



Universidade da Beira Interior

Mestrado em Optometria em Ciências da Visão

Daniela Patrícia Ferreira de Moura

Relatório Clínico
Cirurgia Refractiva - TICL

Agosto de 2009

Daniela Patrícia Ferreira de Moura

Relatório Clínico

Cirurgia Refractiva - TICL

Mestrado em Optometria em Ciências da Visão

Trabalho efectuado sob a orientação de:

Professor Doutor Eugénio Leite

Professor Auxiliar de Oftalmologia

Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade da Beira Interior

Ano Lectivo 2008/2009

Covilhã, Agosto de 2009

Índice Geral

Índice Geral.....	II
Índice de Figuras	III
Lista de Abreviaturas.....	IV
Nota Prévia.....	V
Capítulo I – INTRODUÇÃO	1
1. Acuidade Visual (visão).....	1
2. Olho Humano.....	5
3. Estados Refractivos	11
4. Miopia.....	16
5. Cirurgia Refractiva	21
Capítulo II - CASO CLÍNICO	27
Capítulo III – BIBLIOGRAFIA.....	32
Capítulo IV – Anexos	34
Anexo I - Topografia OD (orbscan).....	34
Anexo II - Topografia OE (orbscan).....	35
Anexo III – Topografia OD (pentacan)	36
Anexo IV – Topografia OE (pentacan).....	37
Anexo V – Microscopia Especular OD	38
Anexo VI – Microscopia Especular OE.....	39
Anexo VII – Biometria OD com Cálculo de LIO.....	40
Anexo VIII – Biometria OE com Cálculo de LIO	40
Anexo IX – Biometria OD.....	42
Anexo X – Biometria OE	44

Índice de Figuras

	Página
Figura 1: Representação esquemática das células da retina	2
Figura 2: a) Distribuição dos fotorreceptores na retina	3
b) Sensibilidade dos três tipos de cones aos comprimentos de onda	
Figura 3: Representação esquemática da fóvea	4
Figura 4: Representação esquemática do globo ocular	6
Figura 5: Olho reduzido padrão emetrope	9
Figura 6: Representação esquemática de um olho emetrope	12
Figura 7: Representação esquemática do globo ocular de um recém-nascido, de uma criança de 6 anos e de um adulto	13
Figura 8: Representação esquemática do crescimento de certos elementos ópticos	14
Figura 9: Representação esquemática da variação do erro refractivo em recém-nascidos, crianças e adultos	15
Figura 10: Distribuição da prevalência de miopia no mundo	16
Figura 11: Refracção num emetrope Vs Refracção num olho míope	17
Figura 12: Classificação da miopia	18
Figura 13: Marcação do eixo horizontal na conjuntiva, antes da cirurgia	26
Figura 14: A Superfície anterior da lente; B Linha média da superfície posterior da lente; C Superfície anterior do cristalino	26
Figura 15: Lente TICL com marcações do eixo do cilindro	26
Figura 16: Etiquetas de LIO	28

Lista de Abreviaturas

CA	Comprimento Axial
C/c	Com Correção
CLE	<i>Clear Lens Extraction</i>
D	Dioptria
EC	Espessura do Cristalino
Fig.	Figura
H	horas
ICL	<i>Implant Contact Lens</i>
Lasik	<i>Laser-Assisted in Situ Keratomileusis</i>
Lasek	<i>Laser-Assisted Sub-Epithelial Keratectomy</i>
LC	Lentes de Contacto
LIO	Lente Intra-Ocular
OD	Olho Direito
ODE	Olho Direito e Olho Esquerdo
OE	Olho Esquerdo
PA	Profundidade da Câmara Anterior
PCA	Profundidade da Câmara Anterior
PCV	Profundidade da Câmara Anterior
PI	Para Longe
PMMA	Acrílico: polimetil-metacrilato
PRK	Queratometria Fotorefrativa
PRL	<i>Phakic Refractive Lens</i>
RK	Queratometria Radiaria
S/c	Sem Correção
TICL	<i>Toric Implant Contact Lens</i>

Nota Prévia

O presente trabalho insere-se no 2º ano do Mestrado em Optometria em Ciências da Visão no âmbito da Dissertação e tem como base o estágio de natureza profissional desenvolvido no presente ano lectivo.

No contexto do Mestrado Integrado, desenvolveu-se um estágio clínico na Clínica Leite & Leite, Microcirurgia Ocular, Lda, sob a monitorização e orientação do Prof. Doutor Eugénio Leite. O referido estágio decorreu durante o ano lectivo 2008/2009 com início no mês de Setembro com visitas semanais/quinzenais à referida clínica. Durante este tempo foi possível acompanhar a realização de exames complementares de diagnóstico oftalmológico, tais como: Topografia Corneal, Paquimetria, Microscopia Especular, Ecografia A+B, Perimetria, *Optical Coherence Tomography*, Angiografia Fluoresceínica Digital e Angiografia Indocianina, Retinografia Digital, Pentacam, Biometria com cálculo de potência de lente intra-ocular, e Avaliação Sensorio-Motora. Foi, igualmente, possível o acompanhamento de cirurgias oculares no bloco operatório, das quais se destaca a observação da cirurgia refractiva com a técnica laser.

Assim, com esta etapa de aprendizagem foi possível interligar conhecimentos, capacidades e competências adquiridas, durante o primeiro ano do mestrado, para a realização da actividade profissional. Permitiu consolidar e aprofundar conhecimentos teóricos já adquiridos, numa íntima relação com a observação e desenvolvimento prático de competências na área da promoção da saúde e educação para a saúde.

O presente relatório reflecte um caso clínico observado durante o tempo de estágio e inicia-se com uma introdução teórica com o objectivo de fundamentar conceitos e procedimentos efectuados.

Capítulo I – INTRODUÇÃO

1. Acuidade Visual (visão)

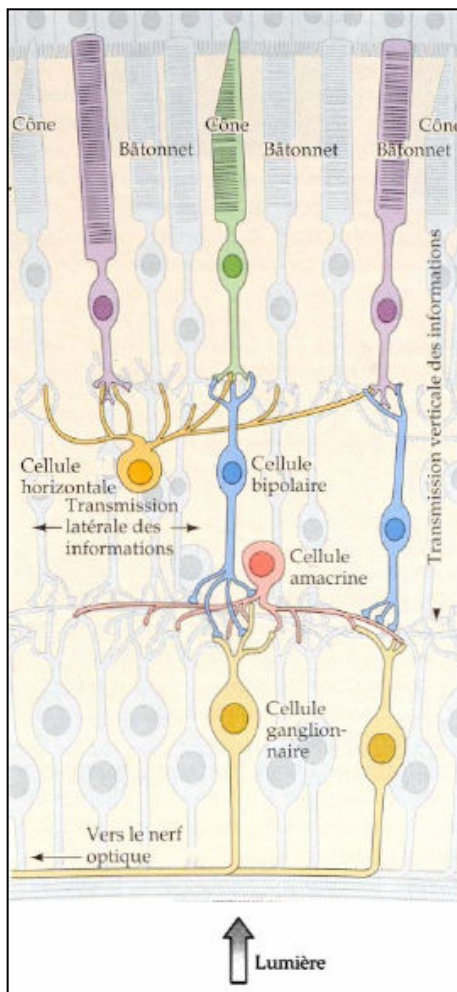
O olho humano consiste num receptor e detector do espectro luminoso, capaz e focar a luz que recebe do exterior na retina, onde são transformados em estímulos nervosos. O estímulo luminoso é recebido pelos fotorreceptores que convertem esta radiação em impulsos nervosos, fototransdução, enviando-os ao córtex visual através da via óptica. No córtex visual, os estímulos nervosos são processados e interpretados em termos de contraste, orientação, cor, profundidade e outras características que permitem a identificação da imagem original (Noorden, 1996).

A informação recebida através de cada sentido é processada pelo cérebro, comparada e combinada com outras informações sensoriais, sendo, posteriormente, codificada e armazenada, como banco de memória das experiências da pessoa. A partir destas experiências, cada pessoa constrói os seus próprios conceitos do mundo. O modo como se armazena esta memória varia consoante o sentido que mais se utiliza. Cerca de 80 a 85% de toda a informação que se recebe e se armazena é fornecida através da visão, sendo que, quando esta está inactiva, o resultado são conceitos diferentes do mundo físico (Alegre, 1995).

Dentro das diversas capacidades sensoriais importantes para o desenvolvimento das espécies, a visão é uma das mais importantes. Nos seres humanos, a visão, juntamente com o tacto, ocupa a maior área de representação no córtex cerebral, proporcionalmente à sua importância. Alguns estudos de Piaget revelam que é, principalmente, a partir da visão que se desenvolve a noção de espaço, servindo ainda como base para a posterior representação dos objectos (Basso, 2006).

Segundo Vernon (2004), citado por Basso (2006), “ver” é um acto complexo que envolve diversas funções, como detectar, localizar, reconhecer e entender objectos, comportamentos, acções ou eventos no ambiente.

O acto de “ver” um objecto não consiste, apenas, em perceber a presença deste, localizar a sua posição no espaço ou descobrir qual o objecto que está a ser visualizado, mas sim, entendê-lo no modo como se relaciona com o contexto em que está inserido, verificando as relações que estabelece com o ambiente (Basso, 2006).



A percepção visual depende de um mecanismo complexo que envolve várias estruturas que permitem as diferentes fases do tratamento da informação visual. Este mecanismo envolve a chegada de energia electromagnética à retina, a sua transformação em energia electroquímica, processo denominado por fototransdução, e a sua condução até ao córtex visual, onde se forma a imagem (Sousa, 2001).

A retina é composta por cinco tipos de células diferentes: fotorreceptores (cones e bastonetes); células bipolares; células amácrinas; células ganglionares e células horizontais. Todas estas células funcionam como os neurónios que se encontram no cérebro (Ekanayake, 2009; Kronegg, 2001).

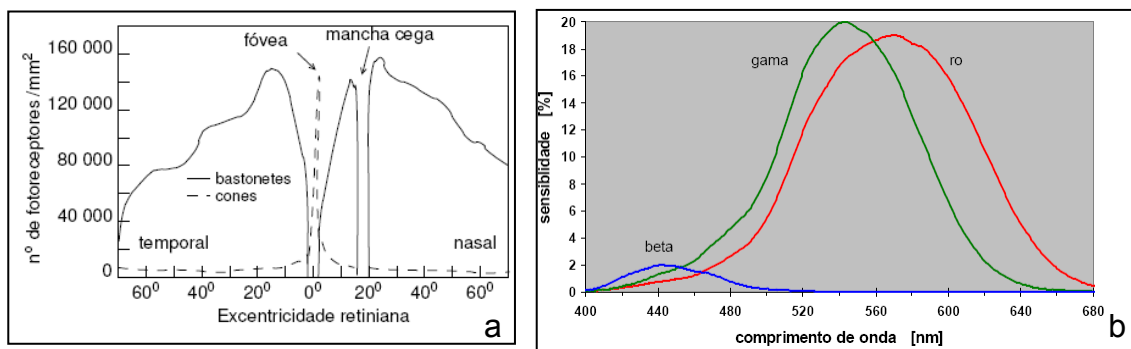
Fonte: http://vision.unige.ch/publications/postscript/2001/kronegg_diploma.pdf

Fig.1: Representação esquemática das células da retina

Os fotorreceptores são as únicas células da retina sensíveis à luz. As restantes células formam uma rede de neurónios de duas camadas que a luz atravessa antes de chegar aos fotorreceptores. Estes dividem-se em bastonetes e cones e recolhem estímulos luminosos que são transportados em direcção às fibras condutoras do nervo óptico, assegurando-se, assim, um pré-tratamento da informação (Kronegg, 2001).

Os bastonetes proporcionam a detecção das formas dos objectos, a visão nocturna e a informação necessária à orientação. Sendo sensíveis à luz em todos os comprimentos de onda, os bastonetes não conseguem discriminar entre luz recebida num comprimento de onda e luz recebida noutra, isto é, não detectam a cor (Kronegg, 2001).

Ao contrário dos bastonetes, os cones são sensíveis à luz apenas em certas gamas de comprimento de onda. Assim, existem cones sensíveis à luz na zona do vermelho (cones do tipo ρ), na zona do verde (cones do tipo γ) e na zona do azul (cones do tipo β). Os cones necessitam de níveis de luminosidade mais elevados do que os bastonetes e, por esta razão, o olho humano não é capaz de detectar a cor dos objectos em condições de iluminação muito fraca como à noite (Kronegg, 2001).



Fonte a): <http://www.dfis.ubi.pt/~smogo/disciplinas/alunos/PercepVis.pdf>

Fonte b): <http://www.di.ubi.pt/~pmoura/ensino/tm0405/Cor.pdf>

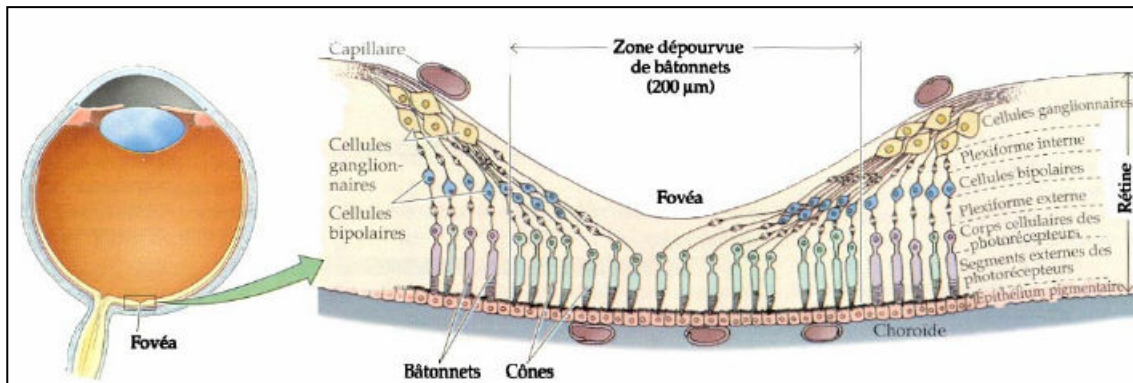
Fig.2: a) Distribuição dos fotorreceptores na retina

b) Sensibilidade dos três tipos de cones aos comprimentos de onda

A distribuição de cones e bastonetes na retina não é uniforme. No centro da retina existe uma pequena depressão com cerca de 1,5 mm de diâmetro, denominada por fóvea, onde apenas existem cones. Em torno desta depressão distingue-se a "*macula lutea*", onde a densidade de cones começa a diminuir e a de bastonetes a aumentar. A densidade de cones torna-se constante a partir dos 10-15° de excentricidade foveal. A densidade de bastonetes aumenta até um valor máximo nos 20° de excentricidade, diminuindo posteriormente. Na mancha cega, a densidade de cones e bastonetes é nula (Artigas, 1995).

Esta distribuição de cones e bastonetes possibilita a distinção entre a visão central, que permite identificar pormenores e cores e realizar a focagem do

olho, e a visão periférica, que apenas detecta formas e movimentos de objectos sem grande detalhe e sem cor (Kronegg, 2001).



Fonte: http://vision.unige.ch/publications/postscript/2001/kronegg_diploma.pdf
Fig.3: Representação esquemática da fovea

De acordo com Dias (2006), a função visual pode dividir-se na percepção do sentido da forma, sentido cromático e sentido luminoso.

O sentido da forma corresponde à acuidade visual e traduz a capacidade que o olho possui de fornecer informação, permitindo assim, a percepção da forma dos objectos visualizados. Esta capacidade está muito dependente da integridade da zona central da retina, a mácula, zona de maior acuidade visual e onde se projecta a informação global de maior nitidez quando se olha, directamente, para um objecto. Contudo, a visão periférica assume especial importância na leitura e na observação de objectos de maiores dimensões na medida em que, apesar de pouco clara, interfere na detecção da orientação e do movimento (Dias, 2006)

O segundo sentido, o sentido cromático relaciona-se com a distinção das cores, função esta que é facultada pelas células fotorreceptoras da retina, os cones. Para condições de fraca luminosidade intervêm outras células fotorreceptoras da retina, os bastonetes, que apresentam ainda uma grande sensibilidade ao movimento (Dias, 2006).

O sentido luminoso é a capacidade que o olho possui para reagir a variações da intensidade luminosa obrigando-o a consecutivas adaptações (Dias, 2006).

Para que estes três sentidos sejam eficientes é necessário que a função visual seja desempenhada da melhor forma e para tal que o olho, órgão da visão, esteja o mais “ileso” possível.

2. Olho Humano

Para melhor compreender o que é e como se pode desenvolver a miopia, é necessário fazer uma breve descrição da anatomia do olho humano e do seu funcionamento em termos ópticos.

2.1 Anatomia do Olho humano

Como já foi referido o sistema visual é composto por um conjunto sensorial, constituído pelo globo ocular, via óptica e centros visuais e um conjunto não sensorial representado pelos vasos e nervos. O globo ocular é o principal responsável pela capacidade de visão. Consiste num dispositivo complexo, constituído por uma série de elementos, alguns com funções ópticas e outros não.

A órbita, pálpebras, conjuntiva e aparelho lacrimal são responsáveis pela protecção do olho, enquanto que os músculos extra-oculares asseguram a sua mobilidade.

O globo ocular é um órgão de forma aproximadamente esférica, com cerca de 7,5 g de peso e um comprimento antero-posterior de, aproximadamente, 24 mm, num adulto emetrope.

É um órgão sensorial, que se localiza na parte anterior da órbita e segundo Remington, 2005, pode ser dividido em três camadas ou túnicas, são elas: a camada fibrosa exterior que forma a esclera, cuja parte anterior, mais curva, é transparente: a córnea; a camada vascular média composta pela íris, corpo ciliar e coróide; e a camada neuronal interna, a retina. Dentro do olho existem três espaços: a câmara anterior, a câmara posterior e a câmara vítrea.

A referida camada exterior proporciona ao globo ocular a protecção necessária para as suas estruturas internas, mantendo a forma do globo ocular. É

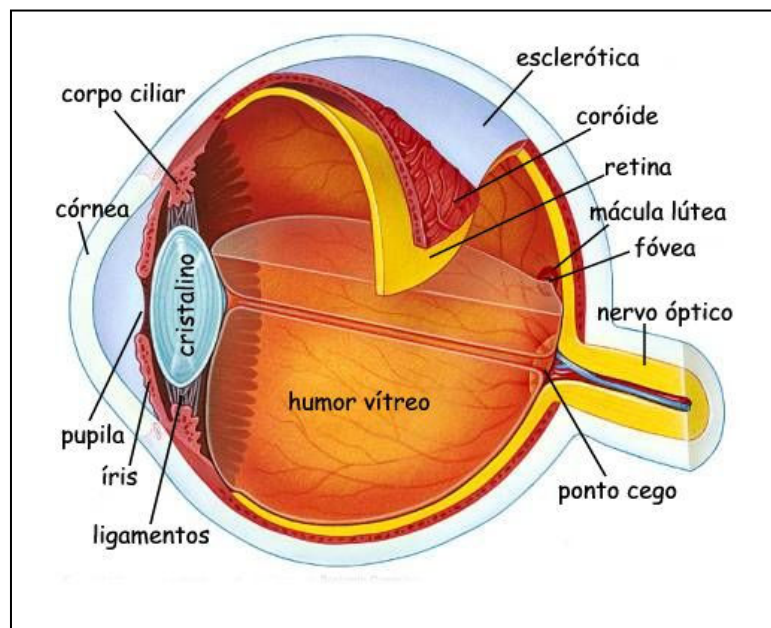
considerada o “esqueleto” do olho. Na parte anterior surge a córnea, que é um tecido transparente com cerca de 0,5 mm de espessura na parte central e com um diâmetro de, aproximadamente, 12 mm (Jorge, 2006).

A camada média, também conhecida por coróide, que se situa entre a retina e esclera é predominantemente vascular e proporciona suporte e nutrição à retina externa, e na parte anterior forma o corpo ciliar e a íris.

Por último encontra-se a retina, que é uma camada nervosa com capacidade para transformar os sinais luminosos em impulsos eléctricos e transmiti-los ao cérebro através do nervo óptico, como foi referido no capítulo anterior. Na zona central da retina existe uma região denominada mácula, no centro da qual se situa a fóvea. É nesta que se encontra a maior concentração de cones, e como tal, permite maior acuidade visual nesta zona.

Entre o humor aquoso e o humor vítreo, existe o cristalino. Este é um órgão notável. Consiste numa lente biconvexa, gelatinosa, elástica e convergente que foca a luz que entra no olho, alterando a sua forma consoante a distância do objecto e formando, conseqüentemente, imagens na retina. Este fenómeno é denominado de acomodação e ocorre instantaneamente.

Na figura 4 está representada, de forma esquemática, a anatomia do olho.



Fonte: http://vision.unige.ch/publications/postscript/2001/kronegg_diploma.pdf
Fig.4: Representação esquemática do globo ocular.

2.2 Olho como Sistema Óptico

O olho humano é considerado um sistema óptico, pois é constituído por um conjunto de meios transparentes que permitem a refração dos raios luminosos nele incidentes. Martín, 2003, defende que a camada lacrimal, a córnea, o humor aquoso, o cristalino e o vítreo constituem os meios transparentes que permitem a passagem de luz pelo olho. No entanto, segundo Keirl (2007), os componentes do globo ocular que podem ser considerados como tendo uma função óptica são a córnea, o humor aquoso, o cristalino e o humor vítreo, pelo facto de, para além de serem transparentes, terem índices de refração superiores a 1 e por serem delimitadas por superfícies curvas. A relação destes factores confere ao olho humano a semelhança de uma lente positiva extremamente potente.

Segundo Martín, 2003, num olho emétrepe ou opticamente normal, a disposição dos meios transparentes, em adição com a harmonia entre a potência dióptrica da córnea e do cristalino, bem como o comprimento axial, permitem que os raios luminosos penetrem no olho, convergindo progressivamente até interceptarem a zona nobre do olho, isto é, a área de maior acuidade visual, a fóvea, resultando na formação de sensações visuais a nível dos fotorreceptores. Estes são responsáveis pelo processo da fototransdução, processo através do qual convertem a radiação luminosa em sinais bio-eléctricos de forma a serem conduzidos através da via óptica até ao córtex visual, sendo aí decodificados e as imagens formadas.

Assim, a emetropia é opticamente o estado normal, e depende de uma perfeita coordenação entre a potência refractiva dos dioptrios oculares e o comprimento axial (CA). A combinação entre o poder refractivo da córnea e do cristalino, em conjugação com a distância que os separa (profundidade da câmara anterior (PA)), determina o poder refractivo do olho, que quando não é correspondido pelo valor do CA conduz ao aparecimento da ametropia (miopia ou hipermetropia) (Jorge, 2006).

As referidas condições ópticas ideais ocorrem num olho humano, em estado de repouso, ou seja, sem nenhuma acomodação, sendo este denominado de olho emétrepe. (Martín, 2003)

Quando um dos referidos mecanismos falha (disposição dos meios transparentes, potência dióptrica dos meios ópticos, comprimento axial), leva a uma refração defeituosa dos raios luminosos, deixando o foco destes de convergir na fóvea. Esta situação provoca uma ametropia ou erro refractivo, causa mais frequente de diminuição da acuidade visual (Santos, 2007).

Assim, se o foco dos raios luminosos for aquém (num plano anterior) ou além (num plano posterior) da fóvea, originará uma miopia ou uma hipermetropia, respectivamente. Quando os raios luminosos convergem em diferentes planos da retina levam à formação de sensações visuais em diferentes meridianos, originando um astigmatismo.

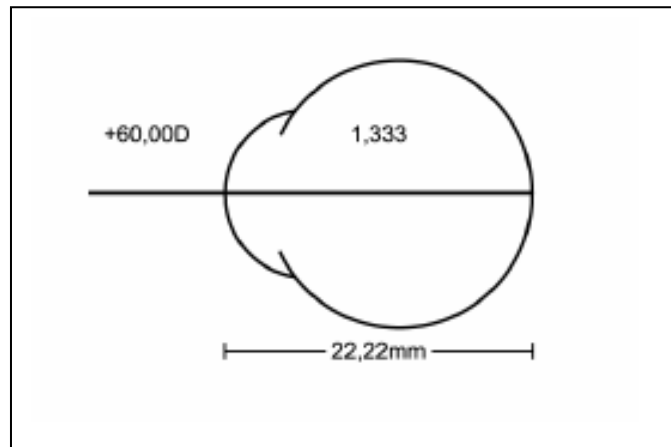
È comumente aceite que o CA é o parâmetro que desempenha o papel mais importante na determinação do erro refractivo, no entanto, segundo Duke-Elder, 1997, o CA não tem uma importância determinante nos pequenos erros refractivos, tendo sim uma importância muito significativa em miopias e hipermetropias de elevado valor dióptrico.

Desta forma, considera-se um olho emétrepe sempre que este não necessite de correcção para um determinado erro refractivo.

2.2.1 Olho Esquemático

Existe uma grande variabilidade nas características dos componentes oculares, sendo difícil estabelecer um olho padrão. Alvar Gullstrand (prémio Nobel de filosofia em 1911), propôs um modelo de olho, o qual denominou de “olho esquemático exacto”. No entanto, esse modelo revelou-se muito complexo, pelo que Gullstrand propôs um modelo simplificado de três superfícies refractantes, em que as duas superfícies da córnea são substituídas por uma única e o cristalino tem um índice de refração homogéneo com duas superfícies: o índice de refração do humor aquoso e do vítreo são de 1,336 e o do cristalino é de 1,413. O raio de curvatura da córnea é de 7,8 mm, sendo que para o raio de curvatura da superfície anterior do cristalino se assume um valor de 10,0 mm e para a superfície posterior 6,0 mm. Relativamente às distâncias axiais, considera-se o PCA 3,6 mm, a espessura do cristalino (EC) de 3,6 mm e o CA do olho 24,17 mm (Jorge, 2006).

Emsley sugeriu o “olho reduzido padrão emetrope”, que é constituído por uma única superfície refractante com uma potência refractiva de + 60,00 D, um índice de refração interno de 1,333 e um CA de 22,22 mm (figura 5) (Jorge, 2006).



Fonte: *Preditores de alterações visuais em jovens universitários*
Fig.5: Olho reduzido padrão emetrope

2.2.2 Componentes de Refracção

No final do século XIX, através da utilização do queratómetro de Helmholtz, ficou a conhecer-se a potência refractiva da córnea, mas só durante o século XX, com o desenvolvimento da técnica ultra-sónica, foi possível conhecer, com precisão, todos os componentes da refração ocular e a forma como se interligam. Em 1985, Curtin, constatou que as quatro variáveis com mais influência no poder refractivo do olho são: potência refractiva da córnea e cristalino, PCA e CA do olho (Jorge, 2006).

Poder refractivo da Córnea

Através do queratómetro a sua medição é relativamente fácil. Segundo Steiger os valores da potência refractiva da córnea variam entre + 39,00 D e + 47,00 D, sendo que a média de valores é de + 42,00 D e + 42,00 D. A potência

resultante de + 42,00 D corresponde a uma potência de + 48,00 D da face anterior da córnea e – 6,00 D da face posterior (Jorge, 2006).

A determinação dos referidos valores é obtida através das leituras queratométricas sobre a superfície anterior da córnea, tendo em conta que o índice de refração da córnea é de 1,355. Recentemente, têm sido desenvolvidas novas técnicas de tomografia corneana que, que espera que permitirão conhecer com mais rigor, não só a potência refractiva das duas faces da córnea, mas também a sua morfologia (Buehl, Stojanac, Sacu, Drexler, & Findl, 2006).

Profundidade da Câmara Anterior

Este parâmetro ocular é, vulgarmente, obtido através de uma ecografia ultrasónica unidimensional. É definido como sendo a distância entre a face posterior da córnea e a face anterior do cristalino. A câmara anterior é preenchida por um líquido denominado de humor aquoso que apresenta um índice de refração de 1,333. Sabe-se que variações do índice de refração da ordem de +/- 0,01 provocam alterações do poder refractivo total na ordem de +/- 0,25 D (Jorge, 2006).

Sabe-se que, um aumento do PCA indica uma diminuição do poder refractivo total do olho, uma vez que representa um aumento da distância entre dois principais meios refractivos (córnea e cristalino). No entanto, foi comprovado que as variações na PCA não podem ser consideradas isoladamente, mas sim em conjunto com as variações do CA. O aparecimento da miopia pode surgir por uma diminuição da PCA, se não ocorrem alterações no CA, ou por um aumento na PCA se ocorrer simultaneamente um aumento do CA. Assim, o aumento da miopia, e consequentemente a diminuição da hipermetropia, pode estar associado quer com o aumento quer com a diminuição do PCA (Benjamin, 1998).

Poder Dióptrico do Cristalino

O valor dióptrico do cristalino varia entre + 14,00 D e + 25,00 D, sendo que apresenta um índice de refração crescente desde a superfície anterior até ao núcleo e diminui progressivamente na ordem inversa até à sua superfície posterior (Jorge, 2006).

As recentes técnicas de medida, como por exemplo, a microsespectroscopia de Raman *in vitro*, mostram que o índice de refração do cristalino sofre alterações com a idade nomeadamente devido ao aumento do conteúdo em água

Comprimento Axial do Olho

A determinação deste parâmetro obtém-se com facilidade utilizando ecografia ultra-sónica unidimensional.

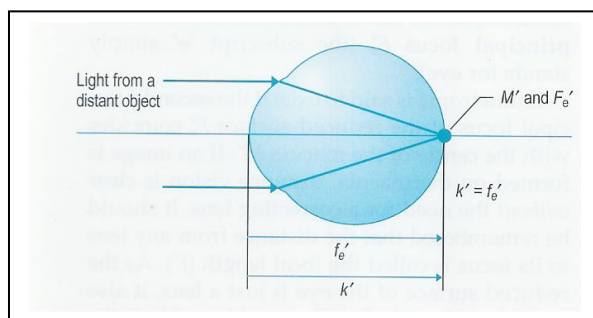
Sabe-se que as modificações verificadas em cada um dos componentes oculares durante o desenvolvimento do globo ocular são pequenas, mas suficientes para produzir, por si só, importantes variações na refração total do olho. Considerando que a variação de 1 mm no CA equivale a uma variação refractiva de cerca de 3,00 D e tendo em conta que o CA de um recém-nascido é de, aproximadamente, 16,0 mm enquanto que no estado adulto é de 24,0 mm, este aumento de 8,0 mm produziria uma miopia de 24,00 D. No entanto tal não acontece, pois durante a fase de desenvolvimento ocorrem fenómenos no segmento anterior que compensam a alteração do CA do olho. Segundo Sorby, o olho é um órgão correlativo e não uma livre combinação dos seus componentes (Jorge, 2006).

3. Estados Refractivos

O erro refractivo é a manifestação da relação existente entre os diferentes componentes refractivos do olho, isto é, a relação entre as diferentes

curvaturas, os índices de refração e as distâncias entre os vários componentes oculares.

A figura seguinte revela raios paralelos provenientes de um objecto distante, que incidem na zona macular de um olho emetropo. Daqui resulta uma imagem nítida sem necessidade de correcção óptica. Importa mencionar, que sempre que se refere o termo emetropia, tem-se em conta a distância de longe (conhecida como infinito), sendo que se assume que o olho não está a exercer qualquer acomodação. Ao contrário, um olho amétropo é aquele para o qual o ponto remoto não está situado no infinito e com consequência os raios luminosos provenientes de distâncias distintas do ponto remoto, convergem num plano não coincidente com a retina, razão pela qual a acuidade visual fica comprometida.



Fonte: *Clinical Optics and Refraction*

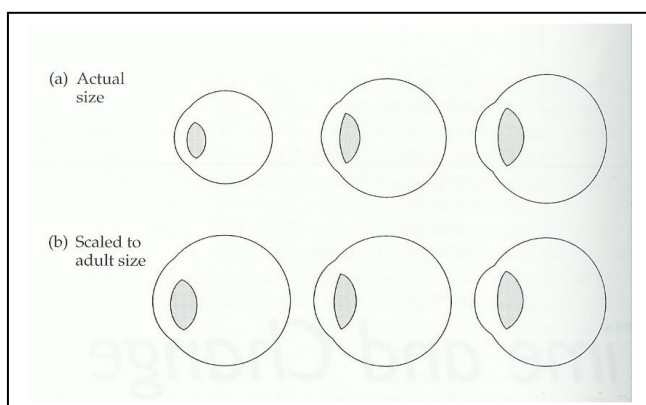
Fig.6: Representação esquemática de um olho emetropo

Aristóteles (384-321 a.C.), no seu livro “Problemática”, refere pela primeira vez a miopia e a presbiopia como duas entidades diferenciadas. O reconhecimento da hipermetropia foi primeiramente reconhecido por Kastner em 1755, sendo definido como entidade clínica diferenciada da presbiopia por Donders em 1864, que a associou fundamentalmente a indivíduos jovens, colocando a hipótese da sua origem estar relacionada com anomalias de curvatura da córnea, cristalino ou ambos. O conceito de astigmatismo foi introduzido pela primeira vez por Newton, em 1727 (Jorge, 2006).

3.1 Evolução das Ametropias

A vida do globo ocular inclui o nascimento, crescimento e envelhecimento, sendo que da mesma forma como a estrutura do olho se altera durante a sua vida, a sua qualidade funcional também se modifica. À nascença, o olho é estruturalmente e funcionalmente imaturo, sendo que se desenvolve nos doze anos seguintes, aproximadamente. Este desenvolvimento é seguido por algumas décadas de relativa estabilidade, depois das quais novas mudanças estruturais começam a condicionar a efectividade do globo ocular (Oyster, 1999).

Entre outras coisas, as alterações a que o globo ocular está sujeito durante a sua vida, significam que o que pensamos como normal na sua anatomia, depende da fase ou da idade a que nos referimos.



A figura ao lado compara o olho em três fases da vida: bebé, criança e adulto.

Todos os componentes oculares apresentam menores dimensões perto do nascimento do que em adulto.

Fonte: *The Human Eye: Structure and Function*

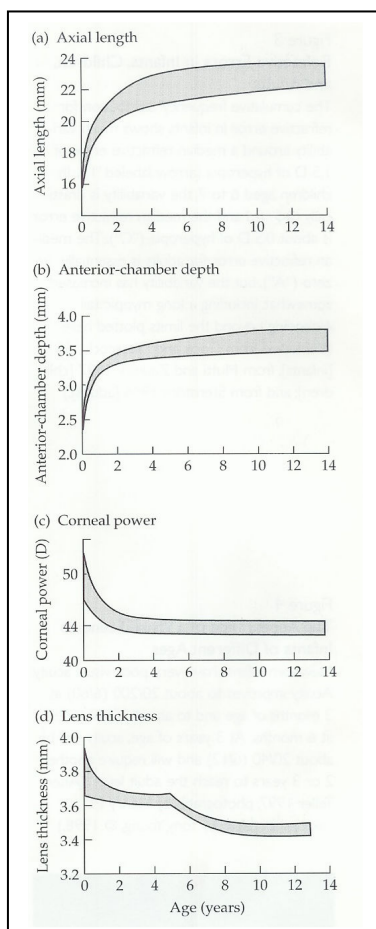
Fig.7: Representação esquemática do globo ocular de um recém-nascido, de uma criança de 6 anos e de um adulto.

Por exemplo, o comprimento axial comum na altura do nascimento ronda os 17 mm, o que representa 70% dos 24 mm que é habitual num olho de um adulto. O olho de um recém-nascido apresenta 35% do volume de um olho adulto típico (6,5 ml). A maioria das diferenças ocorre devido ao aumento da esclera e do volume da câmara vítrea (Oyster, 1999).

O cristalino de um olho de um recém-nascido tem um pequeno diâmetro equatorial, relativamente ao adulto (5,8 mm comparado com 10mm), da mesma forma que é mais fino ao longo do seu eixo equatorial (cerca de 3.8 comparado

com 5,2 aos 85 anos). O cristalino numa criança é relativamente mais esférico, de forma que a sua curvatura é maior do que no adulto e, conseqüentemente o poder dióptrico de um olho mais novo é, consideravelmente, maior (por volta das 24D comparado com o adulto que ronda os 25D) (Oyster, 1999).

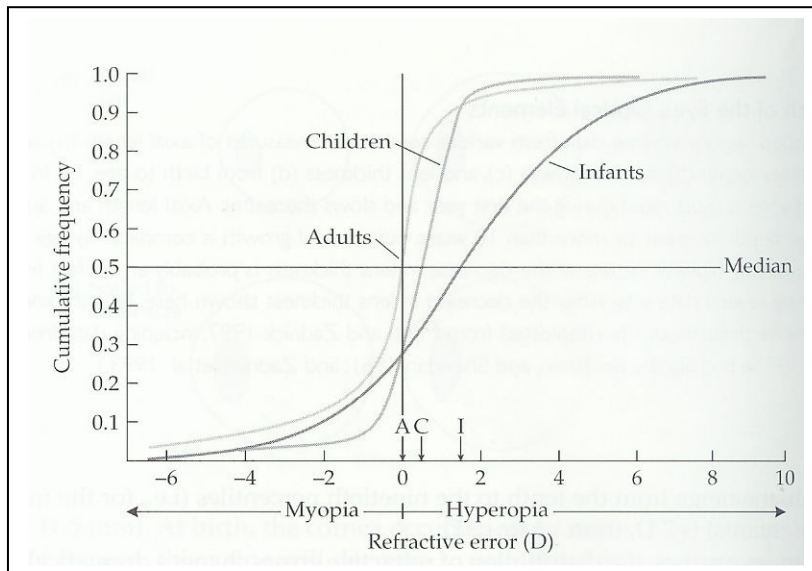
Diferentes partes do olho crescem a ritmos distintos em fases diferentes da vida. Começando pelo rápido aumento do comprimento axial no primeiro ano de vida e mais lento nos anos seguintes, atingindo os seus valores máximos, por volta dos 12 anos de idade. A profundidade da câmara anterior também revela um aumento precoce, mas atinge o seu valor máximo entre os 8 e os 12 anos de idade. Relativamente à córnea, o que se torna mais relevante é o seu poder dióptrico e não o seu tamanho. A aquisição do seu poder dióptrico máximo por volta dos 3 anos de idade sugere que nesta altura findou o seu crescimento, o que é 10 anos antes do cessar do crescimento da esclera e do globo ocular em geral (Oyster, 1999).



O erro refractivo é relativamente variável ao longo da vida, mas a sua variação decresce com o crescimento. Segundo Oysler (1999), cerca de 28% das crianças são míopes à nascença. Nesta fase 80% dos erros refractivos variam entre $-2,00D$ e $+5,00D$, sendo o valor médio por volta das $+1,50D$. À medida que o olho cresce, o erro refractivo altera-se drasticamente. Na altura da escola primária, cerca de 30% das crianças são míopes, mas menos de 10% apresentam miopias superiores a 1D. Nesta fase os mesmos 80% variam entre $-0,70D$ e $+1,30D$. Por outras palavras, 90% das crianças entre os 6 e os 7 anos não apresentam erro refractivo significativo (Oyster, 1999).

Fonte: *The Human Eye: Structure and Function*

Fig.8: Representação esquemática do crescimento de certos elementos ópticos.



Fonte: *The Human Eye: Structure and Function*

Fig.9: Representação esquemática da variação do erro refrativo em recém-nascidos, crianças e adultos.

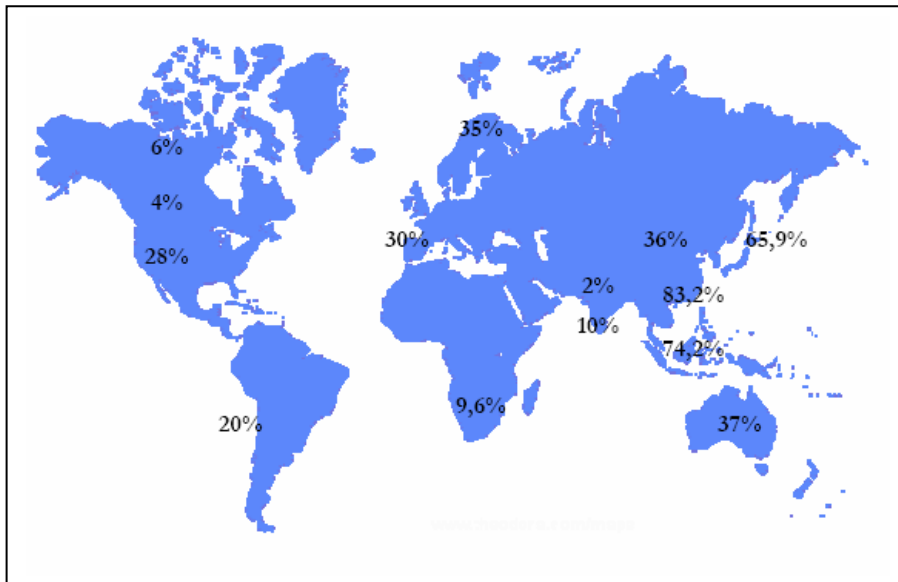
A referida e tão notória redução na variabilidade e magnitude do erro refrativo durante os primeiros 6 anos de vida é o resultado de um fenômeno denominado de emetropização, em que os míopes se tornam menos míopes e os hipermetropes menos hipermetropes, o que ocorre devido às referidas alterações dos elementos ópticos do olho. Sabe-se que este fenômeno se desenrola mais rapidamente em olhos hipermetropes do que em míopes (Oyster, 1999).

Certos estudos apontam para uma prevalência de 50% de miopia na adolescência, sendo que 20% consistem em miopias superiores a 1D.

3.2 Prevalência das Ametropias

Embora exista uma enorme dificuldade em estabelecer comparações entre várias investigações que decorrem em diferentes países, relativamente à prevalência dos erros refrativos, devido a falta de uniformização de procedimentos é possível dizer-se, com alguma certeza, que a miopia é o problema visual com maior prevalência em todo o mundo.

Estima-se que aproximadamente 1600 milhões de pessoas em todo o mundo tenham miopia, o que representa $\frac{1}{4}$ da população mundial. A prevalência de miopia não é uniforme para as diferentes partes do mundo ou para as distintas etnias, sendo significativamente maior nas comunidades asiáticas que para outras raças. (Jorge, 2006).



Fonte: Jorge, J. (2006). Preditores das alterações visuais em jovens universitários.
Fig.10: Distribuição da prevalência de miopia no mundo

4. Miopia

Ametropia ou erro refractivo consiste simplesmente num desvio do estado emetropo do olho. O termo ametropia refere-se à visão de longe/infinito e, mais uma vez, se assume que o globo ocular não está a exercer qualquer poder acomodativo. Um dos erros refractivos mais conhecidos é a Miopia, uma anomalia refractiva com um grau de incidência cada vez maior.

4.1 Definição

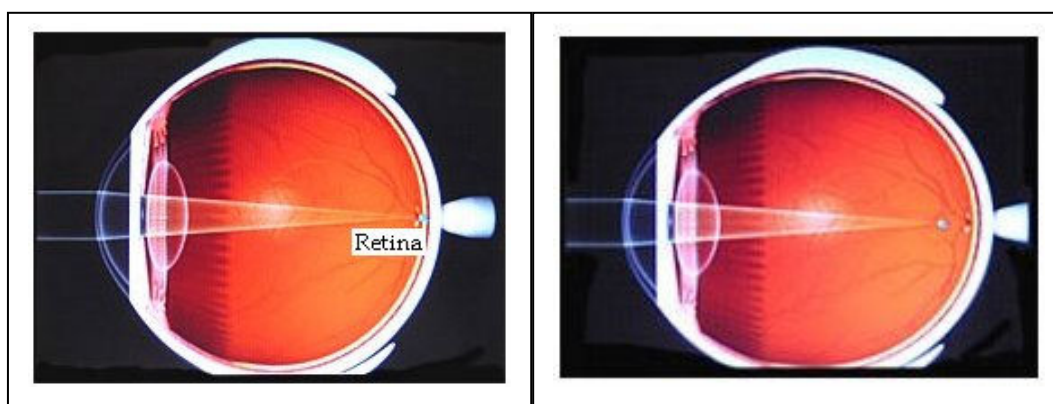
Miopia deriva da palavra grega “myopia” que significa fechar os olhos. A primeira definição de miopia foi apresentada por Kepler (1611), que estudou a anatomia do olho míope, atribuindo este estado a um aumento da parte posterior do globo ocular.

Segundo Jorge, 2006, miopia é a uma anomalia refractiva em que o ponto conjugado da retina se encontra num ponto à frente do olho, quando a acomodação está em repouso.

No olho míope, os raios luminosos paralelos dirigem-se para um foco, na frente da retina, pelo que a imagem que se forma na retina é composta por círculos de difusão, formados pelo feixe divergente (ver figura 11). Desta forma, os objectos distantes não são visualizados nitidamente, uma vez que apenas os raios mais divergentes focam na retina. Para contornar esta situação é necessário trazer os objectos para mais perto do globo ocular, para que os raios que eles emanam sejam suficientemente divergentes de forma a focarem no plano retiniano (Ventura & Neto, 1995).

Pode-se igualmente, descrever a miopia como sendo a condição refractiva na qual, com acomodação em repouso, os raios paralelos incidentes focam num ponto à frente da retina, pelo que se forma sobre esta a imagem desfocada. O olho míope tem um poder refractivo excessivo em relação ao seu tamanho axial. Esse excesso de poder refractivo pode ser compensado fazendo chegar ao olho raios divergentes, isto é, procedentes de objectos mais próximos ou fazendo-os atravessar lentes divergentes.

Num olho míope, o seu plano remoto está a uma distância finita, sendo que quanto maior o grau de miopia, menor este intervalo. Foi descrito que uma distância remota de 1m coincide com 1,00 D de miopia, sendo que para 2m corresponde um valor miópico de 0,5 D, e assim sucessivamente (Ventura & Neto, 1995).



Fonte: <http://sentidos5espsmm.blogspot.com/2008/01/erros-de-refraco.html>
Fig.11: Refracção num emetrope Vs Refracção num olho míope

A miopia é um problema com bastante significado na sociedade actual, não só pela sua elevada prevalência, mas também por contribuir para o aparecimento de outros problemas como, por exemplo, o descolamento e rupturas da retina, bem como devido às implicações práticas na vida diária dos indivíduos míopes.

4.2 Classificação

“ Existem diferentes diagnósticos e estratégias de tratamento, dependendo do tipo de miopia. Por exemplo, a miopia simples deve ser vista como uma forma fisiológica em que será necessário unicamente a prescrição de lentes correctoras, enquanto que a miopia degenerativa deve ser encarada como uma condição patológica, levando a uma estratégia de tratamento completamente diferente. Nos últimos anos surgiram diversas classificações da miopia. Grosvenor, em 1987 reuniu as diferentes classificações da miopia nos seguintes grupos, que se apresentam na figura 4” (Jorge, 2006: 32).

Critério de classificação	Denominação
i Valor	Baixa
	Média
	Alta
ii Idade de aparecimento	Congénita
	Aparecimento precoce
	Aparecimento precoce em adultos Aparecimento tardio em adultos
iii Taxa de progressão	Estacionária
	Temporariamente progressiva
	Permanentemente progressiva
iv Características anatómicas	Axial
	Refractiva: índice, curvatura
v Clínica	Fisiológica
	Patológica
vi Teorias de desenvolvimento	Hereditária
	Induzida
vii Outras miopias	Nocturna
	Pseudomiopia
	Espacial ou de espaço aberto
	Instrumental

Fonte: Jorge, J. (2006). Preditores das alterações visuais em jovens universitários.

Fig.12: Classificação da miopia.

A classificação mais utilizada na prática clínica baseia-se no valor do erro refractivo em que se considera que a miopia se divide em: **miopia baixa** para valores dióptricos inferiores a 3,00 D, **média** quando o valor dióptrico se encontra entre as 3,00 D e as 6,00 D e **alta** quando o valor dióptrico é superior a 6,00 D. Esta classificação está directamente ligada com outras variáveis, como a idade do início da miopia ou a forma de progressão.

4.3 Miopia Degenerativa

A miopia estacionária, ou considerada simples, é, normalmente, transmitida de forma autossómica dominante e caracteriza-se por um defeito refractivo ligeiro, no máximo até 6.00 D negativas. Este grau de miopia desenvolve-se nas primeiras duas décadas de vida, aumentando o seu valor, no entanto, após concluir a fase de crescimento a miopia tende a estagnar.

A miopia degenerativa é, então, caracterizada por alterações degenerativas que ocorrem especialmente no segmento do pólo posterior do globo ocular de um olho alto míope, associado com o aumento do eixo antero-posterior do globo. Contrariamente a uma miopia simples, que envolve uma ametropia ligeira num olho relativamente saudável, a miopia patológica está associada a um intenso aumento axial, o que desencadeia alterações degenerativas irreversíveis.

Segundo (David & Rabb, 1998) a miopia elevada desenvolve-se mais em mulheres do que em homens. O mesmo defende que, enquanto que os casos de baixa miopia são, geralmente, transmitidos de uma forma dominante, na alta miopia, que normalmente se manifesta em criança, a transmissão recessiva é mais comum.

Na miopia patológica, as alterações degenerativas e atróficas que ocorrem no globo ocular diminuem claramente o prognóstico de boa acuidade visual. Para além de causar súbitos problemas, tais como lesões maculares, hemorragias intraoculares ou descolamento retiniano, colocam sérias dificuldades no que diz respeito à visão. É comum, pacientes com alta miopia apresentarem queixas como desconforto, tensão e cansaço ocular. A crescente

tendência para a formação de vítreo liquefeito e degenerados flutuantes no vítreo em olhos altamente míopes, aumenta o desconforto (David & Rabb, 1998).

A forma mais comum de miopia patológica desenvolve-se de forma isolada. Enquanto que na miopia simples a tendência miópica diminui na puberdade, o desenvolvimento de uma miopia patológica pode aumentar mais rapidamente durante a adolescência e o aumento do comprimento axial pode, lentamente, ser mais notório durante a fase adulta (40, 50 anos), com eventual gênese de alterações intraoculares atróficas e degenerativas, associadas a perda de acuidade visual, podendo atingir a cegueira (David & Rabb, 1998).

Pode, igualmente, ocorrer patologia axial congénita, que está, frequentemente, associada com outros defeitos congénitos como colobomas e anomalias pigmentares da retina ou coróide.

Clinicamente, um olho altamente míope surge, geralmente, grande e proeminente. Esta aparência é caracterizada pelo seu tamanho e forma. Em vez de ser esférico, apresenta a forma de uma pêra ou ovo. A córnea pode ser anormalmente plana, a câmara anterior é mais profunda que o normal, e os músculos ciliar são atróficos.

Von Graefe foi o primeiro autor a correlacionar as alterações histológicas da miopia com as alterações oftalmoscópicas (David & Rabb, 1998). Estas podem ser resumidas da seguinte forma:

- Alterações esclerais: aumento posterior do globo ocular e adelgaçamento da esclera ao nível do pólo posterior, com ectasia escleral e estafiloma posterior;
- Alterações na região papilar: crescente miópico, alterações do disco óptico e tracção nasal;
- Alterações da retina e coróide: atrofia e adelgaçamento, que afecta particularmente o pólo posterior e periferia. Estas alterações incluem atrofia e/ou proliferação do epitélio pigmentar, degeneração microquistica macular e, ocasionalmente, descolamento retiniano.
- Degenerações vítreas e descolamento do vítreo.

4.4 Métodos de Correção da Miopia

Ao corrigir um erro refractivo existem várias opções para melhorar a acuidade visual, sendo que todas elas passam por fazer variar a potência óptica do sistema.

A maioria das pessoas atingem excelentes resultados com a utilização de óculos e/ou lentes de contacto. Os óculos oferecem a vantagem de não apresentarem riscos de infecção e são suficientemente satisfatórios em ametropias em que os dois olhos apresentam um nível semelhante de erro de refractivo. Se a diferença entre os dois olhos é superior a 4,00D, a consequente disparidade no tamanho da imagem pode não ser tolerável e o indivíduo, muito provavelmente, não vai suportar a correção total através de óculos. Neste caso, as lentes de contacto são uma alternativa.

As lentes de contacto são dispositivos esteticamente muito aceitáveis, fabricados com bases em componentes sintéticos para corrigir certos graus de miopia, hipermetropia, astigmatismos e presbiopia. Esta alternativa exige alguns cuidados pois apresentam riscos de infecção relacionada com hipoxia epitelial, razão pela qual a sua utilização deve ser supervisionada por um profissional (Stephen G., 2000). A escolha do tipo de lente depende de vários factores, nomeadamente do tipo de ametropia em questão.

A terceira alternativa prende-se com a cirurgia refractiva, que consiste em técnicas cirúrgicas que afectam o poder refractivo do olho, alternando a curvatura da córnea, aumentando ou acrescentando elementos refractivos no globo ocular. Com esta opção pretende-se que o indivíduo deixe de utilizar correção refractiva.

5. Cirurgia Refractiva

A cirurgia refractiva compreende os procedimentos realizados para correção cirúrgica dos erros refractivos (miopia, hipermetropia, astigmatismo e presbiopia).

Esta forma de correcção refractiva pode dividir-se em dois grupos, que se distinguem consoante a estrutura anatómica explorada, a córnea ou o cristalino.

A primeira técnica consiste na exploração corneana. A córnea é responsável, aproximadamente, por três quartos do poder focal do olho, pelo que, até pequenas alterações na sua superfície anterior podem ser utilizadas para modificar a refração ocular, permitindo corrigir uma grande maioria de ametropias (Lovisolo C., 2005). Esta característica serve de base para os métodos de “escultura” da córnea, em que a cirurgia é efectuada na córnea com o objectivo de modificar a sua forma e, conseqüentemente, a sua potência natural. Há cerca de vinte anos atrás a cirurgia era feita com cortes na superfície da córnea - Queratectomia Radial (RK). Esta técnica revelou-se imprecisa, dependia muito da experiência do cirurgião, e as suas conseqüências a nível visual fizeram questionar os resultados, sendo que hoje só é utilizada por alguns cirurgiões e em casos de miopias inferiores a 4,00 D. Foi, entretanto suplantada por procedimentos baseados em técnicas laser como a Queratometria Fotorefractiva (PRK) e o *Laser-Assisted in Situ Keratomileusis* (LASIK) (Stephen G., 2000). O Lasik tem revelado inúmeras vantagens, razão pela qual é uma das técnicas cirúrgicas mais utilizadas para correcção de erros refractivos até um determinado grau. Tratamentos laser altamente sofisticados estão a começar a fornecer a possibilidade de reduzir as aberrações conseqüentes desta técnica cirúrgica, no entanto, existem limitações físicas, como a espessura corneana que limitam os seus resultados em olhos altamente emetropes.

Por outro lado, o cristalino afecta um quarto do poder refractivo do sistema óptico do olho humano. Este sofre alterações durante a sua vida que condicionam fortemente a refração ocular. É possível recorrer a técnicas cirúrgicas que, tendo em conta o factor referido, controlem o poder refractivo do olho. Assim, tanto se pode retirar a lente do cristalino e substituí-la por uma lente intra-ocular com um poder dióptrico apropriado, como, não retirando o cristalino, é possível colocar, anteriormente a este, uma outra lente intra-ocular, denominada de lente fáquica (Stephen G., 2000). Miopias moderadas e altas (superiores a 6,00 D) são reservadas para este tipo de intervenção.

5.1 Cirurgia Refractiva com Colocação de LIO

5.1.1 Contextualização Histórica da Cirurgia Refractiva

Segundo Lovisolo, 2005, a possibilidade de corrigir o erro refractivo, colocando uma lente fáquica entre a córnea e o cristalino traz diversas vantagens, como permitir ao cristalino manter a sua função, protegendo o olho dos efeitos secundários da CLE, potenciar as propriedades ópticas do olho, melhorando a imagem retiniana, permitir a remoção e/ou troca da lente, voltando ao estado refractivo pré-cirúrgico, e ainda se destaca o facto do resultado ser previsível e ajustável, caso seja necessário.

Os inconvenientes da colocação de uma lente fáquica são relativos aos riscos de um procedimento intra-ocular. Estes são raros, embora possíveis de ocorrer. Uma vez dentro do olho e ao longo do tempo, cada sítio de fixação da lente apresenta as suas características específicas.

Assim, as lentes intra-oculares fáquicas são caracterizadas consoante o local de fixação dentro do olho, sendo que podem ser de câmara anterior ou de câmara posterior. As primeiras podem ser fixas no ângulo irido-corneano - *angle-fixated IOL's*, permanecendo em contacto com a íris periférica e as estruturas do ângulo, ou podem ser fixas apenas no tecido da íris - *iris-supported lens* (Lovisolo C., 2005).

Os primeiros ensaios clínicos com lentes intra-oculares fáquicas para correcção de erros refractivos são datadas da década de 50, por Strampelli, Barraquer e Choyce.

As lentes cujo apoio reside no ângulo irido-corneano surgiram por volta do ano de 1940 e desde então têm sofrido uma evolução constante, ao nível da sua flexibilidade, design e material, no sentido de minimizar as alterações oculares e visuais que, com o passar dos anos, se constatarem que ocorriam. A última geração de lentes fáquicas de fixação no ângulo reduz a incisão para aproximadamente 3,5 mm e os estudos feitos já permitiram que algumas delas

recebessem a marca da CE e fossem comercializadas na Europa (Lovisol C., 2005).

As lentes fáquicas de suporte na Íris surgiram por volta de 1953, na tentativa de diminuir as consequências negativas das lentes de fixação no ângulo. Ao contrário das primeiras, actualmente estas lentes permanecem muito semelhantes às originais, com um longo historial como sua característica vantajosa. Na escolha da graduação perfeita os seus fabricantes sugerem a utilização do nomograma aperfeiçoado por van der Heijde, que tem em conta a refração, o valor da queratometria e da profundidade da câmara anterior. Após alguns ajustes no material e no design destas lentes, actualmente as mais utilizadas são compostas por PMMA e silicone, o que permite serem dobradas e introduzidas na câmara anterior através de uma incisão de 3,2 mm, após a qual retomam o seu tamanho original (Lovisol C., 2005).

O segundo tipo de lentes fáquicas é colocado na câmara posterior. Estas começaram a ser usadas a partir de 1990 e durante algum tempo foram sujeitas a muitas críticas devido às consequências que lhes eram inerentes como a descompensação corneana, glaucomas secundários e catarata subcapsular, sendo que o seu uso foi relativamente abandonado até meados de 2000, altura em que surgiu uma nova geração deste tipo de lentes. São denominadas de *Phakic Refractive Lens* (PRL) e desde então, têm vindo a ser desenvolvidas e aperfeiçoadas. São compostas por um silicone hidrofóbico ultra-fino que apresenta um índice de refração de 1,46. Apresentam um design adequado à correcção pretendida, sendo que a curvatura posterior é côncava para simular a superfície anterior do cristalino. Estas lentes não têm uma fixação anatómica, flutuam no humor aquoso dentro da câmara posterior, não fazendo pressão sobre as estruturas ciliares e sem entrar em contacto com a cápsula do cristalino. São descritas as seguintes complicações: descentramento da lente, formação de catarata, glaucoma e deslocação para o vítreo (Lovisol C., 2005).

Com o objectivo de tornar o material destas lentes mais hidrófilo e permeável aos gases e nutrientes, foi-lhe adicionado uma porção de “Collamer” que é um polímero de colágeno estabilizado que apresenta várias características

positivas, tais como: alta permeabilidade ao oxigénio e nutrientes, biocompatibilidade com as estruturas vizinhas à lente e alto índice de refração, o que permite o fabrico de lentes bastante finas mesmo para correcção de altas ametropias. Esta nova lente foi denominada de *Implant Contact Lens* (ICL), uma vez que, inicialmente, se pensava que esta estaria em contacto com a cápsula anterior do cristalino, como uma lente de contacto (Lovisol C., 2005).

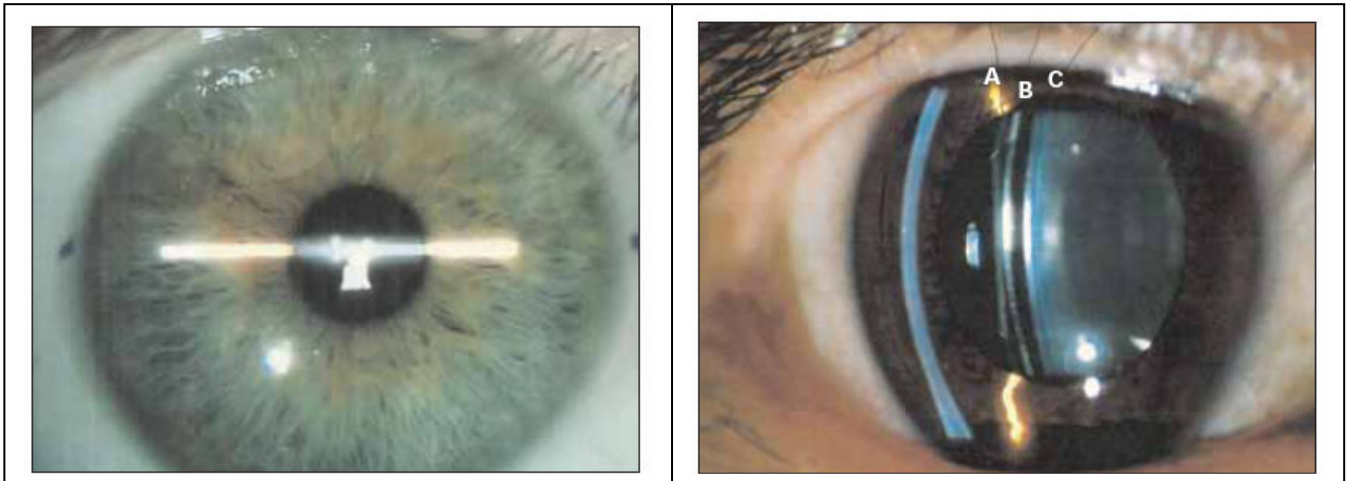
Toric ICL

As lentes ICL tóricas proporcionam um tratamento refractivo bastante seguro e eficaz em pacientes com altas ametropias, nomeadamente astigmatismos. Segundo o Dr John Chang as lentes ICL tóricas de câmara posterior podem corrigir miopias até -19,00D e astigmatismos até -6,00D (Henahan). Segundo o mesmo autor a grande vantagem das lentes de câmara posterior prende-se com o facto de que, ao contrário das de câmara anterior, estão não rodam dentro do olho, a não ser em situações de trauma.

Os resultados até hoje conhecidos com as lentes TICL são encorajadores. A exactidão é superior às técnicas de laser, bem como os seus resultados e estabilidade. A cirurgia por si própria não é tecnicamente difícil, sendo que pode demorar apenas 10 a 15 minutos. A correcção mais baixa que existe neste tipo de lentes é de - 0,75 de cilindro e -1,25 de esfera, e mais alta é de -14,00D com 5° de cilindro e de -18,00D com cilindros 45° (Henahan).

Segundo o Dr. Chang, a lente TICL é sempre uma opção em pacientes míopes com idade inferior a 45 anos.

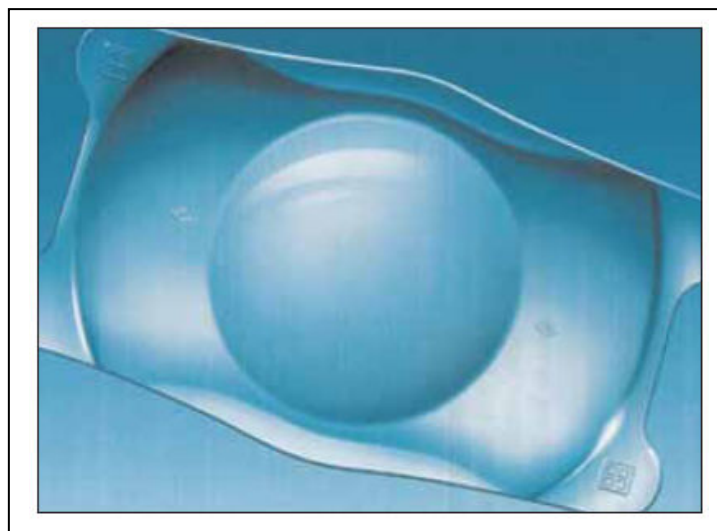
O procedimeno cirúrgico é em tudo semelhante à colocação de uma lente ICL simples, demora pouco mais de 10 minutos, sendo que é realizada sob anestesia tóptica e é necessário fazer uma iridectomia. Através de uma incisão de, aproximadamente, 3,2 mm na córnea lente é colocada na câmara anterior e depois na zona definitiva. Uma lente TICL fornece a potência correcta da esfera e do cilindro, no entanto o eixo é determinado consoante a posição em que o cirurgião coloca a lente (Henahan).



Fonte: <http://www.es CRS.org/PUBLICATIONS/EUROTIMES/07JAN/TORICICLRESULTS.PDF>

Fig.13: Marcação do eixo horizontal na conjuntiva, antes da cirurgia.

Fig. 14: **A** Superfície anterior da lente; **B** Linha média da superfície posterior da lente;
C Superfície anterior do cristalino.



Fonte: <http://www.es CRS.org/PUBLICATIONS/EUROTIMES/07JAN/TORICICLRESULTS.PDF>

Fig. 15: Lente TICL com marcações do eixo do cilindro.

Segundo o Dr. Chang, é preferível a utilização de uma lentes ICL a uma lente fáquica de fixação na íris, devido às possíveis consequências ao nível da perda de células endoteliais. Considera, igualmente, este procedimento melhor do que o LASIK em termos da qualidade da visão nocturna. Por outro lado, as lentes a colocação de lentes TICL é reversível, corrige mais facilmente altas miopias, bem como hipermetropias.

Capítulo II – CASO CLÍNICO

1. Caso Clínico

Nome: C.S.R.

Sexo: Feminino

Data de Nascimento: 02.10.1984

Idade: 24 anos

Profissão: Actriz

Diagnóstico: Alta miopia

VISITAS

10.03.09 Motivação: Veio à consulta motivada para cirurgia refractiva.
Antecedente Pessoais: Sem relevância.
Medicação: Não refere.
Antecedentes Familiares: Pai com miopia.

10.03.09 Motivação: Veio à consulta por indicação médica para controlo.
Vem sem LC para realizar refração.

Refracção OD: - 11,50 - 1,25 (10°)
OE: - 11,00 - 1,50 (175)

AV_{pl} c/c OD: 10/10
OE: 10/10
ODE: 10/10 } Escala de Snellen

Pressão Intra-ocular (11:48h)
OD: 13.5 mmHg
OE: 12 mmHg

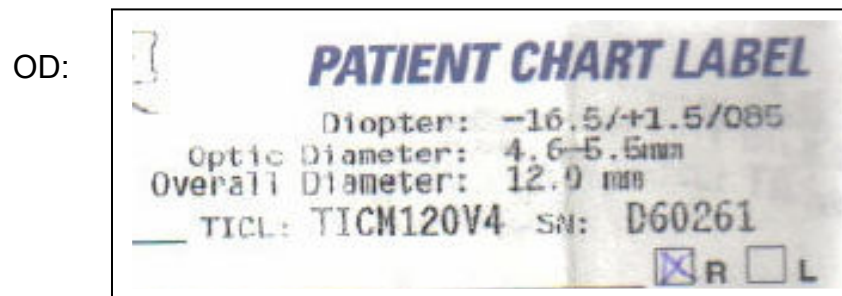
Biomicroscopia ODE: Sem alterações aparentes.

19.03.09 Exames Complementares de Diagnóstico Oftalmológico :
Microscopia Especular ODE
Biometria + Cálculo de Lente Intraocular ODE

21.03.09 Exames Complementares de Diagnóstico Oftalmológico:
Topografia Corneana + Paquimetria ODE
Biometria ODE

Tratamento: Cirurgia Refractiva

23.06.09 **Cirurgia Refractiva com colocação de LIO fáquicas TICL**



Fonte: Clínica Leite & Leite Microcirurgia Ocular, Lda

Fig.16: Etiquetas de LIO

01.07.09 Motivação: Controlo após 8 dias da cirurgia.

Observações: Sem Queixas. "Excelente"

AV pl s/c OD: 10/10
 OE: 10/10
 ODE: 10/10 } Escala de Snellen

2. Discussão

O presente caso clínico diz respeito a uma cirurgia refractiva com colocação de lente intra-ocular de câmara posterior, do tipo TICL. Trata-se de uma paciente que, de acordo com a classificação apresentada por Jorge, 2006, apresenta uma alta miopia, de aproximadamente -11,00 D esféricas e -1,50 D de astigmatismo.

Foram feitos os exames considerados necessários previamente à cirurgia, não apenas para avaliar a sua viabilidade mas também a efectividade da mesma. Desta forma foi realizada a topografia corneana através do aparelho Orbscan®, o que permite analisar quatro mapas de elevação, da superfície anterior da córnea, superfície posterior da córnea, queratometria e paquimetria. Neste último mapa são avaliados os valores da paquimetria central e periférica da córnea. Segundo John V. Forrester, 2002, os valores paquimétricos considerados normais são: 520 µm na zona central e entre 551 µm e 645 µm (Forrester, 2002). Assim, os valores encontrados na paquimetria do OD e OE do presente caso clínico, estão dentro da normalidade o que revela um bom prognóstico relativamente à espessura corneana mínima para uma intervenção cirúrgica deste género. Com a topografia realizada com o Oculus – Pentacam® é possível obter um verdadeiro mapa de elevação da córnea. Este aparelho obtém imagens tridimensionais desde a superfície anterior da córnea até à superfície posterior do cristalino, medindo a câmara anterior, proporcionando um mapa topográfico das superfícies anterior e posterior da córnea, paquimetria, medição do ângulo irido-corneano e densitometria de todo o cristalino, tornando-se desta forma uma ferramenta fundamental no plano pré-operativo de uma cirurgia refractiva corneana, nomeadamente na escolha do local de incisão, e até no acompanhamento pós-cirúrgico.

Outro exame igualmente importante é a microscopia especular que permite fazer uma análise e caracterização do endotélio corneano. Esta caracterização é feita com base no valor paquimétrico, número, tamanho e morfologia das células entoteliais. As córneas em questão apresentam uma contagem endotelial de 2937 cél./mm² no OD e 2604 cél./mm², o que, segundo Kenneth J. Hoffer é um valor considerado normal, uma vez que se encontra entre os

limites de 2200 a 2600 cél./mm². Assim sendo, considera-se que ambos os olhos apresentam um risco mínimo de sofrer danos endoteliais aquando da cirurgia.

Por último, foram realizadas as biometrias com cálculo de lente intra-ocular em dois aparelhos diferentes. Através deste exame é feita uma medição do comprimento axial, com a intenção de calcular a potência da LIO necessária para corrigir a ametropia inerente ao olho em estudo de forma ao resultado final ser a emetropia. O cálculo da lente é feito através da fórmula SRK/T, com base na queratometria previamente medida e na constante A, e o resultado varia consoante o tipo (marca) de LIO em questão. A segunda biometria acrescenta uma imagem bidimensional das estruturas oculares e conseqüentemente a medição da distância entre essas estruturas, como por exemplo, da câmara anterior, valor bastante importante quando se trata de uma cirurgia refractiva com colocação de LIO.

Em suma, é com base na biometria e conseqüente cálculo da LIO, que o cirurgião escolhe o tipo de lente que vai utilizar e a correspondente potência esférica. A componente cilíndrica é afinada com base na refração previamente realizada e nos mapas e valores encontrados através da topografia corneana.

3. Considerações Finais

O presente caso clínico relata uma situação de cirurgia refractiva com introdução de LIO do tipo TICL para correcção de uma alta miopia associada a um determinado grau de astigmatismo. A decisão do tipo de cirurgia está inerente ao erro refractivo presente, uma vez que se trata de uma miopia que ronda as $- 11,00$ D, e portanto, reservada à colocação de LIO. A opção de uma lente do tipo TICL tem por base as vantagens relatadas na capítulo anterior, sendo que desta forma foi possível não só corrigir a ametropia esférica, bem como a cilíndrica, através da potência cilíndrica da lente em conjunto com a incisão efectuada na córnea e a posição final da lente dentro do olho.

Como resultado, a paciente apresenta uma visão pós-operatória de 10/10 monocular, o que se revela bastante satisfatório, uma vez que se atingiu o objectivo primordial que é a emetropização, e consequente desnecessária utilização de ajudas oculares, óculos e/ou lentes de contacto.

O tratamento das alterações refractivas, passa primeiramente pela utilização de óculos e/ou lentes de contacto. No entanto, cada vez mais a cirurgia refractiva ocupa um lugar proeminente na correcção visual. O objectivo final da cirurgia refractiva consiste em fornecer uma visão sem óculos e/ou lentes quantitativa e qualitativamente superior aquela que é conseguida com a utilização destes dispositivos. A visão pós-operatória sem correcção deve ser igual ou melhor do que a pré-operatória. O campo de trabalho das técnicas de cirurgia refractiva estão a evoluir no sentido de fornecer uma função visual superior à conseguida com óculos ou lentes de contacto.

Capítulo III – BIBLIOGRAFIA

Alegre, M. (1995). *Deficiência visual. In projecto para um modelo de atendimento às necessidades educativas especiais dos alunos deficientes visuais da região centro*. Acedido a 5 de Maio, 2009, em <http://deficienciavisual.com.sapo.pt/txt-adeficienciavisual.htm>

Artigas, J. (1995). *Optica fisiológica: psicofísica de la vision* (1ª ed.). Madrid: Interamericana McGraw-Hill.

Basso, E. (2006). *Visão e cognição*. Acedido a 25 de Maio, 2009, em http://www.inf.ufrgs.br/~ewbasso/works/viscog_paper.pdf

Benjamin, B. (1998). *Clinical Refraction*. Philadelphia: W. B. Saunders Company.

Buehl, W., Stojanac, D., Sacu, S., Drexler, W., & Findl, O. (2006). Comparison of three methods of measuring corneal thickness and anterior chamber depth. *Am J Ophthalmology*, 141:7.

David, J. A., & Rabb, M. F. (1998). *Ocular pathology - clinical applications and self-assessment* (5th ed.). USA: Mosby.

Dias, L. (2006). *Caracterização da direcção do olhar em indivíduos com e sem insuficiência de convergência*. Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa.

Ekanayake, H. (2009). *Cognitive-emocional user correction for multimedia interactions using visual attention and psychophysiological signals*. University of Colombo School of Computing.

Forrester, J. V. (2002). *The eye-basic sciences in practice* (2th ed.). Edinburg: Sounder.

Henahan, S. *Toric icl results impressive*. Acedido a 01 de Agosto, 2009, em http://www.esrcs.org/PUBLICATIONS/EUROTIMES/07JAN/TORICICLRESULT_S.PDF

Jorge, J. (2006). *Preditores das alterações visuais em jovens universitários*. Universidade do Minho, Braga.

Kronegg, J. (2001). *Dispositif de capture des mouvements oculaires pour un simulateur de vision*. Université de Genève, Faculté de Sciences.

Lovisol C., R. Z. (2005, November-December). *Diagnostic and surgical techniques - phakic intraocular lenses*, 50

Noorden, G. (1996). *Binocular vision and ocular motility: theory and management of strabismus* (5th ed.). St. Louis: Mosby.

Oyster, C. (1999). *The human eye: structure and function*. USA: Sinauer Associates, In.

Santos, C. (2007). *Ametropias e presbiopia*. Faculdade de Medicina, Lisboa.

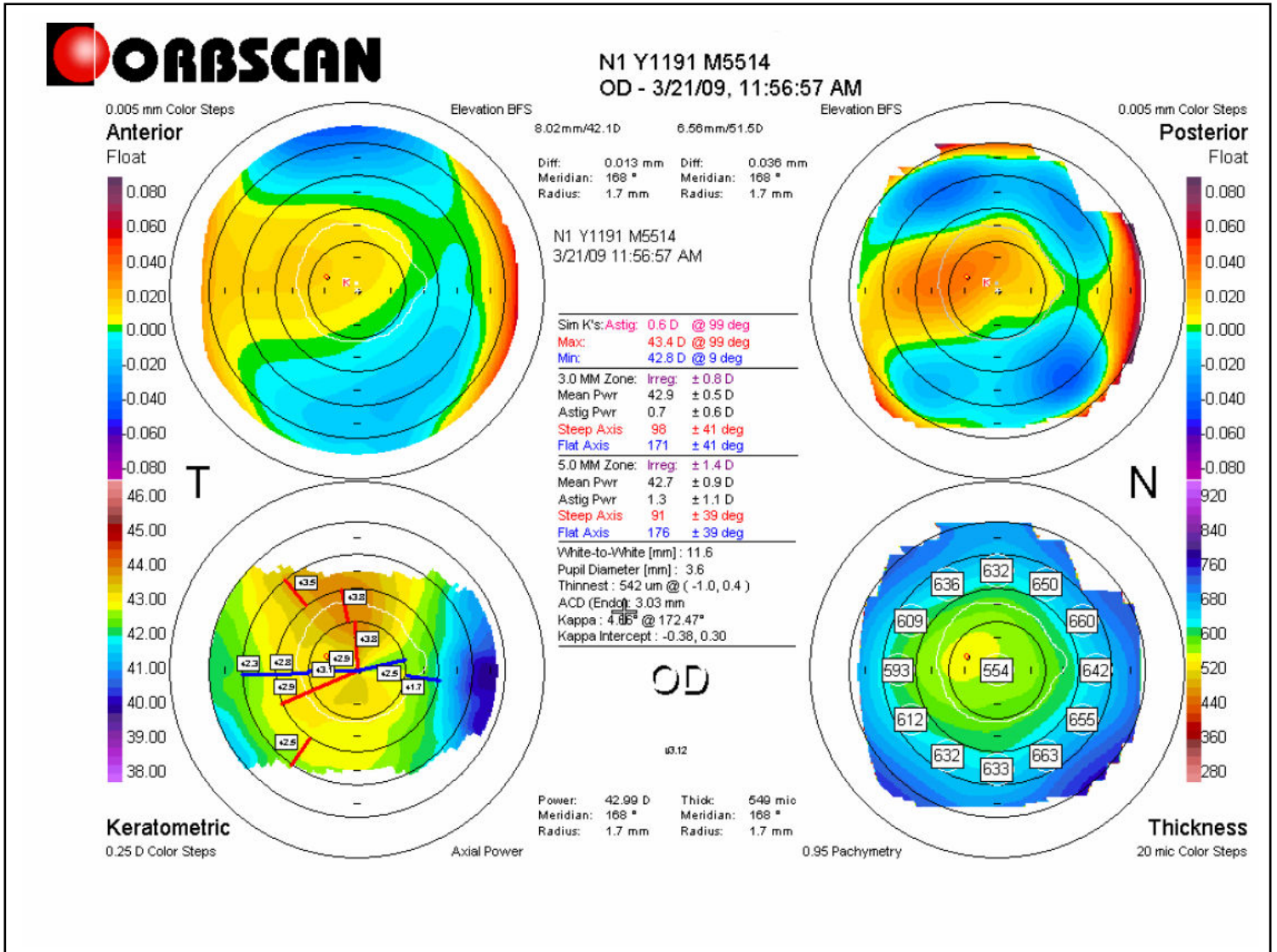
Sousa, A. (2001). *Fototransdução: modelo de transmissão do sinal através de membranas celulares*. Acedido a 25 de Maio, 2009, em <http://www.spoftalmologia.pt/download.php?path=pdfs>

Stephen G., J. F., Richard N. (2000). The lighthouse handbook on vision rehabilitation - Vision Impairment. In O. U. Press (Ed.), (Vol. I).

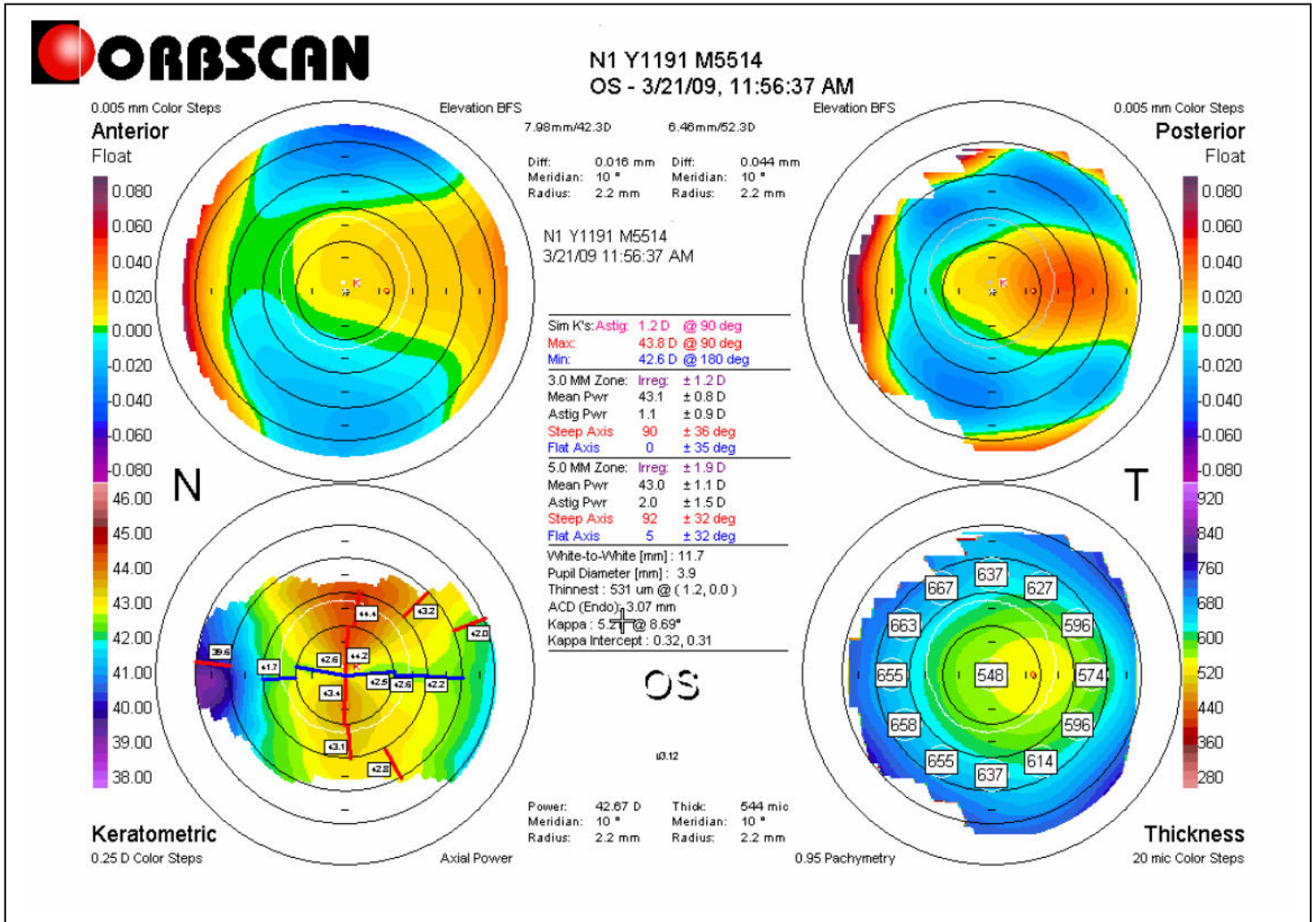
Ventura, L., & Neto, J. (1995). Ametropias Oculares. *Revista Brasileira de Ensino de Física* 17.

Capítulo IV – ANEXOS

Anexo I - Topografía OD (orbscan)



Anexo II - Topografia OE (orbscan)



Anexo III – Topografia OD (pentacan)

OCULUS - PENTACAM

Last Name: _____
 First Name: _____
 ID: _____
 Date of Birth: Eye:
 Exam Date: Time:
 Exam Info: _____

<p>Cornea Front</p> <p>R1: <input type="text" value="7.95 mm"/> K1: <input type="text" value="42.3 D"/> R2: <input type="text" value="7.75 mm"/> K2: <input type="text" value="43.5 D"/> Rm: <input type="text" value="7.87 mm"/> Km: <input type="text" value="42.9 D"/> Axis: <input type="text" value="12.9°"/> Astig: <input type="text" value="1.3 D"/> Q-val: <input type="text" value="0.23"/> Rper: <input type="text" value="7.72 mm"/></p>	<p>Cornea Back</p> <p>R1: <input type="text" value="6.53 mm"/> K1: <input type="text" value="6.1 D"/> R2: <input type="text" value="6.21 mm"/> K2: <input type="text" value="6.4 D"/> Rm: <input type="text" value="6.37 mm"/> Km: <input type="text" value="6.3 D"/> Axis: <input type="text" value="175.0°"/> Astig: <input type="text" value="0.3 D"/> Q-val: <input type="text" value="-0.06"/> Rper: <input type="text" value="6.80 mm"/></p>
<p>Pachy</p> <p>Pachy: <input type="text" value="518 μm"/> μ(mml) <input type="text" value="+0.15"/> Pupil Center: <input type="text" value="518 μm"/> 0.00 Pachy Apex: <input type="text" value="516 μm"/> 0.00 Thinnest Local: <input type="text" value="516 μm"/> 0.06 KPD: <input type="text" value="58.5 mm²"/> -1.3 D</p>	<p>Chamber Volume</p> <p>Chamber Volume: <input type="text" value="200 mm³"/> Angle: <input type="text" value="38.5°"/> A. C. Depth (Int.): <input type="text" value="3.11 mm"/> Pupil Dia: <input type="text" value="2.97 mm"/> Enter IOP (ICP) Cor: <input type="text"/> Lens Th.: <input type="text"/></p>

Retractive

Sagittal Curvature (Front)

Elevation (Front) BFS=8.01 Fibal, Dia=8.53

Corneal Thickness

Elevation (Back) BFS=6.54 Fibal, Dia=8.84

<p>Curvature Abs</p> <p>D: <input type="text" value="10.0"/> Curvature Abs: <input type="text" value="30.0"/></p>	<p>Height</p> <p>5.0 μm Elevation: <input type="text" value="150"/> Height: <input type="text" value="150"/></p>
<p>Pachy</p> <p>5 μm Pachy: <input type="text" value="420"/> Ref: <input type="text" value="440"/></p>	<p>Height</p> <p>5.0 μm Elevation: <input type="text" value="130"/> Height: <input type="text" value="110"/></p>

Anexo IV – Topografia OE (pentacan)

OCULUS - PENTACAM

Last Name: _____
 First Name: _____
 ID: _____
 Date of Birth: 02/10/1984 Eye: Left
 Exam Date: 19/03/2009 Time: 12:51:32
 Exam Info: _____

Cornea Front	
Rkr:	7.95 mm
K1:	42.6 D
Rv:	7.65 mm
K2:	43.9 D
Rm:	7.81 mm
Kw:	43.2 D
Qs:	OK
Axis: (fl)	172.2°
Astg:	1.3 D
Q-val: (30°)	-0.25
Rper:	8.06 mm
Fmr:	7.51 mm

Cornea Back	
Rkr:	6.57 mm
K1:	-6.1 D
Rv:	6.15 mm
K2:	-6.5 D
Rm:	6.36 mm
Kw:	-6.3 D
Qs:	OK
Axis: (fl)	2.6°
Astg:	0.4 D
Q-val: (30°)	0.05
Rper:	6.74 mm
Fmr:	5.90 mm

Pupil Center:	+ 512 µm	Pachy:	512 µm	f(mm)	+0.25
Pachy Apex:	512 µm		512 µm		0.00
Thinnest Local:	511 µm		511 µm		+0.14
Cornea Volume:	58.5 mm ³	KPD:	+1.2 D		
Chamber Volume:	204 mm ³	Angle:	39.6°		
A. C. Depth (ht):	3.12 mm	Pupil Dia:	2.84 mm		
Enter IOP (ICP) cor:		Lens Th:			

Refractive

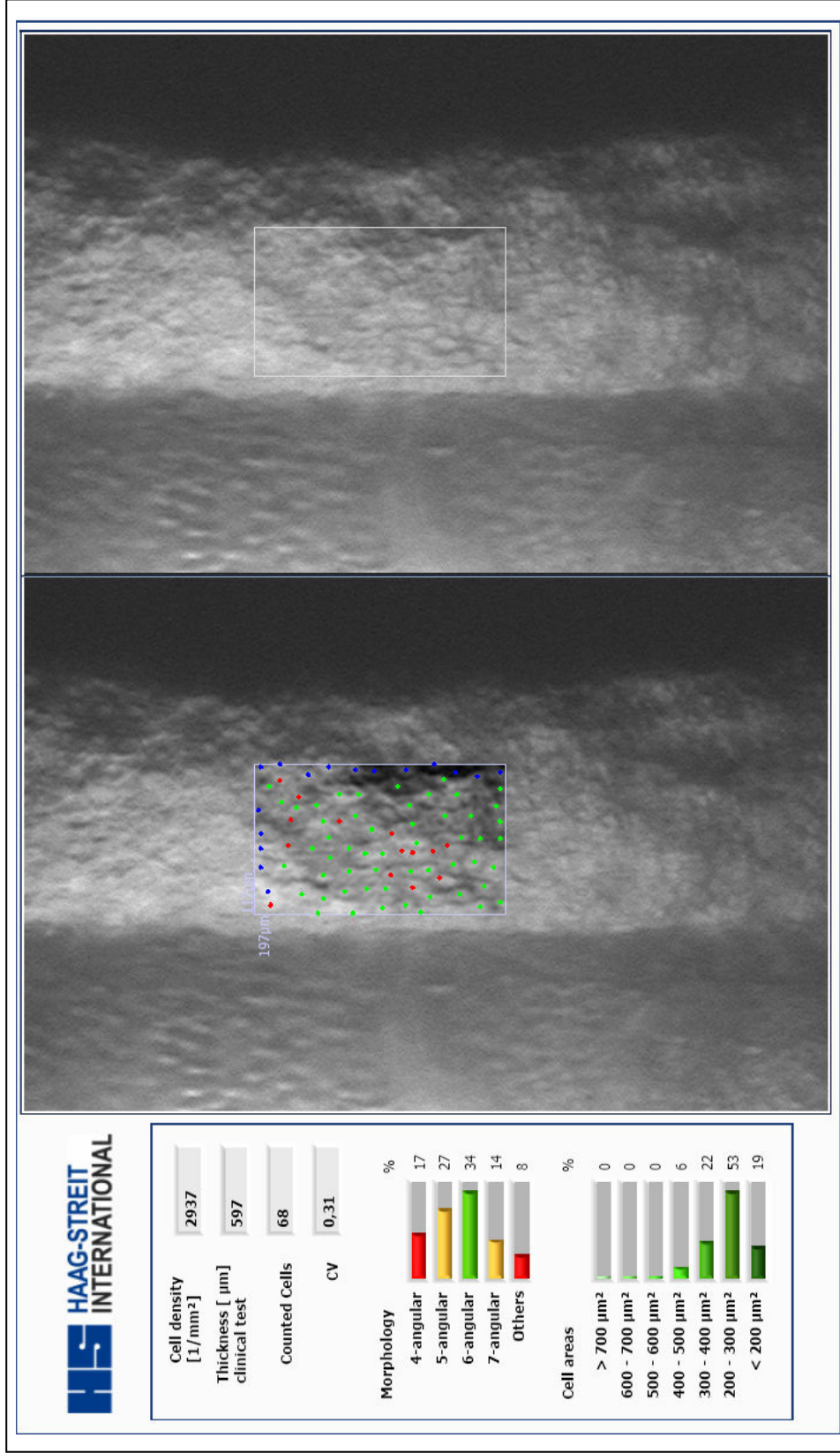
Sagittal Curvature (Front)

Elevation (Front) BFS=7.98 Flat. Dia=8.66

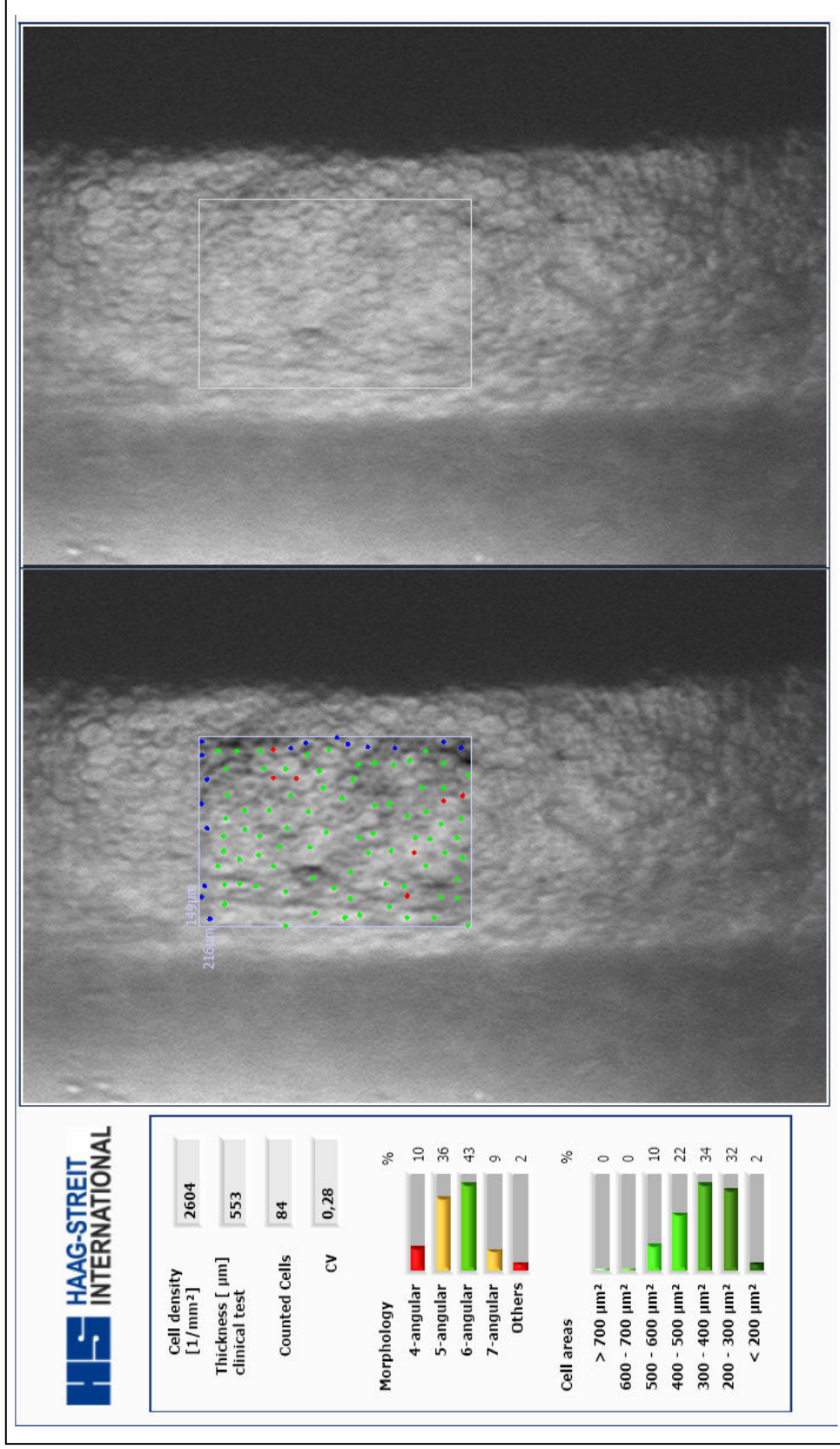
Cornea Thickness

Elevation (Back) BFS=6.48 Flat. Dia=8.73

Anexo V – Microscopia Especular OD



Anexo VI – Microscopia Especular OE



Anexo VII – Biometria OD com Cálculo de LIO

IOL CALCULATIONS					
Patient: [REDACTED]		Eye: OD/RIGHT		Setting: No.	
Type: Phakic				Operator: AS	
AUG.K: 43.63 D		AUG.AL: 27.82 mm			
1st IOL:1	P	2nd IOL:2	P	3rd IOL:3	
MA		IQ		RESTOR	
Formula: SRK-T		Formula: SRK-T		Formula:	
A: 118.40		A: 118.70		A: 118.9	
Target Ametropia: 0.00		Target Ametropia: 0.00		Target Amet	
Emmetropia: 7.83		Emmetropia: 7.96		Emmetropia	
IOL Power	Refraction	IOL Power	Refraction	IOL Power	
6.0	1.14	6.0	1.20	6.0	
6.5	0.83	6.5	0.90	6.5	
7.0	0.52	7.0	0.59	7.0	
7.5	0.21	7.5	0.29	7.5	
<< 8.0	-0.11 >>	<< 8.0	-0.02 >>	<< 8.0	
8.5	-0.43	8.5	-0.34	8.5	
9.0	-0.75	9.0	-0.65	9.0	
9.5	-1.08	9.5	-0.98	9.5	
10.0	-1.41	10.0	-1.30	10.0	

Anexo VIII – Biometria OE com Cálculo de LIO

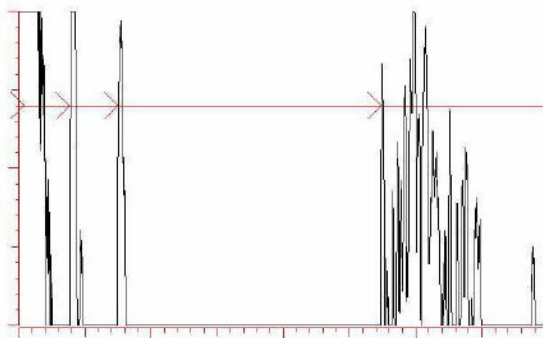
IOL CALCULATIONS					
Patient: [REDACTED]		Eye: OS/LEFT		Setting: No.	
Type: Phakic				Operator: AS	
AUG.K: 44.00 D		AUG.AL: 27.49 mm			
1st IOL:1	P	2nd IOL:2	P	3rd IOL:3	
MA		IQ		RESTOR	
Formula: SRK-T		Formula: SRK-T		Formula:	
A: 118.40		A: 118.70		A: 118.90	
Target Ametropia: 0.00		Target Ametropia: 0.00		Target Amet	
Emmetropia: 8.24		Emmetropia: 8.38		Emmetropia	
IOL Power	Refraction	IOL Power	Refraction	IOL Power	
6.0	1.37	6.5	1.14	6.5	
6.5	1.07	7.0	0.84	7.0	
7.0	0.77	7.5	0.54	7.5	
7.5	0.46	8.0	0.23	8.0	
<< 8.0	0.15 >>	<< 8.5	-0.07 >>	<< 8.5	
8.5	-0.16	9.0	-0.39	9.0	
9.0	-0.48	9.5	-0.70	9.5	
9.5	-0.80	10.0	-1.02	10.0	
10.0	-1.13	10.5	-1.34	10.5	

OD/right			
Type:	Phakic	Aphakic	Pseudo/Acrylic Pseudo/PMMA
K1:	43.25	K2: 44.00	K average: 43.63 D
OS/left			
Type:	Phakic	Aphakic	Pseudo/Acrylic Pseudo/PMMA
K1:	43.25	K2: 44.75	K average: 44.00 D

Anexo IX – Biometria OD

Phone : Gender : Female Date of birth :02 Out 1984
Eye :Right A 07F760 - 40 mm Exam Date :19 Mar 2009

A <> **OD** QM Aviso V:2.0.1 - 19 Mar 2009
 Gain=85dB Dyn=20dB Tgc=10dB
 Contact Phakic



Speed AC=1532 L=1641 V=1532 (m/s)
 #1 - AC= 3.41 L= 3.84 V=19.71 TL=26.95 (mm)
 #2 - AC= 3.41 L= 3.84 V=19.74 TL=26.99 (mm)
> #3 - AC= 3.39 L= 3.84 V=19.71 TL=26.93 (mm) <
 #4 - AC= 3.41 L= 3.84 V=19.74 TL=26.99 (mm)
 #5 - AC= 3.27 L= 3.84 V=19.69 TL=26.80 (mm)
 #6 - AC= 3.29 L= 3.77 V=19.69 TL=26.75 (mm)
 #7 - AC= 3.31 L= 3.77 V=19.69 TL=26.77 (mm)
 #8 - AC= 3.41 L= 3.84 V=19.69 TL=26.93 (mm)
 #9 - AC= 3.37 L= 3.84 V=19.72 TL=26.93 (mm)
 #10 - AC= 3.31 L= 3.86 V=19.69 TL=26.86 (mm)
 Avg Ac= 3.36 L= 3.83 V=19.71 TL=26.89 (mm)
 Stat-2 AC= 3.41 L= 3.84 V=19.69 TL=26.93 (mm)
 Std-Dev AC= 0.05 L= 0.03 V= 0.02 TL= 0.09
 > Gain=85dB Dyn=20dB Tgc=10dB

#3 AC= 3.39 L= 3.84 V=19.71 TL=26.93 (mm)
 Speed AC=1532 L=1641 V=1532 (m/s)
 Avg Ac= 3.36 L= 3.83 V=19.71 TL=26.89 (mm)
 Std-Dev AC= 0.05 L= 0.03 V= 0.02 TL= 0.09

AC : 3.36 mm L : 3.83 mm Tl : 26.89 mm

Measured K K1 : 42,75D K2 : 43,25D **K : 43,00D**

IOL 1 - A=118.4
 SRK-T
 A = 118.40

	IOL	Refr.
	9.50	1.05
	10.00	0.74
	10.50	0.41
IOL Emme : 11,13 D	11.00	0.09
	11.50	-0.24
Ame : 0,00 D	12.00	-0.58
IOL Am : 11,13 D	12.50	-0.92

Restor - A=118.9
 SRK-T
 A = 118.90

	IOL	Refr.
	10.00	0.91
	10.50	0.60
	11.00	0.28
IOL Emme : 11,44 D	11.50	-0.04
	12.00	-0.36
Ame : 0,00 D	12.50	-0.69
IOL Am : 11,44 D	13.00	-1.02

Phone :

Gender : Female

Date of birth :02 Out 1984

Eye :Right

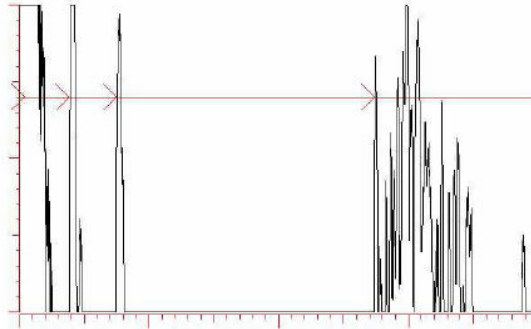
A 07F760 - 40 mm

Exam Date :19 Mar 2009

A <>

OD

QM Aviso V:2.0.1 - 19 Mar 2009
Gain=85dB Dyn=20dB Tgc=10dB
Contact
Phakic



Speed AC=1532 L=1641 V=1532 (m/s)
 #1 - AC= 3.41 L= 3.84 V=19.71 TL=26.95 (mm)
 #2 - AC= 3.41 L= 3.84 V=19.74 TL=26.99 (mm)
 > #3 - **AC= 3.39 L= 3.84 V=19.71 TL=26.93 (mm)** <
 #4 - AC= 3.41 L= 3.84 V=19.74 TL=26.99 (mm)
 #5 - AC= 3.27 L= 3.84 V=19.69 TL=26.80 (mm)
 #6 - AC= 3.29 L= 3.77 V=19.69 TL=26.75 (mm)
 #7 - AC= 3.31 L= 3.77 V=19.69 TL=26.77 (mm)
 #8 - AC= 3.41 L= 3.84 V=19.69 TL=26.93 (mm)
 #9 - AC= 3.37 L= 3.84 V=19.72 TL=26.93 (mm)
 #10 - AC= 3.31 L= 3.86 V=19.69 TL=26.86 (mm)
 Avg Ac= 3.36 L= 3.83 V=19.71 TL=26.89 (mm)
 Stat-2 AC= 3.41 L= 3.84 V=19.69 TL=26.93 (mm)
 Std-Dev AC= 0.05 L= 0.03 V= 0.02 TL= 0.09
 > Gain=85dB Dyn=20dB Tgc=10dB

#3 AC= 3.39 L= 3.84 V=19.71 TL=26.93 (mm)
 Speed AC=1532 L=1641 V=1532 (m/s)
 Avg Ac= 3.36 L= 3.83 V=19.71 TL=26.89 (mm)
 Std-Dev AC= 0.05 L= 0.03 V= 0.02 TL= 0.09

AC : 3.36 mm L : 3.83 mm TL : 26.89 mm

Measured K K1 : 42,75D K2 : 43,25D K : 43,00D

IOL 2 - A=118.7

SRK-T

A = 118.70

IOL Emme : 11,31 D

Ame : 0,00 D

IOL Am : 11,31 D

IOL	Refr.
10.00	0.84
10.50	0.52
11.00	0.20
11.50	-0.12
12.00	-0.45
12.50	-0.78
13.00	-1.12

IOL 4 - A=118.1

SRK-T

A = 118.10

IOL Emme : 10,95 D

Ame : 0,00 D

IOL Am : 10,95 D

IOL	Refr.
9.50	0.95
10.00	0.63
10.50	0.30
11.00	-0.03
11.50	-0.37
12.00	-0.71
12.50	-1.05

Anexo X – Biometria OE

Phone :

Gender : Female

Date of birth :02 Out 1984

Eye :Left

A 07F760 - 40 mm

Exam Date :19 Mar 2009

A <>

OS

QM Aviso V:2.0.1 -19 Mar 2009
Gain=85dB Dyn=20dB Tgc=10dB
Contact
Phakic

Speed AC=1532 L=1641 V=1532 (m/s)

> #1 - AC= 3.35 L= 3.82 V=20.53 TL=27.70 (mm) <

#2 - AC= 3.20 L= 3.75 V=20.55 TL=27.50 (mm)

#3 - AC= 3.16 L= 3.75 V=20.55 TL=27.46 (mm)

#4 - AC= 3.18 L= 3.75 V=20.53 TL=27.46 (mm)

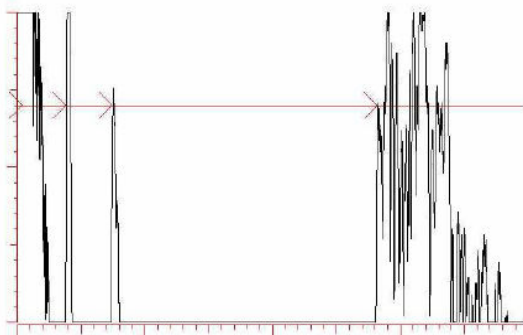
#5 - AC= 3.33 L= 3.82 V=20.47 TL=27.62 (mm)

Avg Ac= 3.24 L= 3.78 V=20.52 TL=27.55 (mm)

Stat-2 AC= 3.35 L= 3.82 V=20.47 TL=27.64 (mm)

Std-Dev AC= 0.09 L= 0.03 V= 0.03 TL= 0.10

> Gain=85dB Dyn=20dB Tgc=10dB



#1 AC= 3.35 L= 3.82 V=20.53 TL=27.70 (mm)

Speed AC=1532 L=1641 V=1532 (m/s)

Avg Ac= 3.24 L= 3.78 V=20.52 TL=27.55 (mm)

Std-Dev AC= 0.09 L= 0.03 V= 0.03 TL= 0.10

AC : 3.24 mm L : 3,78 mm TL : 27.55 mm

Measured K K1 : 42,50D K2 : 44,00D K : 43,25D

IOL 1 - A=118.4

SRK-T

A = 118.40

IOL Emme : 9,05 D

Ame : 0,00 D

IOL Am : 9,05 D

IOL	Refr.
7.50	0.98
8.00	0.67
8.50	0.35
9.00	0.03
9.50	-0.30
10.00	-0.62
10.50	-0.95

Restor - A=118.9

SRK-T

A = 118.90

IOL Emme : 9,29 D

Ame : 0,00 D

IOL Am : 9,29 D

IOL	Refr.
8.00	0.80
8.50	0.50
9.00	0.18
9.50	-0.13
10.00	-0.45
10.50	-0.77
11.00	-1.10

Phone :

Gender : Female

Date of birth :02 Out 1984

Eye :Left

A 07F760 - 40 mm

Exam Date :19 Mar 2009

A <>

OS

QM Aviso V:2.0.1 - 19 Mar 2009
Gain=85dB Dyn=20dB Tgc=10dB
Contact
Phakic

Speed AC=1532 L=1641 V=1532 (m/s)

> #1 - AC= 3.35 L= 3.82 V=20.53 TL=27.70 (mm) <

#2 - AC= 3.20 L= 3.75 V=20.55 TL=27.50 (mm)

#3 - AC= 3.16 L= 3.75 V=20.55 TL=27.46 (mm)

#4 - AC= 3.18 L= 3.75 V=20.53 TL=27.46 (mm)

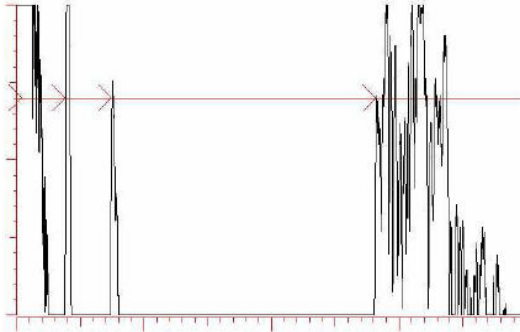
#5 - AC= 3.33 L= 3.82 V=20.47 TL=27.62 (mm)

Avg Ac= 3.24 L= 3.78 V=20.52 TL=27.55 (mm)

Stat-2 AC= 3.35 L= 3.82 V=20.47 TL=27.64 (mm)

Std-Dev AC= 0.09 L= 0.03 V= 0.03 TL= 0.10

> Gain=85dB Dyn=20dB Tgc=10dB



#1 AC= 3.35 L= 3.82 V=20.53 TL=27.70 (mm)

Speed AC=1532 L=1641 V=1532 (m/s)

Avg Ac= 3.24 L= 3.78 V=20.52 TL=27.55 (mm)

Std-Dev AC= 0.09 L= 0.03 V= 0.03 TL= 0.10

AC : 3.24 mm L : 3.78 mm TL : 27.55 mm

Measured K K1 : 42,50D K2 : 44,00D K : 43,25D

IOL 2 - A=118.7

SRK-T

A = 118.70

IOL Emme : 9,19 D

Ame : 0,00 D

IOL Am : 9,19 D

IOL	Refr.
7.50	1.06
8.00	0.75
8.50	0.44
9.00	0.12
9.50	-0.20
10.00	-0.52
10.50	-0.84

IOL 4 - A=118.1

SRK-T

A = 118.10

IOL Emme : 8,90 D

Ame : 0,00 D

IOL Am : 8,90 D

IOL	Refr.
7.50	0.90
8.00	0.58
8.50	0.26
9.00	-0.07
9.50	-0.40
10.00	-0.73
10.50	-1.07