



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR

Faculdade de Ciências da Saúde

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

Telma Nicole Nogueira Antunes

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em

Optometria em Ciências da Visão

(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Elsa Fonseca

Covilhã, Outubro de 2012

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Maria Aldora e Ezequiel, que iluminam a minha vida e que sempre me apoiam, e também aos meus familiares e amigos.

Resumo

A cirurgia da catarata tem vindo a evoluir ao longo dos anos, tendo sido realizado o primeiro implante de uma lente intra-ocular em 1949. Desde então, várias técnicas foram utilizadas e descontinuadas devido a insucessos. Actualmente é utilizada a técnica de facoemulsificação. Tal como a técnica cirúrgica a lente implantada também tem vindo a evoluir, tanto a nível do material como a nível de design. Com as evoluções, tanto a nível de técnica cirúrgica como a nível de forma e material das lentes o número de sucessos é cada vez maior. Existem vários tipos de LIO: LIO monofocais, multifocais refractivas e multifocais difractivas.

Antes da cirurgia é importante fazer uma análise da história clínica de cada paciente, ver as indicações e contra-indicações, fazer as medidas biométricas, calcular a potência da LIO a implantar, entre outras. Existem várias fórmulas para o cálculo da potência da LIO. Os parâmetros fundamentais para este cálculo devem ser tomados em conta, são eles, o comprimento axial do olho, a potência corneal, o astigmatismo, a posição da lente e a profundidade da câmara anterior. Se algum destes for mal medido, ou não for devidamente realizado, o resultado final será afectado.

Depois da cirurgia devem ter-se alguns cuidados pós-operatórios, seguir o tratamento pós-cirúrgico e fazer as visitas necessárias, para ir confirmando os resultados, e por fim fazer a refacção final.

Para o estudo das LIO esférica e multifocal difractiva, no programa Oslo, foi primeiramente feito um estudo de vários modelos esquemáticos do olho humano, com o intuito de encontrar o que melhor se aproxima do olho humano. Para tal foram utilizados para a base do estudo os descritores ópticos, MTF, rácio de Strhel e diagrama de pontos. Foi utilizado o modelo de Liou-Brennan para avaliar o desempenho das lentes intra-oculares esférica e multifocal difractiva. Os detalhes do projecto e optimização são dados, e o desempenho óptico é avaliado através da MTF, do diagrama de pontos e da acuidade visual. Considerando uma pupila de 3mm de diâmetro, quando a aberração esférica está totalmente corrigida pela LIO esférica, a melhor AV chega a 1.5. Na LIO multifocal difractiva a luz é desviada para dois focos, sendo a melhor qualidade da imagem atingida para longe, com a ordem de difracção -1 e para perto com a ordem de difracção +1. Através do mesmo método verifica-se que para longe a acuidade visual tanto para a lente intra-ocular esférica como para a multifocal difractiva é de 1.3, podemos então concluir que para longe as duas lentes são igualmente eficazes.

Palavras-chave

Lente intra-ocular multifocal

Modelo do olho

Catarata

Comprimento axial do olho

Poder corneal

Facoemulsificação

Acuidade visual

Cálculo da potência de uma lente intra-ocular

Desempenho óptico

Abstract

Cataract surgery has evolved over the years, in 1949 we realized the first implantation of an intraocular lens. Various techniques were used and discontinued due to failure now is the technique of phacoemulsification. Like the lens implanted surgical technique has also been evolving at both the material and the level design. With the developments, both in surgical technique and in terms of shape and material of the lenses the number of successes is growing. There are various types of IOL, monofocal IOL, multifocal refractive and diffractive multifocal.

Before surgery it is important to analyze the medical history of each patient, see the indications and contraindications, do the measurements, calculate the power of the IOL implant, among others. There are multiple formulas for calculating the IOL power. The basic parameters for this calculation should be taken into account, they are the axial length of the eye, corneal power, the astigmatism, the lens position and anterior chamber depth. If any of these is poorly measured, or not properly done, the end result will be affected.

After surgery must have been some post-operative care, follow the postsurgical treatment and make the necessary visits, go to confirm the results, and finally make the final refraction.

The performance of aspherical and multifocal diffractive IOLs was compared using a commercial ray tracing program called OSLO Premium 6.5. A preliminary study was performed, where various schematic models of the human eye were compared, in order to find the one which best approaches the human eye. This study was based on optical MTF and spots diagrams. We used the Liou-Brennan model to evaluate the performance of intraocular lenses and multifocal diffractive aspherical. The details of the design and optimization are given, and the optical performance is evaluated through the MTF, the Strehl ratio, the spots diagrams, and visual acuity estimates. Assuming a 3 mm diameter pupil, while the spherical aberration is fully corrected by the aspherical IOL, the best AV reaches 1.5. In the diffractive multifocal IOL, light is diverted to two foci, and the best image quality is for diffraction order -1 at distance vision and for diffraction order +1 at near vision. By the same method it is found that far visual acuity for both aspheric intraocular lens as for the diffractive multifocal is 1.3, then we can conclude that the two lenses away are also effective.

Keywords

Multifocal intraocular lens

Eye model

Cataract

Axial length of the eye

Corneal power

Phacoemulsification

Visual acuity

IOL power calculation

Optical performance

Índice

Capítulo 1	
1 Introdução	2
1.1 História das LIO	3
1.2 Tipos de LIO	3
1.3 Desempenho das LIO	4
1.4 Correção da Presbiopia	4
1.4.1 LIO Multifocais	4
1.4.2 Acomodação e LIOs	5
Capítulo 2	
2 Implante da LIO (cirurgia à catarata)	6
2.1 Indicações e contra-indicações	6
2.2 Procedimento	7
2.3 Cuidados pré-operatórios	8
2.4 Resultados	8
2.5 Complicações	9
2.6 Como fazer refração (Rx) após o implante	10
Capítulo 3	
3 Modelos esquemáticos do olho humano	12
3.1 Descritores da qualidade de imagem e desempenho visual	12
3.2 Estudo comparativo de vários modelos	14
Capítulo 4	
4 Aspectos ópticos das LIO	28
4.1 Lentes monofocais	28
4.2 Lentes multifocais refractivas	28
4.3 Lentes multifocais difractivas	28
4.4 Cálculo da potência das LIO	29
4.4.1 Biometria	29
4.4.2 Comprimento axial	30
4.4.3 Potência corneal	30
4.4.4 Instrumentação	31
4.4.5 Astigmatismo	31
4.4.6 Antes da cirurgia refractiva	31
4.4.7 Posição da LIO	32
4.4.8 Fórmulas	33
4.4.8.1 Fórmula teórica	33
4.4.8.2 Fórmula de refração	34

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

4.4.9 Variáveis clínicas	34
4.4.9.1 Circunstâncias especiais	34
4.4.9.2 Problemas e erros	35
Capítulo 5	
5 Estudo comparativo de várias LIO	36
5.1 LIO esférica	37
5.2 LIO multifocal difractiva	40
Capítulo 6	
6 Conclusões	43
Bibliografia	45

Lista de Figuras

Figura 3.1: estudo da MTF dos diferentes olhos esquemáticos com uma abertura de 3mm.

Figura 3.2: estudo da MTF dos diferentes olhos esquemáticos com uma abertura de 4mm.

Figura 3.3: estudo da MTF dos diferentes olhos esquemáticos com uma abertura de 6mm.

Figura 5.1: representação do percurso óptico da luz no modelo de Liou-Brennan com a LIO esférica para uma aberração esférica de 0λ .

Figura 5.2: representação gráfica da MTF da LIO esférica centrada com aberração esférica de 0λ , e da curva de AIM.

Figura 5.3: representação do percurso óptico da luz no modelo de Liou-Brennan com a LIO multifocal difractiva.

Figura 5.4: representação gráfica das curvas AIM e MTF da LIO multifocal difractiva para longe (ordem de difracção -1).

Lista de Tabelas

Tabela 3.1: desenhos realizados no OSLO dos sete modelos esquemáticos.

Tabela 3.2: dados de cada modelo esquemático.

Tabela 3.3: valores do Racio de Strehl obtidos através do Oslo, para os sete modelos do olho, para uma abertura de 3mm.

Tabela 3.4: diagrama de pontos do modelo Helmholtz-Laurance para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Tabela 3.5: diagrama de pontos do modelo Gullstrand para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Tabela 3.6: diagrama de pontos do modelo Emsley para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Tabela 3.7: diagrama de pontos do modelo Schwiegering para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Tabela 3.8: diagrama de pontos do modelo Liou-Brennan para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Tabela 3.9: diagrama de pontos do modelo Kojiman para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Tabela 3.10: diagrama de pontos do modelo Navarro para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Tabela 4.1: considerações para obter a precisão nas medições do comprimento axial.

Tabela 4.2: considerações para obter a precisão nas medições da potência corneal.

Tabela 5.1: dados do modelo esquemático Liou-Brennan com a LIO de polimetacrilato (PMMA) para iniciar as otimizações.

Tabela 5.2: coeficientes esféricos para a LIO esférica.

Tabela 5.3: acuidades visuais da LIO esférica para várias vergências objecto, e para várias aberrações esféricas (-0.4 λ ; -0.2 λ ; 0 λ ; 0.2 λ e 0.4 λ).

Tabela 5.4: acuidades visuais da LIO esférica, centrada e deslocada 0.5mm para a frente e para trás, para a distância de longe, com uma aberração esférica de 0 λ .

Tabela 5.5: diagramas de pontos obtidos para as distâncias de longe, intermédia e perto, para a LIO multifocal difractiva.

Lista de Acrónimos

UBI	Universidade da Beira Interior
LIO	Lente intra-ocular
LC	Lente de contacto
ICCE	Extracção intracapsular
ECCE	Extracção extracapsular
SC	Sensibilidade ao contraste
AV	Acuidade visual
FDA	Food and Drug Administration
PIO	Pressão intra-ocular
CME	Edema macular cistóide
OCT	Tomografia de coerência óptica
AL	Comprimento axial
R	Raio de curvatura
Ri	Índice de refração
D	Dioptrias
K	Raio corneal
Rx	refração
MTF	Função Transferência de Modelação
PSF	Função Espalhamento de Ponto
RK	Queratometria radial
PRK	Queratectomia fotorefractiva
ELP	Lentes de posição efectiva
ALP	Lentes de posição actual

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

ACD Profundidade da câmara anterior

PRL Lente de refração fática

AC Câmara anterior

Capítulo 1

Introdução

1.1 História das LIO:

O primeiro implante de lente intra-ocular (LIO) foi realizado por Rideley em 1949. A lente era feita de metilmetacrilato e foi utilizada a técnica de implante na câmara posterior por extração extracapsular. O número de insucessos foi acima do esperado, tendo como consequências o glaucoma, a distrofia corneana, o deslocamento do vítreo e pós-ruptura de zónula.

Devido a casos graves, de deslocamentos de lentes para o vítreo, surgiram as lentes de câmara anterior, e mais tarde as semi-flexíveis. Estas últimas depois de implantadas e apesar de portarem uma nova forma, obtiveram consequências indesejáveis, tais como, distrofias endoteliais, glaucoma e uveítes.

Mais tarde em 1960, surgiram as lentes suportadas pela íris, onde duas lâminas eram colocadas posteriormente à íris e outras duas anteriormente. Surgiram ainda as lentes suturadas na íris, mas suportavam problemas quando havia a necessidade de midríase.

Durante um longo período houve grandes evoluções das lentes de câmara anterior, no que diz respeito às alças, peso, angulação, flexibilidade, material, etc. Mas estatisticamente é notável que as lentes de câmara posterior se tornam, cada vez mais, as lentes mais implantadas (teoricamente só nos implantes secundário se utilizarão as lentes de câmara anterior).

Cada vez mais o implante de uma lente intra-ocular é mais comum, havendo grandes progressos não só na técnica, como também no material e na forma das LIO. Têm-se mostrado muito benéficas para pacientes afáquicos e pseudoafáquicos. Relativamente à cirurgia da catarata, o seu procedimento tem vindo a progredir, no que toca às incisões suturais que se tornam cada vez menores, e o número de produtores de LIO tem vindo a subir ao longo dos anos. Novas técnicas de cirurgia, novos materiais, novos conceitos, novos desenhos e também esterilização mais adequada fazem com que o número de sucessos seja cada vez maior. [1]

1.2 Tipos de lentes:

Encontram-se disponíveis vários tipos e estilos de lentes intra-oculares para implantar após a remoção da catarata, através do já conhecido método de facoemulsificação. Antes do processo é necessária a escolha da lente e a recolha de dados pelo cirurgião para ser feito o implante, realizando-se assim a medida de dados biométricos oculares, queratometria, e a medida do comprimento axial. Nos dias de hoje a maior parte das lentes utilizadas são biconvexas, permitindo estas uma óptica superior e um melhor mecanismo de estabilidade, suportando ainda a função de absorção dos ultravioleta, função natural do cristalino. Entre os materiais utilizados no fabrico das LIO, destacam-se o rígido polimetilmetacrilato, o elastómero de silicone de borracha e o metacrilato de hidroxietila mole (HeMA).

Depois da cirurgia da catarata, na adição correcta, a lente moderna pode corrigir o erro esfero cilíndrico e ainda a presbiopia, tendo a lente um desenho esférico e tórico ao mesmo tempo, para erros esfero cilíndricos, ou um desenho multifocal para a correcção da presbiopia.

À semelhança da visão simultânea com as lentes de contacto multifocais, as lentes intra-oculares multifocais produzem duas ou mais imagens na retina ao mesmo tempo. Pelo menos uma dessas imagens é fora do foco quando se observa à distância/perto, para obtenção da imagem de longe/perto. Com lentes de contacto (LC) multifocais, as várias potências e desenhos podem facilmente interligar-se, e o sucesso é mais frequentemente atingido; se não for atingido com a utilização das LC pode ser facilmente descontinuado. Contudo, isto não é aplicável para as LIO multifocais. Recentemente a LIO acomodativa tem-se lançado no mercado e está a ser promovida por vários centros cirúrgicos. Embora esta lente seja promissora, o seu resultado necessita de muito mais estudo para ser aceite pela maioria dos praticantes. A abordagem cirúrgica para a cirurgia da catarata e implantação da LIO também tem evoluído ao longo dos anos, como da extracção intracapsular (ICCE) para a extracapsular (ECCE). A ICCE requer a remoção completa do cristalino e das suas cápsulas, anterior e posterior, enquanto que na ECCE grande parte da cápsula fica intacta.

A facoemulsificação ultra-sónica foi introduzida por Charles Kelman e mais tarde desenvolveu as lentes foldable (dobráveis), pavimentando as distâncias de pequenas incisões (<3m) isto reduziu o risco de complicações (ex. Inflamações) e proporcionou uma cicatrização mais rápida e a tempo de recuperação dos pacientes quando comparada com a cirurgia ECCE.

A maioria das lentes foldable são feitas de silicone, acrílico ou de hidrogel. Pequenas incisões permitem desenvolver cirurgia de suturas, e uma cicatrização mais rápida com menos complicações. Estas lentes junto com as primeiras devem ser bi-compatíveis com ênfase nas propriedades da superfície de cada material.

1.3 Desempenho das LIO:

Mutuamente, vários estudos, avaliam os resultados e a qualidade de vida, de pacientes que foram submetidos ao implante de uma LIO multifocal, e mostram que existe uma melhor acuidade visual para perto, mantendo no entanto também uma boa visão de longe. É reportado em vários artigos a satisfação destes pacientes, que têm uma menor dependência dos óculos, quando se comparam com pacientes com o implante de uma LIO monofocal. É comum, no entanto, aparecerem queixas na visão intermédia.[2] São referidos também alguns problemas na condução nocturna devido a halos e glare, mas pouco significantes, em relação à SC (sensibilidade ao contraste) estudos mostraram que existe um desempenho similar entre LIO monofocais e multifocais. Existem ainda alguns estudos que referem um óptimo desempenho das LIO multifocais em condições de alto contraste.

1.4 Correções da Presbiopia

1.4.1 LIO Multifocais:

As LIO multifocais podem ser implantadas durante a cirurgia da catarata em vez da usual LIO monofocal. As propriedades ópticas da LIO multifocal são similares às lentes de contacto multifocais de visão simultânea, estas consistem em zonas com diferentes poderes refractivos. A lente multifocal mais amplamente estudada e usada é a LIO Array da Advanced medical Optics (Santa Ana, Calif) de câmara posterior, feita de elastómero e silicone moldável que tem 6mm de zona óptica total composta por 5 zonas esféricas concêntricas. A Array tem um desenho composto por zonas alternadas de longe para perto, no centro temos a visão de longe e na periferia a visão de perto. A visão de longe, intermédia e perto têm percentagens de 50%, 13% e 37% respectivamente, existem outras LIO multifocais incluindo a Restor da Alcon e a ReZoom da American medical optics. Tal como nas LC multifocais gelatinosas há um decréscimo na AV e na SC especialmente em situações de baixo contraste. Perto de 28% dos pacientes estão aptos a ter j1 (escala de medição da AV) sem correção 3 meses após a cirurgia. Alguns queixam-se de brilhos e halos que poderão levar a problemas de condução nocturna. Contudo, Schimtz e colegas mostraram não haver diferença entre pacientes com lentes intra-oculares multifocais ou monofocais quando cada grupo foi exposto a uma fonte de luz homogénea, sendo esta sensação muito similar ao que se experimenta quando nos cruzamos com faróis à noite. Resumindo, em estudos de comparação entre a lente monofocal e a multifocal, a resposta à visão de longe é similar e a visão de perto melhora com a multifocal. As formas podem continuar a ser estudadas, mas vai manter-se a “ideia” das LC multifocais. Alguns pacientes aceitam prontamente as desvantagens e portanto, ser livre e finalmente bem-sucedida; outros não. A dificuldade nestes casos é a rejeição, em que

ao contrário das LC, a única alternativa aceitável é repetir a cirurgia e substituir a LIO multifocal.

1.4.2 Acomodação e LIOs:

Avanços recentes na área de LIOs acomodarem levam a FDA a aprovar a Crystalens, Eyeonic Inc. Outras LIOs acomodativas estão a ser testadas em todo o mundo. O modelo AT45 da Crystalens encaixa-se dentro do saco capsular com um diâmetro óptico de 4,5mm. Ela é feita de um material de silicone flexível chamado Biasil. A óptica circular é monofocal, e está ligada a duas falanges periféricas que se estendem para a periferia do saco capsular. As conexões das falanges com a óptica são finas e construídas para actuar como dobradiças. Com a compressão das falanges pelo músculo ciliar, as dobradiças dobram-se, movendo-se para a frente do centro óptico inferior do olho proporcionando mais poder de refração efectivo para a visão de perto; sobre o relaxamento do músculo ciliar, o centro óptico é devolvido à sua localização normal para a visão de longe.

No início do “julgamento” da FDA, 90% dos olhos tiveram uma AV de longe sem ajuda de 20/40 ou melhor, enquanto que 97% tiveram uma AV de perto sem ajuda de 20/30 ou melhor. Nenhuma reacção adversa ou complicações foram observadas neste ensaio inicial. Os resultados do estudo da FDA completos sobre o re-implante bilateral da Crystalens em 124 olhos foram similares aos do estudo anterior. As percentagens de pacientes que viam 20/20 ou melhor sem compensação para perto (40cm), intermédio (80cm) e longe foram 31.5%; 96.8% e 79.7% respectivamente. Aqueles que atingem 20/40 ou melhor sem ajuda de perto, a meia distância e ao longe foram 98.4%; 100% e 98.4% respectivamente.

Os resultados da FDA mostraram melhor performance visual quando se faz a avaliação binocularmente, comparada com a medida monocular. Uma perda de 2 ou mais linhas da melhor AV corrigida foi encontrada em 5% a 8% dos olhos. As complicações pós-operatórias da cirurgia consistem de brilho nocturno/glare, halos e problemas de visão nocturna, que foram observados de maneira moderada a grave em 19.2%; 18.5% e 14.9% no estudo da FDA em pacientes, respectivamente. As LIOs acomodativas vão merecer atenção quanto mais são trazidas para o mercado e mais experiência se ganha com elas.[3]

Para fazer o estudo comparativo das LIO será feito um breve estudo dos modelos esquemáticos, utilizando os descritores ópticos para a sua análise. E por fim utilizando o modelo que mais se aproxima do olho humano faz-se a análise da LIO esférica e da LIO multifocal difractiva.

Capítulo 2

2 Implante da LIO (cirurgia à catarata)

Estima-se que a catarata seja considerada a causa mais comum de cegueira no mundo, sendo portanto a sua cirurgia, uma intervenção comum, mas ainda existem alguns impedimentos para a sua realização, deve ser feito um historial médico e seguimento antes da intervenção. Devemos portanto estudar as indicações e contra-indicações, os cuidados que se devem ter e qual o procedimento.

2.1 Indicações e contra-indicações:

A debilitação visual por cataratas representa a primeira indicação para a fixação da LIO. A debilitação visual pode apresentar-se de várias formas, mas é mais comum pensar na melhor correcção da AV ser menos que 20/40. Pragmaticamente este é o critério usado para a habilitação de condução (especialmente à noite) em vários estados.

São contra-indicações para a cirurgia, sérias condições sistemáticas que podem colocar o paciente em risco durante a cirurgia. Algumas condições que aumentam o tempo de cicatrização ou resposta inflamatória exagerada (ex: diabetes, doença vascular colagénica, doença atópica). Pacientes que não querem lentes intra-oculares e oftalmologistas inabilitados para a técnica de cirurgia às cataratas, são essas as maiores contra-indicações.[1]

Uma relativa contra-indicação seria operar pacientes monoculares, onde a relação benefícios/riscos seria mais difícil de se justificar que no paciente binocular.

Glaucoma incontrolável, diabetes melitus com retinopatia proliferativa, rubeosis e uveítes recorrentes são contra-indicações absolutas. As distrofias corneanas e os deslocamentos de retina não são contra-indicações absolutas, pois pode-se obter resultados favoráveis, tratando-se de lentes de câmara posterior pós-extracção extracapsular. Quando existem alterações corneanas mais severas, pode utilizar-se a cirurgia tríplice, que consiste na extracção extracapsular da catarata a céu aberto, implante de lentes de câmara posterior e ceratoplastia penetrante. Com a facilidade de se fazer a vitrectomia, a ceratoplastia no implante de lentes com fixação escleral diminui-se os casos de contra-indicações relativas.

Degeneração macular ou uveítes podem impedir a adequada visão mesmo depois da cirurgia da catarata. Se os óculos ou as LC fornecem a visão suficiente para as actividades normais do dia-a-dia, a cirurgia à catarata pode ser desnecessária.

2.2 Procedimento:

As extracções da catarata progrediram ao longo de várias centenas de anos, desde as primeiras técnicas até ao dia de hoje em que se pratica a facoemulsificação. Porque tinham menos complicações no segmento posterior que ICCE, a ECCE tornou-se a mais popular e dominante técnica durante o início dos anos 70. Contudo, as ECCE incluem complicações no crescimento das células epiteliais para a cápsula e secundariamente opacificação da cápsula posterior. Esta complicação é geralmente referida como secundária à catarata ou opacificação da cápsula posterior. [3]

Diversos tipos de incisões tais como as esclerais, limbais e corneais foram descritas. Quando se usa a tradicional LIO, a incisão necessita ter entre 5 a 7mm de largura para a lente poder fazer o efeito de acomodar; se LIO utilizada é dobrável, a incisão pode ser de 2.5 a 4mm. Estas pequenas incisões dependem da localização anatómica, não requerem suturas porque são auto-vedadas. Depois de feita a respectiva incisão (tipicamente na localização temporal), a cápsula do cristalino é aberta, o núcleo é dissecado, e tal como o material cortical é removido. A facoemulsificação é técnica mais utilizada, para remover o córtex e o volume nuclear do cristalino ao mesmo tempo. A agitação ultrasónica é combinada com a sucção em vaco para remover o conteúdo do cristalino, deixando assim espaço para instalar a LIO na cápsula do cristalino. O gel viscoelástico é injectado na bolsa capsular e aberta a LIO. O profítálico como injeção subconjuntival de esteróide e/ou antibiótico é dado depois da cirurgia, embora alguns considerem o profítálico desnecessário. Outros defendem o uso de antibióticos intracamarais com profilaxia contra infecção intra-ocular. A extracção extracapsular é outra técnica usada na remoção da catarata, nesta técnica é feito um sulco vertical na córnea periférica, introduz-se o cistítomo na câmara anterior e efectua-se cortes múltiplos, radiais pequenos nos 360° da cápsula anterior; ou então um rasgo circular em torno da cápsula. Depois é retirado o núcleo do cristalino, introduz-se a cânula de aspiração para retirar as bandas do córtex, até este ser removido na totalidade, é injectada uma substância viscoelástica na bolsa capsular para facilitar a incisão da lente intra-ocular. De seguida coloca-se a LIO, recobrando a superfície anterior com uma substância viscoelástica, depois de presa e na posição correcta da LIO, contrai-se a pupila com uma injeção de acetilcolina na câmara anterior e fecha-se a incisão.[4]

2.3 Cuidados pré-operatórios:

Cada cirurgião e centro cirúrgico tem um conjunto de directrizes e instruções para a única prática individual. Contudo, em geral, depois de uma cirurgia sem complicações, o paciente toma antibióticos tópicos e corticosteróides que são aplicados 3 a 4 vezes ao dia, em doses decrescentes por um mês. Ao paciente é dado também um escudo claro para protecção ocular. A primeira visita pós-operatório deve ocorrer dentro das primeiras 48 horas. Depois da cirurgia às cataratas, os pacientes podem ser vistos nas 1, 3, 5 e 7 semanas, mas este horário é muito variável e depende de vários factores, incluindo o conforto da operação, a saúde do paciente, preferências do cirurgião e resultados iniciais. Tarefas que são tipicamente realizadas nestas examinações incluem a história do caso, a medida da acuidade visual (AV) sem compensação, tonometria, biomicroscopia e revisão dos medicamentos. Durante a biomicroscopia, a integridade da ferida é verificada devido à possível inflamação e para se certificar de que está “intacta”, seja com suturas ou auto-vedação. Outros pontos incluem a revisão do grau da injeção, ao nível do edema corneal ou estrias, a presença ou ausência de infiltrados corneais, a profundidade da câmara anterior, o grau de alargamento das células da câmara anterior, pupilas simétricas, e a posição da LIO. A probabilidade de complicações sérias são poucas, é progressiva a cicatrização e estabilização do olho até ao final da primeira semana. Depois de duas a três semanas os testes incluem a AV sem ajuda, tonometria, tamanho da pupila e reacção à luz, e biomicroscopia. A área de incisão é verificada para se certificar que está intacta, a córnea e a câmara anterior são avaliadas por possível infecção ou inflamação. A dilatação da pupila para a examinação do fundo tipicamente não se realiza até dois a quatro meses depois da cirurgia, que representa o prazo normal para possível aparecimento de edema macular cistóide. Na maioria dos casos três a quatro semanas depois da cirurgia, a refração exibida pode ser estável, e a prescrição pode ser dada para qualquer erro refractivo residual. Depois de três a seis semanas, o paciente pode ser descartado das complicações e o erro refractivo é estável. Em tal caso, o paciente deveria ser avisado sobre os sintomas de opacificação da cápsula posterior e provável tratamento.

2.4 Resultados:

A cirurgia da catarata tornou-se um procedimento com muitos sucessos e poucas complicações. Num pré-operatório normal, sem patologias oculares preexistentes, nos diabéticos ou retinopatia hipertensiva, a probabilidade de alcançar a melhor correcção da AV de 20/40 (6/12) ou melhor é mais de 94%. Em média os pacientes têm um ganho de 6 linhas de Snellen de AV depois da cirurgia à catarata. O sucesso da cirurgia à catarata é ajudado pelo facto do paciente ter pobre visão com a melhor correcção antes da cirurgia. Esta é a situação que normalmente não se encontra na cirurgia refractiva.

2.5 Complicações:

Várias complicações são possíveis depois da cirurgia da catarata. No início as complicações pós-operatórias podem incluir o aumento da PIO (pressão intra-ocular), prolapso da íris, queratopatia estriada (edema corneal, mas com pliegues na membrana de Descemet, devido à redução do epitélio corneal), reacção na câmara anterior, rotura da cápsula posterior, hemorragia supracoroideia, herida filtrante, endoftalmite bacteriana aguda e dispersão da ferida. A dispersão da ferida ocorre em menos de 5% dos pacientes e é acompanhada pelo aumento da PIO. Com a rotura da cápsula posterior pode ocorrer perda do vítreo, que por sua vez leva a outras complicações como ascensão da pupila, uveítes, hemorragia expulsiva, glaucoma secundário, descolamento de retina e ainda edema macular cistóide crónico. A maioria das complicações sérias antecipam-se depois da cirurgia, e a endoftalmite bacteriana aguda, é rara felizmente. A prevalência está entre os 0.04% e 0.3% e pode ocorrer dentro de 3 a 5 dias após a cirurgia. Isso inclui injeção ciliar, quemose conjuntival, redução da AV, dor ocular e hipópion. Uma forma crónica também se pode desenvolver ao longo de semanas com a propensão de microorganismos de baixa patogenicidade. O tratamento inclui injeções de antibióticos subconjuntivais e intravítreos, também antibióticos de terapia tópica. Um pequeno benefício foi encontrado quando usados antibióticos sistémicos.

Mais tarde as complicações pós-operatórias tornam-se infrequentes, isto inclui a LIO mal posicionada, descompensação corneal, edema macular cistóide, opacificação da cápsula posterior, descolamento da retina e crescimento do epitélio. O mal posicionamento da LIO pode criar problemas ópticos para o paciente que se tornam mais frequentes à noite. Num estudo verificou-se que a taxa de ocorrências ronda 1.1%. A LIO pode ser posicionada adequadamente com uma nova cirurgia ou quando esta é contra-indicada, pode ser instalado um miótico. A descomposição corneal pode ocorrer quando o endotélio é comprometido durante a cirurgia, esta ocorre tipicamente nos olhos que já estão em risco. A descompensação corneal da LIO é rara na câmara anterior, e ocorre em 0.03% dos olhos. O edema macular cistóide (CME) é por vezes chamado de Irving-Gass syndrome, tem como sinais/sintomas a diminuição da AV, irritação ocular e fotofobia. É reportado para uma incidência entre 1% e 2% dos olhos, e esta é uma das várias causas comuns da redução da AV depois da cirurgia à catarata. Geralmente aparece 2 a 6 semanas depois da cirurgia, CME causa um decaimento gradual da AV entre 20/60 e 20/200. A angiografia com fluoresceína e/ou tomografia de coerência óptica (OCT) podem ser úteis para sítio diagnóstico ou casos leves. Teorias têm sido propostas para a etologia da CME, inclusive a inflamação macular, a transição do vítreo e da mácula e a hipoxia da mácula. Alguns casos da CME serão parcial ou totalmente resolvidos durante um período de várias semanas; contudo, o despiste deste facto, muitos cirurgiões optam por tratá-lo de qualquer maneira. Gotas esteróides, NSAID

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

(AINE) e injeções têm sido usadas. A condição pode nunca desaparecer completamente, deixando a AV nos olhos abaixo do ideal.

Mais uma complicação frequente após a cirurgia à catarata é a opacificação da cápsula posterior, isto também conhecida como a “segunda” catarata, e é vista entre 18% e 50% dos pacientes. Manifestam-se como um lento decréscimo da visão depois da cirurgia, causado por células remanescentes (fibrosas) do epitélio que migram, causando assim a opacificação da cápsula posterior. O tratamento inclui o uso do laser Nd:YAG para eliminar as células fibrosas e/ou abrir a cápsula. Uma complicação incomum depois da cirurgia da catarata é a separação da retina, que é fundada em 0.7% a 1.17% dos olhos. Descolamentos são mais comuns quando a cápsula posterior é suturada e se perdem grandes quantidades de vítreo, ou quando o olho teve uma degeneração retinal significativa. O crescimento do epitélio é raro, mas é uma complicação muito séria para todas as cirurgias ou traumas penetrantes. As células epiteliais podem crescer através de feridas no interior do olho, desta condição pode resultar a redução da AV, glaucoma e até mesmo perda do olho. Durante a cirurgia pode ainda ocorrer a produção de astigmatismo ocular, toricidade da córnea, mais frequente quanto maior a incisão feita.

2.6 Como realizar uma refração (Rx) após o implante:

A Rx/prescrição definitiva, tanto de longe como de perto, só deve fazer-se após três meses da cirurgia, quando se tem a certeza de que o segmento anterior está completamente curado da cirurgia. Esta altura é muito importante para verificar se a potência da LIO é a correcta ou se ocorreu algum erro. Caso a refração do plano dos óculos dê um valor positivo ou negativo, deve medir-se novamente o comprimento axial e a curvatura. Caso estes valores estejam correctos, pode entre outras possibilidades a potência da LIO estar incorrecta. Se o cirurgião resolver trocar a LIO por outra, deve-se determinar o comprimento axial funcional e a nova potência da lente para que o paciente seja emetropo.

Se a Rx do paciente tem uma componente cilíndrica, há duas causas que podem produzir astigmatismo ocular; a toricidade da córnea, mais frequente quanto maior é a incisão praticada, e outra em que a lente implantada está inclinada.

A Rx do paciente deve ser determinada a partir do método objectivo, através da retinoscopia e depois subjectivo, tanto para a visão de perto como para a visão de longe; pois é o método mais eficaz para determinar o valor esfero cilíndrico da refração ocular. O auto-refractómetro não é tão eficaz como a retinoscopia, pois a medida do eixo e potência do cilindro raramente coincide com a medida real, devido provavelmente à falta de fixação dos pacientes. Como após a cirurgia, o paciente perde a capacidade de acomodação, não é necessário implementar fármacos para controlar a mesma. É conveniente, também comparar

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

as leituras queratométricas obtidas, antes e depois da cirurgia; se estas são diferentes, podem ser uma causa para que o paciente não seja emetrope.[5]

Capítulo 3

3 Modelos esquemáticos do olho humano

Para analisar e descrever a qualidade da imagem e desempenho óptico visual de vários modelos esquemáticos vou utilizar alguns descritores, entre eles a função transferência de modulação (MTF) e o diagrama de pontos que têm como objectivo avaliar a qualidade da imagem, o que vamos discutir mais adiante.

Existem vários descritores da qualidade de imagem e desempenho visual, sendo eles, a função espalhamento de ponto (PSF), o Racio de Strehl, função transferência de modelação (MTF) e ainda o diagrama de pontos (Spot diagram).

3.1 Descritores da qualidade de imagem e desempenho visual:

Função espalhamento e ponto (PSF):

Ocorre quando uma frente de onda proveniente de uma fonte de luz pontual entra no olho e produz uma distribuição de intensidade luminosa na superfície da retina, isto é, a PSF é a imagem da fonte de luz pontual formada pelo sistema óptico. Quase sempre pode-se considerar um objecto qualquer como um conjunto de fontes de luz, pontuais e independentes, cada uma produzindo a sua própria PSF que se sobrepõem para formar uma imagem desse objecto. Sempre que a PSF seja um ponto, estamos perante um sistema de imagem perfeito, mas tal opção não se verifica fisicamente, pois mesmo que as aberrações estivessem corrigidas, a difracção fará com que a PSF se expanda em todas as direcções. “no melhor sistema de imagem, a formação de uma imagem estará sempre e unicamente limitada por difracção, e a frente de onda de luz que atinge a retina é esférica.” Se se souber a aberração de onda, a transmissão do sistema óptico, e a forma e tamanho da pupila do olho, a PSF pode ser calculada. Na prática a equação que é utilizada é a seguinte:

$$PSF(r_i, \theta_i) = K [FT \{P(r, \theta) e^{-j(\frac{2\pi}{\lambda})W(r, \theta)}\}]^2, \quad (1)$$

Onde K é uma constante, e FT o operador da transformada de Fourier, a função em chavetas é a função generalizada da pupila, e a amplitude $P(r, \theta)$ (define a forma tamanho e transmissão do sistema óptico) e a fase que contém implicitamente a aberração de onda $W(r, \theta)$ são as suas componentes. A PSF assume uma forma de discos de Airy, num sistema óptico com uma abertura circular e sem aberrações ($W(r, \theta)=0$).

Racio de Strehl:

O racio de Strehl assume a medida da altura do pico da função espalhamento de ponto (PSF). Esta medida é o quociente entre a altura do pico da PSF e altura do pico para o mesmo sistema óptico se ele apenas fosse limitado por difracção. Estamos perante um sistema óptico ideal caso o Racio de Strehl seja um.

$$R_{st} = H_{eye}/H_{dl} \quad (2)$$

Função transferência de modelação (MTF):

Sendo a PSF uma métrica importante para avaliar a qualidade da imagem, em que os objectos no espaço podem ser representados como um conjunto de fontes de luz pontuais; de forma semelhante os objectos no espaço também podem ser representados como a sobreposição de grelhas sinusoidais de várias frequências espaciais, orientações e fases, a isto, chamamos espaço de frequências ou de Fourier, e constitui também uma forma igualmente adequada para representar objectos. Assim, esta forma de representação permite considerar e analisar os objectos na medida do seu conteúdo de frequências espaciais, isto é, o que a MTF vai medir. A MTF dá-nos a indicação acerca da habilidade de um sistema óptico transferir os vários níveis de detalhe (frequências espaciais) de um objecto para a sua imagem. Sendo as suas unidades o rácio do contraste da imagem pelo contraste do objecto como uma função das frequências espaciais, isto é, é a contribuição óptica para a função de sensibilidade ao contraste (CSF). Podemos calcular a MTF através de imagens de objectos sinusoidais simples com frequências espaciais diferentes e medindo o seu contraste (relação entre I_{max} e I_{min}). Mas a forma mais comum para determinar a MTF é realizar a transformada de Fourier da PSF. Se a PSF for filtrada por um sistema óptico, esta perde muitas das suas frequências espaciais que originalmente compõem o objecto, e em particular, as altas frequências; assim a transformada de Fourier desta PSF, mostrará, num espectro de frequências, quais as frequências espaciais que permaneceram e com que contraste. Desta forma a transformada de Fourier da PSF produz a MTF directamente.

Diagrama de pontos (Spot diagram):

É a distância bidimensional de intersecção do raio no plano imagem. Tem como função demonstrar os efeitos que as aberrações têm sobre a qualidade da imagem. Se o nosso diagrama de pontos for apenas um ponto temos uma imagem perfeita, o que não acontece na prática, mas quanto mais concentrados forem os pontos obtidos no diagrama melhor será a qualidade da imagem obtida. [6], [7], [8]

(quando a abertura da lente é pequena, os efeitos de difracção podem ser mais importantes do que as aberrações da lente em limitar a nitidez da imagem)

3.2 Estudo comparativo de vários modelos:

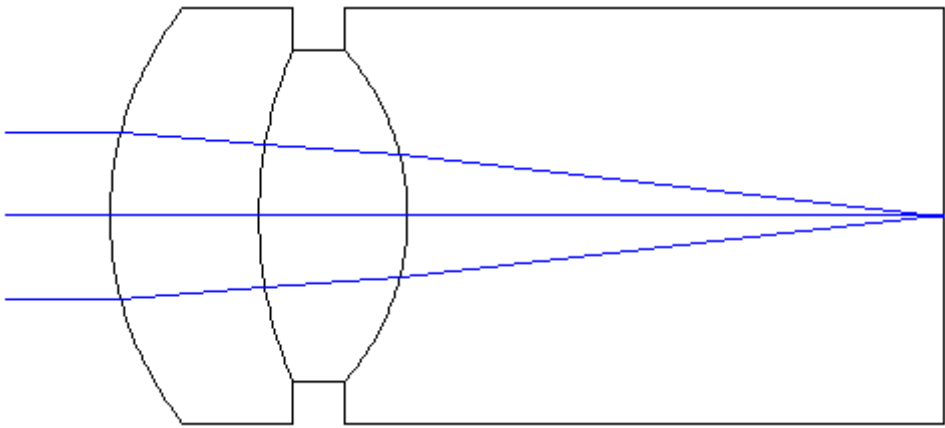
O modelo esquemático tem como objectivo estabelecer uma base para o estudo teórico do olho humano como instrumento óptico. Na concepção do olho o sistema de refração pode ser simplificado dependendo em diferentes campos de investigação. Substituindo a córnea como um sistema de refração único não afectaria o tamanho da imagem na retina, mas iria fazer um desenho inadequado para o estudo das imagens de Purkinje.

Existem vários modelos esquemáticos do olho, e embora bastante similares no geral, diferentes modelos simulam a formação da imagem considerando diferentes combinações de propriedades nos elementos que constituem a estrutura do olho (como índice de refração e curvatura da superfície), produzindo imagens na retina que se assemelham muito às do olho biológico.

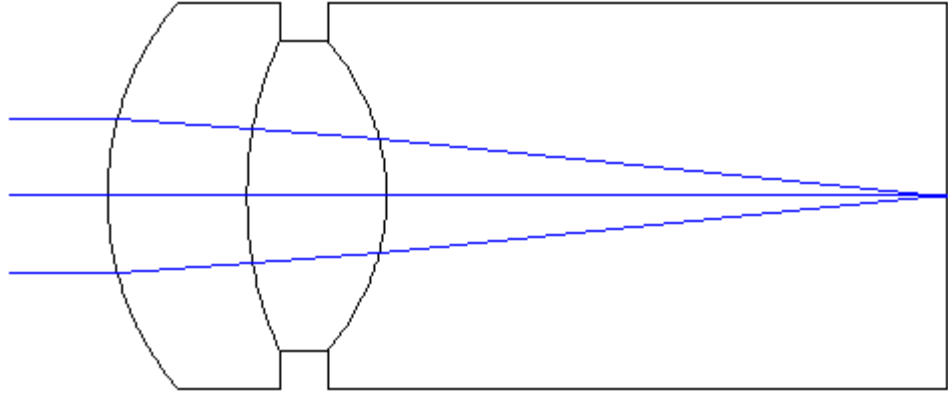
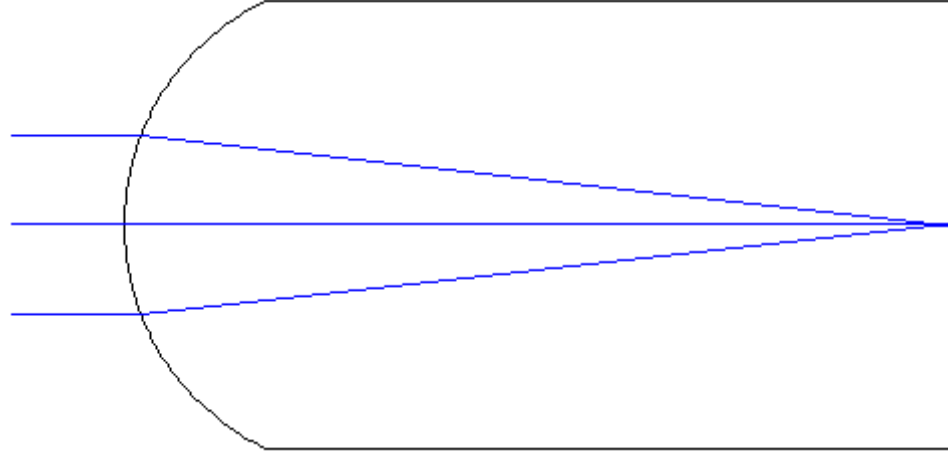
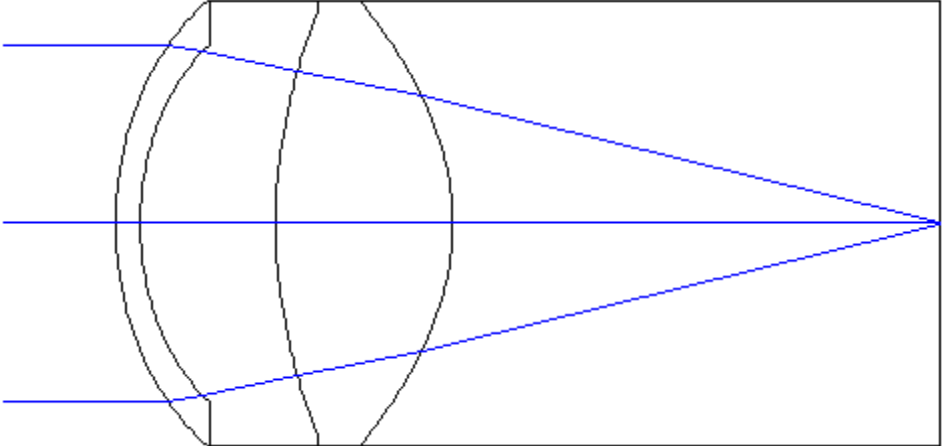
Utilizando o software (OSLO) de design óptico, desenvolve-se a simulação de sete modelos esquemáticos do olho, Helmholtz-Laurance, Gullstrand, Emsley, Schwiegerlin (Greivenkamp), Liou-Brennan, Kooijman e Navarro. Através deste programa foi realizado o estudo dos sete modelos estando em análise os diagramas de pontos obtidos e ainda os gráficos resultantes dos valores da MTF, para aberturas de 3mm, 4mm e 6mm de diâmetro. A escolha destes valores foi baseada no artigo “ Average Optical Performance of the Human Eye as a Function of Age in a Normal Population”. [11],[10],[9]

Na tabela 3.1 são apresentadas as imagens de cada modelo obtidas através do programa Oslo. Para a concepção do estudo no Oslo, foram aplicadas as características de cada modelo esquemático, que estão apresentadas na tabela 3.2, de acordo com as opções que este programa nos apresenta.

Tabela 3.1: desenhos realizados no OSLO dos sete modelos esquemáticos.

	Desenho
Helmholtz-Laurance	

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

Gullstrand	
Emsley	
Schwiegerli n	

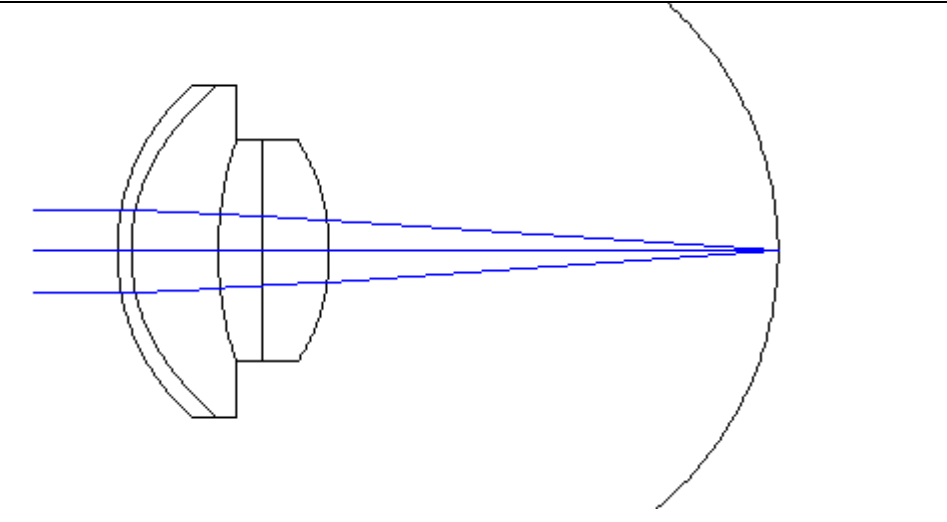
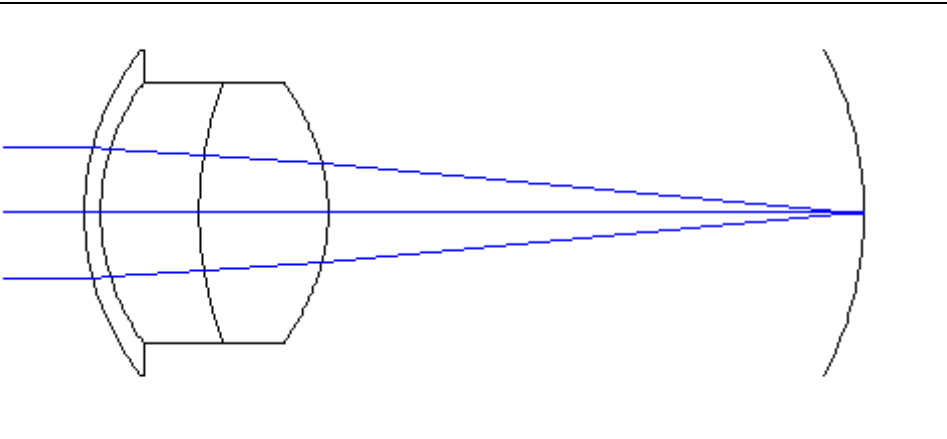
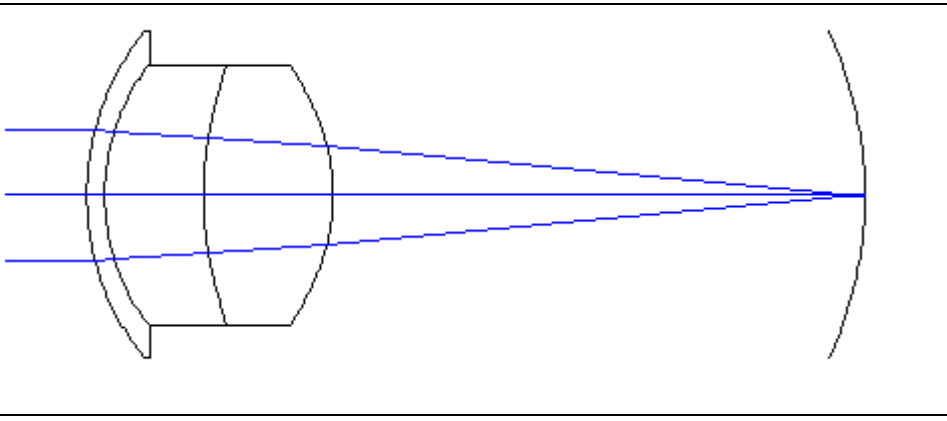
<p>Liou- Brennan</p>	 <p>The diagram illustrates the Liou-Brennan multifocal IOL design. It shows a cross-section of the lens with a central zone and a peripheral zone. Three parallel light rays enter from the left. The central zone is a convex lens that focuses the rays to a point on the retina. The peripheral zone is a concave lens that focuses the rays to a point further back on the retina. The diagram shows that the peripheral zone focuses light from distant objects onto the retina, while the central zone focuses light from near objects onto the retina.</p>
<p>Kooijman</p>	 <p>The diagram illustrates the Kooijman multifocal IOL design. It shows a cross-section of the lens with a central zone and a peripheral zone. Three parallel light rays enter from the left. The central zone is a convex lens that focuses the rays to a point on the retina. The peripheral zone is a concave lens that focuses the rays to a point further back on the retina. The diagram shows that the peripheral zone focuses light from distant objects onto the retina, while the central zone focuses light from near objects onto the retina.</p>
<p>Navarro</p>	 <p>The diagram illustrates the Navarro multifocal IOL design. It shows a cross-section of the lens with a central zone and a peripheral zone. Three parallel light rays enter from the left. The central zone is a convex lens that focuses the rays to a point on the retina. The peripheral zone is a concave lens that focuses the rays to a point further back on the retina. The diagram shows that the peripheral zone focuses light from distant objects onto the retina, while the central zone focuses light from near objects onto the retina.</p>

Tabela 3.2: dados de cada modelo esquemático.

	superfície	Raio (mm)	Espessura (mm)	Asfericidade	índice de refração
Helmholtz - Laurance	1	8	3.6		1.333
	2	10	3.6		1.450
	3	-6.0	15.18		1.333
Gullstrand	1	7.8	3.6		1.336
	2	10	3.6		1.413
	3	-6	16.97		1.336
Emsley	1	5.55	22.22		1.3333
schwiegerling	1	7.8	0.55	0.75	1.3771
	2	6.5	3.05	0.75	1.3374
	3	11.03	4.0	-3.30	1.42
	4	-5.72	16.60	-1.17	1.336
Liou - Brennan	1	7.77	0.50	-0.18	1.376
	2	6.40	3.16	-0.60	1.336
	3	12.40	1.59	-0.44	Grad A
	4	Infinito	2.43		Grad P
	5	-8.6	16.27	0.96	1.336
Kooijman	1	7.80	0.50	-0.25	1.3771
	2	6.50	3.05	-0.25	1.3374
	3	Infinito	0.00	0	1.3374
	4	10.20	4.00	-3.06	1.4200
	5	-6.00	16.59655	-1.00	1.336
	6	-10.80			
Navarro	1	7.72	0.55	-0.26	1.376
	2	6.50	3.05	0	1.3374
	3	Infinito	0.00	0	1.3374
	4	10.20	4.00	-3.131	1.4200
	5	-6.00	16.40398	-1.00	1.336
	6	-12.00			

NOTA: Grad A = $1.368 + 0.049057z - 0.015427z^2 - 0.001978r^2$

Grad P = $1.407 - 0.006605z^2 - 0.001978r^2$

$n(\lambda) = n(0,555\mu\text{m}) + 0.0512 - 0.1455\lambda + 0.0961\lambda^2$

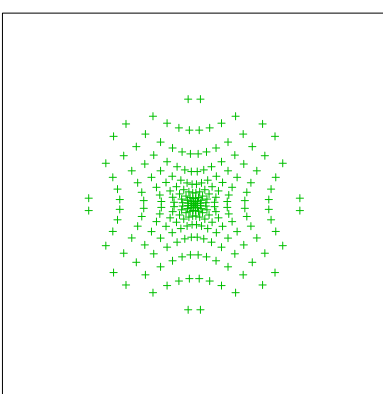
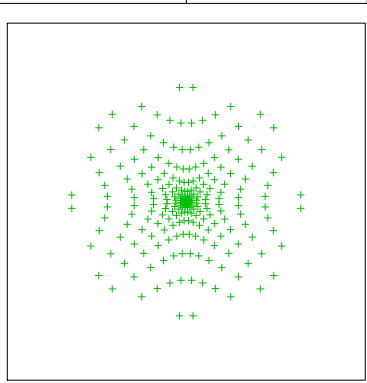
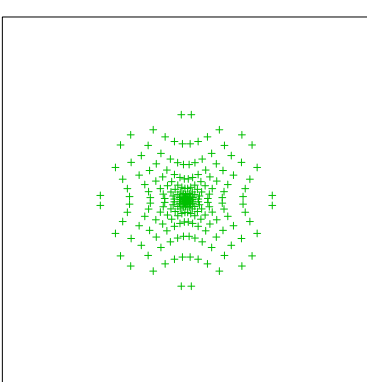
Tabela 3.3: valores do Racio de Strehl obtidos através do Oslo, para os sete modelos do olho, para uma abertura de 3mm.

Modelo	Racio de Strehl
Helmholtz-Laurance	0.086955
Gullstrand	0.088687
Emsley	0.097871
Schwiegerling	0.306963
Liou-Brennan	0.913613
Kooijman	0.869565
Navarro	0.725310

Em análise da tabela 3.3, e sabendo que o valor ideal do Racio de Strehl é um, para um sistema óptico perfeito, verificamos que entre os sete modelos o de Liou-Brennan é o que obtém o valor mais próximo do ideal.

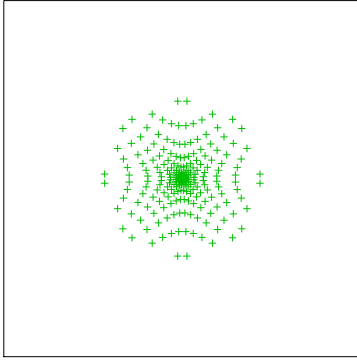
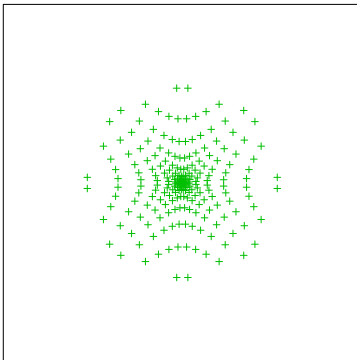
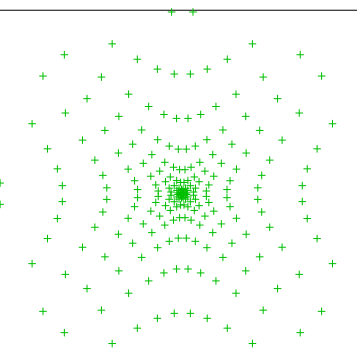
Para o estudo do diagrama de pontos de cada modelo, através do Oslo, foi escolhido o diagrama simples, para que fosse mais directa a análise da qualidade da imagem para correlacionar todos os modelos nas diferentes aberturas. Na tabela 3.4 estão representados os diagramas de pontos do modelo Helmholtz-Laurance para as aberturas de 3, 4 e 6mm; de onde concluímos que quanto maior é o diâmetro de abertura pior será a qualidade da nossa imagem, pois verificamos que os pontos se dispersão mais quanto maior é a abertura usada. Em análise do diagrama de pontos representado na tabela 3.5, referente ao modelo de Gullstrand, os resultados não diferem muito do modelo de Helmholtz-Laurance, pois apesar de diferentes os resultados indicam a mesma conclusão de que quanto maior o nosso diâmetro de abertura pior será a qualidade da imagem obtida. O mesmo resultado encontramos para os restantes modelos, Emsley, Schwiegerlin (Greivenkamp), Liou-Brennan, Kooijman e Navarro, representados nas tabelas 3.6, 3.7, 3.8, 3.9 e 3.10, em que a qualidade da imagem obtida será menor quanto maior o diâmetro da abertura, pois os diagramas de pontos apresentam manchas mais dispersas para os diâmetros de 4 e 6mm em relação ao de 3mm.

Tabela 3.4: diagrama de pontos do modelo Helmholtz-Laurance para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Helmholtz-Laurance	3mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.01467 DIFFRACTION LIMIT 0.003371		0.05 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.01038 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.01038 -0.05
	Rms r = 0.01467μm		
	4mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.03332 DIFFRACTION LIMIT 0.002519		0.1 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.02356 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.02356 -0.1
	Rms r = 0.03332μm		
	6mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.1173 DIFFRACTION LIMIT 0.001659		0.5 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.08296 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.08296 -0.5	
Rms r = 0.1173μm			

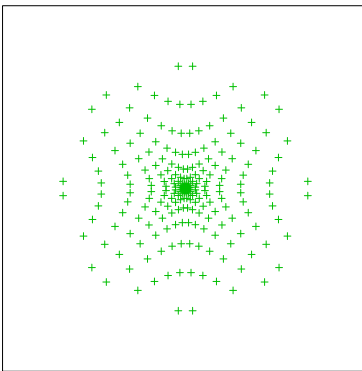
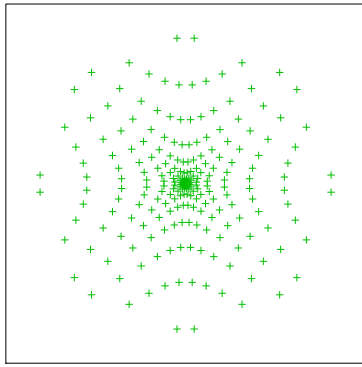
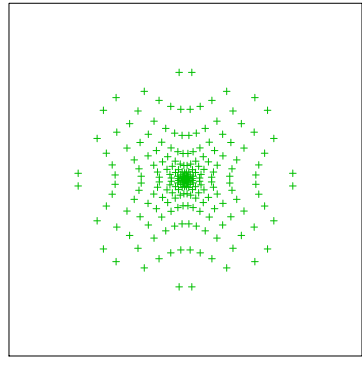
Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

Tabela 3.5: diagrama de pontos do modelo Gullstrand para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Gullstrand	3mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.01121 DIFFRACTION LIMIT 0.003772		0.05 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.007926 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.007926 -0.05
	Rms r = 0.01121µm		
	4mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.02711 DIFFRACTION LIMIT 0.002819		0.1 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.01917 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.01917 -0.1
	Rms r =0.02711 µm		
	6mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.09911 DIFFRACTION LIMIT 0.001858		0.2 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.07008 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.07008 -0.2	
Rms r = 0.09911µm			

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

Tabela 3.6: diagrama de pontos do modelo Emsley para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Emsley	3mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.01736 DIFFRACTION LIMIT 0.003734		0.05 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.01228 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.01228 -0.05
	Rms r = 0.01736µm		
	4mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.0415 DIFFRACTION LIMIT 0.002783		0.1 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.02935 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.02935 -0.1
	Rms r = 0.0415µm		
	6mm		
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣
GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.1517 DIFFRACTION LIMIT 0.001815		0.5 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.1073 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.1073 -0.5	
Rms r =0.1517 µm			

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

Tabela 3.7: diagrama de pontos do modelo Schwiegering para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

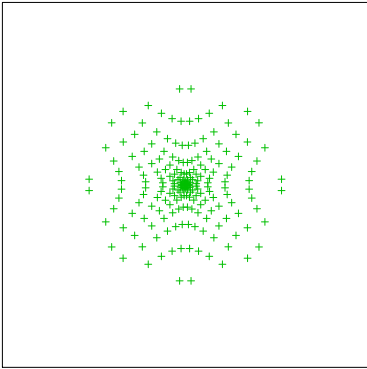
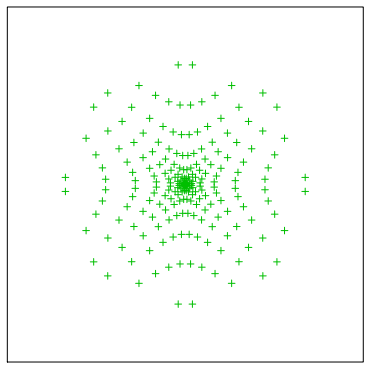
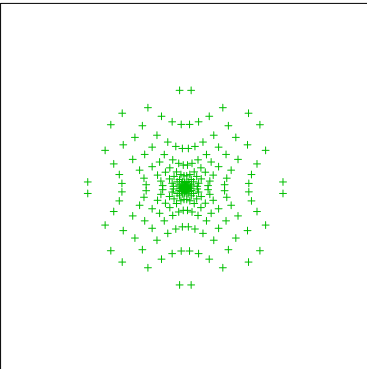
Schwiegering	3mm			
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣	
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.01315 DIFFRACTION LIMIT 0.003752		0.05 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.009298 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.009298 -0.05	
	Rms r = 0.01315µm			
	4mm			
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣	
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.03382 DIFFRACTION LIMIT 0.002807		0.1 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.02392 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.02392 -0.1	
	Rms r = 0.03382µm			
	6mm			
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣	
GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.1305 DIFFRACTION LIMIT 0.001856		0.5 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.0923 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.0923 -0.5		
Rms r = 0.1305µm				

Tabela 3.8: diagrama de pontos do modelo Liou-Brennan para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

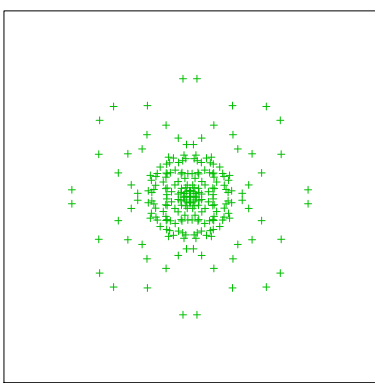
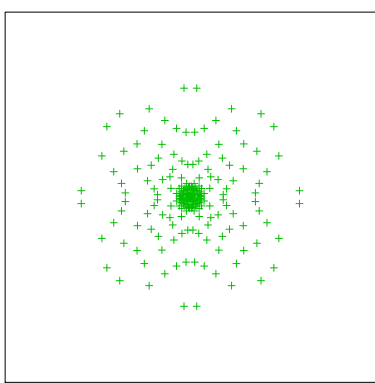
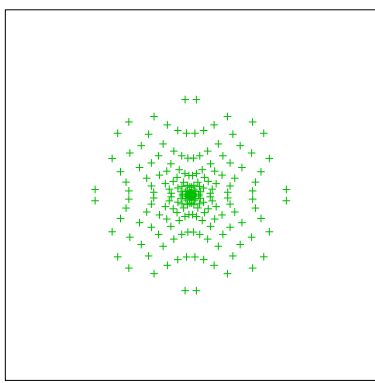
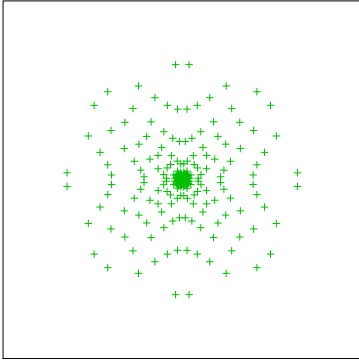
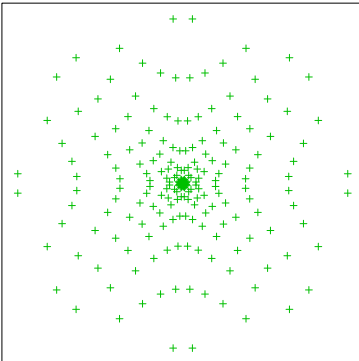
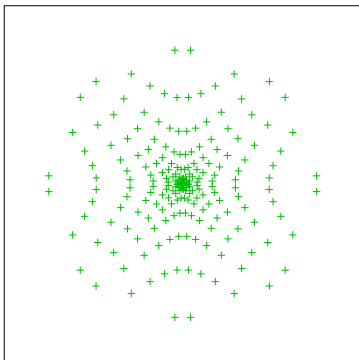
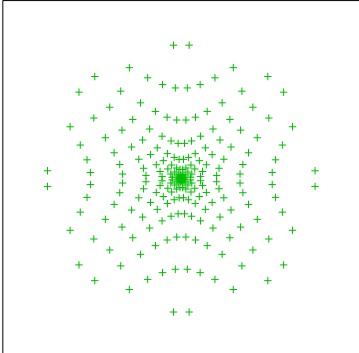
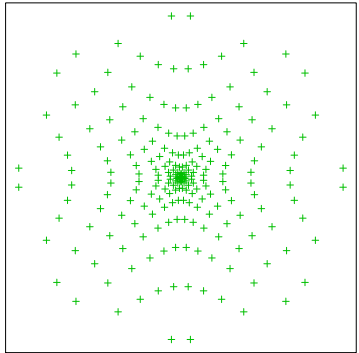
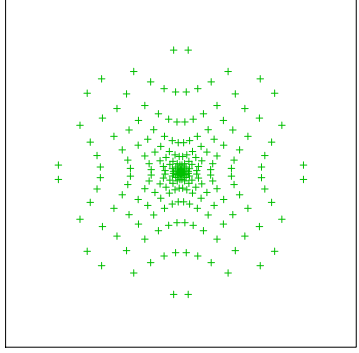
Liou-Brennan	3mm		
	Liou-Brennan SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲□
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.001392 DIFFRACTION LIMIT 0.003754		0.005 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.0009844 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.0009844 -0.005
	Rms r = 0.001392 μm		
	4mm		
	Liou-Brennan SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲□
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.005392 DIFFRACTION LIMIT 0.002817		0.02 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.003813 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.003813 -0.02
	Rms r = 0.005392 μm		
	6mm		
	Liou-Brennan SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲□
GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.02519 DIFFRACTION LIMIT 0.001879		0.1 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.01781 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.01781 -0.1	
Rms r = 0.02519 μm			

Tabela 3.9: diagrama de pontos do modelo Koijman para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Kooijman	3mm			
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲□	
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.003005		0.01 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.002125	
	DIFFRACTION LIMIT 0.00397		GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.002125	-0.01
	Rms r = 0.003005µm			
	4mm			
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲□	
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.008862		0.02 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.006266	
	DIFFRACTION LIMIT 0.002971		GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.006266	-0.02
	Rms r = 0.008862µm			
6mm				
No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲□		
GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.03683		0.1 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.02604		
DIFFRACTION LIMIT 0.001969		GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.02604	-0.1	
Rms r = 0.03683µm				

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

Tabela 3.10: diagrama de pontos do modelo Navarro para aberturas com diâmetros de 3mm,4mm e 6mm.

Navarro	3mm			
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣	
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.003842 DIFFRACTION LIMIT 0.003945		0.01 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.002717 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.002717 -0.01	
	Rms r = 0.003842 μm			
	4mm			
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣	
	GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.009415 DIFFRACTION LIMIT 0.002953		0.02 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.006657 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.006657 -0.02	
	Rms r = 0.009415 μm			
	6mm			
	No name SPOT DIAGRAM	FBY 0 FBX 0 FOCUS 0	REFHT 0 WV1-3 +▲▣	
GEOMETRICAL RMS R SIZE 0.03489 DIFFRACTION LIMIT 0.001956		0.1 GEOMETRICAL RMS Y SIZE 0.02467 GEOMETRICAL RMS X SIZE 0.02467 -0.1		
Rms r = 0.03489 μm				

Em análise das figuras 3.1, 3.2 e 3.3, que se seguem, fazendo um estudo em relação à função transferência de modulação (MTF), dos quatro gráficos, ao comparar a curva da MTF experimental, obtida através da bibliografia, e dados do artigo de Guirão [6], o modelo que com melhores resultados nas várias aberturas e acima do valor experimental é o modelo de Liou - Brennan. Com base na bibliografia [14] concluímos que deve ser utilizado o modelo de Liou-Brennan para o nosso estudo, pois a aberração esférica prevista por este modelo é comparável com resultados experimentais, mas não só, tendo em conta também o Racio de Strehl vemos que é o modelo que mais se aproxima do ideal, e portanto deve ser considerado o mais próximo do olho humano.

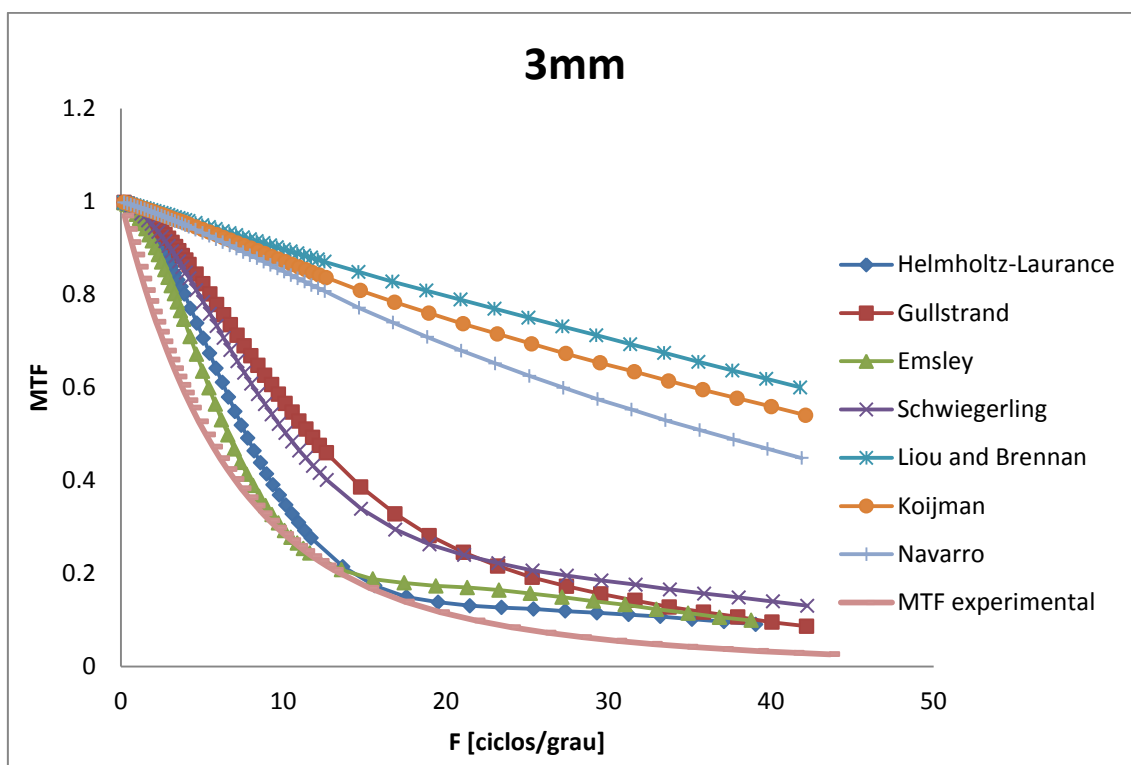


Figura 3.1: estudo da MTF dos diferentes olhos esquemáticos com uma abertura de 3mm.

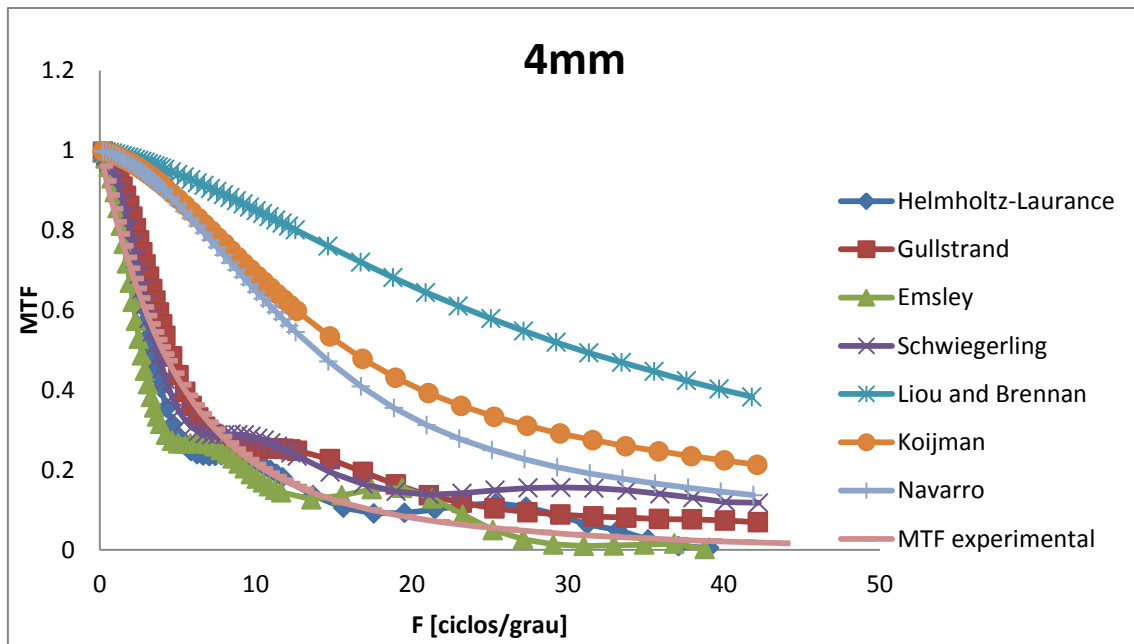


Figura 3.2: estudo da MTF dos diferentes olhos esquemáticos com uma abertura de 4mm.

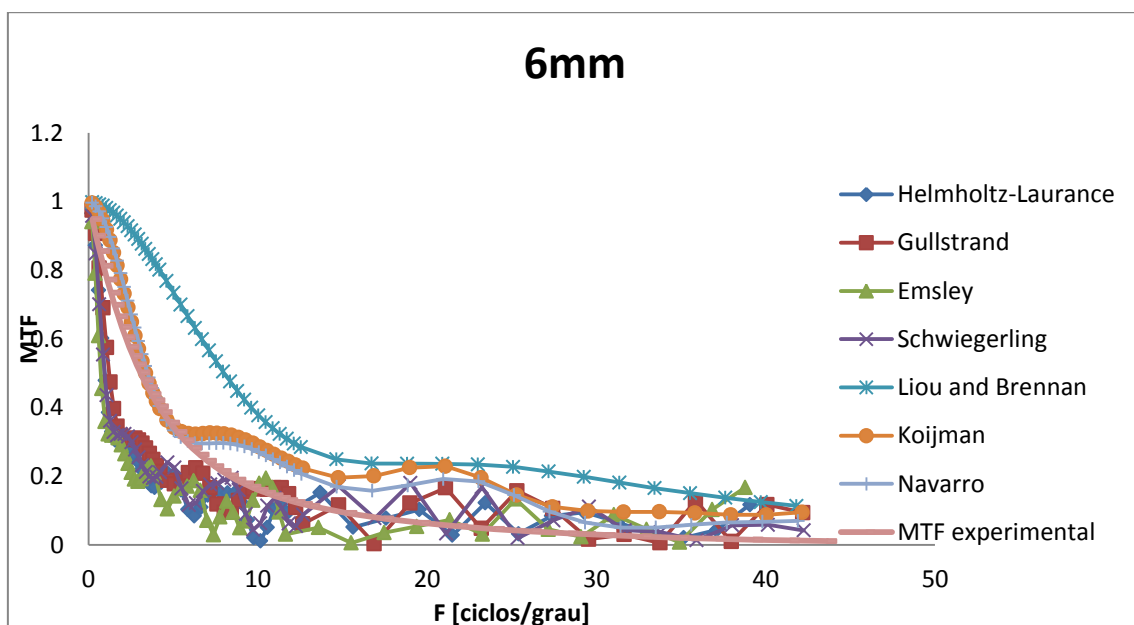


Figura 3.3: estudo da MTF dos diferentes olhos esquemáticos com uma abertura de 6mm.

Capítulo 4

4 Aspectos ópticos das LIO:

As lentes intra-oculares (LIO) são implantadas com o objectivo de substituir o cristalino humano que estava opaco em decorrência da catarata. Hoje em dia existem, já vários tipos de lentes intra-oculares e com diversos aspectos ópticos, temos lentes mono e multifocais, mas o objectivo comum é sempre dar um melhor conforto e uma melhor qualidade de visão e de vida para cada paciente.

4.1 Lentes monofocais:

Como o próprio nome diz, estas lentes proporcionam uma visão monofocal. Estas lentes utilizam o princípio da refacção, ou seja, direccionam os raios de luz até um ponto focal. Desta maneira temos uma visão nítida apenas para uma única distância, sendo necessário o uso de lentes correctoras, como óculos, para se obter uma boa visão de perto, intermediária e de longe, simultaneamente.

4.2 Lentes multifocais refractivas:

São lentes, que proporcionam uma visão de longe, perto e intermediária. Esta lente é dividida em zonas, com a intenção de promover um bom alcance visual para todas as distâncias e em várias condições de iluminação. A asfericidade entre as zonas ópticas promove uma transição mais lenta e fisiológica com o objectivo de melhorar a performance da visão intermédia. Estas características estão associadas ao conceito de que as zonas refractam os raios luminosos sem dispersão de energia conjugando o objectivo de reduzir a difotopsia (sombra no campo visual) em condições mesópicas, halos e ofuscamento.

4.3 Lentes multifocais difractivas:

As LIO multifocais difractivas, são lentes que proporcionam visão de longe, perto e intermediária, oferecendo a visão de longe através da parte de refacção da lente. A imagem formada a partir de um objecto distante, através da parte central da lente difractiva está bem separada da retina, localizada na frente da retina. Assim, na retina a única imagem

focada é a imagem de longe. A parte central da lente tem uma série de etapas que são esculpidas em um arranjo de curvas de difracção óptica da luz de entrada de outra maneira, a criação de um foco de perto que é completamente separado da distância foco formado pela porção remanescente de refração da lente. Esta separação entre as duas imagens permite menos artefactos ou distorção de uma das imagens, proporcionando uma boa qualidade de visão tanto a distância e de perto. Ao olhar para os objectos próximos, a imagem formada pela zona central da LIO multifocal difractiva é focada na retina. A imagem formada pela zona de refração da lente intra-ocular é bem separada da retina. Assim, na retina a única imagem em foco é a imagem de perto.

Para o cálculo da potência das LIO, são necessárias várias medidas e exames pré-operatórios, tais como a biometria, a medida do comprimento axial, a medida da potência corneal, e alguns instrumentos para a sua concepção.

4.4 Cálculo da potência das LIO

4.4.1 Biometria:

A Biometria é uma exame pré-operatório fundamental, tendo algumas componentes importantes e necessárias para o cálculo da potência da LIO, sendo elas o comprimento axial, potência corneal e a posição da LIO. Esta técnica consiste num laser infravermelho de 780nm emitido por um divisor de feixes constituído por dois espelhos, um móvel e um fixo, os dois feixes entram no olho e são reflectidos na superfície anterior da córnea. Para além de medir o comprimento axial e a profundidade da câmara anterior o biómetro também faz a queratometria, dada pelo princípio de reflexão da luz.

Quando o cristalino é substituído por uma LIO, o sistema óptico torna-se num sistema de duas lentes (córnea e LIO) que projectam uma imagem sobre a mácula. A distância entre as duas lentes (X) afecta a refração como o faz a distância entre o sistema de duas lentes e a mácula (Y). X é definido como a distância a partir da superfície anterior da córnea ao plano da LIO no eixo visual. Y é definido como a distância do plano da LIO até aos foto-receptores da mácula no eixo visual. É fácil de ver que $X + Y$ é igual ao comprimento axial do eixo visual do olho (Z). Portanto sabendo X e Z irá permitir o cálculo de Y ($Y = Z - X$). Para calcular a potência LIO, devemos conhecer a convergência dos raios de luz que entram na córnea (erros de refração (R)). Para a emetropia, R é zero. A relação dos factores [(X, Y (Z - X), P, K, R)] é tal que uma fórmula pode ser escrita a descrevê-la. Sabendo os valores de qualquer um destes quatro, irá permitir o cálculo do quinto.

4.4.2 Comprimento axial:

Se o cristalino (catarata) vai ser removido, a medida do comprimento axial (AL) é obrigatória. Se a lente já foi removida (afacia / pseudofaquia) ou não (lente de refração fática [PRL]), um AL nem sempre é necessário porque a potência correcta da lente para o implante pode ser calculada através de uma fórmula de refração ($P=A-0,9K-2,5AL$ onde P é a potência, A a constante-A, K leitura queratométrica e AL o comprimento axial do olho). Porque esta fórmula requer uma distância ao vértex exacta, não é fiável em casos de afaquia, onde os erros na distância do vértex e uma refração de alta potência podem ter um efeito significativo. A medida do comprimento axial continua a ser um dos passos mais decisivos para o cálculo da potência da LIO. A tabela 4.1 contém uma lista com considerações importantes para obter com precisão o AL.

Tabela 4.1: considerações para obter a precisão nas medições do comprimento axial.

Ultra-som comprimento axial
1. Instrumento de ultra-som A-scan
2. Tela do osciloscópio Real-time
3. Técnica de imersão
4. Técnico experiente
5. Velocidades ultra-sónicas apropriadas
6. B-scan de backup

Durante anos a técnica de ultra-som foi a única pela qual o comprimento do olho pode ser medido na prática clínica.[6]

4.4.3 Potência corneal:

A primeira lente no sistema é a córnea. Geralmente pensa-se na potência corneal, em dioptrias de potência óptica, mas na realidade mede-se o raio de curvatura da superfície anterior e fazem-se suposições em relação à curvatura da superfície posterior. Como a instrumentação evoluiu (Pentacam), podemos ser capazes de medir o efeito total da óptica da córnea. Tem sido proposto por muitos que se deve usar raio de curvatura (R), em vez de dioptrias (D). Os factores importantes a considerar na obtenção da potência precisa da córnea, estão listados na tabela 4.2.

Tabela 4.2: considerações para obter a precisão nas medições da potência corneal.

Potência corneal
1. Instrumentação
2. Uso de lentes de contacto
3. Astigmatismo
4. Antecedentes da cirurgia refractiva
5. Transplante corneal

4.4.4 Instrumentação:

Um queratómetro manual mede apenas a superfície frontal da córnea e converte o raio (r) de curvatura obtido em dioptrias (k) usando um índice de refração (RI) de 1.3375. A fórmula para mudar de D a r é $[r = 337.5 / D]$ e r a D é $[D = 337.5 / r]$. Muitos postulam que esse índice é muito alto, e recomenda-se o uso de 4/3 em seu lugar. Para corrigir isto, multiplicar a leitura K obtido (em D) pelo factor 0.98765431, o que irá resultar na diminuição na potência -0.54 D. Córnea (intervalo; 0.43D para 35D córnea para 0.62D para 50D córnea). Se o seu queratómetro utiliza um índice de refração diferente de (IR), em vez de 1/3 / (IR-1).

4.4.5 Astigmatismo:

Astigmatismo regular não é um factor de cálculo da potência da LIO, porque o objectivo é prever o erro refractivo pós-operatório. Portanto, a média da leitura dos dois K é o único valor utilizado e deve resultar num astigmatismo misto. Se um cilindro míope for desejado, a leitura mais plana K pode ser utilizada em vez disso. Se o astigmatismo é corrigido cirurgicamente no momento da implantação da lente, seria importante conhecer o efeito desta cirurgia na potência média final da córnea e ajustar a leitura K utilizada para calcular a energia da LIO em conformidade. Devido à relação de acoplamento, este efeito é geralmente zero.

4.4.6 Antes da cirurgia refractiva:

A cirurgia refractiva da córnea anterior muda a arquitectura da córnea de tal forma que os métodos padrão de medição da potência corneal fazem com que seja subestimada. A

queratotomia radial (RK) faz com que um achatamento seja proporcional, e relativamente igual tanto da frente para trás, como de trás para a frente, da superfície da córnea, deixando o índice de refração igual. Por outro lado, queratectomia fotorrefractiva (PRK), laser assistida keratomileusis intraestroma (LASIK) e laser assistida Keratomileusis epiteliais (LASEK) achatam apenas a superfície frontal. Isso muda o cálculo do índice de refração o que cria uma subestimação da potência da córnea por cerca de uma dioptria para cada sete dioptrias de correcção obtidas na cirurgia refractiva. A principal causa de erro é o facto de que a maioria dos queratómetros mede na zona dos 3.2 milímetros da córnea central, o que muitas vezes perde a zona central eficaz mais plana da potência da córnea; quanto mais achatada é a córnea, maior é a zona de medição. Existem vários métodos para estimar melhor o poder da córnea nos olhos que serão submetidos à cirurgia refractiva.

4.4.7 Posição da LIO:

Este factor foi historicamente referido como a profundidade da câmara anterior (ACD), porque a óptica de toda a LIO no início da era foi posicionada em frente da íris, na câmara anterior. Porque a maioria das LIO, hoje são posicionadas atrás da íris, na nova terminologia tem sido oferecida como Lentes de Posição Efectiva (ELP) por Holladay e Lentes de Posição Actual (ALP) pelo FDA.

ACD é definida como a distância axial entre as duas lentes (córnea e LIO) ou, mais exactamente, a distância entre a superfície frontal (vértice anterior) da córnea ao plano princípio eficaz do LIO (ou superfície frontal do cristalino). Este valor é necessário para todas as fórmulas e é incorporada especificamente numa constante para cada estilo LIO para as fórmulas de regressão ou como uma ACD, ambas fornecidas pelo fabricante. Alguns propuseram que seria útil medir na fase pré-operatória a ACD anatómica (do epitélio da córnea para a cápsula anterior), quer com uma unidade de A-scan ou por paquímetro óptico. Foi realizado um estudo de comparação a 44 olhos e mostrou-se que o método óptico resultou numa média de 0.20 milímetros (+/-0.35) mais profundo do que ACD obtido por ultra-sons utilizando 1548m/sec (3.14 vs 2.93). Para saber a localização correcta da lente é necessário prever a profundidade da câmara anterior pós-operatório, pois a espessura da lente será diferente da espessura do cristalino. Podemos então calcular a profundidade da câmara anterior pós-operatório através da seguinte expressão:

$$ACD_{post} = ACD_{mean} * AL / 23.45 \quad (3)$$

Onde ACD_{post} é a profundidade da câmara anterior pós-operatório, ACD_{mean} é o ACD médio, ou seja a posição do cristalino, e AL o comprimento axial em milímetros, na prática é utilizado um valor de ACD fixo para prever a posição do implante em cada caso. [6]

A posição LIO foi considerada a menos importante das três variáveis (comprimento axial, poder corneal e posição da LIO) como causa de erro no cálculo da potência da LIO. A posição LIO tem recebido maior atenção de escritores da fórmula, ao longo dos últimos dez anos. O esforço tem sido grande para uma melhor previsão de onde a posição da LIO acabará por descansar. Um estudo recente pelo autor sobre uma série de 270 olhos que recebem uma lente de silicone háptica placa, mostrou que a LIO desloca-se numa média de 0.06 milímetros posteriormente em três meses, em comparação com a sua posição sobre o primeiro dia após a cirurgia. Este foi compatível com uma mudança média de 0.21D de hipermetropia. Atenção: uma LIO destinada ao saco capsular deve ser reduzida entre 0.75-1.00D (dependendo da potência LIO) quando colocada no sulco ciliar.

4.4.8 Fórmulas:

Existem cinco gerações de fórmulas para o cálculo da potência da LIO, a primeira foi publicada em 1967 por Fyodorov, a segunda em 1982 por Holladay, a terceira em 1988 por Retzlaff (uma melhoria da de Holladay), a quarta em 1990 por Olsen e a quinta em 1999 por Wolfgang Haigis.

4.4.8.1 Fórmula teórica:

A fórmula teórica é baseada no modelo óptico do olho. É utilizada uma equação óptica para determinar a potência LIO necessária para focar a luz a partir de um objecto distante para a retina. Em diferentes fórmulas, são feitas diferentes hipóteses sobre o índice de refração da córnea, a distância da córnea para a LIO, a distância da LIO para a retina, bem como de outros factores. Esta é chamada de fórmula teórica porque se baseia no modelo teórico óptico do olho. A fórmula mais popular neste grupo é a fórmula de Binkhorst. Esta é baseada na teoria do som. A fórmula teórica pode ser algebricamente definida por:

$$P=[N/(L-C)]-[N*K/(N-K*C)] \quad (4)$$

Onde:

P-é o poder dióptrico da lente

N-é o índice refractivo do humor aquoso e vítreo

L- é o comprimento axial (mm)

C-é a profundidade da camara anterior estimada pós-operatória (mm)

K-é a curvatura corneal (D)

Durante décadas o cálculo da potência da LIO tem sofrido algumas alterações, sendo a fórmula matemática mais conhecida e utilizada na prática a SRK, desenvolvida por Sanders, Retzlaff e Kraff:

$$P = A - 2.5L - 0.9K \quad (5)$$

Onde:

P é a potência da LIO

A é a constante A, que varia (entre 114 e 119) entre as diferentes LIOs

L é o comprimento axial medido pela ultra-sonografia (mm)

K é a média de leituras da queratometria (D).

4.4.8.2 Fórmula de refração:

Holladay em 1993 publicou uma fórmula para calcular a potência de uma LIO para olhos afáquicos ou pseudofáquicos (piggyback LIO) ou uma lente refractiva (PRL) de um olho fáquico. Ela não precisa do AL, mas requer a potência da córnea, o erro de refração pré-operatório e erro refractivo desejado pós-operatório, bem como a distância ao vértice de ambos. Não é recomendada para olhos afáquicos porque a distância ao vértice é difícil de medir com precisão e devido ao alto poder do erro de refração, erros maiores podem acontecer. É, no entanto, uma verificação bem sucedida contra o cálculo da fórmula que contém o AL.

4.4.9 Variáveis clínicas:

4.4.9.1 Circunstâncias especiais:

Catarata monocular em ametropia alta bilateral:

O dilema é fazer a cirurgia de olhos emetropes e se a ametropia grande coincidir com a do outro olho, que pode nunca precisar de cirurgia. Até agora, a maioria dos pacientes têm a hipótese de aceitar uma LC ou ignorar o outro olho e ir para o "anel de bronze" de emetropia. No futuro, aqueles que não têm tolerância à LC podem ter uma PRL colocada no outro olho ou colocada sobre a LIO para eliminar aniseiconia do outro olho, em última análise tem-se a cirurgia.

4.4.9.2 Problemas e erros:

O principal problema depois da cirurgia é sem dúvida um erro refractivo inaceitável. Quanto mais cedo for descoberto, mais cedo pode ser corrigido. Portanto, é aconselhável realizar leituras de K (curvatura corneal) e uma refração no primeiro dia pós-operatório. Uma correcção cirúrgica imediata (24-48h) vai permitir o acesso fácil à incisão no saco capsular, e uma excelente visão sem correcção. Até agora, só podemos corrigir este problema através da troca de lente que cria o dilema de determinar qual o factor que criou o erro, a potência da LIO, o comprimento axial, a potência da córnea ou uma combinação dos anteriores. Hoje, com o advento da LIO de baixa potência, o melhor remédio pode ser uma LIO piggyback. Usando uma LIO sobreposta, assim não será necessário determinar a causa do erro ou mensurar o comprimento axial do olho pseudofácico operado de fresco. É possível confirmar a potência de uma LIO explantada usando a lente McReynolds analisador (Visão e Audição Centro, PO Box 488, 1111 Main St. Quincy, IL 62301, 217-222-6656).

É importante lembrar que uma câmara anterior pouco profunda pode levar a 3D de miopia (dependendo da potência da LIO) que desaparece quando se reformula a câmara anterior.

As causas de erros no cálculo da potência da LIO podem descrever-se por erros na medição do comprimento axial, erros na medição da potência corneal, erro na posição efectiva da LIO, e ainda as próprias fórmulas podem-se tornar num erro do cálculo da potência da LIO, especialmente as fórmulas de regressão. Existem ainda causas de erro no implante da LIO que podem ser tão graves como as anteriores, tais como o erro na rotulagem da lente, que pode ser muito grave e difícil de verificar antes da implantação, erro do cirurgião. Assim os erros de transcrição podem causar alguns dos maiores erros observados.

[5]

Capítulo 5

5 Estudo comparativo de várias LIO

Existem vários tipos de lentes intra-oculares, com a capacidade de recuperar a acomodação, função da lente natural (cristalino). Segundo o artigo de Feng Rao[14], hoje em dia têm sido utilizados três tipos de LIO, esférica, multifocal refractiva e multifocal difractiva.

No presente estudo vou apenas utilizar duas destas lentes, a LIO esférica e a LIO multifocal difractiva, para com a ajuda do OSLO, e utilizando como modelo esquemático, Liou-Brennan, analisar a AV e qualidade da imagem.

O estudo da acuidade visual vai ser feito a partir da curva experimental da modulação da imagem aérea (AIM)[15] e da curva da função transferência de modulação (MTF) obtida para cada lente através do OSLO. De acordo com a fonte de Wang e Feng Rao[15],[14], a intersecção das duas curvas dar-nos-á a frequência espacial, que por sua vez, através da fórmula:

$$AV = f/30 \quad (6)$$

Obtemos a AV, e onde AV é a acuidade visual e f a frequência espacial em ciclos por grau.

Estudo comparativo das duas lentes, através do Oslo:

Tabela 5.1: dados do modelo esquemático Liou-Brennan com a LIO de polimetacrilato (PMMA) para iniciar as optimizações.

Superfície	Raio de curvatura (mm)	Constante cónica	espessura	Índice de refração	Número de Abbe
Córnea	7.77	-0.18	0.5	1.376	61.2
Humor aquoso	6.4	-0.6	3.238	1.336	55.1
Lente superfície 1	13.90		1.2	1.491	52.6

Lente superfície 2	-13.90	0.96	19.02	1.336	55.1
retina	-12.3				

5.1 LIO esférica

Uma lente intra-ocular esférica é projectada para adicionar uma certa quantidade de aberrações esféricas, com o propósito de equilibrar a profundidade ampliada de foco e a melhor AV do olho. Ópticamente, a LIO esférica é uma combinação de uma superfície esférica e uma esférica, e a superfície esférica decai através da seguinte equação:

$$z = \frac{x^2+y^2}{R+\sqrt{R^2-(1+k)(x^2+y^2)}} + \sum_{i=1}^8 \beta_i (x^2 + y^2)^i \quad (7)$$

Onde R é o raio de curvatura que é utilizado para corrigir o defocus, k é o coeficiente cónico e β_i corresponde aos coeficientes esféricos, sendo o i só até dois, no nosso estudo. Se k e β_i forem zero, a superfície torna-se numa superfície esférica.

A lente foi otimizada de acordo com o método que em seguida se descreve e que consiste numa adaptação do método exposto no artigo de Feng Rao [14]:

1. Substituir o cristalino no modelo do olho de Liou-Brennan por uma LIO esférica, definindo as superfícies anterior e posterior, como superfícies esféricas com raios de curvatura iguais entre si, tendo em conta que como a lente é mais fina do que o cristalino deve ser feito o cálculo da profundidade da câmara anterior através de fórmula do ACDpost (3), já descrita no capítulo anterior, sem esquecer que o ACDmean é a posição do cristalino no modelo de Liou-Brennan;
2. Definir os raios de curvatura da LIO como variáveis;
3. Fazer uma optimização para se obter a LIO esférica, definindo com função de mérito o valor quadrático médio da mancha focal (Spot size);
4. Definir a superfície anterior da LIO optimizada para a superfície esférica, e em seguida definir β_1 e β_2 como variáveis e operamos na função de mérito para ser um valor esperado.
5. Fazer a optimização para obter o modelo do olho com a aberração esférica (SA3) esperado. [14]

O estudo será feito para várias ordens de aberração esférica dependente do comprimento de onda (λ), sendo elas -0.4λ , -0.2λ , 0 , 0.2λ e 0.4λ .

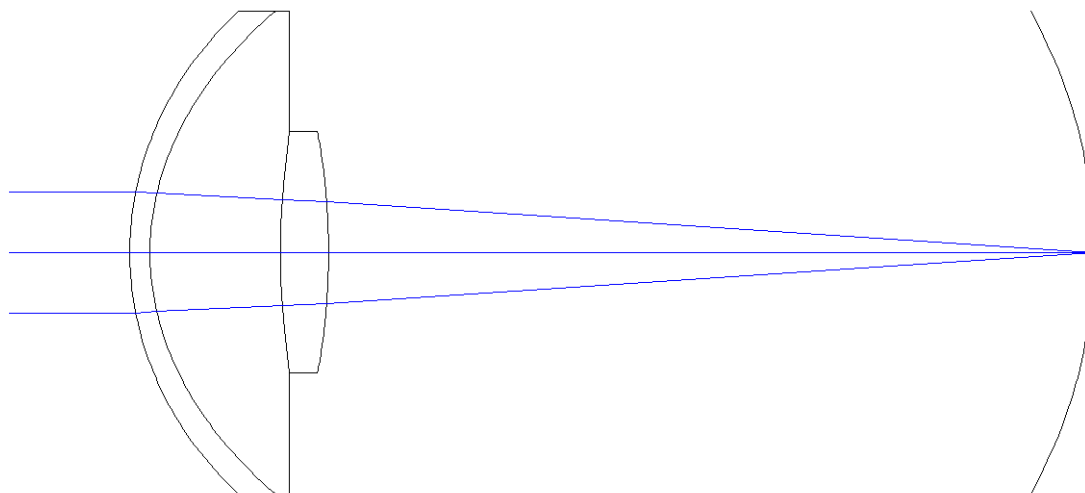


Figura 5.1: representação do percurso óptico da luz no modelo de Liou-Brennan com a LIO asférica para uma aberração esférica de 0λ .

Tabela 5.2: coeficientes asféricos para a LIO asférica.

Aberrações esféricas (λ)	B_1	B_2
-0.4	0.001	-0.002222
-0.2	0.001	-0.001416
0	0.001	-0.00061
0.2	0.001	0.000195
0.4	0.001	0.001001

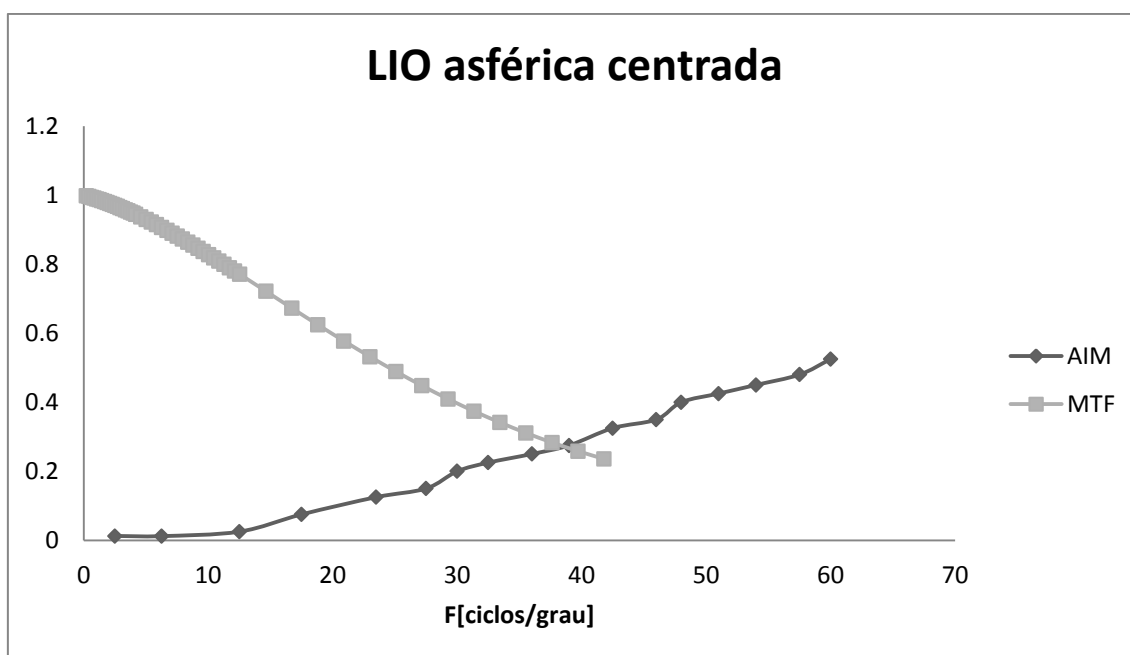


Figura 5.2: representação gráfica da MTF da LIO asférica centrada com aberração esférica de 0λ , e da curva de AIM.

Com base no modelo com a LIO esférica, foi trabalhada a relação entre as performances ópticas e distâncias objecto. Os valores da MTF foram obtidos a partir do Oslo. Através do gráfico da figura 5.2, onde são representadas as curvas da AIM e a MTF medida no olho pseudoafáquico dada pelo Oslo, onde a vergência objecto é 0D e a aberração esférica de 0λ , e ainda de gráficos semelhantes, foram calculadas as várias AVs para a LIO esférica, que são representadas nas tabelas 5.3 e 5.4. O método de cálculo foi semelhante ao do artigo de referência [14], tirando o valor do cruzamento das duas curvas que será a frequência espacial, e através da equação (6) obtemos a AV. Tendo em conta possíveis erros de cálculo e ainda que o estudo do artigo de referência foi realizado no Zemax e não no Oslo, existe alguma diferença entre os resultados. No caso apresentado podemos afirmar que para todas as vergências objecto de um modo geral a acuidade visual melhor é para a aberração esférica de 0λ , é visível, que para este caso a variação da AV não é tão brusca com a variação da vergência objecto, como para os restantes valores, sendo a melhor AV obtida 1.4.

Em análise da tabela 5.4, confirmamos que se a LIO ficar descentrada a acuidade visual do paciente irá baixar, sendo o descentramento da LIO considerado um dos erros da cirurgia.

Tabela 5.3: acuidades visuais da LIO esférica para várias vergências objecto, e para várias aberrações esféricas (-0.4λ ; -0.2λ ; 0λ ; 0.2λ e 0.4λ).

vergência	0.00D	0.40D	0.80D
AV (-0.4λ)	1.0	0.8	0.6
AV (-0.2λ)	1.6	0.8	0.5
AV (0λ)	1.3	1.5	0.6
AV (0.2λ)	0.7	1.4	1.2
AV (0.4λ)	0.8	1.0	1.4

Tabela 5.4: acuidades visuais da LIO esférica, centrada e deslocada 0.5mm para a frente e para trás, para a distância de longe, com uma aberração esférica de 0λ .

	LIO deslocada de 0.5mm para a frente	LIO centrada	LIO deslocada de 0.5mm para trás
AV (0λ)	0.4	1.3	0.9

5.2 Lente multifocal difractiva:

A LIO multifocal difractiva coloca, principalmente, a luz para dois pontos focais de acordo com a ordem de difracção.[20] A superfície binária com dois níveis de corrosão é introduzida para a LIO esférica, resultando 40.5% da luz de entrada em cada um dos dois pontos focais. Para a concepção da lente, no programa OSLO, temos o seguinte procedimento:

1. Insere-se uma LIO equi-convexa no modelo do olho, estabelecendo uma distância ao objecto de 666.7mm, definindo o raio de curvatura da lente como variável, em seguida é feita a optimização da lente como variável, e depois é feita uma nova optimização para obter uma LIO esférica;
2. O design da estrutura óptica para a visão de perto faz-se, configurando a superfície binária, definindo uma distância ao objecto de 333mm, o que corresponde a uma convergência de 3D, escolhendo na superfície 3(LIO) na secção “special” a configuração “Diffractive surface” e “Symmetric (even orders)”, fixando a ordem difractiva de +1 e o coeficiente A1(9.442583e-3 μ m) como variável, e de seguida faz-se uma optimização para obter os parâmetros detalhados da LIO projectada;
3. Escolhendo na superfície 3(LIO) na secção “special” a configuração “Diffractive surface” e “Symmetric (even orders)” definimos a ordem difractiva -1 com o fim de obter uma estrutura óptica para a visão de longe. [14]

A figura 5.3 mostra o desenho obtido da LIO multifocal difractiva, onde podemos visualizar o traçado de raios.

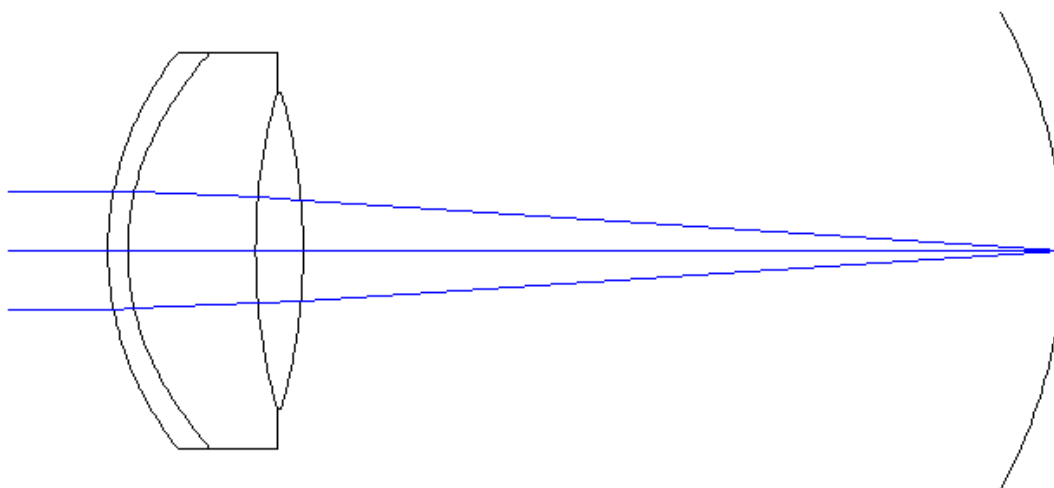


Figura 5.3: representação do percurso óptico da luz no modelo de Liou-Brennan com a LIO multifocal difractiva.

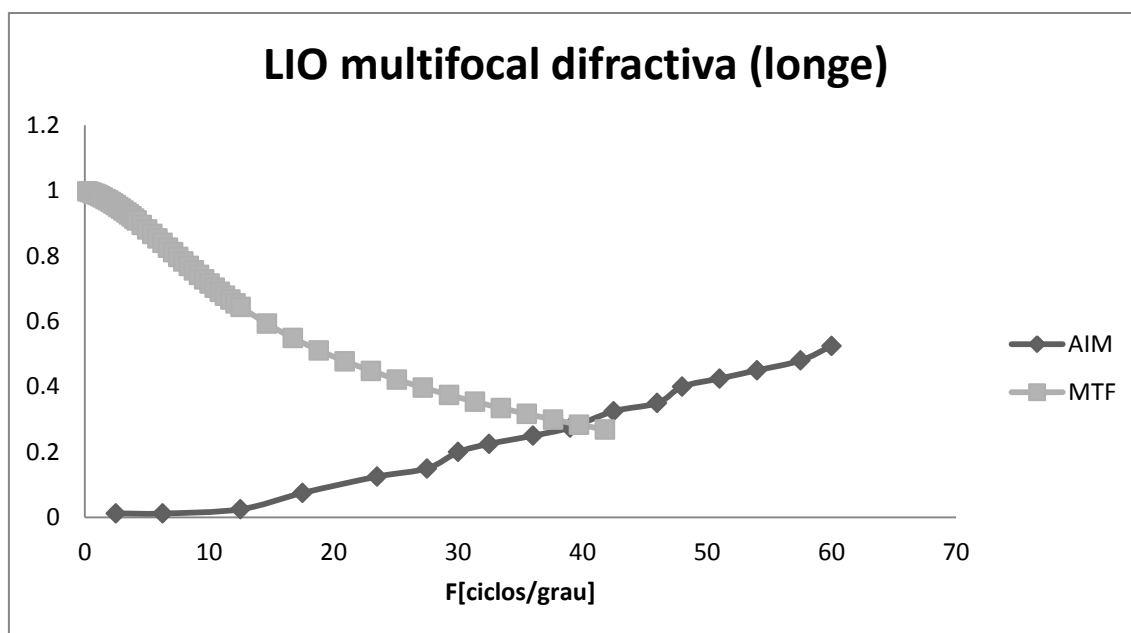


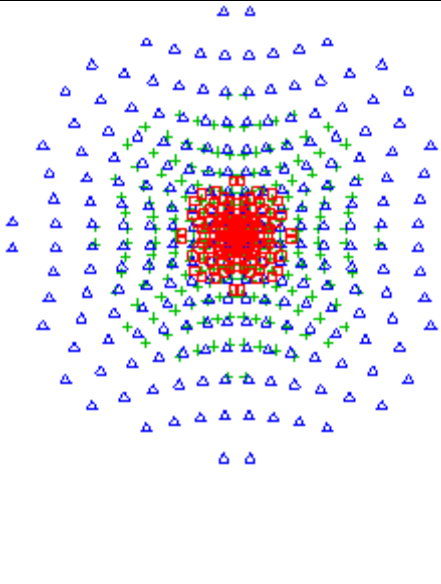
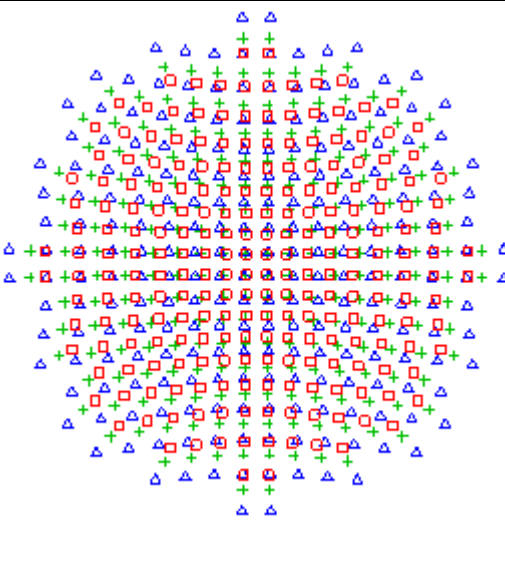
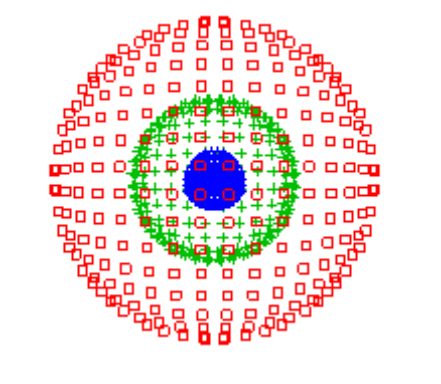
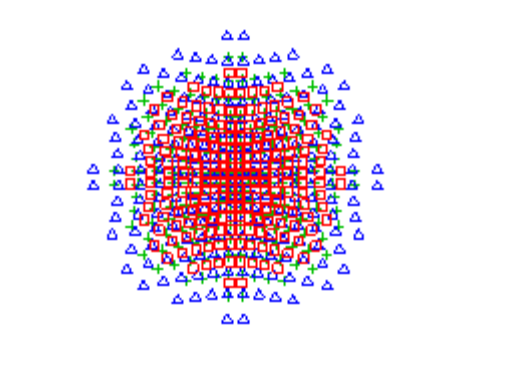
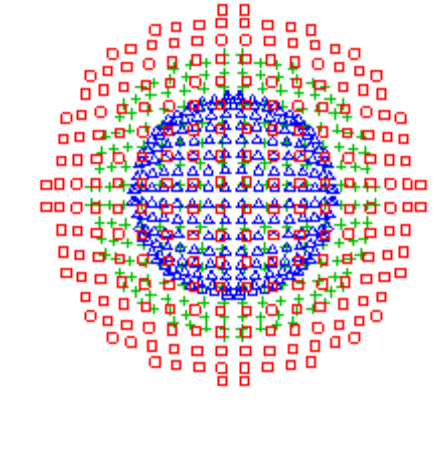
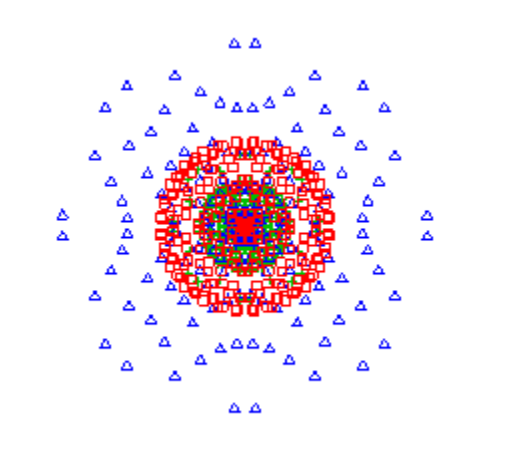
Figura 5.4: representação gráfica das curvas AIM e MTF da LIO multifocal difractiva para longe (ordem de difracção -1).

Através do gráfico representado na figura 5.4 e utilizando a fórmula (6) verifica-se que para uma distância de longe com a LIO difractiva a acuidade visual é de 1.3, o mesmo valor é encontrado para a LIO esférica, seguindo as mesmas condições.

Segundo a análise dos diagramas de pontos, que estão representados na tabela 5.5, tendo em conta os pontos a verde, podemos afirmar que para uma ordem de difracção de -1 a LIO multifocal difractiva obtém uma melhor qualidade de imagem para a distância de perto (vergência 0.00D), e para a ordem de difracção de +1 a qualidade da imagem é melhor para a distância de perto (vergência 3.00D). De acordo com o princípio da visão simultânea, a imagem formada pela ordem de difracção -1 desempenha um maior papel para a visão distante, sendo obtida uma boa qualidade de visão, no entanto quando o objecto está à distância de leitura a imagem está focada para a ordem de difracção +1 e desfocada para a ordem -1, e a visão final obtida é uma imagem nítida, concluímos assim que a ordem de difracção -1 é utilizada para a visão de longe e a ordem de difracção +1 para a visão de perto, o que é apoiado pelos diagramas representados na tabela.

Estudo comparativo do desempenho óptico de diversas lentes intra-oculares (LIO) multifocais

Tabela 5.5: diagramas de pontos obtidos para as distâncias de longe, intermédia e perto, para a LIO multifocal difractiva.

	Ordem de difracção -1	Ordem de difracção +1
Vergência objecto 0.00D		
	Rmsr=0.01637	Rmsr=0.05497
Vergência objecto 1.50D		
	Rmsr=0.01307	Rmsr=0.02798
Vergência objecto 3.00D		
	Rmsr=0.03954	Rmsr=0.003592

Capítulo 6

6 Conclusões:

Ao longo do presente trabalho foi discutida a história das lentes intra-oculares e o desenvolvimento da cirurgia da catarata ao longo dos anos. Sendo utilizada presentemente como técnica comum a facoemulsificação. As indicações e contra-indicações para a cirurgia foram devidamente esclarecidas, pois nem todos os pacientes podem ser submetidos à cirurgia. Foram discutidos os parâmetros que devem ser medidos e utilizados para o cálculo da potência da LIO para implantar, e ainda o local onde esta deve ser colocada. Foram referidos os possíveis erros que poderão ocorrer no implante, como por exemplo erro no cálculo da potência da LIO, posicionamento da lente, entre outros.

Como o objectivo deste trabalho é o estudo do desempenho óptico de várias LIO, foi realizado um estudo entre sete modelos esquemáticos (Helmholtz-Laurance, Gullstrand, Emsley, Schwiegerlin (Greivenkamp), Liou-Brennan, Koijman e Navarro), para a realização do estudo entre as LIO esférica e LIO multifocal difractiva, com o modelo que mais se aproxima do olho humano, utilizando o programa de software Oslo. A conclusão a que se chegou foi a de que o modelo mais adequado, e portanto mais semelhante ao olho humano, é o modelo de Liou-Brennan. Foi utilizado o Oslo para, com base no modelo pseudoafáquico com a LIO esférica e com a LIO multifocal difractiva, fazer um estudo sobre a qualidade óptica da imagem. As conclusões obtidas foram, de que para uma aberração esférica de 0λ em várias vergências objecto para a LIO esférica a AV é em geral melhor do que para outras aberrações, sendo 1.3 para a vergência OD, e ainda foi feito o estudo do efeito da descentragem desta mesma lente, em que foi concluído que com a descentragem da lente existe diminuição da AV; em relação à LIO multifocal o estudo foi feito através de diagramas de pontos, de onde se conclui que para uma ordem de difracção -1 é obtida uma boa qualidade da imagem para longe, e para a ordem de difracção +1 é para a distância de perto que se obtém uma boa qualidade da imagem. Foi feito o cálculo da AV para a lente intra-ocular multifocal difractiva, tal como, para a LIO esférica, e o resultado obtido seguindo as mesmas condições, abertura de 3mm e vergência objecto OD, é de 1.3. Comparando as duas lentes podemos concluir então que para a mesma vergência (OD) e abertura igual, a AV obtida é a mesma, então para a distância de longe as duas lentes são igualmente eficazes.

Bibliografia:

- [1] J. Belmiro de C. Moreira ,Oftalmologia Clínica e Cirúrgica, São Paulo, Rio de Janeiro, Belo Horizonte, Atheneu.
- [2] Leonardo Akaishi, Camila Brito Messias, Patrick Frensel de Moraes Tzelikis, Visual performance after implantation of an aspheric multifocal diffractive intraocular lens, 2010 jul/ago SBO.
- [3] William J. Benjamin, Borish's Clinical Refraction, second Edition, Copyright 2006, 1998 by Butterworth-Heinemann, an imprint of Elsevier Inc, 1366-1372.
- [4] Jacz J. Kanski, oftalmologia clínica, Tercera Edición, Moshby, pág 235.
- [5] Carlos Luís Saona Santos, Contactología Clínica, 2ªEdición, Masson, 2002, pág 353-359.
- [6] Hecht, Eugene, Optics, Editora ADDISON-Wesley, 1998.
- [7] Jenkins, Francis A., White, Harvey E, Fundamental of Optics, Editora McGRAW-Hill, 1981.
- [8] Pedrotti, Frank L., Leno S., Introduction to Optics, Editora McGRAW-Hill, 1993.
- [9] Marina Storani de Almeida and Luis Alberto Carvalho, Different Schematic Eyes and their Accuracy to the in vivo Eye: A Quantitative Comparison Study, Brazilian Journal of Physics, 2007, June, vol 37, pág. 378-387.
- [10] Ravi C. Bakaraju, Klaus Ehrmann, Eric Papas, Arthur Ho, Finite schematic eye models and their accuracy to in vivo data, Elsevier, 2008, April, 3, Vision Research, pág. 1681-1694.
- [11] Antonio Guirão, Concepción Gonzalez, Manuel Redondo, Edward Geraghty, Sverker Norrby, and Pablo Artal, Average Optical Performance of the Human Eye as a Function of Age in a Normal Population, Investigate Ophthalmology & Visual Science, 1999, vol.40, pág. 203-213.
- [12] Garq, Lin Lankany, Bovet Haigis, Mastering the Techniques of IOL Power Calculations, pág. 28-30, 37-44, 75-90.
- [13] Thomas Olsen , Calculation of intraocular lens power: a review , 2007.
- [14] Feng Rao, Zhao-Qi Wang, Yong-Ji Liu, Yan Wang, A novel approach to design intraocular lenses with extended depth of focus in a pseudophakic eye model, ELSEVIER, 2010, June, 21, Optik, pág. 991-995.

[15] Wang Wei, Wang Zhao-Qi, Wang Yan, Zuo Tong, Zhao Kan-Xing, Measurement of AIM for Visible Wavelength Based on Individual Eye Model, CHIN.PHYS.LETT., May, Vol.23, pág. 3263-3266.

[16] Kazuno Negishi, Kazuhiko Ohnuma, Takashi Ikeda, and Toru Noda, Visual Simulation of Retinal Images Through a Decentered Monofocal and a Refractive Multifocal Intraocular Lens, Japanese Ophthalmological Society, 2005, vol. 49, pág. 281-286.

[17] Thomas Olsen, Calculation of intraocular Lens Power: a Review, Acta Ophthalmol. Scand., 2007, pág. 472-485.

[18] Marco Lombardo, MD, PhD, Giuseppe Lombardo, Eng PhD, Wave Aberration of Human Eyes and new Descriptors of Image Optical Quality and Visual Performance, Elsevier, J Cataract Refract Surg, January, 2010, vol.36 pág. 313-331.

[19] Valdemar Portney, PhD, Light Distribution in Diffractive Multifocal Optics and its Optimization, Elsevier, J Cataract Refract Surg, November 2011, vol. 37, pág. 2053-2059.

[20] James A. Davison, MD, Michael J. Simpson, PhD, History and Development of the Apodized Diffractive Intraocular Lens, Elsevier, J Cataract Refract Surg, May 2006, vol.32, pág. 849-858.

[21] Wilson Takashi Hida, Antonio Francisco Pimenta Motta, Newton Kara José Júnior, Humberto Costa, Clayton Tokunaga, Livio Neiva Cordeiro, Daniela Gemperli, Celso Takashi Nakano, Estudo comparativo do desempenho visual e análise de frente de onda entre lentes intra-oculares multifocais difractivas Tecnis ZM900 e AcrySof ResTor SN60D3.

[22] Leonardo Akaishi, André Gustavo Rolim de Araújo, Regina C.N. dos santos, Procópio Miguel dos Santos, Acuidade visual em implantes bilaterais de lentes intra-oculares monofocais e multifocais, Arq Bras Oftalmol, 2003, vol.66, pág. 199-205.