

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE MEDICINA
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE**

**COMPARAÇÃO DA EFICÁCIA DAS LENTES
INTRAOCULARES RESTOR ESFÉRICA – SN60D3 – E
RESTOR ASFÉRICA – SN6AD3**

FRANCISCO PORFÍRIO NETO JUNIOR

Brasília
2009

FRANCISCO PORFÍRIO NETO JUNIOR

**COMPARAÇÃO DA EFICÁCIA DAS LENTES
INTRAOCULARES RESTOR ESFÉRICA – SN60D3 –
E RESTOR ASFÉRICA – SN6AD3**

Dissertação apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde, área de concentração em Oftalmologia.

Orientador: Prof. Dr. Procópio Miguel dos Santos

Brasília
2009

Porfírio Neto Júnior, Francisco. Comparação da eficácia das lentes intraoculares Restor Esférica – SN60D3 – e Restor Asférica – SN6AD3 / Francisco Porfírio Neto Júnior. Brasília, 2009.

95 p. 210 x 297 (FCS/UnB, Mestrado, Oftalmologia, 2009).

Tese de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Ciências da Saúde.

1. Comparação 2. Eficácia. 3. Restor Esférica e Restor Asférica

I. FCS/UnB

II Título (série)

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

Termo de Aprovação

FRANCISCO PORFÍRIO NETO JUNIOR

**COMPARAÇÃO DA EFICÁCIA DAS LENTES
INTRAOCULARES RESTOR ESFÉRICA – SN60D3 – E
RESTOR ASFÉRICA – SN6AD3**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde , área de concentração em Oftalmologia, do curso de Pós-Graduação da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Dr. Procópio Miguel dos Santos – orientador
UnB

Prof^a. Dr^a. Regina Cândido Ribeiro dos Santos – examinadora
UnB

Prof. Dr. Eduardo Sone Soriano - examinador
Unifesp - EPM

Prof. Dr. Arnaud Araújo Filho – examinador
Unifesp - EPM

DEDICATÓRIA

À minha mãe, Elza, e ao meu pai, Francisco (*in memoriam*), pela educação, carinho e amor que sempre me deram. Ao orgulho que tenho dos meus pais, pessoas brilhantes e corretas que lutaram muito por um mundo melhor.

À minha companheira, Luciana, mulher de coragem, lutadora, amiga e a responsável por mais uma vitória de minha vida, sempre me dando muita força e amor.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Procópio Miguel dos Santos, meu orientador, que muito me ajudou na conclusão deste trabalho, a quem considero meu segundo pai e responsável principal pelas oportunidades profissionais que tive até hoje.

Ao Prof. Dr. Eduardo Sone Soriano, amigo, e por quem alimento uma admiração enorme, não somente pela inteligência e competência profissionais, mas principalmente à grande habilidade cirúrgica aliada ao talento nato de ser médico, porque nasceu com o dom do humanismo e da humildade.

À Prof^a. Dra. Regina Cândido Ribeiro dos Santos, minha segunda mãe, cuja capacidade de trabalho sempre admirei e procurei me espelhar. Além disso, uma médica, professora e pesquisadora muito competente. Um grande exemplo de que a competência e a inteligência podem andar juntos com a humildade, a bondade e a ternura.

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Bezerra Thomas pela oportunidade que me deu de concluir esta tese de mestrado, pela brilhante coordenação do programa de pós-graduação da FCS - UnB - e pelo entusiasmo que tem pela pesquisa, exemplo que vou levar para toda a minha vida.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília pela oportunidade de realização do mestrado.

À Prof^a. Dr^a. Maria Clotilde Henrique Tavares pelos conhecimentos em Metodologia Científica, pelo exemplo de pesquisadora e por vários momentos de ensino e estudo após o expediente, que pelo amor pela pesquisa, tornou possível o aprendizado após um dia inteiro de árduo trabalho.

Aos professores da banca examinadora pela aceitação do convite e pelo compartilhamento dos conhecimentos.

À Prof^a. Dr^a. Maria Regina Catai Chalita pela realização e análise dos exames de aberrometria dos pacientes. Médica e pesquisadora reconhecida no mundo inteiro pela competência e conhecimentos em cirurgia refrativa personalizada. Exemplo de que o Brasil pode ter pesquisadores de renome internacional.

Ao Prof. Dr. Arnaud Araújo Filho pela aceitação do convite para fazer parte de minha banca examinadora nesta tese, e pelos seus ensinamentos que adquiri ao ler a sua excelente tese de doutorado (escolhida a melhor tese de doutorado em 2007 na UNIFESP - EPM).

Ao Prof. Dr. Edson Mori, um dos grandes amigos que fiz durante a minha formação na Universidade Federal de São Paulo - UNIFESP - pelos ensinamentos em cirurgia de catarata e pela confiança em minhas habilidades cirúrgicas.

À Prof^a. Adriana Silva por sua inestimável contribuição na análise estatística dos dados desta pesquisa.

Ao Prof. Sandro Vieira por sua importante contribuição na formatação e revisão gramatical desta tese.

Aos meus irmãos: Leonardo, Patrícia e Renata, e minhas sobrinhas: Anna Victória, Ana Gabriela e Maria Luiza pela compreensão nas minhas ausências e pelo amor que sempre compartilhamos juntos.

Aos meus colegas de trabalho que, por mais uma vez, acreditaram em mim e me apoiaram nos momentos difíceis.

No que diz respeito ao empenho, ao compromisso, ao esforço, à dedicação, não existe meio termo: ou você faz uma coisa bem feita ou não faz! (AYRTON SENNA)

RESUMO

Objetivos: comparar a eficácia visual para longe, perto e intermediário com e sem correção das lentes intraoculares multifocais difrativas apodizadas Restor Asférica - SN6AD3 - e Restor Esférica - SN60D3 -, além de avaliar a performance visual destas lentes por meio do exame de aberrometria.

Metodologia Científica: 68 olhos foram submetidos à facoemulsificação com implante de lente intraocular multifocal Restor Asférica e Restor Esférica. No 3º mês de pós-operatório, foram avaliadas, em condições fotópicas (85 cd/m²), as acuidades visuais, com e sem correção, para longe (6 metros), perto (33 cm) e intermediário (60 cm). Todos os pacientes foram submetidos ao exame de aberrometria e comparados os resultados por meio de testes estatísticos paramétricos e não-paramétricos (teste de *Kruskal-Wallis* e teste *t-Student*).

Resultados: Os pacientes analisados (72,23% femininos) tinham idade média de 70 anos, variando de 58 a 79 anos. A dioptria das lentes intraoculares multifocais implantadas nos pacientes deste estudo apresentou-se dentro dos valores mais comuns, onde 83,8% dos pacientes usaram lentes intraoculares com medidas entre 20 e 24 dioptrias, com uma média de 21,4 e com desvio padrão de $\pm 2,1$. A medida da acuidade visual média dos pacientes com lente Restor Asférica foi pior na distância intermediária, onde a Acuidade Visual foi, aproximadamente, de 20/32 (J4) com e sem correção. Para perto e longe, a AV das lentes esféricas ficou em torno de 20/20 com correção. Os pacientes com lente Restor Esférica também apresentaram acuidade visual, em média, de 20/20, para perto e para longe, com correção. Na distância intermediária a AV foi, em média, de 20/30 (J3) sem correção e 20/32 com correção. Nessas lentes, a acuidade visual para longe, sem correção, alcançou a média de 20/25. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as lentes esféricas e asféricas nas acuidades visuais para perto sem correção ($p=0,345$), para perto com correção ($p=0,903$), para intermediário sem correção ($p=0,798$), para intermediário com correção ($p=0,743$) e para longe com correção ($p=0,133$). A lente Restor Asférica apresentou melhor acuidade visual para longe sem correção ($p=0,000$). Não existiu diferença estatística entre as medidas do equivalente esférico ($p=0,965$) e das aberrações do olho (aberração total 5mm - $p=0,273$) (aberração total 6mm - $p=0,742$) (HOA 5mm - $p=0,556$) (HOA 6mm - $p=0,339$) (aberração esférica 6mm - $p=0,360$) entre a lente asférica e esférica.

Conclusões: Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre as lentes multifocais Restor Asférica e Restor Esférica nas visões de perto e intermediário com e sem correção. A Restor Asférica alcançou melhor acuidade visual para longe, sem correção, do que a Restor Esférica. Quando o erro refracional foi corrigido, a acuidade visual para longe das lentes se aproximou e deixou de ter significância estatística, além da inexistência de diferença entre as medidas do equivalente esférico e das aberrações do olho entre a lente asférica e esférica.

Palavras chave: catarata, lentes intraoculares multifocais, Restor Esférica, Restor Asférica.

ABSTRACT

PURPOSE: To compare distance, intermediate and near visual acuity (VA), uncorrected and best corrected, and ocular aberrations in patients who had multifocal aspherical and spherical apodized diffractive intraocular lens (IOL) implantation (Restor, Alcon). **METHODS:** The best corrected visual acuity (BCVA), uncorrected visual acuity (UCVA), distance corrected near visual acuity (DCNVA), uncorrected near visual acuity (UCNVA), uncorrected intermediate visual acuity (UCIVA), distance corrected intermediate visual acuity (DCIVA) and ocular aberrations were measured in 68 eyes who had multifocal aspherical and spherical apodized diffractive intraocular lens (IOL) implantation (Restor, Alcon). Ocular aberrations with a 5.0 mm and 6.0 mm pupil were measured with a Hartmann-Shack aberrometer. All patients were followed for 3 months. **RESULTS:** The mean age of the 25 women and 9 men was 70 years (range of 58 to 79 years). There were no statistically significant differences between eyes in postoperative uncorrected and best corrected near and intermediate visual acuities after a follow-up of 3 months. The dioptry of the implanted multifocal intraocular lenses was presented between the most common values. 83.8% of the patients had implanted intraocular lens between 20 and 24 dioptries (mean 21.5 D \pm 2.0 D). The mean best corrected visual acuity (BCVA), distance corrected near visual acuity (DCNVA), uncorrected near visual acuity (UCNVA) were 20/20 in aspherical group. In this group, uncorrected and best corrected intermediate visual acuity (UCIVA) were worst (mean 20/32-J4). In the spherical group, the mean best corrected visual acuity (BCVA) and distance corrected near visual acuity (DCNVA) were 20/20. The mean uncorrected intermediate visual acuity (UCIVA) was 20/30 and the mean best distance corrected intermediate visual acuity (DCIVA) was 20/32. In spherical group, the mean uncorrected visual acuity (UCVA) was 20/25. There were no statistically significant differences between the groups in best corrected visual acuity (BCVA) ($p=0,133$), distance corrected near visual acuity (DCNVA) ($p=0,903$), uncorrected near visual acuity (UCNVA) ($p=0,345$), uncorrected intermediate visual acuity (UCIVA) ($p=0,798$), distance corrected intermediate visual acuity (DCIVA) ($p=0,743$). The uncorrected visual acuity (UCVA) was better in patients with an AcrySof ReSTOR Aspherical SN6AD3 ($p=0,000$). There were no statistically significant differences in spherical equivalent ($p=0,965$), total aberration with 5 mm pupil diameter ($p=0,273$), total aberration with 6 mm pupil diameter ($p=0,742$), high-order aberration (HOA) with 5 mm pupil diameter ($p=0,556$), high-order aberration (HOA) with 6 mm pupil diameter ($p=0,339$) and spherical aberration ($p=0,360$) between the groups. **CONCLUSIONS:** There were no statistically significant differences between eyes in postoperative best corrected visual acuity (BCVA), distance corrected near visual acuity (DCNVA), uncorrected near visual acuity (UCNVA), uncorrected intermediate visual acuity (UCIVA), distance corrected intermediate visual acuity (DCIVA) and ocular aberrations. The uncorrected visual acuity (UCVA) was better in patients with an AcrySof ReSTOR Aspherical SN6AD3.

Key words: cataract, Restor Spherical SN60D3 intraocular lens, Restor Aspherical SN6AD3 intraocular lens.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: A via visual (vista por baixo, no cérebro humano).....	18
Figura 2: Desenho esquemático do olho.....	20
Figura 3: LOCS III – Sistema de classificação das cataratas recomendada em trabalhos científicos.....	27
Figura 4: Distinções entre as lentes Esféricas e Asféricas na incidência dos raios de luz das imagens	41
Figura 5: Incidência dos raios luminosos nas lentes monofocais.....	42
Figura 6: Incidência dos raios luminosos nas lentes multifocais refrativas.....	42
Figura 7: Incidência dos raios luminosos nas lentes multifocais difrativas	42
Figura 8: Esquema da Tecnologia de Apodização.....	43
Figura 9: Diferenças entre as lentes Restor Esférica – SN60D3 – e Restor Asférica – SN6AD3	45
Figura 10: Aparelho de Interferometria Óptica IOL MASTER	48
Figura 11: Aspecto final da cirurgia de facoemulsificação com implante de lente intraocular multifocal Restor	53
Figura 12: Alteração da aberração esférica ocular com a idade	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Conversão da acuidade visual de Snellen para LogMAR.....	26
Tabela 2: Medidas descritivas da Idade e dioptria dos pacientes.....	60
Tabela 3: Medidas descritivas da acuidade visual pelo tipo de lente...60	
Tabela 4: Frequência da acuidade visual SEM correção para PERTO segundo o tipo de lente.....	62
Tabela 5: Frequência da acuidade visual COM correção para PERTO segundo o tipo de lente.....	63
Tabela 6: Frequência da acuidade visual SEM correção para INTERMEDIÁRIA segundo o tipo de lente.....	64
Tabela 7: Frequência da acuidade visual COM correção para INTERMEDIÁRIA segundo o tipo de lente.....	65
Tabela 8: Frequência da acuidade visual SEM correção para LONGE segundo o tipo de lente.....	66
Tabela 9: Frequência da acuidade visual COM correção para LONGE segundo o tipo de lente.....	67
Tabela 10: Teste de <i>Kolmogorov- Smirnov</i> para a acuidade visual.....	68
Tabela 11: Teste de <i>Kruskal-Wallis</i> para a acuidade visual para os tipos de lente.....	69
Tabela 12: Frequência de olhos avaliados pelo tipo de lente segundo acuidade visual e aberrometria.....	70
Tabela 13: Medidas descritivas da aberrometria pelo tipo de lente.....	70
Tabela 14: Teste de Kolmogorov- Smirnov para a aberrometria.....	72
Tabela 15: Análise de variância para os tipos de lente segundo as medidas de aberrometria.....	72
Tabela 16: Comparação entre as medidas de aberrações com pupilas de 5mm e 6 mm entre as lentes esféricas e esféricas.....	73

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Valor médio da acuidade visual segundo o tipo de lente.....	61
Gráfico 2: Percentual da acuidade visual SEM correção para PERTO segundo o tipo de lente.....	62
Gráfico 3: Percentual da acuidade visual COM correção para PERTO segundo o tipo de lente.....	63
Gráfico 4: Percentual da acuidade visual SEM correção para INTERMEDIÁRIA segundo o tipo de lente.....	64
Gráfico 5: Percentual da acuidade visual COM correção para INTERMEDIÁRIA segundo o tipo de lente.....	65
Gráfico 6: Percentual da acuidade visual SEM correção para LONGE segundo o tipo de lente.....	66
Gráfico 7: Percentual da acuidade visual COM correção para LONGE segundo o tipo de lente.....	67
Gráfico 8: Valor Médio da aberrometria segundo o tipo de aberrações: Asféricas X Esféricas.....	71

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	16
1 REVISÃO DA LITERATURA	18
1.1 Anatomia do olho	18
1.2 Anátomo-fisiologia do cristalino	20
1.3 Epidemiologia da catarata	22
1.4 Semiologia da catarata	23
1.5 Acuidade Visual	27
1.5.1 Tipos de Teste de Acuidade Visual	25
1.6 Classificação das cataratas	27
1.7 Evolução da cirurgia da catarata	29
1.8 Técnicas de cirurgia da catarata	31
1.8.1 Cirurgia intracapsular	31
1.8.2 Cirurgia extracapsular	32
1.8.3 Cirurgia de facoemulsificação	33
1.9 Lentes intraoculares	35
1.9.1 Histórico	35
1.9.2 Tipos de lentes intraoculares	36
1.9.3 Lentes intraoculares multifocais	41
1.9.3.1 Histórico das lentes multifocais	42
1.9.3.2 Como funciona a Lente intraocular multifocal difrativa	43
1.9.3.3 Lente Restor SN60D3	44
1.9.3.4 Lentes Restor SN6AD3	44
2 PACIENTES, MATERIAIS E MÉTODOS	46
2.1 Seleção de pacientes	46
2.1.1 Critérios de inclusão	46
2.1.2 Critérios de exclusão	46
2.2 Protocolo de estudo	47
2.2.1 Técnica do exame oftalmológico	47
2.2.2 Medida da Acuidade Visual	49
2.2.2.1 Padronização para aferição da acuidade visual para longe	49
2.2.2.2 Padronização para aferição da acuidade visual para intermediário	50
2.2.2.3 Padronização para aferição da acuidade visual para perto	50

2.2.3 Técnica cirúrgica.....	51
2.2.3.1 Pré-operatório	51
2.2.3.1.1 Antibióticos	51
2.2.3.1.2 Midríase.....	51
2.2.3.1.3 Anestesia.....	51
2.2.3.1.4 Técnica cirúrgica.....	52
2.2.3.2 Pós-operatório	54
2.2.4 Método estatístico.....	54
3 RESULTADOS.....	59
3.1 Medidas descritivas	59
3.1.1 Acuidade visual SEM correção para PERTO.....	61
3.1.2 Acuidade visual COM correção para PERTO	62
3.1.3 Acuidade visual SEM correção para INTERMEDIÁRIA.....	63
3.1.4 Acuidade visual COM correção para INTERMEDIÁRIA	64
3.1.5 Acuidade visual SEM correção para LONGE	65
3.1.6 Acuidade visual COM correção para LONGE	66
3.2 Comparações e testes.....	67
4 DISCUSSÃO.....	75
CONCLUSÃO	83
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	84
APÊNDICE A COMPARAÇÃO DAS LENTES RESTOR ESFÉRICA E ASFÉRICA	92
APÊNDICE B COMPARAÇÃO DAS LENTES RESTOR ESFÉRICA E ASFÉRICA EM RELAÇÃO ÀS ABERRAÇÕES NO PÓS-OPERATÓRIO.....	94

INTRODUÇÃO

O interesse em abordar este assunto deve-se ao fato de as lentes intraoculares multifocais estarem entre as principais lentes do futuro da cirurgia de catarata e uma rotina no cotidiano deste pesquisador.

Dentro da oftalmologia, a cirurgia de catarata constitui em uma das mais frequentes, e tem como grande desafio, no momento, em fazer o paciente se livrar da catarata e dos óculos ao mesmo tempo. Além disso, quase todas as pessoas, após quarenta anos de idade, já apresentam presbiopia que é a perda do poder de acomodação do cristalino que resulta principalmente na dificuldade para ler e, conseqüentemente, necessitam usar óculos para leitura. Acredita-se que, em estágios mais avançados da presbiopia, a retirada do cristalino com a implantação das lentes intraoculares multifocais poderia ser uma solução para estes pacientes se livrarem da utilização de óculos.

As lentes intraoculares multifocais são divididas em duas categorias: as refrativas e as difrativas. As refrativas possuem 5 zonas que intercalam foco na visão de longe com foco na visão de perto, baseadas no mecanismo óptico da refração dos raios luminosos. As difrativas são compostas por vários anéis que difratam os raios luminosos dividindo-os para longe e para perto, sendo por isso mais corretamente chamadas de lentes intraoculares bifocais.

A evolução das lentes intraoculares multifocais será muito relevante para a sociedade, pois eliminará os óculos, após a cirurgia de

catarata, podendo – em um futuro bem próximo – ser usado para tratamento da presbiopia.

A asfericidade é uma tecnologia recentemente incorporada nas lentes intraoculares que visa anular as aberrações da córnea e concentrar todos os raios em apenas um ponto focal.

A importância acadêmica do presente estudo é justificada pelo fato de elucidar a possibilidade da existência de distinções entre as lentes intraoculares multifocais esféricas (Restor SN60D3) e as asféricas (Restor SN6AD3). Assim, surgem as indagações: A asfericidade melhoraria a visão de perto, longe ou intermediária dos pacientes? A asfericidade diminuiria as aberrações visuais, sobretudo as aberrações esféricas, da visão dos pacientes?

Quanto ao problema desta análise convém relatar a hipótese: provavelmente o agrupamento da asfericidade, nas lentes intraoculares multifocais, deve melhorar a visão e diminuir as aberrações dos pacientes.

Este trabalho tem como objetivo comparar a eficácia visual entre as lentes intraoculares multifocais asféricas e esféricas, e sua performance visual através do exame de aberrometria.

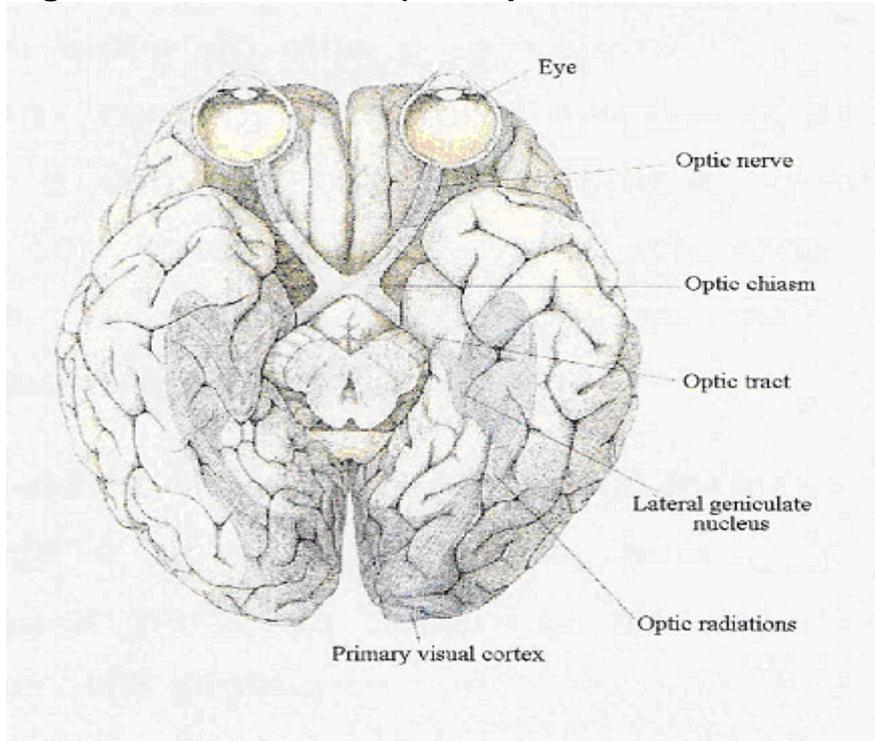
A metodologia adotada contemplará um estudo prospectivo com análise de dados de prontuários de trinta e quatro pacientes, que foram submetidos à cirurgia de catarata com implante de lente intraocular multifocal na clínica OFTALMED por um único cirurgião (FPNJ).

1 REVISÃO DA LITERATURA

1.1 Anatomia do olho

Os olhos estão no crânio, em posição anterior e separados um do outro a uma distância suficiente, para conseguir visão binocular (estereoscópica) quando focalizam um objeto (VAN DE GRAAF, 2003).

Figura 1: A via visual (vista por baixo, no cérebro humano)



Fonte: HUBEL, 1988.

Segundo esse autor, o olho é um órgão que refrata e focaliza raios luminosos os quais incidem sobre os sensíveis fotorreceptores. Os impulsos nervosos, a partir dos fotorreceptores estimulados, são conduzidos por meio da via da visão no interior do encéfalo até os lobos occipitais do cérebro, onde a imagem da visão é percebida. As células fotorreceptoras especializadas podem responder a um bilhão de estímulos diferentes por

segundo. Além disso, essas células são sensíveis para dez milhões de graduações de intensidade luminosa e sete milhões de cores diferentes.

O bulbo ocular é constituído de três camadas básicas: as túnicas fibrosa, vascular e interna (figura 2), assim caracterizadas (VAN DE GRAAF, 2003):

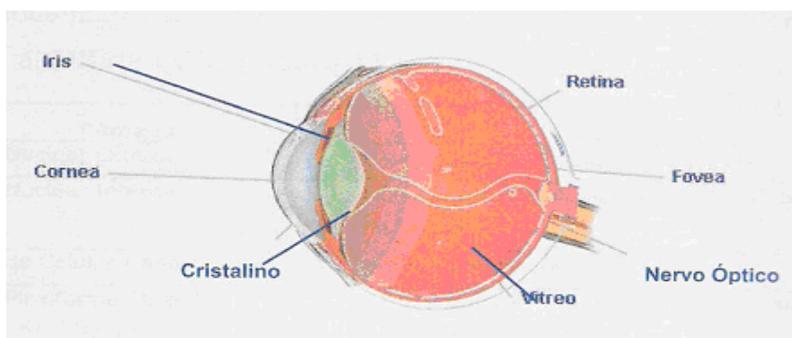
Fibrosa: camada mais externa do olho; é decomposta em duas regiões: esclera, opaca, representando 5/6 posteriores; córnea transparente, o sexto anterior. A esclera é o branco do olho e é composta por fibras elásticas e colágenas firmemente ligadas, que dão forma ao bulbo do olho e protegem suas estruturas internas. A córnea transparente é convexa, de maneira que refrata (desviando num padrão de convergência) os raios luminosos que entram. A transparência da córnea é devida ao tecido conjuntivo denso avascular firmemente unido;

Vascular ou úvea: consiste na coróide, no corpo ciliar e na íris. A coróide é uma camada fina, altamente vascularizada, que reveste a maior parte da superfície interna da esclera. A coróide contém numerosos melanócitos produtores de pigmentos, que dão a ela uma cor castanha que evita que os raios luminosos sejam refletidos para fora do bulbo ocular. O corpo ciliar é a porção anterior espessa da túnica vascular, que forma um anel muscular interno dirigido para frente do bulbo do olho. Feixes de fibras musculares lisas chamadas coletivamente de músculos ciliares são encontrados no interior do corpo ciliar. Numerosas extensões do corpo ciliar chamados de processos ciliares prendem-se às fibras zonulares, que por sua

vez se fixam à cápsula do cristalino. Este por sua vez muda sua forma refratando as imagens para que cheguem focados à retina. Íris é a porção anterior da túnica vascular e é contínua com a coróide. Ela é vista do exterior como a porção colorida do bulbo ocular e consiste em fibras de músculo liso disposta em padrões circular e radial. Contrações autônomas das fibras musculares lisas regulam o diâmetro da pupila, que é uma abertura no centro da íris;

Interna: recobre a coróide como a camada mais interna do olho. Consiste em uma camada pigmentada externa e uma camada nervosa interna ou porção visual. A espessa camada nervosa da retina termina em uma margem denteada perto do corpo ciliar. A fina camada pigmentada estende-se anteriormente sobre a parte posterior do corpo ciliar e da íris.

Figura 2: Desenho esquemático do olho



Fonte: VAN DE GRAAF, 2003.

1.2 Anátomo-fisiologia do cristalino

ORÉFICE, BONFIOLI & BORATTO (2001) delineiam o cristalino como uma composição óptica, localizada no segmento anterior do olho, suspensa entre a íris e o vítreo pelas fibras zonulares, circundada pelos processos ciliares que se sobrepõem ligeiramente a seu equador. É uma

lente formada de um corpo transparente e biconvexo, sendo a convexidade de sua face anterior menor do que a da posterior. Os pontos centrais destas faces são denominados, respectivamente, polo anterior e posterior. Uma linha unindo estes últimos constitui o eixo da lente, enquanto a circunferência marginal é chamada equador.

Uma membrana transparente, a cápsula do cristalino envolve intimamente a lente, sendo mais grossa na frente do que atrás. É frágil, mas altamente elástica e, quando rompida, suas bordas enrolam-se com a superfície externa para dentro e repousa posteriormente na fossa hialóidea da parte anterior do corpo vítreo, estando anteriormente em contato com a borda pupilar da íris. A cápsula é sustentada em posição principalmente pelo ligamento suspensor do cristalino (GRAY, 1977).

O cristalino de um adulto normal tem 65% de água, possuindo índice refrativo distinto do aquoso ou do vítreo. A porcentagem de água na lente diminui com a idade, isto explica parcialmente a perda da elasticidade do cristalino na presbiopia. O córtex possui o dobro de água em relação ao núcleo. A composição eletrolítica da lente é de grandes concentrações do íon potássio e baixas concentrações dos íons sódios e cloro, mantidos em harmonia por um gradiente de concentração entre a lente e as estruturas vizinhas. As proteínas correspondem a 35% da composição da lente. Outros componentes são o glutatión e o ácido ascórbico que também estão em concentrações relevantes (OLSON, 1987).

Refração e acomodação são as funções do cristalino. A

contração do músculo ciliar provoca um relaxamento nas fibras zonulares, modificando a forma do cristalino, aumentando o poder dióptrico e focalizando os objetos mais próximos. Esta alteração parece ser devida à diferença no comportamento do núcleo e córtex: o núcleo se modifica mais e distende a porção axial da cápsula anterior, a qual é mais fraca. A força necessária para modificar a forma do cristalino é fornecida pela cápsula: esta molda o cristalino à medida que diminui a tensão criada pela zônula de suspensão da cápsula (GUYTON, 1977).

Toda doença que mudar esta estrutura complexa, seja de origem congênita, traumática, infecciosa, metabólica, nutricional, ou mesmo alterações provocadas pelo tempo, durante os anos de vida, pode resultar numa perda entre leve e severa da transparência do cristalino, conhecida como catarata. A sintomatologia gerada pela catarata interfere ativamente na qualidade de vida do seu portador, produzindo fotofobia, maior sensibilidade à luz, deslumbramento, diplopia, imagens fantasmas ao redor dos objetos, dificuldade visual, para perto e para longe, com muita ou pouca luz (JOSÉ & ARIETA, 1992).

1.3 Epidemiologia da catarata

Quando se consideram as causas da cegueira, em se tratando de epidemiologia, nota-se que a catarata tem crescido, conforme o crescente envelhecimento da população (GALE, 2001). Assim, seguem-se os casos relacionados ao glaucoma e à degeneração macular associada à idade. Embora haja avanços na cirurgia da catarata em muitas partes do mundo, a catarata ainda é a maior causa de cegueira. Em 161 milhões de deficientes

visuais foi estimado, em 2002, 37 milhões de cegos. Cogita-se que a catarata seja responsável por 48% da deficiência visual (RESNIKOFF *et. al.*, 2004). Sua distribuição não é homogênea em todos os países, incidindo com maior força em cidades menos desenvolvidas. Calcula-se que 10% da população acima de 50 anos de idade têm catarata e esta prevalência eleva para 50% no grupo etário de 65 a 74 anos de idade e para 75% após a faixa etária equivalente a 75 (CONSELHO BRASILEIRO DE OFTALMOLOGIA, 2003).

ARIETA *et al.*, (EDUARDO LEITE ARIETA *et al.*, 2003) numa compilação de dados de 74 projetos de “Zona Livre de Catarata” na região de Campinas e adjacências (Estado de São Paulo), realizados durante um período de 9 anos e que incluíram 60.404 idosos de 50 anos ou mais, também encontraram como as principais causas de deficiência visual o erro refrativo não corrigido (47,52%), seguido pela catarata (23,59%) e pela catarata associada à outra patologia (23,24%). Outras causas de menor prevalência foram DMRI (5,46%) e glaucoma (4,02%).

1.4 Semiologia da catarata

Os procedimentos mais rotineiros para avaliar a catarata e quantificar o prejuízo visual que ela produz são:

1 - Medida da acuidade visual — esta medida reflete o limite absoluto de percepção visual, chamado de visibilidade (mínimo visível) ou a habilidade de discriminação de dois estímulos visuais separados no espaço (mínimo separável). É realizada mediante a apresentação de optótipos (figuras pré-estabelecidas) de tamanhos variados dispostos sequencialmente

do maior para o menor, em forma de projeções ou tabelas de diferentes tipos, tais como as letras de Snellen, anel de Landolt e de Pfluger, figuras de Allen, Sloan, de Wecker, Marquez, etc. O paciente é orientado para identificar os optotipos a uma distância previamente estipulada de 6 m. O menor optotipo reconhecido caracteriza a medida subjetiva da acuidade visual. Por vezes, a visão pode estar reduzida à contagem de dedos, a movimentos manuais ou simplesmente projeção luminosa (HERZOG & YAMANE, 1990).

2 - Biomicroscopia — É realizada por meio da lâmpada de fenda, também conhecida por biomicroscópio. É um aparelho constituído por dois braços: (1) braço de iluminação (sistema), que possui vários elementos: as lâmpadas, filtro, rotação das fendas, diafragma vertical, diafragma horizontal, inclinação do sistema de iluminação, rotação do sistema de iluminação e espelhos e (2) braço do microscópio que, por sua vez, é constituído pelas oculares, sistema de prismas, objetivas e pelos canhões das oculares graduados em dioptrias. Este aparelho tem o propósito de promover uma magnificação da imagem do olho, facilitando o exame ocular direto (ORÉFICE et al., 2001).

1.5 Acuidade visual

A acuidade visual é a medida objetiva de como está a visão do paciente. Seguindo-se condições de teste e critérios rígidos de medida desta acuidade visual, é possível que diferentes examinadores obtenham os mesmos resultados nestes testes. Estas condições dividem-se em dois subtítulos principais: a aferição da acuidade à distância e a aferição da acuidade para perto (DUANE, 1987).

1.5.1 Tipos de teste de acuidade visual

O oftalmologista holandês SNELLEN, em 1862, foi o primeiro a projetar uma tabela visual com base nos achados de que a maioria dos emétopes tinha um ângulo visual limítrofe de um minuto de arco para objetos pretos em fundo branco. Ele usou letras maiúsculas pretas para formar uma tabela que se tornou a base para o teste clínico usual da acuidade visual. O teste solicitava a identificação das letras do alfabeto cujos detalhes compreendem certos ângulos em distâncias específicas. O processo de identificação das letras é influenciado pela experiência, familiaridade e fatores psicológicos, os quais podem gerar equívocos de interpretação característicos da configuração da letra. Apesar destes fatores, é o teste preferido clinicamente (DUANE, 1987).

A letra E subentende 5 X 5 arcos de minuto. Cada pedaço da letra compreende um arco de minuto de extensão. Quando esta letra é lida a uma distância de 20 pés, a acuidade visual é chamada de 20/20. Esta é a fração de Snellen e é definida assim:

$$\text{Acuidade Visual} = \frac{\text{distância na qual a letra é lida}}{\text{distância na qual deveria ser normalmente lida}}$$

A razão normal de 20/20 corresponde ao ângulo visual de um minuto de arco para o menor intervalo na letra. A acuidade visual é o recíproco deste ângulo. O ângulo visual para a visão 20/40 é dois minutos de arco e a acuidade visual é $20/40 = 0.5$, a qual é chamada acuidade decimal. As várias letras de uma linha de Snellen não são igualmente legíveis. O B é a letra mais difícil de ler e deveria ter seu tamanho aumentado

aproximadamente 1.17 vezes da letra E para ser igualmente legível. A letra mais fácil para se reconhecer é o L, que para ser tão difícil de reconhecer como a letra E deve ser reduzida em aproximadamente 0.84 vezes da letra E. Em outras palavras, se a habilidade para ler a letra B, que compreende 5 minutos de arco, é considerada como acuidade 20/20, então a letra L pode ser lida com uma acuidade tão pobre quanto 20/30. As tabelas de teste de Snellen usualmente cobrem uma variação de visão de 20/400 a 20/10. Isto corresponde às acuidades visuais decimais de 0.05 a 2.0. A tabela é normalmente desenhada para o uso a 20 pés. Se uma tabela para visão de perto é necessária, a correspondente a 20/20 deve conter letras que compreendam 5 minutos de arco à distância padrão de leitura (DUANE, 1987).

Tabela 1: Conversão da acuidade visual de Snellen para LogMAR

Visual Acuity Conversion Chart													
Line Number	Visual Angle (min)	Spatial Frequency (Cyc/deg)	LogMAR	% Central Visual Efficiency	Distance			Near			Revised Jaeger Standard	American Point-Type	"M" Notation
					Snellen Equivalent			% Central Visual Efficiency	Inches (14/)	Centimeters (35/)			
					Feet 20/	Meter 6/	Decimal						
-3	0.50	60.00	-0.30	100	10	3.0	2.00	100	7.0	17.5	-	-	0.20
-2	0.63	48.00	-0.20	100	12.5	3.8	1.60	100	8.8	21.9	-	-	0.25
-1	0.80	37.50	-0.10	100	16	4.8	1.25	100	11.2	28.0	-	-	0.32
0	1.00	30.00	0.00	100	20	6.0	1.00	100	14.0	35.0	1	3	0.40
1	1.25	24.00	0.10	95	25	7.5	0.80	100	17.5	43.8	2	4	0.50
-	1.50	20.00	0.18	91	30	9.0	0.67	95	21.0	52.5	3	5	0.60
2	1.60	18.75	0.20	90	32	9.6	0.63	94	22.4	56.0	4	6	0.64
3	2.00	15.00	0.30	85	40	12.0	0.50	90	28.0	70.0	5	7	0.80
4	2.50	12.00	0.40	75	50	15.0	0.40	50	35.0	87.5	6	8	1.0
-	3.00	10.00	0.48	67	60	18.0	0.33	42	42.0	105.0	7	9	1.2
5	3.15	9.52	0.50	65	63	18.0	0.32	40	44.1	110.3	8	10	1.3
-	3.50	8.57	0.54	63	70	21.0	0.29	32	49.0	122.5	-	-	1.4
6	4.00	7.50	0.60	60	80	24.0	0.25	20	56.0	140.0	9	11	1.6
7	5.00	6.00	0.70	50	100	30.0	0.20	15	70.0	175.0	10	12	2.0
-	5.70	5.26	0.76	44	114	34.2	0.18	12	79.8	199.5	11	13	2.3
8	6.25	4.80	0.80	40	125	37.5	0.16	10	87.5	218.8	12	14	2.5
-	7.50	4.00	0.88	32	150	45.0	0.13	6	105.0	262.5	-	-	3.0
9	8.00	3.75	0.90	30	160	48.0	0.13	5	112.0	280.0	13	21	3.2
10	10.00	3.00	1.00	20	200	60.0	0.10	2	140.0	350.0	14	23	4.0
11	12.50	2.40	1.10	17	250	75.0	0.08	0	175.0	437.5	-	-	5.0
-	15.00	2.00	1.18	16	300	90.0	0.07	0	210.0	525.0	-	-	6.0
12	16.00	1.88	1.20	15	320	96.0	0.06	0	224.0	560.0	-	-	6.4
13	20.00	1.50	1.30	10	400	120.0	0.05	0	280.0	700.0	-	-	8.0
16	40.00	0.75	1.60	5	800	240.0	0.03	0	560.0	1400.0	-	-	16.0
20	100.00	0.30	2.00	0	2000*	600.0	0.01	0	1400.0	3500.0	-	-	40.0
30	1000.00	0.03	3.00	0	20000*	6000.0	0.001	0	14000.0	35000.0	-	-	400.0

Bold values are standard logMAR progression.
 LogMAR = logarithm of the minimum angle of resolution.
 *20/2000 is equivalent to counting fingers @ 2 feet.
 *20/20000 is equivalent to hand motion @ 2 feet.

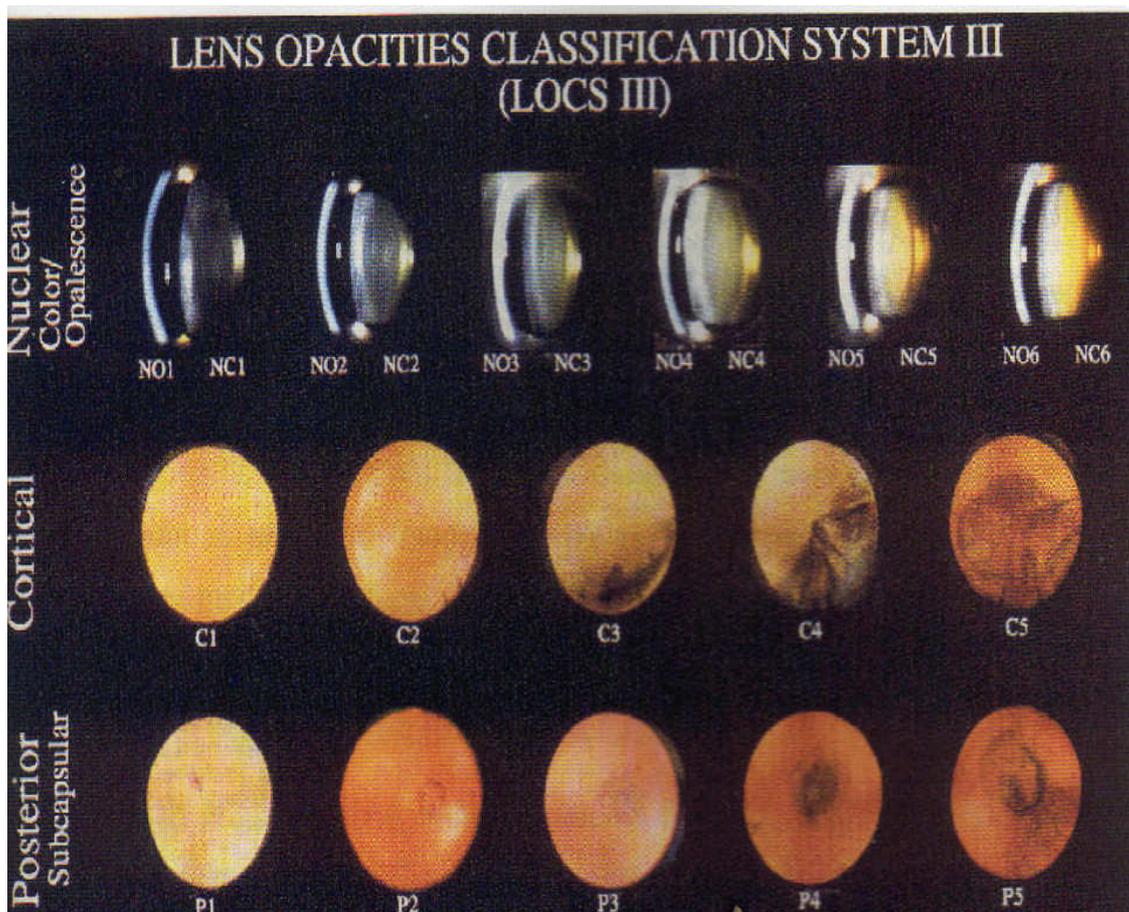
Fonte: BELLUSCI, 1997.

1.6 Classificação das cataratas

Conforme JOSÉ & ARIETA (1992), são usados vários critérios para classificar as cataratas: morfológico, época de aparecimento, densidade da opacificação e etiológico:

1 - Morfológico: nuclear, cortical periférica e central anterior e posterior, subcapsular anterior e posterior, polar anterior ou posterior.

Figura 3: LOCS III – Sistema de classificação das cataratas recomendada em trabalhos científicos



Fonte: VAN DE GRAAK, 2003.

2 - Época de aparecimento: congêntas ou infantis, adquiridas, senil ou complicada.

3 - Densidade da opacificação: incipiente, intumescente, madura, hipermadura, morgianiana.

4 - Etiológica:

4.1 Congênita:

A – Infecciosas: citomegalovírus, rubéola, toxoplasmose, lues, etc;

B - Hereditárias; alterações enzimáticas, alterações cromossômicas, exposição da mãe à radiação (primeiro trimestre) e má nutrição materna (provável);

4.2 Complicada ou secundária:

A - Metabólicas: diabetes, alterações no metabolismo do cálcio, etc.;

B - Drogas: corticosteróides, clorpromazina, etc.;

C - Radiação;

D - Doenças nutricionais;

1.7 Evolução da cirurgia da catarata

Quanto à evolução da cirurgia da catarata, compreende-se que a correção cirúrgica da catarata é o procedimento cirúrgico mais realizado no mundo atual e tem se caracterizado, ao longo da história da oftalmologia, como o processo intervencionista de melhor resultado na recuperação funcional da visão (CENTURION, 2000). Um único ato cirúrgico pode reverter uma situação de cegueira quase plena, levando à recuperação da visão normal.

Desde o apogeu da civilização árabe, no Século XII, já se notaram relatos de luxação de cristalinopacos para a cavidade vítrea, oferecendo recuperação visual parcial, numa abordagem intracapsular do problema. No Século XVIII, deu-se início à abertura corneana e da cápsula anterior com extração do núcleo cristalino por expressão na abordagem extracapsular da cirurgia (DUKE-ELDER, 1969). A cicatrização da ferida cirúrgica exigia semanas de repouso total. Tal procedimento foi usado por longo tempo até serem inseridas as suturas da incisão cirúrgica na córnea (BERENS; KING, 1961).

Emergiram-se, no final do Século XIX, os procedimentos para a remoção total do cristalino, utilizando-se pinças, depois ventosas e crioextintores (MUIÑOS & BONAFONTE, 1987). Estes aparelhos possuíam uma ponta arredondada por onde um gás circulava sob alta pressão, criando um congelamento quase instantâneo. Posicionada em contato com a cápsula

anterior do cristalino, gerava forte aderência desde a ponta do aparelho, permitindo a extração do cristalino (BARRAQUER & TROUTMAN, 1964).

Mesmo se alcançasse a recuperação da visão, seria necessária a correção óptica da alta ametropia provocada pela perda do poder convergente do cristalino. A sutura corneana induzia alto nível de astigmatismo (BARRAQUER & TROUTMAN, 1964).

Registrava-se elevada porcentagem de complicações retinianas como o descolamento regmatogêneo de retina e o edema cístico de mácula (YANNUZZI, 1984).

Houve com o advento das lentes intraoculares (LIO) uma eficaz evolução de materiais cirúrgicos, permitindo extração extracapsular mais segura, com menos complicações e principalmente facilitando o próprio implante da LIO (APPLE & KINCAID, 1989).

O aprimoramento da técnica levou ao surgimento do facoemulsificador para a fragmentação do cristalino (KELMAN, 1967), técnica que evoluiu por vinte anos até se alastrar no final da década de 80 (LORUSSO, 1990), levando a uma rápida recuperação visual, cicatrização mais controlada, menores riscos de hemorragia expulsiva e reação pós-cirúrgica, redução na formação de hérnias de íris e fístulas de humor aquoso, dirimindo o tempo de hipotensão do globo ocular, possibilitando maior controle dos tempos cirúrgicos (McKELLAR, 2001).

1.8 Técnicas de cirurgia da catarata

1.8.1 Cirurgia intracapsular

É definida como extração intracapsular da catarata a técnica cirúrgica que implica no explante de todo o complexo lentículo-zonular por meio da crioextração do cristalino por via transcorneal. Esta técnica cirúrgica implica em quebra da barreira entre o vítreo e a câmara anterior; maior risco de descolamento de retina; aumento do número de endoftalmites; grande índice de descompensação corneana; impossibilidade de implante secundário de uma lente intra-ocular sobre as cápsulas do cristalino; possibilidade de toque endotelial pela anteriorização do corpo vítreo e maiores riscos na execução de uma ceratoplastia penetrante devido à ausência da cápsula posterior (JAFFE, 1982).

Em uma comparação post-mortem de 201 olhos afácicos e pseudofácicos, sendo 146 olhos submetidos à extração intracapsular e 55 submetidos à extração extracapsular, verificaram-se complicações mais numerosas relacionadas no grupo de extração intracapsular. A distribuição do descolamento vítreo posterior foi de 84% dos olhos submetidos à técnica intracapsular, 74% dos olhos submetidos à técnica extracapsular com ruptura capsular posterior e 40% dos olhos pela técnica extracapsular sem ruptura capsular. Em 34% dos olhos com extração intracapsular da catarata, havia associação com descolamento retiniano, enquanto que nenhum olho submetido à técnica extracapsular desenvolveu descolamento de retina (McDONNELL, PATEL & GREEN. 1985).

A zonulólise, etapa intermediária da técnica intracapsular de extração da catarata, é geralmente feita mecanicamente ou com uso da alfa-quimiotripsina, enzima proteolítica. A entidade clínica conhecida como glaucoma enzimático ocorre com o uso desta enzima, que agride a malha trabecular, com evidente piora da pressão intraocular no pós-operatório. Em uma análise de 141 olhos submetidos à extração intracapsular da catarata, verificou-se que pequenas quantidades da enzima e um período de espera curto têm efeito protetor contra o “glaucoma enzimático”, ainda que a zonulólise seja adequada (JAFFE, 1997).

As vantagens da técnica extracapsular sobre a intracapsular centram-se principalmente na proteção da córnea e da retina. A agressão à córnea e à retina que se segue à extração intracapsular da catarata é bem maior se comparada à técnica extracapsular (JAFFE, 1982).

1.8.2 Cirurgia extracapsular

Englobam a extração extracapsular da catarata todos os procedimentos em que a catarata seja removida de sua bolsa capsular. Teoricamente, isso inclui uma extração extracapsular planejada com remoção do núcleo inteiro por meio de uma incisão de 10 a 12 mm; remoção de pedaços nucleares seccionados por meio de uma incisão pequena e a facoemulsificação (JAFFE, 1982).

A sequência técnica de remoção do núcleo inteiro por meio de grande incisão inicia-se com a preparação de um flap conjuntival de base fórnix. Faz-se um sulco escleral de 2 mm posterior ao limbo, com

comprimento aproximado de 10 a 12 mm. Usa-se um cistótomo para proceder à capsulotomia anterior em abridor de latas. Desloca-se o núcleo cristalino para separá-lo do córtex circundante. Em seguida, amplia-se a incisão esclerocorneal ao longo do sulco escleral previamente realizado. Com esta abertura procede-se a núcleo-expressão. A partir de então, usa-se o sistema de irrigação/aspiração para limpeza dos restos corticais. Feita a extração do cristalino deste modo, pode-se implantar uma lente intra-ocular de câmara posterior (JAFFE, 1982).

1.8.3 Cirurgia de facoemulsificação

As técnicas e os resultados da cirurgia de catarata têm-se modificado muito nas últimas três décadas. Incisões menores têm-se tornado rotina, com a facoemulsificação passando a ser a técnica de escolha da maioria dos cirurgiões. O desenho e os materiais das lentes intraoculares acompanharam estes avanços de técnica, adaptando-se às incisões cada vez menores. A facoemulsificação como método de remoção do cristalino foi inicialmente proposta há mais de 23 anos e os aperfeiçoamentos e avanços subsequentes reduziram a incidência de complicações capsulares per e pós-operatórias. A emulsificação do núcleo, antes feita primariamente na câmara anterior, é atualmente feita na câmara posterior, reduzindo os riscos de perda do endotélio corneal. A redução do tamanho das feridas cirúrgicas permitiu que se tornassem autselantes, encurtando o tempo de recuperação cirúrgica e proporcionando maior controle e segurança pré-operatória (FINE, 1991).

As fases da facoemulsificação são: as incisões principal e acessória, a capsulorrexe, a hidrodissecção e a hidrodelineação, a

facoemulsificação propriamente dita, a aspiração dos restos corticais e o implante da lente intraocular (FINE, 1992).

Quanto à capsulorrexe, tem-se como método padrão de capsulectomia para a facoemulsificação a capsulorrexe curvilínea contínua, desenvolvida em 1991 e designada como “CCC”. Essa técnica foi desenvolvida simultaneamente por três médicos em três continentes diferentes: Gimbel, na América, Neuhann, na Europa, e Shimizu, na Ásia. Pode ser feita com uma pinça ultrata ou com uma pequena agulha com a ponta encurvada a 90°, fazendo um corte circunferencial de diâmetro relativamente amplo (5,0-5,5 mm), possibilitando o manuseio do núcleo cristalino e o implante da lente intraocular dentro do saco capsular. Segundo GIMBEL & NEUHANN (1990), estas são as vantagens da capsulorrexe: melhor centração da lente intraocular; maior proteção ao endotélio corneano; melhor suporte para a fixação no sulco iriano de uma lente de câmara posterior (no caso de ruptura intra-operatória da cápsula posterior); facilidade da irrigação/aspiração em relação à capsulotomia em abridor de latas; emprego mínimo de força mecânica sobre a zônula durante a capsulorrexe.

Acerca da hidrodissecção, esta é a manobra que separa o núcleo de seu córtex e cápsula, injetando-se solução salina na camada cortical do cristalino (JAFFE *et. al.*, 1997).

Já a hidrodelineação é a denominação da separação entre uma ou mais camadas epinucleares externas e o material nuclear compacto

interno, o endonúcleo. Esta manobra é executada preferencialmente em núcleos de média e baixa densidade por meio de irrigação forçada de fluido entre as camadas do epinúcleo e do endonúcleo, em um plano mais profundo que a hidrodissecção, usando-se uma cânula romba de orifício oval e achatado, acoplada a uma seringa de 3 ml com solução salina balanceada. Várias tentativas podem ser feitas com modificação do local de irrigação entre as áreas das 6, 9 e 3 horas. Usualmente, um anel circunferencial dourado pode ser identificado delimitando a clivagem entre o epinúcleo e o endonúcleo. Como vantagens da execução desta etapa, reduz-se o volume da porção central do núcleo removida pela facoemulsificação em até 50%, permitindo um sulco menos profundo e periférico nas técnicas de núcleo-fratura e mais fácil mobilização dos quadrantes (JAFFE *et. al.*, 1997).

1.9 Lentes intraoculares

1.9.1 Histórico

É do Século XVIII a primeira descrição da possibilidade de implantação de lentes intracamerulares. Aparentemente, GIÁCOMO CASANOVA inspirou suas memórias no oftalmologista CASAMATA (1742-1807), que introduziu uma lente de vidro no olho após uma operação de catarata: “a lente, imediatamente, perdeu-se na câmara posterior do olho...” (CONGRESSO BRASILEIRO DE OFTALMOLOGIA, 1977).

Coube a HAROLD RIDLEY, em 1949, comunicar, pela primeira vez, a possibilidade de empregar-se uma lente artificial para substituir o cristalino humano. A extração deste envolve a perda de uma porção útil de

um órgão altamente especializado e representa a metade do caminho para a cura, que só se torna completa quando a porção perdida é substituída. Os pacientes afácicos ficavam quase que completamente incapacitados sem o uso de seus óculos, os quais eram pesados e antiestéticos. Além do mais, limitava o campo visual útil ao causar distorção periférica e aparente distorção dos objetos (SHEARING, 1984).

A observação de RIDLEY iniciou-se ao tratar injúrias de guerra, durante as quais fragmentos de material plástico haviam se inserido no olho, após uma explosão ou pelo impacto de um projétil da carlinga de um avião. Afirmou, na ocasião, que somente no caso de fragmento pontiagudo de material plástico ficar em contato com uma porção móvel e sensível do olho, haveria reação. Caso contrário, a reação do tecido seria insignificante (CONGRESSO BRASILEIRO DE OFTALMOLOGIA, 1977).

1.9.2 Tipos de lentes intraoculares

A respeito das lentes intraoculares, pode-se compreender que sítios de implantação começaram a ser cogitados e a câmara anterior, em função de algumas vantagens atribuídas à sua anatomia, logo foi eleita como o local mais propício para comportar essas lentes. Dentre tais vantagens, destacava-se seu pequeno tamanho, capaz de tornar mais difícil o deslocamento do implante, e seu acesso, capaz de facilitar a manobra de implantação, como os modelos de CHOYCE (1958) e STRAMPELLI (1961). Além disso, a câmara anterior também permitia o uso de lentes em pacientes previamente facectomizados ou portadores de alta ametropias, sem exigir, nesse último caso, a remoção do cristalino. Por fim, possibilitava o uso da

técnica intracapsular, que vinha se tornando cada vez mais popular. (SHEARING, 1984).

A primeira lente de câmara anterior foi implantada por Baron em 1953. Feita de PMMA tinha, em menores proporções, a exata forma da câmara anterior, onde essa era mantida flutuando. As complicações corneanas provenientes do intermitente toque endotelial, então produzido, logo mostraram a necessidade de uma firme fixação do implante nesse nível (DANTAS, SIQUEIRA & ROSSINO, 2000).

Ainda em 1953, STRAMPELLI propôs um modelo que veio a se transformar no protótipo de grande parte das lentes desenvolvidas nessa fase. Tal modelo, assim como aqueles desenhados por CHOYCE em 1958 e BOBERG-ANS em 1961, tinha o sério inconveniente de ser totalmente rígido em relação ao seu apoio sobre o ângulo camerular. Desse modo, tornava-se difícil ajustá-lo aos diferentes tamanhos de câmara anterior, o que acabou se transformando na causa de uma série de complicações, as quais assumiam proporções ainda mais graves em função do pobre acabamento do material implantado.

Nesse sentido, tanto contribuía as lentes frouxamente adaptadas, permitindo o constante atrito sobre estruturas altamente sensíveis, quanto as lentes muito justas, produzindo profundas alterações no nível do ângulo camerular. Mesmo quando adequadamente escolhidas, essas lentes por vezes causavam a descompensação da córnea devido ao contato de seus grossos apoios com a periferia dessa estrutura (TENNANT, 1984).

A importância de uma fixação por meio de elementos flexíveis já havia sido considerada na lente de DANNHEIM em 1956, depois modificada por BARRAQUER em 1959. Tal concepção, entretanto, acabou originando um novo problema, pois as alças, feitas de material biodegradável (nylon), acabavam sendo hidrolisadas, deixando a porção óptica da lente completamente solta dentro da câmara anterior (ROSEN, 1984).

Acerca das lentes de câmara posterior, convém relatar que, somente na década de 70, ressurgiu o interesse por este tipo de lente, quando os cirurgiões tomaram consciência dos problemas das lentes fixadas na íris e na câmara anterior.

Em 1975, na Inglaterra, JOHN PEAREE foi o primeiro cirurgião a retornar a colocação da lente de câmara posterior, modificando a lente de Binkhorst de quatro alças, extraíndo as alças posteriores e suturando uma alça na parte superior da íris (SHEARING, 1984).

Em 1977, KRATZ introduziu a angulação das alças da lente em “C”, impedindo assim a captura da lente pela pupila. Ele descreveu que em aproximadamente 20000 cirurgias extracapsulares, 96% era implantada a lente de câmara posterior com 3% de edema cistoide de mácula. Nesse mesmo ano, STEPHEN SHEARING, de Las Vegas, introduziu a alça em ‘J’. Junto com o uso do microscópio, a lente posterior ganhou popularidade. Baseando-se nesse argumento, sugeriu então um modelo de lente com alças flexíveis, feitas de polipropileno, as quais tinham a forma de um ‘J’ (SINCOE, 1985).

Referente às lentes de terceira geração, a aceitação incontestável da facoemulsificação como técnica ideal para a cirurgia da catarata teve como fatores propulsores as substâncias viscoelásticas, a introdução da capsulorrexe anterior, a incisão autosecante e, principalmente, o desenvolvimento das lentes intraoculares dobráveis (TRINDADE; WERNER & WERNER, 2000).

As lentes intraoculares dobráveis permitem a rápida reabilitação visual dos pacientes submetidos à facoemulsificação. A possibilidade de inserir o implante por meio de uma pequena incisão torna a cirurgia mais segura e previsível (KOCH; BRADLEY & SWELSON, 1991).

KOCH et. al. (1991) relataram que a variação do astigmatismo em pacientes submetidos à facoemulsificação com incisão “clear” córnea autosecante de 3,2mm era de 0,09 D e 4,0 mm era de 0,26 D, com seguimento mínimo de 1 ano. Este resultado foi corroborado por ZANINI et. al. (1997), que notou que a variação do astigmatismo em incisão de 3,2 mm era de 0,4 D após 6 meses de seguimento em pacientes submetidos à facoemulsificação.

As lentes intraoculares dobráveis podem ser feitas de silicone, acrílico, hidrogel e collamer. Entretanto, quando são analisados os componentes químicos principais dos materiais utilizados na fabricação dessas lentes, verifica-se que eles podem ser divididos em dois grupos: os polímeros de acrilatos / metacrilatos e os elastômeros de silicone. Assim, as lentes de hidrogel, na sua maioria, são fabricadas de poli(hidroxi)etilmetacrilato

(PHEMA), as de colágeno são a mistura de hidrogel e pequena parte de colágeno e as acrílicas dobráveis pertencem à família de acrilatos / metacrilatos (TRINDADE *et. al.*, 2000).

Sobre as lentes acrílicas, estas são compostas por monômeros de ácidos acrílicos e metacrílicos. Uma importante característica deste material é a temperatura de transição vítrea, ou seja, temperatura acima da qual o acrílico muda de fase e torna-se macio (TRINDADE *et. al.*, 2000).

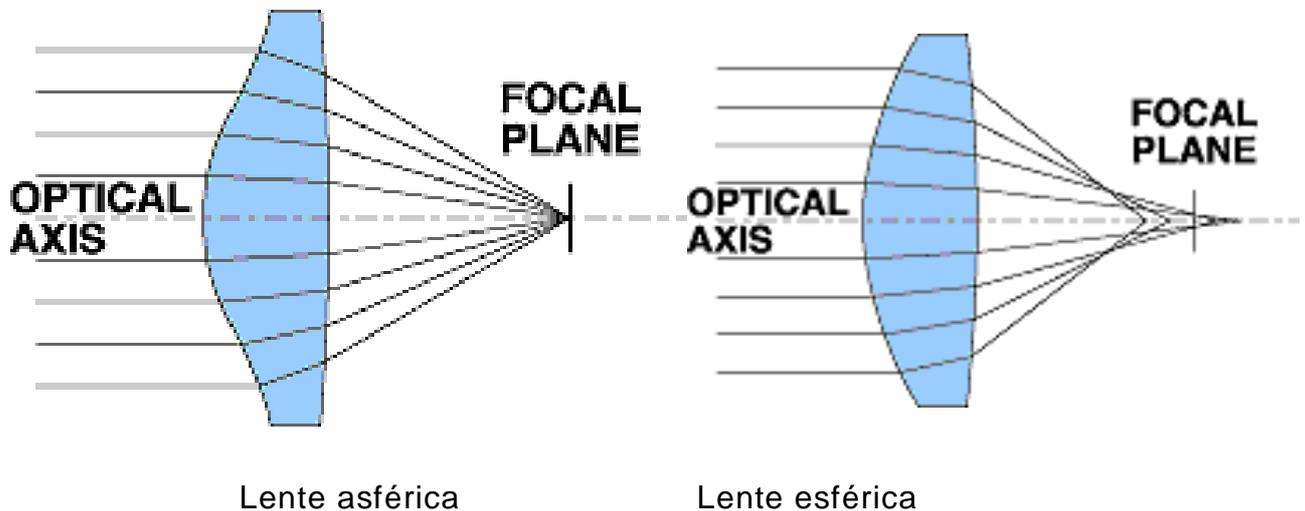
Um estudo das lentes acrílicas começou em dezembro de 1990 e terminou em maio de 1992. Setecentos olhos foram submetidos ao implante desta lente e obtiveram acuidade visual de 20/40, sem relato de complicações (ANDERSON *et. al.*, 1993). As lentes acrílicas na década de 90 foram as lentes dobráveis de maior preferência dos cirurgiões de catarata nos Estados Unidos. Em 1991, somente 1% dos implantes era de acrílica. Após três anos (1994), 35% e em 1996 aumentou para 50% (LEAMING, 1997).

A aceitação crescente nos últimos anos das LIO de acrílico hidrofóbica, como, por exemplo, a Acrysof, deve-se principalmente a sua superior biocompatibilidade. Este material causa menor reação inflamatória e menos depósitos celulares são observados sobre a sua superfície (TRINDADE *et. al.*, 2000).

Uma das últimas tecnologias incorporadas nas lentes intraoculares foi a mudança de seu design esférico para asférico, fazendo com que os raios de luz da periferia incidissem no mesmo ponto focal dos

raios centrais (LU & SMITH ,1990).

Figura 4: Distinções entre as lentes Esféricas e Asféricas na incidência dos raios de luz das imagens



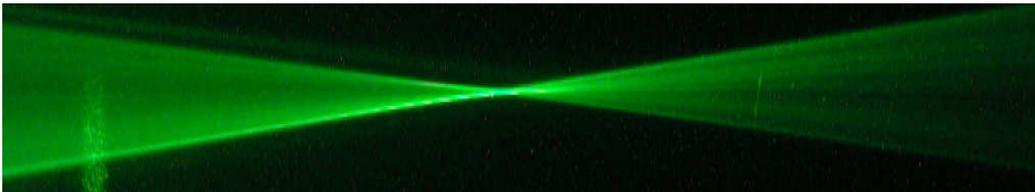
Fonte: Lu, 1990.

1.9.3 Lentes intraoculares multifocais

De acordo com THOMAS (2006), as lentes multifocais são projetadas para fornecer uma boa acuidade visual para longe e perto sem o auxílio de óculos após a cirurgia de catarata. Há basicamente dois tipos diferentes de tecnologia multifocal (difrativo e refrativo), cuja diferença entre estas é visto na figura 6 e 7. Um estudo teórico, feito em modelos de olhos mostrou que as lentes difrativas são superiores às lentes refrativas na acuidade visual de perto. Porém, neste mesmo estudo o resultado da acuidade visual para longe foi comparável nos dois grupos de lentes multifocais (CHANG, 2008). Pesquisas clínicas também confirmaram a superioridade das lentes difrativas sobre as lentes refrativas para a visão de perto, e mostraram que a lente multifocal refrativa é significativamente mais pupilo-dependente. Em pupilas menores que 4.5 mm, as lentes refrativas não

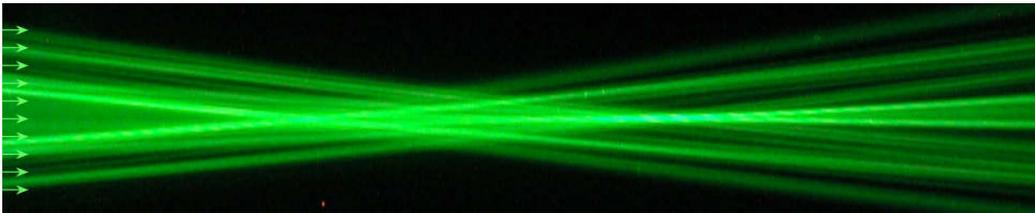
podem fornecer uma acuidade visual para perto boa, porque o anel central (número 1) é planejado para a visão de longe. Então, o tamanho da pupila precisa ser considerado nos pacientes candidatos ao implante de lentes intraoculares multifocais (CHANG, 2008).

Figura 5: Incidência dos raios luminosos nas lentes monofocais



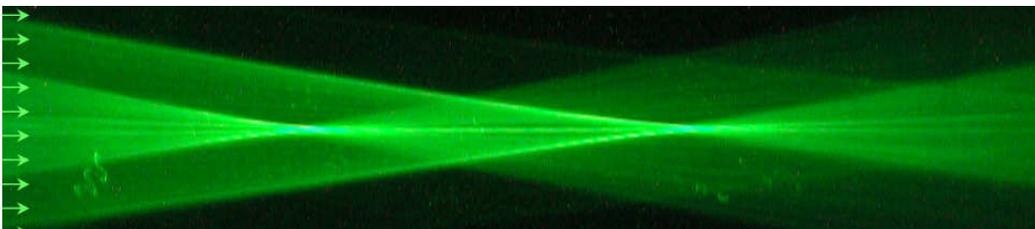
Fonte: CHANG, 2008.

Figura 6: Incidência dos raios luminosos nas lentes multifocais refrativas



Fonte: CHANG, 2008.

Figura 7: Incidência dos raios luminosos nas lentes multifocais difrativas

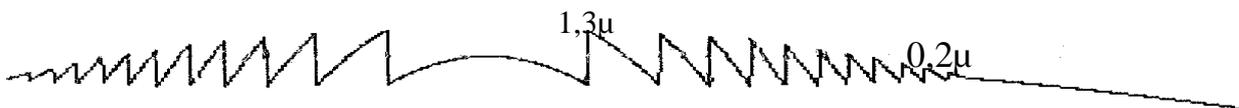


Fonte: CHANG, 2008.

1.9.3.1 Histórico das lentes multifocais

Conforme DAVID ALLEN (2008), a lente Restor difrativa apodizada (ALCON, Fort Worth, TX) pertence a uma terceira geração de lentes multifocais. A primeira geração de lente multifocal teve início na década de 80. No meio da década de 90, foram observadas grandes melhorias nas lentes da segunda geração, como a lente multifocal difrativa Pharmacia 811E (PFIZER Inc., New York, NY). A lente multifocal Restor se beneficia da tecnologia da apodização (figura 8), que diminui os sintomas de halos e glare e melhora a distribuição da luz nas várias distâncias. A apodização consiste em uma redução gradual da altura dos anéis difrativos multifocais, do centro para a periferia. O primeiro anel difrativo tem altura de $1,3\mu$, em seguida os próximos anéis têm uma altura decrescente até o último anel difrativo que tem $0,2\mu$ (figura 8).

Figura 8: Esquema da Tecnologia de Apodização



Fonte: Alcon, Fort Worth, TX USA, 2006.

1.9.3.2 Como funciona a Lente intraocular multifocal difrativa

Para DAVISON (2008), embora a luz viaje em uma linha reta, quando encontrar a extremidade de um obstáculo, diminuirá a sua velocidade e ligeiramente mudará a direção. Este efeito é chamado difração. A difração

não pode ser adequadamente explicada por um modelo de traçado de raio simples, porque o traçado de raio simples deveria só ser aplicado para as superfícies ópticas contínuas. Este traçado, à partir do obstáculo, não pode mais ser atribuído à um traçado de raio simples, pois os efeitos difrativos se tornam dominantes (CHANG 2008).

O AcrySof Restor é uma lente multifocal híbrida refrativa-difrativa (ALCON, Fort Worth, TX). Esta lente usa um conjunto de zonas circulares para dividir a luz em dois focos (40% para longe, 40% para perto e o restante se perde em difração dos raios de luz). O foco de longe se projeta na fovéola, e o foco de perto se projeta à aproximadamente 1 mm na frente do fovéola. Na AcrySof Restor, existem vários anéis, conhecidos como anéis difrativos. Nas lentes multifocais refrativas, existem cinco zonas que alternam longe – perto (ALLERGAN, 2003).

1.9.3.3 Lente Restor SN60D3

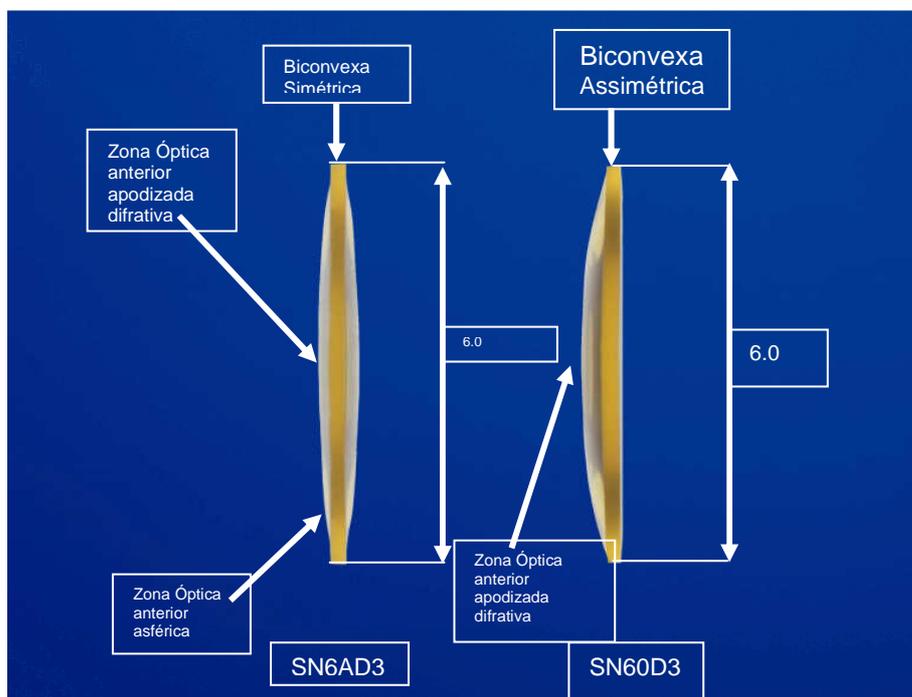
A Lente Intraocular Multifocal Restor Esférica SN60D3 é uma lente de acrílico hidrofóbico, de peça única, de 6,0 mm de parte óptica, 13 mm de diâmetro de alça a alça e portadora de filtro amarelo para bloqueio do espectro de luz azul. Os anéis multifocais estão no centro com diâmetro de 3,6 mm. A tecnologia da Restor envolve uma lente multifocal híbrida difrativa-refrativa, apodizada, com uma adição de + 4,00D no plano da lente (3.2D no plano da córnea) (Alcon, USA).

1.9.3.4 Lentes Restor SN6AD3

A única diferença importante entre a AcrySof Restor Esférica-

SN60D3 e a AcrySof Restor Asférica-SN6AD3 é a asfericidade na superfície anterior da lente asférica. Esta asfericidade é de $-0,10 \mu$, e visa combater a asfericidade positiva da córnea que é de $\pm 0,30 \mu$ na média da população. Além disso, a lente Restor Asférica é cerca de 4,5% mais fina que a lente Restor Esférica e têm um design biconvexo simétrico que poderia aumentar a predictabilidade da lente, segundo o fabricante (ALCON, Fort Worth, TX, USA). A diminuição das aberrações do olho que acontecem com as lentes asféricas poderia resultar em melhoria na qualidade da imagem e na sensibilidade ao contraste, no pós-operatório destes pacientes (TZELICKS *et. al.*, 2007).

Figura 9: Diferenças entre as lentes Restor Esférica – SN60D3 – e Restor Asférica – SN6AD3



Fonte: Alcon, Fort Worth, TX USA, 2007.

Na experiência de PAUL ERNEST (2008), a Restor asférica apresenta uma redução importante dos halos noturnos e uma melhora significativa da sensibilidade ao contraste.

2 PACIENTES, MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Seleção de pacientes

2.1.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos 34 pacientes submetidos à facoemulsificação bilateral com implantes de lentes intraoculares multifocais, operados por um mesmo cirurgião (F.P.N.J), no período de agosto de 2007 a junho de 2008, na clínica Oftalmed.

As lentes deveriam estar centralizadas e a cápsula posterior do cristalino intacta e transparente.

2.1.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos os pacientes que apresentavam:

Aparecimento de qualquer patologia ocular ou sistêmica que poderia comprometer a acuidade visual nos três meses de seguimento;

- qualquer tipo de complicação intra-operatória ou no pós-operatório;
- astigmatismo pré-operatório maior que 0.75 D;
- descentrações de lentes intraoculares;
- pacientes que não fizeram uso de medicações apropriadas no pós-operatório ou não compareceram nas revisões agendadas para as

realizações dos exames oftalmológicos;

- diabetes mellitus;
- doença sistêmica significativa;
- história passada ou presente de patologias oculares;
- uveíte;
- glaucoma;
- cirurgia ocular prévia.

Todos os pacientes que atenderam aos critérios de seleção estabelecidos receberam informações detalhadas a respeito dessa pesquisa.

2.2 Protocolo de estudo

2.2.1 Técnica do exame oftalmológico

Os exames executados nas visitas foram os seguintes:

- Acuidade visual angular — acuidade visual para longe (6 metros), com e sem correção óptica, medida na Tabela de Snellen, com auxílio do projetor modelo ACP7 (TOPCON, Japão). Além disso, foram medidas as acuidades visuais para perto (33 cm) e para intermediário (60 cm), com e sem correção, nas tabelas de Jaeger e nas tabelas logarítmicas de acuidade visual para perto.
- Biomicroscopia - utilizou-se a lâmpada de fenda modelo SL

- 6E (TOPCON, Japão);

- Tonometria de aplanção — realizado com tonômetro de aplanção marca HaagStreit acoplado à lâmpada de fenda (TOPCON, Japão);

- Oftalmoscopia indireta — foi empregado um oftalmoscópio fabricado pela KILLER (KILLER, Alemanha) em associação com lente de 20 dioptrias da NIKON (NIKON, Japão);

- Topografia de córnea — foi realizada com um topógrafo modelo system 2000, versão 3.2 (EYESYS, USA);

- Refração — executada a refração dinâmica no auto-refrator Nikon, modelo NRK 8000 (Japão) e conferida no refrator manual, modelo VT 10 (TOPCON, Japão);

- Biometria — foi utilizado o biômetro de interferometria óptica (Figura 10), modelo IOL MASTER (ZEISS, Alemanha).

Figura 10: Aparelho de Interferometria Óptica IOL MASTER



Fonte: Próprio autor, 2007.

2.2.2 Medida da Acuidade Visual

Foi realizada acuidade visual para longe, perto e intermediário, segundo a padronização para aferição da acuidade visual, com e sem correção visual.

2.2.2.1 Padronização para aferição da acuidade visual para longe

Optótipos aceitáveis devem ter características próximas ao anel de Landolt quanto às dificuldades. Os grupos de letras de Sloan enquadram-se nessas características. Devem-se considerar duas desvantagens inerentes aos anéis de Landolt: primeiramente, este teste pode superestimar a acuidade em astigmatismos incorretos, porque a posição da abertura torna-se proeminente em certas orientações axiais de astigmatismo; segundo, pode-se estar testando características de luz, mais que as de forma, porque a abertura provavelmente identificada pela sua claridade, antes que sua forma seja claramente reconhecida (SLOAN, 1978).

Os tamanhos são aproximadamente iguais na razão de 0,1 em uma escala logarítmica, cujo tamanho de letra sucessivamente maior é cerca de 1,26 vezes à sua antecessora. O espaçamento horizontal entre as letras em uma dada linha deve ser tal que a duração entre as bordas adjacentes não deva ser menor que o tamanho total da letra. A separação vertical entre as bordas de letras em linhas sucessivas não deve ser menor que o tamanho das letras maiores e nem maior que o dobro do seu tamanho. Quando todas as dez letras são mostradas em uma única linha, elas devem ser separadas em dois grupos de cinco para uma orientação mais fácil. No caso das letras

maiores, as limitações de espaço podem requerer que haja duas linhas de cinco letras cada. As letras devem ser pretas em um fundo branco com contraste não menor que 0,85. A luminância do fundo branco deve ser de 85 +/- 5 candela/m² (SLOAN, 1978).

É determinada a acuidade pelo menor tamanho em que 7 de 10 (ou 6 de 8) letras são corretamente identificadas a uma dada distância. É recomendado que a distância de teste para aferição da acuidade visual para longe seja de seis metros. Cada tamanho de letra na escala deve ser indicado para mostrar a distância, em metros, na qual o detalhe crítico enquadra-se num ângulo visual de um minuto. Uma vez que aferições sequenciais da acuidade visual podem ser afetadas pela memória dos optótipos, é recomendado que mais de uma escala esteja disponível com diferentes ordens de optótipos (SLOAN, 1978).

2.2.2.2 Padronização para aferição da acuidade visual para intermediário

O teste para aferição da acuidade visual para a visão intermediária foi padronizado neste estudo em 60 cm de distância. A iluminação foi controlada em 85 cd/m². Usou-se a tabela Logmar na distância citada anteriormente (a mesma tabela utilizada para perto).

2.2.2.3 Padronização para aferição da acuidade visual para perto

O teste para aferição da acuidade visual para perto foi feito à 33 cm de distância. As linhas sucessivas não devem estar muito juntas. A

iluminação foi controlada em 85 cd/m².

2.2.3 Técnica cirúrgica

2.2.3.1 Pré-operatório

2.2.3.1.1 Antibióticos

Os pacientes utilizaram colírio de moxifloxacino, 5 vezes ao dia, e colírio de cetorolaco de trometamina, a cada 8 horas, dois dias antes da cirurgia.

2.2.3.1.2 Midríase

Foi realizada uma dilatação pupilar, aproximadamente 45 minutos antes da cirurgia, com instilação de solução de tropicamida (ALCON, USA) 1% e cloridrato de fenilefrina (ALCON, USA) 10%, numa proporção de 1:1 (uma gota a cada 5 minutos por 3 vezes).

2.2.3.1.3 Anestesia

A anestesia, em todos os casos, foi tópica, com instilação de cloridrato de lidocaína geléia a 2% (ASTRA ZENECA, Argentina) 20 minutos antes da cirurgia por duas vezes em um intervalo de 10 minutos.

Foram utilizadas também uma gota de cloridrato de proximetacaína (ALCON, USA) e uma gota de colírio de iodopovidona 5% (OPHTHALMOS, BRA), antes do cloridrato de lidocaína geleia a 2%.

Por via endovenosa, utilizou-se 1,0 mg de midazolam (ROCHE,

Brasil) e 25 µg de fentanil (ROCHE, Brasil).

2.2.3.1.4 Técnica cirúrgica

Foi realizada uma incisão principal com bisturi de 2,75 mm (ALCON, USA). Logo em seguida, a câmara anterior foi preenchida por substância de metilcelulose a 2% (OPHTHALMOS, BRA) e realizada a paracentese com bisturi 15° (ALCON, USA). Quando possível, a incisão principal foi realizada no eixo mais curvo da córnea.

A troca de humor aquoso foi feita por substância de metilcelulose a 2% (OPHTHALMOS, BRA) e com pinça de Ultrata a capsulorrexe foi realizada no sentido horário.

A capsulorrexe foi feita em um diâmetro de 5,0 mm a 5,5 mm. Procurou-se fazer uma capsulorrexe bem centrada e circular, de tal forma que os anéis difrativos não fossem cobertos pela capsulorrexe.

Utilizando uma cânula de 23 Gauge e solução salina balanceada, foram realizadas hidrodissecção e hidrodelineação, quando possível.

Para a emulsificação do núcleo, foram utilizados ponteira tipo Kelman de 30 graus, ABS e aparelho Legacy da Alcon (ALCON, USA).

O núcleo foi dividido em duas partes e realizada a emulsificação das metades do núcleo pela técnica de FacoChop.

Todo o córtex do cristalino foi removido por uma caneta de

aspiração-irrigação automatizada.

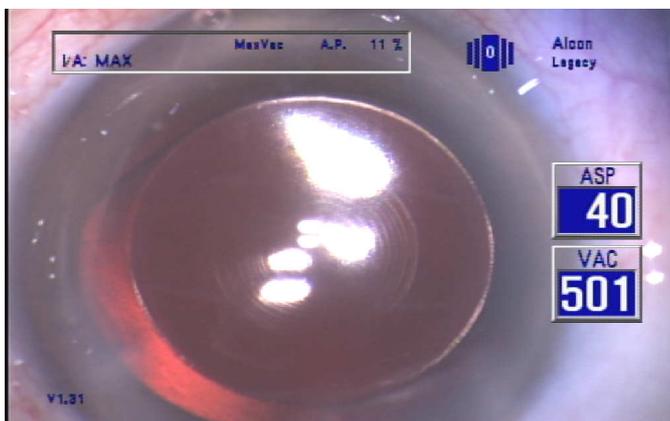
Após o término deste processo, iniciou-se a infusão de metilcelulose a 2% (OPHTHALMOS, BRA) para preencher o saco capsular, facilitando a introdução da LIO.

Em todas as cirurgias, as lentes intraoculares multifocais foram implantadas no saco capsular por meio de injetores (ALCON, USA). Em seguida, pedido ao paciente para olhar na luz e feito uma minuciosa centragem da lente Restor ou uma leve descentração nasal inferior.

Concluído o implante da lente intra-ocular, era aspirado todo o viscoelástico remanescente com irrigação-aspiração automatizada, com devida reposição de solução balanceada e injeção no estroma da incisão da córnea, a fim de causar um edema estromal e tornar a incisão autosecante.

Ao final da cirurgia, certificou-se de que a coaptação das bordas da incisão era satisfatória e autosecante. Foi instilada uma gota de colírio composto de cloridrato de moxifloxacino (ALCON, USA).

Figura 11: Aspecto final da cirurgia de facoemulsificação com implante de lente intraocular multifocal Restor



Fonte: Próprio autor, 2007.

2.2.3.2 Pós-operatório

Após a cirurgia, os pacientes eram orientados quanto aos cuidados a serem tomados (alimentação, higiene pessoal, etc.) e recebiam também a orientação para a utilização dos seguintes medicamentos: cloridrato de Moxifloxacino (ALCON, USA) 5 vezes ao dia (a cada 3 h), nos primeiros 7 dias, acetato de prednisolona 1% (ALLERGAN, USA) 5 vezes ao dia, em esquema regressivo semanal, até completar 5 semanas e cetorolaco de trometamina de 8/8 h por 30 dias.

2.2.4 Método estatístico(GAMERMA & MIGON,1997)

O nível de significância utilizado em todos os testes realizados neste trabalho foi de 5% (p -valor $< 0,05$).

Primeiramente aplicou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar se os dados seguem uma distribuição normal, pois a partir deste resultado foram escolhidos os testes para as análises posteriores.

Nenhuma das variáveis relativas às acuidades visuais possuíam distribuição normal (p -valor $< 0,05$), sendo assim os testes de comparação a serem utilizados foram os testes não-paramétricos.

Para comparar a medida da acuidade visual entre os pacientes com lente esférica e esférica utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis, que verifica se há diferença entre os valores em cada grupo. Existirá diferença nas características onde de p -valor menor que 0,05. O teste de Kruskal-Wallis é um teste não-paramétrico. Na análise não pareada, cada unidade do

estudo é observada ou medida apenas uma vez, ao contrário da situação de dados pareados, onde cada unidade da análise é observada e medida duas ou mais vezes. No caso do presente estudo, foi utilizado para as análises de acuidade visual o teste de Kruskal-Wallis para dados não-pareados.

Em primeiro lugar, fez-se a seguinte pergunta: a diferença observada entre as médias de dois grupos foi estatisticamente significativa? Em seguida, foi indagado se a diferença foi importante ou não?

A fórmula do teste 't' é uma razão. O numerador refere-se à diferença entre as duas médias. O denominador refere-se à medida de variabilidade ou dispersão dos dados observados. A variabilidade é essencialmente confusa e de difícil comparabilidade entre os grupos. A fórmula do teste é:

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{SE(\bar{x}_1 - \bar{x}_2)}$$

O denominador desta fórmula é chamado de erro padrão da diferença. Para computá-lo, deve-se calcular a variância para cada grupo e dividi-la pelo número de observações em cada grupo menos um. Somam-se estes dois valores e tira-se a raiz quadrada. A fórmula específica é mostrada a seguir:

$$SE(\bar{x}_1 - \bar{x}_2) = \sqrt{\frac{Var_1}{(n_1 - 1)} + \frac{Var_2}{(n_2 - 1)}}$$

A fórmula final combinada para o teste 't' é:

$$t = \frac{x_1 - x_2}{\sqrt{\frac{Var_1}{(n_1 - 1)} + \frac{Var_2}{(n_2 - 1)}}}$$

O valor de t será positivo se a média do grupo um for maior do que a do grupo dois e negativo em caso contrário. Uma vez computado o valor de t , deve-se encontrar um valor conhecido em uma tabela de significância, o qual mostra quando a razão é grande o suficiente para dizer que a diferença entre os grupos é significativa. Em outras palavras, a diferença observada não se deve ao acaso ou ao erro por amostragem.

Programas estatísticos rotineiramente imprimem saídas de resultados de testes de significância, poupando o trabalho de se olhar a tabela. Neste caso, considera-se um valor p (denominado pelos programas de *p-value*) que nada mais é do que a probabilidade de ocorrência do evento. O *p-value* é uma medida do quanto confiável deseja-se que o observado na amostra seja também verdadeiro para a população. O *p-value* é importante quando se quer inferir ou extrapolar o resultado para a população.

Entende-se por ' p ' a probabilidade associada a um determinado evento. O valor de p é usualmente interpretado como a probabilidade de que os resultados encontrados na amostra não refletem o que ocorre na população da qual a amostra foi retirada. Então, se o *p-value* é 0,10, diz-se que existe uma probabilidade ou chance de 10% de que o que foi

encontrado na amostra não reflete a realidade da população. Em contrapartida, há 90% de confiança de que o que foi encontrado na amostra reflete a realidade da população. Em outras palavras, diz-se que se amostras repetidas fossem extraídas da população em questão. Então em 90% das vezes seria esperado encontrar um valor pelo menos próximo do encontrado na primeira amostra (supondo-se que foram seguidos os critérios probabilísticos para seleção da amostra).

Tal como qualquer teste de significância, é necessário definir um nível alfa, que é o *p-value* escolhido em pesquisas como fator de decisão para aceitar a hipótese formulada. Este é o nível de aceitação pré-determinado. O nível alfa não é calculado, ele foi convencionado pelos pesquisadores. Nas Ciências Sociais, um nível de 0,05 é geralmente considerado aceitável. Muitos pesquisadores não aceitam um *p-value* maior que 0,10. Isto significa que, apenas se o pesquisador está de 90% (*p-value* = 0,10) a 95% (*p-value* = 0,05) certo de seus achados, ele submeterá suas descobertas ao público.

Assim, o mundo acadêmico considera 0,05 ou 0,10 como uma marca referencial de significância estatística. Só que isto realmente depende da situação. Em pesquisas médicas, onde se deseja um suporte para verificar o potencial de uma nova droga ou tratamento, deve-se utilizar níveis mais restritos de significância (neste caso, o valor utilizado é de 0,05).

Na maioria das pesquisas, tem-se como regra a escolha de um nível alfa de 0,05. Isto significa que, em 5% das vezes, deve-se encontrar

uma diferença estatística significativa entre as médias. O teste t também requer que se determinem os graus de liberdade para o cálculo. Neste teste, o número de graus de liberdade é igual à soma de pessoas ou observações dos grupos menos dois. Dado o nível alfa, os graus de liberdade e o valor da estatística t , pode-se encontrar o valor conhecido em uma tabela padrão de significância para determinar quando a estatística t é suficientemente maior para ser significativa. Isto é, pode-se concluir que a diferença entre as médias de dois grupos de dados é estatisticamente diferente.

O teste t é um teste paramétrico. No caso de se utilizar este teste, algumas suposições devem ser estabelecidas:

- As observações devem ser independentes e não pareadas (se pareadas deve-se utilizar o teste t pareado);
- As observações de cada grupo são amostras retiradas de uma população normalmente distribuída;
- As variâncias para os dois grupos independentes devem ser consideradas na interpretação do teste estatístico.

Se estas suposições não forem satisfeitas, é melhor utilizar um teste não paramétrico. Na análise não pareada, cada unidade do estudo é observada ou medida apenas uma vez, ao contrário da situação de dados pareados, onde cada unidade da análise é observada e medida duas ou mais vezes. No caso do presente estudo, foi utilizado para medir os resultados do exame de aberrometria o teste t para dados não-pareados.

3 RESULTADOS

O presente estudo teve por objetivo comparar os resultados da acuidade visual dos pacientes após a cirurgia de catarata em relação ao tipo de lente intra-ocular utilizada.

Foram coletadas as medidas para análise da acuidade visual em 6 condições diferentes, com e sem correção, nas distâncias de Perto (30 cm), Intermediário (60 cm) e Longe (6 m).

Primeiramente serão analisadas as frequências, os percentuais, médias e desvios dos pacientes. Em relação à acuidade visual (AV) e ao modelo de lente utilizada, serão realizados testes estatísticos para verificar se existe alguma diferença significativa nas variáveis observadas.

3.1 Medidas descritivas

Os pacientes analisados tinham idade média de 70 anos, variando de 58 a 79 anos. Em relação ao sexo dos pacientes, 72,23% eram do sexo feminino e 27,77% eram do sexo masculino. A dioptria das lentes intraoculares multifocais implantadas nos pacientes deste estudo, apresentou-se dentro dos valores mais comuns, onde 83,8% dos pacientes usaram lentes intraoculares com medidas entre 20 e 24 dioptrias, com uma média de 21,4 com desvio de $\pm 2,1$ (tabela 1). Apenas 1 paciente apresentou medida 24,5, considerado normal, mas 14,7% dos pacientes tiveram a medida da dioptria menor do que 20. Os menores valores observados da dioptria foram 11,5 e 17.

Tabela 2: Medidas descritivas da Idade e dioptria dos pacientes

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão
Idade	68	58	79	70	6
Dioptria	68	11,5	24,5	21,4	2,1

Fonte: próprio autor

A medida da acuidade visual média dos pacientes com lente esférica foi pior na distância intermediária onde a AV foi, aproximadamente, de 20/32 sem ou com a correção. Para perto e longe a AV ficou em torno de 20/20.

Pelo intervalo de confiança é possível afirmar que se este estudo fosse realizado 100 vezes com as mesmas características em 95% das vezes seriam encontradas medidas da acuidade visual dentro daquele intervalo, ou seja, a medida real da acuidade visual dessa amostra de pacientes é de 20/20 para perto e longe e na distância intermediária pode ser de 20/25 até 20/40, aproximadamente.

Tabela 3: Medidas descritivas da acuidade visual pelo tipo de lente

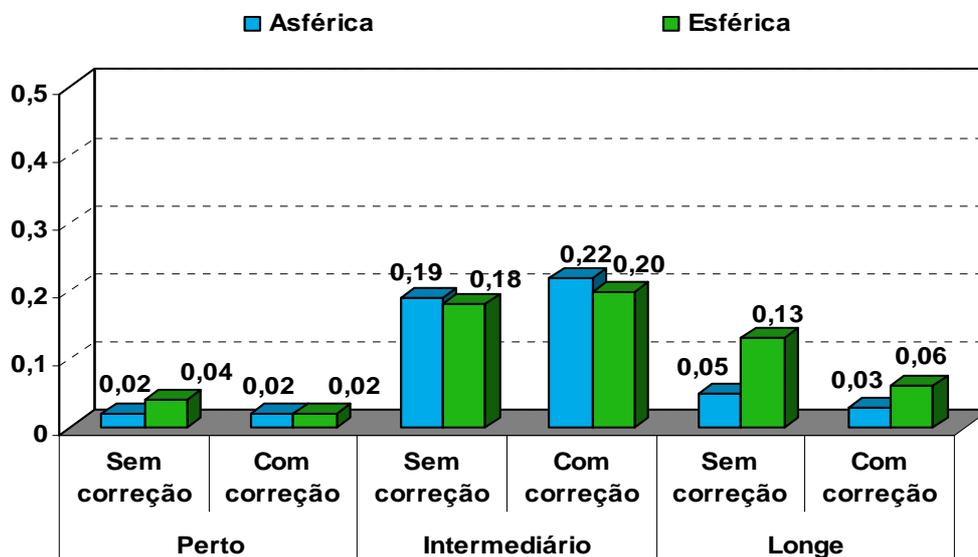
	N	Mín.	Máx	Média	Desvio-padrão	Intervalo de confiança (95%)
Asférica						
Acuidade visual sem correção para perto	29	0	0,1	0,02	0,04	0,00 - 0,03
Acuidade visual com correção para perto	29	0	0,1	0,02	0,04	0,00 - 0,03
Acuidade visual sem correção intermediária	29	0	0,48	0,19	0,14	0,14 - 0,25
Acuidade visual com correção intermediária	29	0	0,4	0,22	0,14	0,17 - 0,27
Acuidade visual sem correção para longe	29	0	0,3	0,05	0,09	0,02 - 0,08
Acuidade visual com correção para longe	29	0	0,18	0,03	0,05	0,01 - 0,05
Esférica						
Acuidade visual sem correção para perto	39	0	0,3	0,04	0,07	0,01 - 0,06
Acuidade visual com correção para perto	39	0	0,18	0,02	0,04	0,01 - 0,03
Acuidade visual sem correção intermediária	39	0	0,4	0,18	0,12	0,14 - 0,21
Acuidade visual com correção intermediária	39	0	0,4	0,20	0,10	0,17 - 0,23
Acuidade visual sem correção para longe	39	0	0,3	0,13	0,10	0,10 - 0,16
Acuidade visual com correção para longe	39	0	0,3	0,06	0,07	0,04 - 0,08

Fonte: próprio autor

Os pacientes com lente Restor Esférica-SN60D3 também apresentaram acuidade visual, em média, de 20/20, para perto e para longe, com correção. Na distância intermediária a AV foi, em média, de 20/30 sem correção e 20/32 com correção. Nessas lentes, a acuidade visual para longe, sem correção, alcançou a média de 20/25.

No gráfico a seguir, que representa o valor médio da acuidade visual em cada medida realizada pelo grupo de pacientes, é possível verificar a diferença entre os pacientes de lente esférica e esférica na visão longe sem correção.

Gráfico 1: Valor médio da acuidade visual segundo o tipo de lente



Fonte: próprio autor

3.1.1 Acuidade visual SEM correção para PERTO

A acuidade visual (AV) dos pacientes após a cirurgia sem

correção para perto apresentou 82,8%, dos pacientes que usavam lente esférica, em 20/20 e 74,4% daqueles com lente esférica em 20/20.

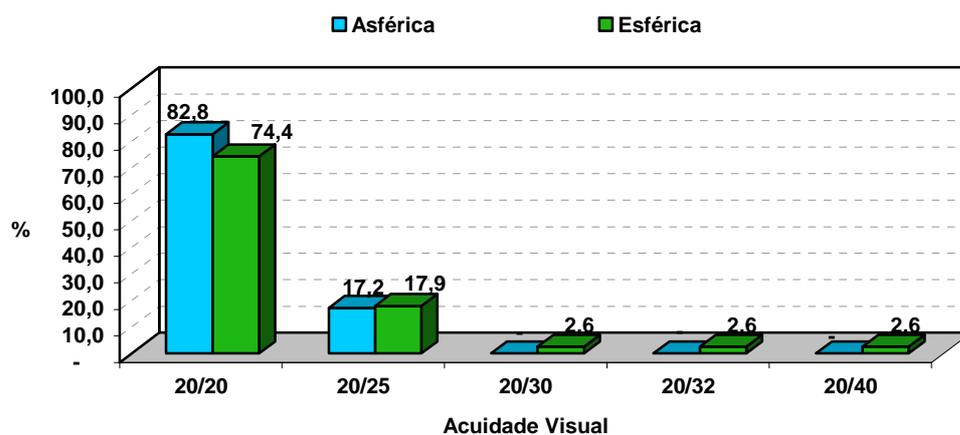
Os pacientes com lente esférica ainda apresentaram visão de 20/30 (2,6%), 20/32 (2,6%) e 20/40 (2,6%) diferentemente dos pacientes com lente esférica. Para perto sem correção os dois grupos de pacientes (lente esférica e lente esférica) tem aproximadamente a mesma acuidade visual.

Tabela 4: Frequência da acuidade visual SEM correção para PERTO segundo o tipo de lente

Acuidade Visual	Lente				Total	
	Asférica		Esférica			
	N	%	N	%	N	%
20/20	24	82,8	29	74,4	53	77,9
20/25	5	17,2	7	17,9	12	17,6
20/30	0	-	1	2,6	1	1,5
20/32	0	-	1	2,6	1	1,5
20/40	0	-	1	2,6	1	1,5
Total	29	100,0	39	100,0	68	100,0

Fonte: próprio autor

Gráfico 2: Percentual da acuidade visual SEM correção para PERTO segundo o tipo de lente



Fonte: próprio autor

3.1.2 Acuidade visual COM correção para PERTO

A acuidade visual com correção para perto foi de 20/20 em

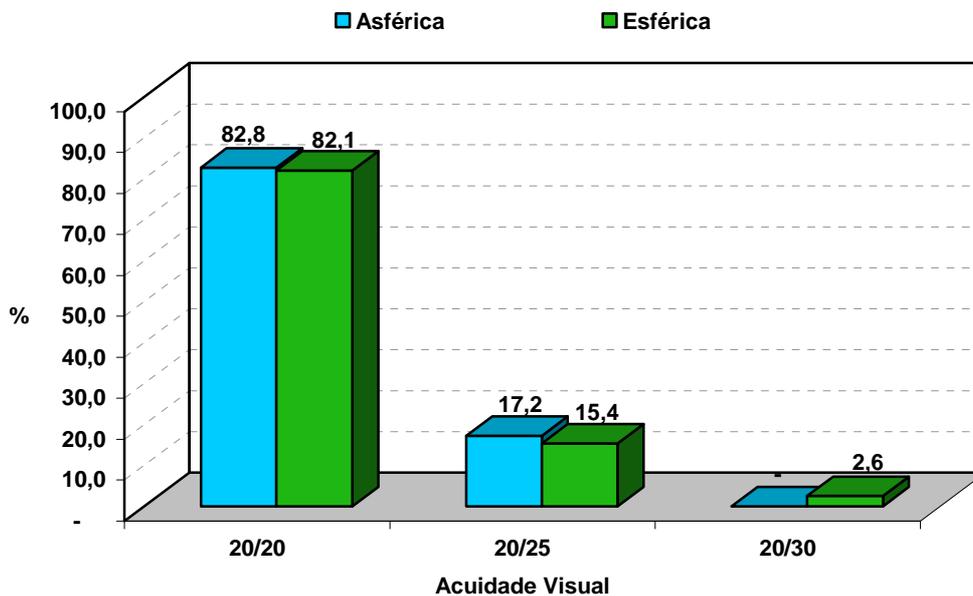
82,8% dos pacientes com lente asférica enquanto nos pacientes com lente esférica foi 82,1%. Apenas 1 (2,6%) paciente com lente esférica teve visão 20/30.

Tabela 5: Frequência da acuidade visual COM correção para PERTO segundo o tipo de lente

Acuidade Visual	Lente				Total	
	Asférica		Esférica			
	N	%	N	%	N	%
20/20	24	82,8	32	82,1	56	82,4
20/25	5	17,2	6	15,4	11	16,2
20/30	0	-	1	2,6	1	1,5
Total	29	100,0	39	100,0	68	100,0

Fonte: próprio autor

Gráfico 3: Percentual da acuidade visual COM correção para PERTO segundo o tipo de lente



Fonte: próprio autor

3.1.3 Acuidade visual SEM correção para INTERMEDIÁRIA

Quando se compara a acuidade visual em relação ao tipo de

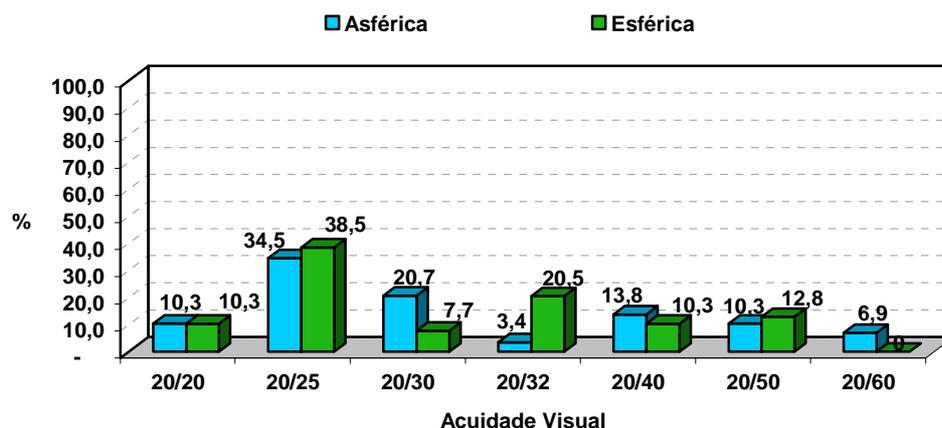
lente sem correção à distância intermediária os pacientes com lente esférica demonstram melhor acuidade visual, onde 65,5% tem AV até 20/30. Nos pacientes com lente esférica esse percentual é de 46,5%. Neste caso as frequências distribuíram-se entre todas as categorias da acuidade visual sendo verificados pacientes com AV de até 20/60. Este resultado será confirmado com os testes estatísticos.

Tabela 6: Frequência da acuidade visual SEM correção para INTERMEDIÁRIA segundo o tipo de lente

Acuidade Visual	Lente				Total	
	Asférica		Esférica			
	N	%	N	%	N	%
20/20	3	10,3	4	10,3	7	10,3
20/25	10	34,5	15	38,5	25	36,8
20/30	6	20,7	3	7,7	9	13,2
20/32	1	3,4	8	20,5	9	13,2
20/40	4	13,8	4	10,3	8	11,8
20/50	3	10,3	5	12,8	8	11,8
20/60	2	6,9	0	0	2	2,9
Total	29	100	39	100	68	100

Fonte: próprio autor

Gráfico 4: Percentual da acuidade visual SEM correção para INTERMEDIÁRIA segundo o tipo de lente



Fonte: próprio autor

3.1.4 Acuidade visual COM correção para INTERMEDIÁRIA

Quando se coloca a correção no paciente para a distância

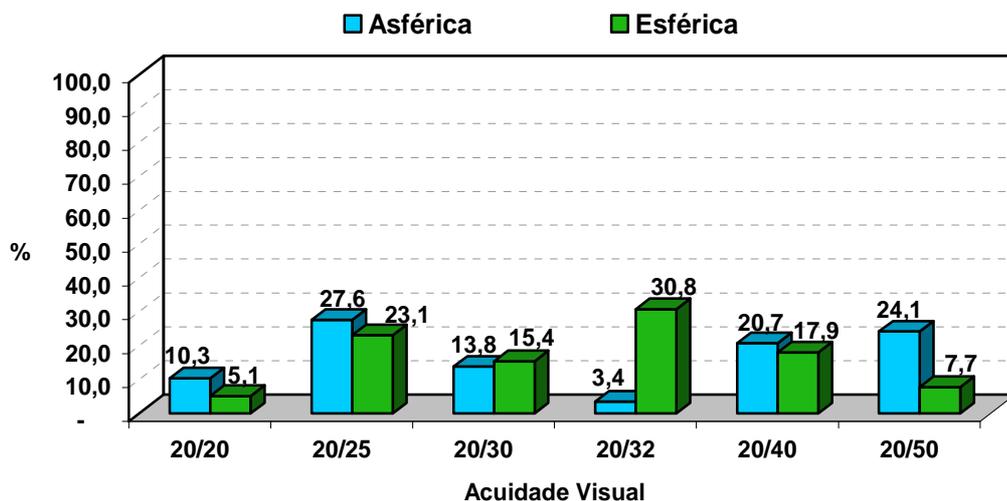
intermediária não há melhora da acuidade visual, pois aqueles com AV até 20/30 com lente asférica equivalem agora a 51,7% e com lente esférica a 43,6%. É preciso verificar se algum fator externo possa ter influenciado os dados e prejudicado os resultados, pois nesse caso a visão teria que ter melhorado. Este resultado será confirmado com os testes estatísticos.

Tabela 7: Frequência da acuidade visual COM correção para INTERMEDIÁRIA segundo o tipo de lente

Acuidade Visual	Lente				Total	
	Asférica		Esférica			
	N	%	N	%	N	%
20/20	3	10,3	2	5,1	5	7,4
20/25	8	27,6	9	23,1	17	25,0
20/30	4	13,8	6	15,4	10	14,7
20/32	1	3,4	12	30,8	13	19,1
20/40	6	20,7	7	17,9	13	19,1
20/50	7	24,1	3	7,7	10	14,7
Total	29	100,0	39	100,0	68	100,0

Fonte: próprio autor

Gráfico 5: Percentual da acuidade visual COM correção para INTERMEDIÁRIA segundo o tipo de lente



Fonte: próprio autor

3.1.5 Acuidade visual SEM correção para LONGE

Dos pacientes que utilizavam a lente asférica, 69% teve visão

20/20 quando avaliado sem correção e à distância longe. Naqueles pacientes com lente esférica a maioria (38,5%) teve visão 20/25 a essa distância sem a correção.

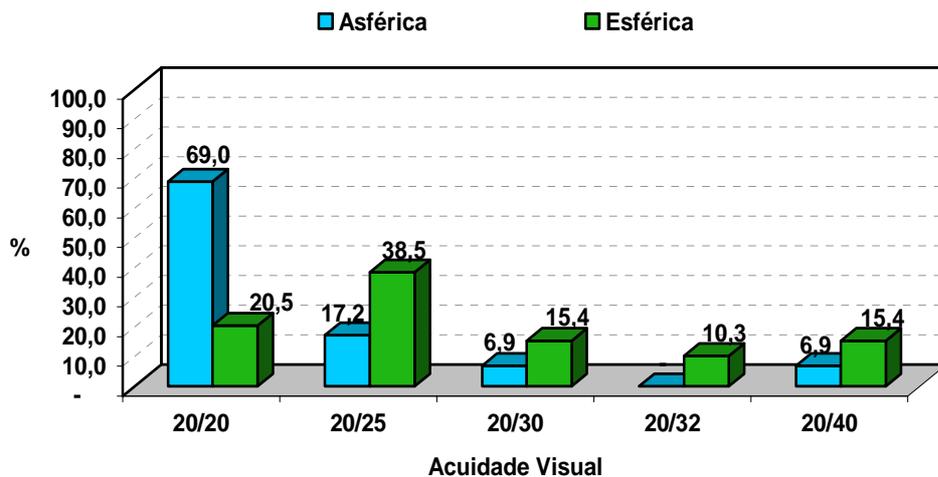
Para longe sem correção os pacientes com lente esférica apresentaram melhor acuidade visual

Tabela 8: Frequência da acuidade visual SEM correção para LONGE segundo o tipo de lente

Acuidade Visual	Lente				Total	
	Asférica		Esférica			
	N	%	N	%	N	%
20/20	20	69,0	8	20,5	28	41,2
20/25	5	17,2	15	38,5	20	29,4
20/30	2	6,9	6	15,4	8	11,8
20/32	0	-	4	10,3	4	5,9
20/40	2	6,9	6	15,4	8	11,8
Total	29	100,0	39	100,0	68	100,0

Fonte: próprio autor

Gráfico 6: Percentual da acuidade visual SEM correção para LONGE segundo o tipo de lente



Fonte: próprio autor

3.1.6 Acuidade visual COM correção para LONGE

Quando é colocada a correção (óculos) no paciente à maior

distância há melhora na acuidade visual, pois o número de pacientes com lente esférica e AV 20/25 aumentou (foi de 17,2% para 27,6%).

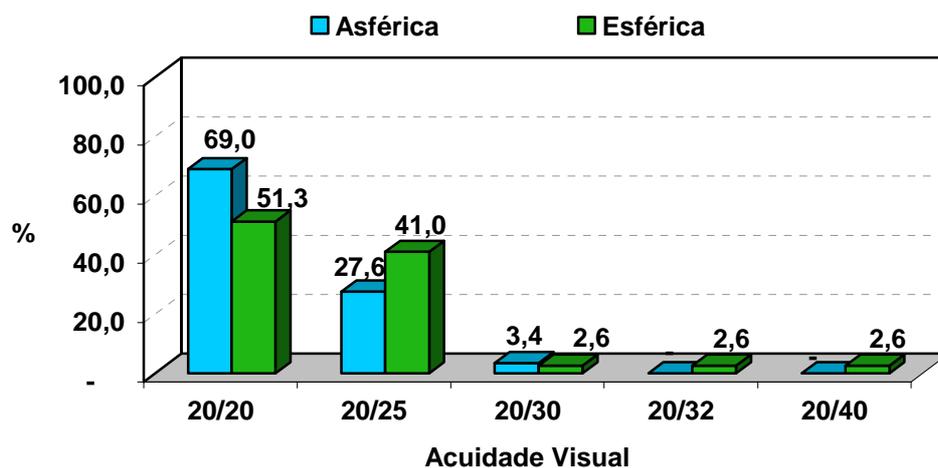
Nos pacientes com lente esférica essa melhora foi ainda maior. Aqueles com AV 20/20 passaram de 20,5% para 51,3%, e os de AV 20/25 de 38,5% para 41%.

Tabela 9: Frequência da acuidade visual COM correção para LONGE segundo o tipo de lente

Acuidade Visual	Lente				Total	
	Asférica		Esférica			
	N	%	N	%	N	%
20/20	20	69,0	20	51,3	40	58,8
20/25	8	27,6	16	41,0	24	35,3
20/30	1	3,4	1	2,6	2	2,9
20/32	0	-	1	2,6	1	1,5
20/40	0	-	1	2,6	1	1,5
Total	29	100,0	39	100,0	68	100,0

Fonte: próprio autor

Gráfico 7: Percentual da acuidade visual COM correção para LONGE segundo o tipo de lente



Fonte: próprio autor

3.2 Comparações e testes dos exames de acuidade visual

O nível de significância utilizado em todos os testes realizados

neste trabalho foi de 5% (p -valor $< 0,05$).

Primeiramente aplicou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar se os dados seguem uma distribuição normal, pois a partir deste resultado é que serão escolhidos os testes para as análises posteriores.

Segundo a tabela 10, nenhuma das variáveis possui distribuição normal (p -valor $< 0,05$), sendo assim os testes de comparação a serem utilizados serão testes Não-paramétricos.

Tabela 10: Teste de Kolmogorov - Smirnov para a acuidade visual

	AV	p-valor
Acuidade visual sem correção para perto		0,000
Acuidade visual com correção para perto		0,000
Acuidade visual sem correção intermediária		0,003
Acuidade visual com correção intermediária		0,022
Acuidade visual sem correção para longe		0,001
Acuidade visual com correção para longe		0,000

*Estatisticamente significativo

Fonte: próprio autor

Para comparar a medida da acuidade visual entre os pacientes com lente esférica e esférica utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis, que verifica se há diferença entre os valores em cada grupo. Existirá diferença nas características onde de p -valor menor que 0,05.

A tabela a seguir representa os valores de p para este teste. Neste caso só houve diferença estatisticamente significativa na acuidade visual dos pacientes quando esta AV foi medida sem correção e longe, onde os pacientes com lente esférica têm pior AV nesta distância.

Tabela 11: Teste de Kruskal-Wallis para a acuidade visual para os tipos de lente

AV	p-valor
Acuidade visual sem correção para perto	0,345
Acuidade visual com correção para perto	0,903
Acuidade visual sem correção intermediária	0,798
Acuidade visual com correção intermediária	0,743
Acuidade visual sem correção para longe	0,000*
Acuidade visual com correção para longe	0,133

*Estatisticamente significativo

Fonte: próprio autor

Com este resultado pode-se afirmar que a lente esférica possibilita melhor acuidade visual aos pacientes que a esférica na situação em que não há correção visual e a distância é longe. Os pacientes com lente esférica têm em média 0,1 a mais na medida da acuidade visual. Nas outras condições não se pode afirmar que a visão com a lente esférica ou com a esférica é melhor. Somente a medida da acuidade visual para longe sem correção diferiu das demais. Assim, as outras medidas são estatisticamente iguais.

O presente estudo também teve por objetivo comparar os resultados da aberrometria dos pacientes após a cirurgia de catarata em relação ao tipo de lente intra-ocular utilizada. O *software* utilizado na análise foi o SPSS (*Statistical Package for Social Science*) versão 13.0.

Foram coletadas as medidas para as aberrações oculares considerando o total de aberrações em 5 mm e 6 mm de pupila, a HOA em 5 mm e 6 mm e a aberração esférica em 6 mm.

Nem todos os pacientes que participaram do estudo fizeram este exame, diminuindo o número de olhos avaliados em cada tipo de lente. O percentual de olhos com lente esférica diminuiu de 29 para 19 (queda de 34,5%) no exame de aberrometria enquanto os com lente esférica diminuiram de 39 para 29 (queda de 25,64%).

Tabela 12: Frequência de olhos avaliados pelo tipo de lente segundo acuidade visual e aberrometria

	N inicial	% inicial	N aberrometria	% aberrometria
Asférica	29	42,65	19	39,58
Esférica	39	57,35	29	60,42
	68	100,0	48	100,0

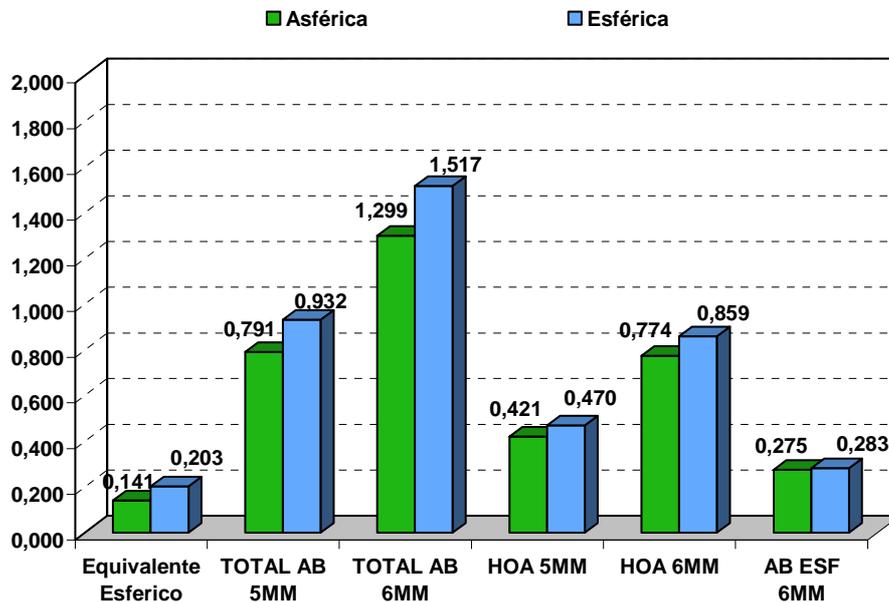
Fonte: próprio autor

Tabela 13: Medidas descritivas da aberrometria pelo tipo de lente

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio-padrão	Intervalo de confiança (95%)
Asférica						
Equivalente Esférico	19	-0,880	1,400	0,141	0,553	-0,143 - 0,426
Aberração total 5 mm	19	0,410	1,430	0,791	0,283	0,645 - 0,936
Aberração total 6 mm	18	0,610	2,810	1,299	0,514	1,026 - 1,573
HOA 5 mm	19	0,200	0,650	0,421	0,124	0,357 - 0,484
HOA 6 mm	18	0,490	1,280	0,774	0,223	0,656 - 0,893
Aberração Esférica 6 mm	18	0,110	0,560	0,275	0,129	0,206 - 0,344
Esférica						
Equivalente Esférico	29	-0,560	1,210	0,203	0,480	0,021 - 0,386
Aberração total 5 mm	29	0,420	1,730	0,932	0,349	0,800 - 1,065
Aberração total 6 mm	28	0,520	2,630	1,517	0,581	1,291 - 1,742
HOA 5 mm	29	0,170	0,890	0,470	0,161	0,409 - 0,531
HOA 6 mm	28	0,400	1,550	0,859	0,280	0,751 - 0,968
Aberração Esférica 6 mm	28	-0,470	0,530	0,283	0,227	0,195 - 0,371

Fonte: próprio autor

Gráfico 8: Valor médio da aberrometria segundo o tipo de aberrações



Fonte: próprio autor

Comparações e testes do exame de aberrometria

O nível de significância utilizado em todos os testes realizados neste trabalho foi de 5% (p -valor $< 0,05$).

Primeiramente aplicou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar se os dados seguem uma distribuição normal, pois a partir deste resultado é que serão escolhidos os testes para as análises posteriores.

Segundo a tabela 14, todas as variáveis possuem distribuição normal (p -valor $> 0,05$), sendo assim os testes de comparação a serem utilizados serão testes paramétricos, ANOVA e Teste t.

Tabela 14: Teste de Kolmogorov- Smirnov para a aberrometria

AV	p-valor
Equivalente Esférico	0,965
Aberração total 5 mm	0,273
Aberração total 6 mm	0,742
HOA 5 mm	0,556
HOA 6 mm	0,339
Aberração Esférica 6 mm	0,360

*Estatisticamente significativo

Fonte: próprio autor

Para comparar a medida das aberrações do olho com lente esférica e esférica utilizou-se a Análise de variância (ANOVA), que verifica se há diferença entre os valores em cada tipo de lente. Existirá diferença nas características onde p-valor for menor que 0,05.

Tabela 15: Análise de variância para os tipos de lente segundo as medidas de aberrometria

AV	p-valor
Equivalente Esférico	0,692
Aberração total 5 mm	0,162
Aberração total 6 mm	0,221
HOA 5 mm	0,284
HOA 6 mm	0,305
Aberração Esférica 6 mm	0,895

*Estatisticamente significativo

Fonte: próprio autor

Com este resultado verifica-se que nenhuma das variáveis medidas apresenta-se de maneira diferente em relação ao tipo de lente presente no olho, ou seja, não há diferença estatística entre as medidas do equivalente esférico e as aberrações do olho entre a lente esférica e esférica.

Assumindo pressupostos paramétricos para os dados em estudo pode-se realizar o teste t para dados pareados (tipo “antes e depois”, neste caso com pupila a 5 e 6 mm).

O teste *t* pareado compara os valores de cada variável com 5 e 6 mm de pupila na aberração total, HOA e aberração esférica. Em todas as variáveis houve aumento na medida da aberração de 5 mm para 6 mm.

Quando se compara a medida da aberração total a 5 e 6 mm verifica-se que há diferença entre elas tanto nos olhos com lente asférica quanto esférica. Em média há um aumento de 0,511 unidades na medida da AB total a 6 mm em relação a de 5 mm nos olhos com lente asférica. Com lente esférica esse aumento na aberração total é de 0,596.

Considerando a aberração HOA a 5 e 6 mm há diferença significativa tanto na asférica quanto na esférica, sendo maior a 6 mm em 0,346 e 0,385 unidades respectivamente.

Como não foi medida a aberração esférica na medida de pupila de 5 mm comparou-se sua medida a 6 mm com as medidas da aberração total. As duas medidas de aberração total a 5 e 6 mm são maiores que a aberração esférica a 6 mm nas duas lentes. Isso ocorreu pois a aberração total contém a aberração esférica, ou seja, seu valor será sempre maior.

Tabela 16: Comparação entre as medidas de aberrações com pupilas de 5mm e 6 mm entre as lentes asféricas e esféricas

Acuidade Visual	Asférica		Esférica	
	Diferença média	p-valor	Diferença média	p-valor
AB total 5 mm x AB total 6 mm	-0,511	0,000	-0,596	0,000
HOA 5 mm x HOA 6 mm	-0,346	0,000	-0,385	0,000
AB total 5 mm x AB Esférica 6 mm	1,024	0,000	1,233	0,000
AB total 6 mm x AB Esférica 6 mm	0,513	0,000	0,638	0,000

*Estatisticamente significativo

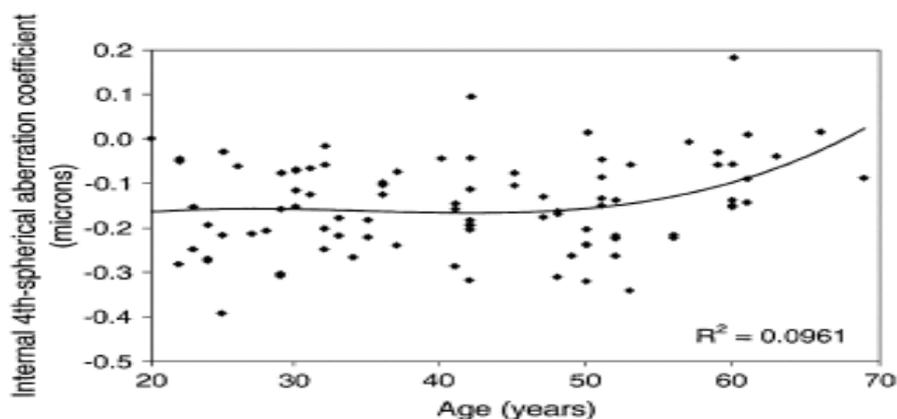
Fonte: próprio autor

Portanto, a lente asférica e esférica, neste estudo, não difere em relação às aberrações do olho, ou seja, nenhuma delas possibilita a diminuição das aberrações. Talvez num estudo maior, com uma amostra de olhos mais significativa, podem-se encontrar diferenças nesses valores entre as lentes.

4 DISCUSSÃO

AMANO *et. al.* (2004) encontraram que o coma e a aberração esférica do olho aumentam com a idade(Figura 12), relacionada às mudanças ópticas internas, presumivelmente pela diminuição da aberração esférica negativa do cristalino, que vai mudando seu tamanho e forma com o envelhecimento do olho. Porém o aumento no coma é provavelmente devido às mudanças corneanas que acontecem ao longo da vida. Estas mudanças no perfil das aberrações, com o passar do tempo, podem reduzir a qualidade de visão. Esta redução não pode ser avaliada somente pela acuidade visual feita em condições fotópicas de alto contraste por meio das tabelas de Snellen.

Figura 12: Alteração da aberração esférica ocular com a idade



Fonte: Amano *et. al.*, 2004.

WANG *et. al.* (2006) verificaram que a córnea é afetada por um coma horizontal e por uma aberração esférica positiva. Já o cristalino possui

uma aberração esférica negativa, as quais combinam com aquelas da córnea e frequentemente tendem a serem compensadas.

Na cirurgia da catarata, as lentes naturais são removidas e trocadas por lentes intraoculares artificiais. No pós-operatório, com a exceção das aberrações esféricas positivas, o olho se torna praticamente livre de aberrações (KELLY *et. al.*, 2004). Porém BARBERO *et. al.* (2003) demonstraram que esta aberração esférica tende à aumentar no paciente pseudofácico, porque as lentes intraoculares convencionais esféricas acrescentam mais aberração esférica positiva àquelas já pré-existente na córnea. Como resultado deste acréscimo de aberração esférica os pacientes pseudofácicos com lentes intraoculares esféricas apresentam diminuição da sensibilidade ao contraste, especialmente em condições mesópicas e escotópicas (PIERS *et. al.*, 2004).

Para o restabelecimento do equilíbrio das aberrações esféricas do olho e melhora da sensibilidade ao contraste, as lentes intraoculares asféricas foram recentemente introduzidas. Estas lentes intraoculares são projetadas para compensar a aberração esférica positiva da córnea encontrada em uma população de olhos normais. Elas têm uma superfície asférica prolada, cujo resultado tem sido uma lente intraocular com uma aberração esférica negativa. Conseqüentemente, pela neutralização da aberração esférica positiva da córnea pela aberração esférica negativa da lente intraocular, tem-se como resultado final um paciente pseudofácico com uma aberração total do olho próxima de zero (HOLLADAY *et. al.*, 2002).

Os benefícios teóricos de ter uma ou as duas superfícies intraoculares asféricas foi estudado por ATCHINSON (1991), que concluiu que as superfícies asféricas conseguem ter uma melhor performance em concentrar os raios em apenas um ponto focal do que as superfícies esféricas. Porém, outros fatores podem influenciar nesta performance como a centralização da lente, a presença ou não de tilt desta lente, o efeito da cirurgia de catarata na aberração esférica da córnea, a profundidade de foco e a quantidade que cada paciente apresenta de aberração esférica em sua córnea.

De um ponto de vista teórico, a descentração da lente intraocular pode diminuir ou até mesmo cancelar os benefícios das lentes asféricas. ALTMANN (2005) demonstrou que uma descentração da lente intraocular maior do que 0,5 mm cancela totalmente os benefícios das lentes asféricas. HOLLADAY *et. al.* (2002) mostrou que a qualidade óptica das lentes asféricas é melhor do que as lentes esféricas convencionais quando esta lente está centrada ou com uma descentração menor que 0,4 mm e com um tilt menor do que 7 graus.

MESTER, DILLINGER & ANTERIST, (2003) compararam as aberrações esféricas no pós-operatório de pacientes pseudofácicos implantados com lentes intraoculares asféricas e esféricas, e comprovou as teorias pré-clínicas: as aberrações esféricas em olhos pseudofácicos podem ser eliminadas pelo uso de lentes intraoculares asféricas. Em termos gerais,

uma boa correlação dos resultados finais em pacientes pseudofácicos é encontrada por meio da medição do FTM (Fator de Transferência de Modulação) em modelos de olhos artificiais (PIERS *et. al.*, 2004).

Um estudo feito por WEGHAUPT *et. al.* (*apud* BELLUSCI, 1997) mostrou que resultados para a longe e perto são muito satisfatórios com uma lente intraocular multifocal difrativa, porém a visão intermediária destas lentes é um pouco pior, resultados similares aos que foram encontrados neste estudo (média de acuidade visual intermediária variando de 20/30 a 20/32 em lentes esféricas e esféricas, com ou sem correção).

À respeito da sensibilidade ao contraste, é sabido que toda lente intraocular multifocal reduz a sensibilidade ao contraste porque provoca uma divisão da luz para mais de um foco. POST 1992 mostrou que a lente intraocular multifocal (3M, Minneapolis, Mn) apresentou uma diminuição de sensibilidade ao contraste em torno de 4% em comparação com uma lente intraocular monofocal. Este estudo não teve como objetivo a medição da sensibilidade ao contraste, por isso não se pode saber se existe uma diferença entre as lentes Restor Asférica e Restor Esférica neste tipo de exame.

STEINERT, AKER & TRENTACOST (1999) compararam lentes intraoculares multifocais refrativas com lentes intraoculares monofocais e observou diferenças estatisticamente significativas em termos de avaliação dos sintomas visuais como halos, glare e visão embaçada para longe. Apesar de não ser o objetivo deste trabalho, observou-se uma taxa muito baixa de

queixas noturnas espontâneas tanto com as lentes Restor Asférica quanto com as lentes Restor Esférica. Além disso, com exceção de um paciente, os outros relataram melhora importante desta sintomatologia após o 6º. mês de pós-operatório, provavelmente pelo fenômeno da neuroadaptação.

ROCHA *et. al.* (2006) compararam os exames de aberrometria entre as lentes intraoculares monofocais asféricas e esféricas, e encontrou que os pacientes implantados com lentes intraoculares asféricas Acry Sof IQ apresentavam uma redução estatisticamente significativa ($p < .001$) das aberrações esféricas em comparação com pacientes implantados com lentes intraoculares esféricas AMOSensar e Acry Sof Natural. Os resultados foram diferentes, pois não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p = 0,895$) em termos de aberração esférica quando comparamos lentes asféricas e esféricas. Esta diferença pode ser justificada por dois motivos: primeiro que as lentes usadas nos pacientes do presente estudo eram multifocais ao contrário do estudo de ROCHA *et. al.* (2006) que eram lentes monofocais. A lente monofocal asférica Acry Sof IQ apresenta aberração esférica negativa de $0,20\mu\text{c}$ e a lente multifocal asférica Restor apresenta apenas $0,10\mu\text{c}$ de aberração esférica negativa (Alcon, USA). Esta redução pode ter diminuído as diferenças entre as lentes asféricas e esféricas ao ponto de ter desaparecido as significâncias estatísticas em relação às aberrações esféricas. Segundo, seria a multifocalidade um fator que alteraria as aberrações do olho em proporções mais significativas do que a própria asfericidade, ofuscando as melhorias desta nova tecnologia? Futuros trabalhos poderão responder estas diferenças.

Segundo TZELIKIS *et. al.* (2007), a lente intraocular monofocal asférica AcrySof IQ induziu menos aberração esférica do que a lente intraocular monofocal esférica AcrySof Natural ($P < .001$), tanto em exames com pupilas de 5.0 mm quanto em exames com pupilas de 6.0 mm, dados semelhantes aos encontrados nos trabalhos de ROCHA *et. al.*, 2006. Porém em termos de acuidade visual TZELIKIS *et. al.* (2007) não encontraram diferenças estatisticamente significativas entre as lentes monofocais asféricas e esféricas na acuidade visual de longe, com ou sem correção, ao contrário do nosso estudo, que mostrou diferença na acuidade visual sem correção para longe entre as lentes intraoculares multifocais asféricas e esféricas. Além disso, TZELIKIS *et. al.* (2007) encontraram diferenças estatisticamente significantes no exame de sensibilidade ao contraste, em condições mesópicas, em favor das lentes intraoculares monofocais asféricas AcrySof IQ, exame que não foi abordado em nosso projeto de pesquisa.

BLAYLOCK, SI & VICKERS 2006, examinaram pacientes que receberam lentes intraoculares multifocais esféricas Restor e mediu as acuidades visuais, com correção, no 3º mês de pós-operatório para as várias distâncias: longe (6 metros), intermediário (60 cm) e perto (33 cm), e encontrou as seguintes médias 20/20, 20/46 e 20/23 respectivamente. No presente trabalho, também foi avaliado pacientes que receberam lentes intraoculares multifocais difrativas apodizadas esféricas Restor e medido as acuidades visuais, com correção, também no 3º mês de pós-operatório, nas mesmas distâncias e nas mesmas condições de iluminação, sendo encontrado resultados muito parecidos com os de BLAYLOCK *et. al.* (2006): média de 20/20, 20/32 e 20/20 para longe, intermediário e perto,

respectivamente.

DENOYER *et. al.* (2007), encontraram uma melhor qualidade de visão para longe, no questionário para avaliar as atividades diárias, nas lentes asféricas monofocais Tecnis Z9000 em comparação com as lentes monofocais esféricas 911 CeeOn. Porém nesta pesquisa, foi verificado que a medida da acuidade visual, com correção, foi semelhante entre os dois grupos estudados (20/20 com lentes asféricas e esféricas).

O THE MOORFIELDS IOL STUDY GROUP usou o teste de avaliação visual (VF-14) para comparar a qualidade de visão relatada após a implantação de uma lente intraocular monofocal asférica Tecnis Z9000 e comparou os resultados encontrados em uma lente intraocular monofocal esférica AcrySof MA60AC, achando que a função visual foi similar entre os dois grupos. Neste estudo os resultados para longe, com correção, entre as lentes asféricas e esféricas também foram similares (20/20 para as lentes asféricas e esféricas).

Em virtude da não comparação da sensibilidade ao contraste entre as duas lentes intraoculares, futuras pesquisas poderão responder com mais profundidade à indagação problemática da presente análise. Devido à ausência de melhoria na visão intermediária com a incorporação da asfericidade nas lentes Restor, novas pesquisas poderão confrontar a lente Restor com a adição de + 4,00 (SN60D3) com a nova lente Restor com adição de + 3,00 (SN6AD1).

Este estudo deve ter continuidade para a permanência do

aperfeiçoamento das lentes intraoculares multifocais, melhorando a visão intermediária, dirimindo os sintomas de halos e glare e aprimorando ainda mais a sensibilidade ao contraste, o qual diminui sutilmente com as lentes Restor.

CONCLUSÃO

A lente Restor Asférica apresentou melhor acuidade visual, sem correção, para longe (valor de $p < 0,05$). Porém quando se mediu a acuidade visual para longe com a melhor correção, as lentes Restor Asférica e Restor Esférica se aproximaram muito (valor de $p = 0,133$), apesar de ainda se notar uma leve tendência em favor da lente Restor Asférica (69% de 20/20 da lente Asférica contra 51% de 20/20 da lente Esférica). Além disso, não houve diferença estatisticamente significativa entre estas duas lentes nas medidas de equivalente esférico residual, aberração total, HOA (*High Order Aberration*), aberração esférica, acuidade visual para perto e intermediário, com ou sem correção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALFONSO, JOSÉ F.; FERNÁNDEZ-VEGA, L. Correlation of pupil size with visual acuity and contrast sensitivity after implantation of an apodized diffractive intraocular lens. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 430-438.

_____. Prospective visual evaluation of apodized diffractive intraocular lenses. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 1235-1243.

ALIÓ, J L.; ELKADY, B. Clinical outcomes and intraocular optical quality of a diffractive multifocal intraocular lens with asymmetrical light distribution. **Am J Ophthalmol** 2008; 34: 942-948.

ALIÓ, J L.; TAVOLATO, M; DE LA HOZ, F; CLARAMONTE, P; RODRIGUÉZ-PRATS, J-L; GALAL, A. Near vision restoration refractive lens exchange and pseudoaccommodating and multifocal refractive and diffractive intraocular lenses. **J Cataract Refract Surg** 2004; 30: 2494-2503.

ALLEN, D. Alcon ReSTOR Multifocal- Clinical Pearls. In: CHANG, D.F. **Mastering Refractive IOLs: the Art and Science**. USA: SLACK INC., 2008.

ALTMANN GE, NICHAMIN LD, LANE SS, PEPOSE JS. Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration. **J Cataract Refract Surg** 2005; 31: 574-585

AMANO S, AMANO Y, YAMAGAMI S, et al. Age-related changes in corneal and ocular higher-order wavefront aberrations. **Am J Ophthalmol** 2004; 137: 988-992

ANDERSON, C.; KOCH, D.; GREEN, G.; PATEL, A.; NOY, S. V. Alcon AcrySof acrylic intraocular lens. In: MARTIN, Robert G.; GILLS, J. P.; SANDERS, D. R. **Foldable Intra Ocular Lenses**. New York: Slack, 1993.

APPLE, DJ; KINCAID MC. **Intraocular lenses; evolution, designs, complications and pathology**. USA: Baltimore, 1989.

ATCHISON DA. Design of aspheric intraocular lenses. **Ophthalmic Physiol Opt** 1991; 11:137-146

BARBERO S, MARCOS S, JIMÉNEZ-ALFARO I. Optical aberrations of intraocular lenses measured in vivo and in vitro. **J Opt Soc Am A Opt Image**

Sci Vis 2003; 20:1841-1851

BARRAQUER, J; TROUTMAN, C. **Cirurgia del segmento anterior del ojo**. Espana: Barcelona, 1964.

BELLUCCI, R; MORSELLI, S. Spherical aberration and coma with an aspherical and a spherical intraocular lens in normal age-matched eyes. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 203-209.

BELLUSCI, C. Induced astigmatism after near-clear hinge incision. **Journal Cataract Refract Surgery**, New York, v. 23, p. 1190-1195. Oct. 1997.

BERENS, C; KING, J. **An atlas of ophthalmic surgery**. USA, Philadelphia: Lippincott, 1961.

BLAYLOCK JF, SI Z, VICKERS C. Visual and refractive status at different focal distances after implantation of the ReSTOR multifocal intraocular lens. **J Cataract Refract Surg** 2006; 32:1464-1473.

BLAYLOCK, JF; SI Z; CHERY P; AITCHISON S. Intermediate optimization of vision with bilateral nonaspheric multifocal intraocular lens implantation. **J Cataract Refract Surg** 2009; 35:303-311

CENTURION, V. **Faco total**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2000.

CHANG, D.F. **Mastering Refractive IOLs: the Art and Science**. USA: SLACK INC., 2008.

CHIAM, P J T. ; CHAN, J H. Restor intraocular lens implantation in cataract surgery: quality of vision. **Am J Ophthalmol** 2006; 32: 1459-1463.

CILLINO, S; CASUCCIO, A; DI PACE, F; MORREALE, R; PILLITTERI, F; CILLINO, G; LODATO, G. One-year outcomes with new-generation multifocal intracocular lenses. **Am J Ophthalmol** 2008; 115: 1508-1516.

CONGRESSO BRASILEIRO DE OFTALMOLOGIA, Rio de Janeiro. **Anais do XIX Congresso Brasileiro de Oftalmologia**. Rio de Janeiro: Conselho Brasileiro de Oftalmologia, 1977.

CONSELHO BRASILEIRO DE OFTALMOLOGIA. Projeto diretrizes, 2003.

DANTAS, L. G.; SIQUEIRA, J. A.; ROSSINO, A. L. A lente intra-ocular. In: CENTURION, V. **Faco Total**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2000.

DAVISON, J A. In: CHANG, D. F. **Mastering Refractive IOLs: The Art and Science**. USA: SLACK INC., 2008.

_____. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. **J Cataract refract Surg** 2006; 32: 849-858.

DENOYER A, LE LEZ M-L, MAJZOUB S, PISELLA P-J. Quality of vision after cataract surgery after Tecnis Z9000 intraocular lens implantation: effect of contract sensitivity and wave front aberration improvements on the quality of daily vision. **J Cataract Refract Surg** 2007; 33; 210-216.

DUANE, T. Optics of intra-ocular lenses. **Clinical Ophthalmology**. Philadelphia: Harper & Row, 1987.

DUKE-ELDER, S. **System of Ophthalmology**. London: Henry Kimpton, 1969.

EDUARDO L A C, NICOLINI D A M, JOSE N K, TEMPORINI E R, ALVES M R, CARVALHO M F D. Refractive errors and cataract as causes of visual impairment in Brazil. *Ophthalmic Epidemiol*. 2003;10(1):15-22.

ERNEST, P. Aspheric ReSTOR- What Is Different?. In: CHANG, D.F. **Mastering Refractive IOLs: the Art and Science**. USA: SLACK INC., 2008.

FERNÁNDEZ-VEGA, L; ALFONSO, J F. Visual acuity tolerance to residual refractive errors in patients with an apodized diffractive intraocular lens. **Am J Ophthalmol** 2008; 34: 199-204.

_____. Clear lens extraction with multifocal apodized diffractive intraocular lens implantation. **Am J Ophthalmol** 2007; 114; 1491-1498.

FINE, I H. Cortical cleaving hydrodissection. **Journal Cataract Refract Surgery**, New York. v. 18, p. 508-512, Sept. 1992.

GALE, R. **Plasma antioxidant vitamins and carotenoids and age relate cataract**. USA: Ophthalmology, 2001.

GAMERMAN, D ; MIGON, H. S. **Inferência estatística: uma abordagem integrada**. Coleção Textos de Métodos Matemáticos. Instituto de Matemática, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1997.

GIMBEL, H V ; NEUHANN, T. Development, advantages, and methods of the

continues circular capsulorhexis technique. **Journal Cataract Refract Surgery**, New York, v. 16, p. 31-37, Jan. 1990.

GRAY, H. **Anatomia**. 19. ed. Rio de Janeiro: Guanahara Koogan, 1977.

GUIRÃO, A; REDONDO, M; ARTAL, P. Optical aberrations of the human córnea as a function of age. **J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis** 2000; 17: 1697-1702.

GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. 5. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1977.

HAYASHI, K ; YOSHIDA, M ; HIDEYUKI, H . All-distance visual acuity and contrast visual acuity in eyes with a refractive multifocal intraocular lens with minimal added power. **Am J Ophthalmol** 2008; 102: 765-766.

HERZOG G ; YAMANE, R . Sentido da forma, sentido cromático e sentido luminoso. In: YAMANE, R. **Semiologia ocular**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1990. Cap.1, p. 1-4.

HOLLADAY J T ; PIERS P A ; KORANYI G ; VAN DER MOOREN M ; NORRBY N . A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. **J Refract Surg** 2002; 18: 683-691

JAFFE, N S. The intracapsular-extracapsular controversy. **Journal Ophthalmology**, v. 10, n. 12, p. 115-119, May. 1982.

_____. **Cataract surgery and its complications**. 6th ed. Mosby: Year Book, 1997.

JOSÉ, N K; ARIETA, C E L. **Catarata**. In: RODRIGUES, M. L. V. **Oftalmologia Clínica**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1992.

KASPER, T ; BUHREN, J ; KOHNEN T . Visual performance of aspherical and spherical intraocular lenses: intraindividual comparison of visual acuity, contrast sensitivity, and higher-order aberrations. **J Cataract Refract Surg** 2006; 32: 2002-2029.

KELLY JE, MIHASHI T, HOWLAND HC. Compensation of corneal horizontal/vertical astigmatism, lateral coma, and spherical aberration by internal optics of the eye. **J Vision** 2004; 4(4):262-271

KELMAN, C. **Phacoemulsification and aspiration**. A new technique for cataract removal. *Ophthalmology*, 1967.

KOCH, P S; BRADLEY, H; SWELSON, N. Visual acuity recovery rates following cataract surgery and implantation of soft intra-ocular lenses. **Journal Cataract Refract Surgery**, New York, v. 17, p. 143-147, Mar. 1991.

_____. Visual complaints associated with the AcrySof acrylic intra-ocular lens. **Journal Cataract Refract Surgery**. New York, v. 26, p. 1344, Sept. 2000.

KURZ, S ; KRUMMENAUER, F . Contrast sensitivity after implantation of a spherical versus an aspherical intraocular lens in biaxial microincision cataract surgery. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 393-400.

LEAMING, D V. Practice style and preferences of ASCRS members - 1996 survey. **Journal Cataract Refract Surgery**, New York, v. 23, p. 532-533, May 1997.

LORUSSO, V. Intraocular lens complications. **Ann Ophthalmology**, 1990.

LU CW, SMITH G. The aspherizing of intra-ocular lenses. **Ophthalmic Physiol Opt** 1990; 10: 54-56.

MARCOS, S ; ROSALES, P ; LLORENTE, L . Change in corneal aberrations after cataract surgery with two types of aspherical intraocular lenses. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 217-226.

McDONNELL, P J; PATEL, A; GREEN, W R. Comparison of intracapsular and extracapsular cataract surgery. Histopathologic study of eyes obtained postmortem. **Ophthalmology**, v. 92, n. 9, p. 1208-1225, Sept. 1985.

McKELLAR, M. **The early complications of cataract surgery**. USA: California, *Ophthalmology*, 2001.

MENCUCCI, R ; MENCHINI, U. . Intraocular lenses with surface aspherization. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 1624-1630.

MESTER, U ; DILLINGER, P ; ANTERIST, N . Impact of a modified optic design on visual function: clinical comparative study. **J Cataract Refract Surg** 2003; 29: 652-660.

MONTÉS-MICÓ, R ; FERRER-BLASCO, T . Analysis of the possible benefits of aspheric intraocular lenses: review of the literature. **Am J Ophthalmol** 2009; 35: 172-181.

MUIÑOS, A. BONAFONTE, S. **Esquemas clínicos – visuais em oftalmologia**. Espana: Soyma, 1987.

NABH, R ; RAM, J ; PANDAV, S S ; GUPTA, A . Visual performance and contrast sensitivity after phacoemulsification with implantation of aspheric foldable intraocular lenses. **J Cataract Refract Surg** 2009; 35: 347-353.

OILSON, R J; WERNER, L; MAMALIS, N; CIONNI, R. Perspectives: New intraocular lens technology. **Am J Ophthalmol** 2005; 140: 709-716.

OLSON, L. In: DUANE, T D.; JAEGER, E A. **Clinical Ophthalmology**. Philadelphia: Harper & Row, 1987.

ORÉFICE, E; BONFIOLI, A A; BORATTO, L M **Biomicroscopia e gonioscopia**. 2. ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2001.

PIERS PA, FERNANDEZ E J, MANZANERA S, NORRBY S, ARTAL P. Adaptive optics simulation of intraocular lenses with modified spherical aberration. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004; 45: 4601-4610.

RESNIKOFF, G; PASCOLINI, D. Global data on visual impairment in the year 2002. **Bulletin of the World Health Organization**, 2004.

RIDLEY, H. The history of lens impiation: the cure of aphakia, 1949. In: ROSEN, E.S. **Intra-ocular lens implantation**. St. Louis: Mosby, 1984.

ROCHA, K M; NOSÉ, W. Higher-order aberrations of age-related cataract. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 1442-1446.

ROCHA, K M; SORIANO, S E; CHALITA, M R; YAMADA, A C; BOTTÓS, K; BOTTÓS, J; MORIMOTO, L; NOSÉ, W. Wavefront analysis and contrast sensitivity of aspheric and spherical intraocular lenses: a randomized prospective study. **Am J Ophthalmol** 2006; 142: 750-756.

ROSEN, E. The development and characterization of the intra-ocular lens. In: ROSEN, E.S., HAINING, W.M., ARNOTT, E.J. **Intra-ocular lens implantacion**. St. Louis: Mosby, 1984. Cap.5, p.50-51.

ROTHER, E T, BRAGA, M E R. **Como elaborar sua tese: estrutura e referências**. 2. ed. São Paulo: Ática, 2005.

SHEARING, S P. The Shearing posterior chamber lens and extracapsular surgery. In: ROSEN, E.S.; HAININO, W.M., ARNOTT, E.J. **Intra-ocular lens implantacion**. St. Louis: Mosby, 1984. Cap.33, p.366-375.

SIMCOE, C W. Lentes intra-oculares de câmara posterior com asa em C. In: ENOELSTEIN, J M. **Cirurgia de las cataratas: Opciones y problemas más frecuentes**. Buenos Aires: Médica Panamericana, 1985.

SLOAN, L L; ENOCH, J M. Consideratios related to "going metric" the best metrie distances for measuring visual aeuity, and the correct use ofthe Snellen fraction. **Archives of Ophthalmology**, Baltimore, v. 96, p. 1567, Sept. 1978.

SOUZA, C E; MUCCIOLI, C; SORIANO, E S; CHALITA, M R; OLIVEIRA, F; FREITAS, L L; MEIRE, L P.; TAMAKI, C; BELFORT JR, R. Visual perfomance of AcrySof Restor apodized diffractive IOL: a prospective comparative trial. **Am J Ophthalmol** 2006: 141:827-832.

STEINERT RF, AKER BL, TRENTACOST DJ, et al. A prospective comparative study of the AMO ARRAY zonal-progressive multifocal silicone intraocular lens and a monofocal intraocular lens. *Ophthalmology* 1999; 106:1243-1255.

STRAMPELLI, B. Anterior chamber lenses. **Present Technique Archives of Ophthalmology**. v. 66, p. 38-43, July 1961.

TENNANT, J L. Anterior chamber lenses. In: ROSEN, E. S.; HAINING, W. M.; ARNOTT, E. J. **Intra-ocular lens implantation**. St. Louis: Mosby, 1984, cap. 26, p. 272-281.

THE MOORFILEDS IOL STUDY GROUP, ALLAN B. Binocular implantation of the Tecnis Z9000 or AcrySof MA60AC intracocular lens on routine cataract surgery; prospective randomized controlled trial comparing VF-14 scores. **J Cataract Refract Surg** 2007; 33; 1559-1564.

THOMAS K, MD. European Multicenter study of the acrysof Restor apodized diffractive intraocular lens. **American Academy of Ophthalmology**. Nov. 2006.

TOTO, L; FALCONIO, G . Visual performance and biocompatibility of two

multifocal IOLS. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 1419-1425.

TRINDADE, F; WERNER, L. In: REZENDE. F. **Cirurgia da catarata**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2000.

TZELIKIS, P F; AKAISHI, L . Ocular aberrations and contrast sensitivity after cataract surgery with Acry Sof IQ intraocular lens implantation. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 1918-1924.

VAN DE GRAAFF, K M. **Anatomia humana**. 6. ed. São Paulo: Manole, 2003.

VINGOLO, M E ; GRENGA, P . Visual acuity contrast-sensitivity: AcrySof Restor apodized diffractive versus AcrySof SA60AT monofocal intraocular lenses. **Am J Ophthalmol** 2007; 33: 1244-1247.

VRIES, N E ; WEBERS, C A B; MONTÉ-MICO, R ; TAHZIB, N G . Long-term follow-up of a multifocal apodized diffractive intraocular lens after cataract surgery. **Am J Ophthalmol** 2008; 34: 1476-1482.

_____. Intraocular straylight implantation of the multifocal AcrySof Restor SA60D3 diffractive intraocular lens. **Am J Ophthalmol** 2008; 34: 957-962.

WANG W, WANG Z-Q, WANG Y, ZUO T. Optical aberrations of the cornea and crystalline lens. **Optik** 2006; 117: 399-404

YANNUZZI, L. A perspective on the treatment of aphakic cystoid edema. **Surv. Ophthalmology**, USA, 1984.

ZANINI, M ; TASSINARI, G ; BARBONI, P ; MULARONI, A ; DELLA PASQUA, V ; BELLUSCI, C. Induced astigmatism after near-clear hinge incision. **Journal Cataract Refract Surgery**, New York, v. 23, p. 1190-1196, Oct, 1997.

APÊNDICE A

COMPARAÇÃO DAS LENTES RESTOR ESFÉRICA E ASFÉRICA EM RELAÇÃO À ACUIDADE VISUAL NAS DIFERENTES DISTÂNCIAS COM E SEM CORREÇÃO

NOME	OLHO	RESTOR	TIPO	diop.	s/c L	s/c P	c/c L	c/c P	s/c I	c/c I
H.B.	OD	SN6AD3	Asférica	17	0	0	0	0	0,48	0,4
idade:66	OE	SN6AD3	Asférica	18	0,18	0	0,1	0	0,48	0,4
Z. L. I	OD	SN6AD3	Asférica	23	0,1	0	0	0	0,18	0,1
idade:68	OE	SN6AD3	Asférica	23,5	0	0	0,1	0	0,3	0,18
E. da C.	OD	SN6AD3	Asférica	23	0	0	0	0	0,3	0,3
idade:70	OE	SN6AD3	Asférica	23	0	0	0	0	0,3	0,3
A. de A.	OD	SN60D3	Esférica	22	0	0	0,1	0	0,1	0,1
idade:72	OE	SN6AD3	Asférica	23	0	0,1	0,1	0	0	0
D. R	OD	SN60D3	Esférica	17,5	0	0,1	0	0	0	0,1
idade:78	OE	SN60D3	Esférica	17	0	0	0	0	0,1	0,1
I. de B.	OD	SN6AD3	Asférica	21	0	0	0	0	0	0,1
idade:69	OE	SN60D3	Esférica	22,5	0	0	0	0	0	0,1
C. P.	OD	SN60D3	Esférica	21	0,1	0	0	0	0,3	0,3
idade:75	OE	SN6AD3	Asférica	22	0	0	0	0	0,4	0,4
L. G.	OD	SN6AD3	Asférica	20,5	0,18	0	0	0	0	0,18
idade:79	OE	SN6AD3	Asférica	21	0,1	0	0	0	0,1	0,18
R. P.	OD	SN6AD3	Asférica	23,5	0	0	0	0	0,18	0,1
idade:63	OE	SN6AD3	Asférica	23,5	0	0	0	0	0,1	0,18
M. T. F.	OD	SN6AD3	Asférica	22	0	0	0	0	0,18	0,1
idade:71	OE	SN6AD3	Asférica	22	0	0	0	0	0,1	0
M. dos R. G.	OD	SN6AD3	Asférica	22,5	0	0,1	0,1	0,1	0,18	0,4
idade:74	OE	SN6AD3	Asférica	22,5	0	0,1	0,1	0,1	0,18	0,4
H. P.	OD	SN60D3	Esférica	21	0	0	0	0	0,1	0,2
idade:76	OE	SN60D3	Esférica	20,5	0,1	0	0	0	0,1	0,18
C. da S.	OD	SN60D3	Esférica	19,5	0	0	0	0	0,4	0,2
idade:76	OE	SN6AD3	Asférica	20	0	0	0	0	0,1	0
F. M.	OD	SN60D3	Esférica	22,5	0,1	0	0	0	0,2	0,2
idade:66	OE	SN60D3	Esférica	23	0,2	0	0	0	0,1	0,1
L. S.	OD	SN6AD3	Asférica	21,5	0,1	0	0	0	0,2	0,3
idade:69	OE	SN6AD3	Asférica	21	0	0	0	0	0,3	0,3
M. A. de M.	OD	SN6AD3	Asférica	23	0	0	0	0,1	0,4	0,3
idade:59	OE	SN6AD3	Asférica	23	0,1	0	0	0,1	0,1	0,4
E. da S.	OD	SN6AD3	Asférica	20,5	0,3	0,1	0,1	0	0,1	0,1
idade:77	OE	SN60D3	Esférica	19	0	0	0	0,1	0,18	0,18
M. do S. A.	OD	SN60D3	Esférica	22	0,1	0	0,1	0	0,3	0,3
idade:71	OE	SN60D3	Esférica	21,5	0,18	0	0,1	0	0,4	0,3
C. A. R.	OD	SN6AD3	Asférica	22	0,1	0	0,1	0	0,18	0,3
idade:68	OE	SN6AD3	Asférica	22,5	0	0	0,1	0	0,1	0,1
V. M. T.	OD	SN60D3	Esférica	24	0,3	0,18	0,1	0	0,1	0
idade:60	OE	SN6AD3	Asférica	24	0	0	0	0	0,1	0,2
D. S.	OD	SN60D3	Esférica	21	0,3	0,1	0	0	0,1	0,2
idade:74	OE	SN6AD3	Asférica	22	0	0	0	0	0,1	0,1
M. M. da P.	OD	SN60D3	Esférica	22,5	0	0	0	0	0,3	0,2

72	OE	SN60D3	Esférica	22,5	0,1	0	0,1	0	0,2	0,1
A. B.	OD	SN60D3	Esférica	20	0,1	0	0,1	0,1	0,2	0,3
idade:79	OE	SN60D3	Esférica	20	0,1	0,1	0,1	0,1	0,3	0,2
C. N.	OD	SN60D3	Esférica	24,5	0,18	0	0,1	0	0,2	0,2
idade:76	OE	SN60D3	Esférica	24	0,18	0	0,1	0	0,4	0,4
J. A. dos S.	OD	SN60D3	Esférica	21	0,2	0	0	0	0,1	0,18
idade:60	OE	SN60D3	Esférica	21	0,1	0	0	0	0,1	0,18
M. A. C.	OD	SN60D3	Esférica	18,5	0,18	0	0	0	0,1	0,3
idade:69	OE	SN60D3	Esférica	18	0,1	0,1	0	0	0,1	0,2
J. B. M.	OD	SN60D3	Esférica	23	0,3	0	0,1	0	0,1	0,18
idade:71	OE	SN60D3	Esférica	23	0,2	0,1	0,18	0	0,1	0,18
C. A.	OD	SN60D3	Esférica	23,5	0,1	0	0	0	0	0,1
idade:75	OE	SN60D3	Esférica	23,5	0,1	0	0,1	0	0	0
J. B.	OD	SN60D3	Esférica	21	0,3	0,1	0,1	0,1	0,4	0,4
idade:77	OE	SN60D3	Esférica	21,5	0,3	0,3	0,3	0,1	0,4	0,3
A. M.	OD	SN60D3	Esférica	19,5	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0,4
idade:70	OE	SN60D3	Esférica	20	0,2	0,2	0,2	0,18	0,1	0,2
O. R.	OD	SN60D3	Esférica	22,5	0,1	0	0	0	0,1	0,1
idade:62	OE	SN6AD3	Asférica	23,5	0	0	0	0	0,1	0,1
E. de J.	OD	SN60D3	Esférica	21	0,18	0	0,1	0	0,2	0,3
idade:58	OE	SN60D3	Esférica	21	0,18	0	0	0	0,2	0,2
M. do C. A.	OD	SN60D3	Esférica	21	0,1	0	0,1	0	0,18	0,2
idade:63	OE	SN60D3	Esférica	20,5	0,1	0	0,1	0	0,2	0,2
M. da G. B.	OD	SN60D3	Esférica	11,5	0,3	0	0	0	0,18	0,1
idade:77	OE	SN6AD3	Asférica	23,5	0,3	0,1	0,18	0,1	0,4	0,4

OD= Olho Direito;

OE= Olho Esquerdo;

s/c L= Acuidade Visual Sem Correção para Longe;

s/c P= Acuidade Visual Sem Correção para Perto;

c/c L= Acuidade Visual Com Correção para Longe;

c/c P= Acuidade Visual Com Correção para Perto;

s/c I= Acuidade Visual Sem Correção para Visão Intermediária;

c/c I= Acuidade Visual Com Correção para Visão Intermediária;

Esf.= Grau Esférico Residual no Exame de Aberrometria no Pós-operatório;

CIL.= Grau Cilíndrico Residual no Exame de Aberrometria no Pós-operatório;

TOTAL AB 5MM= Aberração Total do Olho Operado com uma abertura pupilar de 5 mm;

TOTAL AB 6MM= Aberração Total do Olho Operado com uma abertura pupilar de 6 mm;

HOA 5 MM= High Order Aberration com uma abertura pupilar de 5 milímetros;

HOA 6 MM= High Order Aberration com uma abertura pupilar de 6 milímetros;

AB ESF6 MM= Aberração Esférica do Olho Operado com uma abertura pupilar de 6 mm

APÊNDICE B

COMPARAÇÃO DAS LENTES RESTOR ESFÉRICA E ASFÉRICA EM RELAÇÃO ÀS ABERRAÇÕES NO PÓS-OPERATÓRIO

NOME	OLHO	Restor	MOD.	Esf.	CIL.	TOTAL	TOTAL	HOA	HOA	AB ESF
						AB 5mm	AB 6mm	5mm	6mm	IM 6mm
E. N. C.	OD	SN6AD3	Asférica	0,94	-1,05	1,03	1,57	0,51	0,86	0,11
E. N. C.	OE	SN6AD3	Asférica	1,06	-0,59	0,83	1,42	0,29	0,78	0,16
A. C. A.	OD	SN60D3	Esférica	0,71	-1,80	1,39	2,57	0,46	1,02	0,37
A. C. A.	OE	SN6AD3	Asférica	-0,11	-0,71	0,60	0,98	0,30	0,56	0,13
I. F. B.	OD	SN6AD3	Asférica	1,12	-1,18	0,91	1,27	0,44	0,78	0,29
I. F. B.	OE	SN60D3	Esférica	0,81	-0,47	0,65	0,92	0,50	0,78	0,40
C. C. G.	OD	SN60D3	Esférica	0,98	-1,10	0,82	1,25	0,38	0,76	0,47
C. C. G.	OE	SN6AD3	Asférica	0,57	-0,80	0,60	0,91	0,20	0,49	0,21
L. T. G.	OD	SN6AD3	Asférica	0,26	-1,27	1,01	1,61	0,31	0,55	0,26
L. T. G.	OE	SN6AD3	Asférica	0,42	-1,39	1,01	1,80	0,53	0,93	0,56
J. M. C.	OD	SN6AD3	Asférica	2,23	-1,66	1,21	1,34	0,41	0,57	0,27
J. M. C.	OE	SN6AD3	Asférica	0,52	-0,14	0,72	1,27	0,59	1,04	0,20
M. T. R.	OD	SN6AD3	Asférica	0,62	-0,53	0,43	0,61	0,29	0,57	0,25
M. T. R.	OE	SN6AD3	Asférica	-0,15	-0,16	0,76	1,49	0,54	0,90	0,35
H. C. P.	OD	SN60D3	Esférica	-0,11	-0,73	0,91	1,74	0,51	0,90	0,40
H. C. P.	OE	SN60D3	Esférica	-0,11	-0,82	1,15	2,19	0,56	1,07	0,43
C. S.	OD	SN60D3	Esférica	0,33	-0,45	0,56	1,10	0,42	0,74	0,38
C. S.	OE	SN6AD3	Asférica	-0,13	-0,23	0,50	1,00	0,39	0,70	0,11
F. G. M.	OD	SN60D3	Esférica	0,41	-0,35	0,69	1,34	0,42	0,71	-0,26
F. G. M.	OE	SN60D3	Esférica	0,27	-0,94	0,54	0,85	0,17	0,40	-0,04
L. S. D.	OD	SN6AD3	Asférica	0,17	-0,79	0,70	1,22	0,33	0,67	0,21
L. S. D.	OE	SN6AD3	Asférica	0,25	-0,34	0,50	1,02	0,46	0,76	0,31
M. M. P.	OD	SN60D3	Esférica	1,19	-2,01	1,51	2,45	0,74	1,39	0,35
M. M. P.	OE	SN60D3	Esférica	1,09	-2,21	1,43	2,26	0,70	1,18	0,43
A. B.	OD	SN60D3	Esférica	0,78	-1,25	1,01	1,65	0,59	0,95	0,35
A. B.	OE	SN60D3	Esférica	0,01	-0,12	0,42	1,03	0,34	0,71	0,31
C. N. C.	OD	SN60D3	Esférica	1,98	-2,52	1,73	2,37	0,51	0,85	0,41
C. N. C.	OE	SN60D3	Esférica	0,49	-0,94	0,70	1,37	0,36	0,66	0,45
J. A. S.	OD	SN60D3	Esférica	1,09	-0,70	0,72	0,88	0,34	0,59	0,42
J. A. S.	OE	SN60D3	Esférica	0,75	-0,10	0,46	0,52	0,21	0,48	0,37
J. B. M.	OD	SN60D3	Esférica	1,70	-0,99	1,24	1,98	0,54	0,91	0,29
J. B. M.	OE	SN60D3	Esférica	1,42	-1,11	1,07	1,52	0,59	1,07	0,53
C. M. R.	OD	SN60D3	Esférica	-0,16	-0,80	0,80	1,39	0,33	0,67	0,13
C. M. R.	OE	SN60D3	Esférica	0,30	-0,51	0,82	1,63	0,72	1,41	0,11
J. B. C.	OD	SN60D3	Esférica	0,51	-1,77	1,26	1,58	0,36	0,75	0,13
J. B. C.	OE	SN60D3	Esférica	0,84	-1,56	1,13	1,79	0,38	0,66	0,17
A. T. M.	OD	SN60D3	Esférica	0,33	-0,22	0,53	1,07	0,50	0,87	0,41
A. T. M.	OE	SN60D3	Esférica	0,26	-0,51	0,77	1,54	0,62	1,07	0,43
O. R. M.	OD	SN60D3	Esférica	1,21	-0,59	0,82	0,93	0,36	0,66	0,42
O. R. M.	OE	SN6AD3	Asférica	0,54	-0,39	0,41	0,77	0,39	0,67	0,37
M. C. A.	OD	SN60D3	Esférica	1,05	-1,46	1,00	1,45	0,39	0,64	0,17
M. C. A.	OE	SN60D3	Esférica	0,89	-0,88	0,72	1,09	0,39	0,73	0,13
M. G. B.	OD	SN60D3	Esférica	1,04	-0,45	0,70	0,96	0,35	0,63	0,37
M. G. B.	OE	SN60D3	Esférica	0,86	-0,39	0,49	0,63	0,49	0,55	0,47
M. R. A.	OD	SN6AD3	Asférica	-0,10	-1,55	1,43	2,81	0,52	1,28	0,52
M. R. A.	OE	SN6AD3	Asférica	0,69	-0,20	0,79	1,12	0,65	1,06	0,25
H.B.	OD	SN6AD3	Asférica	0,18	-0,10	0,78	1,31	0,49	0,74	0,26
H.B.	OE	SN6AD3	Asférica	0,30	-0,22	0,70	1,09	0,39	0,66	0,17