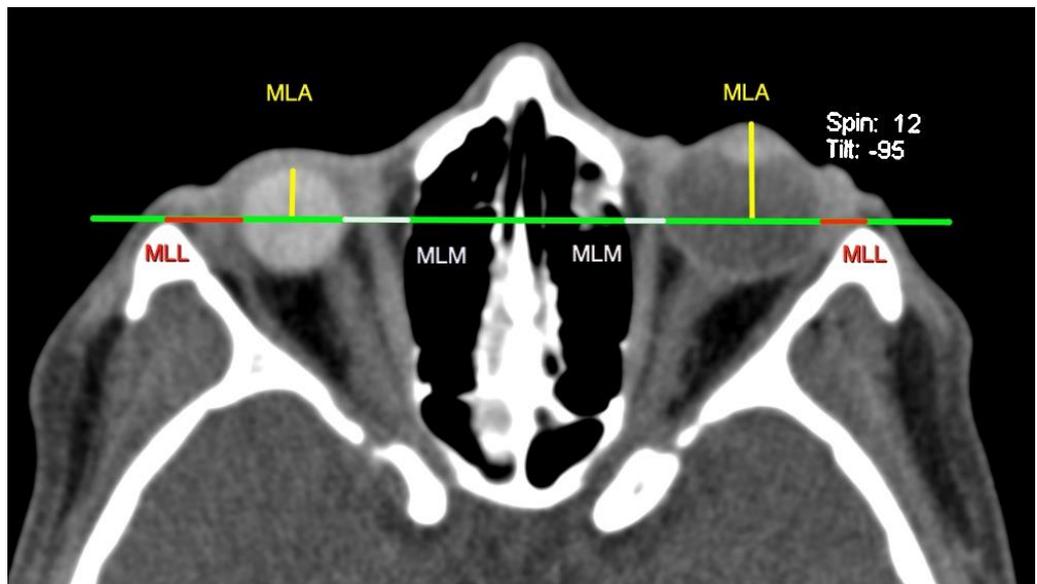


Fonte: próprio autor

1. **Medida Linear Anterior (MLA):** medida da linha em ângulo reto da projeção mais anterior do globo ocular/implante até a linha interzigomática. (Figuras 13 e 14)
2. **Medida Linear Lateral (MLL):** medida do segmento da linha interzigomática entre a parede lateral do globo ocular/implante até o primeiro ponto de contato com a projeção do osso zigomático (Figuras 13 e 14).

3. **Medida Linear Medial (MLM):** medida do segmento da linha interzigomática entre a parede medial do globo ocular/implante até o contato com a parede óssea medial (Figuras 13 e 14).

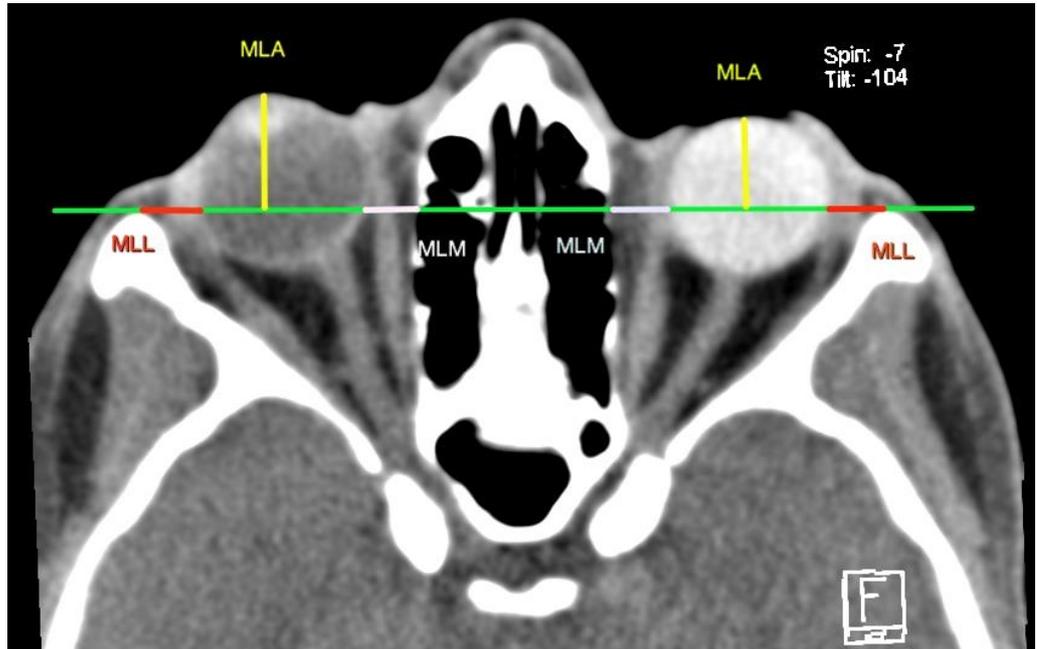
Figura 13 - Medidas lineares em corte axial: órbita direita com implante de diâmetro 16mm



MLA (amarelo), MLL (vermelho) e MLM (branco)

Fonte: próprio autor

Figura 14 - Medidas lineares em corte axial: órbita esquerda com implante de diâmetro 20mm

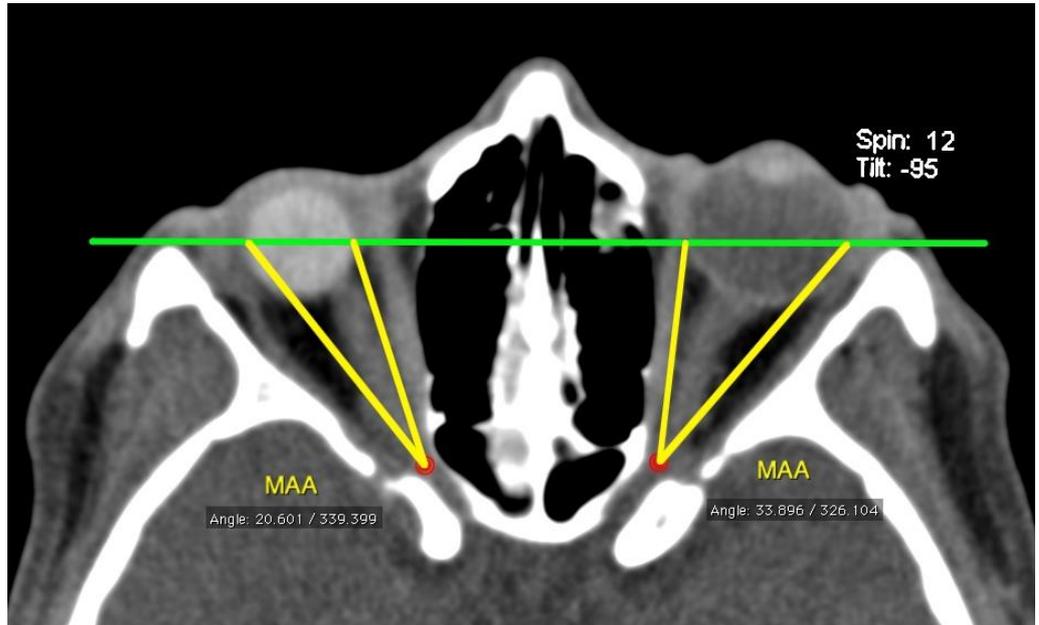


MLA (amarelo), MLL (vermelho) e MLM (branco)

Fonte: próprio autor

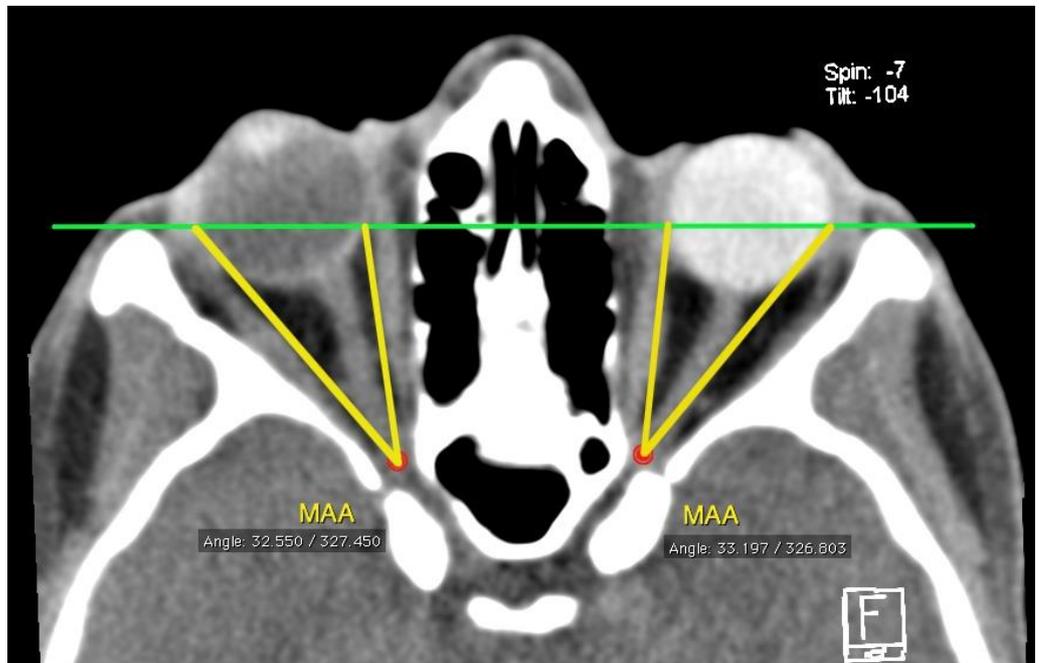
- 4. Medida Angular Axial (MAA):** ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente (Figuras 15 e 16).

Figura 15 - Medidas angulares em corte axial: órbita direita com implante de diâmetro 16mm



Fonte: próprio autor

Figura 16 - Medidas angulares em corte axial: órbita esquerda com implante de diâmetro 20mm

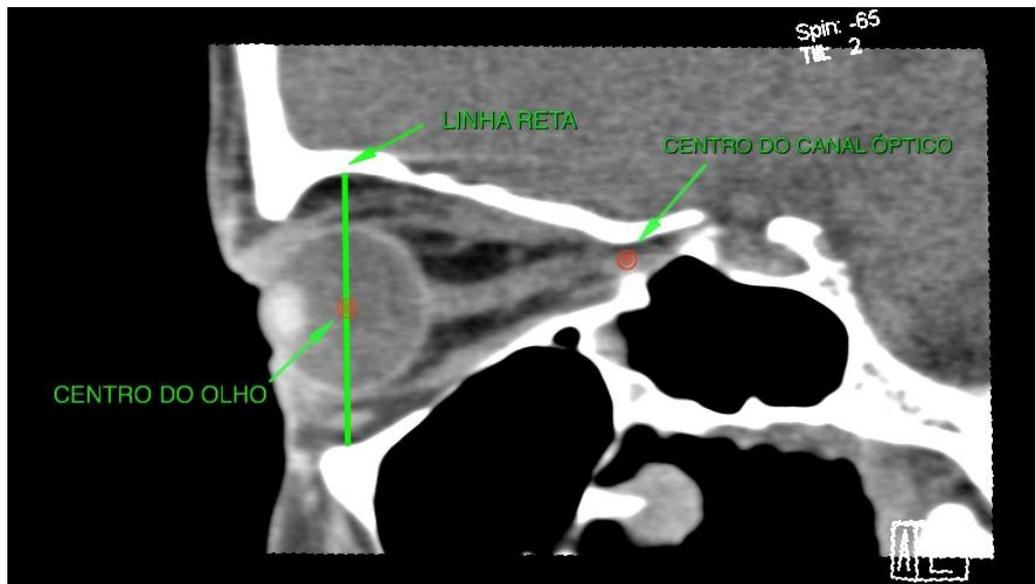


Fonte: próprio autor

4.6.2.2 PLANO SAGITAL

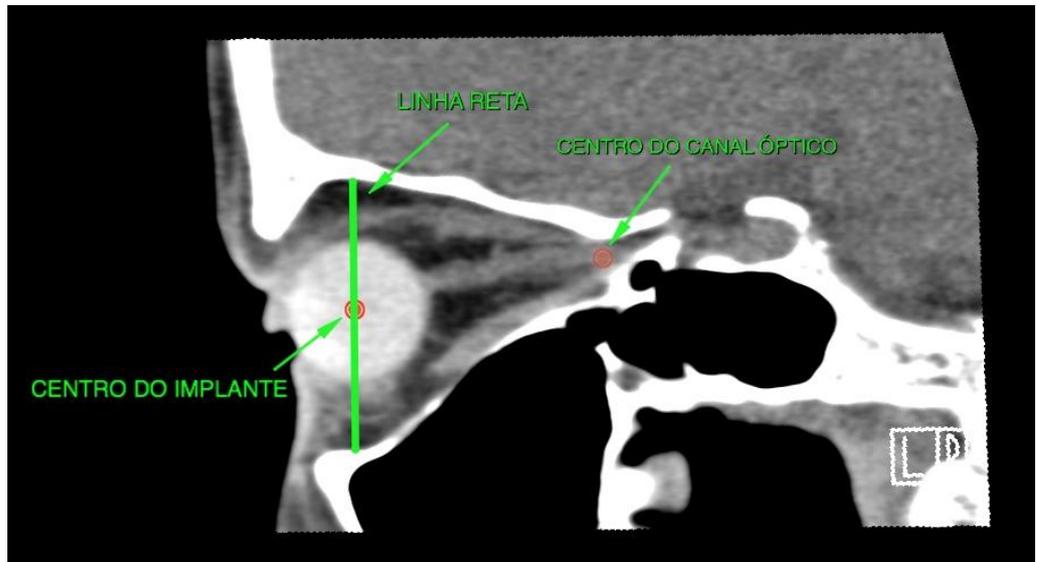
Para as medidas no plano sagital o canal óptico foi medido em sua porção mais anterior e seu centro foi marcado. Os centros do globo ocular e do implante foram marcados na interseção das duas linhas que medem seus diâmetros. Foi traçada uma linha reta vertical passando pelo centro do olho/implante (Figuras 17 e 18).

Figura 17 - Padronização da imagem da órbita controle em plano sagital.



Fonte: próprio autor

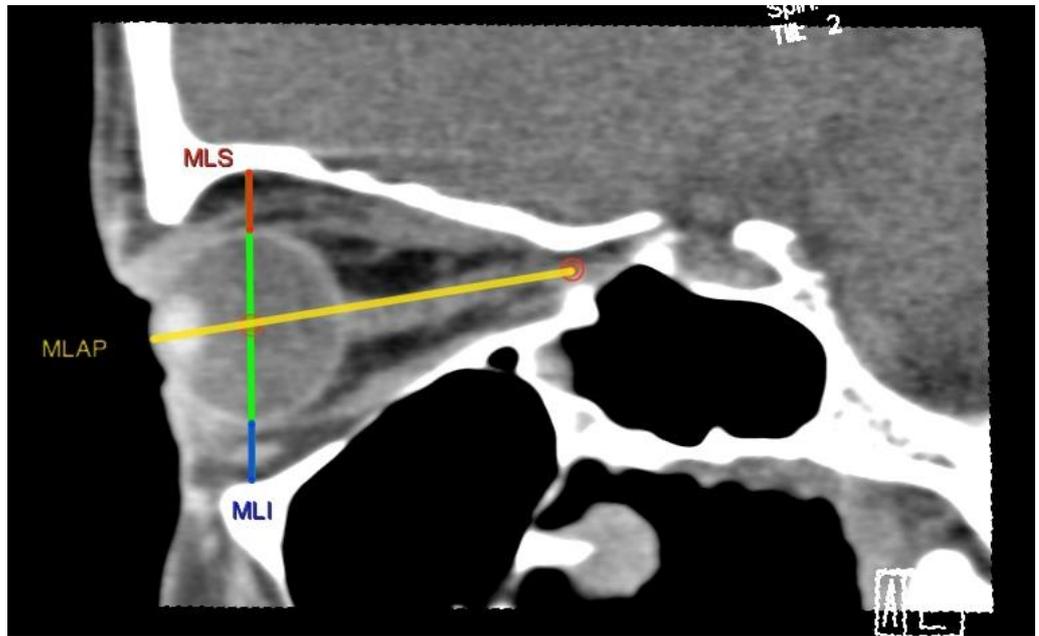
Figura 18 - Padronização da imagem da órbita com implante de diâmetro 20mm em plano sagital.



Fonte: próprio autor

1. **Medida Linear Ântero-posterior (MLAP):** distância entre a projeção mais anterior do olho/implante passando pelo centro do olho/implante até o centro do canal óptico (Figuras 19, 20 e 21).
2. **Medida Linear Superior (MLS):** medida do segmento da linha reta vertical que passa pelo centro do olho/implante entre a borda superior do olho/implante até o teto ósseo da órbita (Figuras 19, 20 e 21).
3. **Medida Linear Inferior (MLI):** medida do segmento da linha reta vertical que passa pelo centro do olho/implante entre a borda inferior do olho/implante até o assoalho ósseo da órbita (Figuras 19, 20 e 21).

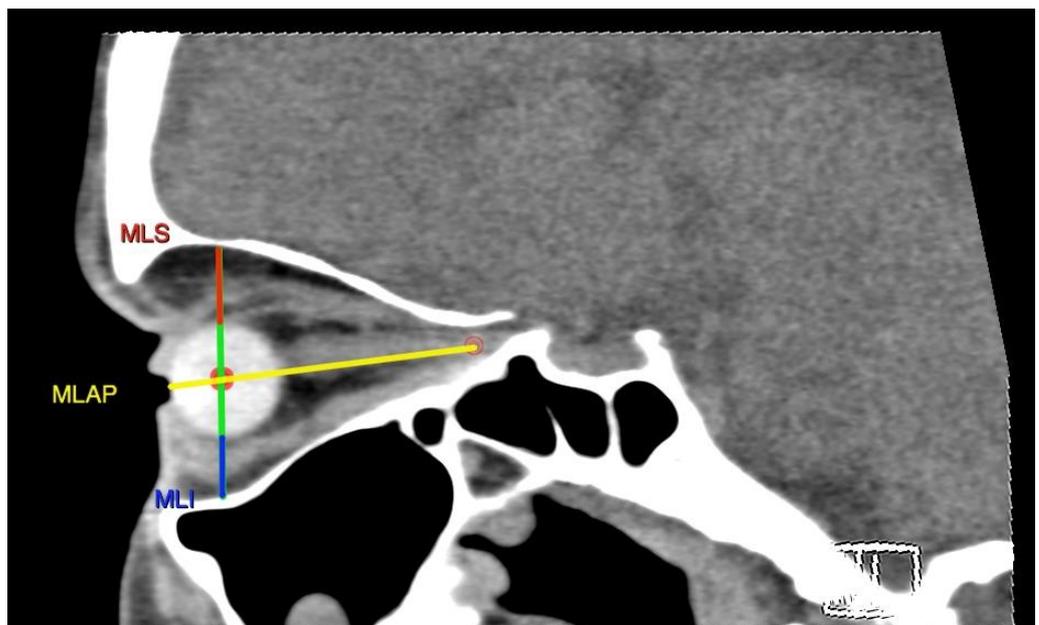
Figura 19 - Medidas lineares da órbita controle em corte sagital



MLAP (amarelo), MLS (vermelho) e MLI (azul)

Fonte: próprio autor

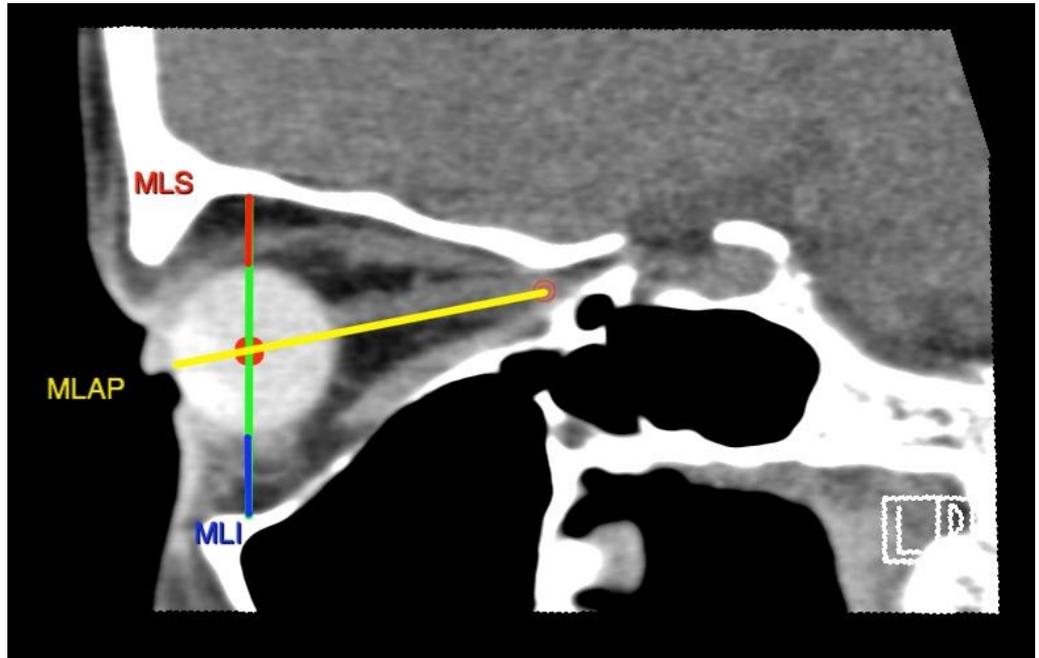
Figura 20 - Medidas lineares da órbita com implante de diâmetro 16mm em corte sagital



MLAP (amarelo), MLS (vermelho) e MLI (azul)

Fonte: próprio autor

Figura 21 - Medidas lineares da órbita com implante de diâmetro 20mm em corte sagital

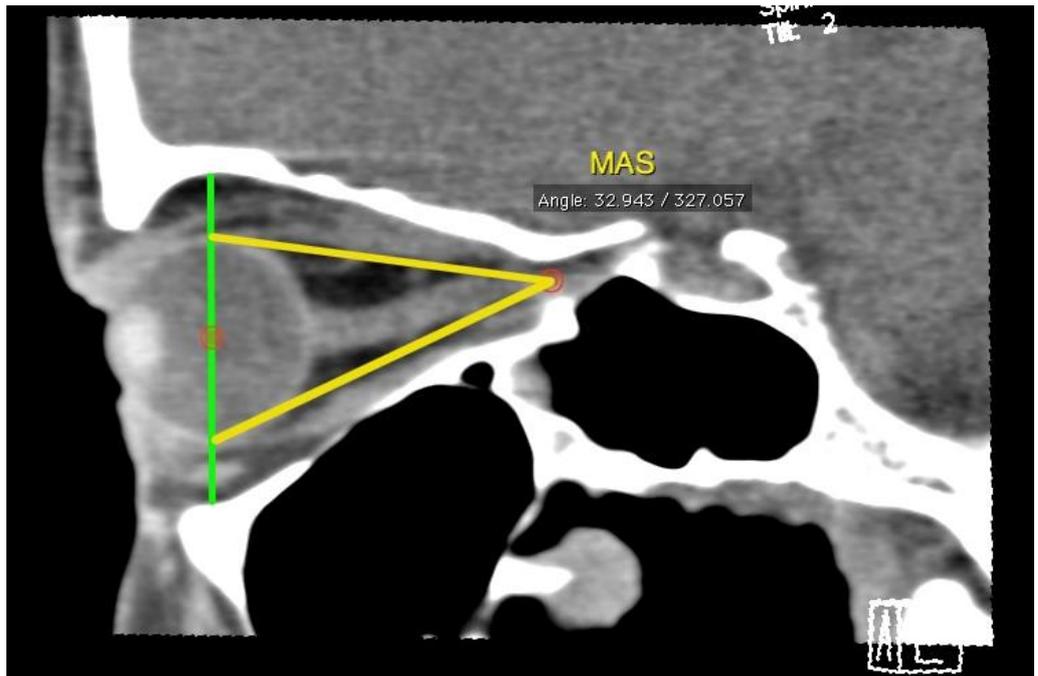


MLAP (amarelo), MLS (vermelho) e MLI (azul)

Fonte: próprio autor

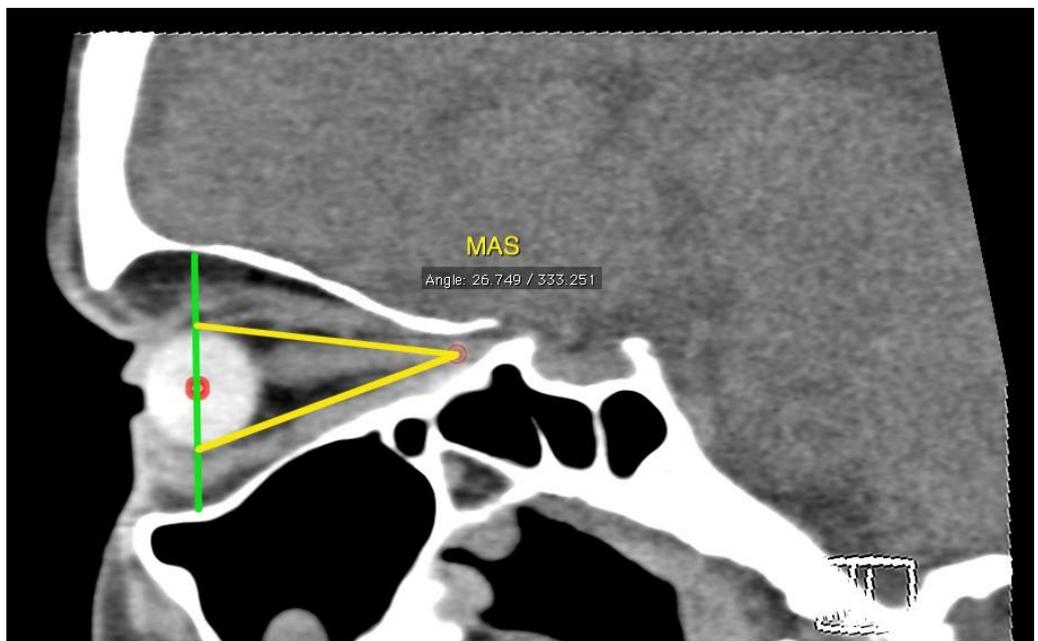
- 4. Medida Angular Sagital (MAS):** ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até o ponto onde a linha reta vertical que passa pelo centro do olho/implante toca o globo ocular/implante em sua borda superior e inferior (Figuras 22,23 e 24).

Figura 22 - Medida angular da órbita controle em plano sagital



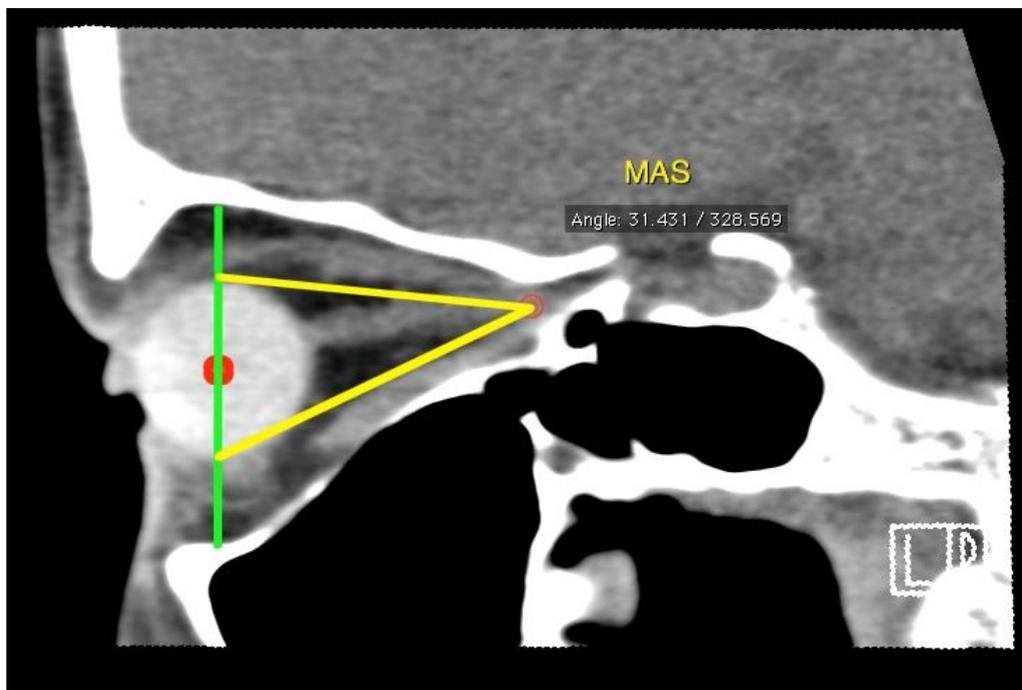
Fonte: próprio autor

Figura 23 - Medida angular da órbita com implante de diâmetro 16mm em plano sagital



Fonte: próprio autor

Figura 24 - Medida angular da órbita com implante de diâmetro 20mm em plano sagital.



Fonte: próprio autor

As medidas lineares (cm) e angulares (graus) foram utilizadas para a análise estatística. Calculou-se a diferença de cada medida entre a órbita controle e a órbita enucleada de cada paciente e esse valor também foi utilizado para a análise estatística. Essas variáveis receberam o nome de MLA DIF, MLL DIF, MLM DIF, MAA DIF, MLAP DIF, MLS DIF, MLI DIF e MAS DIF.

4.7 VARIÁVEIS CLÍNICAS

Cada sujeito da pesquisa tem seu banco de dados individualizado contendo os dados do pré-operatório, do transoperatório e o seguimento após a cirurgia que foi feito semanalmente no primeiro mês e mensalmente até o 12° mês. Neste protocolo estão as variáveis clínicas relacionadas à dor, à cavidade anoftálmica e à prótese ocular externa estudadas neste trabalho e que estão descritas a seguir.

4.7.1 DOR

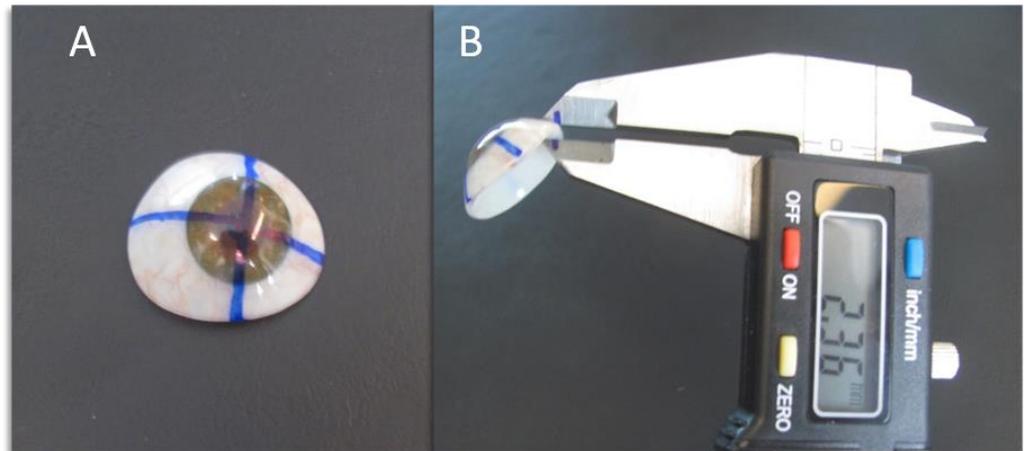
O sintoma dor foi medido, antes do procedimento cirúrgico e a cada visita do paciente, pela escala visual analógica (E.V.A.) para a aferição da sua intensidade. A dor foi considerada como leve se aferida entre 0 e 2, moderada entre 3 a 7 e intensa entre 8 a 10.¹⁰⁷

4.7.2 VARIÁVEIS DA PRÓTESE OCULAR EXTERNA

1. **Peso da prótese:** a prótese foi pesada em gramas (g) em balança de precisão (marca Diamond modelo A04) com escala de 0,01g.
2. **Volume da prótese:** medida de volume do deslocamento de água tomada através da imersão da prótese em 10ml de água destilada em proveta de 100 ml com escala de 0,5ml.⁴⁶
3. **Paquimetria das bordas prótese:** as bordas superior, inferior, medial e lateral da prótese foram medidas utilizando-se paquímetro digital (Digital Caliper, USA). Após se traçar duas linhas em ângulo reto cruzando o centro da pupila da prótese até as suas bordas, as mesmas foram medidas nas marcas superior, inferior, medial e lateral em

milímetros. Para a medida, as duas hastes do paquímetro foram posicionadas em cada borda previamente marcada (Figura 25).

Figura 25 - Marcação e paquimetria das bordas da prótese ocular externa



(A) Marcação das bordas da prótese externa

(B) Medida de espessura das bordas pela paquimetria

Fonte: próprio autor

As medidas de peso, volume e paquimetria das quatro bordas da prótese foram utilizadas para a análise estatística.

4.7.3 MEDIDAS DA CAVIDADE ANOFTÁLMICA COM A PRÓTESE OCULAR EXTERNA

1. **Exoftalmometria:** medida em milímetros realizada com exoftalmômetro de Hertel (*Oculus, Germany*) no olho contralateral no ápice da córnea e na cavidade anoftálmica no ápice da prótese.

2. **Medida da mobilidade da prótese:** o centro da pupila da prótese foi marcado com caneta cirúrgica. Réguas foram posicionadas vertical e horizontalmente acopladas ao suporte do aparelho da lâmpada de fenda. O paciente foi induzido a realizar as ducções extremas do olhar (abdução, adução, supradução e infradução,) e as amplitudes foram medidas em milímetros¹⁰⁸ (Figura 26).

Figura 26 - Medida da mobilidade da prótese nas quatro duções do olhar



Fonte: próprio autor

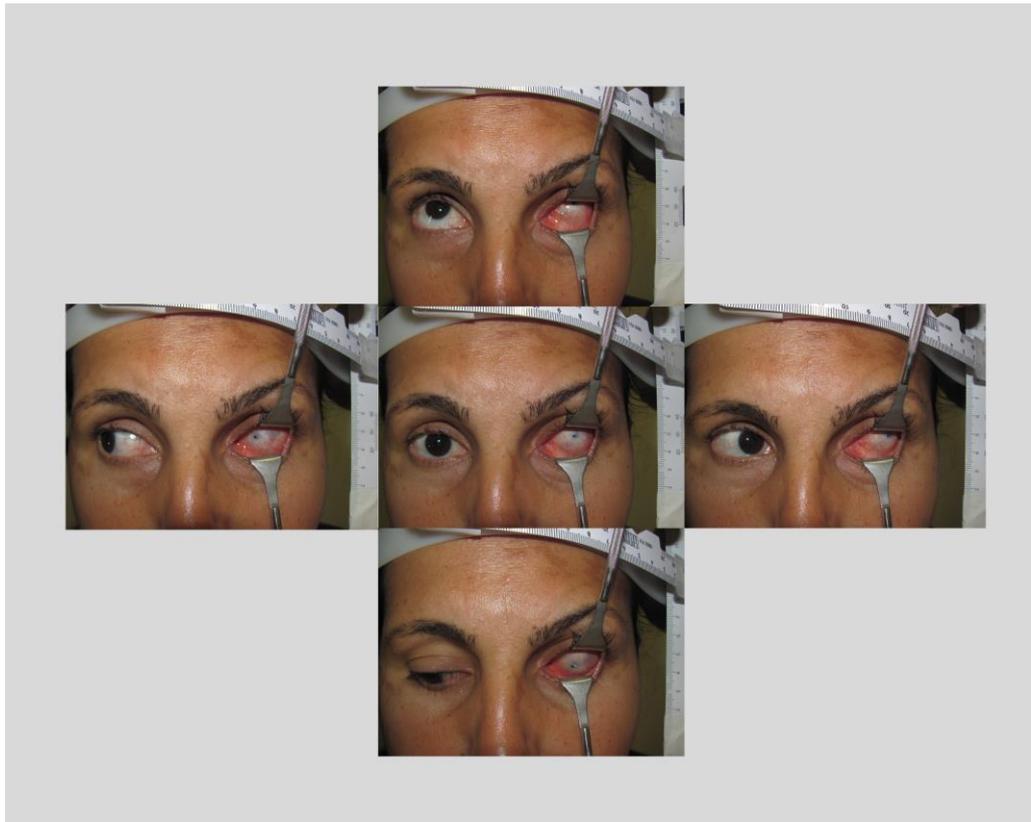
As medidas da exoftalmometria da órbita controle e da enucleada com a prótese e o cálculo da diferença entre os dois lados, assim como a medida da mobilidade da prótese em cada dução do olhar foram utilizadas para a análise estatística.

4.7.4 MEDIDAS DA CAVIDADE ANOFTÁLMICA SEM A PRÓTESE OCULAR EXTERNA

1. **Exoftalmometria:** medida em milímetros realizada com exoftalmômetro de Hertel da marca *Oculus* no olho contralateral no ápice da córnea e na cavidade anoftálmica no ápice da superfície da cavidade.

2. **Medida da motilidade da cavidade:** após a instilação de anestésico tópico, as pálpebras foram afastadas com retratores de *Desmar*, o centro da cavidade em seu ápice foi marcado com caneta cirúrgica. Réguas foram posicionadas vertical e horizontalmente acopladas ao suporte do aparelho da lâmpada de fenda. O paciente foi induzido a realizar as duções extremas do olhar (abdução, adução, supradução e infradução) e as amplitudes foram medidas em milímetros⁶⁶ (Figura 27).

Figura 27 - Medida da motilidade da cavidade nas quatro duções do olhar



Fonte: próprio autor

As medidas da exoftalmometria da órbita controle e da enucleada sem a prótese e o cálculo da diferença entre os dois lados, assim como a medida da motilidade da cavidade em cada dução do olhar foram utilizadas para a análise estatística.

4.8 CÁLCULO AMOSTRAL

O tamanho da amostra foi calculado com base nos valores de média e desvio-padrão (DP) das diferenças entre a órbita controle e a órbita enucleada, nos dois grupos, para as medidas tomográficas lineares, angulares e volumétricas. Ao nível de significância estatística de 0,05 e poder do teste de 0,80, o maior tamanho entre todas as variáveis foi de 15 pacientes para cada grupo de diâmetro do implante (tabela 2). O software utilizado foi o G*Power 3.1.3.

Tabela 2 - Resultado do tamanho da amostra para as medidas da tomografia computadorizada de órbitas

| Medidas da Tomografia | Diâmetro 16 (média±DP) | Diâmetro 20 (média±DP) | Número de pacientes para cada grupo |
|-----------------------|------------------------|------------------------|-------------------------------------|
| VOT DIF | 4,79 ± 1,20 | 2,61 ± 1,26 | 5 |
| MLA DIF | 0,84 ± 0,15 | 0,61 ± 0,17 | 10 |
| MLL DIF | 0,51 ± 0,14 | 0,12 ± 0,10 | 3 |
| MLM DIF | 0,29 ± 0,16 | 0,16 ± 0,19 | 15 |
| MAA DIF | 11,18±2,51 | 3,35 ± 3,89 | 4 |
| MLAP DIF | 0,79 ± 0,15 | 0,52 ± 0,12 | 6 |
| MLS DIF | 0,37 ± 0,18 | 0,18 ± 0,16 | 13 |
| MLI DIF | 0,33 ± 0,15 | 0,12 ± 0,14 | 9 |
| MAS DIF | 7,22 ± 2,35 | 1,06 ± 2,31 | 4 |

DP: desvio padrão; DIF: Diferença entre a órbita enucleada e a órbita controle da medida; VOT: volume total da órbita; MLA: linha em angulo reto da projeção mais anterior do globo/implante até a linha interzigomática; MLL: segmento da linha interzigomática entre a parede lateral do globo/implante até a projeção zigomática; MLM: segmento da linha interzigomática entre a parede medial do globo/implante até a parede medial da órbita; MAA: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente; MLAP: distância entre a projeção mais anterior do globo/implante até o centro do canal óptico; MLS: linha em angulo reto da borda superior do globo/implante até o teto da órbita; MLI: linha em ângulo reto da borda inferior do globo/implante até o assoalho da órbita; MAS: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha reta toca o globo ocular/implante superior e inferiormente.

4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise descritiva dos dados para as variáveis quantitativas foi baseada nos cálculos de média \pm DP, quando tinham distribuição normal, e de mediana (intervalo interquartil - IQR), quando não tinham distribuição normal. O teste de normalidade utilizado foi o de Shapiro Wilk. As variáveis qualitativas foram descritas através das frequências absolutas e relativas.

As análises da repetibilidade (entre as medidas do pesquisador principal) e da reprodutibilidade (média das duas medidas do pesquisador e do radiologista) das medidas da tomografia computadorizada foram feitas através do teste t de Student entre a diferença das médias e foi complementada com análise de correlação de Spearman (quando não havia distribuição normal) e correlação de Pearson (quando havia distribuição normal). Posteriormente foram calculados os coeficientes de correlação intraclassa (ICC) e seus intervalos de confiança de 95% para quantificar a variabilidade intraobservador e interobservador. Para avaliar a concordância entre as medidas foi ainda realizada a análise de Bland-Altman.

Todas as variáveis, clínicas e tomográficas, foram comparadas entre os dois grupos (16 e 20 mm). As variáveis quantitativas com distribuição normal foram analisadas pelo teste t de Student; as que não tinham distribuição normal foram analisadas pelo teste de Mann Whitney. A análise de correlação entre as variáveis tomográficas e clínicas foi realizada através das correlações de Pearson (quando havia distribuição normal) e Spearman (quando não havia distribuição normal). O nível de significância utilizado foi de 0,05. As análises estatísticas foram realizada no software SPSS versão 20.0 e Medcalc versão 12.2.1.0.

5 RESULTADOS

5.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A amostra foi composta de 32 indivíduos, sendo 65,6% do sexo masculino; com a média (\pm DP) de idade de 43,1 (\pm 11,19) anos. O olho esquerdo foi mais acometido, contando com 65,6% da amostra. O trauma, contuso ou penetrante, foi a causa em 65,6% e em 34,4% a causa foi distribuída em doenças oculares diagnosticadas como descolamento de retina, glaucoma, uveíte e melanoma de coróide. Antes da enucleação executada no presente estudo, apenas 28,1% foram submetidos à alguma intervenção cirúrgica prévia e apenas no segmento anterior. Os resultados da ecografia B demonstraram que 53,1% dos olhos a serem enucleados apresentavam espessamento de coróide, 46,9% descolamento de retina, 37,5% algum tipo de organização vítrea e 40,6% diminuição do diâmetro anteroposterior. O exame da acuidade visual nos olhos acometidos revelou ausência de percepção luminosa em 87,5% da amostra, e os 12,5% que foram enucleados por tumor intraocular ainda apresentavam visão, embora pior que 20/200, pela tabela de Snellen. O tempo médio (\pm DP) de evolução desde o trauma ou início da doença ocular até a enucleação do olho foi de 20,78 (\pm 19,06) anos. A dor era uma queixa frequente na amostra (84,4%), sendo classificada como intensa (48,1%) ou moderada (51,9%) pela escala visual analógica de dor; o uso de analgésico ou antiinflamatório não esteróide por via oral foi referido por 59,3% desses pacientes e 66,7% usavam corticóide e atropina em apresentação de colírio, para atenuação do sintoma. As doenças sistêmicas identificadas foram a hipertensão arterial (28,1%) e o diabetes mellitus

(12,5%), estando todos os pacientes controlados do ponto de vista clínico. Em relação aos hábitos de vida apenas 3,1% eram etilistas e 18,8% tabagistas.

5.2 DADOS DA CIRURGIA

A cirurgia foi realizada com bloqueio peribulbar associado à sedação endovenosa em 87,5% dos pacientes e com anestesia geral em 12,5%, naqueles com diagnóstico de melanoma de coróide. A esclera autógena foi utilizada para recobrimento do implante em 78,1% e a esclera autóloga doada no restante dos pacientes nos casos de tumor intraocular ou suspeita de oftalmia simpática. O tempo médio (\pm DP) da execução do procedimento cirúrgico, desde a colocação do blefarostato até a conclusão da blefarorrafia, foi de 74,61 (\pm 16,03) minutos.

5.3 COMPLICAÇÕES DO PÓS-OPERATÓRIO

Três pacientes (9,4%) apresentaram deiscência de suturas, com exposição da esclera, entre a segunda e quarta semanas pós operatórias, com necessidade de reintervenção cirúrgica, sendo revisão da sutura em um caso e enxerto de mucosa oral em dois casos, com resolução da exposição. Apenas um paciente manteve dor orbitária, persistente até o quinto mês após a enucleação, e foi encaminhado para a clínica de dor.

5.4 VARIÁVEIS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE ÓRBITAS

5.4.1 PRECISÃO DAS MEDIDAS

5.4.1.1 Repetibilidade (Concordância Intraobservador)

Os resultados da análise de repetibilidade entre as duas medidas do pesquisador principal estão apresentados na tabela 3. Ao nível de significância de 5%, a análise de correlação mostrou-se forte; o teste t demonstrou não haver diferença entre as duas medidas e o coeficiente de correlação intraclassa (ICC) que a variabilidade entre as mesmas é pequena.

Tabela 3 - Resultados dos testes de repetibilidade entre as duas medidas tomográficas obtidas pelo pesquisador principal.

| Medidas | Correlação | | Teste t | | Coeficiente de correlação intraclassa | |
|---------|------------|----------|---------|----------|---------------------------------------|----------|
| | r | Valor p* | t | Valor p† | ICC (IC 95%) | Valor p‡ |
| VOT | 0,857 § | 0,003 | 1,86 | 0,155 | 0,971 (0,94 ; 0,99) | <0,0001 |
| VGO | 0,892 § | 0,01 | 1,32 | 0,415 | 0,975 (0,95; 0,99) | <0,0001 |
| VPM | 0,821 § | 0,002 | 1,20 | 0,240 | 0,991 (0,98 ; 0,99) | <0,0001 |
| MLA | 0,862 | <0,0001 | 0,82 | 0,420 | 0,956 (0,91 ; 0,98) | <0,0001 |
| MLM | 0,962 | <0,0001 | 0,13 | 0,900 | 0,977 (0,95 ; 0,99) | <0,0001 |
| MLL | 0,994 § | <0,0001 | 1,57 | 0,127 | 0,994 (0,99 ; 1,00) | <0,0001 |
| MAA | 0,997 § | <0,0001 | -1,96 | 0,059 | 0,997 (0,99 ; 1,00) | <0,0001 |
| MLAP | 0,967 § | <0,0001 | 0,35 | 0,731 | 0,966 (0,93 ; 0,98) | <0,0001 |
| MLS | 0,993 § | <0,0001 | -2,48 | 0,090 | 1,000 (1,00 ; 1,00) | <0,0001 |
| MLI | 0,993 § | <0,0001 | 1,12 | 0,272 | 0,995 (0,99 ; 1,00) | <0,0001 |
| MAS | 0,997 § | <0,0001 | 0,86 | 0,395 | 0,999 (0,99 ; 1,00) | <0,0001 |

* Valor p dos testes de correlação de Pearson e Spearman; † Valor p do teste t de Student; ‡ valor p do ICC; r: correlação; ICC: coeficiente de correlação intraclassa; IC: intervalo de confiança §: correlação de Pearson; || correlação de Spearman; VOT: volume total da órbita; MLA: linha em angulo reto da projeção mais anterior do globo/implante até a linha interzigomática; MLL: segmento da linha interzigomática entre a parede lateral do globo/implante até a projeção zigomática; MLM: segmento da linha interzigomática entre a parede medial do globo/implante até a parede medial da órbita; MAA: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente; MLAP: distância entre a projeção mais anterior do globo/implante até o centro do canal óptico; MLS: linha em angulo reto da borda superior do globo/implante até o teto da órbita; MLI: linha em angulo reto da borda inferior do globo/implante até o assoalho da órbita; MAS: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha reta toca o globo ocular/implante superior e inferiormente.

A análise de Bland Altman demonstrou a concordância intraobservador já que os pontos do gráfico que representam as duas medidas de cada parâmetro do pesquisador principal situam-se em torno do valor zero (Gráficos 1 a 11).

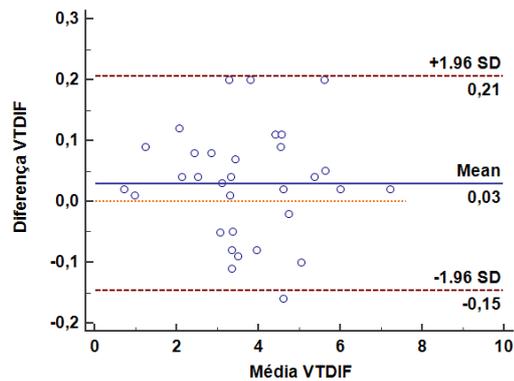


Gráfico 1 - Bland-Altman das duas medidas VOT do pesquisador principal.

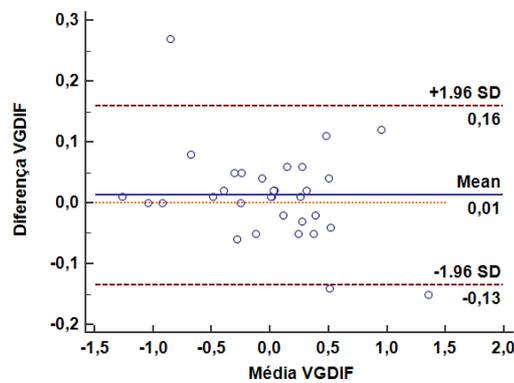


Gráfico 2 - Bland-Altman das duas medidas VGO do pesquisador principal.

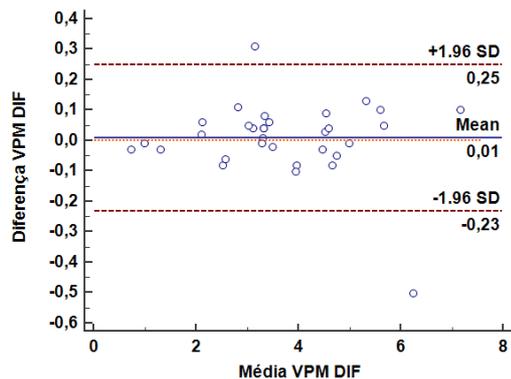


Gráfico 3 - Bland-Altman das duas medidas VPM do pesquisador principal.

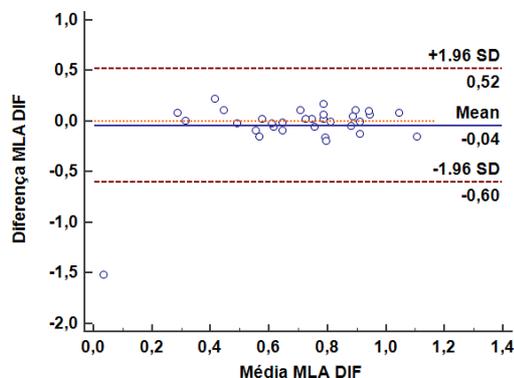


Gráfico 4 - Bland-Altman das duas medidas MLA do pesquisador principal.

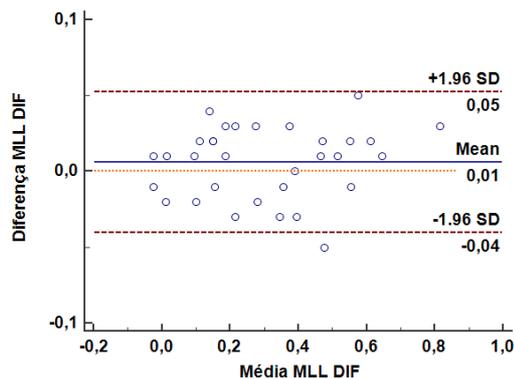


Gráfico 5 - Bland-Altman das duas medidas MLL do pesquisador principal.

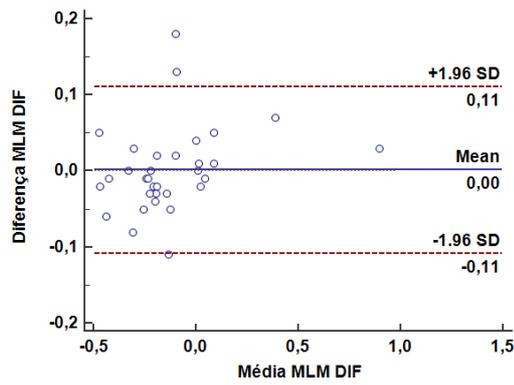


Gráfico 6 - Bland-Altman das duas medidas MLM do pesquisador principal.

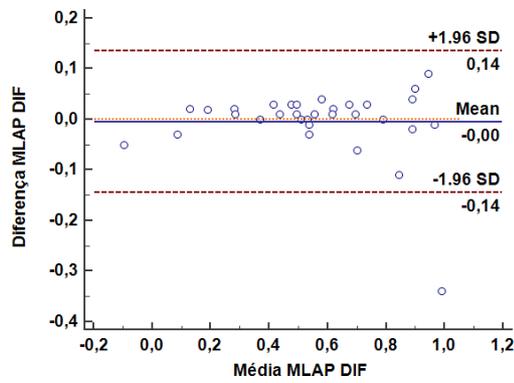


Gráfico 7 - Bland-Altman das duas medidas MLAP do pesquisador principal.

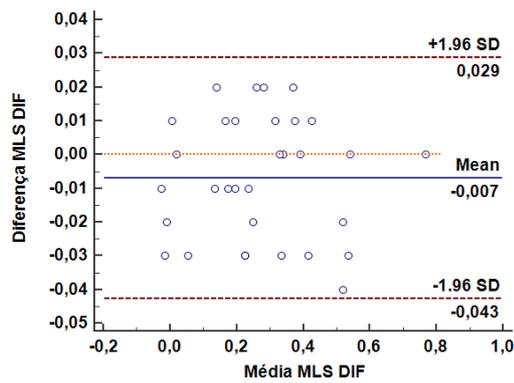


Gráfico 8 - Bland-Altman das duas medidas MLS do pesquisador principal.

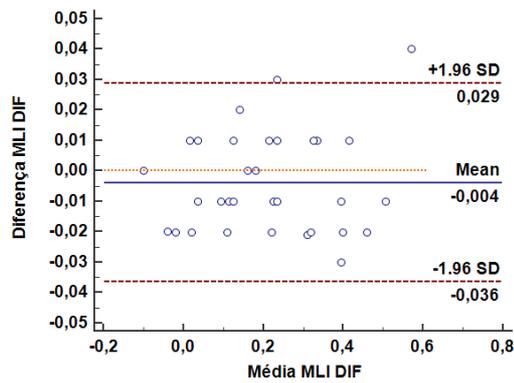


Gráfico 9 - Bland-Altman das duas medidas MLI do pesquisador principal.

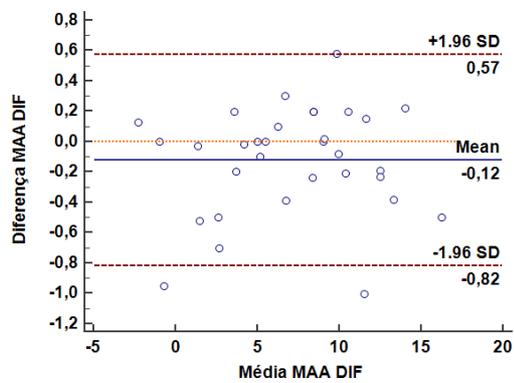


Gráfico 10 - Bland-Altman das duas medidas MAA do pesquisador principal.

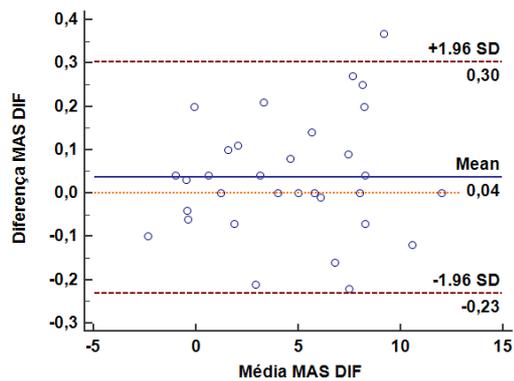


Gráfico 11 - Bland-Altman das duas medidas MAS do pesquisador principal.

5.4.1.2 Resultados da reprodutibilidade (Concordância Interobservador)

Os resultados da análise de reprodutibilidade da média das duas medidas obtidas pelo pesquisador principal e a medida obtida pelo radiologista estão apresentados na tabela 4. Ao nível de significância de 5%, a análise de correlação mostrou-se forte; o teste t demonstrou não haver diferença entre as medidas e o ICC que a variabilidade entre as mesmas é pequena.

Tabela 4 - Resultados dos testes de reprodutibilidade entre a média das duas medidas tomográficas obtidas pelo pesquisador principal e pelo radiologista.

| Medidas | Correlação | | Teste t | | Coeficiente de correlação intraclassa | |
|---------|------------|----------|---------|---------|---------------------------------------|----------|
| | r | Valor p* | t | Medidas | ICC (IC 95%) | Valor p* |
| VOT | 0,890 § | 0,015 | -1,96 | 0,060 | 1,00 (1,00 ; 1,00) | <0,0001 |
| VGO | 0,910 § | 0,021 | -1,45 | 0,240 | 0,975 (0,95 ; 0,99) | <0,0001 |
| VPM | 0,860 § | 0,033 | -2,01 | 0,073 | 1,00 (1,00 ; 1,00) | <0,0001 |
| MLA | 0,923 | <0,0001 | -0,52 | 0,610 | 0,929 (0,68 ; 0,91) | <0,0001 |
| MLP | 0,958 | <0,0001 | -1,76 | 0,088 | 0,985 (0,97 ; 0,99) | <0,0001 |
| MLL | 0,970 § | <0,0001 | 1,24 | 0,061 | 1,000 (0,99 ; 1,00) | <0,0001 |
| MLAP | 0,905 § | <0,0001 | -0,30 | 0,765 | 0,908 (0,82 ; 0,96) | <0,0001 |
| MLS | 0,942 § | <0,0001 | -0,38 | 0,706 | 0,977 (0,95 ; 0,99) | <0,0001 |
| MLI | 0,956 § | <0,0001 | -1,49 | 0,058 | 0,999 (0,97 ; 1,00) | <0,0001 |
| MAA | 0,974 § | <0,0001 | -1,73 | 0,093 | 0,972 (0,94 ; 0,99) | <0,0001 |
| MAS | 0,990 § | <0,0001 | -1,56 | 0,072 | 1,00 (1,00 ; 1,00) | <0,0001 |

* Valor p dos testes de correlação de Pearson e Spearman; † Valor p do teste t de Student; ‡ valor p do ICC; r: correlação; ICC: coeficiente de correlação intraclassa; IC: intervalo de confiança §: correlação de Pearson; || correlação de Spearman; VOT: volume total da órbita; MLA: linha em ângulo reto da projeção mais anterior do globo/implante até a linha interzigomática; MLL: segmento da linha interzigomática entre a parede lateral do globo/implante até a projeção zigomática; MLM: segmento da linha interzigomática entre a parede medial do globo/implante até a parede medial da órbita; MAA: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente; MLAP: distância entre a projeção mais anterior do globo/implante até o centro do canal óptico; MLS: linha em ângulo reto da borda superior do globo/implante até o teto da órbita; MLI: linha em ângulo reto da borda inferior do globo/implante até o assoalho da órbita; MAS: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha reta toca o globo ocular/implante superior e inferiormente.

A análise de Bland Altman demonstrou a concordância interobservador já que os pontos do gráfico que representam as medidas de cada parâmetro do pesquisador principal e do radiologista situam-se em torno do valor zero (Gráficos 12 a 22).

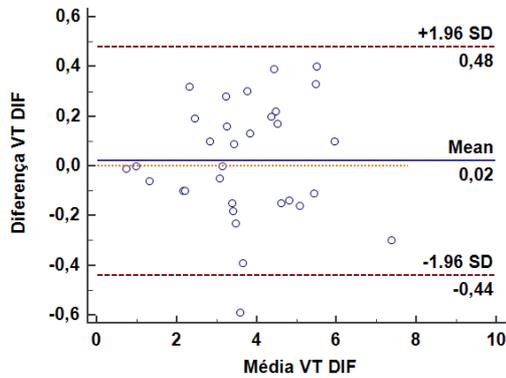


Gráfico 12 - Bland-Altman das medidas VOT do pesquisador principal e do radiologista.

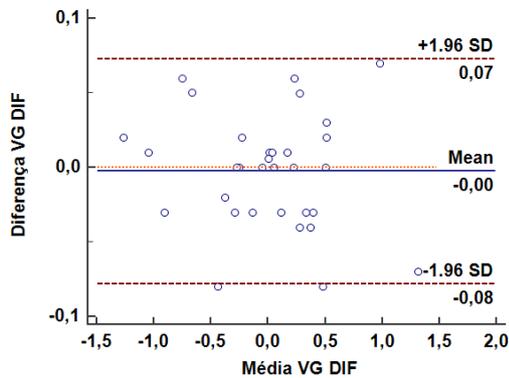


Gráfico 13 - Bland-Altman das medidas VGO do pesquisador principal e do radiologista.

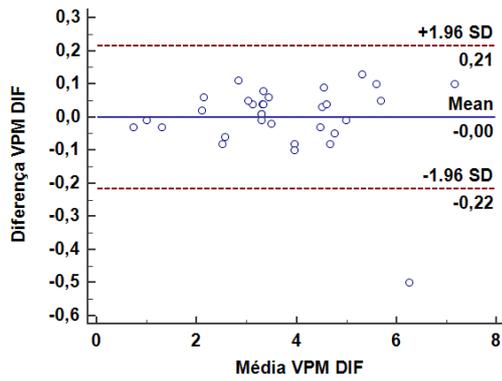


Gráfico 14 - Bland-Altman das medidas VPM do pesquisador principal e do radiologista.

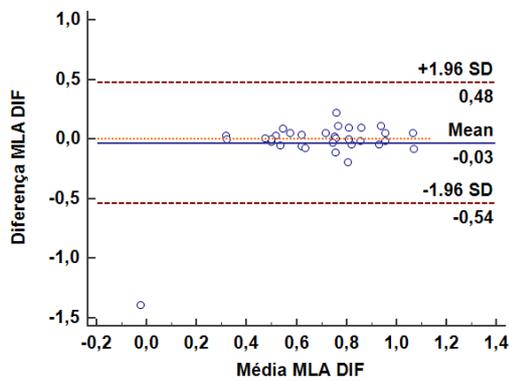


Gráfico 15 - Bland-Altman das medidas MLA do pesquisador principal e do radiologista.

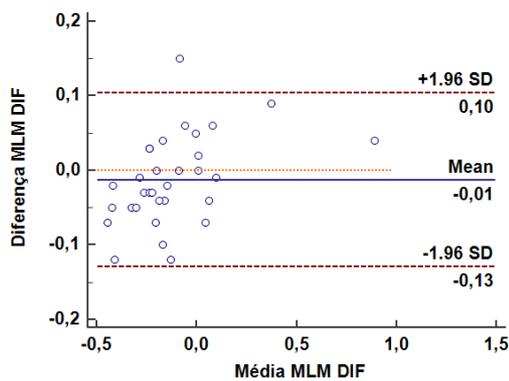


Gráfico 16 -Bland-Altman das medidas MLM do pesquisador principal e do radiologista.

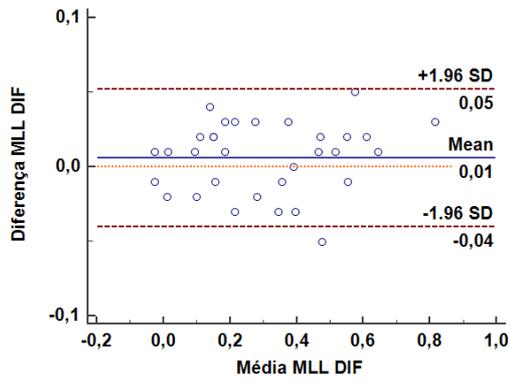


Gráfico 17 - Bland-Altman das medidas MLL do pesquisador principal e do radiologista.

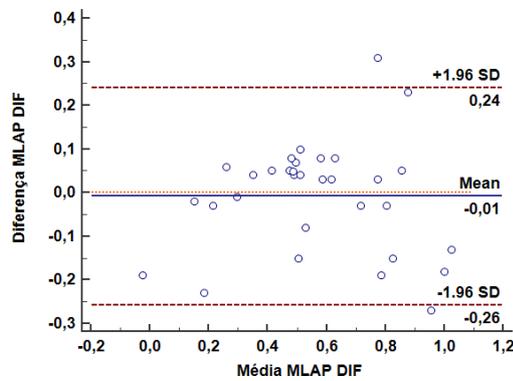


Gráfico 18 - Bland-Altman das medidas MLAP do pesquisador principal e do radiologista.

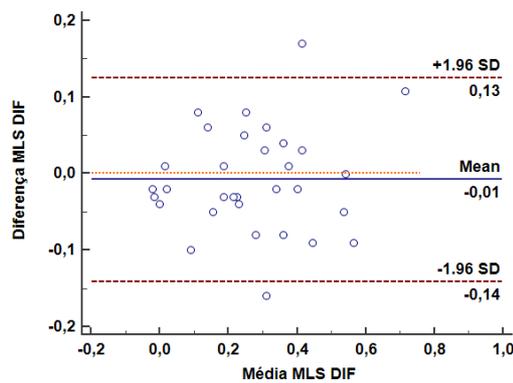


Gráfico 19 - Bland-Altman das medidas MLS do pesquisador principal e do radiologista.

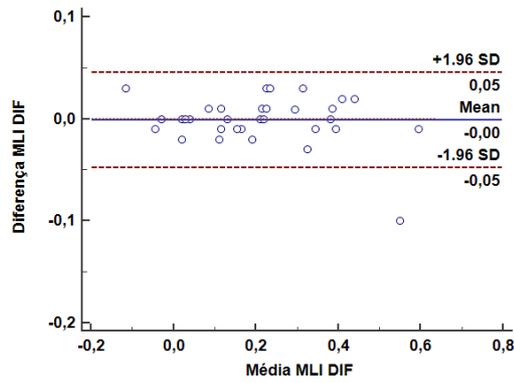


Gráfico 20 - Bland-Altman das medidas MLI do pesquisador principal e do radiologista.

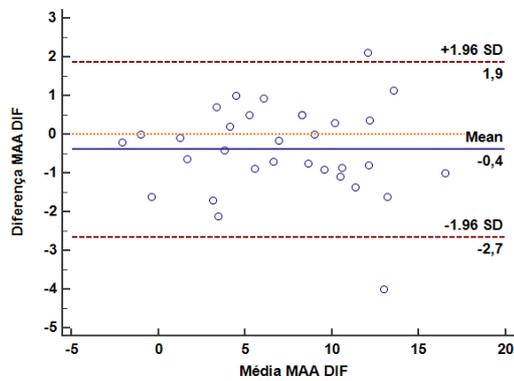


Gráfico 21 - Bland-Altman das medidas MAA do pesquisador principal e do radiologista.

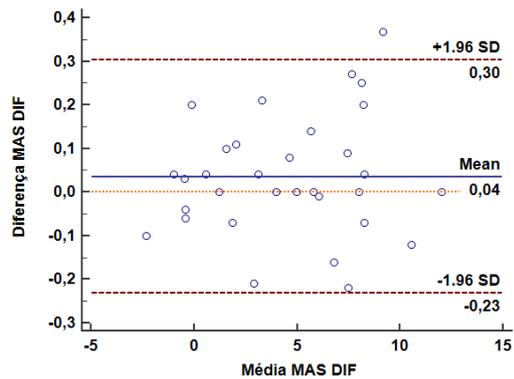


Gráfico 22 - Bland-Altman das medidas MAS do pesquisador principal e do radiologista.

5.4.2 MEDIDAS VOLUMÉTRICAS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A média (\pm DP) da diferença do volume total entre a órbita controle e a órbita enucleada foi maior no grupo com implante de diâmetro 16 mm ($4,79\pm 1,20$) do que no grupo com implante de diâmetro 20mm ($2,61\pm 1,26$) sendo a diferença estatisticamente significativa ($p < 0,0001$).

Não se encontrou diferença significativa entre as médias das diferenças de volume de partes moles ($P=0,445$) e de gordura ($p=0,121$) comparando-se os dois grupos de diâmetros do implante pelo teste t de Student. Isto também foi observado ao se comparar a amostra total de órbitas enucleadas e seus controles sem levar em consideração o diâmetro do implante (volume de gordura $p=0,847$ e volume de partes moles $p=0,165$).

5.4.3 MEDIDAS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM PLANO AXIAL

Os resultados das comparações entre os diâmetros 16 e 20mm das medidas tomográficas em plano axial estão apresentados na tabela 5. As variáveis MLA DIF, MLL DIF e MAA DIF apresentaram diferença significativa entre os dois diâmetros de implante ($p \leq 0,05$).

Tabela 5 - Resultado da comparação das médias das diferenças das medidas tomográficas entre a órbita controle e a enucleada entre os dois grupos de diâmetro do implante em plano axial

| Medidas Plano Axial | Diâmetro 16 Média±DP | Diâmetro 20 Média±DP | Valor p Teste t de Student |
|------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------------|
| MLA DIF | 0,84 ± 0,15 | 0,61 ± 0,17 | 0,002 |
| MLL DIF | 0,51 ± 0,14 | 0,12 ± 0,10 | <0,0001 |
| MLM DIF | 0,29 ± 0,16 | 0,16 ± 0,19 | 0,071 |
| MAA DIF | 11,18 ± 2,51 | 3,35 ± 3,89 | <0,0001 |

DP: desvio padrão; DIF: Diferença entre a órbita enucleada e a órbita controle; MLA: linha em ângulo reto da projeção mais anterior do globo/implante até a linha interzigomática; MLL: segmento da linha interzigomática entre a parede lateral do globo/implante até a projeção zigomática; MLM: segmento da linha interzigomática entre a parede medial do globo/implante até a parede medial; MAA: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente.

5.4.4 MEDIDAS LINEARES DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM PLANO SAGITAL

Os resultados das comparações entre os diâmetros 16 e 20mm das medidas tomográficas em plano sagital estão apresentados na tabela 6. As variáveis MLAP DIF, MLS DIF, MLI DIF e MAS DIF apresentaram diferença significativa entre os dois diâmetros de implante ($p \leq 0,05$).

Tabela 6 - Resultado da comparação das médias das diferenças das medidas tomográficas entre a órbita controle e a órbita enucleada entre os dois grupos de diâmetro do implante em plano sagital

| Medidas Plano Sagital | Diâmetro 16 Média±DP | Diâmetro 20 Média±DP | Valor p Teste t de Student |
|-----------------------|----------------------|----------------------|----------------------------|
| MLAP DIF | 0,79 ± 0,15 | 0,52 ± 0,12 | <0,0001 |
| MLS DIF | 0,37 ± 0,18 | 0,18 ± 0,16 | 0,007 |
| MLI DIF | 0,33 ± 0,15 | 0,12 ± 0,14 | 0,002 |
| MAS DIF | 7,22 ± 2,35 | 1,06 ± 2,31 | <0,0001 |

DP: desvio padrão; DIF: Diferença entre a órbita enucleada e a órbita controle; MLAP: distância entre a projeção mais anterior do globo/implante até o centro do canal óptico; MLS: linha em angulo reto da borda superior do globo/implante até o teto da órbita; MLI: linha em angulo reto da borda inferior do globo/implante até o assoalho da órbita; MAS: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha reta toca o globo ocular/implante superior e inferiormente.

5.5 VARIÁVEIS CLÍNICAS DA CAVIDADE ANOFTÁLMICA

5.5.1 MEDIDAS DA CAVIDADE SEM A PRÓTESE OCULAR EXTERNA

5.5.1.1 EXOFTALMOMETRIA

A diferença da exoftalmometria entre a órbita controle (ápice da córnea) e a órbita enucleada (ápice da cavidade) apresentou mediana (IQR) de 6,00 (1,00) no grupo com implante de diâmetro 16mm e 3,00 (1,00) no grupo com implante de diâmetro 20mm. A diferença foi estatisticamente significativa ($p < 0,0001$) entre os dois grupos.

5.5.1.2 MOTILIDADE DO IMPLANTE

Os resultados das comparações, entre os dois grupos, das médias ou medianas das medidas da amplitude de movimento do implante nas quatro duções, foi significativamente maior no grupo com implante de diâmetro 20mm (tabela 7).

Tabela 7 - Resultado da comparação das médias ou medianas da motilidade do implante nas quatro duções entre os dois grupos de diâmetro do implante

| Motilidade do implante | | Diâmetro 16 | Diâmetro 20 | Valor p |
|------------------------|--------------|-------------|-------------|--------------------|
| Supradução | (média±DP) | 4,00 ± 1,73 | 4,60±1,12 | 0,027 ¹ |
| Infradução | (média±DP) | 5,13 ± 1,19 | 6,13±1,36 | 0,040 ¹ |
| Abdução | mediana(IQR) | 4,00 (1,00) | 5,00 (1,00) | 0,003 ² |
| Adução | mediana(IQR) | 5,00 (1,00) | 7,00 (2,00) | 0,002 ² |

DP: desvio padrão; IQR: intervalo interquartil; ¹ Teste t de Student; ² Teste de Mann Whitney

5.5.1 MEDIDAS DA CAVIDADE COM A PRÓTESE OCULAR EXTERNA

5.5.1.1 VARIÁVEIS DA PRÓTESE OCULAR EXTERNA

Não se observaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos quanto ao peso e ao volume da prótese. Quanto à paquimetria dos bordos da prótese houve diferença significativa entre as médias dos dois grupos de diâmetros para os bordos superior, inferior e lateral, sendo as bordas mais espessas no grupo de implante 16mm (Tabela 8).

Tabela 8 - Resultado da comparação das medidas da prótese ocular externa entre os dois grupos de diâmetro do implante

| Medidas da Prótese | | Diâmetro16 | Diâmetro20 | Valor-p |
|----------------------|--------------|-------------|-------------|----------------------|
| Paquimetria superior | (média±DP) | 2,39±0,48 | 1,94±0,43 | 0,013 ¹ |
| Paquimetria inferior | (média±DP) | 2,46±0,58 | 1,98±0,38 | 0,013 ¹ |
| Paquimetria medial | (média±DP) | 2,45±0,48 | 2,22±0,52 | 0,202 ¹ |
| Paquimetria lateral | (média±DP) | 2,93±0,41 | 2,26±0,37 | <0,0001 ¹ |
| Peso | mediana(IQR) | 2,35 (0,55) | 1,90 (0,78) | 0,095 ² |
| Volume | (média±DP) | 2,22±0,73 | 1,83±0,65 | 0,135 ¹ |

DP: desvio padrão; IQR: intervalo interquartil; ¹ Teste t de Student; ² Teste de Mann Whitney

5.5.1.2 EXOFTALMOMETRIA COM A PRÓTESE OCULAR EXTERNA

A diferença da exoftalmometria com a prótese ocular externa entre a órbita controle e a enucleada apresentou mediana (IQR) de 4,00 (1,00) no grupo com implante de diâmetro 16mm e de 1,00 (1,00) no grupo com implante de diâmetro 20mm. A diferença foi estatisticamente significativa ($p < 0,0001$) pelo teste de Mann Whitney entre os dois grupos.

5.5.1.3 MOBILIDADE DA PRÓTESE OCULAR EXTERNA

Os resultados das comparações entre os dois grupos das médias ou medianas das medidas da amplitude de movimento da prótese nas quatro duções, foi significativamente maior no grupo com implante de diâmetro 20mm (tabela 9).

Tabela 9 - Resultado da comparação das medidas da mobilidade da prótese ocular externa entre os dois grupos de diâmetro do implante.

| Mobilidade da prótese | | Diâmetro 16 | Diâmetro 20 | Valor-p |
|-----------------------|-------------------|-----------------|-----------------|--------------------|
| Supradução | mediana(IQR) | 2,00 (1,00) | 3,00 (2,00) | 0,013 ² |
| Infradução | mediana(IQR) | 4,00 (2,00) | 5,00 (1,00) | 0,021 ² |
| Abdução | mediana(IQR) | 3,00 (1,00) | 4,00 (1,00) | 0,003 ² |
| Adução | média (\pm DP) | 2,73 \pm 1,03 | 4,07 \pm 1,16 | 0,003 ¹ |

DP: desvio padrão; IQR: intervalo interquartil; ¹:Teste t de Student; ²:Teste Mann Whitney

5.5.2 CORRELAÇÕES TOMOGRÁFICAS E CLÍNICO-TOMOGRÁFICAS

5.5.2.1 CORRELAÇÕES DAS MEDIDAS TOMOGRÁFICAS ENTRE SI

As medidas tomográficas volumétricas, lineares e angulares foram correlacionadas entre si. Essas correlações foram realizadas para o grupo controle (32 órbitas normais), e a seguir para cada grupo de diâmetro de implante. As correlações entre as medidas tomográficas lineares e angulares MLL e MAA; MLL e MAA; MLS e MAS; e MLI e MAS, revelarem-se negativas e estatisticamente significantes, tanto para o grupo controle, como para os dois grupos de diâmetros de implantes (Tabela 10). Os resultados de todas as correlações realizadas encontram-se na tabela 12 do anexo III.

Tabela 10 - Resultados das correlações entre as medidas lineares e angulares para a órbita controle e para a enucleada entre os dois grupos de diâmetro do implante

| Medidas | Controle | | Diâmetro 16 mm | | Diâmetro 20 mm | |
|-----------|---------------------|---------|---------------------|---------|---------------------|---------|
| | r | Valor p | r | Valor p | r | Valor p |
| MLL X MAA | -0,579 ^P | 0,019 | -0,697 ^P | 0,024 | -0,669 ^P | 0,003 |
| MLM X MAA | -0,684 ^S | 0,003 | -0,667 ^P | 0,005 | -0,662 ^P | 0,005 |
| MLS X MAS | -0,669 ^P | 0,005 | -0,690 ^P | 0,036 | -0,669 ^P | 0,005 |
| MLI X MAS | -0,594 ^P | 0,031 | -0,594 ^P | 0,031 | -0,525 ^P | 0,041 |

P: Correlação de Pearson; S: Correlação de Spearman; MLL: segmento da linha interzigomática entre a parede lateral do globo/implante até a projeção zigomática; MAA: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente; MLM: segmento da linha interzigomática entre a parede medial do globo/implante até a parede medial; MLS: linha em angulo reto da borda superior do globo/implante até o teto da órbita; MAS: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha reta toca o globo ocular/implante superior e inferiormente. MLI: linha em angulo reto da borda inferior do globo/implante até o assoalho da órbita.

5.5.2.2 CORRELAÇÃO ENTRE AS MEDIDAS CLÍNICAS E TOMOGRÁFICAS

A exoftalmometria de Hertel no grupo controle e nos dois grupos de diâmetros de implante na cavidade sem a prótese foram correlacionadas com as medidas tomográficas volumétrica (VOT), angulares (MA1 e MA2) e lineares (MLA e

MLAP). Apenas as medidas lineares MLA e MLAP apresentaram correlação positiva com a exoftalmometria tanto no grupo controle como nos dois grupos de diâmetro do implante (Tabela 11). Todas as correlações realizadas estão apresentadas na tabela 13 do anexo III.

Tabela 11 - Resultados das correlações entre a exoftalmometria de Hertel com as medidas lineares MLA e MLAP para a órbita controle e para a órbita enucleada sem a prótese entre os dois grupos de diâmetro do implante

| Medidas | Controle | | Diâmetro 16mm | | Diâmetro 20mm | |
|-------------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|
| | r | Valor p | r | Valor p | r | Valor p |
| Exof X MLA | 0,824 ¹ | 0,0001 | 0,790 ¹ | 0,0001 | 0,579 ¹ | 0,019 |
| Exof X MLAP | 0,636 ¹ | 0,037 | 0,538 ¹ | 0,021 | 0,592 ¹ | 0,05 |

¹: Correlação de Spearman; Exof: exoftalmometria de Hertel; MLA: linha em angulo reto da projeção mais anterior do globo/implante até a linha interzigomática; MLAP: distância entre a projeção mais anterior do globo/implante até o centro do canal óptico.

A paquimetria dos bordos da prótese ocular externa, para os dois grupos de implantes, foi correlacionada com o volume total (VOT), com as medidas angulares (MAA e MAS) e com as medidas lineares exibindo correlação positiva e estatisticamente significativa apenas entre o bordo lateral e a MLL tanto para o grupo de implante 16mm (p=0,041) como para o 20mm (p=0,030) pela correlação de Pearson.

Não foi encontrada correlação entre a motilidade do implante, nos dois grupos, com o volume total (VOT) e com as medidas angulares (MAA e MAS), respectivamente. O mesmo se deu para a motilidade da prótese. Todas as correlações realizadas estão apresentadas nas tabelas 14 do anexo III.

6 DISCUSSÃO

As principais causas da perda do globo ocular são o trauma, as doenças oculares e má-formações congênitas e as mesmas têm mudado a sua frequência ao longo das últimas décadas. Madi et al.¹⁰⁹ (1983) através de estudo retrospectivo examinaram os prontuários de 3008 pacientes e verificaram que 58,7% das perdas do globo ocular ocorreram por trauma e 41,3% tinham origem patogênica. Portellinha et al.¹¹⁰ (1984) avaliaram as causas em 43 pacientes enucleados e encontraram o trauma como causa em 58,13% e doenças oculares em 41,87%. Mattos e Carvalho¹¹¹ (1989) reviram os registros de 548 pacientes que perderam o olho e encontraram o trauma como causa em 63,32%, doença ocular em 36,67% e condições congênitas em 5,2%. Rode et al.¹¹² (1997) avaliaram as causas de perda do olho de 301 pacientes e o trauma foi a causa em 49,16%, doenças oculares em 22,92%, causa desconhecida em 16,6% e causas congênitas em 8,3%. Gunalp et al.⁴³ (1997) em estudo retrospectivo de 3506 enucleações encontraram o trauma como causa apenas em 6%, as doenças oculares representaram 52,7%, os tumores intraoculares 33,8% e causas congênitas 7,5%. Estes dois últimos estudos realizados no mesmo ano demonstram que a causa da perda do globo pode variar também de acordo com o local geográfico em que foi realizado; o primeiro trabalho é brasileiro e o segundo europeu, o que denota que o desenvolvimento socioeconômico mais elevado diminui os riscos de trauma ocular. Côas et al.¹¹³ demonstram que o trauma é a causa mais comum, com prevalência no gênero masculino e o lado esquerdo é o acometido com maior predominância. Setlur et al.¹¹⁴ (2010) descreveram a mudança de etiologia da perda do olho ao longo dos últimos 60 anos e concluíram que a prevenção de acidentes de trabalho e de trânsito e o desenvolvimento de tratamentos para as

doenças oculares diminuíram a sua prevalência, mas as indicações de enucleação por tumores intraoculares aumentaram nesse período. No presente estudo, a indicação de enucleação coincide com os trabalhos brasileiros citados e o trauma foi a principal causa (65,6%), seguida pelas doenças oculares (34,4%) e por melanoma de coróide (12,5%). A prevalência foi maior entre os homens (65,6%) e o olho esquerdo o mais acometido (65,6%). Sabe-se que os homens estão mais predispostos ao trauma ocular pelas atividades profissionais que exercem e pelo envolvimento em situações de risco. Não há uma explicação para a perda ser mais frequente à esquerda.¹¹³

Independente da causa ser traumática ou por uma doença intrínseca ao olho, as alterações anatômicas e o processo de atrofia podem levar a um quadro de dor crônica com episódios de exacerbações. Não há, na literatura, valores de prevalência de dor ocular em olhos cegos, embora haja descrição dos tratamentos instituídos para a mesma. Dentre estes, estão as injeções retrobulbares de álcool ou de clorpromazina, a ciclodestruição por laser ou por crioterapia e a remoção do globo (evisceração ou enucleação).¹¹⁵ As cirurgias de evisceração e enucleação são consideradas o melhor tratamento para resolução da dor com taxa de sucesso maior que 90%, embora Rasmussem et al.^{116,117} relatam que a dor fantasma é relativamente comum após a remoção do olho e parece ser similar à de membros amputados. Na presente amostra, 84,4% apresentavam dor caracterizada como moderada ou intensa, e apenas um indivíduo (3,7%) a manteve após a cirurgia como dor fantasma. Este paciente em particular, era portador de olho cego doloroso secundário a trauma penetrante e havia sido submetido apenas à facectomia após o trauma. Não se encontraram dados em sua história e evolução que possam explicar a manutenção da dor após a enucleação. O paciente encontra-se em acompanhamento e tratamento

na clínica de dor, com melhora do sintoma após realização de bloqueio do gânglio estrelado.¹¹⁸

A cirurgia de enucleação é uma técnica relativamente padronizada em relação à desinserção dos músculos e à remoção do globo ocular. O implante pode ser inserido dentro da fáscia de Tenon ou posterior à sua face posterior.³⁶ Quando se faz a opção pela implantação intratenoniana, como foi feito neste estudo, a camada posterior da Tenon deve ser suturada para evitar a migração do implante. Alguns autores preferem posicionar o implante mais profundo na órbita dentro do coxim gorduroso do cone muscular, por acreditarem que a Tenon posterior seria mais uma barreira para diminuir o risco de exposição.²⁴ Com relação aos locais de inserção dos músculos recomenda-se a sua inserção entre 5 a 8mm do centro da superfície anterior do implante para reproduzir a inserção original e possivelmente diminuir o risco de exposição por colocar o implante em posição mais posterior, já que os músculos retos exercem uma força com um vetor em direção ao ápice da órbita.¹¹⁹ O presente trabalho utiliza o mesmo princípio técnico e a distância de 6 mm do ponto central da superfície anterior do implante foi padronizada para a inserção de cada músculo na esclera. Os músculos oblíquos não foram inseridos ao implante e deixados livres para se retrair junto aos tecidos moles orbitários. Não há investigações sobre diferenças em relação à motilidade e posição do implante quanto à inserção ou não dos oblíquos. A cirurgia foi realizada sem traumas, como preconizado, para manter íntegra a capsula de Tenon e as conexões intermusculares que garantem a transmissão de movimento ao implante e deste para a prótese.^{17, 36} O tempo médio (\pm DP) de execução do procedimento cirúrgico neste trabalho foi de 74,61(\pm 16,03) minutos, sendo muito próximo ao descrito Yousuf et al.⁴⁴ de 89,6 (\pm 10.1) minutos.

As complicações relacionadas aos implantes acrílicos podem ser divididas em precoces e tardias. Neste estudo ocorreram complicações precoces em 9,4% da amostra, representadas por deiscência de suturas com exposição da esclera nas primeiras quatro semanas pós-operatórias, com resolução completa após reintervenção cirúrgica; não houve complicações tardias, como exposição ou extrusão do implante, até o tempo de seguimento de 20 meses de pós operatório. Fan e Robertson (1995) demonstraram, após seguimento de pacientes por 32 anos, que a taxa de deiscência de suturas de implantes de PMMA é de 2,2% e de exposição do implante a longo prazo é de apenas 1,1%.⁵¹ Schellini et al.¹²⁰ (2007) em estudo retrospectivo encontraram que a deiscência de suturas conjuntivais em fase precoce é comum e pode ser dependente da técnica cirúrgica, do tamanho do implante ou mesmo reação biológica contra o implante; observaram que casos de extrusão do implante ocorrem de maneira mais tardia e tem relação com próteses mal adaptadas. Com o surgimento dos implantes porosos, comparações entre as taxas de complicações com os implantes inertes, como o PMMA, foram realizadas. Custer et al.⁵³ (2003) através de pesquisas com os membros da sociedade americana de oculoplástica e Su et al.⁶² (2004) através de trabalho de meta-análise demonstraram que a taxa de exposição dos implantes de PMMA são menores, a longo prazo, que as taxas de exposição dos implantes porosos. Custer et al.¹²¹ (2007) em nova meta-análise demonstraram taxa de exposição menor para os implantes inertes (PMMA: 3,5%; Silicone: 1,3%) do que para os implantes porosos (Hidroxiapatita: 7,2%; Polietileno poroso: 8,1%). A presente pesquisa, que utilizou os implantes de PMMA, a taxa de deiscência de suturas com exposição da esclera foi de 9,4%, de ocorrência precoce (entre a segunda e quarta semanas de pós-operatório) e não houve nenhum caso de exposição ou extrusão do implante até os 48 meses de acompanhamento.

Todos os casos que apresentaram deiscência precoce de suturas responderam bem ao tratamento cirúrgico sem alterações da superfície da cavidade que pudessem dificultar a adaptação da prótese ocular externa. Os prontuários dos pacientes que apresentaram a deiscência em nosso estudo, foram revistos e não se encontraram fatores predisponente ou complicações intraoperatórios que pudessem explicar a ocorrência de tais complicações. Dois dos pacientes que apresentaram a deiscência receberam o implante de diâmetro de 16mm e outro o implante de 20mm e não se encontrou correlação deste tipo de complicação com o tamanho do implante utilizado.

A literatura é vasta sobre os implantes orbitários no que se refere principalmente aos diferentes tipos de materiais e sobre a prevalência de complicações relacionadas aos mesmos, mas com poucos estudos dirigidos ao tamanho e volume dos implantes. O trabalho de Kaltreider et al.¹² (2002) é um dos poucos que propõe estimar o volume a ser implantado através do diâmetro axial do olho contralateral medido pela ecografia em modo A. Esse estudo concluiu que para o cálculo do tamanho do implante, o globo ocular do lado contralateral pode ter seu diâmetro medido, o que permite definir melhor o diâmetro do implante. Este cálculo permitiria ajustar a devolução de volume e assim diminuir a enoftalmia e o aprofundamento do sulco superior na órbita enucleada. Optamos por não usar este tipo de cálculo, já que o objetivo desta pesquisa foi determinar as diferenças entre dois implantes de diâmetros diferentes, com seleção randomizada dos mesmos, sem levar em consideração o tamanho do globo ocular contralateral. Custer et al.⁴⁵ (2000) utilizaram o conceito de deslocamento de água (princípio de Arquimedes) para estimar o tamanho mais adequado de implante a ser usado após a enucleação. O globo ocular removido tinha seu volume medido no transoperatório pelo deslocamento de água e o cálculo do tamanho do implante era baseado neste valor. Os autores concluíram

que existe uma significativa variabilidade de volume entre os globos enucleados (7 a 9 ml) e que a individualização do tamanho do implante parece diminuir o déficit de volume da órbita anoftálmica. Neste estudo, optamos por não levar em consideração o volume do globo ocular removido, já que vieses seriam criados por olhos buftálmicos de maior volume e de olhos atróficos de menor volume. Demonstramos que, mesmo sem levar em consideração as diferenças individuais em relação ao volume do olho normal ou do enucleado, as órbitas com o implante de 20mm se mostraram mais próximas da contralateral pelas medidas clínicas e tomográficas neste estudo.

Os métodos para a medida de volume orbitário tem sido motivo de investigação no último século. Até o advento dos exames de imagem, apenas métodos diretos permitiam a medida. Para tal, crânios de cadáveres foram usados para o estudo do volume, através de preenchimento de suas órbitas por materiais e substâncias diversos como areia, vidro, água, silicone, entre outros, que eram então transferidos para recipientes com escala milimétrica contendo água e seu volume obtido pelo princípio do deslocamento de água (princípio de Arquimedes).^{86, 122} Este tipo de método foi validado em estudo com órbitas de coelhos, pela primeira vez, em 1970, por Sarnat¹²³, porém apresenta limitações óbvias por sua realização não ser aplicável *in vivo*. O cálculo por deslocamento de água ainda é descrito em trabalhos mais recentes como forma de validação para métodos realizados *in vivo*.^{4,6,92-94} Com o aparecimento da radiografia na década de 1960 tentativas de cálculo de volume orbitário começaram a ser feitas. Alexander et al.⁸⁶ (1964) testaram fórmulas matemáticas para tentar determinar o volume da órbita através de medidas obtidas pela radiografia simples, porém não conseguiu correlacioná-las às medidas diretas. Abujamra¹²⁴ (1976), através de radiografias simples realizadas em 130 órbitas de 65 crânios, criou medidas lineares e tentou demonstrar que o volume da órbita poderia

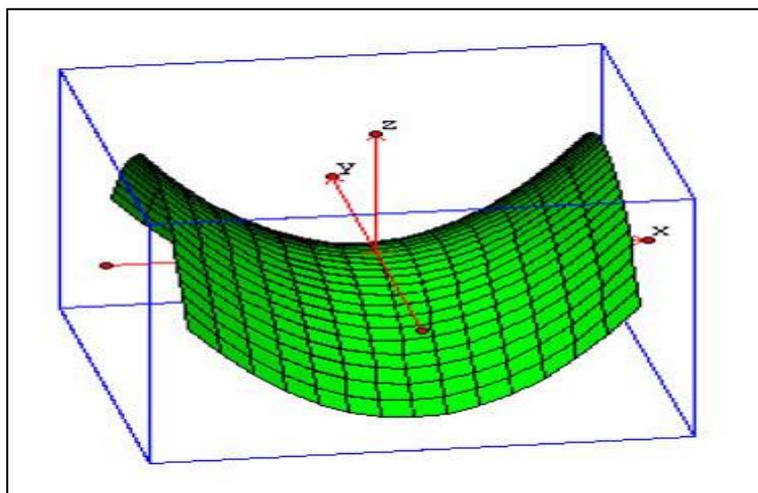
ser estimado através destas medidas. Em 1983 o autor publicou um novo estudo com crânios de cadáveres em que o cálculo de volume poderia ser feito através das dimensões da face anterior da órbita medidas pela radiografia e comparou a volumetria radiológica com o volume das mesmas órbitas preenchidas por pastilhas de chumbo.⁸⁵ Acreditamos, hoje, que estas medidas isoladas não proporcionam estimativas volumétricas confiáveis, porém, a discussão sobre métodos adequados para cálculo de volume orbitário ainda são motivo de inúmeras pesquisas.

Até essa época, não existiam outras possibilidades de aquisição de imagens e foi neste contexto que a tecnologia da tomografia computadorizada (TC) surgiu.¹²⁵ Na era da TC, os avanços passaram a permitir a determinação de volume de objetos irregulares e Cooper et al.⁹³ (1985) descreveram o uso de um software para determinar o volume orbitário através de cortes da tomografia de crânios de cadáveres. Para validar seu método usou areia para preencher as órbitas e reportou medidas reproduzíveis com discrepância entre 0,2 a 4% quando comparadas ao volume obtido pelo método indireto (TC) e o volume obtido pelo método direto (deslocamento de água). Forbes et al.⁹² (1985) utilizaram a TC para medir o volume orbitário total e o volume de partes moles em pacientes sem patologias e usou como controle crânios de cadáveres com suas órbitas preenchidas por silicone e vidro na tentativa de simular o globo ocular (vidro) e as partes moles (silicone). A discrepância entre os métodos direto e indireto variou de 7 a 8%. Estas duas tentativas iniciais demonstram que as técnicas de medida de volume podem variar e são difíceis de ser validadas. McGurk et al.⁹⁵ (1992) mediu o volume de 19 órbitas em crânios de cadáveres através da TC e comparou seu método através do preenchimento das órbitas com material modelador. Os autores encontraram uma discrepância consistente entre os dois métodos, sendo que as medidas obtidas pela TC estavam

sempre subestimadas. Furuta et al.⁵ (2001) obteve, pela TC, medidas lineares da altura do rebordo orbitário e da distância entre as paredes lateral e medial da órbita através da TC e calcularam o volume orbitário através do somatório de cortes selecionados em plano coronal. Deveci et al.⁴ (2000), através do mesmo método de McGurk (1992) e utilizando a TC com reconstruções em três dimensões (3D) em órbitas de cadáveres preenchidas com massa de vidro encontrou forte correlação entre os métodos direto e indireto. Acer et al.⁹⁴ (2009) também não encontraram diferença entre as medidas de volume pela TC e pelo volume obtido de órbitas preenchidas por balões de látex cheios de água. Entretanto, Koopel et al.⁹⁶ (2003) não foram capazes de reproduzir esses achados ao estudar crânios de cadáveres e relatou uma discrepância de 0,06% a 50,44% entre as duas técnicas. Kwon et al.⁷ (2010) mediram o volume orbitário pela TC e compararam os valores encontrados entre os planos axial e coronal e encontraram valores menores no plano coronal, o que demonstra que erros podem ocorrer durante a medida dependendo do plano ortogonal examinado. No presente estudo, como no de Regensburg et al.⁶, esse tipo de erro foi controlado ao se tomar a medida em plano axial com controle visual dos planos coronal e sagital na mesma tela, permitindo corrigir a todo momento o delineamento dos limites ósseos internos e a projeção anterior dos tecidos moles. Apesar de 30 anos de progressos na utilização da TC para a orbitometria, muitos obstáculos se mantêm e não há consenso sobre o método ideal para o cálculo de volume da órbita. Embora alguns estudos assumam que as medidas pela TC têm acurácia quando comparadas ao método direto, outros mencionam discrepância entre os mesmos. Toda a literatura referente ao estudo de volume pela TC remete a métodos que utilizam, como limites anteriores da órbita, linhas que conectam o rebordo medial ao lateral^{4, 9, 88, 126}; ou os processos zigomáticos de cada lado^{92, 95}; ou

as suturas frontozigomática e nasomaxilar do mesmo lado⁹¹; ou um plano unidimensional compreendido por rebordo superior, sutura nasomaxilar, rebordo inferior e sutura frontozigomática⁶. Este tipo de informação chama a atenção para uma das principais dificuldades relacionadas à volumetria da órbita que é a demarcação anatômica do seu limite anterior que define quais os tecidos orbitários são incluídos no cálculo de volume. Essa definição de limite ainda é passível de várias interpretações não apenas na TC mas também anatomicamente no estudo da órbita óssea. Osaki et al.⁹ (2013) demonstraram este fato ao utilizar órbitas de cadáveres frescos que foram submetidas a volumetria pela TC usando como referência para o limite anterior da órbita um plano que conecta os rebordos medial e lateral em plano axial. Estas mesmas órbitas foram exenteradas e preenchidas por esferas de vidro e por material modelador e os volumes desses materiais foram medidos pelo princípio do deslocamento de água. Os autores encontraram uma grande disparidade e fraca correlação entre o método indireto e o método direto sendo que as medidas com a TC demonstraram valores 4 a 24% menores. Os autores acreditam que, na verdade, a superfície anterior da órbita ao contrário de ser plana, aproxima-se de um formato de uma parábola hiperbólica que não permitiria o cálculo de seu volume exato com a tecnologia empregada (figura 28).

Figura 28 – Representação tridimensional da parábola hiperbólica

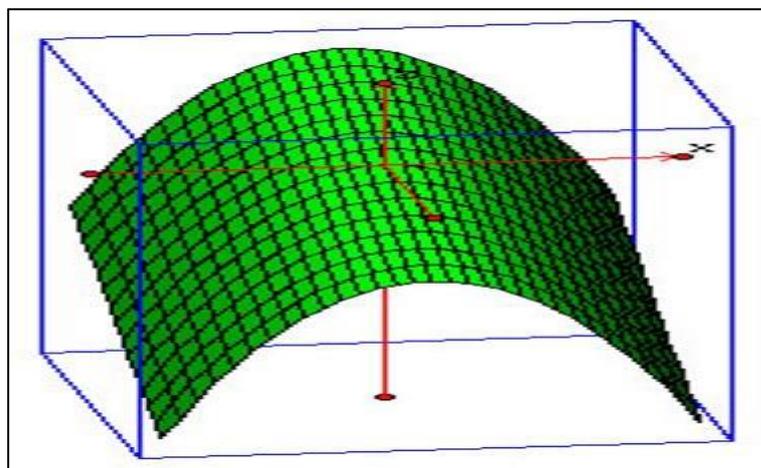


Fonte: Instituto de Matemática da Universidade Federal Fluminense (http://www.professores.uff.br/hjbortol/arquivo/2007.1/qs/quadric-surfaces_br.html)

Como pode se perceber, críticas proeminentes a respeito da falta de uma definição clara do limite anterior da órbita entre cada estudo levam a um certo descredito do resultado, com variação dos valores entre os mesmos. Considerando que o conteúdo orbitário ultrapassa os limites ósseos anteriores, entendemos que, na realidade, o plano anterior da órbita não seja delimitado por nenhuma linha reta ou nenhum diâmetro específico. Nosso estudo definiu as pálpebras como a primeira interface da imagem tomográfica para o cálculo de volume. Isto aproxima-se mais da anatomia de superfície, ainda que assumindo a inclusão de tecidos pré septais que não são parte da órbita, mas que induzem a um erro menor do que quando se excluem os tecidos anteriores à linha interzigomática. Este novo conceito em volumetria da órbita pretende compensar a perda de volume quando a face anterior da órbita é considerada como um plano unidimensional. Como era de se esperar, encontramos a média (\pm DP) de volume das órbitas controles igual a 30,33 (\pm 2,65) um pouco maior que a referida em outros estudos^{4, 6, 7, 91-93, 95, 96}, já que todos os tecidos orbitários foram incluídos. De acordo com este modelo, a superfície anterior da imagem tem

uma apresentação espacial tridimensional que se aproxima de uma calha parabólica (Figura 29), mais representativa da configuração anatômica do modelo tridimensional obtido pela TC neste estudo e também da configuração anatômica ao exame clínico, diferente do proposto por Osaki et al.⁹

Figura 29 - Representação tridimensional da calha parabólica



Fonte: Instituto de Matemática da Universidade Federal Fluminense (http://www.professores.uff.br/hjbortol/arquivo/2007.1/qs/quadric-surfaces_br.html)

Além da medida da volumetria total da órbita, a medida de volume de tecidos moles orbitários pela TC também é possível. Este tipo de medida é extremamente interessante em doenças que envolvem os tecidos moles como a orbitopatia de Graves⁸⁷ e o primeiro trabalho que faz referência à obtenção de seu volume é o de Forbes et al (1985)⁹² que descrevem pela primeira vez o uso da TC para detectar diferentes densidades dos tecidos em órbitas saudáveis ao se alterar os valores da escala de Hounsfield. Com este método foi possível determinar o volume de diferentes tipos de tecidos orbitários como gordura e músculo e os mesmos autores, em 1986, utilizam o mesmo método para calcular o volume em órbitas acometidas pelas alterações da doença de Graves. Nesse segundo estudo

compararam os volumes de gordura e músculos em pacientes com doença de Graves com e sem oftalmopatia clínica e demonstraram que os pacientes que apresentavam sinais de orbitopatia apresentavam aumento do volume de músculos e gordura.⁹⁰ Bijlsma et al. (2006) fizeram uma revisão sistemática sobre os métodos disponíveis para a medida de volume dos músculos em pacientes com orbitopatia de Graves e concluíram que a TC seria ainda o melhor método quando comparada à RM por permitir o melhor delineamento de tecidos e possibilitar o cálculo volumétrico através do somatório das áreas de interesse selecionadas.⁸⁹ Regensburg et al.⁶ (2008) adotaram também as variações dos valores da escala de Hounsfield para detectar tecidos de diferentes densidades e calculou os volumes de gordura e músculos, assim como o volume total da órbita. Para validar seu método os autores mediram, pela TC, o volume de órbitas de crânios de cadáveres preenchidas por manteiga e músculos de asas de aves (de volume conhecido) simulando os tecidos moles orbitários e encontraram boa correlação entre os métodos direto e indireto. No presente estudo, como no de Regensburg, o volume de tecidos moles também foi medido através da variação das unidades da escala de Hounsfield que permite selecionar a densidade desejada para cada tipo de tecido intraorbitário. As medidas foram realizadas tanto na órbita controle, como na enucleada e os resultados se mostraram iguais quando as mesmas foram comparadas indicando que não houve diminuição de volume de tecidos moles após a enucleação. Kronish et al.^{22, 23} (1990) em trabalhos de experimentação animal com estudos histológicos demonstraram não haver atrofia de gordura a nível celular ou diminuição da atividade metabólica na cavidade anoftálmica. Nesse mesmo ano Smit et al.¹⁰ compararam as órbitas anoftálmicas sem implante de 22 pacientes com a suas contralaterais, através da TC e verificou que há um descenso do complexo muscular superior, retração do musculo reto inferior e um

reposicionamento do conteúdo orbitário para as regiões posteriores e inferiores da órbita, sem evidências de atrofia de gordura. Detorakis et al.¹⁰¹ (2003) realizaram um estudo com cinco pacientes submetidos à enucleação por melanoma de coróide seguida da implantação de esferas de material poroso de 18 ou 20mm de diâmetro. Os autores utilizaram a ressonância magnética para calcular o volume de partes moles e não encontraram, como em nosso estudo, diferença quando comparam a órbita anoftálmica com a órbita controle. Pesquisadores, em outros estudos, já postularam que ocorre uma atrofia de gordura após a enucleação pela manipulação cirúrgica, uso excessivo de cautério ou alterações circulatórias decorrentes da diminuição de metabolismo após a remoção do globo ocular.^{23, 24} Outros pesquisadores, no entanto, já mencionaram que a principal causa de perda de volume é a remoção do próprio globo ocular em si e enfatizam a importância da adequada reposição de volume com o implante escolhido.^{10, 24, 46} Lukats et al.¹¹ (2012), utilizando a TC, comparou o volume entre a órbita enucleada e a órbita contralateral em 20 pacientes que receberam implantes de materiais diferentes (hidroxiapatita e biocerâmica) nos diâmetros de 18 ou 20mm. As causas de enucleação em sua amostra foram variadas sendo que em dois pacientes a implantação foi secundária. Os autores mediram o volume orbitário utilizando a linha interzigomática como limite anterior e encontraram diferença significativa entre os dois lados sendo que a órbita enucleada apresentava volume reduzido em relação à contralateral. Esse trabalho não comparou os diferentes diâmetros e a sua repercussão no volume orbitário final. Nosso estudo comprovou, pela primeira vez com a volumetria pela TC, que realmente não há diminuição de volume de partes moles após a enucleação, o que reforça que o diâmetro do implante escolhido é, em última análise, o responsável pela devolução do volume perdido. Demonstramos que a diferença do volume entre órbita enucleada e a controle, está

relacionada ao tamanho do implante e verificamos que o uso do implante esférico de 20mm confere uma diferença média de apenas 2,60cm³ enquanto que no grupo que recebeu o implante de 16mm verificamos uma diferença média de volume de 4,80cm³. O volume e o peso da prótese apresentaram valores absolutos maiores no grupo de pacientes que receberam o implante de diâmetro 16mm, porém sem diferença estatisticamente significativa. A investigação de Kaltreider et al.⁴⁷ (2000) faz referência à relação entre o volume implantado dentro da órbita e o volume da prótese ocular externa; cavidades com implantes menores teriam próteses mais volumosas para compensar a falta de volume do compartimento posterior, porém os autores também não encontram essa relação. A justificativa para que essa relação não exista seria o fato de que há um limite da área da superfície da cavidade, o que impede que próteses mais volumosas que 4,2 ml sejam adaptadas.¹² Sendo assim, mesmo cavidades com déficit de volume não permitem a adaptação de próteses muito volumosas e por isso não se demonstrou diferença de volume da prótese quando comparados os dois grupos de diâmetros de implante. Durante a confecção das próteses desta pesquisa, nem a protesista, o pesquisador ou o paciente conheciam o diâmetro do implante, e as próteses do grupo com o implante de 16mm (2,22 ± 0,73cm³) não foram capazes de repor totalmente a deficiência de volume (4,79 ± 1,20cm³) provavelmente sob risco de trazer deformidades palpebrais ou desconforto se o volume da prótese fosse aumentado. Já com o grupo de implante de 20mm a reposição anterior de volume com a prótese aproximou-se do ideal, pois nesse grupo a diferença média (±DP) de volume total entre as duas órbitas foi de apenas 2,61cm³ (±1,26) e a média de volume da prótese de 1,83 cm³ (±0,65), demonstrando que nesse grupo, a prótese praticamente complementa o volume que falta no compartimento posterior. Quando se comparou a exoftalmometria com a prótese, entre os dois grupos, observou-se que o grupo com

implante de diâmetro 20mm apresentou mediana da diferença entre as órbitas controle e enucleada de apenas 1mm, enquanto que no grupo com implante de diâmetro 16mm a mediana foi de 4mm. Diante do fato da prótese externa não repor todo o volume no compartimento anterior, o grupo de pacientes com implante de 16mm apresentou maior diferença da exoftalmometria mesmo com a prótese, indicando que com este diâmetro a reabilitação com a prótese é prejudicada pela enoftalmia.

Para estudar a redistribuição dos tecidos após a enucleação seguida de implantação de esferas acrílicas de 16 e 20mm envolvidas por esclera, criamos oito medidas tomográficas precisas e reprodutíveis que representam a posição espacial do implante dentro da órbita comparando com as mesmas medidas tomadas para a órbita controle. Verificamos que o aspecto medial da órbita, aqui representado pela distância do olho ou do implante à parede medial na altura da linha interzigomática (MLM), não é afetado pela enucleação mesmo com implante de pequeno diâmetro (16mm). Isto pode ser explicado pela grande estabilidade do retináculo medial que mantém o músculo reto medial em posição praticamente normal, mesmo com a remoção do olho.¹⁰⁴ O mesmo não ocorre no aspecto lateral da órbita, onde a MLL (distância do olho ou do implante à parede lateral na altura da linha interzigomática), é quatro vezes maior no grupo de implante 16mm do que no grupo de 20mm, sendo que neste último essa distância é muito próxima dos valores encontrados na órbita normal. Entendemos que quanto menor for o implante, maior será o afastamento do músculo reto lateral da parede lateral, explicado pela fragilidade do retináculo lateral¹⁰⁴. O fato da prótese ocular ter apresentado a espessura média do bordo medial igual para os dois grupos de implante e muito mais espessa no bordo lateral para o grupo de 16mm é explicado por essas medidas mencionadas. A relação do olho ou

implante com a parede superior (MLS) foi medida e resultou em diferença duas vezes maior no grupo de 16mm do que no de 20mm, quando comparado à órbita normal, embora se observe que, após a enucleação, mesmo utilizando um implante maior, ainda ocorre descenso do complexo muscular elevador-reto superior. Já em relação à parede inferior (MLI) a diferença foi 3 vezes maior no grupo de 16mm, sendo que os valores encontrados no grupo de 20mm foram bem próximos aos dos controles. As medidas angulares em plano axial e plano sagital são alternativas para medir essas relações anatômicas, uma vez que a MAA é quatro vezes maior no implante 16mm do que no de 20mm e a MAS é sete vezes maior. Houve correlação negativa das medidas angulares com as lineares que estudaram a posição do olho ou do implante em relação às paredes ósseas, e as duas formas de medida comprovam uma melhor preservação das relações anatômicas quando se utilizou o implante de 20mm. Não houve correlação da espessura das bordas superior e inferior da prótese externa com estas medidas, mas observou-se que as mesmas são mais espessas no grupo com implante de diâmetro 16mm.

Duas medidas lineares se propuseram a definir a projeção anterior do olho ou do implante em relação à linha interzigomática (MLA) e ao centro do canal óptico (MLAP) e demonstraram que utilizando o implante de 20mm a projeção anterior do mesmo é mais próxima do olho contralateral. Da mesma forma, a diferença entre a exoftalmometria de Hertel entre a órbita controle e a enucleada (sem a prótese ocular externa) foi menor no grupo com implante de 20mm. Hauck et al.¹²⁷ compararam a distância do ápice da córnea à linha interzigomática medida pela TC com a exoftalmometria de Hertel em 53 órbitas de pacientes com oftalmopatia de Graves e fratura orbitária e validaram essa medida como exoftalmometria tomográfica ao encontrar correlação entre os dois métodos. Em nosso estudo, a medida da

exoftalmometria na cavidade anoftálmica foi realizada sem a prótese ocular externa, para evitar possível erro de medida causado pela maior ou menor convexidade da mesma. As medidas tomográficas lineares MLA e MLAP foram realizadas no lado controle e no lado enucleado usando a projeção mais anterior do olho e do implante e a correlação com a exoftalmometria de Hertel também revelou-se positiva. Estas medidas foram validadas pela correlação encontrada no lado controle e consideradas exoftalmometrias tomográficas realizadas pela primeira vez em cavidades anoftálmicas. A enoftalmia é um sinal comum da cavidade anoftálmica e a época de seu aparecimento e a sua intensidade podem variar de acordo com causa da perda do olho, condições intraoperatórias, trauma orbitário com fraturas, múltiplas cirurgias e o próprio desenvolvimento da síndrome da cavidade anoftálmica ao longo do tempo.^{12, 128} O nosso trabalho utilizou amostra homogênea quanto ao tipo de causa e tipo de indicação cirúrgica; além disso, a exoftalmometria pós operatória foi realizada no décimo mês, quando já não existem efeitos inflamatórios da fase cicatricial da cavidade. Fundamentalmente estes dois aspectos tornam relevante a relação entre o diâmetro do implante utilizado e o grau da enoftalmia encontrado na fase de pós operatório estudada. O grupo que recebeu o implante de diâmetro 20mm apresentou menor diferença das exoftalmometrias clínica e tomográfica entre a órbita controle e a órbita enucleada, demonstrando que o implante maior proporciona menos enoftalmia e oferece resultado mais simétrico entre as duas órbitas.

Partindo do princípio que a musculatura extrínseca seja a responsável pela motilidade do implante e que a anatomia dos fórnices conjuntivais seja fundamental para a mobilidade da prótese externa, as relações anatômicas melhor preservadas dos arcos de contato dos músculos com o implante e a melhor transmissão de movimento da fáschia capsulopalpebral aos fórnices¹⁰⁴ promovem a melhor amplitude

de movimento no grupo com o implante de 20mm. Lucci et al.¹²⁹ utilizaram implantes de formatos diferentes e não encontraram diferenças na mobilidade da prótese e Shome et al.¹³⁰ compararam implantes de acrílico e polietileno poroso de mesmo diâmetro e não encontram diferenças de movimento da prótese e do implante indicando que o formato e o material não influenciam a motilidade. O presente estudo é o primeiro que demonstra que o implante de 20mm promove melhor amplitude de movimento quando comparado ao de 16mm.

O método utilizado neste estudo para a obtenção de medidas lineares, angulares e volumétricas pela tomografia computadorizada de órbita é inédito e demonstra numericamente como a órbita é melhor preenchida e mantém as relações anatômicas mais próximas à órbita controle quando se compara o implante de diâmetro de 20mm com o de 16mm. Houve uma preocupação clara em utilizar referencias anatômicas simples como a linha interzigomática e a porção anterior do canal óptico, para que as medidas fossem precisas e pudessem ser reproduzidas.

7 CONCLUSÕES

O volume total das órbitas enucleadas, medido pela tomografia computadorizada no décimo mês pós operatório, foi significativamente maior e aproximou-se das órbitas controles quando se utilizou o implante de diâmetro 20mm.

O volume de tecidos moles da órbita anoftálmica, medido pela tomografia computadorizada, no décimo mês pós operatório, não apresentou diferença significativa em relação às órbitas controle ou em relação ao diâmetro do implante.

As relações anatômicas intraorbitárias, estudadas através do novo modelo de medidas tomográficas, mostraram-se melhor preservadas nas órbitas enucleadas e reconstruídas com o implante de 20mm.

A órbita enucleada e reconstruída com o implante de diâmetro 20mm apresentou enoftalmia significativamente menor em relação à órbita controle.

A motilidade do implante foi significativamente maior nas órbitas enucleadas e reconstruídas com o implante de diâmetro 20mm quando comparada ao diâmetro 16mm.

As próteses adaptadas em cavidades anoftálmicas reconstruídas com o implante de diâmetro 20mm apresentaram motilidade significativamente maior nas quatro duções do olhar, além de bordas lateral, superior e inferior mais finas quando comparadas ao implante de diâmetro 16mm.

ANEXOS

ANEXO I - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



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

Projeto: CAAE –07716112.9.0000.5149

Interessado(a): **Profa. Ana Rosa Pimentel de Figueiredo**
Departamento de Oftalmologia e
Otorrinolaringologia
Faculdade de Medicina- UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 03 de outubro de 2012, o projeto de pesquisa intitulado "**Análise comparativa da reposição de volume orbitário após enucleação do olho humano com implantes acrílicos esféricos de dois diâmetros diferentes através de tomografia computadorizada e parâmetros clínicos para adaptação final da prótese ocular externa**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO II - TERMO DE CONSENTIMENTO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(SUJEITOS CAPAZES E MAIORES DE 18 ANOS)

ESTUDO DA RECONSTRUÇÃO DE ÓRBITAS ENUCLEADAS COM DOIS TAMANHOS DE IMPLANTES ESFÉRICOS EM COMPARAÇÃO COM A ÓRBITA NORMAL ATRAVÉS DE NOVO MODELO DE MEDIDAS TOMOGRÁFICAS E CORRELAÇÃO CLÍNICA

Identificação:

Nome _____ Idade: _____

DN: __/__/19__ Nacionalidade: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ UF: _____

Convite:

Você recebeu a indicação para a cirurgia de remoção do olho _____ (enucleação) devido a _____

_____. A perda do olho resulta em diminuição do volume na cavidade orbitária, causando um afundamento que dificulta a colocação de uma prótese externa (olho artificial). Para evitar este efeito, deve ser colocado um implante que substitui o volume perdido e isto é feito no mesmo ato cirúrgico da remoção do olho.

Você está sendo convidado para participar do presente estudo que irá utilizar a esfera de acrílico (polimetilmetacrilato) para substituir o volume perdido. O implante esférico de acrílico foi utilizado como primeira escolha para reconstruir a cavidade orbitária após a remoção do olho desde 1968. Atualmente o uso deste implante está suspenso até a autorização para regulamentação comercial pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária.

O objetivo deste estudo é comparar dois diâmetros da esfera de acrílico que já é usada de rotina nesses casos e verificar se há diferença significativa entre eles para o resultado final da reconstrução, através de exames clínicos de sua cavidade, dos estudos de tomografia computadorizada e do tipo de prótese externa que vai ser adaptada. Este estudo vai contribuir para possibilitar a reconstrução da órbita após a perda do olho, com um material de custo acessível e a comparação dos tamanhos vai ser útil para saber se há diferença no resultado final com a adaptação da prótese (movimento, relação com o resto do conteúdo da órbita e no peso da prótese).

O convite que você está recebendo é para permitir que o implante de acrílico (polimetilmetacrilato) em um dos dois tamanhos seja usado na cirurgia após remoção do olho, já que você compreendeu a necessidade da cirurgia ser feita. O tamanho do implante que você receberá pode ser de 16 mm ou de 20 mm. É importante que você saiba que nem o médico nem você poderão escolher o tamanho a ser utilizado, já que a escolha de um dos tamanhos a ser usado será realizada por sorteio e apenas o cirurgião saberá qual foi o material utilizado.

Caso você não aceite participar deste estudo, podemos utilizar um enxerto do seu próprio organismo, de outra parte do corpo, para ser colocado onde há a falta do olho. O enxerto tem os inconvenientes de operar outro local deixando mais uma cicatriz, além de mais um local para cuidados depois da cirurgia, e também pode ser reabsorvido com o passar do tempo, e a cavidade do olho pode voltar a ficar mais vazia.

Sobre a cirurgia: a cirurgia que foi indicada para você é realizada quando não podemos oferecer outra solução para manter o olho sem dor ou para proteger a sua saúde ou a saúde do outro olho. **O uso do implante que lhe convidamos a usar não muda em nada os tempos da cirurgia que foi indicada.** Após a cirurgia, independente do tamanho do implante, você pode sentir um pouco de dor local e deve evitar movimentar muito os olhos nos primeiros dias. É normal algum sangramento no local operado nos três primeiros dias e o inchaço pode permanecer por umas duas semanas. O tempo de melhora depende também da obediência aos cuidados pós-operatórios. A medicação apropriada para combate à dor será receitada. Na primeira semana o olho operado deve ser mantido com curativo, mas a limpeza e o uso dos colírios que combatem inflamação e infecção devem ser rigorosos. O curativo deve ser trocado diariamente até a ordem médica de retirá-lo em definitivo. Você será

acompanhado semanalmente no primeiro mes pós-operatório e depois será encaminhado para a adaptação da prótese ocular externa, que lhe devolverá um aspecto de normalidade estética em comparação com o outro olho. Seus retornos seguintes serão mensais até completar um ano de pós-operatório e após 8 meses da cirurgia você será submetido ao exame de tomografia computadorizada.

É importante você saber que em todas as fases do pós-operatório você não deve hesitar em nos contactar diretamente no Setor de Plástica Ocular do Hospital São Geraldo, ou pelos telefones fornecidos abaixo, caso você tenha dúvidas. Anote as suas observações e queixas.

Riscos relacionados ao implante: independente do tipo e tamanho de implante usado, existe chance pequena de rejeição do material pelo seu organismo. Nestes casos será necessário realizar outra cirurgia, para retirar o implante e, se possível, a reconstrução será feita de imediato. Em casos de rejeição é necessário estudar em cada paciente as condições para receber novo implante. É importante que você saiba que será acompanhado e tratado pela mesma equipe.

A sua **participação é voluntária** e não lhe trará nenhum custo adicional (a não ser a adaptação da prótese externa que não é realizada no departamento de Plástica Ocular da UFMG). **Caso você não deseje** fazer parte desse grupo de estudo, não haverá nenhuma mudança no seu tratamento e nem na sua relação com os profissionais da equipe que o estará atendendo. Ninguém saberá que você vai estar participando do estudo, exceto a equipe que o atende. **Em qualquer momento você poderá deixar de participar do estudo com total respeito à sua liberdade de escolha.** O seu tratamento e o seu acompanhamento depois de operado continuarão sendo realizados no mesmo local, pela mesma equipe, e nos colocaremos sempre à sua disposição para esclarecimento de quaisquer dúvidas. Os resultados deste estudo serão divulgados em revista científica e congressos médicos, preservando a sua identidade.

Responsáveis pelo projeto

- Dr. Rodrigo Ferreira de Almeida – CRM 30584
Oftalmologista / Coordenador do Ambulatório de Cavidade Anoftálmica
Hospital São Geraldo – HCUFGM Celular (31) 9985 24 52
Endereço: Avenida Alfredo Balena 110, Belo Horizonte - MG
- Dra Ana Rosa Pimentel de Figueiredo – CRM MG 16416
Professora Adjunta Faculdade de Medicina UFMG
Chefe do Setor de Plástica Ocular, Órbita e Vias Lacrimais
Hospital São Geraldo –HCUFGM Celular (31) 99569858
Endereço: Avenida Alfredo Balena 110, Belo Horizonte - MG

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) – UFMG – Av Presidente Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – Sala 2005 – CEP 31270-901 BH – MG – Telefax: (31) 3409-4592 – e-mail: coep@prpq.ufmg.br

Caso você aceite participar desse estudo, pedimos para assinar esse documento.
Uma cópia ficará com você.

Belo Horizonte, _____ de _____ de 20__

Paciente

Pesquisador (orientador)

Pesquisador (orientando)

ANEXO III - TABELAS DAS CORRELAÇÕES

Tabela 12 - Correlações das medidas tomográficas entre si.

| Medidas | Controle | | Diâmetro 16mm | | Diâmetro 20mm | |
|------------|----------|---------|---------------|---------|---------------|---------|
| | r | Valor p | r | Valor p | r | Valor p |
| VOT x MLA | -0,622 | <0,0001 | - 0,565 | 0,045 | -0,590 | 0,05 |
| VOT x MLL | 0,231 | 0,203 | 0,430 | 0,30 | 0,350 | 0,06 |
| VOT x MLM | 0,739 | 0,001 | 0,356 | 0,605 | 0,432 | 0,420 |
| VOT x MAA | 0,123 | 0,325 | 0,320 | 0,890 | 0,410 | 0,575 |
| VOT x MLAP | -0,609 | 0,001 | -0,505 | 0,035 | -0,590 | 0,021 |
| VOT x MLS | -0,205 | 0,705 | -0,256 | 0,576 | -0,390 | 0,245 |
| VOT x MLI | 0,294 | 0,103 | 0,456 | 0,312 | 0,379 | 0,467 |
| VOT x MAS | 0,210 | 0,320 | 0,348 | 0,410 | 0,318 | 0,250 |
| MAA x MLA | -0,250 | 0,40 | -0,341 | 0,650 | -0,210 | 0,578 |
| MAA x MLL | -0,579 | 0,019 | -0,697 | 0,024 | -0,669 | 0,003 |
| MAA x MLM | -0,684 | 0,003 | -0,667 | 0,005 | -0,662 | 0,005 |
| MAS x MLAP | -0,320 | 0,075 | -0,254 | 0,145 | -0,305 | 0,245 |
| MAS x MLS | -0,669 | 0,005 | -0,690 | 0,036 | -0,669 | 0,005 |
| MAS x MLI | -0,594 | 0,031 | -0,594 | 0,031 | -0,525 | 0,041 |

VOT: volume total da órbita; MLA: linha em angulo reto da projeção mais anterior do globo/implante até a linha interzigomática; MLL: segmento da linha interzigomática entre a parede lateral do globo/implante até a projeção zigomática; MLM: segmento da linha interzigomática entre a parede medial do globo/implante até a parede medial da órbita; MAA: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente; MLAP: distância entre a projeção mais anterior do globo/implante até o centro do canal óptico; MLS: linha em angulo reto da borda superior do globo/implante até o teto da órbita; MLI: linha em ângulo reto da borda inferior do globo/implante até o assoalho da órbita; MAS: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha reta toca o globo ocular/implante superior e inferiormente.

Tabela 13 - Correlações entre a exoftalmometria da órbita enucleada sem a prótese e as medidas tomográficas

| Medidas | Controle | | Diâmetro 16mm | | Diâmetro 20mm | |
|------------|----------|---------|---------------|---------|---------------|---------|
| | r | Valor p | r | Valor p | r | Valor p |
| EXOF X VOT | 0,246 | 0,480 | 0,250 | 0,085 | 0,089 | 0,348 |
| EXOF x MAA | 0,253 | 0,245 | 0,380 | 0,205 | 0,410 | 0,754 |
| EXOF x MAS | 0,279 | 0,851 | 0,305 | 0,368 | 0,270 | 0,219 |

EXOF: exoftalmia; VOT: volume total da órbita; MAA: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente; MAS: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha reta toca o globo ocular/implante superior e inferiormente.

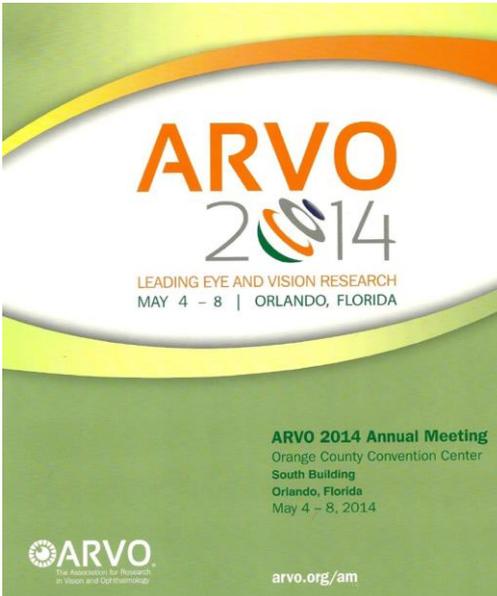
Tabela 14 - Correlações entre as variáveis clínicas e tomográficas

| Correlações | | Diâmetro 16mm | | Diâmetro 20mm | |
|----------------------|-------|---------------|---------|---------------|---------|
| | | r | Valor p | r | Valor p |
| Paquimetria superior | X VOT | 0,256 | 0,589 | 0,412 | 0,258 |
| Paquimetria inferior | X VOT | 0,189 | 0,258 | 0,238 | 0,235 |
| Paquimetria medial | X VOT | 0,398 | 0,458 | 0,245 | 0,456 |
| Paquimetria lateral | X VOT | 0,158 | 0,147 | 0,357 | 0,056 |
| Paquimetria superior | X MLS | 0,327 | 0,089 | 0,258 | 0,089 |
| Paquimetria inferior | X MLI | 0,089 | 0,065 | 0,489 | 0,580 |
| Paquimetria superior | X MAA | 0,145 | 0,235 | 0,247 | 0,425 |
| Paquimetria inferior | X MAA | 0,562 | 0,584 | 0,367 | 0,750 |
| Paquimetria medial | X MAA | 0,147 | 0,158 | 0,258 | 0,175 |
| Paquimetria lateral | X MAA | 0,256 | 0,235 | 0,269 | 0,355 |
| Paquimetria superior | X MAS | 0,378 | 0,085 | 0,278 | 0,095 |
| Paquimetria inferior | X MAS | 0,365 | 0,450 | 0,295 | 0,250 |
| Paquimetria medial | X MAS | 0,421 | 0,254 | 0,389 | 0,552 |
| Paquimetria lateral | X MAS | 0,258 | 0,146 | 0,401 | 0,562 |
| Implante adução | X VOT | 0,247 | 0,190 | 0,347 | 0,222 |
| Implante abdução | X VOT | 0,389 | 0,456 | 0,256 | 0,235 |
| Implante supra | X VOT | 0,256 | 0,523 | 0,312 | 0,355 |
| Implante infra | X VOT | 0,389 | 0,452 | 0,389 | 0,255 |
| Prótese adução | X VOT | 0,473 | 0,235 | 0,372 | 0,312 |
| Prótese abdução | X VOT | 0,213 | 0,152 | 0,423 | 0,165 |
| Prótese supra | X VOT | 0,179 | 0,325 | 0,250 | 0,099 |
| Prótese infra | X VOT | 0,369 | 0,065 | 0,314 | 0,085 |
| Implante adução | X MAA | 0,266 | 0,319 | 0,258 | 0,334 |
| Implante abdução | X MAA | 0,097 | 0,721 | 0,115 | 0,670 |
| Prótese adução | X MAS | 0,120 | 0,658 | 0,385 | 0,141 |
| Prótese abdução | X MAS | 0,270 | 0,312 | 0,230 | 0,391 |
| Implante supra | X MAS | -0,235 | 0,380 | 0,030 | 0,912 |
| Implante infra | X MAS | -0,474 | 0,063 | -0,247 | 0,356 |
| Prótese supra | X MAS | 0,155 | 0,567 | 0,096 | 0,722 |
| Prótese infra | X MAS | 0,024 | 0,931 | 0,288 | 0,279 |

VOT: volume total da órbita; MAA: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha interzigomática toca o globo ocular/implante medial e lateralmente; MLS: linha em ângulo reto da borda superior do globo/implante até o teto da órbita; MAS: ângulo formado entre duas linhas que partem do centro do canal óptico até os pontos onde a linha reta toca o globo ocular/implante superior e inferiormente.

**ANEXO IV - TRABALHO ACEITO E APRESENTADO NO CONGRESSO DA ARVO
(THE ASSOCIATION FOR RESEARCH IN VISION AND OPHTHALMOLOGY)**

Figura 30 – Comprovante do trabalho apresentado no congresso da ARVO 2014



ARVO
2014
LEADING EYE AND VISION RESEARCH
MAY 4 - 8 | ORLANDO, FLORIDA

ARVO 2014 Annual Meeting
Orange County Convention Center
South Building
Orlando, Florida
May 4 - 8, 2014

ARVO
The Association for Research
in Vision and Ophthalmology

arvo.org/am

Tuesday Posters
8:30 am - 10:15 am

Exhibit/Poster Hall SA A0255-A0272
Tuesday, May 06, 2014 8:30 AM-10:15 AM
Eye Movements / Strabismus / Amblyopia /
Neuro-Ophthalmology
315 Oculoplastics

Moderator: Ann P. Murchison

2781 - A0260 **Orbital volume replacement after enucleation: comparison between two different sized implants using computed tomography parameters.** Rodrigo F. Almeida^{1,2}, F. Emy¹, I. L. Barbosa¹, A. P. Figueiredo¹. ¹Ophthalmology, Federal University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil; ²Oculoplastics, Instituto de Olhos de Belo Horizonte, Belo Horizonte, Brazil ✕

Fonte: ARVO program summary (arvo.org/am)

A NEW TOMOGRAPHIC IMAGE MODEL OF THE ANOPHTHALMIC SOCKET COMPARING TWO IMPLANT SIZES IN RELATION TO THE NORMAL ORBIT

RODRIGO FERREIRA DE ALMEIDA¹, ANA ROSA PIMENTEL DE FIGUEIREDO¹, MARCO ANTÔNIO OLIVEIRA MACHADO LARA², ISABELA LOPES BARBOSA³

¹Oculoplastic Division, Hospital São Geraldo, Federal University of Minas Gerais (UFMG)

²Radiologist at Center for Computed Tomography, Minas Gerais,

³Scientific initiation student at UFMG.

ABSTRACT.

Purpose: This study compared the volume and intraorbital anatomic relations of enucleated orbits reconstructed with spherical acrylic implants (16 or 20 mm diameter) with the contralateral orbit using new tomographic measurements, and evaluated the correlation of these measurements with clinical measurements of the anophthalmic socket. **Methods:** Thirty-two patients who had undergone ocular enucleation, with random selection of the diameter of the implant were enrolled in this prospective randomized double-blind controlled study. Computed tomography was performed 10 months after surgery. Volumetric measurements of the entire orbital content and the soft tissues, and eight intraorbital linear and angular measurements were obtained in both the enucleated and contralateral orbits by the main researcher and a radiologist. Clinical measurements obtained 10 months after surgery were compared between the two groups and correlated with the tomographic measurements. **Results:** The intraclass correlation coefficient ranged from 0.929 to 1.00. Significant differences between the enucleated and control orbits were detected in total volume ($p < 0.0001$), and linear and angular parameters ($p < 0.05$). The exophthalmometric values were significantly smaller ($p = 0.018$) when the 20-mm diameter implant was used. Motility of the implant and artificial eye was higher, and artificial eye borders were thinner in the 20-mm implant group ($p < 0.05$). **Conclusions:** The proposed method for measuring volumetric and anatomic relations of the orbit is simple, reproducible, and precise. Eye sockets with the 20-mm implant had measurements similar to those of control subjects, more satisfactory volume, and the intraorbital anatomic relations were maintained closer to normal standards with a positive effect on clinical measurements.

Kaltreider et al. used an A-scan of the healthy eye to calculate the volume to be replaced upon eye removal, and concluded that enucleated orbits may accommodate implants from 17 to 22 mm in diameter (Kaltreider, Jacobs & Hughes, 1999; Kaltreider & Lucarelli, 2002). The only direct method for estimating orbit volume is to fill dry skull orbits with a material to measure the volume based on water displacement. (Pan, 1933; Alexander et al., 1961; Kennedy, 1973) which obviously cannot be applied *in vivo*. Indirect methods have become more common in the last three decades following the development of computed tomography (CT), which is used for orbit studies, including volume estimation and analysis of their content through tissue differentiation according to the Hounsfield scale (Forbes et al., 1985). In 1985, Cooper et al. and Forbes et al. used CT to determine orbital volume in dry skulls compared with the volume of materials used to fill the same orbit, and found reproducible measurements with a low discrepancy between the two methods (Cooper, 1985; Forbes et al., 1985).

Key words: Anophthalmic Socket; Computed Tomography; Volume; Orbital Implant; Diameter; Image.

Introduction

Enucleation of the eye is indicated when no other treatment is effective for an ocular disease. Patients must undergo proper functional and cosmetic rehabilitation (Soares, 1991; Kennedy, 1964) once eye removal produces an estimated volume loss of 7 cm³, approximately one-third the total normal orbit volume (Deveci et al., 2000; Furuta, 2000; Regensburg et al., 2008; Kwon, Barrera e Most, 2010). Scleral covered spherical implants replace at most 3 to 5 cm³ of the volume deficit depending on the

diameter (Rose, Sigurdsson & Collin, 1990). Implants with diameters of 16 to 20 mm are generally used, based on the principle that the presence of an implant connected to the muscles is sufficient to functionally reconstruct the orbit. Few studies have assessed the effects of the implant size after enucleation (Soares, 1991). Custer et al. defined implant size by the enucleated eye volume estimated intraoperatively based on water displacement with a variability of 7 to 9 cm³ (Custer & Trinkaus, 1999). CT has been used as an indirect method

for volume estimation, but some authors report a discrepancy with the direct method as well as difficulty in validating the measurements produced by CT (Mcgurk et al., 1992; Koppel et al., 2003; Kwon, Barrera e Most, 2010). Regensburg et al. using anatomic bone landmarks, calculated total and soft tissue volume by CT of normal subjects' orbits and dry skull orbits filled with butter and bird muscles, the volume of which was determined using the direct method (Regensburg et al., 2008).

In a study of recently exenterated human cadaver orbits, however, Osaki et al. found discrepancies not only with regard to the anterior boundary concept of the orbit but also the volume estimation methods (Osaki *et al.*, 2013). Few imaging studies of anophthalmic socket volume, in particular, have been performed. Smit et al. used CT images to compare the anatomy of orbits without implants with the contralateral orbit, and described posterior and inferior displacement of the orbital content, thus explaining the well-known signs of anophthalmic socket syndrome (Smit *et al.*, 1990). Lukats et al. also used CT to compare orbital volume between the anophthalmic socket and the contralateral orbit based on anterior bone boundaries (Lukats *et al.*, 2012). They found a meaningful volume decrease on the enucleated side, and suggested new studies using more accurate methods, not only to estimate orbital alterations after enucleation, but also to estimate the implant diameter to be used for volume replacement. To our knowledge, there have been no comparison studies of implants of different sizes for orbital volume replacement after enucleation. The objective of the present study was to compare the volume and intraorbital anatomic relations of enucleated orbits reconstructed with spherical acrylic implants 16 or 20 mm in diameter with the contralateral orbit using new tomographic measurements, and to establish correlation with clinical measurements of the anophthalmic socket.

Methods and Patients

This study was performed according to the institutional protocols and the guidelines of the Declaration of Helsinki, and was approved by the Ethics Committee of the Federal University of Minas Gerais. Patients received a full explanation of the procedure risks and benefits, and provided their written informed consent to participate in the study.

Thirty-two patients (21 men and 11 women, mean age [\pm SD] of 43.1 \pm 11.2 years) underwent eye enucleation surgery performed by a single surgeon. Enucleation was performed for a painful blind eye (84.4%), intraocular malignant melanoma (12.5%), or suspected sympathetic ophthalmia (3.1%); cases with soft tissue trauma or orbital fractures were not included. The surgical procedure was performed without the participation of the main researcher, and was standardized as follows: 360° conjunctival peritomy; sub-Tenon's blunt dissection, isolation and tenotomy of all rectus extraocular muscles after securing each with 6-0 polyglactin sutures; superior and inferior oblique muscles disinsertion; sectioning of the optic nerve, and removal of the globe. The implant was wrapped in autogenous sclera (Duong *et al.*, 2001) (84.3%) or in preserved donor sclera (Custer & McCaffery, 2006) (15.7%) and inserted into Tenon's fascia. The four rectus muscles were then attached to the

sclera anterior to the implant, 6 mm from a central point. Closure of Tenon's fascia and the conjunctiva was achieved in two layers. The individuals were subdivided in 2 groups of 16 patients each, receiving either a 16- or 20-mm diameter orbital implant. Patients were followed-up monthly by the main researcher, and an orbital CT scan was performed at 10 months after surgery, at which point the researcher was informed of the implant diameter in each patient. A single radiologist performed all of the CT scans (Siemens Somatom Sensation 40 detectors, Washington DC, USA). Patients were placed in a supine position and instructed to look at a fixed point. A CT scanner workstation was used to make the measurements and to calculate volume (expressed in cubic millimeters). The volume calculation method was made, as follows (Regensburg *et al.*, 2008): manual outlining of the inner bony borders of the orbit in an axial plane at a slice thickness of 0.75 mm and an interval of 2.25 mm between each slice. Orbital outlining was limited by cutting off the optic nerve at the entrance of the optic canal as well as the superior and inferior orbital fissures. A soft tissue window (grayscale) setting was used to discriminate among orbital fat, bone tissue and the globe or implant. The numbers were set at -250 to +250 Hounsfield units. The entire orbital volume, including the globe or implant, all orbital soft tissues, and the pre-septal tissues (including the eyelids) were measured using a volumetric software tool. Afterwards, the number was set at -20 to -250 Hounsfield units, and fat tissue volume was obtained by selecting only orbital fat. The muscle and neurovascular tissue volumes (soft tissue volume) were obtained by subtracting the fat volume and eye or implant volumes from the total orbital volume. Linear (millimeters) and angular (grades) measurements were obtained in standardized axial and sagittal planes in both orbits, using the optical canal as a posterior landmark. In the axial plane, four measurements were made using the interzygomatic line (IZL) as a landmark (Fig.1): Anterior Linear Measure (ALM) – distance in a straight line between the eye/implant's most anterior point to the IZL; Lateral Linear Measure (LLM) – distance along the IZL between the eye/implant's most lateral point and zygomatic bone; Medial Linear Measure (MLM) - distance along the IZL between eye/implant's most medial point and the medial orbit bone, and Axial Angular Measure (AAM) - angle between two lines from the center of the optical canal to the points at which the IZL touches the medial and lateral borders of the eye/implant. In the sagittal plane, four

measurements were made using the optic canal ostium center and a straight line (SL) that passes through the eye/implant center as references (Figs.2 and 3): Antero-Posterior Linear Measure (APLM) - distance between the most anterior projection of the eye/implant and the center of the optic canal ostium center; Superior Linear Measure (SLM) – SL segment between the most superior eye/implant's border and the orbital roof; Inferior Linear Measure (ILM) - SL segment between the most inferior eye/implant's border and the orbital floor, and Sagittal Angular Measure (SAM) - angle between the two lines formed from the center of the optical canal to the points at which the SL touches the superior and inferior borders of the eye/implant. The clinical variables were Hertel exophthalmometry for normal and operated orbits without an artificial eye, taking the apex of the socket surface; and digital pachimetry of the superior, inferior, medial and lateral borders of the artificial eyes at points defined by two lines crossing the pupil at a right angle. All measurements were made in both the control and enucleated orbits. Each measurement was made twice by the same examiner and once again by a single radiologist in a blind manner. The results were then subtracted (normal minus enucleated orbit), and these values were used for statistical analysis (SPSS 20.0 for Windows; SPSS Inc., Chicago, IL). Intraclass correlation coefficients (ICC) and their 95% confidence intervals were calculated for all parameters to determine the intraobserver and interobserver variability (two-way mixed-effects model; 0 - no agreement, 1 -perfect agreement). Each measurement was analyzed by *t* test or the Mann-Whitney test and the sample size calculated (13 for each group) by G*Power 3.1.3 software (significance level=0.5 and power=0.80).

Results

The measured parameters had strong repeatability. The two sets of CT measurements obtained by the main researcher did not differ significantly from each other (Student's *t* test, $p > 0.05$), and were significantly correlated based on Pearson's or Spearman's rank correlation tests ($p < 0.05$, $r > 0.82$). Intraobserver variability was very low, with ICC values ranging from 0.956 to 1.00 ($p < 0.0001$ for all measurements). The measured parameters also had strong reproducibility. The CT measurements obtained by both the main researcher and the radiologist did not differ significantly from each other (Student's *t*-test, $p > 0.05$), and were strongly significantly correlated based on Pearson's or Spearman's rank correlation tests ($p < 0.05$, $r > 0.86$). Interobserver variability was also very low, with ICC values ranging from 0.908 to 1.00 ($p < 0.0001$). Differences in the CT measurements between the control

and enucleated orbit were smaller in the 20-mm diameter implant group, except for the FTV, STV and MLM, which did not differ between the two groups (Table 1).

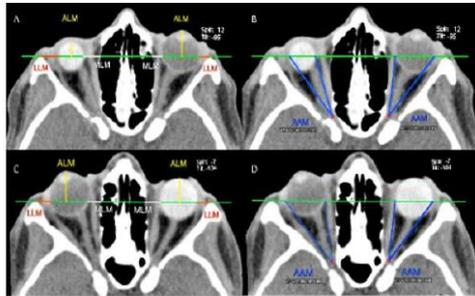


Figure 1. Axial views of measurements (A) and (B) right orbit with 16 mm-diameter implant; (C) and (D) left orbit with 20 mm-diameter implant. ALM (yellow), LLM (red), MLM (white), and AAM (blue).

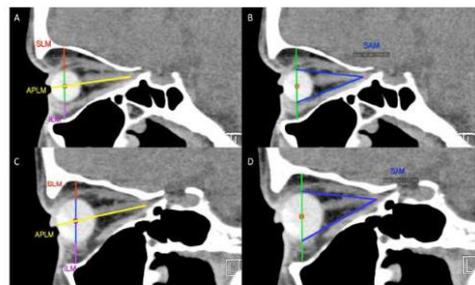


Figure 3. Sagittal views (A) and (B) orbit with 16 mm-diameter implant; (C) and (D) orbit with 20 mm-diameter implant. APLM (yellow), SLM (red), ILM (purple), and SAM (blue).

Differences in Hertel exophthalmometry between control and enucleated orbits were smaller in the 20-mm diameter group ($p < 0.0001$), whose artificial eye superior ($p = 0.013$), inferior ($p = 0.013$), and lateral ($p < 0.0001$) borders of the artificial eye were thinner. Tomographic measurements were correlated in the control group (32 normal orbits) and in each implant group. The correlations were significantly negative between the following measures: LLM and AAM; MLM and AAM; SLM and SAM; and ILM and SAM (Table 2). Hertel exophthalmometry, in control and diameter implant groups, was significantly and positively correlated with ALM and APLM (Table 3). Pachimetry of artificial eye lateral border was significantly and positively correlated (Pearson's rank correlation test) with LLM in the 16-mm implant ($p = 0.014$) and 20-mm implant ($p = 0.030$).

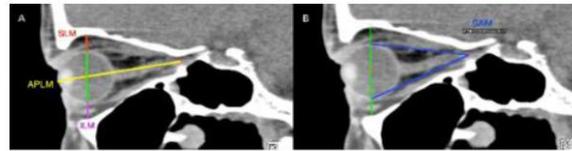


Figure 2. Sagittal views of measurements (A) and (B) control orbits. APLM (yellow), SLM (red), ILM (purple), and SAM (blue).

Table 1: Mean differences in tomographic measurements between control and enucleated orbits between groups.

| Measurements | 16-mm diameter | 20-mm diameter | p-value* |
|--------------|----------------|----------------|----------|
| | Mean ±SD | Mean±SD | |
| EOV | 4.79±1.20 | 2.61±1.26 | <0.0001 |
| FTV | -0.17±0.50 | 0.15±0.54 | 0.121 |
| STV | -0.12±0.73 | -0.39±1.08 | 0.445 |
| ALM | 0.84±0.15 | 0.61±0.17 | 0.002 |
| LLM | 0.51±0.14 | 0.12±0.10 | <0.0001 |
| MLM | 0.29±0.16 | 0.16±0.19 | 0.071 |
| AAM | 11.18±2.51 | 3.35±3.89 | <0.0001 |
| APLM | 0.79±0.15 | 0.52±0.12 | <0.0001 |
| SLM | 0.37±0.18 | 0.18±0.16 | 0.007 |
| ILM | 0.33±0.15 | 0.12±0.14 | 0.002 |
| SAM | 7.22±2.35 | 1.06±2.31 | <0.0001 |

* Student's t test; SD: standard deviation; AAM: axial angular measure, ALM: anterior linear measure, APLM: antero-posterior linear measure, EOV: entire orbital volume, FTV: fat tissue volume, ILM: inferior linear measure, LLM: lateral

Table 2: Significant correlations of tomographic measurements in control and enucleated orbits.

| Measurement | Control Orbits | | 16 mm diameter | | 20 mm diameter | |
|-------------|---------------------|---------|---------------------|---------|---------------------|---------|
| | r | p-value | r | p-value | r | p-value |
| LLM X AAM | -0.579 [†] | 0.019 | -0.697 [†] | 0.024 | -0.669 [†] | 0.003 |
| MLM X AAM | -0.684 [†] | 0.003 | -0.667 [†] | 0.005 | -0.662 [†] | 0.005 |
| SLM X SAM | -0.669 [†] | 0.005 | -0.690 [†] | 0.036 | -0.669 [†] | 0.005 |
| ILM X SAM | -0.584 [†] | 0.031 | -0.594 [†] | 0.031 | -0.525 [†] | 0.041 |

[†]: Pearson's correlation; [‡]: Spearman's correlation; AAM: axial angular measure, ILM: inferior linear measure, LLM: lateral linear measure, MLM: medial linear measure, SAM: sagittal angular measure, SLM: superior linear measure.

Table 3: Correlation between Hertel exophthalmometry with ALM and APLM.

| Measurements | Control | | 16-mm diameter | | 20-mm diameter | |
|---------------|--------------------|---------|--------------------|---------|--------------------|---------|
| | r | p-value | r | p-value | R | p-value |
| EXOPH. X ALM | 0.824 [†] | 0.0001 | 0.790 [†] | 0.0001 | 0.579 [†] | 0.019 |
| EXOPH. X APLM | 0.636 [†] | 0.037 | 0.538 [†] | 0.021 | 0.592 [†] | 0.05 |

[†]: Pearson's correlation; EXOPH.: Hertel exophthalmometry; ALM: anterior linear measure, APLM: anteroposterior linear measure.

Discussion

Direct and indirect methods of measuring orbital volume have been reported, without a consensus, especially with regard to the principles applied. The indirect method by CT is the most studied method, and the vast majority of authors seek to validate their method by comparing it to direct measurements in dry skulls orbits (Cooper, 1985; Forbes *et al.*, 1985; McGurk *et al.*, 1992; Deveci *et al.*, 2000; Koppel *et al.*, 2003; Regensburg *et al.*, 2008; Acer *et al.*, 2009). All literature regarding volume studies by CT refer to methods that use, as the anterior boundaries of the orbit, lines that connect the medial and lateral orbital rims (Charteris *et al.*, 1993; Whitehouse *et al.*, 1994; Deveci *et al.*, 2000); the frontozygomatic processes (Forbes *et al.*, 1985); or a one-dimensional plane between the superior and inferior bone borders and the frontozygomatic and nasomaxillary sutures (Mcgurk *et al.*, 1992; Regensburg *et al.*, 2008; Ji *et al.*, 2010). The results obtained by indirect and direct methods are generally concordant and range from 22 to 28 cm³, although some authors have reported a discrepancy (Forbes *et al.*, 1985; Deveci *et al.*, 2000; Furuta, 2000; Koppel *et al.*, 2003; Regensburg *et al.*, 2008; Acer *et al.*, 2009). Osaki *et al.*, taking as the anterior boundary a line connecting the medial and lateral rims in axial plane, performed CT scans and calculated orbital volume of recently exenterated orbits for comparison with the volume obtained using a direct method (same orbits filled with glass beads), and found a great disparity in the values obtained by the two methods with underestimated CT measures. Thus, they concluded that the anterior surface whose perimeter is represented at the arcus marginalis most closely approximates a hyperbolic parabola; this volume calculation is not yet possible with the current technology (Osaki *et al.*, 2013). Considering that the orbital contents surpass anterior bone boundaries, our study defined eyelids as the first tomographic image interface for volume calculation. This is more similar to the superficial anatomic shape impression, despite the fact that the inclusion of preseptal tissues, which do not belong to the orbit, lead to a more minor error than the exclusion of tissues anterior to the interzygomatic line. As expected, the mean volume of the normal orbits was 30.33 (±2.65), slightly larger than that found in other studies, once all of the orbital tissues were included. According to this model, the anterior surface image presents a

three-dimensional spatial feature, more likely resembling the anatomic configuration in clinical examination.

Lukats *et al.* performed one of the rare studies on orbital volume that scanned the anophthalmic socket, in which they also considered the interzygomatic line as the anterior boundary of the orbit. Twenty enucleated orbits received different diameter implants comprising different materials; compared to their contralateral orbits, they showed volume loss, although the impact of the implant diameter on the final volume was not reported (Lukats *et al.*, 2012). Likewise, the present study demonstrated a difference in volume between anophthalmic and normal orbits, although we focused on the impact of the implant size. There is indeed an orbital volume reduction after enucleation as compared to the contralateral orbit. Nevertheless, we verified that a 20-mm spherical implant leads to a mean difference of only 2.61 cm³ (±1.26), which is equivalent to the space needed to accommodate the artificial eye, and this value approaches the mean volume of 2.22 cm³ of artificial eyes in the present study. The mean difference was higher (4.80±1.20) in the 16-mm diameter implant group.

Orbital fat atrophy is considered to be a cause of volume reduction after enucleation (Soll, 1982; Karesh, 1988; Black *et al.*, 2012), but we found no difference in the fat volume between normal and anophthalmic orbits, or in soft tissue volume, regardless of the implant size. Therefore, the orbital volume loss after enucleation seems to be solely related to the eye removal and to the replacement implant size as confirmed by the present study and supported by previous studies (Smit *et al.*, 1990; Thaller, 1997). Consistent with our findings, Detorakis *et al.* performed a magnetic resonance imaging study in patients who had undergone enucleation, and demonstrated no difference in the soft tissue volume compared to the fellow orbit (Detorakis *et al.*, 2003). In an animal study, Kronish *et al.* demonstrated no histologic evidence of fat atrophy and suggested that the disturbance in the spatial architecture and interrelationships of the tissue components of the orbit after enucleation is the main cause of the clinical conditions of the anophthalmic socket (Kronish *et al.*, 1990). To study the tissue redistribution after enucleation with 16- or 20-mm diameter acrylic spherical implants, 8 precise and reproducible measurements were obtained to represent implant spatial position inside the orbit and compared with the same measures

made in the control orbit. The medial aspect of the orbit, in this study represented by the eye or implant distance to the medial orbital wall towards the interzygomatic line (MLM), remained unchanged even with the smaller implant (16 mm). This finding may be explained by the great stability of the medial retinaculum, which keeps the medial rectus muscle in almost a normal position, even upon eye removal (Jordan, Mawn & Anderson, 2012). On the other hand, on the lateral aspect, the distance between the eye or the implant to the lateral wall towards the interzygomatic line (LLM) was four times bigger in the 16-mm group. In the 20-mm group, the values were quite similar to those of the normal orbit. The smaller the implant, the bigger the deviation will be between the lateral rectus muscle and the lateral orbit wall. This may be partially explained by the inherent fragility of the lateral retinaculum (Jordan, Mawn & Anderson, 2012) and by the muscle pulling towards the orbital axis placed 22° from the lateral wall (Duke-Elder, 1961). The fact that the artificial eye has the same thickness in its medial border in both groups, but is much thicker in its lateral border in the 16-mm group can be explained by the aforementioned measures. The relationship between the eye or the implant with the orbital roof (SLM) resulted in a difference twice as big in the 16-mm implant group than in the normal orbit, although there is always a superior complex muscle descent, even if a larger implant is used. As for the orbital floor (ILM), the difference was three times greater in the 16-mm group while the values in the 20-mm group were quite similar to the control orbits. The angular measurements may be considered alternative measures to estimate those anatomic relationships, the AAM was four times and SAM was seven times larger in the 16-mm group than in the 20-mm group. The angular and linear measurements obtained to investigate the eye or the implant position in relation to the bony walls were negatively correlated. Both measurement types indicated that the anatomic relationships are best preserved with the use of a 20-mm implant. The eye or implant anterior projection was calculated by two linear measurements in relation to the interzygomatic line (ALM) and to the optic canal center (APLM), which were similar to the fellow eye in the 20-mm diameter implant group. Similarly, differences in Hertel exophthalmometry between control and enucleated orbits were smaller in the 20-mm diameter group. Hauck *et al.* (Hauck, Tao & Burgett,

2010) compared the distance measured from the cornea apex to the interzygomatic line by CT scan in the axial plane with Hertel exophthalmometry, and found good correlation between the methods. In the present study, ALM and APLM were determined in the control and operated orbits using the most anterior eye and implant projections, which correlated well with Hertel exophthalmometry, and were also used for the first time as tomography exophthalmometry in the anophthalmic socket.

Conclusion

The proposed method of measuring volumetric and anatomic relations is simple, reproducible and precise. The volumetric and anatomic measurements in the 20-mm implant group were closer to those of the control subjects than the 16-mm implant group. This finding indicates that the implant diameter not only defines the volume replacement after enucleation, but also determines the redistribution pattern of the soft tissues. The clinical correlations demonstrated that the 20-mm implant leads to less enophthalmos and thinner artificial eye borders. Based on our findings in this study we strongly suggest the use of a 20-mm diameter implant following eye enucleation.

References

Acer N et al. (2009): Stereological estimation of the orbital volume: a criterion standard study. *J Craniofac Surg* 20: 921-5.

Alexander J et al. (1961): The determination of orbital volume. *Can J Ophthalmol* 24: 105-111.

Black EH et al. (2012) Eds. Smith and Nesi's Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery. New York: Springer.

Charteris DG et al. (1993): Orbital volume measurement in the management of pure blowout fractures of the orbital floor. *Br J Ophthalmol* 77: 100-2.

Cooper. WC (1985): 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.

Custer PL & McCaffery S (2006): Complications of sclera-covered enucleation implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 22: 269-73.

Custer PL & Trinkaus KM (1999): Volumetric determination of enucleation implant size. *Am J Ophthalmol* 128: 489-94.

Detorakis ET et al. (2003): Functional anatomy of the anophthalmic socket: insights from magnetic resonance imaging. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 44: 4307-13, Oct

Deveci M. et al. (2000): Measurement of orbital volume by a 3-dimensional software program: an experimental study. *J Oral Maxillofac Surg* 58: 645-8.

Duke-elder S (1961): System of Ophthalmology. Vol. 2 The Anatomy of the Visual System. London: Kimpton.

Duong MH et al. (2001): Enucleation with on-the-table evisceration. Is it a good technique? *J Fr Ophthalmol* 24: 836-41.

Forbes G et al. (1985): Volume measurements of normal orbital structures by computed tomographic analysis. *AJR Am J Roentgenol* 145: 149-54

Furuta M (2000): Measurement of orbital volume by computed tomography--especially on the growth of orbit. *Nihon Ganka Gakkai Zasshi* 104: 724-30.

Hauck MJ, TAO JP & BURGETT RA (2010): Computed tomography exophthalmometry. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 22: 1-4.

Ji Y et al. (2010): Quantitative morphometry of the orbit in Chinese adults based on a three-dimensional reconstruction method. *J Anat* 217: 501-6.

Jordan DR, Mawn L & Anderson RL (2012): Surgical Anatomy of the Ocular Adnexa: A Clinical Approach. 2nd. New York: Oxford University Press.

Kaltreider SA, Jacobs JL & Hughes MO (1999): Predicting the ideal implant size before enucleation. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 15: 37-43.

Kaltreider SA & Lucarelli MJ (2002): A simple algorithm for selection of implant size for enucleation and evisceration: a prospective study. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 18: 336-41.

Karesh J (1988): The evaluation and management of problems associated with anophthalmos. *Semin. Ophthalmol* 3: 34 - 63.

Kennedy RE (1973): Growth retardation and volume determinations of the anophthalmic orbit. *Am J Ophthalmol* 76: 294-302.

Kennedy RE (1964): The effect of early enucleation on the orbit in animals and humans. *Trans Am Ophthalmol Soc* 62: 459-510.

Koppel DA et al. (2003): The reliability of "Analyze" software in measuring orbital volume utilizing CT-derived data. *J Craniomaxillofac Surg* 31: 88-91.

Kronish JW et al. (1990): The pathophysiology of the anophthalmic socket. Part II. Analysis of orbital fat. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 6: 88-95.

Kwon J, Barrera JE & Most SP (2010): Comparative computation of orbital volume from axial and coronal CT using three-dimensional image analysis. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 26: 26-9.

Lukats O et al. (2010): Measurement of orbital volume after enucleation and orbital implantation. *PLoS One* 7: e50333

MCgurk M et al. (1992): Orbital volume measured by a low-dose CT scanning technique. *Dentomaxillofac Radiol* 21: 70-2.

Osaki, T. H. et al. (2013): Comparison of methodologies in volumetric orbitometry. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 29: 431-6.

P'an TH (1933): Measurement of the Chinese Orbit. *J Anat* 67: 596-8.

Regensburg NI et al. (2008): A new and validated CT-based method for the calculation of orbital soft tissue volumes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 49: 1758-62.

Rose GE, Sigurdsson H & Collin R (1990): The volume-deficient orbit: clinical characteristics, surgical management, and results after extraperiorbital implantation of Silastic block. *Br J Ophthalmol* 74: 545-50.

Smit TJ et al. (1990): Computed tomography in the assessment of the postenucleation socket syndrome. *Ophthalmology* 97: 1347-51.

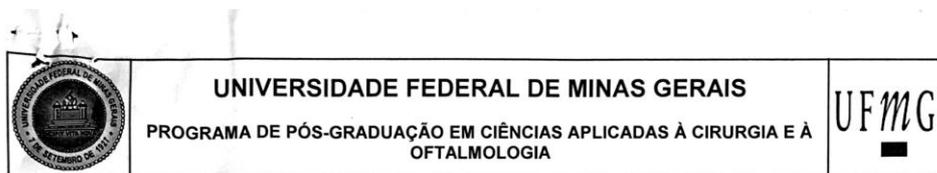
Soares, EJC (1991): Treatment of the anophthalmic cavities. *Orbit* 49: 77-88.

Soll, DB (1982): The anophthalmic socket. *Ophthalmology* 89: 407-23.

Thaller, VT (1997): Enucleation volume measurement. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 13: 18-20.

Whitehouse, RW et al. (1994): Prediction of enophthalmos by computed tomography after 'blow out' orbital fracture. *Br J Ophthalmol* 78: 618-20.

ANEXO VI - DECLARAÇÃO DE APROVAÇÃO



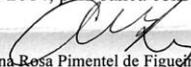
FOLHA DE APROVAÇÃO

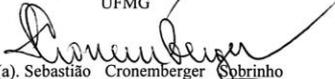
ESTUDO DA RECONSTRUÇÃO DE ÓRBITAS ENUCLEADAS COM DOIS TAMANHOS DE IMPLANTES ESFÉRICOS EM COMPARAÇÃO COM A ÓRBITA NORMAL - NOVO MODELO DE MEDIDAS TOMOGRÁFICAS E DE CORRELAÇÃO CLÍNICA.

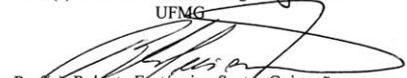
RODRIGO FERREIRA DE ALMEIDA

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS APLICADAS À CIRURGIA E À OFTALMOLOGIA.

Aprovada em 12 de dezembro de 2014, pela banca constituída pelos membros:


Prof(a). Ana Rosa Pimentel de Figueiredo - Orientador
UFMG


Prof(a). Sebastião Cronemberger Sobrinho
UFMG


Prof(a). Roberto Eustáquio Santos Guimarães
UFMG


Prof(a). Silvana Artioli Schellini
UNESP


Prof(a). Guilherme Herzog Neto
UFF

Belo Horizonte, 12 de dezembro de 2014.

REFERÊNCIAS

1. Kennedy RE. The effect of early enucleation on the orbit in animals and humans. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 1964;(62):459-510.
2. Soares E.J.C. Treatment of the anophthalmic cavities. *Orbit.* 1991;49(3):77-88.
3. Tyers AG, Collin JR. Orbital implants and post enucleation socket syndrome. *Trans Ophthalmol Soc U K.* 1982;102 (Pt 1):90-2.
4. Deveci M, Oztürk S, Sengezer M, Pabuşcu Y. Measurement of orbital volume by a 3-dimensional software program: an experimental study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58(6):645-8.
5. Furuta M. [Measurement of orbital volume by computed tomography--especially on the growth of orbit]. *Nihon Ganka Gakkai Zasshi.* 2000;104(10):724-30.
6. Regensburg NI, Kok PH, Zonneveld FW, Baldeschi L, Saeed P, Wiersinga WM, et al. A new and validated CT-based method for the calculation of orbital soft tissue volumes. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2008;49(5):1758-62.
7. Kwon J, Barrera JE, Most SP. Comparative computation of orbital volume from axial and coronal CT using three-dimensional image analysis. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2010;26(1):26-9.
8. Rose GE, Sigurdsson H, Collin R. The volume-deficient orbit: clinical characteristics, surgical management, and results after extraperiorbital implantation of Silastic block. *Br J Ophthalmol.* 1990;74(9):545-50.
9. Osaki TH, de Castro DK, Yabumoto C, Mingkwansook V, Ting E, Nallasamy N, et al. Comparison of methodologies in volumetric orbitometry. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2013;29(6):431-6.
10. Smit TJ, Koornneef L, Zonneveld FW, Groet E, Otto AJ. Computed tomography in the assessment of the postenucleation socket syndrome. *Ophthalmology.* 1990;97(10):1347-51.
11. Lukats O, Vízkelety T, Markella Z, Maka E, Kiss M, Dobai A, et al. Measurement of orbital volume after enucleation and orbital implantation. *PLoS One.* 2012;7(12):e50333.
12. Kaltreider SA, Lucarelli MJ. A simple algorithm for selection of implant size for enucleation and evisceration: a prospective study. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2002;18(5):336-41.

13. Smit TJ, Koornneef L, Groet E, Zonneveld FW, Otto AJ. Prosthesis motility with and without intraorbital implants in the anophthalmic socket. *Br J Ophthalmol.* 1991;75(11):667-70.
14. Goiato MC, dos Santos DM, Bannwart LC, Moreno A, Pesqueira AA, Haddad MF, et al. Psychosocial impact on anophthalmic patients wearing ocular prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(1):113-9.
15. CULLER AM. Orbital implants after enucleation; basic principles of anatomy and physiology of the orbit and relation to implant surgery. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1952;56(1):17-20.
16. CULLER AM. Enucleation and cosmetic rehabilitation; criteria for evaluation of current procedures. *AMA Arch Ophthalmol.* 1951;45(4):445-57.
17. Soares EJC et al. *Cirurgia Plástica Ocular.* São Paulo: Rocca, 1997.
18. Vistnes LM. Mechanism of upper lid ptosis in the anophthalmic orbit. *Plast Reconstr Surg.* 1976;58(5):539-45.
19. Sergott TJ, Vistnes LM. Correction of enophthalmos and superior sulcus depression in the anophthalmic orbit: a long-term follow-up. *Plast Reconstr Surg.* 1987;79(3):331-8.
20. Hornblass A, Biesman BS, Eviatar JA. Current techniques of enucleation: a survey of 5,439 intraorbital implants and a review of the literature. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1995;11(2):77-86.
21. Shah CT, Hughes MO, Kirzhner M. Anophthalmic Syndrome: A Review of Management. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2014;30(5):361-365.
22. Kronish JW, Gonnering RS, Dortzbach RK, Rankin JH, Reid DL, Phernetton TM. The pathophysiology of the anophthalmic socket. Part I. Analysis of orbital blood flow. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1990;6(2):77-87.
23. Kronish JW, Gonnering RS, Dortzbach RK, Rankin JH, Reid DL, Phernetton TM, et al. The pathophysiology of the anophthalmic socket. Part II. Analysis of orbital fat. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1990;6(2):88-95.
24. Soll DB. The anophthalmic socket. *Ophthalmology.* 1982;89(5):407-23.
25. Willis J, Weyland S, McRobbie I. Orbital anatomy for rehabilitation: the ocularist's point of view. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg.* 1990;8:58-68.
26. Kaltreider SA, Wallow IH, Gonnering RS, Dortzbach RK. The anatomy and histology of the anophthalmic socket--is the myofibroblast present? *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1987;3(4):207-30.
27. Kaltreider SA. The myofibroblast and the anophthalmic socket. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg.* 1992;9:93-6.

28. Bosniak SL. Reconstruction of the anophthalmic socket: state of the art. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg.* 1987;7:313-48.
29. Anderson RL, Thiese SM, Nerad JA, Jordan DR, Tse D, Allen L. The universal orbital implant: indications and methods. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg.* 1990;8:88-99.
30. Perman KI, Baylis HI. Evisceration, enucleation, and exenteration. *Otolaryngol Clin North Am.* 1988;21(1):171-82.
31. Georgescu D, Vagefi MR, Yang CC, McCann J, Anderson RL. Evisceration with equatorial sclerotomy for phthisis bulbi and microphthalmos. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2010;26(3):165-7.
32. Sales-Sanz M, Sanz-Lopez A. Four-petal evisceration: a new technique. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2007;23(5):389-92.
33. Massry GG, Holds JB. Evisceration with scleral modification. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2001;17(1):42-7.
34. Bilyk JR. Enucleation, evisceration, and sympathetic ophthalmia. *Curr Opin Ophthalmol.* 2000;11(5):372-86.
35. du Toit N, Motala MI, Richards J, Murray AD, Maitra S. The risk of sympathetic ophthalmia following evisceration for penetrating eye injuries at Groote Schuur Hospital. *Br J Ophthalmol.* 2008;92(1):61-3.
36. Smith and Nesi's ophthalmic plastic and reconstructive surgery. New York: Springer; 2011.
37. Mules PH. Evisceration of the globe with artificial vitreous. 1884-1895. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg.* 1990;8:69-72.
38. Frost WA. What is the Best Method of Dealing with a Lost Eye? *Br Med J.* 1887;1(1378):1153-4.
39. Lang W. On the insertion of an artificial globe on Tenon's capsule after excising the eye.: *Trans. Ophthalmic Sfec. U. Kingdom;* 1887.
40. Soll DB. Enucleation surgery. A new technique. *Arch Ophthalmol.* 1972;87(2):196-7.
41. Allen L. The argument against imbricating the rectus muscles over spherical orbital implants after enucleation. *Ophthalmology.* 1983;90(9):1116-20.
42. Dortzbach RK, Woog JJ. Choice of procedure. Enucleation, evisceration, or prosthetic fitting over globes. *Ophthalmology.* 1985;92(9):1249-55.
43. Günalp I, Gündüz K, Ozkan M. Causes of enucleation: a clinicopathological study. *Eur J Ophthalmol.* 1997;7(3):223-8.

44. Yousuf SJ, Jones LS, Kidwell ED. Enucleation and evisceration: 20 years of experience. *Orbit*. 2012;31(4):211-5.
45. Custer PL, Trinkaus KM. Volumetric determination of enucleation implant size. *Am J Ophthalmol*. 1999;128(4):489-94.
46. Thaller VT. Enucleation volume measurement. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 1997;13(1):18-20.
47. Kaltreider SA. The ideal ocular prosthesis: analysis of prosthetic volume. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 2000;16(5):388-92.
48. Jordan DR. Anophthalmic Orbital Implants. *Ophthalmol Clin North Am*; 2000; 13(4):587-608.
49. Tyers AG, Collin JR. Baseball orbital implants: a review of 39 patients. *Br J Ophthalmol*. 1985;69(6):438-42.
50. den Tonkelaar I, Henkes HE, van Leersum GK. Herman Snellen (1834-1908) and Müller's 'reform-auge'. A short history of the artificial eye. *Doc Ophthalmol*. 1991;77(4):349-54.
51. Fan JT, Robertson DM. Long-term follow-up of the Allen implant. 1967 to 1991. *Ophthalmology*. 1995;102(3):510-6.
52. Nunery WR, Cepela MA, Heinz GW, Zale D, Martin RT. Extrusion rate of silicone spherical anophthalmic socket implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 1993;9(2):90-5.
53. Custer PL, Kennedy RH, Woog JJ, Kaltreider SA, Meyer DR. Orbital implants in enucleation surgery: a report by the American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology*. 2003;110(10):2054-61.
54. Perry AC. Integrated orbital implants. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg*. 1990;8:75-81.
55. Karesh JW, Dresner SC. High-density porous polyethylene (Medpor) as a successful anophthalmic socket implant. *Ophthalmology*. 1994;101(10):1688-95.
56. Jordan DR, Gilberg S, Mawn LA. The bioceramic orbital implant: experience with 107 implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg*. 2003;19(2):128-35.
57. Chalasani R, Poole-Warren L, Conway RM, Ben-Nissan B. Porous orbital implants in enucleation: a systematic review. *Surv Ophthalmol*. 2007;52(2):145-55.
58. França VP, Figueiredo AR, Vasconcelos AC, Oréfice RL. [Experimental comparative study of bioactive composite with polymeric matrix for applications to oculoplastic surgery for tissue replacement]. *Arq Bras Oftalmol*. 2005;68(4):425-31.

59. Turrer CL, Figueiredo AR, Oréfice RL, Maciel PE, Silveira ME, Gonçalves SeP, et al. [Bioceramic and polymeric bioactive composite implants in orbit zygomatic complex reconstruction: a new prospect for biomaterials]. *Arq Bras Oftalmol.* 2008;71(2):153-61.
60. Kalwerisky K, Mihora L, Czyz CN, Foster JA, Holck DE. Rate of vascularization and exposure of silicone-capped porous polyethylene spherical implants: an animal model. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2013;29(5):350-6.
61. Jung SK, Cho WK, Paik JS, Yang SW. Long-term surgical outcomes of porous polyethylene orbital implants: a review of 314 cases. *Br J Ophthalmol.* 2011;96(4):494-8.
62. Su GW, Yen MT. Current trends in managing the anophthalmic socket after primary enucleation and evisceration. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2004;20(4):274-80.
63. Viswanathan P, Sagoo MS, Olver JM. UK national survey of enucleation, evisceration and orbital implant trends. *Br J Ophthalmol.* 2007;91(5):616-9.
64. Shoamanesh A, Pang NK, Oestreicher JH. Complications of orbital implants: a review of 542 patients who have undergone orbital implantation and 275 subsequent PEG placements. *Orbit.* 2007;26(3):173-82.
65. Karslıoğlu S, Buttanrı IB, Fazıl K, Serin D, Akbaba M. Long-term outcomes of pegged and unpegged bioceramic orbital implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2012;28(4):264-7.
66. Custer PL, Trinkaus KM, Fornoff J. Comparative motility of hydroxyapatite and alloplastic enucleation implants. *Ophthalmology.* 1999;106(3):513-6.
67. Colen TP, Paridaens DA, Lemij HG, Mourits MP, van Den Bosch WA. Comparison of artificial eye amplitudes with acrylic and hydroxyapatite spherical enucleation implants. *Ophthalmology.* 2000;107(10):1889-94.
68. Custer PL, Kennedy RH, Woog JJ, Kaltreider SA, Meyer DR. Orbital implants in enucleation surgery: a report by the American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology.* 2003;110(10):2054-61.
69. Custer PL. Enucleation: past, present, and future. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2000;16(5):316-21.
70. Groth MJ, Bhatnagar A, Clearihue WJ, Goldberg RA, Douglas RS. Long-term efficacy of biomodeled polymethyl methacrylate implants for orbitofacial defects. *Arch Facial Plast Surg.* 2006;8(6):381-9.
71. Frazer RQ, Byron RT, Osborne PB, West KP. PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants.* 2005;15(6):629-39.

72. Li T, Shen J, Duffy MT. Exposure rates of wrapped and unwrapped orbital implants following enucleation. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2001;17(6):431-5.
73. Trichopoulos N, Augsburger JJ. Enucleation with unwrapped porous and nonporous orbital implants: a 15-year experience. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2005;21(5):331-6.
74. Gayre GS, Debacker C, Lipham W, Tawfik HA, Holck D, Dutton JJ. Bovine pericardium as a wrapping for orbital implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2001;17(5):381-7.
75. Jordan DR, Klapper SR, Gilberg SM. The use of vicryl mesh in 200 porous orbital implants: a technique with few exposures. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2003;19(1):53-61.
76. Frueh BR, Felker GV. Baseball implant. A method of secondary insertion of an intraorbital implant. *Arch Ophthalmol.* 1976;94(3):429-30.
77. Helveston EM, Young LL. Human scleral patch for repair of exposed or extruded orbital implants. *Surg Forum.* 1968;19:490-2.
78. Soll DB. Donor sclera in enucleation surgery. *Arch Ophthalmol.* 1974;92(6):494-5.
79. Custer PL, McCaffery S. Complications of sclera-covered enucleation implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2006;22(4):269-73.
80. Busch MP, Kleinman SH, Nemo GJ. Current and emerging infectious risks of blood transfusions. *JAMA.* 2003;289(8):959-62.
81. Duong MH, Barraco P, Schapiro D, Ben Ayed H, Morax S. [Enucleation with on-the-table evisceration. Is it a good technique?]. *J Fr Ophtalmol.* 2001;24(8):836-41.
82. Yoon JS, Lew H, Kook KH, Lee SY. The use of autogenous sclera as wrapping material in hydroxyapatite implantation. *Ophthalmologica.* 2009;223(1):7-11.
83. Ainbinder DJ, Haik BG, Mazzoli RA. Anophthalmic socket and orbital implants. Role of CT and MR imaging. *Radiol Clin North Am.* 1998;36(6):1133-47.
84. Forbes G, Gorman CA, Gehring D, Baker HL. Computer analysis of orbital fat and muscle volumes in Graves ophthalmopathy. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1983;4(3):737-40.
85. Abujamra S MP, Abucham J. Radiovolumetria da órbita. *Arq Bras Oftal.* 1983;46:11-4.
86. JCC A, JE A, JC H, G W. The determination of orbital volume. *Can J Ophthalmol.* 1961(24):105-11.

87. Gonçalves AC, Silva LN, Gebrim EM, Matayoshi S, Monteiro ML. Predicting dysthyroid optic neuropathy using computed tomography volumetric analyses of orbital structures. *Clinics (Sao Paulo)*. 2012;67(8):891-6.
88. Whitehouse RW, Batterbury M, Jackson A, Noble JL. Prediction of enophthalmos by computed tomography after 'blow out' orbital fracture. *Br J Ophthalmol*. 1994;78(8):618-20.
89. Bijlsma WR, Mourits MP. Radiologic measurement of extraocular muscle volumes in patients with Graves' orbitopathy: a review and guideline. *Orbit*. 2006;25(2):83-91.
90. Forbes G, Gorman CA, Brennan MD, Gehring DG, Ilstrup DM, Earnest F. Ophthalmopathy of Graves' disease: computerized volume measurements of the orbital fat and muscle. *AJNR Am J Neuroradiol*. 1986;7(4):651-6.
91. Ji Y, Qian Z, Dong Y, Zhou H, Fan X. Quantitative morphometry of the orbit in Chinese adults based on a three-dimensional reconstruction method. *J Anat*. 2010;217(5):501-6.
92. Forbes G, Gehring DG, Gorman CA, Brennan MD, Jackson IT. Volume measurements of normal orbital structures by computed tomographic analysis. *AJR Am J Roentgenol*. 1985;145(1):149-54.
93. Cooper WC. 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*. 1985;83:546-609.
94. Acer N, Sahin B, Ergür H, Basaloglu H, Ceri NG. Stereological estimation of the orbital volume: a criterion standard study. *J Craniofac Surg*. 2009;20(3):921-5.
95. McGurk M, Whitehouse RW, Taylor PM, Swinson B. Orbital volume measured by a low-dose CT scanning technique. *Dentomaxillofac Radiol*. 1992;21(2):70-2.
96. Koppel DA, Foy RH, McCaul JA, Logan J, Hadley DM, Ayoub A. The reliability of "Analyze" software in measuring orbital volume utilizing CT-derived data. *J Craniomaxillofac Surg*. 2003;31(2):88-91.
97. Perry M, Banks P, Richards R, Friedman EP, Shaw P. The use of computer-generated three-dimensional models in orbital reconstruction. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1998;36(4):275-84.
98. Tian S, Nishida Y, Isberg B, Lennerstrand G. MRI measurements of normal extraocular muscles and other orbital structures. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2000;238(5):393-404.
99. Kono R, Clark RA, Demer JL. Active pulleys: magnetic resonance imaging of rectus muscle paths in tertiary gazes. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2002;43(7):2179-88.

100. De Potter P, Duprez T, Cosnard G. Postcontrast magnetic resonance imaging assessment of porous polyethylene orbital implant (Medpor). *Ophthalmology*. 2000;107(9):1656-60.
101. Detorakis ET, Engstrom RE, Straatsma BR, Demer JL. Functional anatomy of the anophthalmic socket: insights from magnetic resonance imaging. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2003;44(10):4307-13.
102. Danz W. Ancient and contemporary history of artificial eyes. *Adv Ophthalmic Plast Reconstr Surg*. 1990;8:1-10.
103. Cevik P, Dilber E, Eraslan O. Different techniques in fabrication of ocular prosthesis. *J Craniofac Surg*. 2012;23(6):1779-81.
104. Jordan DR, Mawn L, Anderson RL. *Surgical anatomy of the ocular adnexa: a clinical approach*. 2nd ed. New York: Oxford University Press, 2012.
105. Dutton J.J. *Radiology of the Orbit and Visual Pathways*. London: Saunders Elsevier Inc., 2010.
106. Lange O, Lange R. [Method for calculating volume and surface of spheroid-shaped nuclear material of variable diametric relationships on the basis of spherical shapes]. *Gegenbaurs Morphol Jahrb*. 1981;127(1):82-8.
107. Epker J. Psychometric methods for measuring pain. *Clin Neuropsychol*. 2013;27(1):30-48.
108. Raizada K, Shome D, Honavar SG. New measurement device and technique for assessing implant and prosthetic motility. *Ophthalm Plast Reconstr Surg*. 2007;23(1):59-60.
109. Madi JL PD, Rode R. Etiologia das lesões oculares. *Rev Fac Franc*. 1983;1:53-71.
110. Portellinha WM BJR, Cai S, Novo N. Estudo clínico-microbiológico citológico e de função lacrimal em pacientes com cavidade anoftálmica e uso de prótese ocular de acrílico. *Arq Bras Oftalmol*. 1984;47:159-63.
111. Mattos BSC CJ. Prevalência das perdas do globo ocular. Estudo da variável e de suas correlações com a etiologia, sexo e cirurgia oftalmológica. *Rev Fac Odont*. 1989:246-52.
112. Rode R VM, Rode SM. Etiologia da perda do globo ocular, parcial ou total, que leva à indicação de prótese. *Rev ABO NAC*. 1997:362-5.
113. Côas VR, Neves AC, Rode SeM. Evaluation of the etiology of ocular globe atrophy or loss. *Braz Dent J*. 2005;16(3):243-6.
114. Setlur VJ, Parikh JG, Rao NA. Changing causes of enucleation over the past 60 years. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2010;248(4):593-7.

115. Merbs SL. Management of a blind painful eye. *Ophthalmol Clin North Am.* 2006;19(2):287-92.
116. Rasmussen ML, Prause JU, Toft PB. Phantom pain after eye amputation. *Acta Ophthalmol.* 2011;89(1):10-6.
117. Rasmussen ML. The eye amputated - consequences of eye amputation with emphasis on clinical aspects, phantom eye syndrome and quality of life. *Acta Ophthalmol.* 2010;88 Thesis 2:1-26.
118. Matsuura M, Ando F, Sahashi K, Torii Y, Hirose H. [The effect of stellate ganglion block on prolonged post-operative ocular pain]. *Nihon Ganka Gakkai Zasshi.* 2003;107(10):607-12.
119. Kaltreider SA, Newman SA. Prevention and management of complications associated with the hydroxyapatite implant. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1996;12(1):18-31.
120. Schellini SA, Ichida FK, Padovani CR. [Anophthalmic cavity and implant extrusion]. *Arq Bras Oftalmol.* 2007;70(5):752-5.
121. Custer PL, Trinkaus KM. Porous implant exposure: Incidence, management, and morbidity. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 2007;23(1):1-7.
122. P'an TH. Measurement of the Chinese Orbit. *J Anat.* 1933;67(Pt 4):596-8.
123. Sarnat BG. The imprint method to determine orbital volume in the rabbit. *Ophthalmologica.* 1970;160(3):142-51.
124. S. A. Assimetrias Orbitárias. *Arq Bras Oftal.* 1976;36:1-51.
125. Rhodes ML, Glenn WV, Azaawi YM. Extracting oblique planes from serial CT sections. *J Comput Assist Tomogr.* 1980;4(5):649-57.
126. Charteris DG, Chan CH, Whitehouse RW, Noble JL. Orbital volume measurement in the management of pure blowout fractures of the orbital floor. *Br J Ophthalmol.* 1993;77(2):100-2.
127. Hauck MJ, Tao JP, Burgett RA. Computed Tomography Exophthalmometry. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging.* 2010:1-4.
128. Kaltreider SA, Jacobs JL, Hughes MO. Predicting the ideal implant size before enucleation. *Ophthal Plast Reconstr Surg.* 1999;15(1):37-43.
129. Lucci LM, Höfling-Lima AL, Erwenne CM, Toledo Cassano EM. Artificial eye amplitudes and characteristics in enucleated socket with porous polyethylene spherical and quad-motility implant. *Arq Bras Oftalmol.* 2007;70(5):831-8.

130. Shome D, Honavar SG, Raizada K, Raizada D. Implant and prosthesis movement after enucleation: a randomized controlled trial. *Ophthalmology*. 2010;117(8):1638-44.