



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR
Ciências da Saúde

Modelos esquemáticos do olho em função da idade: estudo comparativo

Daniela Filipa Fidalgo Pais

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Optometria em Ciências da Visão
(2º ciclo de estudos)

Orientadora: Professora Doutora Elsa Fonseca

Covilhã, junho de 2013

Aos meus pais e irmã

Ao Jorge

Agradecimentos

Gostaria de expressar o meu reconhecimento e gratidão a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

A utilização do *software* OSLO Premium 6.5 neste trabalho foi possível graças ao protocolo ‘Lambda Research Corporation’s University Program’.

À minha orientadora, Professora Doutora Elsa Susana Reis Fonseca, por aceitar acompanhar-me neste percurso, por todos os ensinamentos enriquecedores que me transmitiu, pelo permanente incentivo e disponibilidade.

À Sofia, do Centro de informática, pela paciência e disponibilidade prestada.

À minha família e amigos, à minha irmã e ao meu namorado que sempre me apoiaram, por toda a compreensão, incentivo e carinho com que me acompanharam ao longo da realização deste trabalho. Em especial à tia Fátima que, de boa vontade, me disponibilizou o seu computador.

Por último, mas não menos importante, aos meus pais, Elisa e António Pais, porque sem eles nada disto seria possível. Agradeço profundamente todos os ensinamentos e valores que me transmitiram ao longo da minha vida.

Bem-haja!

Resumo

Desde que foram introduzidos no século XIX, os modelos esquemáticos do olho tem evoluído bastante e hoje em dia é possível encontrar na literatura uma grande variedade de modelos. Temos ao nosso dispor modelos esquemáticos reduzidos ou anatómicos, monocromáticos ou policromáticos, paraxiais ou finitos, com ou sem acomodação, que incorporam cristalino com índice de refração homogéneo ou com distribuição gradual do mesmo e também modelos esquemáticos variantes com a idade. Estes possuem diversas aplicações tais como o *design* de lentes intraoculares, lentes de contacto e lentes oftálmicas bem como a previsão de resultados de ortoqueratologia e de cirurgias refrativas ou implante de lentes intraoculares. A evolução das técnicas biométricas tem vindo a revelar a forma como o olho humano se modifica com a idade. Contudo, apesar de haver uma grande variedade de modelos esquemáticos baseados numa população genérica poucos são descritos na literatura em função da idade. Assim, o seu estudo em função da idade é cada vez mais importante numa sociedade em que o envelhecimento da população é um facto incontornável.

Ao longo deste trabalho é feita uma breve descrição das alterações do olho humano relacionadas com a idade, da história e da evolução dos modelos esquemáticos do olho. A realização deste estudo tem como objetivo comparar modelos esquemáticos do olho adequados a diferentes idades, com o auxílio do *software* de cálculo de sistemas óticos OSLO Premium. Desta forma procedeu-se à análise de três modelos propostos por: Atchison, Smith e Diáz. Efetuou-se então a análise de alguns descritores da qualidade de imagem, como a função transferência de modulação e as aberrações de frente de onda, cujos resultados foram comparados com dados experimentais para uma população normal. No final desta análise, concluiu-se que o modelo esquemático apresentado por Diáz é o que melhor representa as variações óticas com a idade, sendo também o mais preciso e anatomicamente rigoroso.

Palavras-chave:

Modelos esquemáticos do olho; envelhecimento; aberrações de frente de onda; função transferência de modulação.

Abstract

Since their introduction in the XIX century, schematic eye models have evolved quite considerably. Nowadays, it is possible to find a large variety of eye models in the literature. We have at our disposal schematic eye models reduced or anatomical, monochromatic or polychromatic, paraxial or finite, with or without accommodation, including a homogeneous refractive index lens or gradient-index lens, and also age-related eye models. Such models have several applications such as the design of intra ocular lens, contact lens and ophthalmic lens as well as the predictions of orthokeratology and refractive surgery or intraocular lens implant performance. Evolution of the biometric techniques has steadily revealed how the human eye changes with age. However, although there is a wide variety of the eye model based on a generic population, few of them are able to accurately describe age effects. Thus, the study with aging is increasingly important in a society where the aging population is an unavoidable factor.

Throughout this work, a briefly description of the age-related changes of the human is performed. An outline of the history and evolution of the schematic eye models is also made. The aim of this study is c to compare different age-related schematic eye models by means of the optical analysis software OSLO Premium. Therefore, we proceed to the analysis of three models proposed by Atchison, Smith and Díaz. So, several image quality descriptors were analysed, namely, the modulation transfer function, the chromatic and monochromatic aberrations. The simulation results were compared with experimental data for emmetropic population. At the end of this analysis it was concluded that the schematic eye model presented by Díaz which best represents the changes in optical age, and also more accurate and anatomically precise.

Keywords

Schematic eye models; aging; wavefront aberrations; modulation transfer function.

Índice

1. INTRODUÇÃO GERAL.....	1
2. TÉCNICAS BIOMÉTRICAS OCULARES.....	5
2.1. Queratometria.....	5
2.2. Imagens de Purkinje.....	5
2.3. Imagem de Scheimpflug.....	6
2.4. Ultrassonografia.....	7
2.5. Tomografia de coerência ótica.....	7
2.6. Imagem de ressonância magnética.....	7
3. DESCRITORES DA QUALIDADE DE IMAGEM.....	9
3.1. Aberrações de frente de onda.....	9
3.2. Métricas da qualidade de imagem.....	13
4. ALTERAÇÕES BIOMÉTRICAS E ÓTICAS DO OLHO COM A IDADE.....	17
4.1. Comprimento axial do olho.....	17
4.2. Profundidade da câmara anterior.....	17
4.3. Córnea.....	18
4.3.1. Raios de curvatura da córnea.....	18
4.3.2. Asfericidade da córnea.....	19
4.4. Cristalino.....	21
4.4.1. Índice de refração do cristalino.....	21
4.4.2. Raios de curvatura do cristalino.....	22
4.4.3. Espessura do cristalino.....	23
4.5. Função transferência de Modulação.....	23
4.6. Aberrações oculares.....	24
5. MODELOS ESQUEMÁTICOS DO OLHO.....	27
5.1. Evolução.....	27
5.1.1. Modelos esquemáticos paraxiais.....	28
5.1.2. Modelos esquemáticos finitos.....	28
5.2. Descrição dos modelos estudados e da análise efetuada.....	30
5.2.1. Modelos esquemáticos estudados.....	30
5.2.2. Análise dos modelos.....	36

6. CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS	49
ANEXOS	55
Anexo A.....	57
Anexo B.....	59

Lista de Figuras

Figura 1.1. Modelo esquemático do olho que ilustra a inclinação do cristalino.

Figura 2.1. Exemplo de imagens de Purkinje.⁽⁸⁾

Figura 2.2. Imagens de Scheimpflug, à esquerda sem correção e à direita com correção para os dois tipos de distorção.⁽⁹⁾

Figura 3.1. Pirâmide de Zernike.⁽¹⁷⁾

Figura 3.2. Exemplo de uma curva MTF de difração limitada e de uma curva MTF policromática, com cinco comprimentos de onda de peso igual.⁽²⁰⁾

Figura 5.1. Modelo esquemático de Atchison⁽⁴⁸⁾ para 20 anos, obtido no *software* OSLO Premium.

Figura 5.2. Modelo esquemático de Atchison⁽⁴⁸⁾ para 60 anos, obtido no *software* OSLO Premium.

Figura 5.3. Modelo esquemático de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ para 40 anos, obtido no *software* OSLO Premium.

Figura 5.3. Modelo esquemático de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ para 40 anos, obtido no *software* OSLO Premium.

Figura 5.4. Modelo esquemático de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ para 60 anos, obtido no *software* OSLO Premium.

Figura 5.5. Modelo esquemático de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, para 20 anos desenvolvido no *software* OSLO Premium.

Figura 5.6. Modelo esquemático de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, para 60 anos desenvolvido no *software* OSLO Premium.

Figura 5.7. Função transferência de modulação para as respectivas idades, do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, obtida com *best focus* no *software* OSLO Premium.

Figura 5.8. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, obtida no *software* OSLO Premium para uma idade de 20 anos.

Figura 5.9. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, obtida no *software* OSLO Premium para uma idade de 40 anos.

Figura 5.10. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, obtida no *software* OSLO Premium para uma idade de 60 anos.

Figura 5.11. Função transferência de modulação para as respectivas idades, do modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾, obtida no *software* OSLO Premium.

Figura 5.12. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾, obtida no *software* OSLO Premium para uma idade de 40 anos.

Figura 5.13. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾, obtida no *software* OSLO Premium para uma idade de 60 anos.

Figura 5.14. Perfil GRIN ao longo do eixo da lente para 60 anos.

Figura 5.15. Função transferência de modulação para as respectivas idades, do modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, obtida com *best focus* no *software* OSLO Premium.

Figura 5.16. Comparação da função transferência de modulação para 20 anos do modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, com a curva experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾.

Figura 5.17. Comparação da função transferência de modulação para 40 anos do modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, com a curva experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾

Figura 5.18. Comparação da função transferência de modulação para 60 anos do modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, com a curva experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾

Figura 5.19. Gráfico da aberração cromática, para o modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 Listagem de polinômios de Zernike até à sexta ordem.⁽¹⁷⁾

Tabela 3.2. Fórmulas de conversão das séries de Seidel par os polinômios de Zernike.⁽¹⁵⁾

Tabela 3.3. Fórmulas de conversão dos polinômios de Zernike para as séries de Seidel.⁽¹⁵⁾

Tabela 4.1. Valores experimentais para o raio de curvatura (RC) anterior da córnea. (A representa a idade em anos e SR o erro refrativo esférico)

Tabela 4.1. Valores experimentais para o raio de curvatura (RC) anterior da córnea. (Sendo, n o número de olhos examinados, A a idade em anos e SR o erro refrativo esférico)

Tabela 4.2. Valores experimentais para o raio de curvatura (RC) posterior da córnea.

Tabela 4.3. Valores experimentais da asfericidade da superfície anterior da córnea.

Tabela 4.4. Valores experimentais da asfericidade da superfície posterior da córnea.

Tabela 4.5. Valores experimentais do raio de curvatura da superfície anterior do cristalino.

Tabela 4.6. Valores experimentais de raios de curvatura da superfície posterior do cristalino.

Tabela 4.7. Valores experimentais da espessura do cristalino.

Tabela 4.8. Valores médios para os parâmetros a e b na expressão analítica da MTF experimental

Tabela 4.9. Valores experimentais de aberrações e RMS de frente de onda.

Tabela 5.1. Parâmetros descritivos do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾.

Tabela 5.2. Parâmetros descritivos do modelo de 40 anos, de Smith *et al.*⁽²⁷⁾

Tabela 5.3. Parâmetros descritivos do modelo de 60 anos, de Smith *et al.*⁽²⁷⁾

Tabela 5.4. Parâmetros do modelo esquemático de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾.

Tabela 5.5. Valores dos parâmetros do perfil GRIN.

Tabela 5.6. Relação entre os elementos matriciais e os pontos cardinais.

Tabela 5.7. Comparação parâmetros paraxiais do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾ e Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾.

Tabela 5.8. Apresentação dos valores para os coeficientes de Zernike, aberração esférica e coma.

Lista de Acrónimos

A	Idade, em anos
CDRx	Diferença Cromática de Refração
GRIN	Índice de Refração Gradual
HOA	Aberrações de Alta Ordem
MRI	Imagem de Ressonância Magnética
MTF	Função Transferência de Modulação
OCT	Tomografia de Coerência Ótica
PSF	Função Espalhamento de Ponto
RC	Raio de Curvatura
RMS	Raiz média Quadrada
SR	Erro de Refrativo Esférico
UBI	Universidade da Beira Interior

Capítulo 1

Introdução Geral

A visão representa cerca de oitenta por cento da informação adquirida do mundo físico. Assim, podemos afirmar que, dos cinco sentidos, este é o mais importante e complexo. Quando nascemos apenas captamos informação luminosa, mas à medida que vamos crescendo “aprendemos” a ver.

A visão binocular fornecida pelos dois olhos, ao atuarem em conjunto, permite-nos obter uma imagem tridimensional do mundo que nos rodeia permitindo localizar, visualizar, estimar distâncias bem como a velocidade de objetos distantes, ter a noção de profundidade, entre outras coisas. Apesar do olho ser um órgão relativamente pequeno, sendo a distância entre o polo anterior e posterior aproximadamente 25 mm, possui uma complexidade bastante elevada.⁽¹⁾

Anatomicamente o olho está localizado na cavidade orbitária, a qual é formada por vários ossos, músculos extrínsecos e tecido adiposo. Contudo, apenas o terço anterior do globo ocular fica exposto, sendo esta parte protegida pelas pálpebras e cílios.

O sistema ótico do olho é constituído por três componentes principais, a córnea, a pupila e a lente.

A córnea é uma membrana altamente transparente que possui a particularidade de ser o único tecido do corpo humano que não tem fornecimento de sangue, obtendo o oxigénio diretamente do ar. O pestanejo mantém uma película fina de lágrima sobre a superfície externa da córnea permitindo assim uma superfície de refração lisa. Podemos afirmar que a córnea é o principal elemento de refração do olho, sendo responsável por aproximadamente dois terços da potência total necessária para focar a luz na retina, isto é, tem uma potência de cerca de 43 D. O seu raio de curvatura da superfície anterior corresponde a 7.7 mm e o raio de curvatura da superfície posterior a 6.8 mm. O seu índice de refração na zona do visível apresenta um valor de aproximadamente 1.376 na face anterior e de 1.336 na interface córnea-humor aquoso. Apresenta um diâmetro próximo de 11.5 mm e uma espessura central que varia entre os 0.5 mm e os 0.6 mm, aumentando na periferia.⁽²⁾ A córnea possui também a capacidade de absorver a radiação ultravioleta inferior a 320 nm.⁽¹⁾ A íris controla o tamanho da pupila e por conseguinte a quantidade de luz que entra no olho. A pupila reage à mudança de luminosidade, com reflexo direto se a luz incide diretamente sobre ela e com reflexo consensual se a luz incidir apenas na outra pupila (do olho contra lateral). O tamanho da abertura tem consequências na formação da imagem, por conseguinte, as alterações do

diâmetro pupilar irão alterar a qualidade de imagem. Desta forma, quando o diâmetro é pequeno, a difração diminui a qualidade da imagem e, quando é grande as aberrações degradam a imagem. Apenas um ambiente devidamente iluminado oferece o desempenho visual otimizado e equilibrado.^(1,2)

O cristalino é vulgarmente denominado de lente do olho, sendo composto por um só tipo de células. A sua espessura vai aumentando com a idade, devido ao facto das células se acumularem como uma série de camadas concêntricas. As células mais antigas do nosso corpo encontram-se no núcleo do cristalino, nascem no início da gestação e nunca são substituídas.⁽¹⁾ O índice de refração é maior no núcleo cerca de 1.40, 1.385 nos polos e 1.375 na zona do equador. O diâmetro é de aproximadamente 9 mm e quando “relaxado”/sem acomodação a sua espessura ronda os 3.6 mm, num jovem adulto.⁽²⁾ As suas principais funções são possibilitar a focagem de objetos a distâncias diferentes, a acomodação, e garantir o equilíbrio do poder de refração do globo ocular. Anatomicamente, encontra-se inclinado cerca de 4 graus temporalmente, no espaço objeto, em relação ao eixo óptico do globo ocular, tal como ilustra a figura 1.1. A zónula de Zinn é composta por ligamentos de suspensão os quais fixam a lente na sua posição e controlam a curvatura das superfícies, através das variações na tensão produzida pela ação do músculo ciliar. A acomodação é o aumento da espessura e da convexidade do cristalino em resposta à contração do músculo ciliar, por forma a focar a imagem de um objeto próximo na retina.⁽³⁾

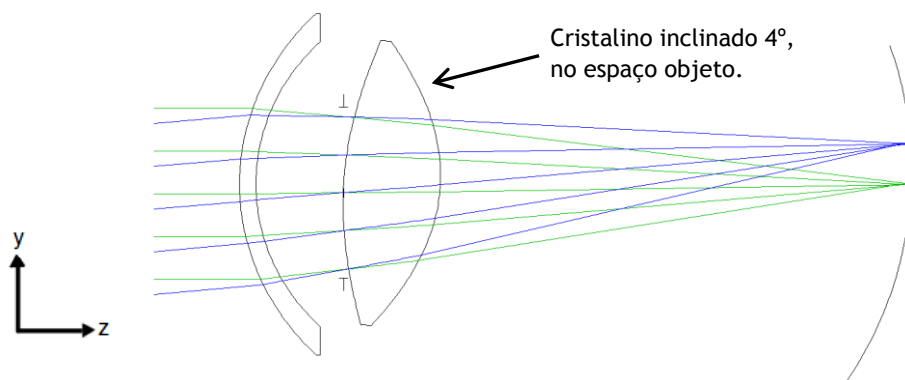


Figura 1.1. Modelo esquemático do olho que ilustra a inclinação do cristalino.

A retina é como se fosse uma consequência do cérebro, pois as fibras nervosas transmitem impulsos nervosos através dos seus recetores que viajam em toda a superfície através do nervo óptico. O poder de resolução da retina não é uniforme, existindo uma região chamada fóvea onde a sua capacidade é aumentada. Esta caracteriza-se por ser a região onde a nossa capacidade de discriminar detalhes é máxima e está localizada no lado temporal da retina a cerca de cinco graus do eixo óptico.

Relativamente aos modelos esquemáticos, o seu aparecimento remonta ao século XIX, após Gauss, em 1841, estabelecer as leis básicas que regem as propriedades de formação da imagem. Os modelos inicialmente propostos continham superfícies esféricas e índices de

refração homogêneos para a lente. No entanto, mais tarde na década de 1980, o avanço da tecnologia permitiu introduzir melhorias nos modelos como a implementação de retinas curvas, superfícies de refração esféricas, lentes com índice de refração gradual, dispersão cromática, consideração da imagem periférica, acomodação e efeitos da idade.

Os diferentes modelos esquemáticos do olho simulam a formação da imagem na retina, produzindo imagens bastante semelhantes às do olho humano. O seu principal objetivo é fornecer uma base para estudos teóricos do olho como um instrumento ótico.⁽⁴⁾ São um instrumento fundamental para a análise e desempenho ótico do olho, podendo ser usados para o desenho de lentes oftálmicas, intraoculares ou de contato, bem como para prever resultados de cirurgias refrativas, cirurgias como por exemplo o LASIK e implantes de lentes intraoculares.

Os modelos esquemáticos podem ser divididos em dois grupos, os paraxiais e os finitos. No que respeita aos paraxiais, são mais simples e apenas são precisos na região paraxial. Apenas empregam superfícies de refração esféricas e todos os componentes óticos são alinhados num eixo ótico, de acordo com a ótica paraxial. Estes modelos podem ser aplicados para simular propriedades óticas básicas, como ampliação, iluminação retiniana, as reflexões das superfícies de Purkinje bem como para o cálculo das pupilas de entrada e de saída. O modelo esquemático paraxial mais famoso talvez seja o modelo de Gullstrand nº1, apresentado em 1909. Este contém seis superfícies refrativas, sendo duas para a córnea e quatro para o cristalino, por forma a aproximar-se do índice de refração gradual, fornecendo um núcleo com índice de refração elevado e um córtex com índice de refração mais baixo.⁽⁵⁾

Quanto aos modelos finitos, possuem uma complexidade superior. Normalmente diferem dos modelos paraxiais pela introdução de superfícies de refração esféricas, lentes de índice gradual e os componentes óticos podem ser alinhados de forma arbitrária, usualmente possuem descentramentos e inclinações da pupila e do cristalino. Estes modelos são úteis para prever não só as propriedades paraxiais já referidas, como também a qualidade esperada para a imagem através da quantificação das aberrações, da função transferência de modulação (MTF, do inglês - Modulation Transfer Function) ou outras métricas amplamente utilizadas. Contudo, existem diferentes modelos para os diferentes fins. Temos modelos que fornecem dados para diferentes níveis de acomodação e outros incluem também parâmetros variantes com a idade, embora estes últimos existam em menor número. Um bom exemplo de um modelo esquemático do olho finito é o desenvolvido por Liou e Brennan em 1997, para uma idade de aproximadamente 40 anos, uma vez que é anatomicamente preciso e prevê o desempenho ótico com precisão.⁽⁶⁾ Possui superfícies esféricas, cristalino com índice de refração gradual e ainda descentramento da pupila. Tinham como principais objetivos o desenvolvimento de um modelo esquemático o mais semelhante possível à anatomia ocular humana e modelar as aberrações esférica e cromática.

Embora existam modelos esquemáticos capazes de prever com bastante precisão o desempenho ótico e de se assemelhar consideravelmente ao olho humano, estes tem algumas limitações: tais como basearem-se muitas das vezes em dados biométricos obtidos a partir de jovens adultos emetropes e presumirem que todas as superfícies de refração são coaxiais. Assim, para obter um modelo esquemático mais preciso e com menos limitações é necessário que este incorpore cristalino com índice de refração gradual e inclinado, superfícies de refração esféricas, acomodação, campo de visão amplo, que seja policromático e que os seus parâmetros óticos sejam alterados com a idade. Para que desta forma seja o mais semelhante possível com o olho humano.

Neste trabalho será dedicada especial atenção aos modelos esquemáticos do olho dependentes da idade, sendo exploradas em detalhe as suas propriedades óticas.

Várias técnicas biométricas são utilizadas para efetuar a medição dos diversos parâmetros oculares. No capítulo seguinte descrevem-se as técnicas mais usuais para a determinação dos parâmetros óticos.

No capítulo três serão abordadas as métricas que definem a qualidade de imagem, como a função transferência de modulação, as aberrações de frente de onda e as aberrações cromáticas, nomeadamente a diferença cromática de refração (CDRx, do inglês - Chromatic Difference of Refraction).

O componente ocular que mais se altera com o avançar da idade é o cristalino, este vê alterada a sua forma, diâmetro, índice de refração e raios de curvatura, como poderemos ver mais adiante no capítulo quatro. Onde serão descritas as alterações oculares relacionadas com a idade.

Os modelos esquemáticos do olho variantes com a idade serão descritos em mais detalhe no capítulo cinco, por forma a compará-los quanto à sua composição, diferenças existentes entre eles bem como a capacidade de simulação do desempenho visual.

Por fim, o último capítulo será dedicado às discussões/conclusões e propostas para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Técnicas biométricas oculares

Medições precisas dos raios de curvatura das superfícies do cristalino bem como a sua espessura e o seu índice de refração, as distâncias entre os diferentes componentes do olho humano são essenciais para uma melhor compreensão das alterações que acontecem com o avançar da idade, do mecanismo de acomodação e da origem da presbiopia.

Para obter a descrição geométrica e as características óticas de elementos oculares, é utilizada uma grande variedade de técnicas em todo o mundo por grupos de investigação. Estas técnicas fornecem resultados numéricos essenciais para a modelagem matemática do olho. Entre as técnicas mais comuns temos a queratometria, imagens de Purkinje, imagem de Scheimpflug, ultrassonografia, tomografia de coerência ótica e imagem de ressonância magnética.

2.1. Queratometria

A queratometria é um método básico para medir a curvatura da superfície anterior da córnea. A determinação é feita medindo o tamanho da imagem, de um objeto cujas dimensões são conhecidas, refletida na córnea. Os queratômetros de von Helmholtz e de Javal são exemplos de equipamentos disponíveis para esta técnica. O queratometro de Helmholtz inclui um dispositivo de duplicação, que cria duas imagens das miras no plano focal da ocular, permitindo eliminar os problemas relativos aos movimentos oculares.⁽⁷⁾ Este dispositivo utiliza dois prismas para medir a variável de dois eixos perpendiculares entre si, é um dispositivo de uma posição, tem duplicação variável e miras fixas. Já o queratometro de Javal utiliza apenas um prisma, sendo um dispositivo de duas posições, com duplicação fixa e miras variáveis.⁽⁵⁾

2.2. Imagens de Purkinje

As imagens de Purkinje, descritas inicialmente em 1832, é das técnicas mais populares para determinar os parâmetros do cristalino.⁽³⁾ Através deste método podemos obter a espessura e raios de curvatura da córnea tal como os raios de curvatura, a potência e o índice de refração do cristalino. Estas imagens não são mais do que os reflexos das superfícies oculares. A primeira imagem é mais brilhante diz respeito à reflexão no interface ar/córnea, a segunda ao interface córnea/humor aquoso, a terceira ao interface humor aquoso/cristalino e a última é relativa ao interface cristalino/humor vítreo. Os raios de curvatura das quatro superfícies são calculados a partir da altura relativa das imagens da fonte de luz.⁽⁸⁾ Na figura 2.1 é apresentado um exemplo de imagens de Purkinje.

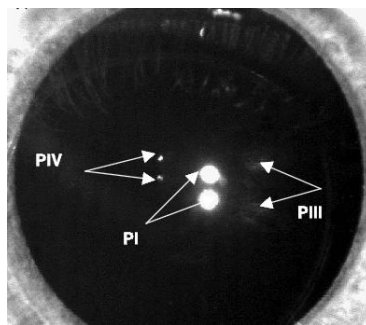


Figura 2.1. Exemplo de imagens de Purkinje.⁽⁸⁾

2.3. Imagem de Scheimpflug

A fotografia de Scheimpflug proporciona-nos uma imagem nítida do segmento anterior do olho. É uma técnica que tem sido amplamente usada para medir a forma da lente, com a qual também podemos obter os raios de curvatura e a espessura da córnea, assim como a profundidade das câmaras anterior e posterior.

Uma câmara de Scheimpflug pode ser considerada como uma lâmpada de fenda modificada, na qual o plano de imagem, o plano da lente, ou ambos os planos são inclinados para obter uma imagem nítida da córnea e do cristalino, simultaneamente. Contudo, para extrair resultados fidedignos é necessário ter cautela e as imagens devem ser corrigidas para dois tipos de distorção. A primeira distorção é relativa à geometria do sistema de Scheimpflug, pois os planos de imagem e objeto não são paralelos entre si, o que introduz uma variação na ampliação ao longo do plano imagem. A segunda distorção deve-se à refração nas diferentes superfícies oculares. Deste modo, a medida da superfície anterior da lente é influenciada pela refração da córnea e a medição da superfície posterior afetada adicionalmente pelo sistema ótico da própria lente. Na figura 2.2 são apresentadas duas imagens de Scheimpflug, sendo a da esquerda sem correção e a da direita corrigida para os dois tipos de distorção.

O Pentacam® é um dispositivo que utiliza uma câmara Scheimpflug, tem a capacidade de fornecer uma análise topográfica completa da córnea anterior e posterior incluindo mapas de curvatura tangencial e sagital.^(8,3)

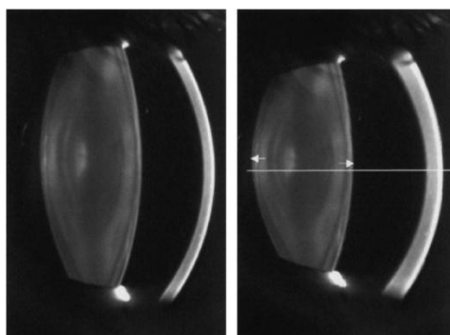


Figura 2.2. Imagens de Scheimpflug, à esquerda sem correção e à direita com correção para os dois tipos de distorção.⁽⁹⁾

2.4. Ultrassonografia

A técnica de ultrassons tal como o nome indica utiliza ondas sonoras e permite determinar as distâncias intraoculares. Podemos obter a partir desta técnica a espessura da córnea e da lente, e ainda a profundidade das câmaras anterior e vítrea. As ondas sonoras são enviadas para o interior do olho através de uma sonda, o eco a partir das estruturas de interesse é registado e, a partir do momento em que se dá o eco, o comprimento geométrico é calculado.⁽⁵⁾

Existem duas tipologias diferentes de instrumentos oftálmicos de ultrassom, o A-scan e o B-scan. No primeiro, um feixe de som paralelo ao eixo ótico é emitido passando através do olho ao longo de um eixo e os ecos são representados como picos que se elevam a partir de uma linha de base. O pico é tão maior quanto mais forte for o eco.⁽¹⁰⁾ No caso de instrumentos B-scan, um feixe de som modulado é emitido atravessando o olho, resultando na imagem de um pedaço de tecido. Os ecos resultantes são representados como um conjunto de pontos, que juntos formam uma imagem ocular de secção transversal. Os pontos tornam-se mais brilhantes quando os ecos são mais fortes.

A ultrassonografia é uma técnica pouco invasiva, pois a sonda necessita de empurrar a córnea ou o globo ocular.^(3,5)

2.5. Tomográfica de coerência ótica

Trata-se de um método de diagnóstico por imagem não invasivo vulgarmente conhecido por OCT (do inglês-Optical Coherence Tomography) introduzido na década de 90. Esta técnica utiliza uma fonte de luz de baixa coerência, normalmente na região do infravermelho próximo. O seu mecanismo de fundamento baseia-se no batimento entre dois sinais: a luz retro dispersa pelas superfícies oculares e um sinal ótico de referência. Devido à baixa coerência da fonte, apenas é detetado sinal quando as diferenças de percurso ótico entre os dois sinais coincidem. Associando ao sinal de referência um mecanismo de varrimento é obtida uma imagem tomográfica dos meios oculares de elevada resolução. Em comparação com a ultrassonografia tem a vantagem de não necessitar de contacto com o olho e de ter uma resolução muito superior.^(3,11) Através da técnica de OCT pode-se obter a profundidade e largura da câmara anterior e ainda a espessura corneal.

2.6. Imagem de ressonância magnética

A imagem de ressonância magnética (MRI, do inglês - Magnetic Resonance Imaging) é uma técnica não invasiva usada para estudar as mudanças no cristalino e no corpo ciliar com o envelhecimento, a forma geral do olho, a anatomia do músculo ocular, a forma do cristalino bem como a distribuição do seu índice de refração.⁽¹²⁾ A MRI não utiliza radiação ionizante, utilizando em vez disso ondas eletromagnéticas combinadas com a receção de sinais de rádio fracos para gravar a densidade ou concentração de hidrogénio ou de outros núcleos no corpo.

As imagens obtidas com MRI são posteriormente reconstruídas em cortes transversais.⁽³⁾ Através desta técnica podemos obter diversos parâmetros oculares tais como a profundidade da câmara anterior e vítrea, o comprimento axial, a espessura da córnea e do cristalino bem como o respetivo índice de refração.

Capítulo 3

Descritores da qualidade de imagem

As aberrações do olho humano possuem uma grande variabilidade de indivíduo para indivíduo e aumentam à medida que o diâmetro pupilar aumenta. Os polinómios de Zernike são bastante utilizados para descrever as aberrações oculares, os quais serão descritos em pormenor neste capítulo.

As métricas para a qualidade de imagem são utilizadas para perceber o quão bem um sistema ótico reproduz a imagem de um determinado objeto. A função transferência de modulação e a raiz média quadrada da aberração de frente de onda são exemplos de métricas da qualidade de imagem que serão descritas no presente capítulo.

3.1. Aberrações de frente de onda

A frente de onda representa a superfície imaginária que une todos os pontos que possuem a mesma fase. Para um sistema ótico perfeito, a frente de onda deve ser centrada no ponto imagem formando uma frente de onda esférica.⁽¹³⁾

A aberração de onda define como a fase da luz é afetada quando passa através do sistema ótico, no nosso caso o olho humano. Ou seja, a aberração de onda descreve o desvio da frente de onda real (obtida) em relação à frente de onda ideal.^(3,14)

A descrição matemática da aberração de onda normalmente é feita por uma série polinomial. Para tal podemos utilizar as séries de Seidel ou os polinómios de Zernike.⁽¹⁵⁾ A aberração de onda expressa por séries de Seidel é dada na expressão (3.1),

$$W(\rho, \theta) = \sum_{i=0}^J b_i S_i(\rho, \theta) \quad (3.1)$$

Onde b_i representa o coeficiente i -ésimo de seidel e S_i a série de Seidel. $\rho = r/R$ é o raio da pupila normalizado, (ρ, θ) são as coordenadas polares em que ρ representa a coordenada radial a qual varia de 0 a 1 e θ representa a frequência azimutal variando de 0 a 2π .^(15,16)

Sendo que a forma mais utilizada para descrever a aberração de onda é através dos polinómios de Zernike, tal como apresentado na seguinte expressão,

$$W(\rho, \theta) = \sum_{i=0}^J c_i Z_i(\rho, \theta) \quad (3.2)$$

Onde, c_i é o coeficiente i -ésimo de Zernike e $Z_i(\rho, \theta)$ representa o polinómio i -ésimo de Zernike.

Os polinómios de Seidel embora possam ser utilizados para representar a maioria das aberrações presentes nos sistemas óticos possuem algumas restrições, como por exemplo quando o sistema ótico possui descentramentos e inclinações dos seus componentes. Quando tal acontece, a expansão polinomial de Seidel fica com a sua utilidade limitada, uma vez que não possui nenhum termo que possa descrever as aberrações de onda induzidas.⁽¹³⁾ Neste caso, quando o sistema ótico não tem simetria rotacional, os polinómios de Zernike podem ser utilizados. Estes polinómios podem ser utilizados em qualquer tipo de superfície refractiva e a qualidade do ajuste é apenas limitada pelo número de termos polinomiais utilizados.⁽¹³⁾

Os polinómios de Seidel são geralmente expressos em coordenadas polares (ρ, θ) e baseiam-se em termos simétricos. Não são ortonormais em qualquer pupila, quer seja ela circular ou elíptica, nem são um conjunto completo de funções de base. Já os polinómios de Zernike são ortonormais ao longo de pupilas circulares, e devido ao facto de serem ortonormais são também completos,⁽¹⁵⁾ geralmente também são expressos em coordenadas polares. Estes polinómios são construídos de tal maneira que os polinómios de alta ordem são balanceados com os de baixa ordem, permitindo que a intensidade da imagem no plano focal possa ser otimizada quando a quantidade de aberrações é baixa.⁽¹³⁾

Devido ao facto de existirem várias formas de representar os polinómios de Zernike houve a necessidade de desenvolver um formulário padrão para o seu uso na área da visão.⁽¹³⁾

Cada polinómio é constituído por três componentes, o fator de normalização, o componente radial e o componente azimutal. Um polinómio de Zernike normalizado é descrito como na expressão seguinte,

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|} \cos m\theta; \text{ para } m \geq 0 \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin m\theta; \text{ para } m < 0 \end{cases} \quad (3.3)$$

onde, N_n^m é o factor de normalização que é dado por,

$$N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1 + \delta_{m0}}} \quad (3.4)$$

δ_{m0} representa função delta de Kronecker, onde $\delta_{m0} = 1$ para $m = 0$ e $\delta_{m0} = 0$ para $m \neq 0$.

O polinómio radial é dado por,

$$R_n^{|m|} = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0.5(n+|m|-s)! [0.5(n-|m|-s)!]} \rho^{n-2s} \quad (3.5)$$

Note-se que n representa a ordem do polinómio e m a frequência azimutal, $n \geq m$ e $n - m$ é sempre possível. A ordem do polinómio é sempre um número inteiro positivo e para cada ordem, n , m toma valores de $-n$ a n em passos de 2.^(13,17)

Os polinómios de Zernike podem ser expressos em duas maneiras, segundo o esquema de dupla indexação como apresentado na expressão (3.3) ou segundo o esquema de indexação simples. Quando descrevemos termos individuais de Zernike devemos utilizar sempre a indexação dupla. Através deste esquema de indexação conseguimos obter de uma forma direta a ordem radial do polinómio e a frequência azimutal diz-nos se o polinómio tem fase seno ($m < 0$) ou cosseno ($m > 0$). A indexação simples, por sua vez, só deve ser aplicada em gráficos de barras.⁽¹⁷⁾

Para converter a indexação simples, j , em indexação dupla e vice-versa as seguintes relações podem ser usadas.

$$j = \frac{n(n+2) + m}{2} \quad (3.6)$$

$$n = \text{roundup} \left[\frac{-3 + \sqrt{9 + 8j}}{2} \right] \quad (3.7)$$

$$m = 2j - n(n+2) \quad (3.8)$$

Sendo também é conveniente dispor os polinómios numa pirâmide com m colunas e n linhas. O índice único, j , começa no topo da pirâmide ($n = 0, m = 0$) e desce da esquerda para a direita, como ilustra a figura 3.1.

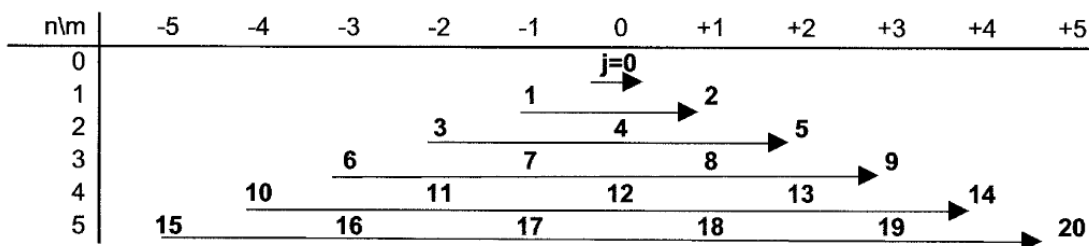


Figura 3.1. Pirâmide de Zernike.⁽¹⁷⁾

A truncatura na expansão polinomial de Zernike é possível e não afeta os seus coeficientes. O facto dos polinómios de Zernike serem ortonormais simplifica o cálculo da raiz média quadrada (RMS, do inglês - Root Mean Square) da frente de onda. Pois o desvio total numa frente de onda é a soma dos desvios dos termos individuais de Zernike, e podemos observar

diretamente quais os termos que têm mais impacto na RMS de frente de onda, sabendo que os coeficientes com maior valor são os que provocam um impacto maior na redução do desempenho ótico.⁽¹⁶⁾

Na tabela 3.1 é apresentada uma lista com os polinómios de Zernike até à sexta ordem, a qual está de acordo com a norma para apresentação das aberrações óticas, descrita por Thibos *et al.*⁽¹⁷⁾

Tabela 3.1 Listagem de polinómios de Zernike até à sexta ordem.⁽¹⁷⁾

j	n	m	$Z_n^m(\rho, \theta)$
0	0	0	1
1	1	-1	$2\rho \sin \theta$
2	1	1	$2\rho \cos \theta$
3	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2 \sin 2\theta$
4	2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$
5	2	2	$\sqrt{6}\rho^2 \cos 2\theta$
6	3	-3	$\sqrt{8}\rho^3 \sin 3\theta$
7	3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \sin \theta$
8	3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \cos \theta$
9	3	3	$\sqrt{8}\rho^3 \cos 3\theta$
10	4	-4	$\sqrt{10}\rho^4 \sin 4\theta$
11	4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\theta$
12	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$
13	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\theta$
14	4	4	$\sqrt{10}\rho^4 \cos 4\theta$
15	5	-5	$\sqrt{12}\rho^5 \sin 5\theta$
16	5	-3	$\sqrt{12}(5\rho^5 - 4\rho^3) \sin 3\theta$
17	5	-1	$\sqrt{12}(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \sin \theta$
18	5	1	$\sqrt{12}(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \cos \theta$
19	5	3	$\sqrt{12}(5\rho^5 - 4\rho^3) \cos 3\theta$
20	5	5	$\sqrt{12}\rho^5 \cos 5\theta$
22	5	-6	$\sqrt{14}\rho^6 \sin 6\theta$
22	6	-4	$\sqrt{14}(6\rho^6 - 5\rho^4) \sin 4\theta$
23	6	-2	$\sqrt{14}(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \sin 2\theta$
24	6	0	$\sqrt{7}(20\rho^6 - 30\rho^4 + 12\rho^2 - 1)$
25	6	2	$\sqrt{14}(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \cos 2\theta$
26	6	4	$\sqrt{14}(6\rho^6 - 5\rho^4) \cos 4\theta$
27	6	6	$\sqrt{14}\rho^6 \cos 6\theta$

A conversão entre os polinómios de Seidel e de Zernike é possível, tanto de Seidel para Zernike como o inverso. No entanto, existem limitações na conversão. Como por exemplo, quando convertemos polinómios de Zernike em séries de Seidel a frente de onda convertida é diferente da original, visto não conter os polinómios com $m < 0$, o mesmo acontece quando se convertem polinómios de Zernike em séries de Seidel. Na tabela 3.2 é apresentada a conversão das séries de Seidel para polinómios de Zernike, para o coma e a aberração esférica. E na tabela 3.3 a conversão dos polinómios de Zernike para as séries de Seidel, para as mesmas aberrações.⁽¹⁵⁾

Tabela 3.2. Fórmulas de conversão das séries de Seidel par os polinómios de Zernike.⁽¹⁵⁾

Aberração	n'	m'	Fórmula
Coma	3	1	$S_4 = \frac{Z_2}{3} + \frac{Z_8}{6\sqrt{2}}$
Aberração esférica	4	0	$S_3 = \frac{Z_0}{3} + \frac{Z_4}{2\sqrt{3}} + \frac{Z_{12}}{6\sqrt{5}}$

Tabela 3.3. Fórmulas de conversão dos polinómios de Zernike para as séries de Seidel.⁽¹⁵⁾

Aberração	n	m	Fórmula
Coma	3	1	$Z_8 = -4\sqrt{2}S_1 + 6\sqrt{2}S_4$
Aberração esférica	4	0	$Z_{12} = \sqrt{5}S_0 - 6\sqrt{5}S_2 + 6\sqrt{5}S_6$

Alguns autores afirmam que as aberrações de Seidel quando usadas produzem imagens piores do que as de Zernike.^(15,18)

3.2. Métricas da qualidade de imagem

São apresentadas em seguida as seguintes métricas de qualidade de imagem: a raiz média quadrada, a função transferência de modulação e a diferença cromática para a refração.

Raiz quadrada média (RMS):

A raiz quadrada média das aberrações, de frente de onda, foi das primeiras métricas óticas e das mais vulgarmente utilizadas no plano da pupila (abertura). O erro RMS fornece a informação da quantidade de frentes de onda desviadas a partir de uma onda plana perfeita.⁽¹⁵⁾ Por outras palavras é uma medida da amplitude da aberração de onda, dá-nos a variância total numa frente de onda, mas não fornece informações sobre a sua forma.

Tal como o próprio nome indica a RMS é a raiz média quadrada dos valores de todas as aberrações que passaram através da pupila. O seu valor pode ser diretamente calculado se a aberração de onda for conhecida, o cálculo torna-se mais trivial se usarmos os polinómios de Zernike, para se efetuar o ajuste à aberração de onda. De acordo com a seguinte fórmula,

$$RMS = \sqrt{\sum_{i=1}^J c_i^2} \quad (3.9)$$

onde c_i^2 diz respeito ao coeficiente para o respetivo termo de Zernike. As unidades da RMS são microns (μm), pois os coeficientes de Zernike são, em geral, apresentados também nesta unidade.

Em suma, estatisticamente a RMS representa o desvio padrão do erro da aberração de onda.

Função transferência de Modulação:

Os objetos no espaço podem ser convenientemente representados como a sobreposição de grelhas sinusoidais de várias frequências espaciais, orientações e fases. Com os objetos representados desta forma é possível considerar e analisá-los em termos do seu conteúdo de frequências espaciais, que ao fim ao cabo, é o que a função transferência de modulação irá medir.⁽¹⁹⁾

A MTF é uma métrica bastante útil para analisar sistemas óticos, e o olho em geral, fornece informações importantes sobre o desempenho da formação de imagem, do referido sistema ótico. A importância desta função de transferência reside no facto de nos informar sobre a capacidade que o sistema ótico possui para reproduzir/transferir os vários níveis de detalhe, isto é, de transferir frequências espaciais do objeto para a imagem. Por outras palavras, dá-nos a conhecer as frequências que o olho capta e com que contraste. A MTF representa a modulação do contraste do objeto em relação à imagem, para cada frequência espacial.

A forma normalmente utilizada para calcular a MTF é calcular a transformada de Fourier da função espalhamento de ponto (PSF, do inglês - Point Spread Function). Esta última é a imagem da fonte de luz pontual formada pelo sistema. Não obstante, a PSF acaba por ser de certa forma filtrada pelo sistema, resultando em perdas de frequências espaciais (nomeadamente altas frequências) que constroem o objeto. Por este motivo, a transformada de Fourier dessa PSF mostra-nos as frequências espaciais que permaneceram e em que nível de contraste.

Num gráfico normalizado da MTF é possível observar que a MTF de difração limitada tem uma queda progressiva e lenta (caso ideal), ao passo que a MTF com as aberrações presentes decai rapidamente. Num gráfico deste tipo, a MTF de 1 descreve um olho perfeito, sem degradação. Normalmente a MTF é uma função de duas dimensões, a frequência espacial na direção x e na direção y , podendo esta função ser reduzida a um gráfico unidimensional, num processo chamado de média radial. Na figura 3.2. é apresentado um exemplo de uma curva MTF de difração limitada e de uma curva MTF policromático com cinco comprimentos de onda, com o mesmo peso. Este processo é atualmente usado em clínica para avaliar a influência do processo de envelhecimento ou de refração na qualidade visual, por exemplo.^(15,16)

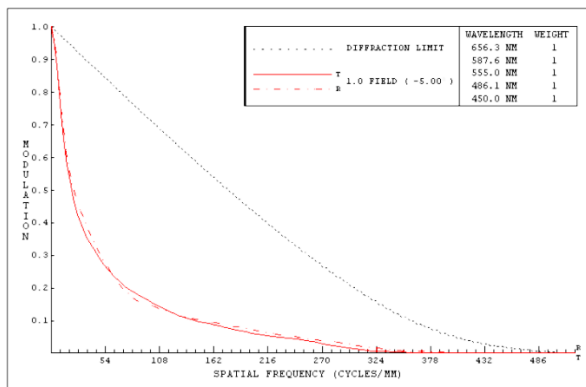


Figura 3.2. Exemplo de uma curva MTF de difração limitada e de uma curva MTF policromática, com cinco comprimentos de onda de peso igual.⁽²⁰⁾

Diferença cromática para a refração (CDRx)

O olho humano contém aberrações cromáticas, ou seja erros que resultam da dispersão da luz nos elementos óticos, o índice de refração dos diferentes componentes oculares depende do comprimento de onda da luz, desta forma, a luz branca que entra no olho espalha-se num espectro de cor. A aberração cromática é simplesmente a refração esférica que depende do comprimento de onda da luz. As aberrações cromáticas (dispersão) podem ser divididas em longitudinais e transversais. Sendo que a aberração longitudinal representa a variação da potência axial com o comprimento de onda, que é relativamente constante entre os indivíduos, e a aberração transversal descreve o deslocamento da imagem entre o plano de imagem com o comprimento de onda, esta última varia consideravelmente entre as pessoas. Como a luz que entra no olho é geralmente policromática, a aberração cromática limita a qualidade da imagem na retina.⁽¹⁶⁾ A dispersão faz com que o poder de refração do olho se altere com a mudança dos comprimentos de onda, não sendo possível manter focadas as imagens à mesma distância para comprimentos de onda diferentes. Uma medida desta aberração cromática longitudinal é a diferença cromática de refração.

A CDRx pode ser calculada através da seguinte expressão,⁽²⁾

$$\Delta K = -\Delta F_e + (K'_\lambda - K'_0) (D) \quad (3.10)$$

sendo $-\Delta F_e$ a diferença cromática do poder equivalente do olho, K'_λ é o dióptico equivalente para o comprimento de onda em causa e K'_0 para o comprimento de onda de referência. $K'_\lambda = \frac{n'_\lambda}{k'_\lambda}$ e $K'_0 = \frac{n'_0}{k'_0}$ onde n'_λ representa o índice de refração do humor aquoso para um determinado comprimento de onda e n'_0 o índice de refração do humor aquoso para o comprimento de onda de referência, e k'_λ é a distância à retina do segundo ponto principal para um determinado comprimento de onda e k'_0 igual ao k'_λ mas para o comprimento de onda de referência.⁽²⁾

A diferença cromática de refração no olho humano tende a variar entre -3 e + 0.5 D para um comprimento de onda de referência de 589 nm.

Capítulo 4

Alterações biométricas e óticas do olho com a idade

O desenvolvimento de um modelo esquemático do olho deve sempre ter por base um conjunto abrangente de resultados experimentais. Estes dividem-se principalmente em resultados anatómicos e em dados relativos à qualidade ótica da imagem. Neste capítulo é feito um estudo do estado da arte destes dois aspetos, evidenciando-se a sua variação com a idade.

À medida que vamos envelhecendo a espessura do cristalino e as aberrações de alta ordem vão aumentando; já os raios de curvatura da córnea e da lente, o índice de refração do cristalino e a transmissão da luz no olho diminuem com o aumento da idade. A diminuição da transmissão da luz com o envelhecimento é atribuída ao aumento da dispersão no cristalino.⁽²¹⁾

O diâmetro pupilar também diminui com a idade, de forma significativa ($p < 0.01$). A regressão linear que representa a sua diminuição, $6.355 - 0.038 \times A$ (mm), foi encontrada por Radhakrishnan e Charman⁽²²⁾ ao analisar 41 sujeitos com idades entre os 17 e os 56 anos.

4.1. Comprimento axial do olho

Atchison *et al.*⁽²¹⁾ realizaram um estudo da variação do comprimento axial do olho com a idade por meio de ultrassonografia, no qual concluíram que este aumenta de forma significativa ($p = 0.02$), tendo obtido a seguinte expressão linear $22.98 + 0.0113 \times A$ (mm), onde A representa a idade em anos. Neste estudo os autores também concluíram que os olhos emetropes mais velhos eram mais longos que os jovens. Esta conclusão poderá dever-se ao facto dos sujeitos mais jovens se terem tornado hipermetropes com a idade e por sua vez os sujeitos mais velhos serem míopes na sua juventude.

4.2. Profundidade da câmara anterior

Dubbelman *et al.*⁽²³⁾ concluíram que a diminuição da profundidade da câmara anterior é igual ao aumento da espessura do cristalina. O que se deve ao facto de apenas a superfície anterior do cristalino se mover na direção da córnea e a superfície posterior da lente permanecer no mesmo local. Assim, deduziram que a câmara anterior diminui com a idade de forma

significativa ($p < 0.0001$) $10 \mu\text{m}/\text{ano}$, num grupo de 102 indivíduos com idades entre os 16 e os 65 anos.

À semelhança de Dubbelman *et al.*⁽²³⁾ também Koretz *et al.*⁽²⁴⁾ atingiu um valor semelhante para a diminuição da profundidade da câmara anterior, num grupo de 100 sujeitos entre os 18 aos 70 anos, obtendo a seguinte regressão linear $4.12 - 0.011 \times A$ (mm), para este parâmetro, sendo A a idade em anos.

4.3. Córnea

A córnea representa o principal componente ótico do olho, apresentando uma potência de aproximadamente + 43 D. O valor médio do raio de curvatura anterior e posterior é 7.7 mm e 6.8 mm, respetivamente.⁽²⁾

Dubbelman *et al.*⁽²³⁾ efetuaram um estudo envolvendo 102 sujeitos com idades entre os 16 e 65 anos, onde concluíram através do método de fotografia de Scheimpflug (corrigindo as imagens para os dois tipos de distorção descritos no capítulo anterior) que a espessura central da córnea não varia de forma significativa com a idade, obtendo uma média de 0.57 ± 0.03 mm. No entanto, Atchison *et al.*⁽²⁵⁾ concluíram que a espessura corneal tende a diminuir de forma significativa ($p= 0.011$) com o avançar da idade, $0.77 \mu\text{m}/\text{ano}$, através do método de ultrassonografia obtiveram a seguinte expressão, $0.576 - 0.00077 \times A$ (mm), num estudo que envolveu 106 pessoas dos 18 aos 69 anos.

4.3.1. Raios de curvatura da córnea

O raio de curvatura (RC) anterior da córnea tende a diminuir com a idade, embora de uma forma não significativa.^(26,27)

Na tabela 4.1 são apresentados valores experimentais do raio de curvatura anterior da córnea, obtidos em sete estudos, bem como o número de olhos observado, a variância das idades e o método pelo qual obtiveram os resultados.

O raio de curvatura posterior da córnea, à semelhança do RC anterior também tende a diminuir com o avançar da idade, de forma pouco significativa. Relativamente a este parâmetro, Dubbelman *et al.*⁽²⁸⁾ e Atchison *et al.*⁽²¹⁾ nos seus estudos concluíram que os homens têm em média raios posteriores mais planos que as mulheres.

Na tabela 4.2 são apresentados valores experimentais para este parâmetro da córnea, o número de olhos incluído no estudo, o método utilizado para a obtenção dos valores e a idade dos sujeitos envolvidos.

Tabela 4.1. Valores experimentais para o raio de curvatura (RC) anterior da córnea. (Sendo, n o número de olhos examinados, A a idade em anos e SR o erro refrativo esférico)

Autor	Nº olhos	Idade (anos)	Método	RC anterior da córnea (mm)
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²⁶⁾	83	37.7 ± 12.2 (16 - 62)	Scheimpflug	8.0 – 0.004 × A ($p = 0.09$)
				Média: -0.82 ± 0.18
Kiely <i>et al.</i> ⁽²⁷⁾	196	-	-	7.848 – 0.0034 × A
Hayashi <i>et al.</i> ⁽²⁷⁾	1346	-	-	7.840 – 0.0038 × A
Guirao <i>et al.</i> ⁽²⁷⁾	59	-	-	7.893 – 0.0065 × A
Atchison <i>et al.</i> ⁽²⁵⁾	121	25 ± 5 (18 - 36)	Videoqueratografia	7.77 + 0.022 × SR
Atchison <i>et al.</i> ⁽²¹⁾	106	(18 - 69)	Pentacam	Mulheres: 7.72 ± 0.25 ($n = 50$)
				Homens: 7.87 ± 0.20 ($n = 47$)
				Média: 7.79 ± 0.24
			Topografia corneal	Mulheres: 7.66 ± 0.26 ($n = 50$)
Homens: 7.83 ± 0.19 ($n = 51$) 7.75 ± 0.24				
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²⁸⁾	114	38 ± 14	Scheimpflug	Mulheres: 7.72 ± 0.03 ($n = 57$)
		39.5 ± 15		Homens: 7.87 ± 0.040 ($n=57$)
		38 ± 14 (18 - 65)		Média: 7.79 ± 0.27

Tabela 4.2. Valores experimentais para o raio de curvatura (RC) posterior da córnea.

Autor	Nº olhos	Idade (anos)	Método	RC posterior da córnea (mm)
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²⁶⁾	83	37.7 ± 12.2 (16 - 62)	Scheimpflug	6.6 – 0.005 × A ($p = 0.06$)
				Média: 6.40 ± 0.28
Atchison <i>et al.</i> ⁽²¹⁾	106	(18 - 69)	Pentacam	6.609 – 0.0024 × A ($p = 0.16$)
				Mulheres: 6.47 ± 0.28 ($n = 57$)
				Homens: 6.53 ± 0.022 ($n = 47$)
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²⁸⁾	114	38 ± 14	Scheimpflug	Mulheres: 6.456 ± 0.23 ($n = 57$)
		39.5 ± 15		Homens: 6.60 ± 0.2.0 ($n = 57$)
		37 ± 14 (18 - 65)		6.53 ± 0.25

4.3.2. Asfericidade da córnea

A asfericidade da superfície anterior da córnea tende a tornar-se mais positiva com o aumento da idade.

Os primeiros modelos esquemáticos do olho apenas apresentavam superfícies de refração esférica para modelizar a córnea. Contudo, a aberração e o astigmatismo oblíquo previstos por estes modelos eram muito superiores aos obtidos experimentalmente. A introdução de

superfícies cónicas permitiu atenuar estas discrepâncias. O modelo cónico, para a córnea, assume ainda simetria rotacional e normalmente o raio de curvatura horizontal é maior que o raio de curvatura vertical. O que tem vindo a ser referido como toricidade. As superfícies tóricas e cónicas podem ser combinadas recorrendo ao uso de superfícies bicónicas. A expressão 4.1 representa a sagita z de uma superfície bicónica.⁽²⁹⁾

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + Q_x)c_x^2 x^2 - (1 + Q_y)c_y^2 y^2}} \quad (4.1)$$

Onde, $c_x = \frac{1}{R_x}$ e $c_y = \frac{1}{R_y}$ representam as curvaturas e, Q_x e Q_y as respectivas constantes cónicas.

Na tabela 4.3 são apresentados valores experimentais da asfericidade da superfície anterior da córnea obtidos em quatro estudos, o número de olhos analisados, as idades incluídas no estudo bem como o método utilizado para a obtenção destes valores.

Tabela 4.3. Valores experimentais da asfericidade da superfície anterior da córnea.

Autor	Nº olhos	Idade (anos)	Método	Asfericidade anterior da córnea
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²⁶⁾	83	37.7 ± 12.2 (16 - 62)	Scheimpflug	-0.2 + 0.0003 × A (p = 0.85)
				Média: -0.19 ± 0.02
Atchison <i>et al.</i> ⁽²¹⁾	106	(18 - 69)	Pentacam	-0.0036 + 0.0038 × A (p = 0.045, n=97)
			Topografia corneal	-0.132±0.137 (n = 101)
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²⁸⁾	114	39 ± 14 (18 - 65)	Scheimpflug	-0.24 + 0.0003 × A (p < 0.0001)
Kiely <i>et al.</i> ⁽²⁷⁾	196	-	-	-0.228 + 0.00038 × A
Guirao <i>et al.</i> ⁽²⁷⁾	83	-	-	-0.248 + 0.002943 × A
Smith <i>et al.</i> ⁽²⁷⁾	22	-	-	-0.198 - 0.00086 × A
Atchison <i>et al.</i> ⁽²⁵⁾	121	25 ± 5 (18 - 36)	Videoqueratografia	-0.136 - 0.0002 × SR (p = 0.962)

Quanto à asfericidade posterior da córnea existem poucos dados na literatura, devido ao difícil acesso a esta superfície. Dubbelman *et al.*^(26,28) determinaram que este parâmetro diminui de forma significativa com a idade, tornando-se cada vez mais negativo. As regressões lineares obtidas nestes dois estudos são apresentadas na tabela 4.4, onde consta também o método utilizado para a sua obtenção, o número de olhos examinados e a variação de idades incluída.

Tabela 4.4. Valores experimentais da asfericidade da superfície posterior da córnea.

Autor	Nº olhos	Idade	Método	Asfericidade posterior da córnea
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²⁶⁾	83	37.7 ± 012.2 anos (16 - 62)	Scheimpflug	-0.1 - 0.007 × A (p = 0.003) Média: -0.38 ± 0.27
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²⁸⁾	114	(18 - 65)	Scheimpflug	-0.006 × A (p < 0.00001)

4.4. Cristalino

O cristalino é o componente refrativo que mais alterações sofre com a idade, aumentando de forma contínua durante toda a vida.⁽³⁰⁾

Alió *et al.*⁽³¹⁾ concluíram que a espessura do cristalino aumenta com a idade dos 8 aos 40 anos, sendo que após os 40 anos o aumento não é significativo. Com o envelhecimento, o cristalino torna-se maior e o seu centro de massa move-se na direção da córnea, pois a distância entre a superfície posterior da lente e a córnea permanece inalterada.⁽³²⁾

O raio de curvatura da superfície anterior do cristalino diminui de forma significativa com o avançar da idade, fazendo com que a lente se torne mais curva. Já o raio de curvatura da superfície posterior do cristalino, embora diminua não o faz de forma significativa. À semelhança deste último, o comprimento axial do olho também não sofre diferenças apreciáveis com a idade. Desta forma, o facto dos raios de curvatura da lente diminuírem levaria a um aumento de potência da mesma provocando, conseqüentemente, um aumento na potência total do olho, o que tornaria o olho progressivamente mais míope. No entanto, tal não se verifica experimentalmente. Este fenómeno é conhecido como o *paradoxo da lente*. A explicação para tal reside na diminuição do índice de refração com a idade.⁽³³⁾

Dubbelman e Van der Heijde⁽³³⁾ concluíram que a asfericidade do cristalino aumenta com a idade, tornando-se menos negativa com o passar dos anos. Estes autores obtiveram a seguinte relação em função da idade para a asfericidade anterior, $-6.4 + 0.03 \times A$, embora de uma forma não significativa (p = 0.44 e n = 90). Para a asfericidade posterior a relação obtida foi $-6 + 0.07 \times A$ não sendo significativa com a idade (p = 0.21 e n = 41).

4.4.1. Índice de refração do cristalino

Dubbelman e Van der Heijde⁽³³⁾ num estudo com 102 sujeitos, entre os 16 e os 35 anos, utilizando imagens de Scheimpflug, concluíram que o índice de refração equivalente do cristalino diminui com a idade de forma significativa (p < 0.0001) de acordo com a seguinte relação linear: $1.441 - 0.00039 \times A$. Resultado semelhante foi encontrado por Atchison *et al.*⁽²¹⁾ que concluíram, através do método das imagens de Purkinje, que o índice de refração equivalente da lente diminuí de forma significativa com a idade, obtendo a seguinte regressão linear, $1.4506 - 0.00035 \times A$.

4.4.2. Raios de curvatura do cristalino

Os raios de curvatura das superfícies anterior e posterior do cristalino tendem a diminuir com a idade fazendo com que o cristalino se torne mais curvo.

Dubbelman e Van der Heijde⁽³³⁾ obtiveram uma diminuição dos raios de curvatura das superfícies anterior e posterior do cristalino de 57 $\mu\text{m}/\text{ano}$ e 17 $\mu\text{m}/\text{ano}$, respetivamente. Enquanto Atchison *et al.*⁽²¹⁾ encontrou uma diminuição de cerca de 44 $\mu\text{m}/\text{ano}$ no raio de curvatura anterior e um diminuição bem mais baixa para o raio de curvatura posterior 7.6 $\mu\text{m}/\text{ano}$. Estas variações são significativas com a idade à exceção da verificada para o raio de curvatura da superfície posterior do cristalino por Atchison *et al.*⁽²¹⁾

Os raios de curvatura das superfícies anterior e posterior do cristalino são apresentados nas tabelas 4.5 e 4.6, respetivamente. Ambas as tabelas indicam o número de olhos analisado, a idade dos sujeitos envolvidos e o método utilizado para obter os valores.

Tabela 4.5. Valores experimentais do raio de curvatura da superfície anterior do cristalino.

Autor	Nº olhos	Idade (anos)	Método	RC anterior do cristalino (mm)
Atchison <i>et al.</i> ⁽²¹⁾	106	(18 - 69)	Imagens de Purkinje	$12.83 - 0.0438 \times A$ ($p < 0.001$ e $n = 66$)
				Mulheres: 10.53 ± 1.40 ($n = 34$)
				Homens: 10.32 ± 1.41 ($n=32$)
Dubbelman e Van der Heijde ⁽³³⁾	102	Média de 39.2 (16 - 65)	Scheimpflug	$12.9 - 0.057 \times A$ ($p < 0.0001$)
Brown ⁽³⁾	100	(3 - 82)	Imagem de lâmpada de fenda	$16.82 - 0.104 \times A$
				Média: 12.4 ± 2.6

Tabela 4.6. Valores experimentais de raios de curvatura da superfície posterior do cristalino.

Autor	Nº olhos	Idade (anos)	Método	RC posterior do cristalino (mm)
Atchison <i>et al.</i> ⁽²¹⁾	106	(18 - 69)	Imagens de Purkinje	$7.1857 - 0.0076 \times A$ ($p < 0.30$ e $n = 66$)
				Média: 6.86 ± 0.85
Dubbelman e Van der Heijde ⁽³³⁾	102	39.2 (16 - 65)	Scheimpflug	$6.5 - 0.017 \times A$ ($p = 0.03$)
Mutti <i>et al.</i> ⁽³⁾	994	(6 - 15)	Imagens de Purkinje	$6.236 + 0.063 \times (A - 10) + 0.004 \times (A - 10)^2$
Koretz <i>et al.</i> ⁽³⁾	100	(18 - 70)	Scheimpflug	$8.267 - 0.02025 \times A$
Brown. ⁽³⁾	100	(3 aos 82)	Imagem de lâmpada de fenda	$8.719 - 0.015 \times A$
				Média: 8.1 ± 1.6

4.4.3. Espessura do cristalino

Tal como foi supramencionado, a espessura da lente aumenta de forma significativa com a idade. Atchison *et al.*⁽²¹⁾, Dubbelman *et al.*⁽²³⁾ e Koretz *et al.*⁽²⁴⁾ obtiveram aumentos semelhantes com a idade, de aproximadamente $0.24 \mu\text{m}/\text{ano}$.

A tabela 4.7 indica os valores experimentais para a espessura do cristalino obtida em quatro estudos bem como o método utilizado, o número de sujeitos envolvidos e a variação das suas idades.

Tabela 4.7. Valores experimentais da espessura do cristalino.

Autor	Nº olhos	Idade (anos)	Método	Espessura da lente (mm)
Atchison <i>et al.</i> ⁽²¹⁾	106	(18 - 69)	Ultrassonografia	$3.1267 - 0.0235 \times A$ ($p < 0.001$ e $n = 102$)
Mutti <i>et al.</i> ⁽³⁾	994	(6 - 15)	Ultrassonografia	$3.428 - 0.0111 \times (A - 10)^2 + 0.0055 \times (A - 10)^3$
Koretz <i>et al.</i> ⁽³⁾	100	(18 - 70)	Ultrassonografia	$3.460 + 0.013 - 0.0235 \times A$ ($p = 0.95\text{E-}6$)
Dubbelman <i>et al.</i> ⁽²³⁾	102	39.2 (16 - 65)	Scheimpflug	$2.93 + 0.0236 \times A$ ($p < 0.0001$)

4.5. Função transferência de modulação

Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ (1999) efetuaram um estudo que envolveu 60 sujeitos, divididos igualmente em três grupos de idades, **grupo A:** dos 20 - 30 anos com média de idades de 24 ± 3 ; **grupo B:**

dos 40 - 50 com média de idades de 46 ± 3 e por fim, no **grupo C**: dos 60- 70 anos com média de 63 ± 3 . Efetuaram a medição da MTF para um comprimento de onda de 543 nm e diâmetros pupilares artificiais de 3, 4 e 5 mm, obtendo após o ajuste das curvas MTF individuais a seguinte expressão para a MTF experimental,

$$MTF(u) = \frac{1}{4} \left[3 \exp\left(-\frac{u}{a}\right) + \exp\left(-\frac{u}{b}\right) \right] \quad (4.9)$$

onde u representa a frequência espacial em ciclos/grau, a e b são parâmetros em ciclos/grau, os quais variam para cada grupo de idades e para cada diâmetro de pupila, cujos valores são apresentados na tabela 4.8.

Tabela 4.8. Valores médios para os parâmetros a e b na expressão analítica da MTF experimental

Diâmetro da pupila	Grupo A		Grupo B		Grupo B	
	a	b	a	b	a	b
3	16.12 ± 3.16	17.50 ± 2.42	10.52 ± 1.74	21.30 ± 2.36	5.89 ± 2.10	19.26 ± 4.00
4	10.46 ± 2.30	27.26 ± 1.76	7.15 ± 1.60	23.58 ± 4.15	4.48 ± 1.12	16.01 ± 4.86
6	5.81 ± 1.87	21.68 ± 3.72	4.72 ± 0.84	19.31 ± 4.65	3.34 ± 0.77	14.14 ± 4.67

4.6. Aberrações oculares

Vários estudos demonstram que as aberrações de alta ordem (HOA, do inglês - High Order Aberrations) aumentam com o envelhecimento.⁽³⁴⁾

McLellan *et al.*⁽³⁵⁾ relataram o aumento significativo da RMS de HOA e da aberração esférica, ($p = 0.042$) e ($p = 0.041$) respectivamente.

No entanto, Brunette *et al.*⁽³⁶⁾ encontraram um comportamento distinto no seu estudo que envolveu 140 indivíduos com idades entre os 5 e 82 anos, cuja média é 43.2 ± 24.5 anos e, para um diâmetro pupilar de 5 mm previram um erro RMS de frente de onda da terceira à sétima ordem maior em crianças do que em adultos jovens. Os autores dividiram os indivíduos em quatro grupos: **Grupo 1:** ≤ 20 anos; **Grupo 2:** 21 - 40 anos; **Grupo 3:** 41-60 anos e **Grupo 4:** ≥ 61 anos. Observando que o erro RMS de frente de onda entre a terceira e sétima ordem diminui do grupo 1 até ao grupo 3, aumentando depois para o grupo 4. Este comportamento repetiu-se na análise das aberrações de terceira e quarta ordem e também na análise da RMS de frente de onda da quinta à sétima ordem. Por outras palavras, a RMS de frente de onda diminuiu desde o grupo das crianças (grupo 1) até ao grupo dos adultos de meia-idade (grupo 3), aumentando depois até aos idosos (grupo 4), acabando por atingir sempre um valor de RMS superior ao encontrado para as crianças. No que respeita à aberração esférica, analisada para a quarta e sexta ordem, e ao coma (terceira, quinta e sétima ordem) o comportamento encontrado pelos autores foi ligeiramente diferente, havendo uma diminuição apenas das crianças para os jovens adultos, seguido de um aumento até aos idosos. Não obstante,

Brunette *et al.*⁽³⁶⁾ obtêm resultados semelhantes aos outros estudos, quando utilizam uma variação de idades mais pequena (25 aos 35 anos).

Applegate *et al.*⁽³⁷⁾ analisaram a relação da RMS de aberrações de alta ordem com a idade e o diâmetro da pupila, para idades entre os 20 e 80 anos e diâmetros pupilares de 3, 4, 5, 6, 7 mm. Neste estudo é possível observar que a RMS de HOA aumenta mais rapidamente com a variação do diâmetro pupilar para qualquer idade do que com a idade para qualquer diâmetro de pupila.

Radhakrishnan e Charman⁽²²⁾ numa análise de 41 olhos com idades entre os 17 e 56 anos que a aberração esférica de quarta ordem torna-se mais positiva com o envelhecimento, enquanto que a alteração da RMS de HOA não é significativa.

Atchison *et al.*⁽³⁸⁾ apesar de constatarem que a RMS de aberrações de alta ordem (da terceira à sexta ordem) aumenta cerca de 0.00093 $\mu\text{m}/\text{ano}$ de forma significativa ($p = 0.05$) com a idade, num estudo cuja variância de idades foi dos 18 aos 69 anos, não encontraram um aumento significativo quando analisaram a RMS das aberrações de 3ª, 4ª, 5ª e 6ª ordem em separado. O coeficiente do coma horizontal de 3ª ordem (C_3^1) decresce 0.00229 $\mu\text{m}/\text{ano}$ de forma significativa com a idade ($p < 0.001$), tornando-se mais negativo com o envelhecimento; enquanto a aberração esférica de 4ª ordem (C_4^0) aumenta 0.0004 $\mu\text{m}/\text{ano}$ mas não de uma forma significativa ($p = 0.35$). Note-se que os sujeitos envolvidos neste estudo eram praticamente emetropes com equivalente esférico entre - 0.88 a + 0.75 D e talvez por essa razão os autores não tenham obtido um aumento significativo da aberração esférica com a idade.

No estudo de Berrio *et al.*⁽³⁴⁾ observa-se um aumento significativo ($p < 0.0001$) da RMS de frente de onda (da 3ª à 6ª ordem) de 0.0032 $\mu\text{m}/\text{ano}$, a aberração esférica primária (C_4^0) aumenta 0.0011 $\mu\text{m}/\text{ano}$ de forma significativa ($p = 0.04$) com a idade, apresentando sempre valores positivos. O coma lateral de terceira ordem (C_3^1) aumenta também significativamente com a idade ($p = 0.005$) 0.0017 $\mu\text{m}/\text{ano}$.

Na tabela 4.9. são apresentadas regressões lineares da RMS de aberrações de alta ordem (da terceira ordem à sexta), dos coeficientes coma lateral de terceira ordem e ainda da aberração esférica de quarta ordem. A tabela contém médias experimentais da RMS para o coma de 3ª ordem e RMS da aberração esférica, o número de olhos analisados em cada estudo, a idade dos sujeitos, bem como o diâmetro pupilar para o qual as medições foram feitas.

Tabela 4.9. Valores experimentais de aberrações e RMS de frente de onda.

Autor	Nº olhos	Idade (anos)	Diâmetro pupilar (mm)	RMS HOA (3ª - 6ª ordem) (μm)	C_3^1 (μm)	C_4^0 (μm)	$\sqrt{(C_3^{-1})^2 + (C_3^1)^2}$ (μm)	$\sqrt{(C_4^0)^2}$ (μm)
Atchison <i>et al.</i> ⁽³⁸⁾	106	18 - 69	5	0.161 + 0.00093xA (p = 0.05)	0.078 - 0.00229xA (p < 0.001)	0.044 + 0.0004xA (p = 0.35)	-	-
						0.061 ± 0.062		
Berrio <i>et al.</i> ⁽³⁴⁾	46	20 - 77	5	0.153 ± 0.042	-	0.090 ± 0.065	-	-
		20 - 23				-		
Applegate <i>et al.</i> ⁽³⁷⁾	20	20 - 29	5	0.180 ± 0.059	-	-	0.087 ± 0.049	0.065 ± 0.057
		30 - 39						
	18	30 - 39		0.174 ± 0.062	-	0.090 ± 0.062	0.064 ± 0.041	
		40 - 49		0.221 ± 0.065	-	0.104 ± 0.059	0.097 ± 0.055	
	32	50 - 59		0.245 ± 0.092	-	0.129 ± 0.090	0.097 ± 0.055	
		20 - 29		0.294 ± 0.095	-	0.137 ± 0.076	0.132 ± 0.108	
18	30 - 39	0.289 ± 0.091	6	0.370 ± 0.112	-	-	0.136 ± 0.087	0.130 ± 0.090
	40 - 49							
31	50 - 59	0.430 ± 0.144	-	-	-	0.169 ± 0.089	0.193 ± 0.110	
	41	17 - 56	4.5	0.161 + 0.0003xA	-	-0.0389 + 0.0024xA (p < 0.01)	-	0.197 ± 0.115
Radhakrishnan e Charman ⁽²²⁾	41	17 - 56	4.5	0.161 + 0.0003xA	-	0.034 ± 0.05	-	-
Salmon <i>et al.</i> ⁽⁴⁰⁾	2205	20 - 70	6	-	(média absoluta) 0.090 ± 0.076	(média absoluta) 0.128 ± 0.096	-	-
			5	-	(média absoluta) 0.056 ± 0.0047	(média absoluta) 0.064 ± 0.049	-	-

Capítulo 5

Modelos esquemáticos do olho

Os modelos esquemáticos do olho têm de um modo geral o objetivo de simular o desempenho visual do olho humano, representativo de uma dada população, podendo ser aplicados numa variedade de investigações e pesquisas de desenvolvimento. O *design* de lentes intraoculares, de lentes oftálmicas e de lentes de contacto; a simulação do desempenho de uma lente de contacto no olho; bem como a previsão de resultados de ortoqueratologia e de cirurgia refrativa ou do implante de lente intraocular são exemplos da diversidade de aplicações que o olho esquemático pode ter.

No entanto, para a elaboração de um modelo esquemático do olho necessitamos primeiro que tudo de uma hipótese de partida, ou seja, a finalidade para a qual o modelo é proposto. Em seguida, é necessária a recolha de um conjunto de dados experimentais relativos à geometria dos componentes óticos. Por fim, a validação e verificação do desempenho do modelo é efetuada através da análise de métricas de qualidade de imagem e de testes óticos. Por vezes, é imperativo realizar ajustes em alguns parâmetros para, por exemplo, obter um modelo emetropo, se for esse o objetivo.⁽²⁹⁾ Atualmente, com o advento das tecnologias de biometria ocular e de medição das aberrações de frente de onda, encontra-se na literatura uma grande variedade de modelos esquemáticos, desde modelos com uma única superfície de refração a modelos bem mais complexos.

Neste capítulo, iremos descrever um pouco a história dos modelos esquemáticos e apresentar a análise efetuada em três modelos que incorporam a idade como variável independente.

5.1. Evolução

Historicamente, após Gauss, em 1841, estabelecer as leis básicas que regem as propriedades de formação da imagem, muitos modelos teóricos do olho humano foram propostos, existindo hoje algumas centenas. O primeiro modelo esquemático do olho foi proposto por Listing em 1851, o chamado modelo de olho reduzido, que contém apenas uma única superfície de refração.^(41,42) Este foi posteriormente modificado por Gullstrand em 1909⁽⁴³⁾. Desde então, houve uma grande variedade de propostas com diferentes níveis de complexidade. Os modelos mais antigos contêm apenas superfícies esféricas para descrever as superfícies de refração e índices de refração para o comprimento de onda na região do verde. No entanto, hoje em dia podemos encontrar na literatura diversos modelos esquemáticos os quais visam quantificar as dimensões físicas e as propriedades óticas do olho humano. Os

modelos esquemáticos do olho dividem-se em dois grandes grupos, os modelos paraxiais e os modelos finitos, descritos em seguida.

5.1.1. Modelos esquemáticos paraxiais

Este grupo de modelos caracteriza-se pelo facto de a sua precisão ser restrita à zona paraxial e a aberturas pequenas e por possuírem uma complexidade menor quando comparados com os modelos finitos. Normalmente, as suas superfícies de refração são esféricas e não possuem descentramentos nem inclinações, estando os seus componentes alinhados segundo o eixo ótico, ou seja, estes modelos têm simetria rotacional. Estes modelos permitem simular as propriedades óticas tais como a ampliação, a iluminação retiniana, a reflexão das imagens de Purkinje e são úteis para calcular a posição das pupilas de entrada e de saída, bem como para a simulação de erros refrativos.

O modelo esquemático de Gullstrand nº1, proposto em 1909⁽⁴³⁾ por Gullstrand, é talvez o mais famoso dentro do grupo dos modelos paraxiais, possuindo seis superfícies de refração, sendo duas destinadas à córnea e quatro ao cristalino. Aproximando-se assim de um índice de refração gradual para este último componente, visto que fornece um índice de refração mais baixo na periferia do cristalino (simulando o córtex) e um índice de refração maior para o seu centro. Gullstrand fornece ainda dois conjuntos de valores para o cristalino, um para o estado acomodado e outro para o estado relaxado. Este autor propôs também um modelo esquemático simplificado, o qual contém uma superfície de refração para a córnea e duas para descrever o cristalino, este modelo também foi proposto para o caso de acomodação máxima ou relaxada. Posteriormente em 1980, Le Grand⁽⁴⁴⁾ apresentou dois modelos semelhantes aos de Gullstrand, o olho teórico completo com três superfícies de refração e um único índice de refração e outro modelo simplificado considerando o cristalino como tendo uma espessura nula. Emsley^(3,44), em 1952, simplificou ainda mais este último modelo de Gullstrand e apresentou um modelo esquemático do olho reduzido, ou seja, com apenas uma superfície de refração. O objetivo do olho reduzido de Emsley era simplificar os cálculos das propriedades óticas, apresenta uma potência de 60 D é considerado como estando preenchido por água e o seu número de Abbe tem um valor de 50.23. Rabbetts e Bennett⁽²⁾ em 1989 adicionaram ao modelo teórico completo de Le Grand alguns dados para diferentes níveis de acomodação e para uma idade de aproximadamente 60 anos.^(3,5,42,44)

5.1.2. Modelos esquemáticos finitos

Apesar de muitos dos modelos finitos serem baseados em modelos paraxiais, possuem uma complexidade superior. De um modo geral, incorporam superfícies de refração asféricas e contêm descentramentos e inclinações nos componentes oculares como por exemplo, no cristalino. Também tendem a conter perfis de índice de refração gradual para descrever o cristalino. Estes modelos podem ser aplicados tanto no eixo ótico como fora dele, conferindo-lhes uma utilidade mais abrangente tal como medir a refração periférica, as aberrações fora e

no eixo bem como avaliar as alterações na forma dos componentes óticos (por exemplo, a córnea após uma cirurgia refrativa).

Lotmar⁽⁴³⁾, em 1971, atualizou o modelo teórico completo de Le Grand, através da introdução de asfericidade à superfície anterior da córnea e à superfície posterior da lente. No entanto, este modelo não é preciso quando comparado com olhos reais, pois embora a asfericidade da córnea seja bastante semelhante à dos olhos reais, o cristalino não foi modelado com precisão.^(5,43,45) Também de forma semelhante ao modelo de Le Grand, Kooijman⁽⁴³⁾ propôs em 1983 um modelo para determinar a iluminação retiniana, contendo quatro superfícies refrativas esféricas, as quais são relativas à córnea e ao cristalino. Para este modelo Kooijman apresenta dados para a incorporação de uma retina esférica, com raio de curvatura de - 10.8 mm e para uma retina esférica com raio de curvatura - 14.1 mm e constante cônica de 0.36.

Para modelar o perfil de índice de refração gradual (GRIN, do inglês - Gradient-index) vários autores utilizam um conjunto de camadas concêntricas. Estas camadas possuem índice de refração constante, o qual varia de camada para camada. Pomerantzeff *et al.*⁽⁴³⁾ em 1984 utilizaram 200 camadas, Al-Ahdali e El-Messierly⁽⁴³⁾ em 1995 incorporaram 300 camadas e Liu *et al.*⁽⁴³⁾ em 2005 incorporaram 602 camadas, estendendo assim este tipo de abordagem, inicialmente proposta por Gullstrand.^(43,44)

O modelo introduzido em 1997 por Liou e Brennan⁽⁴⁶⁾ é muito provavelmente o modelo finito mais conhecido e é caracterizado por ser muito semelhante à anatomia ocular humana. Este modelo possui o cristalino descrito por um perfil GRIN, contém ainda um deslocamento nasal de 0.5 mm, no espaço objeto, da pupila e asfericidade na superfície anterior e na superfície posterior da córnea e do cristalino.^(5,44-46)

Atchison *et al.*⁽²⁵⁾ apresentaram duas versões de um modelo dependente da refração, um com simetria rotacional e outro com descentramentos e inclinações na superfície da retina. Em ambas as versões variaram o raio de curvatura da superfície corneal anterior, o comprimento da câmara vítrea e a forma da retina com o erro refrativo esférico. Goncharov e Dainty⁽⁴⁷⁾ em 2007, incorporaram a representação matemática para o perfil GRIN nos modelos de Navarro para aberrações fora do eixo e para o modelo de aberração cromática de Thibos, tendo sido capazes de reproduzir as propriedades desses modelos.^(44,47) Navarro *et al.*⁽³⁾ em 2006, desenvolveram um modelo esquemático do olho baseado em dados topográficos, apresentando assim um modelo do olho personalizado.

Em 2008, vários autores apresentaram modelos esquemáticos do olho em função da idade, Atchison⁽⁴⁸⁾ propôs um modelo esquemático paraxial, Smith *et al.*⁽²⁷⁾ adaptaram o modelo de Liou e Brennan para uma idade de 60 anos e Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾ apresentaram um modelo esquemático com um único perfil GRIN para o cristalino. Cheng *et al.*⁽⁵⁰⁾ desenvolveram em 2012 um modelo esquemático do olho incorporando a dispersão da luz e dependente da

acomodação e da idade, embora não explorem as propriedades óticas em função desta última variável, colocando todo o ênfase no fenómeno da dispersão.

Em suma, temos ao nosso dispor desde modelos esquemáticos reduzidos a esquemas bastante similares aos olhos reais; modelos monocromáticos ou policromáticos; paraxiais ou finitos; modelos que possuem o cristalino com índice de refração ou com índice de refração gradual (GRIN); modelos que podem estar no estado acomodado ou relaxado; modelos baseados em valores médios da população (genéricos) ou personalizados (baseados em medições do indivíduo) e ainda modelos que possuem componentes dependentes da idade.⁽²⁹⁾

Recentemente foi proposto por Rozema *et al.*⁽⁵¹⁾ um modelo esquemático estatístico do olho. Este tipo de modelo descreve as variações biométricas encontradas na população, sendo um contributo útil para os modelos esquemáticos clássicos do olho, podendo ser utilizados para análise estatística, desenho de novas lentes intraoculares e cálculos óticos. Os resultados obtidos pelos autores mostram que o modelo estatístico tem a capacidade de gerar uma grande quantidade de dados biométricos realistas que são indistinguíveis dos dados originais mantendo, no entanto, todas as correlações entre os vários parâmetros biométricos, incluindo a idade do indivíduo. A refração total do olho foi calculada através dos dados biométricos gerados, acabando por ser definida de uma forma fisiológica, tal como acontece nos olhos reais. A principal vantagem deste tipo de modelo é o facto da variabilidade fisiológica entre os sujeitos ser tida em conta, ao contrário do que acontece na grande maioria dos modelos esquemáticos encontrados na literatura. Contudo, este modelo também tem limitações. É necessário algum cuidado na escolha da população, por exemplo, o número de sujeitos masculinos e femininos deve ser equivalente, devido às diferenças em alguns parâmetros anatómicos como referido no capítulo anterior.

5.2. Descrição dos modelos estudados e da análise efetuada

Nesta secção iremos analisar três modelos esquemáticos do olho variantes com a idade relativamente à forma como estes predizem o desempenho visual. Os modelos analisados foram propostos por Atchison⁽⁴⁸⁾, Smith *et al.*⁽²⁷⁾ e por Díaz *et al.*⁽⁴⁹⁾.

5.2.1. Modelos esquemáticos estudados

Atchison⁽⁴⁸⁾ em 2008 propôs um modelo esquemático do olho monocromático, paraxial e emetropo, baseado em dados biométricos num estudo anterior⁽²¹⁾. Este modelo representa um sistema ótico centrado e não contém descentrações nem inclinações dos componentes oculares. Possui quatro superfícies esféricas e índice de refração com distribuição homogénea para o cristalino. Os parâmetros dependentes da idade são a profundidade da câmara anterior, o raio de curvatura da superfície anterior do cristalino, o índice de refração do cristalino, a espessura deste e ainda a profundidade da câmara vítrea. Este último parâmetro não foi encontrado como dependente da idade no trabalho de Atchison *et al.*⁽²¹⁾, tendo um valor médio de 15.92 mm. Todavia, os modelos dependentes da idade apresentavam uma

ligeira hipermetropia, razão pela qual foi necessário aumentar a profundidade da câmara vítrea para assim obter um modelo esquemático do olho humano emetrope. Na tabela 5.1 são descritos os parâmetros utilizados para a elaboração deste modelo no *software* OSLO Premium.⁽⁵²⁾ Visto o modelo ser paraxial, utilizámos um diâmetro pupilar de 3 mm. Com o avançar da idade o raio de curvatura da superfície anterior do cristalino diminui, assim como o índice de refração equivalente do cristalino, a profundidade da câmara anterior e da câmara posterior. As figuras 5.1 e 5.2 ilustram os modelos esquemáticos para 20 e 60 anos, respetivamente. Observando as figuras é bastante evidente o aumento de espessura que o cristalino sofre com a idade.

Tabela 5.1. Parâmetros descritivos do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾.

Superfície	Índice de refração	Raio de curvatura (mm)	Espessura (mm)
1	1.376	7.75	0.54
2	1.336	6.5	3.369 - 0.0105A
3	1.4506 - 0.00035A	12.283 - 0.0438A	3.1267 + 0.02351A
4	1.336	-6.86	16.146 - 0.0028A
5	1.336	infinito	

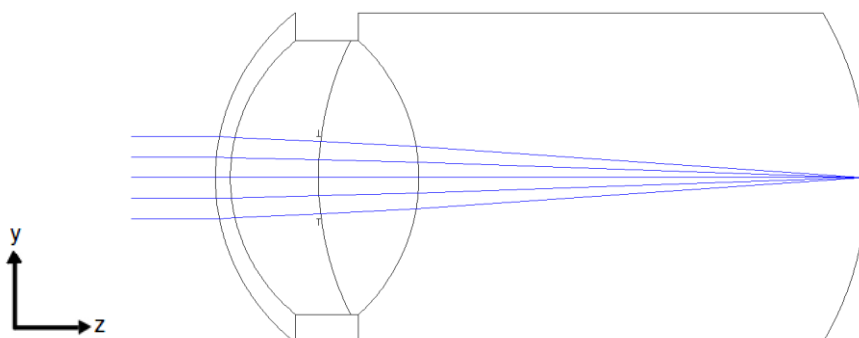


Figura 5.1. Modelo esquemático de Atchison⁽⁴⁸⁾ para 20 anos, obtido no *software* OSLO Premium.

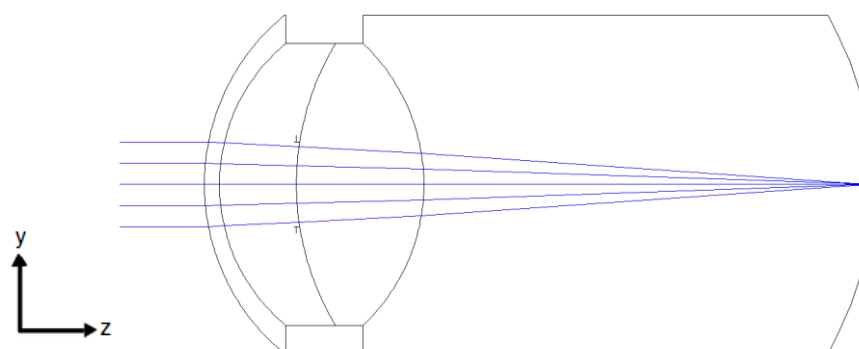


Figura 5.2. Modelo esquemático de Atchison⁽⁴⁸⁾ para 60 anos, obtido no *software* OSLO Premium.

O segundo modelo esquemático do olho analisado foi o proposto por Smith *et al.*⁽²⁷⁾ Ao contrário do modelo anterior, este é um modelo esquemático finito. Smith *et al.*⁽²⁷⁾ basearam-se no modelo inicialmente proposto por Liou e Brennan⁽⁴⁶⁾ em 1997, sendo a idade deste

modelo cerca de 40 anos, adaptando-o para representar uma idade de 60 anos. O modelo proposto possui de igual modo cinco superfícies refrativas, duas destinadas à córnea e três ao cristalino (para representar a superfície anterior e a superfície posterior do cristalino, e outra superfície que representa a junção entre estas duas). A superfície anterior e posterior da córnea bem como a superfície anterior e posterior do cristalino são esféricas. Este modelo esquemático possui dois perfis GRIN para descrever o índice de refração gradual do cristalino, um perfil para a parte anterior e outro para a parte posterior, contemplando o deslocamento temporal de 5° da fóvea, no espaço objeto.

De forma a obter a equação que descreva o raio de curvatura anterior da córnea calcularam⁽²⁷⁾ a média ponderada de quatro estudos, obtendo a seguinte expressão:

$$7.85 - 0.0039 \times A \text{ (mm)} \quad (5.1)$$

Para o raio de curvatura da superfície posterior e a asfericidade posterior da córnea utilizaram as regressões lineares obtidas por Dubbelman *et al.*⁽²⁶⁾ apresentadas na tabela 4.2 e na tabela 4.4, respetivamente. A asfericidade anterior da córnea foi obtida de modo semelhante ao raio de curvatura anterior, após a média ponderada de quatro estudos encontraram a regressão linear (5.2).

$$-0.223 + 0.00071 \times A \quad (5.2)$$

Para descrever o raio de curvatura anterior e o raio de curvatura posterior do cristalino com a idade Smith *et al.*⁽²⁷⁾ utilizaram as equações fornecidas por Brown para a superfície anterior e posterior, que estão disponíveis nas tabelas 4.5 e 4.6, respetivamente. Quanto à espessura do cristalino a expressão utilizada é a de Koretz que consta na tabela 4.7. As asfericidades da superfície anterior e da superfície posterior do cristalino foram calculadas através do raio periférico axial e tangencial fornecido por Brown. Smith *et al.*⁽²⁷⁾ obtiveram as expressões (5.3) e (5.4) para a asfericidade da superfície anterior e da superfície posterior, respetivamente, dadas pelas expressões (5.3) e (5.4).

$$-2.018 + 0.024 \times A \quad (5.3)$$

$$-6.0 + 0.07 \times A \quad (5.4)$$

No modelo original de Liou e Brennan⁽⁴⁶⁾ o perfil GRIN do cristalino é descrito pela equação $n(r, Z) = N_{0,0} + N_{0,1}Z + N_{0,2}Z^2 + N_{1,0}r^2$, onde $r^2 = x^2 + y^2$. Os valores de $N_{i,j}$, deste modo encontram-se representados na tabela 5.2, para as componentes anterior e posterior do cristalino.

Para adaptar estes perfis GRIN ao modelo de 60 anos, os autores utilizaram o método de tentativa e erro, adicionando dois termos de alta ordem, nomeadamente $N_{0,4}$ e $N_{2,0}$, à distribuição do índice de refração, tornando-a mais plana, enquanto a potência do cristalino

era mantida constante. Na tabela 5.3 são disponibilizados os parâmetros do modelo esquemático alterado para 60 anos. Os modelos para 40 e 60 anos foram implementados no OSLO Premium para um comprimento de onda 555 nm e uma pupila de 6 mm de diâmetro.

Tabela 5.2. Parâmetros descritivos do modelo de 40 anos, de Smith *et al.*⁽²⁷⁾

Superfície	RC (mm)	Índice de refração	Espessura (mm)	Asfericidade
1	7.77	1.376	0.5	-0.18
2	6.5	1.336	3.16	-0.6
3	infinito	Grad A ¹	1.59	
4	12.4	Grad P ²	2.43	-0.94
5	-8.1	1.336	16.27	0.96
6	-12			

¹Em Grad A: $n_{00} = 1.368$, $n_{01} = 0.049057$, $n_{02} = -0.015427$, $n_{10} = -0.001978$

²Em Grad P: $n_{00} = 1.407$, $n_{01} = 0$, $n_{02} = -0.006605$, $n_{10} = -0.001978$

Tabela 5.3. Parâmetros descritivos do modelo de 60 anos, de Smith *et al.*⁽²⁷⁾

Superfície	RC (mm)	Índice de refração	Espessura (mm)	Asfericidade
1	7.69	1.376	0.5	-0.17
2	6.30	1.336	2.90	-0.59
3	infinito	Grad A ¹	1.693	
4	10.6	Grad P ²	2.587	-0.49
5	-7.8	1.336	16.27	1
6	-12			

¹Em Grad A: $n_{00} = 1.368$, $n_{01} = 0.0504466$, $n_{02} = -0.0187718$, $n_{04} = 0.0015247$, $n_{10} = -0.0017259$, $n_{20} = -0.00001232$

²Em Grad P: $n_{00} = 1.407$, $n_{01} = 0$, $n_{02} = -0.0050619$, $n_{04} = 0.0001142$, $n_{10} = -0.0017259$, $n_{20} = -0.00001232$

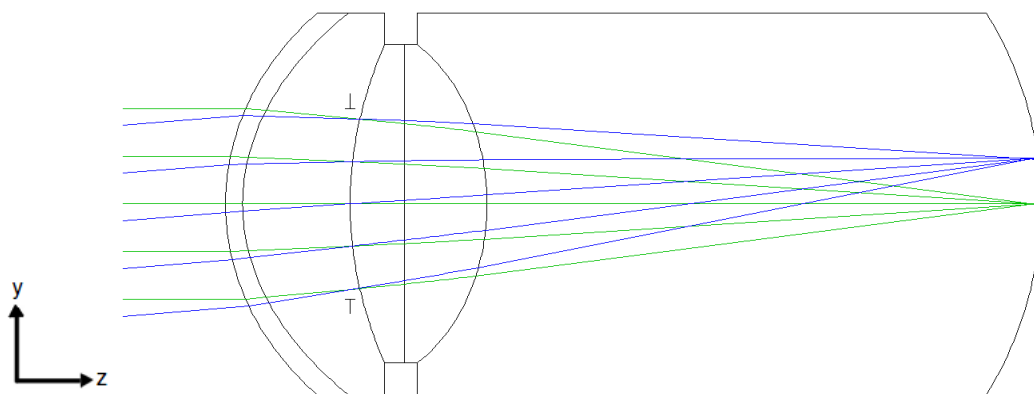


Figura 5.3. Modelo esquemático de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ para 40 anos, obtido no software OSLO Premium.

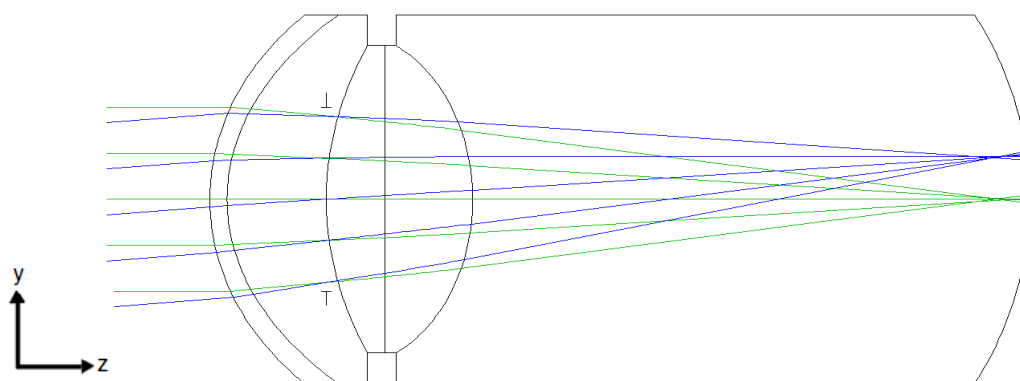


Figura 5.4. Modelo esquemático de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ para 60 anos, obtido no *software* OSLO Premium.

O terceiro e último modelo avaliado foi o proposto por Díaz *et al.*⁽⁴⁹⁾ e caracteriza-se por ser um modelo finito à semelhança do anterior. No entanto, tem a particularidade de descrever a distribuição do índice de refração por um único perfil GRIN do cristalino dependente da idade. É um sistema ótico descentrado, pois a fóvea está localizada temporalmente 5° , no espaço imagem, e a pupila descentrada - 3 mm segundo o eixo do x. O cristalino por sua vez é inclinado cerca de 4° sobre y contendo o seu centro. Este modelo contém uma retina esférica inclinada - 11.5° em y e - 3.6° segundo x.

Os parâmetros que variam com a idade neste modelo são o raio de curvatura anterior e o raio de curvatura posterior do cristalino, a asfericidade da superfície anterior e da superfície posterior da córnea bem como a espessura do cristalino e a profundidade da câmara anterior e da câmara vítrea. As expressões que definem a dependência da asfericidade da superfície anterior e da superfície posterior da córnea em relação à idade derivam do trabalho de Dubbelman *et al.*⁽²⁸⁾, as quais podem ser encontradas nas tabelas 4.3 e 4.4. O descentramento de -3 mm da pupila foi obtido através da média entre o valor de Liou e Brennan⁽⁴⁶⁾ e o valor de Yang⁽⁴⁹⁾. A variação no comprimento da câmara anterior é dado pela regressão linear determinada por Dubbelman *et al.*⁽²³⁾ As expressões que descrevem o raio de curvatura anterior e posterior do cristalino foram obtidas através dos trabalhos de Dubbelman e Van der Heijde⁽³³⁾ e de Dubbelman *et al.*⁽⁵³⁾ A espessura do cristalino é descrita em função da idade com base nos dados de Dubbelman *et al.*⁽²³⁾. Para a superfície da retina foi considerada como sendo uma elipse descentrada e inclinada.

A descrição dos parâmetros deste modelo, utilizados para efetuar a sua modelação no OSLO Premium, é apresentada na tabela 5.4.

Tabela 5.4. Parâmetros do modelo esquemático de Diáz *et al.* ⁽⁴⁹⁾.

Superfície	Raio de curvatura (mm)	Índice de refração	Espessura (mm)	Asfericidade
1	7.79	1.376	0.579	$-0.24 + 0.003 \times A$
2	6.53	1.336	$3.291 - 0.01 \times A$	$-0.0006 \times A$
3	infinito	1.336	0	-
4	$12.7 - 0.058 \times A$	$1,371 + n_1(\cos(n_2z) - 1) + n_3 \sin(n_4z) + n_5(x^2 + y^2)$	$2.93 + 0.0236 \times A$	- 4.56
5	$-5.9 + 0.0015 \times A$	1.336	$16.79 - 0.0136 \times A$	-1.13
6	$R_x = -12.91$ $R_y = -12.72$	-	-	$Q_x = 0.27$ $Q_y = 0.25$

O perfil GRIN do cristalino é dado pela expressão (5.5) e representa uma distribuição simétrica do índice de refração,

$$n(\lambda, x, y, z) = n_0(\lambda) + n_1(\cos(n_2z) - 1) + n_3 \sin(n_4z) + n_5(x^2 + y^2), \quad (5.5)$$

onde, n_0 tem em conta a variação do índice de refração do cristalino com o comprimento de onda, para este modelo Diáz *et al.* ⁽⁴⁹⁾ modelou este parâmetro como função do comprimento de onda seguindo a equação de Sellmeier com seis constantes que é descrita equação (5.6). Na tabela 5.5 são apresentados os valores dos parâmetros do perfil GRIN em função da idade.

$$n_0^2(\lambda) - 1 = \frac{K_1\lambda^2}{L_1 - \lambda^2} + \frac{K_2\lambda^2}{L_2 - \lambda^2} + \frac{K_3\lambda^2}{L_3 - \lambda^2} \quad (5.6)$$

O modelo foi simulado no OSLO para um comprimento de onda de 555 nm, diâmetro pupilar de 6 mm e para as idades de 20, 30, 40, 50 e 60 anos. Para desenvolver este modelo esquemático no *software* OSLO Premium foi necessário escrever uma extensão em linguagem CCL para podermos aplicar o perfil GRIN do cristalino, o qual é fornecido no anexo A. Nas figuras 5.5 e 5.6 são fornecidos exemplos deste modelo esquemático para 20 e 40 anos, respetivamente, onde o aumento da espessura do cristalino com a idade é bastante evidente.

Tabela 5.5. Valores dos parâmetros do perfil GRIN.

Parâmetro	Valor
K_1	-30.121153
L_1 (nm ²)	-19.383097E6
K_2	-0.809941
L_2 (nm ²)	0.017803E6
K_3	-156.88487
L_3 (nm ²)	107.42008E6
n_1	0.0394-0.000355A
n_2 (mm ⁻¹)	1.238-0.00561A
n_3	0.1092-0.00077A
n_4 (mm ⁻¹)	0.79-0.00312A
n_5 (mm ⁻¹)	-0.00235+(1.32E-5)A

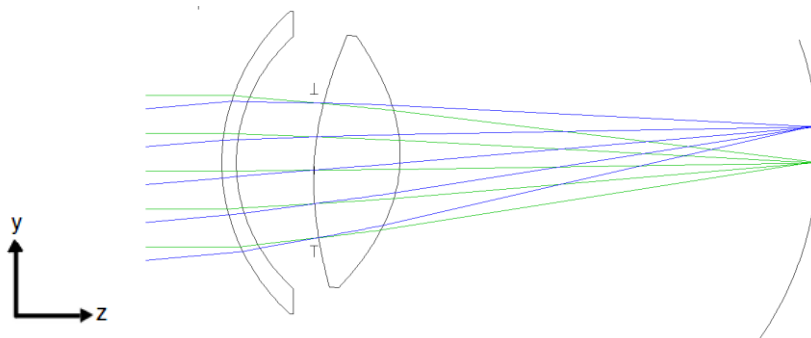


Figura 5.5. Modelo esquemático de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, para 20 anos desenvolvido no software OSLO Premium.

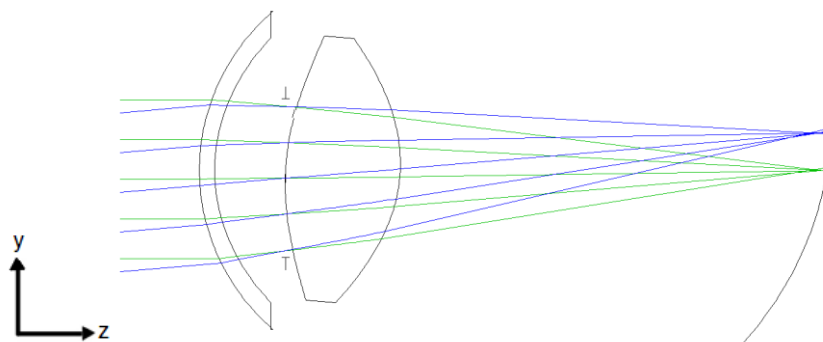


Figura 5.6. Modelo esquemático de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, para 60 anos desenvolvido no software OSLO Premium.

5.2.2. Análise dos modelos

Para efetuar o estudo dos três modelos esquemáticos foram avaliadas as propriedades Gaussianas, a função transferência de modulação que é comparada com a MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾, a diferença cromática de refração e as aberrações monocromáticas nomeadamente a aberração esférica e o coma lateral também foram analisados.

Propriedades Gaussianas:

As propriedades paraxiais foram analisadas para os modelos de Atchison⁽⁴⁸⁾ e de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾. Para calcular a potência total do modelo esquemático de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾ foi necessário utilizar a matriz ABCD do cristalino de forma a determinar a sua potência e os seus pontos cardinais. No artigo original, Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾ fornecem valores para os elementos da matriz ABCD do perfil GRIN, da potência da superfície anterior e da superfície posterior do cristalino e também da potência do cristalino. Em seguida, com as fórmulas disponibilizadas por Pedrotti *et al.*⁽⁵⁴⁾, procedeu-se ao cálculo dos seis pontos cardinais do sistema ótico, ou seja, os pontos focais, os pontos principais e os pontos nodais. A relação entre a localização destes e os elementos focais permitiu determinar a distância do vértice anterior aos seis pontos cardinais e a determinação do comprimento focal anterior e posterior do modelo, estas relações são apresentadas na tabela 5.6 onde n_0 e n_f representam o índice de refração inicial e final e, na

tabela 5.7 são comparados os valores obtidos para estas expressões e também os valores das potências equivalentes (P) da córnea, do cristalino e do olho calculados através das fórmulas paraxiais para lentes espessas apresentadas por Bennett e Rabbetts⁽²⁾. No anexo B é fornecido o ficheiro do programa *Mathematica* com os cálculos paraxiais para o modelo de Díaz *et al.*⁽⁴⁹⁾.

Tabela 5.6. Relação entre os elementos matriciais e os pontos cardinais.

Parâmetro	Expressão (mm)
Vértice anterior ao ponto focal anterior (VF)	$VF = \frac{D}{C}$
Vértice anterior ao ponto focal posterior (VF')	$VF' = -\frac{A}{C}$
Vértice anterior ao ponto principal anterior (VP)	$VP = \frac{D - n_0/n_f}{C}$
Vértice anterior ao ponto principal posterior (VP')	$VP' = \frac{1 - A}{C}$
Vértice anterior ao ponto nodal anterior (VN)	$VN = \frac{D - 1}{C}$
Vértice anterior ao ponto nodal posterior (VN')	$VN = \frac{n_0/n_f - A}{C}$
Distância focal anterior (f)	$f = \frac{n_0/n_f}{C}$
Distância focal posterior (f')	$f' = -\frac{1}{C}$

Ao observar a tabela 5.7 verifica-se que os valores obtidos para os dois modelos são bastante distintos. Apenas o comportamento das potências equivalentes da córnea, do cristalino e por conseguinte do olho é idêntico para os dois modelos. A potência equivalente da córnea mantém-se constante com a idade e, a potência do cristalino bem como a potência do olho aumentam ligeiramente com a idade. Nos restantes parâmetros, enquanto os valores para o modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾ decrescem, para o modelo de Díaz *et al.*⁽⁴⁹⁾ aumentam, até cerca dos 40 anos para, então, passarem a diminuir com a idade. No entanto, neste último modelo, a variação máxima no intervalo [20, 60] anos é de apenas 0.26 D.

Tabela 5.7. Comparação parâmetros paraxiais do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾ e Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾.

	Modelo	20	30	40	50	60
P córnea anterior (D)	Atchison	48.516	48.516	48.516	48.516	48.516
	Diáz	48.267	48.267	48.267	48.267	48.267
P córnea posterior (D)	Atchison	-6.514	-6.514	-6.514	-6.514	-6.514
	Diáz	-6.126	-6.514	-6.514	-6.514	-6.514
P córnea (D)	Atchison	42.479	42.479	42.479	42.479	42.479
	Diáz	42.266	42.266	42.266	42.266	42.266
P lente (D)	Atchison	24.749	24.282	23.366	22.919	22.480
	Diáz	22.814	22.998	23.069	23.030	22.887
P olho (D)	Atchison	62.611	62.226	61.850	61.483	61.126
	Diáz	61.030	61.169	61.215	61.172	61.047
f (mm)	Atchison	-15.972	-16.070	-16.168	-16.265	-16.360
	Diáz	-22.546	-22.495	-22.478	-2.494	-22.540
f' (mm)	Atchison	21.338	21.470	21.601	21.730	21.856
	Diáz	21.891	21.841	21.824	2.840	21.885
VF (mm)	Atchison	-14.292	-14.411	-14.531	-14.651	-14.771
	Diáz	-21.037	-20.972	-20.947	-20.960	-21.010
VF' (mm)	Atchison	23.384	23.496	23.604	23.707	23.805
	Diáz	20.160	20.093	20.066	20.077	20.145
VP (mm)	Atchison	1.679	1.659	1.637	1.614	1.588
	Diáz	1.509	1.523	1.531	1.534	1.530
VP' (mm)	Atchison	2.046	2.026	2.003	1.978	1.949
	Diáz	1.731	1.748	1.759	1.763	1.760

Função transferência de modulação (MTF):

A função transferência de modulação foi avaliada para os três modelos esquemáticos, para um diâmetro pupilar de 3 mm para o modelo paraxial de Atchison⁽⁴⁸⁾ e para um diâmetro pupilar 6 mm, nos modelos finitos, ou seja, nos modelos propostos por Smith *et al.*⁽²⁷⁾ e Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, com um comprimento de onda de 543 nm (à semelhança da MTF experimental de Guirao). Estas MTF foram depois comparadas com a MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾. A análise foi efetuada para 20, 40 e 60 anos no modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾ e no modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, já para o modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ apenas foram analisadas para 40 e 60 anos, uma

vez que o autor não disponibiliza dados para a modelação da distribuição GRIN do cristalino variante com a idade neste modelo. A MTF resultante é a média da MTF sagital e da MTF tangencial, obtidas para cada modelo, esta análise foi efetuada com o auxílio do *software* OSLO Premium. Na figura 5.7 é apresentado um gráfico da MTF normalizada para o modelo esquemático de Atchison⁽⁴⁸⁾ de 20, 40 e 60 anos. Apesar da função transferência de modulação apresentar um decréscimo muito repentino e muita distorção observa-se que a qualidade ótica decresce com o avançar da idade.

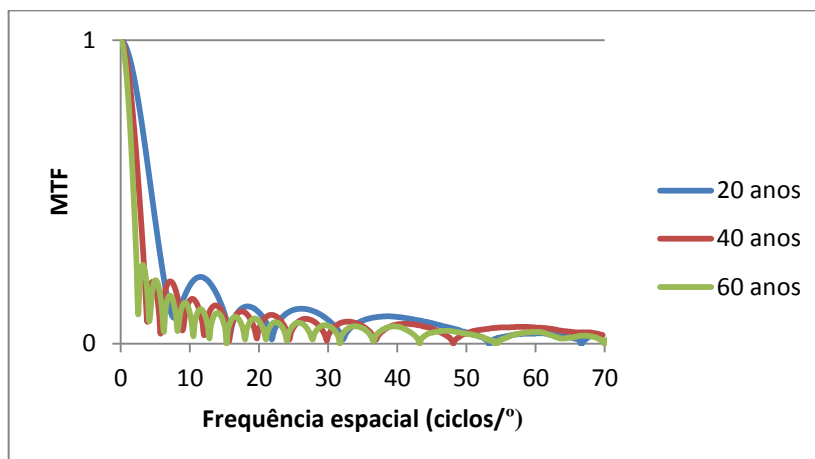


Figura 5.7. Função transferência de modulação para as respectivas idades, do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, obtida com *best focus* no *software* OSLO Premium.

A figura 5.8 apresenta a comparação entre a função transferência de modulação experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e a MTF obtida no OSLO Premium para o modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾ de 20 anos, e na figura 5.9 e 5.10 é apresentada a comparação para as idades de 40 e 60 anos, respetivamente. A partir da análise destas figuras podemos observar que as curvas MTF obtidas no OSLO Premium apresentam mais diferenças em relação à MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ em frequências mais baixas, até cerca de 20 ciclos/°, apresentando depois um comportamento mais similar com a MTF experimental.

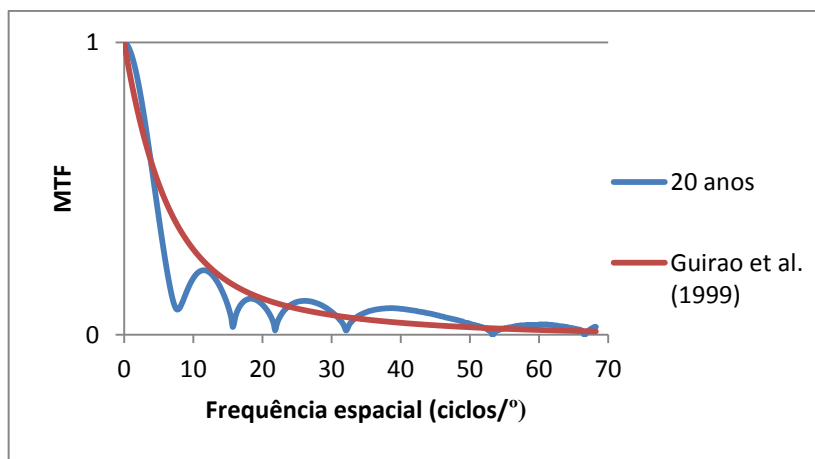


Figura 5.8. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, obtida no *software* OSLO Premium para uma idade de 20 anos.

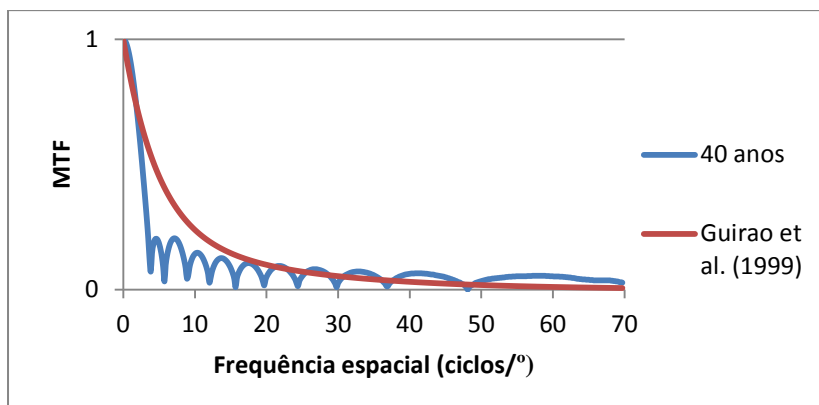


Figura 5.9. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, obtida no *software* OSLO Premium para uma idade de 40 anos.

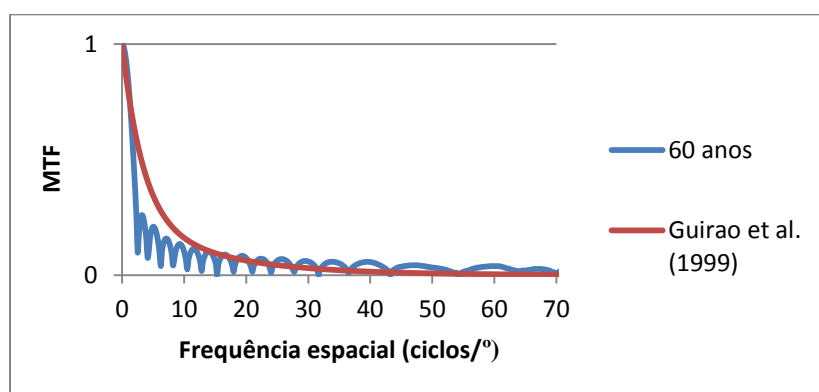


Figura 5.10. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, obtida no *software* OSLO Premium para uma idade de 60 anos.

O gráfico da função transferência de modulação normalizada para o modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ é apresentado na figura 5.11, para as idades de 40 e 60 anos. Para o modelo de 40 anos, o inicialmente proposto por Liou e Brennan⁽⁴⁶⁾, a MTF obtida é boa contudo, o mesmo não acontece para a idade de 60 anos, pois a função cai abruptamente, significando que há um mau desempenho ótico para essa idade. Podemos observar que há uma diminuição acentuada do desempenho visual neste intervalo de idades, com este modelo.

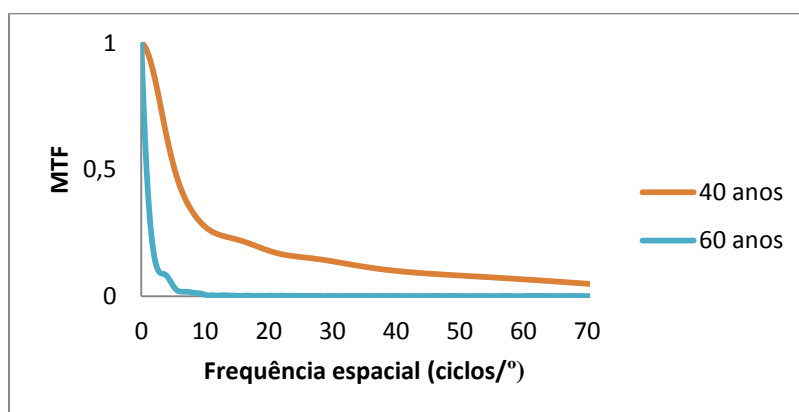


Figura 5.11. Função transferência de modulação para as respectivas idades, do modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾, obtida no *software* OSLO Premium.

A comparação entre a função transferência de modulação experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e a MTF obtida no OSLO Premium para o modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ de 40 anos é apresentada na figura 5.12, e na figura 5.13 é apresentada a comparação para 60 anos. A partir da análise destas figuras podemos observar que as curvas MTF obtidas no OSLO Premium apresentam diferenças em relação à MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾, sendo que para 40 anos a MTF obtida com este modelo tem um desempenho melhor que a MTF experimental. Contudo, o desempenho ótico do modelo para 60 anos é inferior ao determinado por Guirao *et al.*⁽³⁹⁾, há uma diminuição abrupta da curva da função transferência de modulação. O facto deste olho esquemático ter um desempenho ótico tão baixo para esta idade poderá ter a ver com a forma como os autores calcularam a distribuição do perfil GRIN para esta idade, e também com o facto do perfil GRIN não apresentar uma distribuição contínua do índice de refração havendo uma descontinuidade na zona de junção entre a parte anterior e a parte posterior, como ilustra a figura 5.14. Não sendo de descartar a hipótese de algum coeficiente do perfil GRIN não ter sido bem introduzido no artigo original.

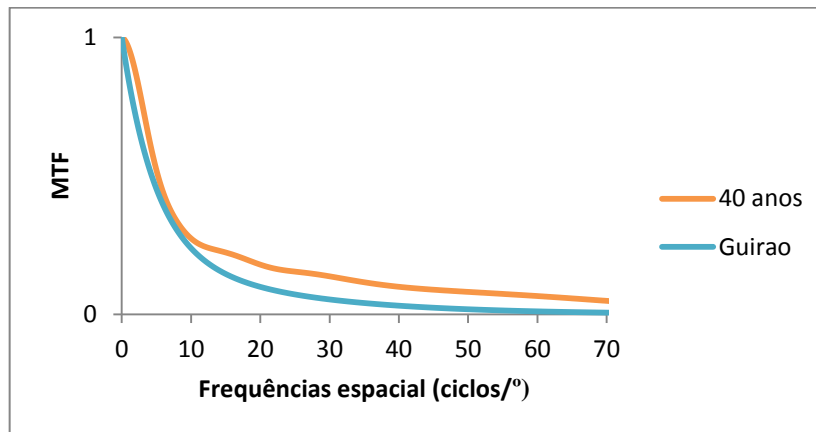


Figura 5.12. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾, obtida no software OSLO Premium para uma idade de 40 anos.

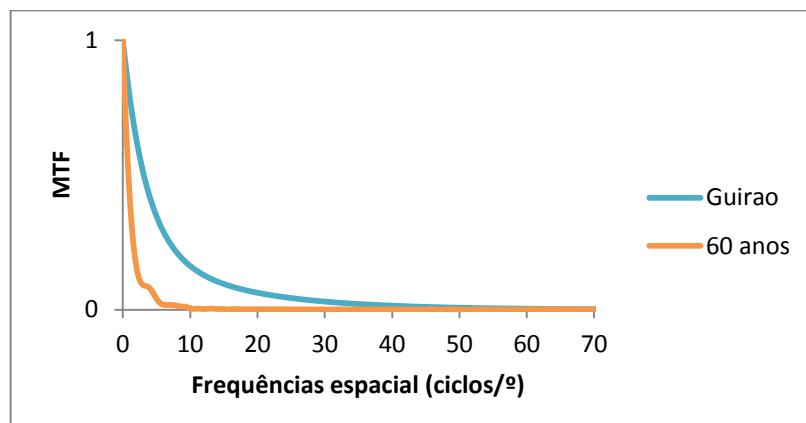


Figura 5.13. Comparação da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾ e da MTF do modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾, obtida no software OSLO Premium para uma idade de 60 anos.

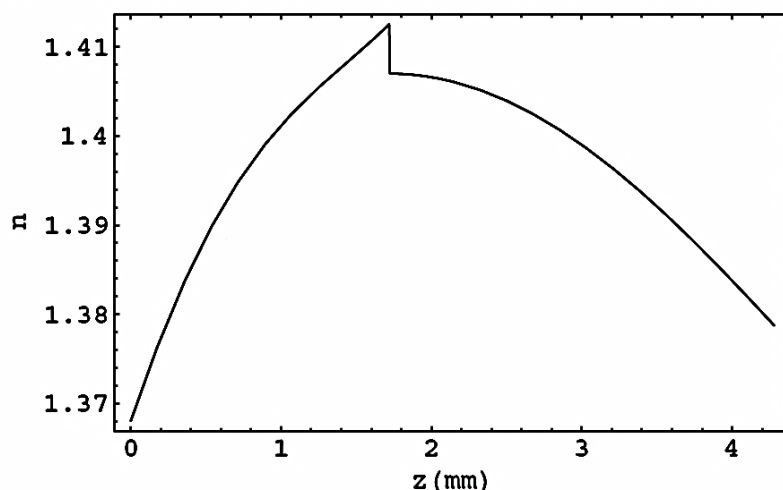


Figura 5.14. Perfil GRIN ao longo do eixo da lente para 60 anos.

Na figura 5.15 é apresentado um gráfico da MTF normalizada para o modelo esquemático de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾ com idades de 20, 30, 40, 50 e 60 anos, pode-se observar que a qualidade ótica decresce com a idade, não havendo diferença significativa entre os 40 e 60 anos de idade, uma vez que as curvas para os 40, os 50 e os 60 anos estão praticamente sobrepostas.

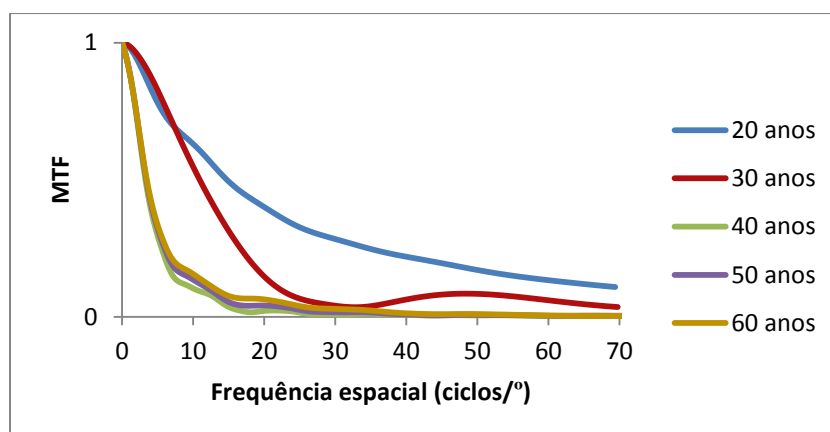


Figura 5.15. Função transferência de modulação para as respectivas idades, do modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, obtida com *best focus* no *software* OSLO Premium.

As curvas MTF de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾ para 20, 40 e 60 anos foram comparadas com a MTF experimental de Guirao, esta análise é apresentada nas figuras 5.16, 5.17 e 5.18. A partir da observação destes gráficos a MTF obtida pra 20 anos com este modelo tem um comportamento melhor que a MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾. Para os 40 anos a MTF obtida é ligeiramente inferior à MTF experimental, ao passo que para os 60 anos as curvas da MTF estão praticamente sobrepostas sendo que a MTF obtida no OSLO Premium é ligeiramente melhor que a MTF experimental em frequências espaciais mais baixas. Os resultados obtidos concordam com a previsão de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾ e com a MTF experimental.

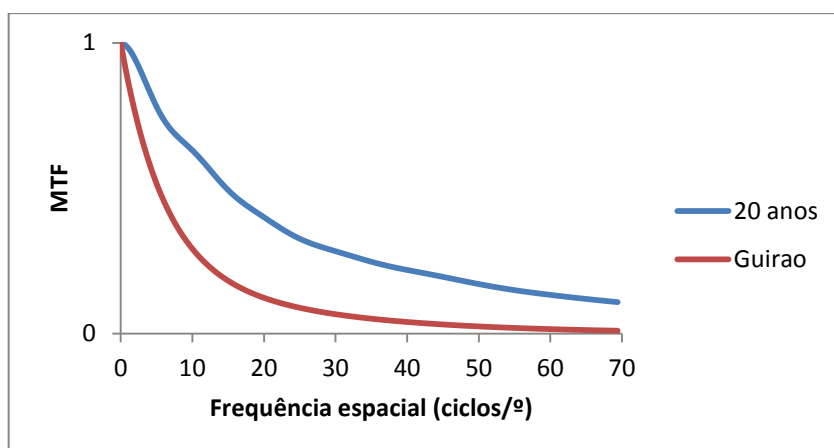


Figura 5.16. Comparação da função transferência de modulação para 20 anos do modelo de Díaz *et al.*⁽⁴⁹⁾, com a curva experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾.

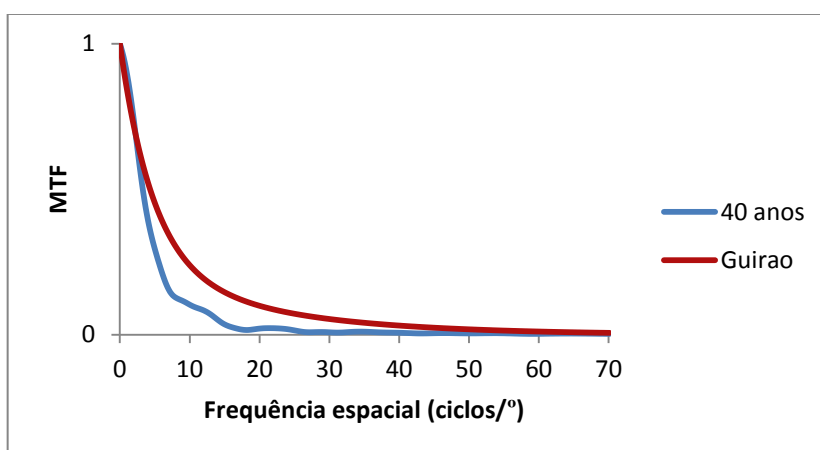


Figura 5.17. Comparação da função transferência de modulação para 40 anos do modelo de Díaz *et al.*⁽⁴⁹⁾, com a curva experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾

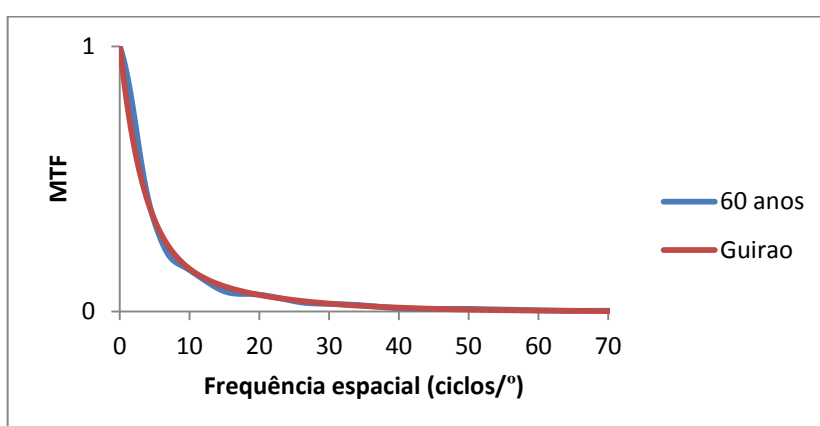


Figura 5.18. Comparação da função transferência de modulação para 60 anos do modelo de Díaz *et al.*⁽⁴⁹⁾, com a curva experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾

Diferença cromática de refração (CDRx):

A análise da diferença cromática de aberração foi efetuada para o modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾. Para este modelo os autores apresentaram uma equação do tipo Cauchy⁽⁵⁶⁾ para a dispersão cromática, apresentada na equação (5.7). Em relação à idade, a análise foi efetuada para 20, 40 e 60 anos e as curvas estão sobrepostas diferindo ligeiramente para comprimentos de onda mais baixos que os 500 nm. A curva de CDRx obtida para o modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, é apresentada na figura 5.19, o comprimento de onda de referência utilizado foi 555 nm. O modelo apresenta-se míope de aproximadamente - 3.5 D na região do azul (400 nm) e hipermetrópe de aproximadamente +0.5 D na região do vermelho (650 nm). Este resultado é aceitável tendo em conta os resultados abordados na literatura, cujo o intervalo normal é entre -3 a +0.50 D para comprimentos de onda entre os 300 e 800 nm.^(2,57)

$$n(\lambda) = A + \frac{B}{\lambda^2} + \frac{C}{\lambda^4} + \frac{D}{\lambda^6} \quad (5.7)$$

onde, A, B, C e D se encontram na página 35 da referência ⁽⁵⁶⁾.

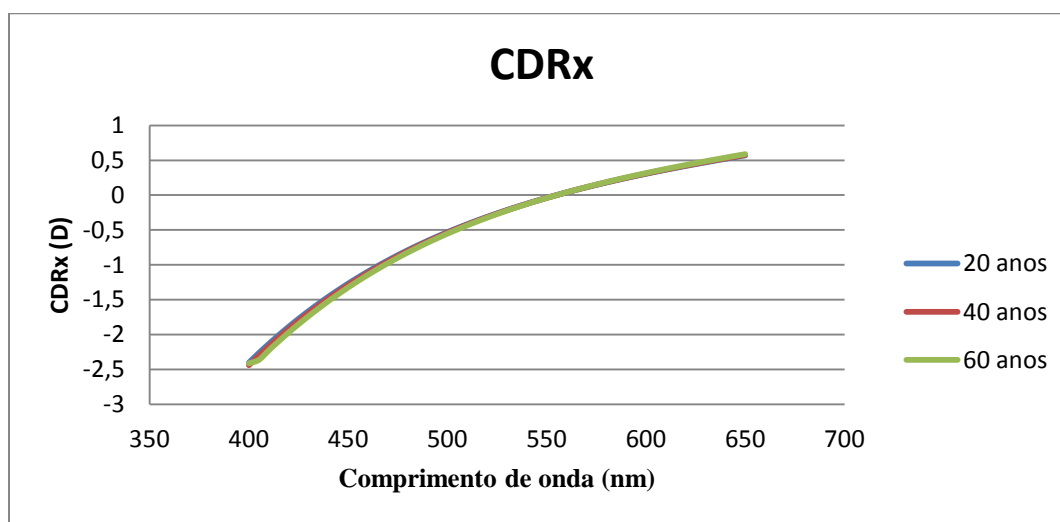


Figura 5.19. Gráfico da aberração cromática, para o modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾

Aberrações oculares: aberração esférica e coma

Analisámos os coeficientes de Zernike no *software* OSLO Premium. Nomeadamente a aberração esférica primária (C_4^0) e o coma horizontal de terceira ordem (C_3^1). Foi necessário ter em atenção o facto dos coeficientes de Zernike fornecidos pelo OSLO não estarem de acordo com o padrão descrito por Thibos *et al.*⁽¹⁷⁾ para representar aberrações oculares pelo que, houve necessidade de dividir os coeficientes obtidos pelo seu respetivo fator de normalização. O respetivo fator de normalização para a aberração esférica é $\sqrt{5}$ e para o coma $\sqrt{8}$. Dividindo o valor de cada coeficiente pelo seu respetivo fator de normalização, obtêm-se os valores corretos e assim é possível comparar com precisão os resultados obtidos no OSLO Premium com os resultados apresentados pelos autores. Os coeficientes de Zernike

foram obtidos para um diâmetro pupilar de 3 mm no caso do modelo paraxial e 6 mm para os outros dois modelos.

A variação da aberração esférica e do coma lateral relativos aos três modelos analisados no OSLO são apresentados na tabela 5.8. Onde também são fornecidos os dados originais obtidos por Diáz *et al.*⁽⁵⁵⁾ e por Smith *et al.*⁽²⁷⁾ para as mesmas aberrações. Note-se que para os modelos de Diáz e de Atchison a variação das aberrações é dada para um intervalo de idades dos 20 aos 60, enquanto para Smith o intervalo de idades é dos 40 aos 60 anos.

Tabela 5.8. Apresentação dos valores para os coeficientes de Zernike, aberração esférica e coma.

		Aberração esférica (μm)	Coma (μm)
Valores originais	Diáz <i>et al.</i> ⁽⁵⁵⁾ (6 mm)	0.062 a 0.082	-0.12 a -0.27
	Smith <i>et al.</i> ⁽²⁷⁾ (6 mm)	0.226 a 0.7766	0.1411 a 0.4364
Valores obtidos com OSLO	Diaz <i>et al.</i> ⁽⁴⁹⁾ (6 mm)	0.0328 a 0.1641	-0.2231 a -0.3472
	Smith <i>et al.</i> ⁽²⁷⁾ (6 mm)	0.1498 a 0.4244	0.0944 a 0.226
	Atchison ⁽⁴⁸⁾ (3 mm)	0.0361 a 0.0326	-

O modelo de Atchison⁽⁴⁸⁾, dos coeficientes de Zernike analisados, apenas contém aberração esférica, a qual diminui com a idade. Embora estes valores sejam um pouco baixos e tenham uma variação menor com a idade concordam com os dados experimentais de Applegate *et al.*⁽³⁷⁾, de Berrio *et al.*⁽³⁴⁾ e de Salmon *et al.*⁽⁴⁰⁾, apresentados na tabela 4.9.

Na implementação do OSLO relativa ao modelo de Smith *et al.*⁽²⁷⁾ a aberração esférica aumenta bastante para este intervalo de idades [40 - 60] anos. Relativamente ao coma horizontal apresenta um ligeiro aumento. Estes valores são menores que os apresentados pelo referido autor, no entanto, são concordantes com os dados experimentais obtidos por Applegate *et al.*⁽³⁷⁾, apresentados na tabela 4.9.

Relativamente ao modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾, a sua aberração esférica aumenta consideravelmente no intervalo de [20, 60] anos e o coma horizontal torna-se cada vez mais negativo com a idade. Diáz *et al.*⁽⁵⁵⁾ apresentaram uma análise do perfil GRIN na compensação das aberrações deste modelo. Utilizaram as aberrações de Seidel para determinar a contribuição que cada superfície tem na RMS total do olho. Para o cálculo dos coeficientes de Seidel os autores⁽⁵⁵⁾ consideram primeiramente que todas as superfícies são centradas, calculando posteriormente a contribuição do descentramento da córnea e do cristalino e também da inclinação do cristalino. Aplicaram a matriz ABCD para determinar a contribuição

do perfil GRIN para a refração na superfície posterior da lente e para a transferência da luz no cristalino, para tal foi necessário efetuar o traçado do raio principal e do raio marginal. No final, converteram os coeficientes de Seidel em coeficientes de Zernike, não tendo em conta os coeficientes que representam o termo *piston*, *tilt* e *defocus* (Z_0 , Z_1 e Z_2). Os valores dos coeficientes de Zernike obtidos para o modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾ no OSLO apresentam uma maior variação neste intervalo de idades relativamente aos dados de Diáz *et al.*⁽⁵⁵⁾, e são concordantes com os dados de Berrio *et al.* (2010) e Applegate *et al.*⁽³⁷⁾. Quanto ao coma os valores obtidos para este modelo no OSLO Premium têm uma variação menor com a idade quando comparados com os dados de Diáz *et al.*⁽⁵⁵⁾, os valores obtidos são concordantes com os dados experimentais de Atchison⁽⁴⁸⁾, apresentados na tabela 4.9.

Capítulo 6

Conclusão

Ao longo do presente trabalho foi discutida a história e a evolução dos modelos esquemáticos do olho bem como as alterações que ocorrem no olho humano com o avançar da idade. Como o objetivo deste trabalho é comparar diferentes modelos esquemáticos do olho em função da idade, os modelos propostos em 2008 por Atchison⁽⁴⁸⁾, Smith *et al.*⁽²⁷⁾ e Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾ foram analisados. Para tal, utilizando o *software* de cálculo de sistemas óticos OSLO Premium, procedeu-se à elaboração dos modelos e à análise de alguns descritores da qualidade de imagem como a função transferência de modulação e as aberrações de frente de onda.

Através da análise da MTF conclui-se que há uma diminuição da qualidade de imagem com o avançar da idade, tal como descrito na literatura. As funções de transferência de modulação obtidas para 20 anos (Atchison⁽⁴⁸⁾ e Diáz *et al.*⁽⁴⁹⁾) e 40 anos (Smith *et al.*⁽²⁷⁾) concordam bem com os resultados da MTF experimental de Guirao *et al.*⁽³⁹⁾, no entanto para idades mais avançadas os resultados obtidos com o OSLO Premium tendem a ser ligeiramente mais baixos que os resultados experimentais. Em relação à análise das aberrações de frente de onda obteve-se um aumento da aberração esférica e do coma com o envelhecimento, o que está concordante com os resultados disponíveis na literatura.^(34,37,38,40) A análise da diferença cromática de refração (CDRx) foi efetuada para o modelo de Diáz *et al.*⁽⁴⁸⁾ para 20, 40 e 60 anos com um comprimento de onda de referência de 555 nm, os resultados obtidos foram os desejados, não havendo diferenças em relação à idade. A CDRx varia entre - 2.5 D a + 0.5 D para um intervalo de comprimento de onda de 400 a 650 nm, estes resultados estão dentro dos valores apresentados na bibliografia.^(2,54)

Conclui-se que o modelo esquemático de Diáz *et al.*⁽⁴⁸⁾ é o que melhor representa as variações óticas com a idade, sendo também o mais preciso e aproximado em relação aos olhos reais.

A otimização do perfil GRIN do cristalino não tem uma base anatómica muito rigorosa, devido a estar constrangida pela emetropização do olho. Utilizando dados do perfil GRIN obtidos com técnicas biométricas mais recentes, como o OCT e a MRI, talvez houvesse a possibilidade de obter um modelo esquemático mais rigoroso. O modelo estatístico poderá ser uma solução para os problemas da otimização do perfil GRIN, visto ter em conta as correlações entre as variáveis biométricas oculares. Como existem poucos modelos esquemáticos em função da idade seria útil desenvolver mais modelos com esta variável, de preferência que contemple as correlações entre os diferentes parâmetros óticos com a idade.

Referências bibliográficas

- (1) Bass M, DeCutis CM, Enoch JM, Lakshminarayanan V, Li G, MacDonald C, et al. Handbook of optics. 3rd ed. New York: McGraw-Hill; 2010. Vol 3.
- (2) Rabbetts RB. Clinical visual optics. 4th ed. Edinburgh: Elsevier; 2007.
- (3) Tan B. Optical Modeling of Schematic Eyes and the Ophthalmic Applications. PhD diss. University of Tennessee; Knoxville: 2009. Disponível em http://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/63.
- (4) Storani de Almeida M, Carvalho LA. Different schematic eyes and their accuracy to the *in vivo* eye: a quantitative comparison study. Brazilian Journal of Physics. 2007 June; 3:378-387.
- (5) Einighammer J. The individual virtual eye. PhD diss. Eberhard-Karls-Universitat; Tubingen: 2008. Disponível em: <http://tobias-lib.uni-tuebingen.de/volltexte/2008/3301/pdf/VirtualEyeEinighammer2.pdf>.
- (6) Smith G, Bedggood P, Ashman R, Daaboul M, Metha A. Exploring ocular aberrations with a schematic eye model. Optometry and Vision Science. 2008 May; 85(5):330-340.
- (7) Franco S. Determinação óptica da estrutura tridimensional da córnea. Tese de doutoramento. Universidade do Minho: 2005 Janeiro. Disponível em: <http://repositorium.sdum.uminho.pt/bitstream/1822/4574/3/Sandra%20Franco.pdf>.
- (8) Rosales P, Dubbelman M, Marcos S, van der Heijde R. Crystalline lens radii of curvature from Purkinje and Scheimpflug imaging. 2006; 6:1057-1067.
- (9) Dubbelman M, van der Heijde GL, Weeber HA. The thickness of the aging human lens obtained from corrected Scheimpflug images. Optometry and Vision Science. 2001 June; 78(6):411-416.
- (10) Waldron RG, Aaberg Jr TM. A-scan biometry. Medscape reference [em linha] 2012 Sep 27. Disponível em: <http://emedicine.medscape.com/article/1228447-overview#showall>.
- (11) Rosa CC. Biópsia óptica OCT. Gazeta de Física. 2010; 33(3,4). Disponível em: <http://www.gazetadefisica.spf.pt/magazine/article/786/pdf>.
- (12) Kasthurirangan S, Markwell EL, Atchison DA, Pope JM. MRI study of the changes in crystalline lens shape with accommodation and aging in humans. Journal of Vision.

- 2011; 11(3):19, 1-16.
- (13) Carvalho LA. Accuracy of Zernike polynomials in characterizing optical aberrations and the corneal surface of the eye. *IOVS*. 2005; 46(6):1915-1926.
- (14) Roorda A. Human visual system-image formation. *Encyclopedia of imaging science and technology*. New York: John Wiley & Sons; 2002;1:539-556.
- (15) Dai G. *Wavefront optics for vision correction*. Washington: SPIE; 2008.
- (16) Lombardo M, Lombardo G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. *J Cataract Refract Surg*. 2010 Feb; 36(2):313-331
- (17) Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R. Standards for Reporting the Optical Aberrations of Eyes. *Journal of Refractive Surgery*. 2002 September/October:652-660.
- (18) Cheng X, Bradley A, Ravikumar S, Thibos LN. Visual Impact of Zernike and Seidel Forms of Monochromatic Aberrations. *Optometry and Vision Science*. 2010 May; 87(5):301-312.
- (19) Navarro R. Objective measurement of the Optical Image Quality in the Human Eye. *SPIE*. 2001 May 4.
- (20) Jiang CJ, Chen YC, Yang TH, Sun CC. Development of human eye model for visual performance assessment. *Optical Modeling and Performance Predictions IV*. SPIE 2009; 7427:1-11.
- (21) Atchison DA, Markwell EL, Kasthurirangan S, Pope JM, Smith G, Swann P. Age-related changes in optical and biometric characteristics of emmetropic eyes. *Journal of Vision*. 2008; 8(4):29, 1-20.
- (22) Radhakrishnan H, Charman, WN. Age-related changes in ocular aberrations with accommodation. *Journal of Vision*. 2007 May 30; 7(7):11, 1-21.
- (23) Dubbelman M, van der Heijde RGL, Weeber HA. The Thickness of Aging Human Len Obtained from Corrected Scheimpflug Images. *Optometry and Vision Science*. 2001 June; 78(6):411-416.
- (24) Koretz JF, Kaufman PL, Neider MW, Goeckner PA. Accommodation and presbyopia in the human eye—aging of the anterior segment. *Vision. Res*. 1989; 29(12):1685-1692.
- (25) Atchison DA. Optical models for human myopic eyes. *Vision Research*. 2006; 46:2236-

- 2250.
- (26) Dubbelman M, Weeber HA, van der Heijde RGL, Völker-Dieben HJ. Radius and asphericity of the corneal surface determined by corrected Scheimpflug photography. *Acta Ophthalmol. Scand.* 2002; 80:379-383.
- (27) Smith G, Bedgood P, Ashman R, Daaboul M, Metha A. Exploring Ocular Aberrations with a Schematic Human Eye Model. *Optometry and Vision Science.* 2008 May; 85(5):330-340.
- (28) Dubbelman M, Sicam VADP, Van der Heijde, GL. The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea. *Vision Research.* 2006; 46:993-10001.
- (29) Navarro R. The Optical Design of the Human Eye: a Critical Review. *J Optom.* 2009 January-March; 2(1):3-18.
- (30) Castro A, Siedlecki D, Borja D, Uhlhorn S, Parel JM, Manns F, Marcos S. Age-dependent variation of the gradient-index profile in human crystalline lenses. *Journal of Modern Optics.* 2011; 58:19-20, 1781-1787.
- (31) Alió JL, Schimchak P, Negri HP, Montés-Micó R. Crystalline Lens Optical Dysfunction through Aging. *American Academy of Ophthalmology.* 2005 November; 112(11):2022-2029.
- (32) Koretz JF, Cook CA, Kaufman PL. Accommodation and Presbyopia in the Human Eye. *Investigate Ophthalmology & Visual Science.* 1997 March; 38(3):569-578.
- (33) Dubbelman M, Van der Heijde GL. The shape of the aging human lens: curvature, equivalent refractive index and the lens paradox. *Vision Research.* 2001; 41:1867-1877.
- (34) Berrio E, Tabernerero J, Artal P. Optical aberrations and alignment of the eye with age. *Journal of Vision.* 2010; 10(14):34, 1-17.
- (35) McLellan JS, Marcos S, Burns SA. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of human eye. *IOVS.* 2001 May; 42(6):1390-1395.
- (36) Brunette I, Bueno JM, Parent M, Hamam H, Simonet P. Monochromatic Aberrations as a Function of Age from Childhood to Advanced Age. *Investigate Ophthalmology & Visual Science.* 2003 December; 44(12):5438-5446.
- (37) Apllegate RA, Donnelly WJ, Marsack JD, Koenig DE. Three-dimensional relationship between high-order root-mean-square wavefront error, pupil diameter, and aging. *Optical Society of America.* 2007 March; 24(3):578-587.

- (38) Atchison DA, Markwell EL. Aberrations of emmetropic subjects at different ages. *Vision Research*. 2008; 48:2224-2231.
- (39) Guirao A, González C, Redondo M, Geraghty E, Norrby S, Artal P. Average optical performance of the human eyes as function of age in a normal population. *IOVS*. 1999 January; 40(1):203-213.
- (40) Salmon TO, van de Pol C. Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. *J Cataract Refract Surg*. 2006; 32:2064-2074.
- (41) Feng J, Zhang H, Wang X, Liu A. Constructing a human eye model: the cornea shape effect on optical imaging for the human eyes. *IEE*. 3^a BMEI 2010:171-173.
- (42) Storani de Almeida M, Carvalho LA. Different schematic eyes and their accuracy to the *in vivo* eye: a quantitative comparison study. *Brazilian Journal of Physics*. 2007 June; 37(2A):378-387.
- (43) Atchison DA, Smith G. *Optics of the human eye*. BH: Oxford; 2000.
- (44) Giovanzana S. A virtual environment for modeling and analysis of human eye. PhD diss. Università degli Studi di Padova. 2011. Disponível em: <http://paduaresearch.cab.unipd.it/3579/>
- (45) Bakaraju RC, Ehrmann K, Papas E, Ho A. Finite schematic eye models and their accuracy in-vivo data. *Vision Research*. 2008; 48:1681-1694.
- (46) Liou HL, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *JOSA A* 1997 August; 14(8):1684-1694.
- (47) Goncharov AV, Dainty C. Wide-field schematic eye models with gradient-index lens. *JOSA A*. 2007 August; 24(8):2157-2173.
- (48) Atchison DA. Age-related paraxial schematic emmetropic eyes. *Optical Physiol Opt*. 2009; 29:58-64.
- (49) Díaz JA, Pizarro C, Arasa J. Single dispersive gradient-index profile for the aging human lens. *JOSA A*. 2008 January; 25(1):250-261.
- (50) Cheng YC, Jiang CJ, Yang TH, Sun CC. Development of a human eye model incorporated with intraocular scattering for visual performance assessment. *Journal of Biomedical Optics*. 2012 July; 17(7):075009-1-11.
- (51) Rozema JJ, Atchison DA, Tassignon MJ. Statistical eye model for normal eyes. *IOVS*.

- 2011 June; 52(7):4525-4533.
- (52) "Optics for layout and optimization (OSLO)" versão 6.5, LAMBDA Corporation. Disponível em <http://www.lambdares.com>.
- (53) Dubbelman M, van der Heijde GL, Weeber HA. Change in shape of the aging human crystalline lens with accommodation. Vision Research. 2005; 45:117-132.
- (54) Pedrotti FL, Pedrotti LS. Introduction to optics. 2nd ed. USA: Prentice-Hall international editions; 1993.
- (55) Díaz JA, Fernández-Dorado J, Sorroche F. Role of the human lens gradient-index profile in the compensation of third-order ocular aberrations. Journal of biomedical optics. 2012 July; 17(7):0750031-13.
- (56) Atchison DA, Smith G. Chromatic dispersions of the ocular media of human eyes. JOSA A. 2005 January; 22(1):29-37
- (57) Human eye. Handbook of optical systems. Vol. 4; 2008.

Anexos

Anexo A

```
//  
// Written by Daniela Pais March 2013  
//  
//  
  
cmd ugrin_diaz(void)  
  
// hlp: <P class="Edition">OSLO Premium Only</P>  
// hlp: <P> Calculates the refractive index and derivatives for  
// hlp: a <a href=" ../lens/special_data/gradient/user.htm">  
// hlp: radial and axial gradient</a> - OSLO type ARG.</P>  
// hlp: <P>Coefficients 0 - 3 are axial (n1 to n4); 4 (n5) is  
// hlp: radial (n5).</P>  
{  
  
    double rsq, dndr;  
  
    if (Ugr_nugrcf < 8)  
    {  
        Ugr_index = Ugr_rn0;  
        Ugr_dndx = Ugr_dndy = Ugr_dndz = 0.0;  
    }  
    else  
    {  
        rsq = Ugr_x*Ugr_x + Ugr_y*Ugr_y;  
        Ugr_index = Ugr_rn0 + Ugr_ugrcf[0]*(cos(Ugr_ugrcf[1]*Ugr_z)-1)+  
Ugr_ugrcf[2]*sin(Ugr_ugrcf[3]*Ugr_z)+ rsq*Ugr_ugrcf[4];  
        dndr = 2.0*Ugr_ugrcf[4];  
        Ugr_dndx = dndr*Ugr_x;  
        Ugr_dndy = dndr*Ugr_y;  
        Ugr_dndz = - Ugr_ugrcf[0]*Ugr_ugrcf[1]*sin(Ugr_ugrcf[1]*Ugr_z) +  
Ugr_ugrcf[2]*Ugr_ugrcf[3]*cos(Ugr_ugrcf[3]*Ugr_z) ;  
    }  
}
```


Anexo B

Aging Eye Model

(Modelo do olho dependente da idade)

(Díaz et al, 2008)

■ Loading Packages

```
In[1]:= << Graphics`MultipleListPlot`  
Off[General::spell1];
```

Biometric Data (Dados biométricos)

■ Córnea

```
In[3]:= Rc1 = 7.79;  
Rc2 = 6.53;  
thc = 0.579;  
Qc1[age_] := -0.24 + 0.003 age;  
Qc2[age_] := -0.006 age;  
ncornea = 1.376;
```

■ Anterior Chamber Depth (Profundidade Camara anterior)

```
In[9]:= ACD[age_] := 3.291 - 0.01 age;  
nAH = 1.336;
```

■ Corneal Power and cardinal points (Potência corneal e pontos cardinais)

```
In[11]:= 
$$\phi_{\text{Corn1}} = \frac{\text{ncornea} - 1.0}{\text{Rc1}};$$

$$\phi_{\text{Corn2}} = \frac{\text{nAH} - \text{ncornea}}{\text{Rc2}};$$

$$\phi_{\text{Cornea}} = \phi_{\text{Corn1}} + \phi_{\text{Corn2}} - \frac{\text{thc}}{\text{ncornea}} * \phi_{\text{Corn1}} * \phi_{\text{Corn2}};$$

$$1000 * \phi_{\text{Cornea}}$$

$$\text{A1Hc} = \frac{\text{thc} * \phi_{\text{Corn2}}}{\text{ncornea} * \phi_{\text{Cornea}}};$$

$$\text{A2H1c} = - \frac{\text{nAH} * \text{thc} * \phi_{\text{Corn1}}}{\text{ncornea} * \phi_{\text{Cornea}}};$$

```

```
Out[14]= 42.2658
```

■ Refractive Index distribution: Diaz Lens Model (Cristalino)

```
In[17]:=
n1[age_] := 0.0394 - 0.000355 age;
n2[age_] := 1.238 - 0.00561 age;
n3[age_] := 0.1092 - 0.00077 age;
n4[age_] := 0.79 - 0.00312 age;
n5[age_] := -0.00235 + 1.32 × 10-5 age;
zmax[age_] := 2.93 + 0.0236 age;
R11[age_] := 12.7 - 0.058 age;
R12[age_] := -5.9 + 0.0015 age;
nge = 1.371;
nvitreo = 1.336;
nind[x_, y_, z_, age_] :=
  1.371 + n1[age] (Cos[n2[age] z] - 1) + n3[age] Sin[n4[age] z] + n5[age] (x2 + y2);
φ11[age_] :=  $\frac{1.371 - 1.336}{R11[age]}$ ;
φ12[age_] :=  $\frac{1.336 - 1.371}{R12[age]}$ ;
```

■ ABCD matrix approximation - Grin lens (Diaz et al.) Am-Dm - GRIN contribution only ALm-DLm- Total lens (GRIN+refraction)

```
In[30]:= N0[z_, age_] := 1.371 + n1[age] (Cos[n2[age] z] - 1) + n3[age] Sin[n4[age] z];
Am[z_, age_] :=  $1 + \frac{n5[age] \times z^2}{N0[z, age] - (2.0 / 3.0) n5[age] z^2}$ ;
Bm[z_, age_] :=  $0.5 z \left( 1 + \frac{N0[0, age]}{N0[z, age]} + \frac{n5[age] \times z^2}{N0[z, age] - (2.0 / 3.0) n5[age] z^2} \right)$ ;
Cm[z_, age_] :=  $\frac{2.0 n5[age] \times z}{N0[z, age] - (2.0 / 3.0) n5[age] z^2}$ ;
Dm[z_, age_] :=  $\frac{N0[0, age]}{N0[z, age]} + \frac{n5[age] \times z^2}{N0[z, age] - (2.0 / 3.0) n5[age] z^2}$ ;
ALm[age_] := Am[zmax[age], age] -  $\frac{\phi11[age]}{nge}$  Bm[zmax[age], age];
BLm[age_] := Bm[zmax[age], age]  $\frac{nAH}{nge}$ ;
CLm[age_] :=  $-\frac{1}{nvitreo} \times$ 
  (-nge × Cm[zmax[age], age] + φ12[age] × Am[zmax[age], age] + φ11[age] ×
  Dm[zmax[age], age] - φ11[age] × φ12[age] × Bm[zmax[age], age] / nge);
DLm[age_] :=  $-\frac{\phi12[age]}{nge} \times Bm[zmax[age], age] + \frac{Dm[zmax[age], age]}{nge}$ ;
```

■ Crystalline Lens Power and cardinal points (Potência e pontos cardinais do cristalino)

```

In[39]:=  $\phi_{1L}[\text{age}_] := -n_{ge} \times C_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] +$ 
 $\phi_{12}[\text{age}] \times A_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] + \phi_{11}[\text{age}] \times D_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] -$ 
 $\phi_{11}[\text{age}] \times \phi_{12}[\text{age}] \times B_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] / 1.371;$ 
(*Second Principal Point*)
A2HL[age_] :=  $\frac{1 - A_{Lm}[\text{age}]}{C_{Lm}[\text{age}]}$ ;
(*Reverse Lens and get first principal point*)
ALmRev[age_] :=  $A_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] - \frac{\phi_{12}[\text{age}]}{n_{ge}} B_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}];$ 
CLmRev[age_] :=  $-\frac{1}{n_{\text{vitreo}}} \times$ 
 $(-n_{ge} \times C_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] + \phi_{11}[\text{age}] \times A_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] + \phi_{12}[\text{age}] \times$ 
 $D_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] - \phi_{11}[\text{age}] \times \phi_{12}[\text{age}] \times B_m[z_{\text{max}}[\text{age}], \text{age}] / n_{ge});$ 
A1HL[age_] :=  $-\frac{1 - A_{LmRev}[\text{age}]}{C_{LmRev}[\text{age}]}$ ;

In[48]:= SetDirectory["C:\Users\Aspire5720\Documents\UBI20122013\GRINmodel"];
FileNames["*.txt"]

Out[49]= {DiazA1H11lambda5nm.txt, DiazEyePhidlambda5nm.txt, DiazEyePhi.txt,
DiazLensA1H.txt, DiazLensA2H11.txt, DiazLensPhi.txt, GRINrodDemo.txt}

```

■ Variação do ponto principal primário do cristalino com a idade:

```

In[50]:= agemin = 20;
agemax = 65;
dage = 5.0;
A1Hlist = Table[{age, A1HL[age]}, {age, agemin, agemax, dage}];
strm = OpenWrite["DiazLensA1H.txt"];
Export[strm, A1Hlist, "Table"];
Close[strm];

```

■ Variação do ponto principal secundário do cristalino com a idade:

```

In[57]:= agemin = 20;
agemax = 65;
dage = 5.0;
A2H11list = Table[{age, A2HL[age]}, {age, agemin, agemax, dage}];
strm2 = OpenWrite["DiazLensA2H11.txt"];
Export[strm2, A2H11list, "Table"];
Close[strm2];

```

`In[64]:= !! DiazLensA1H.txt`

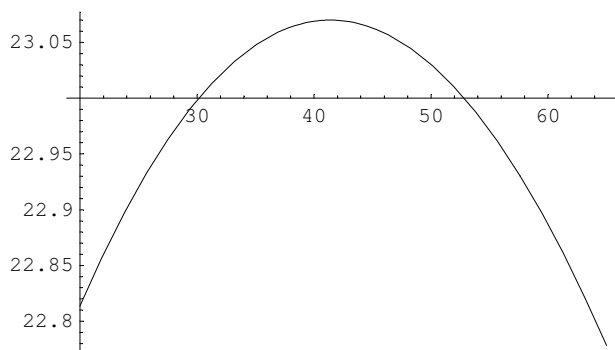
```
20 1.877508254973668
25. 1.936736075576228
30. 1.995608456918045
35. 2.054073942275149
40. 2.112071527878927
45. 2.169529114554098
50. 2.226361655130404
55. 2.282468936171814
60. 2.337732918604821
65. 2.392014545711329
```

`In[65]:= !! DiazLensA2H11.txt`

```
20 -1.455489560473417
25. -1.51273040626342
30. -1.570416899784215
35. -1.62860481547161
40. -1.687359920292076
45. -1.746759568354081
50. -1.806894609153566
55. -1.867871672451409
60. -1.929815907288331
65. -1.992874269568295
```

■ **Variação da potência do cristalino com a idade:**

```
In[75]:= agemin = 20;
agemax = 65;
dage = 5.0;
phiLlist = Table[{age, 1000 * phiL[age]}, {age, agemin, agemax, dage}];
strm3 = OpenWrite["DiazLensPhil.txt"];
WriteString[strm3, "Idade\t" , "phil\n"];
Export[strm3, phiLlist, "Table"];
Close[strm3];
Plot[1000 * phiL[x], {x, 20, 65}];;
```



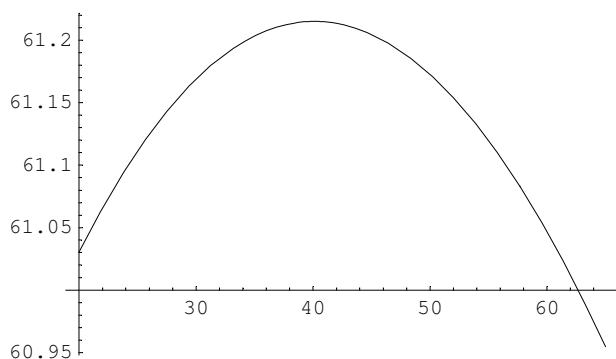
```
In[84]:= !!DiazLensPhil.txt
```

```
Idade  phil
20    22.81394067198223
25.   22.92053157769023
30.   22.99828575903824
35.   23.04762220171699
40.   23.06901726508359
45.   23.0630108474112
50.   23.03021299346778
55.   22.97131125879191
60.   22.88707926229643
65.   22.77838695158902
```

■ Eye total power and cardinal points (Potência total e pontos cardinais do olho)

```
In[125]:=
```

```
A1cA1L[age_] := thc + ACD[age];
dcL[age_] := -A2H1c + ACD[age] + A1HL[age];
phiEye[age_] := phiCornea + phiL[age] - (dcL[age] / nAH) * phiCornea * phiL[age];
H11H[age_] := (dcL[age] * phiL[age]) / (nAH * phiEye[age]);
A1Heye[age_] := H11H[age] + A1Hc;
H12H11[age_] := (-nvitreo * dcL[age] * phiCornea) / (nAH * phiEye[age]);
A1H1leye[age_] := A1cA1L[age] + zmax[age] + A2HL[age] + H12H11[age];
phiEyeList = Table[{age, A1Heye[age], A1H1leye[age], 1000 * phiEye[age]},
  {age, agemin, agemax, dage}];
strm4 = OpenWrite["DiazEyePhi.txt"];
WriteString[strm4, "Idade\t", "A1H\t", "A1H11\t", "EyePhi\n"];
Export[strm4, phiEyeList, "Table"];
Close[strm4];
Plot[1000 * phiEye[x], {x, agemin, agemax}];
```



■ Variação máxima da potência do cristalino com a idade:

```
In[138]:=
```

```
DeltaPhiEye = 1000 * phiEye[40] - 1000 * phiEye[65]
```

```
Out[138]=
```

```
0.260305
```

In[139]:=

!! DiazEyePhi.txt

Idade	AlH	AlH11	EyePhi
20	1.508831514058827	1.73103307327257	61.03044130756733
25.	1.516666624349269	1.740558837772052	61.11142168903636
30.	1.523028020320868	1.748393811240199	61.1688969119144
35.	1.527920553327932	1.754544401775447	61.20327566582098
40.	1.531346368472395	1.759014134954358	61.21501849600869
45.	1.533305035834472	1.761803833122522	61.2046435168662
50.	1.533793660533666	1.762911772876385	61.17273259999679
55.	1.532806980427708	1.762333830706388	61.11993832116024
60.	1.530337463724976	1.76006363027286	61.04699205287583
65.	1.526375421050786	1.756092706665063	60.95471367313783

