



Universidade do Minho

Sandra Maria de Braga Franco

**Determinação Óptica da Estrutura
Tridimensional da Córnea**

Janeiro 2005



Universidade do Minho

Sandra Maria de Braga Franco

**Determinação Óptica da Estrutura
Tridimensional da Córnea**

Doutoramento em Ciências

Trabalho efectuado sob a orientação de

Professor Doutor José Manuel Borges de Almeida

Professor Doutor Manuel Parafita Mato

Janeiro 2005

Ao Zé, à Mariana e à Marta

Aos meus Pais

Agradecimentos

Gostaria de expressar o meu reconhecimento e gratidão a algumas pessoas, cujo apoio tornou possível a realização deste trabalho.

Em primeiro lugar, ao Professor Doutor Borges de Almeida pela sugestão deste tema para o meu trabalho de doutoramento. Agradeço-lhe ainda sua orientação, a disponibilidade demonstrada e ainda a paciência com que combateu o meu pessimismo nalgumas fases do trabalho.

Ao Professor Doutor Manuel Parafita Mato pela sua orientação específica na componente clínica deste trabalho e a disponibilidade sempre demonstrada para me receber.

Ao Doutor Filipe Costa pela disponibilidade que sempre demonstrou para me ajudar na resolução de problemas referentes à análise de imagens assim como o material que pôs ao meu dispor para o desenvolvimento do equipamento.

Ao Sr. Américo e ao Sr. Idalino pela construção de muitas das peças que fazem parte do equipamento desenvolvido.

Ao Sr. Salazar da firma ISAZA pelo empréstimo de um paquímetro de ultra-sons

para a realização de medidas.

À Madalena Lira, ao Jorge Jorge, ao António Queirós, ao José Manuel, ao Alberto e à Dr^a Ana Pinho que, com a sua amizade, incentivo e apoio, prestaram uma ajuda inestimável. Ao Queirós agradeço ainda a paciência que demonstrou como "cobaia".

Ao Alex e ao Javier pela simpatia com que sempre me receberam no laboratório em Santiago de Compostela assim como pela bibliografia que me disponibilizaram.

Por fim, mas não menos importante, agradeço ao Zé, à Mariana e à Marta toda a compreensão e carinho com que acompanharam todas as fases da realização deste trabalho.

Abreviaturas

ECC espessura corneal central

CCD Charge Coupled Device

DP desvio padrão

LC lentes de contacto

n índice de refração

P potência

PIO pressão intra-ocular

r raio de curvatura

r_{post} raio de curvatura da superfície posterior

r_{ant} raio de curvatura da superfície anterior

Resumo

O conhecimento da topografia da córnea assim como da sua espessura tem inúmeras aplicações tais como a cirurgia ocular, o diagnóstico e tratamento de várias condições patológicas da córnea, a adaptação de lentes de contacto, a elaboração de modelos teóricos do olho, etc..

Tendo em conta a importância da determinação destes parâmetros, este trabalho teve como objectivo o desenvolvimento de um sistema que permitisse a determinação simultânea da espessura corneal e da topografia de ambas as superfícies corneais de forma não invasiva. Por outro lado, pretendia-se conseguir um tempo de aquisição de tal forma reduzido que permitisse desprezar os movimentos oculares involuntários enquanto as medidas fossem efectuadas.

O sistema desenvolvido é composto por dois sub-sistemas (observação e iluminação) e permite determinar a espessura e a topografia corneal a partir de várias secções ópticas obtidas por varrimento rotacional de um feixe de luz em forma de leque. As imagens, depois de adquiridas por duas câmaras CCD (Charge Coupled Device), são processadas recorrendo a um algoritmo desenvolvido especificamente para esse fim.

Os resultados obtidos foram bastante satisfatórios, quer em termos de topografia quer na determinação da espessura corneal. Obtiveram-se mapas de elevação para ambas as superfícies corneais numa córnea normal e numa córnea transplantada. Os valores de paquimetria encontrados foram comparados com valores obtidos por paquimetria de ultra-sons não se tendo registado diferenças significativas.

Índice

Agradecimentos	iii
Abreviaturas	v
Resumo	vii
1 Introdução	1
I Revisão Bibliográfica	5
2 A Córnea	7
2.1 Caracterização Macroscópica	8
2.2 Caracterização Microscópica	9
2.2.1 Epitélio	9
2.2.2 Membrana de Bowman	10
2.2.3 Estroma	11
2.2.4 Membrana de Descemet	11
2.2.5 Endotélio	12

2.3	Caracterização Óptica	12
3	Paquimetria Corneal	17
3.1	Espessura Normal da Córnea	17
3.2	A Espessura Corneal em Algumas Patologias	24
3.2.1	Queratite intersticial	24
3.2.2	Queratopatia bolhosa	25
3.2.3	Glaucoma	25
3.2.4	Distrofia endotelial de Fuchs	27
3.2.5	Queratocone	27
3.2.6	Diabetes mellitus	29
3.3	O Efeito do Uso de LC na Espessura Corneal	31
3.4	Técnicas para Determinação da Espessura Corneal	33
3.4.1	Métodos Ópticos	33
3.4.1.1	Paquimetria óptica padrão e modificada	41
3.4.1.2	Microscopia especular	46
3.4.1.3	Microscopia confocal	47
3.4.1.4	Sistemas de seccionamento óptico da córnea	50
3.4.1.5	Tomografia de coerência óptica	57
3.4.1.6	Videopaquimetria	60
3.4.2	Métodos Não-ópticos	62
3.4.2.1	Paquimetria de ultra-sons	63
3.4.2.2	Biomicroscopia de ultra-sons	66

4	Topografia Corneal	71
4.1	Introdução	71
4.2	Descrição da Topografia da Córnea	73
4.2.1	Descrição Qualitativa	74
4.2.1.1	Centro da córnea	75
4.2.1.2	Direcções na córnea	76
4.2.2	Descrição Matemática	77
4.2.3	Descrição Ponto-a-Ponto	80
4.2.3.1	Elevação corneal	81
4.2.3.2	Declive e Curvatura	82
4.2.3.3	Potência	83
4.3	Factores que Afectam a Topografia Corneal	85
4.4	Técnicas para Determinação da Topografia Corneal	88
4.4.1	Métodos de Reflexão	88
4.4.1.1	Queratometria	89
4.4.1.2	Fotoqueratoscopia	92
4.4.1.3	Videoqueratoscopia	93
4.4.2	Métodos de Projecção	96
4.4.2.1	Rasterestereografia	97
4.4.2.2	Sistemas de seccionamento óptico da córnea	99

II	Determinação Óptica da Estrutura Tridimensional da Córnea	103
5	Introdução	105
6	Aquisição das Imagens	109
6.1	Descrição do Equipamento Utilizado	109
6.2	Procedimento para a Aquisição das Imagens	116
7	Análise das Imagens	119
7.1	Detecção dos Bordos	119
8	Cálculo da Espessura e da Topografia Corneal	127
8.1	Espessura corneal	127
8.2	Topografia das superfícies da córnea	134
9	Conclusões	141
	Bibliografia	145
III	Anexos	175
A	Tabela Haag-Streit	177
B	Resultados obtidos por videopaquimetria	179

Índice de Figuras

2.1	Localização da córnea no globo ocular.	7
2.2	Corte histológico da córnea.	9
3.1	Histograma da distribuição dos valores médios da ECC encontrados em olhos normais.	18
3.2	Esquema do sistema usado por Blix para calcular a espessura corneal.	34
3.3	Esquema do paquímetro de von Bahr.	36
3.4	Esquema da técnica de Maurice e Giardini para determinação da espessura corneal.	39
3.5	Esquema do método utilizado por Olsen e Ehlers.	41
3.6	Paquímetro óptico da Haag-Streit.	42
3.7	Esquema do paquímetro óptico Haag-Streit.	43
3.8	Representação esquemática do princípio óptico da microscopia confocal.	49
3.9	Curva de intensidade obtida por CMTF.	50
3.10	Orbscan II (Bausch and Lomb, Rochester, NY, EUA).	51
3.11	Mapa de paquimetria obtido com o sistema Orbscan II.	52
3.12	Pentacam da Oculus.	56

3.13 Imagem de uma secção da câmara anterior do olho como obtida pelo Pentacam.	57
3.14 Esquema do princípio da tomografia de coerência óptica para obtenção de imagens de secções transversais.	59
3.15 (A) Exemplo de uma imagem da córnea obtida por tomografia de coerência óptica. (B) Varrimento modo-A ao longo de um ponto da córnea onde se identificam ambas as superfícies corneais.	60
3.16 Dispositivo de paquimetria topográfica ultra-sónica.	65
3.17 Esquema do método para determinar a espessura corneal em pontos periféricos.	66
3.18 Dispositivo utilizado na biomicroscopia de ultra-sons.	67
3.19 Imagem do segmento anterior obtida por biomicroscopia de ultra-sons.	68
4.1 Representação esquemática das várias zonas da córnea.	74
4.2 Representação esquemática de meridianos e semimeridianos da córnea.	76
4.3 Elevação corneal em relação a uma superfície de referência esférica.	81
4.4 Raio de curvatura axial.	82
4.5 Raio de curvatura tangencial.	83
4.6 Representação esquemática do princípio óptico do queratómetro.	89
4.7 Imagem de anéis de Plácido obtida por videoqueratoscopia.	94
4.8 Imagem de uma fenda de luz projectada na córnea pelo Orbscan tal como captada pela câmara CCD.	100
5.1 Imagem de uma secção óptica da córnea.	107

6.1	Imagem do equipamento desenvolvido para a determinação da espessura e da topografia da córnea.	110
6.2	Aspecto do sistema de iluminação.	110
6.3	Fonte de luz utilizada para iluminação da córnea.	111
6.4	Representação esquemática da formação do leque de luz utilizado para obtenção das secções ópticas da córnea.	111
6.5	Lente cilíndrica e respectivo suporte.	112
6.6	Imagens do servomecanismo que permite a rotação da lente cilíndrica.	112
6.7	Aparelho que controla o movimento de rotação da lente cilíndrica.	113
6.8	Imagem das câmaras e respectivas objectivas.	114
6.9	Imagem da secção óptica do meridiano horizontal captada por cada uma das câmaras.	115
6.10	Varrimento efectuado pelo feixe de luz.	116
6.11	Imagens das secções ópticas obtidas para os 6 meridianos estudados.	117
7.1	Imagem duma secção a partir da qual se extrai os pontos de ambas as superfícies corneais.	120
7.2	Modelos de um bordo digital ideal (A) e em "rampa" (B).	121
7.3	Exemplo de um perfil de níveis de cinzento obtido ao longo de uma linha da imagem de uma secção óptica da córnea.	123
7.4	Perfil de níveis de cinzento antes e depois de aplicado o filtro de suavização.	123
7.5	Localização dos bordos da córnea num perfil de níveis de cinzento extraídos pelo método AT.	124

7.6	Pontos extraídos de ambas as superfícies corneais ao longo de um meridiano vertical antes e depois de convertidas as coordenadas e corrigida a distorsão provocada pela inclinação das câmaras.	125
7.7	Conjunto dos pontos da superfície anterior da córnea obtidos após a análise das imagens das secções ópticas de todos os meridianos analisados.	126
7.8	Representação esquemática da regra de Scheimpflug.	126
8.1	Determinação da espessura real da córnea a partir da espessura aparente obtida a partir das secções ópticas.	128
8.2	Ajuste de polinómios de 4º aos pontos extraídos de cada superfície. As linhas a vermelho representam as curvas ajustadas e os pontos negros são os pontos extraídos a partir das imagens de secções ópticas.	130
8.3	Variação da espessura corneal ao longo do meridiano vertical. Os valores negativos no eixo das abcissas dizem respeito à metade inferior da córnea.	131
8.4	Mapa de espessura corneal.	132
8.5	Valores médios da espessura corneal obtidos por paquimetria de ultrasons e o sistema desenvolvido. Os valores negativos no eixo das abcissas correspondem à parte inferior da córnea.	133
8.6	Várias representações tridimensionais da superfície anterior de uma córnea.	134
8.7	Representação tridimensional da superfície posterior da córnea.	135
8.8	Mapa de elevação da superfície anterior de uma córnea em relação a um plano.	135
8.9	Mapa de elevação da superfície corneal posterior em relação a um plano.	136
8.10	Ajuste de uma esfera de raio de curvatura de 7,71 mm à superfície corneal anterior.	136

8.11	Mapa de elevação da superfície anterior em relação a uma esfera de raio de curvatura de 7,6 mm.	137
8.12	Mapa de elevação da superfície posterior em relação a uma esfera de raio de curvatura de 6,45 mm.	138
8.13	Mapa de elevação em relação a uma esfera de 8 mm.	138
8.14	Mapa de elevação da superfície corneal anterior obtido com um topógrafo Medmont E300.	139
8.15	Mapa de elevação da superfície posterior em relação a uma esfera de 6,4 mm.	140
B.1	Espessura corneal determinada por videopaquimetria, paquimetria de ultra-sons e Orbscan II.	180

Índice de Tabelas

2.1	Raio de curvatura médio da superfície anterior da córnea	13
2.2	Raio de curvatura médio da superfície posterior da córnea	14
3.1	Valores de ECC média obtidos por diferentes autores	19
3.2	Valores médios da espessura corneal em pontos periféricos	21
3.3	Valores médios da ECC em alguns tipos de glaucoma e em pacientes normais	26
4.1	Relação entre os vários descritores da forma corneal	78
4.2	Valores de asfericidade média da superfície anterior encontrados por diferentes autores	78
4.3	Factores que afectam os resultados dos sistemas de videoqueratoscopia baseados no disco de Plácido (adaptado de Binder ²⁵⁶)	96

Capítulo 1

Introdução

O conhecimento da topografia da córnea assim como da sua espessura tem inúmeras aplicações. Um grande número de cirurgias oculares é acompanhado por alterações pós-operatórias da superfície anterior da córnea que podem ser involuntárias, como no caso da extracção de cataratas, ou intencionais como acontece na cirurgia refractiva. Existem também várias condições patológicas que podem provocar alterações na topografia da córnea, como acontece, por exemplo, no queratocone. Assim, a monitorização da topografia corneal é essencial no pré-operatório como referência para medições futuras, na despistagem de patologias que possam ser desaconselháveis em certas cirurgias, no estudo da progressão e tratamento de patologias e no acompanhamento pós-cirúrgico. Por outro lado, sendo a superfície anterior da córnea a superfície ocular de maior potência, o conhecimento exacto da sua forma é essencial na elaboração de qualquer modelo teórico do olho assim como em estudos de aberrometria. A topografia corneal torna-se ainda fundamental na adaptação de lentes de contacto (LC), uma vez que a forma da superfície corneal anterior irá condicionar a escolha da curvatura da superfície posterior da LC, sendo particularmente importante na adaptação de LC rígidas.

Com o aumento da popularidade da cirurgia refractiva, a avaliação da espessura corneal tornou-se bastante importante uma vez que os parâmetros relacionados com a curvatura e a espessura da córnea devem ser determinados com exactidão de forma

a garantir a segurança e precisão destes procedimentos cirúrgicos. A paquimetria torna-se também importante na avaliação de algumas condições patológicas tais como degenerações ectáticas da córnea, em que a monitorização da espessura corneal é essencial no diagnóstico e tratamento desses processos patológicos. A determinação topográfica da espessura corneal é importante no estudo de condições patológicas, na investigação da fisiologia corneal e na adaptação de LC; tem sido demonstrado que a resposta corneal a diferentes condições fisiológicas e patológicas é distinta nas diversas zonas da córnea. No entanto, alguns dos procedimentos utilizados na sua determinação produzem medidas pouco precisas e com baixa reprodutibilidade na periferia da córnea.

Um dos procedimentos mais utilizados para determinar a espessura corneal é a paquimetria de ultra-sons. Esta técnica não requer muito treino e produz resultados rápidos e mais objectivos que outras técnicas. No entanto, sendo uma técnica invasiva é necessário anestesiar a córnea. O uso de anestésicos, além de estar vedado a pessoal não médico, pode falsear os resultados por alterações na hidratação da córnea. A biomicroscopia de ultra-sons é uma nova técnica de imagiologia que utiliza ultra-sons de frequência elevada para produzir imagens do olho com resoluções quase microscópicas. É uma técnica que exige algum trabalho por parte do operador, sendo também demorada e desconfortável para o paciente.

Por outro lado, existem métodos ópticos que envolvem a utilização de um paquímetro acoplado a um biomicroscópio. Este tipo de instrumentos foi dos primeiros a ser utilizado mas, apesar de não invasivo, requer alguma prática por parte do utilizador e é alvo de alguma subjectividade na avaliação da espessura corneal. Com a introdução de algumas modificações é possível medir a espessura corneal em várias localizações periféricas com uma boa precisão e exactidão.

Nos últimos anos têm sido desenvolvidas várias técnicas de paquimetria, sendo na sua maioria baseadas em princípios ópticos. Alguns exemplos são a microscopia confocal, a tomografia de coerência óptica, a microscopia especular ou a paquimetria por varrimento de uma fenda de luz.

Dada a vasta aplicação da determinação da espessura e da topografia de toda

a córnea parece razoável afirmar que é importante o desenvolvimento de técnicas que permitam obter simultaneamente ambos os parâmetros. De todas as técnicas existentes comercialmente, apenas as que são efectuadas por seccionamento óptico da córnea permitem obter simultaneamente a topografia e a espessura da córnea.

A importância de criar uma técnica que permita obter simultaneamente informação da topografia e da espessura da córnea levou ao desenvolvimento do equipamento apresentado neste trabalho. O objectivo era a criação de um método que não fosse invasivo, de forma a poder ser utilizado sem recorrer a anestesia. Por outro lado, pretendia-se conseguir um tempo de aquisição de tal forma reduzido que permitisse desprezar os movimentos oculares enquanto as medidas fossem efectuadas, o que não acontece com as técnicas actualmente existentes.

Esta dissertação está dividida em três partes. A primeira parte, a revisão bibliográfica, visa dar a conhecer a importância da avaliação da topografia e espessura corneal assim como fazer um apanhado das técnicas actualmente existentes para a sua determinação.

Na segunda parte, descreve-se a técnica desenvolvida ao longo deste trabalho. No capítulo 6 descreve-se o sistema que foi desenvolvido para aquisição das imagens de secções ópticas da córnea. É ainda descrito o procedimento utilizado para a sua obtenção. Posteriormente é explicado o procedimento com o qual as imagens são processadas e analisadas dando origem a um conjunto de pontos extraídos de cada superfície corneal. Depois de detectados os bordos, procede-se ao cálculo da topografia quer da superfície anterior da córnea quer da sua superfície posterior. No capítulo 8 apresenta-se ainda todo o procedimento para a obtenção dos valores de espessura corneal assim como da topografia de ambas as superfícies corneais. A terceira parte é composta pelos anexos.

Parte I

Revisão Bibliográfica

Capítulo 2

A Córnea

A córnea é um tecido transparente, avascular e elástico que se encontra situado na parte anterior do globo ocular (figura 2.1). A sua superfície anterior está em contacto directo com a película lacrimal e com a face posterior das pálpebras, enquanto que a sua superfície posterior limita a câmara anterior do olho e está em contacto com o humor aquoso.



Figura 2.1: Localização da córnea no globo ocular.

Como resultado da sua posição, a córnea tem que obedecer a determinados critérios físicos e desempenhar uma série de funções especializadas. Como parte da camada

externa do olho, juntamente com a esclera, deve manter a pressão intra-ocular (PIO), suportar as estruturas internas do olho e resistir a traumas. Para além das suas funções mecânicas, a córnea desempenha ainda dois papéis importantes na visão: é o elemento refractivo de maior potência do sistema óptico do olho e a sua transparência permite a passagem da luz para a retina.

O interesse na descrição e análise da forma da córnea tem aumentado ao longo dos últimos anos devido aos desenvolvimentos na área da cirurgia refractiva. O conhecimento pormenorizado quer da topografia quer da espessura da córnea é determinante neste tipo de cirurgias.¹⁻¹⁰ Além disso, o seu estudo tem aplicação em contactologia,¹¹⁻¹⁴ em cirurgia ocular,¹⁵⁻¹⁷ na avaliação da qualidade óptica do olho,¹⁸ no diagnóstico e no tratamento de patologias tais como: queratocones,¹⁹⁻²⁶ degeneração marginal de Terrien²⁷ e degeneração marginal pelúcida.²⁸

Com este capítulo pretende-se fazer uma breve caracterização da córnea, quer anatomicamente quer do ponto de vista óptico, antes de se proceder a um estudo mais aprofundado da sua topografia e paquimetria. A caracterização aqui apresentada baseia-se fundamentalmente em dados retirados de alguns livros²⁹⁻³¹ para além da bibliografia citada ao longo do texto.

2.1 Caracterização Macroscópica

Situada na abertura anterior da esclera, a córnea, com uma superfície de 170 mm², representa um sexto da área total da túnica externa do globo ocular. Vista de frente, tem uma forma ovalada com um diâmetro horizontal médio de 12,6 mm e um diâmetro vertical médio de 11,7 mm. A superfície posterior é circular com um diâmetro de cerca de 11,7 mm.

O raio de curvatura da superfície anterior varia consideravelmente, adoptando-se frequentemente 7,8 mm como valor médio para a zona central. Fora desta zona, a córnea aplanar-se regularmente até ao limbo, sendo mais plana do lado nasal do que do lado temporal. Para a superfície posterior considera-se como raio de curvatura médio, o valor de 6,8 mm.

A sua espessura central é de aproximadamente $550 \mu\text{m}$ e a periférica de $800 \mu\text{m}$, o que lhe confere o aspecto de menisco negativo.

2.2 Caracterização Microscópica

De um ponto de vista histológico, a córnea é composta por cinco camadas (figura 2.2) com estrutura e propriedades bem diferenciadas e que, da mais externa à mais interna, são: epitélio, membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet e endotélio.

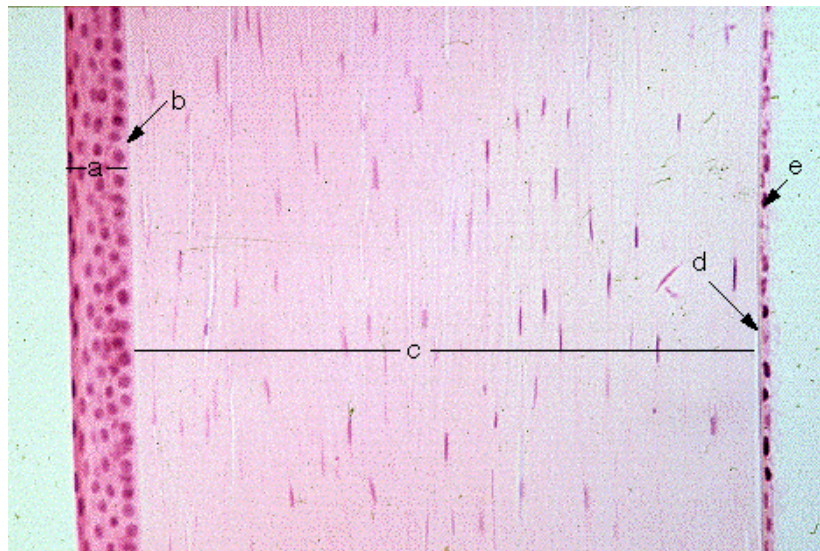


Figura 2.2: Corte histológico da córnea (a - epitélio, b - membrana de Bowman, c - estroma, d - membrana de Descemet, e - endotélio).

2.2.1 Epitélio

O epitélio corneal tem uma espessura de aproximadamente $50 \mu\text{m}$, o que representa cerca de 10 % da espessura total da córnea. É composto por cinco a sete camadas de células que se agrupam em três categorias: células superficiais, células intermédias e células basais.

Normalmente existem duas a três camadas de células superficiais. Têm uma forma

poligonal com um diâmetro de 40 μm a 60 μm e são mais espessas no centro (4 μm a 6 μm) do que na periferia (2 μm). Estas células apresentam microvilosidades às quais adere o glicocálice o qual interage com a camada mucínica da lágrima promovendo a formação de uma película lacrimal estável. Estas microvilosidades alcançam um comprimento entre 0,5 μm e 1,2 μm e uma espessura de 0,15 μm a 0,5 μm . As suas membranas apresentam também micropregas (com 0,5 μm de altura e espessura e 1 μm a 3 μm de comprimento) que são mais abundantes nas junções celulares.

Quando observadas por microscopia electrónica de varrimento, podem-se distinguir três tipos de células superficiais: claras, médias e escuras, dependendo da quantidade e do padrão das microvilosidades. As células claras são as mais jovens e apresentam mais microvilosidades que as escuras, que são hiper maduras e estão prestes a sofrer descamação.

As células intermédias, são células aladas e formam estratos celulares que migram para a superfície corneal. As células basais têm uma forma cilíndrica com cerca de 20 μm de altura e 10 μm de largura, e são as mais activas de todo o epitélio corneal. Nesta camada de células tem lugar a mitose, migrando as células filhas para a superfície corneal, transformando-se em células aladas e depois em células superficiais. Este processo de migração dura cerca de sete dias.

As células basais segregam uma membrana muito fina, denominada membrana basal, que se situa entre elas e a membrana de Bowman.

O epitélio tem como principais funções bloquear a passagem de detritos, água e bactérias para as outras camadas da córnea, e absorver oxigénio e nutrientes celulares da lágrima para o resto da córnea.

2.2.2 Membrana de Bowman

A membrana de Bowman é uma membrana muito fina (10 μm a 15 μm) que aparece principalmente no homem e outros primatas. É acelular e homogénea e constituída por pequenas fibras de colagénio dispostas em estratos na zona central mas sem estratificação aparente na zona periférica. Também é formada por mucoproteínas,

mucopolissacarídeos e prolongamentos das células de Schwann pertencentes aos nervos que chegam a este nível da córnea.

A sua face anterior está perfeitamente delimitada, enquanto que a sua face posterior irregular não se pode separar do estroma.

Esta membrana não se regenera e actua como uma barreira defensiva.

2.2.3 Estroma

O estroma corneal é um tecido conjuntivo perfeitamente adaptado à função de transparência da córnea; tem uma espessura de cerca de 500 μm o que representa aproximadamente 90 % da espessura total da córnea.

É composto principalmente por fibras de colagénio, células estromais ou queratócitos e substância fundamental. As fibras de colagénio ordenam-se numas 200 a 250 lâminas paralelas à superfície, estando as fibras alinhadas dentro de cada lâmina.

A substância fundamental é composta por numerosas macromoléculas: colagénio, protoglutano e glucoproteínas.

Os queratócitos situam-se entre as fibras de colagénio; são células aplanadas e com expansões citoplasmáticas entre elas.

2.2.4 Membrana de Descemet

Assim como a membrana de Bowman, a membrana de Descemet não possui células, sendo formada por glucoproteínas e colagénio.

Podem-se distinguir duas camadas na sua estrutura: uma anterior com bandas e uma outra posterior sem bandas. A face com bandas aparece em todas as espécies sendo semelhante em todas elas. Tem uma espessura média de 3,1 nm (podendo variar entre 2,2 nm e 4,5 nm). Em 1956, Jakus³² descobriu nesta camada uma série de bandas periódicas ou lâminas constituídas por feixes de colagénio segregados pelas células endoteliais até ao 4º mês de gestação; aos 8 meses de gestação têm já um

aspecto de bandas. A face posterior aparece na maioria das espécies como uma camada homogénea e granular. É segregada pelas células endoteliais já depois do nascimento, aumentando a sua espessura ao longo da vida.

Esta membrana é muito resistente, permanecendo intacta mesmo em casos graves de ulceração corneal.

2.2.5 Endotélio

O endotélio é formado por uma única camada de células que formam um mosaico hexagonal e tem como função manter a hidratação das várias camadas da córnea.

Não tem capacidade de se regenerar o que leva a uma diminuição da população celular assim como da sua espessura. Na altura do nascimento, a densidade celular é de 4000 células/mm² e vai diminuindo ao longo da vida, estimando-se como críticos para um funcionamento normal da córnea, valores entre 400 células/mm² a 500 células/mm². A perda de células endoteliais é compensada pelo polimegatismo e pelo pleomorfismo.

2.3 Caracterização Óptica

A córnea é a primeira e a mais potente superfície refractiva do olho, sendo responsável por cerca de 70 % da sua potência refractiva total no estado não acomodado. É transparente³³ para radiações de comprimento de onda entre 310 nm e 2500 nm e aparenta ser mais sensível à radiação ultravioleta de 200 nm a 270 nm.

Numa aproximação simplificada, podemos considerar a córnea como um sistema óptico formado por duas superfícies refringentes e com um índice de refração (n) de 1,376. Como já foi atrás referido (secção 2.1), o valor de 7,8 mm é classicamente aceite para o raio de curvatura central médio da superfície anterior da córnea, embora valores compreendidos entre 7 mm e 8,5 mm sejam compatíveis com uma boa função visual. Para a superfície corneal posterior adopta-se o valor de 6,8 mm como raio de curvatura médio.

Vários trabalhos têm sido publicados sobre a curvatura de ambas as superfícies corneais. Estes estudos têm incidido mais na superfície anterior do que na superfície posterior, talvez por ser mais fácil de medir e por ter mais aplicações quer na adaptação de LC quer na cirurgia refractiva. Nas tabelas 2.1 e 2.2 apresentam-se valores encontrados por vários autores para o raio de curvatura central médio de ambas as superfícies corneais.

Tabela 2.1: Raio de curvatura médio da superfície anterior da córnea

Autor/Ano	Nº de Olhos	Raio de Curvatura média \pm D.P. (mm)	Observações
Gullstrand/1924 *	220	7,858	Homens
	92	7,799	Mulheres
Stenstrom/1948*	1000	7,86 \pm 0,26	
Tait/1956*	2000	7,85 \pm 0,26	
Sorsby et al./1969*	194	7,80 \pm 0,26	
Lowe/1969*	157	7,67 \pm 0,24	
Kiely/1984 ³⁴	196	7,79 \pm 0,26	Meridiano horizontal
		7,68 \pm 0,28	Meridiano vertical
Guillon et al./1986 ³⁵	220	7,856 \pm 0,254	Meridiano mais plano
		7,692 \pm 0,256	Meridiano mais curvo
Royston et al./1990 ³⁶	15	7,77	Meridiano horizontal
		7,77	Meridiano vertical
Dunne et al./1991 ³⁷	60	7,92 \pm 0,23	Meridiano horizontal
		7,81 \pm 0,23	Meridiano vertical
Dunne et al./1992 ³⁸	60	7,96 \pm 0,23	Meridiano vertical
		8,15 \pm 0,08	Meridiano horizontal
Patel et al./1993 ³⁹	20	7,71 \pm 0,43	Meridiano horizontal
		7,65 \pm 0,36	Meridiano vertical
Longanesi et al./1996 ⁴⁰	38	7,76 \pm 0,27	Meridiano vertical
		7,76 \pm 0,27	Meridiano horizontal
Lam et al./1997 ⁴¹	60	7,80 \pm 0,24	Pacientes chineses
Dubbelman et al./2002 ⁴²	83	7,87 \pm 0,27	

* adaptado de Clark (1973)⁴³

Alguns autores^{38,39,42,44} encontraram uma forte correlação linear entre os valores dos raios de curvatura de ambas as superfícies corneais podendo ser a relação entre elas dada pela expressão:

$$r_{post} = 0,81 * r_{ant}. \quad (2.1)$$

Tabela 2.2: Raio de curvatura médio da superfície posterior da córnea

Autor/Ano	Nºde Olhos	Raio de Curvatura		Observações
		Média \pm D.P.(mm)		
Royston et al./1990 ³⁶	15	6,35	Meridiano vertical	
		6,40	Meridiano vertical	
Dunne et al./1991 ³⁷	60	6,78 \pm 0,23	Meridiano horizontal	
		6,49 \pm 0,31	Meridiano vertical	
Dunne et al./1992 ³⁸	60	6,82 \pm 0,15	Meridiano horizontal	
		6,45 \pm 0,31	Meridiano vertical	
Patel et al./1993 ³⁹	20	5,81 \pm 0,40	Meridiano horizontal	
		5,80 \pm 0,42	Meridiano vertical	
Edmund/1994 ⁴⁴	-	6,71 \pm 0,23		
Lam et al./1997 ⁴¹	60	6,51 \pm 0,40	Meridiano horizontal	
Dubbelman et al./2002 ⁴²	83	6,40 \pm 0,28		

Se se considerar que a superfície corneal anterior está em contacto com o ar ($n=1$) e a superfície posterior com o humor aquoso ($n = 1,336$), pode-se determinar a potência de cada uma das superfícies corneais e, conseqüentemente, a sua potência total, usando a equação paraxial :

$$P = P_{ant} + P_{post} - P_{ant} * P_{post} * \frac{e}{n'}, \quad (2.2)$$

onde: P_{ant} é a potência da superfície anterior, P_{post} a potência da superfície posterior, e a espessura corneal e n' o índice de refração da córnea. As potências de cada superfície calculam-se usando a equação:

$$P = \frac{n' - n}{r}. \quad (2.3)$$

Considerando $n' = 1,376$, $n = 1$ e $r = 7,8 \times 10^{-3}$ m, e substituindo estes valores na equação 2.3 tem-se que:

$$P_{ant} = \frac{1,376 - 1}{7,8 \times 10^{-3}},$$

ou seja,

$$P_{ant} = +48,21D.$$

Para a superfície posterior, $n = 1,376$, $n' = 1,336$ e $r = 6,8 \times 10^{-3}$ m pelo que:

$$P_{post} = \frac{1,336 - 1,376}{6,8 \times 10^{-3}},$$

ou seja,

$$P_{post} = -5,88D.$$

Substituindo estes valores na equação 2.2 e considerando um valor médio de $550 \mu\text{m}$ para a espessura corneal central (ECC), obtém-se um valor de $+42,44$ D para a potência total da córnea que representa cerca de 70 % da potência total do olho.

No cálculo da potência corneal consideraram-se ambas as superfícies corneais esféricas assim como a uma espessura corneal constante. Na realidade, nenhuma destas situações se verifica: a espessura corneal varia do centro para a periferia da córnea e as superfícies corneais têm uma forma asférica. Dada a importância destes dois temas para este trabalho, é apresentada uma revisão bibliográfica pormenorizada sobre a topografia e paquimetria corneal nos capítulos seguintes.

Capítulo 3

Paquimetria Corneal

A paquimetria (do grego *pachos*, que significa espessura, e *metron* que significa medida) corneal pode ser definida como a medida, *in vivo*, da espessura da córnea. A sua determinação tem sido, ao longo das últimas décadas, uma das ferramentas mais úteis no estudo da resposta da córnea a uma série de condições tais como patologias, cirurgia refractiva e adaptação de LC. Algumas dessas condições são descritas neste capítulo.

Hoje em dia, estão disponíveis uma série de técnicas que permitem determinar, de forma precisa e exacta, a espessura da córnea quer na zona central quer na sua periferia. Ao longo deste capítulo são descritas as técnicas de paquimetria mais usadas dando-se mais relevo àquelas que estão disponíveis comercialmente, embora seja feita também uma abordagem a alguns métodos experimentais.

3.1 Espessura Normal da Córnea

O conhecimento da distribuição da espessura corneal em olhos saudáveis permitirá a utilização da paquimetria para detectar alterações patológicas da córnea. Se for conhecido um intervalo de valores "normais" para a espessura corneal, a paquimetria poderá ser realizada e interpretada sem necessidade de recorrer a grupos de controlo,

como na avaliação da PIO.

Ao longo dos últimos anos têm sido publicados vários estudos sobre a ECC havendo uma discrepância muito grande de valores (tabela 3.1). Esta discrepância deve-se provavelmente à utilização de diferentes técnicas de paquimetria e às diferenças de idade, sexo e etnia dos pacientes envolvidos nos estudos. Nos primeiros trabalhos também não era tida em conta a variação diurna da espessura corneal.

Num amplo estudo de revisão, em que avaliaram cerca de 700 trabalhos publicados entre 1968 e 1999, Doughty e Zadman⁶² determinaram o valor da ECC "normal". A espessura corneal foi calculada a partir de valores retirados de 300 conjuntos de medidas de ECC realizadas em olhos normais. Os valores calculados pelos autores encontram-se resumidos na tabela 3.1. Um histograma das médias da espessura central estimada a partir dos 300 conjuntos de dados foi também apresentado pelo autores (figura 3.1). Facilmente se identificam os valores dominantes, sendo também evidente que a maioria dos valores encontrados para a ECC em olhos saudáveis parecem apresentar uma distribuição normal, facto já verificado por outros autores.^{56, 71-73} Concluíram ainda que, assumindo um intervalo de confiança de 95 %, os valores mais frequentes da ECC estariam compreendidos entre 473 μm e 595 μm .

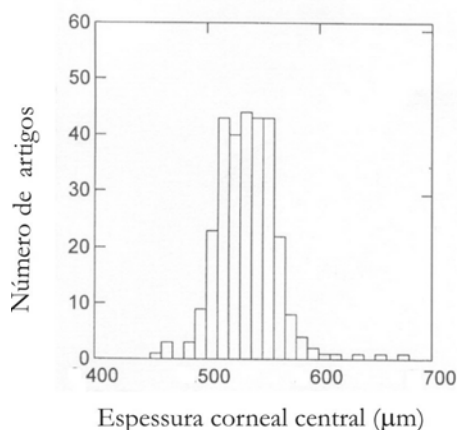


Figura 3.1: Histograma da distribuição dos valores médios da ECC encontrados em olhos normais (adaptado de Doughty e Zaman⁶²).

A espessura corneal varia do centro para a periferia,^{21, 26, 40, 48, 50, 51, 74-79} poden-

Tabela 3.1: Valores de ECC média obtidos por diferentes autores

Autor/Ano	Nº de Olhos	ECC (μm) média \pm D.P.	Paquímetro utilizado
von Bahr/1948 ⁴⁵	221	565 \pm 35	von Bahr
Maurice e Giardini/1951 ⁴⁶	44	507 \pm 28	Maurice-Giardini
de Leonibus/1952*	20	545 \pm 33	Maurice-Giardini
Santoni/1952*	40	524 \pm 26	Maurice-Giardini
Sbordone/1953*	10	513 \pm 35	Maurice-Giardini
Cook e Langham/1953*	10	536 \pm 40	Maurice-Giardini
Murata e Kato/1963*	20	532 \pm 20	Maurice-Giardini
Donaldson/1966 ⁴⁷	268	522 \pm 41	Donaldson
Martola e Baum/1968 ⁴⁸	209	523 \pm 39	Donaldson
Mishima e Hedbys/1968 ⁴⁹	40	518 \pm 20	Haag-Streit
Mandell e Polse/1969 ⁵⁰	16	506 \pm 40	Haag-Streit
Tomlinson/1972 ⁵¹	65	552 \pm 39	Haag-Streit
Olsen e Ehlers/1984 ⁵²	115	515 \pm 33	Reflexão especular
Edmund e la Cour/1986 ⁵³	58	581 \pm 31	Haag-Streit
Edmund /1987 ⁵⁴	80	575 \pm 27	Haag-Streit
Giasson e Forthomme/1992 ⁵⁵	29	553 \pm 22 506 \pm 39	Haag-Streit Ultra-sons
Herse e Yao/1993 ⁵⁶	1082	540 \pm 25	Haag-Streit
Siu e Herse/1993 ⁵⁷	108	530	Ultra-sons
Herndon et al./1997 ⁵⁸	59	561 \pm 26	Ultra-sons
Yaylali et al./1997 ⁵⁹	51	571,3 \pm 44,4 543,3 \pm 53,5	Orbscan [®] Ultra-sons
Copt et al./1999 ⁶⁰	18	552 \pm 35	Ultra-sons
Marsich e Bullimore/2000 ⁶¹	20	539 \pm 33 542 \pm 33 596 \pm 40	Óptico Ultra-sons Orbscan [®]
Doughthy e Zaman/2000 ⁶²		536 \pm 31 530 \pm 29	Óptico Ultra-sons
Herman et al./2001 ⁶³	55	563 \pm 27	Óptico
Felgen et al./2001 ⁶⁴	73	580 \pm 54	Ultra-sons
Nomura et al./2002 ⁶⁵	1317	514,8 \pm 33	Microscópio especular
Tam et al./2003 ⁶⁶	62	572 550 555	Microscopia especular Ultra-sons Biomicroscópio de ultra-sons
Suzuki et al./2003 ⁶⁷	216	546,9 \pm 35,4 525,3 \pm 31,4 548,1 \pm 33	Orbscan [®] Microscópio especular Ultra-sons
Braun e Penno/2003 ⁶⁸	202	553,3	Ultra-sons
Nemesure et al./2003 ⁶⁹	2276	530,5 \pm 38	Ultra-sons

* citado por Mishima⁷⁰

do ser considerada constante nos três milímetros centrais. Vários valores têm sido apresentados para a espessura corneal periférica (tabela 3.2) sendo por vezes difícil comparar os resultados pois nem sempre é definida a localização do ponto periférico para o qual é determinada a espessura. A partir de resultados publicados por vários autores, Doughty e Zaman⁶² calcularam um valor médio de 672 μm para a espessura corneal periférica.

A localização precisa das áreas periféricas da córnea onde a espessura é medida não tem sido rigorosamente indicada. Martola e Baum⁴⁸ mediram a espessura corneal apenas na zona temporal do limbo. Binder et al.⁸⁰ usaram um paquímetro electrónico apetrechado com nove luzes de fixação; no entanto, não indicaram a relação entre as luzes de fixação e o ponto corneal onde era efectuada a medida. Mandell e Polse⁵⁰ descreveram a forma como calcularam a localização do ponto onde mediram a espessura a partir do ângulo entre a luz de fixação e o feixe da lâmpada de fenda. No entanto, assumiram um raio de curvatura constante para toda a córnea o que não corresponde à verdade pelo que o seu método introduz um erro sistemático. Edmund⁵⁴ e Brennan et al.⁸¹ descreveram equações que consideram a natureza asférica da superfície corneal anterior e discutiram os erros na localização corneal introduzidos por diferentes asfericidades.

Na tabela 3.2 podem-se encontrar alguns valores da espessura periférica apresentados em vários trabalhos publicados. Os valores apresentados referem-se à espessura corneal determinada nos pontos mais periféricos, isto é, nos trabalhos onde eram apresentados valores para vários pontos apenas foram considerados os mais extremos. Em alguns casos os autores apresentam apenas um valor médio para a espessura periférica, sendo este apresentado na tabela como "espessura corneal periférica média". Os valores apresentados mostram ainda que, na maioria dos casos, a espessura periférica é maior na metade superior da córnea, facto também confirmado por Wada.⁷⁸

De uma forma geral, a análise de vários estudos realizados sugere que, para a maioria dos indivíduos, parecem não existir variações da ECC depois dos primeiros

Tabela 3.2: Valores médios da espessura corneal em pontos periféricos

Autor/Ano	ECC (μm)	Espessura corneal periférica (μm)				média
		superior	inferior	nasal	temporal	
Martola e Baum/1968 ⁴⁸	523					660
Mandell e Polse/1969 ⁵⁰	506					568
Tomlinson/1972 ⁵¹	552					604
Hirji e Larke/1978 ⁷⁵	550	690	650	690	630	
Siu e Herse/1993 ⁵⁷	530					705
Gromacki e Barr/1994 ²⁶	560	750	850	810	830	
Longanesi et al./1996 ⁴⁰	552	665,10	654,05	659,63	650,78	
Liu et al./1999 ⁸²	560	640	620	610	580	

anos de vida. Contudo, esta conclusão talvez só possa ser aplicada a indivíduos de raça branca, uma vez que parece existir uma diminuição da ECC em idades mais avançadas em indivíduos de outras raças e/ou etnias.^{62, 71, 72, 83}

Alguns autores referem um adelgaçamento da córnea com a idade.^{48, 52, 65, 71, 72, 83–85} Alsbirk⁷¹ mediu a ECC em esquimós e caucasianos constatando que esta diminuía com a idade apenas no grupo de esquimós, embora o número de caucasianos participantes no estudo fosse relativamente pequeno. Olsen e Ehlers⁵² encontraram uma correlação negativa significativa entre a ECC e a idade em 115 caucasianos com idades compreendidas entre os 10 anos e os 90 anos, concluindo ainda que a diminuição seria de cerca de 20 μm em 50 anos. Foster et al.⁸³ mediram a ECC em 1242 indivíduos mongóis (com idades compreendidas entre os 10 anos e os 70 anos) encontrando também um adelgaçamento significativo da córnea com a idade. Resultados semelhantes foram encontrados por Cho e Lam⁷² em pacientes chineses, mas apenas nas mulheres. Uma possível explicação para este facto, segundo os próprios autores, deve-se ao número reduzido de indivíduos do sexo masculino nos grupos de maior idade; nos pacientes mais novos o decréscimo na ECC era significativo para ambos os sexos. Nomura et al.,⁶⁵ num estudo realizado numa população japonesa, também encontraram um adelgaçamento da córnea com a idade mas apenas nos indivíduos do sexo masculino. Um adelgaçamento de 2,9 μm por década foi sugerido por Hahn et al.⁸⁴ num estudo que envolveu pacientes com idades superiores a 40 anos. Um valor mais elevado (6,3 μm /década) foi apontado por Brandt et al..⁸⁵ A diminuição da espessura corneal com a idade também foi constatada por Martola e Baum⁴⁸ mas apenas na

periferia corneal.

Por outro lado, existem vários outros investigadores que concluíram nos seus estudos que a córnea mantinha a sua espessura ao longo dos anos.^{40,56,57,62,86-88} Muitos destes estudos foram realizados em grupos relativamente pequenos e não homogêneos (pacientes com patologias podem ter sido incluídos) pelo que se tornam inconclusivos existindo a necessidade de se proceder a um estudo com um número de indivíduos bastante elevado e onde sejam controlados os vários factores que podem influenciar os resultados.

Na maioria dos estudos realizados sobre a ECC, o sexo não tem sido considerado como um factor importante uma vez que o número de homens e mulheres envolvidos é, na maioria dos casos, aleatório. Não existe consenso quanto à existência de diferenças significativas de valores da espessura corneal entre os dois sexos. A maioria dos estudos demonstram não existirem diferenças significativas,^{48,51,52,56,58,60,71,72,76,83,86-88} no entanto, alguns trabalhos publicados apresentam valores significativamente diferentes^{84,85,89,90} para homens e mulheres, embora uns encontrem valores superiores em homens e outros em mulheres.

Enquanto se tenta averiguar se existem diferenças de espessura corneal relacionadas com o sexo, não deve ser esquecida a possibilidade de que a espessura corneal seja afectada por alterações hormonais.⁷⁵ Tem também sido sugerido que a espessura corneal varia durante o ciclo menstrual. Soni⁹¹ encontrou uma variação cíclica da espessura corneal, com um valor mínimo mesmo antes da ovulação, enquanto que no grupo de controlo constituído por homens, não foi verificada nenhuma variação. No entanto esta variação não foi encontrada por El Hage e Beaulne⁹² nem por Hirji e Larke.⁷⁵

Vários estudos revelaram a existência de diferenças na espessura corneal média relacionadas com a etnia e/ou raça.^{69,71,83,85,89,93} La Rosa et al.,⁹³ usando paquimetria de ultra-sons, encontrou uma ECC média para indivíduos caucasianos (556 μm) superior à dos indivíduos afro-americanos (534 μm). Nemesure et al.⁶⁹ também encontraram valores significativamente inferiores em indivíduos de raça negra (529,8 μm) em relação aos encontrados nos indivíduos caucasianos (545,2 μm), embora o número

de participantes de raça branca fosse bastante inferior. Num estudo que envolveu asiáticos, hispânicos, caucasianos e afro-americanos, Shimmyo et al.⁸⁹ concluíram que a ECC destes últimos (535 μm) era significativamente inferior à dos outros grupos ($\approx 550 \mu\text{m}$). A conclusões semelhantes chegaram Brandt et al.⁸⁵ encontrando uma ECC de 555,7 μm para o grupo de afro-americanos e de 579 μm para o de caucasianos. Num estudo⁸³ que envolveu cerca de 1130 indivíduos mongóis, foi encontrada uma ECC de 495 μm para o OD e de 515 μm para o OE, valores que se encontram abaixo dos encontrados para indivíduos caucasianos. Alsbirk,⁷¹ como já atrás referido, encontrou valores superiores em caucasianos aos encontrados em esquimós, apontando como causa os factores ambientais.

Tem-se também tentado verificar a existência de diferenças significativas entre a ECC de míopes e de hipermetropes,^{45,48,71,89,94} mas o resultado geral é inconclusivo.^{62,70} Por outro lado, tem-se averiguado se alterações dinâmicas da espessura corneal, especialmente relacionadas com o uso de LC, podem estar relacionadas com alterações da curvatura da superfície anterior da córnea, mas uma vez mais os resultados são inconclusivos.⁶²

A espessura corneal não é constante e podem-se esperar diferenças se for medida em diferentes alturas do dia, atingindo o seu valor máximo ao acordar.^{53,62,70,75,95-97} Foi demonstrado que este aumento da espessura corneal durante as horas de sono é devido a uma diminuição da pressão parcial de oxigénio na superfície do epitélio corneal enquanto o olho se mantém fechado,^{98,99} resultando num nível de hidratação corneal mais elevado. O edema corneal nocturno da córnea humana varia entre 2 % e 7 %, diferindo de indivíduo para indivíduo. A sua recuperação dá-se de forma logarítmica e o valor base é reposto ao fim de 1 h a 2 h.⁹⁶

A existência de variações da ECC ao longo do dia é ignorada na maioria dos trabalhos publicados, onde medidas que sejam feitas após as duas horas atrás referidas são englobadas no mesmo estudo. No entanto, Fujita¹⁰⁰ descreveu uma variação diurna da espessura corneal através de uma função co-seno. Edmund e la Cour⁵³ demonstraram que, embora a ECC variasse ao longo do dia, o factor limitativo num método de paquimetria seria a variação intra-indivíduo de um dia para o outro, o que

excede a variação diurna. Desta forma, se a medida da espessura corneal for efectuada pelo menos duas horas após o acordar, o efeito da variação diurna é minimizado.

A determinação de uma gama de valores para os quais se possa considerar normal a espessura corneal torna-se difícil devido a um tão grande número de factores que a podem fazer variar. A realização de estudos que envolvam maior número de indivíduos, e em que se controlem factores tais como o sexo, a raça e/ou a etnia e a idade é fundamental. Além disso, a escolha da técnica ou técnicas a utilizar torna-se importante pois algumas das variações encontradas podem dever-se à falta de precisão e exactidão de algumas delas e ao facto de estarem envolvidos métodos diferentes nos vários estudos.

3.2 A Espessura Corneal em Algumas Patologias

A espessura da córnea pode sofrer alterações devido à existência de certas condições patológicas pelo que a sua determinação pode ser útil na detecção precoce, no diagnóstico diferencial e na sua monitorização. Nesta secção são descritas algumas dessas condições onde o uso da paquimetria pode ser importante.

3.2.1 Queratite intersticial

A queratite intersticial é uma inflamação do estroma corneal que não afecta nem o epitélio nem o endotélio, sendo os sinais mais comuns a presença de células inflamatórias no estroma, pregas na membrana de Descemet, lesões endoteliais e neovascularização. Evolui em duas fases (progressiva e regressiva) e está normalmente associada com a sífilis, embora também o possa estar com herpes simplex, corpos estranhos, reacções de toxicidade e algumas doenças sistémicas como a sarcoidose, a doença de Hodgkin e o Síndrome de Cogan.¹⁰¹ Cook e Langham¹⁰² encontraram uma forte correlação entre o grau de edema e a extensão da opacidade corneal durante as fases progressiva e regressiva desta condição. Além disso, observaram a existência de um aumento significativo da espessura corneal antes do aparecimento de qualquer

outro sinal.

3.2.2 Queratopatia bolhosa

A queratopatia bolhosa é uma seqüela não específica de um edema prolongado do estroma e do epitélio corneal e caracteriza-se pela presença de bolhas no epitélio que se encontra elevado e separado da membrana de Bowman. Pode surgir associada a uma série de outras condições, incluindo distrofia endotelial de Fuchs, cirurgia da catarata, adesão da íris após queratoplastia, uveíte e glaucoma prolongado ou uso de LC.

Esta condição pode ser extremamente dolorosa, uma vez que as bolhas podem romper-se expondo as terminações nervosas da córnea. Além disso, os pacientes costumam apresentar epífora, fotofobia, blefarospasmo e redução da acuidade visual. A paquimetria não é necessária para o seu diagnóstico, mas pode ser importante na monitorização do seu progresso e na escolha de planos de tratamento.

3.2.3 Glaucoma

O glaucoma é uma patologia composta por uma série de alterações oculares, resultando de um aumento prolongado da PIO pelo que a determinação desta se torna fundamental no seu diagnóstico e monitorização.

Desde a década de 70 têm sido publicados vários estudos sobre a relação entre a PIO e a ECC, tendo sido apresentados resultados que mostram que córneas mais delgadas podem apresentar valores de PIO artificialmente mais baixos e que córneas mais espessas apresentam valores superiores. Estas conclusões têm sido aplicadas no estudo da influência da ECC no diagnóstico dos vários tipos de glaucoma tendo-se verificado que olhos com hipertensão ocular apresentam, em média, córneas mais espessas do que olhos normais ou com glaucoma (tabela 3.3). Por outro lado têm sido encontrados valores de ECC inferiores em pacientes com glaucoma de pressão normal. Argus¹⁰³ examinou 36 pacientes com hipertensão ocular e comparou a sua ECC

Tabela 3.3: Valores médios da ECC em alguns tipos de glaucoma e em pacientes normais

Autor/Ano	ECC (μm)			
	média \pm DP			
	GPAA	HO	GPN	Normais
Morad et al./1998 ¹⁰⁴	556 \pm 35		521 \pm 37	555 \pm 34
Herndon et al./1997 ⁵⁸	554 \pm 22	606 \pm 41		561 \pm 26
Bechmann et al./2000 ¹⁰⁵	512 \pm 30	593 \pm 35		530 \pm 32
Ventura et al./2001 ¹⁰⁶	515 \pm 35	563 \pm 29	518 \pm 0,5	524 \pm 25
Copt et al./1999 ⁶⁰	543 \pm 35	583 \pm 34	521 \pm 31	552 \pm 35
Shah et al./1999 ⁷³	550,1	579,5	514	553,9
Hahn et al./2003 ⁸⁴	561,2	561,2		546,5
Bron et al./1999 ¹⁰⁷	536 \pm 34	592 \pm 39		545 \pm 33

GPAA - Glaucoma primário de ângulo aberto

HO - Hipertensão ocular

GPN - Glaucoma de pressão normal/baixa

com a de 29 pacientes normais e 31 glaucomatosos. Encontrou uma espessura significativamente maior nos pacientes com hipertensão ocular do que nos outros grupos. Resultados semelhantes foram encontrados por Herndon et al.⁵⁸ ao examinarem 184 olhos de 109 sujeitos, dos quais 48 (74 olhos) tinham glaucoma, 28 (51 olhos) apresentavam hipertensão ocular e 33 (59 olhos) eram normais. Concluíram que a ECC dos pacientes com hipertensão ocular era significativamente superior ($606 \pm 41 \mu\text{m}$) à dos pacientes com glaucoma ($554 \pm 22 \mu\text{m}$) ou normais ($561 \pm 26 \mu\text{m}$) não sendo significativa a diferença entre os dois últimos. Num estudo recente do grupo "Ocular Hypertension Treatment Study"⁸⁵ (OHTS) a ECC foi medida em 1301 olhos com hipertensão tendo sido valor médio encontrado para a ECC de $573 \mu\text{m}$ e 29 % dos pacientes apresentavam valores superiores a $600 \mu\text{m}$ que é bastante superior à percentagem encontrada por Doughty e Zaman⁶² no seu amplo estudo sobre a espessura corneal. Herman et al.⁶³ encontraram também valores de ECC estatisticamente superiores em pacientes com hipertensão ocular quando comparados com pacientes que não apresentavam esta condição.

Estes estudos sugerem que um número significativo de pacientes diagnosticados com hipertensão ocular pode apenas ter córneas mais espessas que o normal, resultando num valor da PIO artificialmente elevado e estando menos susceptíveis a desenvolverem glaucoma. Na realidade, num estudo recentemente publicado foi demons-

trado que a ECC pode ser um factor importante na previsão do desenvolvimento de glaucoma primário de ângulo aberto em pacientes com hipertensão ocular. Olhos com ECC inferior a $555 \mu\text{m}$ tinham um risco 3 vezes superior de desenvolverem este tipo de patologia relativamente a olhos com ECC superior a $588 \mu\text{m}$. Medeiros et al.¹⁰⁸⁻¹¹⁰ também concluíram que a ECC deve ser tida em conta na avaliação do risco de desenvolvimento de danos glaucomatosos em pacientes com hipertensão ocular.

De forma análoga, vários investigadores^{60,73,104,105,111} demonstraram a presença de valores de ECC mais baixos em pacientes com glaucoma de pressão normal ou baixa sugerindo que, pelo menos em alguns deles, a PIO poderia ter sido subestimada devido à existência de córneas com ECC reduzida.

3.2.4 Distrofia endotelial de Fuchs

A distrofia endotelial de Fuchs é uma condição relativamente comum, de progressão lenta, geralmente bilateral, que aparece após os 50 anos de idade e é mais comum em mulheres. Caracteriza-se por um aumento gradual do número de bolhas endoteliais centrais que se estendem à periferia. Produz-se uma descompensação das células endoteliais que produzem edema corneal e visão desfocada. Existe um aumento significativo da espessura corneal que pode chegar até 30 %, desenvolvendo-se então uma queratopatia bolhosa. Esta situação afecta tanto o valor basal da espessura corneal como o tempo de recuperação do seu estado edematoso, sendo ambos os valores maiores em olhos afectados por esta distrofia do endotélio.

3.2.5 Queratocone

O queratocone é uma patologia caracterizada por um aumento significativo da curvatura corneal central da superfície anterior associado a um adelgaçamento da córnea perto do seu *apex*. Normalmente é uma condição bilateral que aparece na puberdade, sendo a sua incidência de um caso em cada duas mil pessoas.¹¹²

O diagnóstico clínico do queratocone, a partir dos sinais clínicos observáveis com

o biomicroscópio e retinoscópio, não é difícil. Contudo, o grande desafio é o diagnóstico precoce desta condição em pacientes que apresentam uma progressão quer da miopia quer do astigmatismo, com acuidade visual normal e sem apresentarem ainda sinais clínicos. O diagnóstico precoce pode tornar-se particularmente importante em pacientes que pretendam realizar LASIK (*laser in situ keratomileusis*) porque o resultado poderá ser imprevisível e ocorrer ectasia.^{9,113-118}

Vários métodos têm sido desenvolvidos para diagnosticar precocemente esta condição, sendo a sua maioria baseada na topografia da superfície corneal anterior.¹¹⁹⁻¹²¹ No entanto, a paquimetria também tem sido utilizada para detectar e monitorizar o adelgaçamento corneal associado ao queratocone. Os olhos com queratocone apresentam uma ECC inferior ao normal permanecendo praticamente invariável na periferia.^{26,122} Mandell e Polse⁵⁰ mediram a espessura corneal em vários pontos da córnea em doze pacientes com queratocone e constataram que o adelgaçamento central da córnea e o aumento da variação da espessura ao longo de toda a córnea era comum a todos os pacientes. Baseando-se nestes factos, os autores sugeriram que uma diferença de espessuras maior que 85 μm entre a área de menor espessura e na região a 35° desta seria indicativa da existência de um queratocone. Insler e Cooper⁹⁴ também encontraram um adelgaçamento central médio de 120 μm e uma diferença entre a espessura central e periférica de 83 μm em 23 olhos com queratocone. Encontraram ainda uma relação inversa entre a ECC e a curvatura corneal máxima também apresentada por Edmund¹²² em 1987. Avitabile et al.²¹ estudaram a razão entre a espessura periférica e a espessura do ponto mais delgado da córnea e verificaram que esta era maior em olhos com queratocone. Watters e Owens¹²³ mediram a diferença da espessura entre dois pontos corneais distintos, um inferior e outro superior ao *apex* corneal e concluíram que uma diferença entre 75 μm e 100 μm indicaria a existência de um queratocone incipiente; num queratocone avançado a diferença seria superior a 125 μm .

A existência de um queratocone na superfície corneal posterior também pode ocorrer, embora seja uma situação rara.^{124,125} Nesta condição, a curvatura da superfície corneal posterior aumenta enquanto que a superfície anterior se mantém pratica-

mente inalterada. Pode ser generalizado, quando existe um aumento generalizado da curvatura, ou circunscrito, quando existe uma indentação localizada da superfície corneal posterior. O aumento de curvatura da superfície posterior está relacionada com a ausência ou diminuição de substância do estroma posterior. Ao contrário do queratocone anterior, a perda de acuidade visual não está relacionada com curvatura irregular da superfície posterior mas sim com a presença de edema corneal ou a existência de opacidades.

3.2.6 Diabetes mellitus

A diabetes é uma doença causada pela ausência ou deficiência na produção de insulina, que é uma hormona produzida pelo pâncreas, responsável pela absorção da glucose do sangue para as células. São conhecidos dois tipos de diabetes: o tipo I, conhecido como tipo juvenil e actualmente classificado como diabetes insulino-dependente, e o tipo II ou adulto, também chamado diabetes não insulino-dependente. Esta doença é responsável por várias alterações oculares sendo a mais conhecida a retinopatia diabética. No entanto, podem ocorrer alterações refractivas, catarata, problemas corneais, glaucoma, etc..¹²⁶

A influência da diabetes na espessura corneal foi posta em evidência por Busted et al.,¹²⁷ que realizaram um estudo numa população de diabéticos jovens com retinopatia diabética proliferativa. Estes pacientes apresentavam uma ECC média de 566 μm enquanto que, para os pacientes diabéticos que não apresentavam a retinopatia, a ECC era de 544 μm ; a ECC do grupo de controlo era de 527 μm . Sugeriram que o aumento da espessura corneal parece estar presente em pacientes com diabetes desde muito cedo e que pode ser uma das primeiras alterações a ser detectada em olhos diabéticos. A espessura corneal pode ser também um indicador do risco de complicações retinianas em indivíduos diabéticos.

Weston et al.¹²⁸ encontraram também a ECC mais elevada em pacientes diabéticos ($562 \pm 35 \mu\text{m}$) do que em pacientes que não apresentavam esta patologia ($539 \pm 24 \mu\text{m}$). Estes autores encontraram ainda um menor edema corneal provoca-

do por hipoxia nos pacientes diabéticos. Resultados semelhantes foram apresentados por McNamara et al.¹²⁹ que estudaram a influência do nível de glucose na função corneal. Concluíram ainda que os pacientes diabéticos apresentam menor edema corneal e uma recuperação mais lenta em situações de hipoxia, sendo o edema corneal ainda menor em situações de hiperglicemia, sugerindo que esta afecta o controlo da hidratação corneal. Brandt et al.⁸⁵ encontraram também valores estatisticamente mais elevados de ECC em diabéticos.

3.3 O Efeito do Uso de LC na Espessura Corneal

As LC, ao serem colocadas sobre a córnea, representam uma causa potencial de alterações da mesma, sendo a mais significativa a hipoxia podendo levar a complicações importantes. A maioria destas complicações é acompanhada de alterações na espessura corneal.

A espessura da córnea é directamente proporcional ao seu conteúdo de água ou nível de hidratação, tendo sido encontrada uma relação linear entre o edema e a espessura corneal. Desta forma, a paquimetria pode ser utilizada para determinar o grau de edema induzido pelo uso de LC. O edema é normalmente referido em termos da percentagem de variação da espessura em relação a um valor base. A avaliação do impacto do uso deste tipo de compensação óptica pode ser conduzida de várias formas, estudando-se a influência do tipo de material (rígido, hidrófilo ou rígido permeável aos gases), do tipo de porte (diário, prolongado, contínuo) e do tempo de uso (a curto ou a longo prazo).

Num estudo envolvendo 27 pacientes (27 olhos) Holden et al.¹³⁰ estudaram os efeitos a longo prazo do uso de lentes hidrófilas. A lente era colocada num olho, funcionando o outro como controlo, durante uma média de 62 meses. Foram encontradas diminuições das espessuras do epitélio e do estroma de 5,6 % e 2,3 %, respectivamente. Uma semana após a remoção das lentes, o epitélio tinha recuperado a sua espessura inicial mas o estroma mantinha o adelgaçamento induzido pelo uso da LC. Os autores definiram assim dois tipos de edema: edema aparente e edema real. O edema aparente representa a diferença entre a espessura da córnea antes de utilizar a LC (ou do olho de controlo, no caso deste estudo em particular) e imediatamente após a sua remoção. Este cálculo não tem em conta o adelgaçamento do estroma. Para se conhecer o edema real provocado pela lente deve-se então ter em conta este adelgaçamento pelo que se deve calcular a diferença entre a espessura logo após a remoção da lente e depois do edema se ter reduzido (uma semana depois). Desta forma o edema real resultante do uso das LC é mais elevado do que se medir apenas a diferença entre as espessuras antes e depois do porte das LC.

Liu e Pflugfelder¹³¹ avaliaram 35 pacientes (64 olhos) usuários de LC há mais de 5 anos. Concluíram que estes pacientes apresentavam uma espessura corneal 30 μm a 50 μm inferior à de olhos normais, apresentando a ECC uma correlação negativa significativa com o tempo de uso. A redução foi maior em portadores de lentes rígidas, embora a maioria dos usuários de lentes hidrófilas já tivesse usado também este tipo de lentes. Num estudo efectuado por Braun e Penno,⁶⁸ não foram encontradas diferenças significativas entre os dois tipos de lentes embora, em ambos os casos, a ECC se encontrasse inferior à do grupo de controlo (22 μm para os usuários de lentes hidrófilas e 24 μm para os de lentes rígidas permeáveis aos gases). Myrowitz et al.,¹³² num estudo envolvendo 62 pacientes (124 olhos), encontraram um adelgaçamento corneal médio significativo (37 μm) em pacientes portadores de lentes rígidas há muitos anos. Os pacientes usuários de lentes hidrófilas não apresentavam diferenças significativas em relação ao grupo de controlo o que se pode explicar pelo facto dos autores terem determinado o edema aparente referido por Holden et al..¹³⁰

A determinação da espessura corneal em zonas periféricas permitiu evidenciar diferenças na resposta da córnea ao porte de LC. Mandell¹³³ verificou que o edema corneal provocado por lentes hidrófilas apresentava uma distribuição relativamente uniforme em toda a córnea ao contrário do provocado por lentes de polimetilmetacrilato (PMMA) que se localiza principalmente na zona central.¹³⁴ Sanders et al.¹³⁵ atribuíram estas diferenças à renovação de lágrima que, no caso das lentes de PMMA, é muito maior na periferia do que no centro, ao passo que nas lentes hidrófilas este intercâmbio é uniforme mas insuficiente.

Uma vez que grande parte dos pacientes candidatos à realização de cirurgia refractiva é portadora de LC, torna-se importante compreender as alterações corneais associadas ao uso prolongado deste tipo de compensação óptica, de forma a identificar os factores de risco e evitar complicações cirúrgicas. A espessura corneal é um factor crítico para o sucesso da cirurgia refractiva pelo que o estudo da influência do uso de LC a longo prazo na sua variação é fundamental.

3.4 Técnicas para Determinação da Espessura Corneal

Existe uma grande variedade de técnicas para o cálculo da espessura da córnea, incluindo paquimetria óptica, paquimetria de ultra-sons, microscopias especular e confocal, interferometria, biomicroscopia ultra-sónica, etc., embora algumas delas sejam apenas experimentais. Nesta secção faz-se um resumo da evolução das técnicas de paquimetria ao longo dos tempos assim como uma descrição dos métodos que são utilizados hoje em dia no cálculo da espessura corneal.

As técnicas foram divididas em grupos a fim de facilitar a sua descrição. Num primeiro grupo, denominado métodos ópticos, descrevem-se as técnicas que utilizam meios ópticos para calcular a espessura corneal. Nos métodos não-ópticos são apresentadas as técnicas baseadas no uso de ultra-sons.

3.4.1 Métodos Ópticos

A primeira medida da espessura corneal *in vivo* foi realizada por Blix em 1880*. O aparelho utilizado era constituído por dois microscópios com sistemas ópticos de potências idênticas colocados horizontalmente e formando um ângulo de 40° entre eles (figura 3.2). Um dos microscópios tinha um diafragma iluminado ajustado de forma a que sua imagem se formasse no ponto de intercepção dos eixos dos dois microscópios. Estes podiam-se movimentar simetricamente ao longo dos seus eixos e também em conjunto ao longo da bissectriz do ângulo formado entre eles. Para determinar a espessura corneal, os microscópios eram ajustados de forma a focar a imagem do diafragma iluminado na superfície anterior da córnea e em seguida na superfície posterior. O deslocamento necessário para focar a imagem nas duas superfícies dava a espessura aparente da qual se podia calcular a espessura corneal real usando a seguinte equação:

*Citado por von Bahr.⁴⁵

$$e_r = \frac{n}{\frac{1}{e_a} + P_{ant}}, \quad (3.1)$$

em que e_r é a espessura real, e_a a espessura aparente, n o índice de refração e P_{ant} a potência da superfície anterior da córnea.

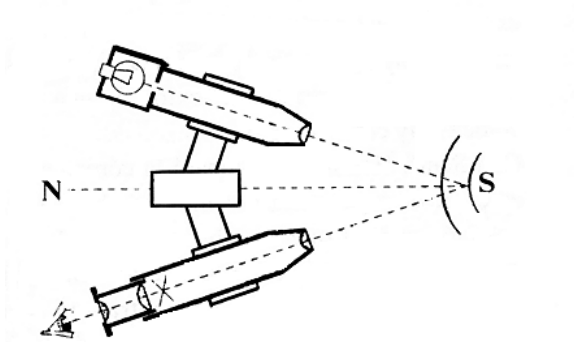


Figura 3.2: Esquema do sistema usado por Blix para calcular a espessura corneal (adaptado de Y. Le Grand¹³⁶).

Em 1909, Gullstrand* usou também a reflexão especular das duas superfícies corneais para determinar a espessura da córnea. O cálculo da espessura era conseguido através da coincidência de dois feixes luminosos após um ser reflectido pela superfície anterior e o outro pela superfície posterior, e pela determinação dos ângulos que os dois feixes faziam com a normal à córnea. O seu método foi considerado preciso^{45,70} mas o procedimento era bastante complexo pelo que só apresentou valores de espessuras de duas córneas.

A invenção da lâmpada de fenda para observação de parte do globo ocular veio trazer outras possibilidades na determinação da espessura corneal. A luz proveniente do sistema de iluminação pode ser focada sucessivamente nas superfícies anterior e posterior da córnea e a diferença entre as duas posições corresponderá à espessura aparente. A espessura real pode então ser calculada usando o índice de refração da córnea e o raio de curvatura da sua superfície anterior. Este método foi usado por

*Citado por von Bahr⁴⁵ e por Mishima.⁷⁰

Hartinger*, Fincham* e provavelmente por Sabanski*.

Com a utilização de um micrómetro numa ocular do microscópio, Juillerat e Kobay* foram dos primeiros investigadores a determinar a espessura da córnea a partir da espessura aparente duma secção óptica. Experimentaram vários ângulos entre o sistema de iluminação e o microscópio e a posição destes em relação ao eixo óptico da córnea; concluíram que obtinham melhores resultados quando o microscópio se encontrava paralelo ao eixo óptico da córnea e fazendo um ângulo de 45° com o sistema de iluminação.

O uso de instrumentos *divisores de imagem* proporcionou grandes avanços no campo da paquimetria. Goldmann* descreveu, em 1932, o uso de um *divisor de imagem*, onde a lente ocular duma ocular de Huygens foi dividida horizontalmente em duas partes de forma a que as metades pudessem ser deslocadas entre si. Deste modo, as imagens formadas no plano focal da ocular eram vistas divididas e podiam ser movimentadas uma em relação à outra até que os limites anterior e posterior duma secção óptica da córnea estivessem verticalmente alinhados. Goldmann mencionou o uso desta técnica para determinar a espessura corneal; no entanto, nenhum valor foi apresentado. Este aparelho foi desenhado para o primeiro modelo do biomicroscópio da Haag-Streit.

Considerando que nenhum dos métodos existentes até então permitia determinar a espessura corneal de forma simples e exacta, von Bahr⁴⁵ construiu um novo aparelho para acoplar a uma lâmpada de fenda e determinar assim a espessura corneal. Os eixos dos dois sistemas (observação e iluminação) eram ajustados de modo a fazerem um ângulo de 90° entre eles. Entre cada um destes sistemas e o ponto de intercepção dos seus eixos foi colocada uma lâmina de vidro (com espessura de 1,3 mm e índice de refração de 1,523) que podia ser rodada simetricamente ao longo de um eixo vertical e cobria apenas a metade inferior do sistema óptico. Um indicador dava o ângulo de rotação das placa de vidro, indicando zero quando ambas as lâminas se encontravam perpendiculares ao feixe de luz, não alterando o seu percurso. Ao rodarem-se as lâminas, o percurso dos raios que passavam através delas era alterado, passando a

*Citado por Mishima.⁷⁰

terem um percurso paralelo ao percurso dos raios que passavam pela outra metade do sistema óptico (figura 3.3). Se o eixo do aparelho coincidissem com a perpendicular comum a ambas as superfícies corneais, a rotação das lâminas podia ser feita de tal forma que as reflexões das superfícies eram vistas alinhadas verticalmente, sendo a rotação proporcional à espessura da córnea.

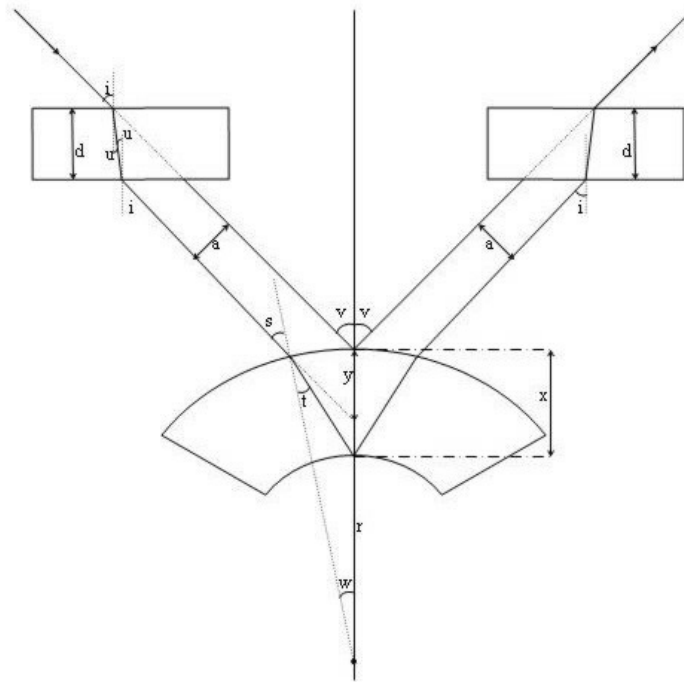


Figura 3.3: Esquema do paquímetro de von Bahr.⁴⁵

A espessura real da córnea era então calculada da seguinte forma. Pela análise da figura 3.3 e usando a Lei de Snell tira-se que:

$$a = d \times \frac{\text{sen}(i - u)}{\cos(u)}. \quad (3.2)$$

E, usando mais uma vez a Lei de Snell:

$$\frac{\text{sen}(i)}{\text{sen}(u)} = n_1 \quad (3.3)$$

em que n_1 é o índice de refração da lâmina de vidro (1,523).

Por outro lado,

$$y = \frac{a}{\text{sen}(v)} \quad (3.4)$$

e

$$\frac{r - y}{r} = \frac{\text{sen}(v - w)}{\text{sen}(180^\circ - v)}. \quad (3.5)$$

Das equações 3.4 e 3.5 obtém-se:

$$\text{sen}(v - w) = \text{sen}(v) - \frac{a}{r}. \quad (3.6)$$

De forma semelhante

$$\frac{r - x}{r} = \frac{\text{sen}(t)}{\text{sen}(180^\circ - t - w)} \quad (3.7)$$

e, mais uma vez, de acordo com a Lei de Snell:

$$\frac{\text{sen}(s)}{\text{sen}(t)} = n_2 \quad (3.8)$$

em que n_2 é o índice de refração da córnea.

Como

$$s = v - w \quad (3.9)$$

obtém-se das equações 3.7, 3.8 e 3.9

$$x = r - \frac{r \times \text{sen}(v - w)}{\text{sen}(v - w) \times \cos w + \text{sen}(w) \sqrt{n_2^2 - \text{sen}^2(v - w)}}. \quad (3.10)$$

Se v , a , n_2 e r forem conhecidos, facilmente se calcula o valor da espessura da córnea (x) a partir das equações 3.6 e 3.10.

A fim de estudarem a influência de alguns factores na espessura corneal, Maurice e Giardini⁴⁶ começaram por utilizar o paquímetro de von Bahr. No entanto, depararam-se com alguns problemas tais como o número de imagens da fenda (oito) e a diferença do brilho dos reflexos das duas superfícies que tornava difícil o seu alinhamento. Devido a estas dificuldades resolveram desenvolver um outro sistema para

determinação da espessura corneal. O aparelho consistia numa placa de *Plexiglass* plana e giratória, montada numa base de metal semicircular com uma escala em cada extremidade. Este conjunto era colocado no sistema de iluminação entre a fenda e a lente de projecção (figura 3.4). A placa de *Plexiglass* tinha uma pequena abertura horizontal, com cerca de 1 mm, coberta por um filtro azul de forma a que o feixe de luz pudesse passar por ela ao longo do eixo óptico do sistema sem sofrer qualquer alteração no seu percurso.

O princípio óptico encontra-se ilustrado na figura 3.4. A lâmpada de fenda era ajustada de forma a que o feixe de luz fosse focado na córnea e a luz, após reflexão nas superfícies corneais, passava ao longo do eixo do microscópio. Deste modo, podiam-se observar duas secções ópticas da córnea, uma de cor branca que podia ser movimentada através da placa de *Plexiglass*, e uma menos intensa e de cor azul, restrita ao reflexo no epitélio, que permanecia fixa.

Este sistema foi acoplado a uma lâmpada de fenda Haag-Streit. O braço do sistema de iluminação e o microscópio eram fixos, sendo o ângulo entre eles de 50°. Para calcular a espessura, a placa de *Plexiglass* era rodada até que o reflexo endotelial (de cor branca) ficasse alinhado com o reflexo epitelial (de cor azulada). O ângulo de rotação era proporcional à espessura da córnea.

Segundo Mishima,⁷⁰ este método tinha a vantagem de ser simples e rápido o que permitia detectar alterações bruscas da espessura corneal. No entanto, segundo o mesmo autor, oferecia algumas desvantagens, entre elas o facto de usar a reflexão especular da superfície corneal, o que tornava difícil usá-lo em córneas irregulares. Donaldson⁴⁷ criticou o método pois considerava difícil incorporá-lo no sistema de iluminação da maioria das lâmpadas de fenda existentes e que em casos de edema era difícil visualizar o reflexo endotelial.

Outro aparelho desenhado para ser usado com a primeira lâmpada de fenda da Haag-Streit foi desenvolvido por Hedby e Mishima.¹³⁷ Consistia numa placa de vidro giratória, colocada em frente duma ocular de Huygens de forma a cobrir apenas a metade superior do sistema óptico. A rotação da placa de vidro deslocava a metade superior da imagem duma secção óptica da córnea. Quando a imagem superior,

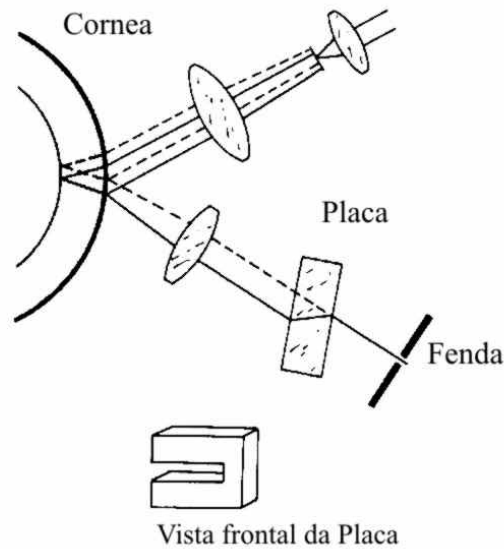


Figura 3.4: Esquema da técnica de Maurice e Giardini para determinação da espessura corneal.

correspondente ao endotélio, se encontrava alinhada com a imagem inferior, correspondente à superfície anterior, a espessura era determinada a partir do ângulo de rotação da lâmina. Este método foi usado para determinar a espessura de córneas imersas num líquido.

Com o aparecimento da nova lâmpada de fenda da Haag-Streit (modelo 900) foram desenvolvidos outros instrumentos para lhe serem acoplados. Donaldson⁴⁷ construiu um paquímetro dividindo horizontalmente a lente de campo duma ocular de Huygens. As duas metades podiam-se deslocar uma em relação à outra e o deslocamento efectuado era determinado através dum micrómetro. As meias lentes deslocadas tinham um efeito prismático e desviavam as duas metades da imagem da secção óptica da córnea em direcções opostas. Mais uma vez, o deslocamento necessário para alinhar verticalmente as duas superfícies corneais determinava a espessura da córnea. O micrómetro estava calibrado para dar o valor da espessura corneal. Como a posição do microscópio em relação à superfície corneal era importante, Donaldson acoplou duas pequenas lâmpadas ao microscópio a fim de facilitar o seu alinhamento.

Por volta de 1966, a Haag-Streit lançou dois dispositivos para serem acoplados

ao modelo 900 da sua lâmpada de fenda que permitiam medir a espessura da córnea (dispositivo I) e a profundidade da câmara anterior (dispositivo II).¹³⁸ Este dispositivo é ainda utilizado actualmente para a determinação da espessura da córnea pelo que será descrito mais detalhadamente ao longo deste capítulo.

Em 1971, Cardona e DeVoe⁷⁴ desenvolveram um outro dispositivo para ser acoplado à lâmpada de fenda da Haag-Streit (modelo 900). Este dispositivo consistia basicamente num duplo espelho sendo um deles giratório permitindo assim alinhar a superfície anterior da parte superior da imagem com o endotélio da metade inferior. Mais uma vez, o deslocamento necessário para conseguir o alinhamento vertical das imagens das duas superfícies era proporcional à espessura corneal.

Segundo Olsen e Ehlers,⁵² a determinação da espessura corneal a partir da medida da espessura aparente dum secção óptica da córnea formada por difusão, embora fosse o método mais usado, tinha a desvantagem de não permitir definir com precisão os limites da secção óptica. Estes autores defendiam ainda que, de um ponto de vista teórico, um método baseado na reflexão especular seria mais exacto. Apresentaram assim, uma técnica baseada no facto de que quando a córnea é iluminada por um feixe de luz em forma de fenda a partir dum determinado ângulo, é possível observar em simultâneo os reflexos em ambas as superfícies corneais com o biomicroscópio, desde que se utilize um esquema apropriado. Os sistemas de iluminação e de observação dum lâmpada de fenda foram mecanicamente fixos, formando um ângulo de 70° entre eles, o que correspondia a um ângulo de observação de 35°. Para garantir que se estava a medir a córnea central, foi colocada uma luz de fixação na bissectriz do ângulo formado entre os dois sistemas, isto é, na normal à superfície corneal como se pode ver na figura 3.5. Foi utilizada uma objectiva endotelial de 8X cuja abertura numérica foi diminuída montando uma abertura à sua frente. Isto foi feito para que se conseguisse observar em simultâneo os reflexos das duas superfícies.

Os cálculos da distância entre os reflexos das duas superfícies eram feitos a partir de fotografias a preto-e-branco tiradas com uma máquina fotográfica acoplada à lâmpada de fenda. Na direcção da luz reflectida, esta distância correspondia à espessura aparente (d). A partir deste valor determinava-se a espessura real $|AP|$ (figura 3.5).

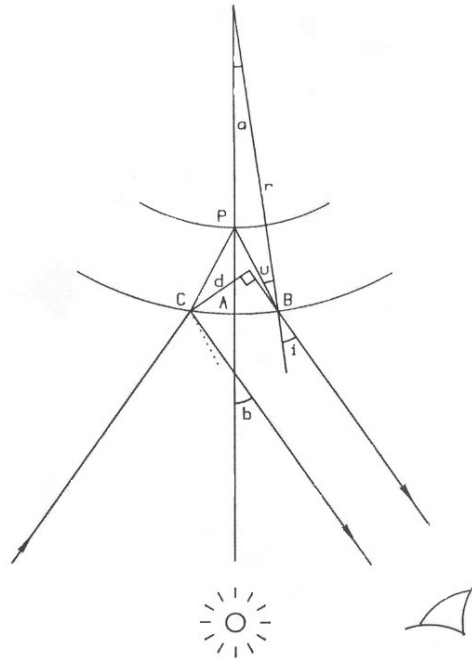


Figura 3.5: Esquema do método utilizado por Olsen e Ehlers.⁵²

3.4.1.1 Paquimetria óptica padrão e modificada

A paquimetria óptica representa a técnica mais consolidada para a determinação da espessura corneal. Hoje em dia, ainda que cedendo terreno a novas técnicas, continua a ser largamente utilizada por vários optometristas e oftalmologistas.

É usualmente realizada com o paquímetro da Haag-Streit (figura 3.6) acoplado a uma lâmpada de fenda. Baseia-se no dispositivo desenvolvido por Jeager para o cálculo da profundidade da câmara anterior¹³⁹ e foi apresentado pela primeira vez por Lowe em 1966.¹³⁸ Este paquímetro é constituído por um dispositivo principal e por uma ocular *divisora de feixe*. O dispositivo principal (figura 3.7) contém duas placas de vidro colocadas uma em cima da outra sendo a inferior fixa e a superior giratória. Estas placas são colocadas em frente à objectiva direita do microscópio. Um diafragma de metal fino com uma abertura vertical estreita prolonga-se do dispositivo principal. Este diafragma de metal tem várias utilidades: garante que as medidas só são efectuadas do lado direito do feixe de luz, oclui a ocular esquerda de modo que só a ocular direita pode ser utilizada, a fenda que possui estreita o feixe de luz

aumentando a profundidade de campo e permitindo um controlo rápido e exacto do ângulo de observação que se deve manter constante. Quando o braço da lâmpada de fenda e o suporte do microscópio são posicionados de forma a fazerem um ângulo de 35° , o feixe proveniente da lâmpada de fenda passa através da abertura vertical do diafragma fazendo um ângulo de 40° com a metade direita do microscópio.



Figura 3.6: Paquímetro óptico da Haag-Streit.

Os feixes de luz provenientes da córnea passam através das duas placas de vidro, dirigindo-se ao microscópio. A ocular divide a imagem por meio de prismas, separando horizontalmente o campo visual em duas partes iguais. Os feixes de luz que passam através da placa giratória (de cima) e da placa fixa (de baixo) formam imagem nos campos visuais superior e inferior, respectivamente. Quando a placa superior é rodada, o feixe de luz que passa através dela desloca-se por refração, provocando um deslocamento na metade superior da imagem corneal. Quando o endotélio da metade superior da secção óptica fica alinhado com o epitélio da imagem inferior está encontrada a espessura aparente da córnea. A espessura real é calculada a partir do ângulo de rotação da placa superior, do índice de refração e espessura da placa e do índice de refração e curvatura da superfície anterior da córnea.

O alinhamento das duas superfícies pode ser feito de dois modos diferentes: por sobreposição ou por justaposição. Molinari e Bonds¹⁴⁰ compararam os dois métodos de alinhamento e concluíram que os valores da espessura corneal determinados por justaposição eram estatisticamente superiores aos valores encontrados quando as superfícies eram alinhadas por sobreposição.

Este paquímetro tem uma escala externa de 0 mm a 1,2 mm. Esta está linearmente

relacionada com o ângulo de rotação da placa de vidro, onde o 0 corresponde à posição em que as placas se encontram paralelas e 1,2 corresponde a uma rotação da placa superior de 60° . Os valores indicados na escala correspondem a espessuras corneais aparentes, o que na prática clínica é suficiente. Quando necessário, a espessura real da córnea pode ser calculada através de um gráfico de conversão ou uma tabela fornecida pela Haag-Streit (Anexo A).

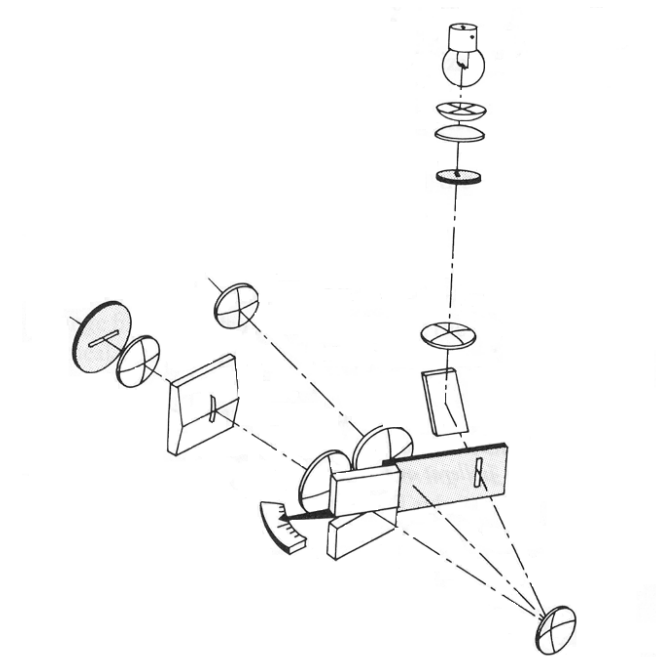


Figura 3.7: Esquema do paquímetro óptico Haag-Streit.

A espessura aparente da secção óptica muda apreciavelmente com a direcção do feixe em relação à córnea. Assim sendo, o método deve garantir a perpendicularidade do feixe a fim de determinar com exactidão a espessura corneal. De acordo com o fabricante deste método, o paciente deve olhar para a luz enquanto as medidas são efectuadas. A exactidão das medidas depende em grande parte da cooperação do paciente e as medidas estão limitadas à zona central da córnea não podendo o método ser utilizado para determinar a espessura corneal noutras zonas sem algumas alterações que serão referidas mais à frente.

Mishima e Hedbys⁴⁹ sugeriram algumas alterações de forma a garantirem o posi-

cionamento perpendicular do feixe em relação à córnea. Essas modificações consistiam no aumento do diafragma de metal para o dobro do tamanho e na colocação de duas pequenas lâmpadas nesse diafragma. A posição destas é tal que o feixe de luz se encontra perpendicular à superfície corneal quando as imagens das lâmpadas se formam no epitélio da secção óptica. Os autores referem ainda que as modificações propostas permitiriam calcular a espessura corneal em zonas periféricas; no entanto não descreveram nenhuma metodologia específica para tal fim.

Outras modificações foram propostas por Mandell e Polse.⁵⁰ Para além de utilizarem duas pequenas lâmpadas para assegurarem a perpendicularidade do feixe em relação à superfície corneal, substituíram o dispositivo de fixação do biomicroscópio por outro que podia ser localizado com precisão em relação ao microscópio. Esta luz de fixação podia ser rodada em relação a um eixo, fixo relativamente ao microscópio, mas que podia ser movimentado com ele. Com este dispositivo era possível determinar o ponto corneal onde se efectuava a medida através de simples cálculos trigonométricos, permitindo assim determinar a espessura corneal em pontos periféricos. Incorporaram ainda uma outra alteração onde a rotação da placa de vidro estava acoplada a um potenciómetro permitindo assim um registo electrónico dos valores das espessuras. Foram também eles os primeiros a discutir a necessidade de um método de calibração, propondo o uso de LC rígidas com espessura conhecida e curvatura anterior constante, de forma a construir uma curva de calibração para o cálculo da espessura real da córnea.

Incorporando uma série de modificações a um paquímetro óptico Haag-Streit acoplado a um biomicroscópio Rodenstock 2000, Holden et al.* conseguiram determinar a espessura corneal com uma exactidão de $4\ \mu\text{m}$ a $7\ \mu\text{m}$. O sistema de fixação era semelhante ao descrito por Mandell e Polse⁵⁰ mas utilizaram maior ampliação (32X), menor largura da fenda ($12\ \mu\text{m}$), maior ângulo entre os sistemas de iluminação e observação (65°) e maior intensidade luminosa do feixe (600 000 lux) do que a utilizada na paquimetria convencional o que lhes permitiu calcular as espessuras do epitélio e do estroma para além da espessura corneal total. Outra modificação realizada por estes

*Citado por Chan-Lin e D C Pye.¹⁰¹

investigadores foi a introdução de um arco semicircular com várias luzes acopladas de forma a permitir determinar a espessura corneal em pontos periféricos.

El Hage e Leach,¹⁴¹ sugerindo que a acção dos músculos extra-oculares nas posições extremas de fixação poderia influenciar a espessura corneal, propuseram uma outra técnica para medir a espessura corneal periférica. Neste caso, o biomicroscópio, com o paquímetro acoplado, desloca-se enquanto o paciente mantém a fixação num objecto. Com uma régua e um sistema de ampliação calcula-se a posição do ponto da córnea onde se determina a espessura corneal.

Como já foi atrás referido, o paquímetro óptico calcula a espessura corneal a partir da espessura aparente de uma secção óptica. Para o seu cálculo assumem-se algumas constantes (raio de curvatura da superfície corneal anterior e índice de refração da córnea) induzindo-se, à partida, erros que podem falsear os resultados. Olsen et al.¹⁴² estudaram o efeito das variações fisiológicas destes parâmetros no cálculo da ECC concluindo que o erro induzido em ambas as condições era desprezável.

Vários trabalhos têm sido realizados para estudar a fiabilidade das medidas efectuadas por este tipo de aparelhos, estudando-se normalmente a sua precisão e exactidão. No entanto, em muitas publicações apresentam-se valores para a variabilidade, reprodutibilidade e fiabilidade, não sendo por vezes muito clara a sua definição.

A exactidão expressa a conformidade entre o valor medido por um determinado método e o valor real (neste caso seria a espessura real da córnea). Dada a impossibilidade de se determinar a espessura real da córnea, a exactidão de um método de paquimetria é normalmente determinada em LC cuja espessura foi previamente determinada com um micrómetro. A exactidão do paquímetro óptico padrão determinada nestas condições (em LC) é de $10\ \mu\text{m}$,¹⁴³ podendo chegar a ser de $4\ \mu\text{m}$ a $7\ \mu\text{m}$ ¹⁰¹ quando introduzidas algumas modificações. A precisão de um método expressa a concordância entre medidas repetidas efectuadas em condições semelhantes, sendo para esta técnica de $17\ \mu\text{m}$.¹⁴⁴

Convém realçar que os resultados obtidos com este método dependem muito da experiência do observador pelo que, para se obterem valores fiáveis, as medidas de-

vem ser efectuadas por alguém com experiência e, dada a variação inter-observador, devem ser efectuadas por um único observador, quando se pretenda fazer estudos comparativos ou o seguimento de um paciente.^{53, 75, 144, 145} Esta variação inter-observador deve-se principalmente à subjectividade do alinhamento das imagens das duas superfícies corneais.¹⁴⁶

3.4.1.2 Microscopia especular

Como já foi referido, Blix foi o primeiro a utilizar o reflexo especular das superfícies corneais para medir a espessura da córnea tendo sido posteriormente utilizada por outros investigadores (secção 3.4.1). Esta técnica consiste basicamente em focar simultânea ou sucessivamente o reflexo especular das superfícies anterior e posterior, e calcular a distância entre os dois pontos. Este continua a ser o princípio básico dos microscópios especulares actuais.

Embora um dos principais objectivos da utilização deste tipo de instrumentos seja a observação do endotélio corneal, nesta secção refere-se apenas a sua utilização na determinação da espessura da córnea.

Hoje em dia existem dois tipos de microscópios especulares: os microscópios de contacto em que é necessário anestesiar a córnea para a sua utilização e, mais recentemente, surgiram microscópios em que não há contacto com a córnea. Os primeiros têm um cone de imersão que é encostado à córnea e ajustado (por rotação) até se conseguir focar o endotélio corneal. O valor do deslocamento efectuado (x) determina-se por leitura directa numa escala micrométrica e é convertido em espessura corneal (EC) através da equação:¹⁴⁵

$$EC \text{ (mm)} = [100 - (x+30)]/100. \quad (3.11)$$

Quando comparado com o paquímetro óptico, com ou sem as modificações introduzidas por Mishima e Hedbys, este tipo de microscópio especular apresentou uma

variação intra-sessão significativamente inferior,¹⁴⁵ tendo ainda a vantagem de proporcionar a densidade e morfologia das células endoteliais. Contudo, esta técnica tem as suas desvantagens: a córnea tem que ser anestesiada e deve ser efectuada por um observador experimentado a fim de evitar danos epiteliais.

Mais recentemente surgiram microscópios especulares em que não é necessário o contacto com a córnea e permitem ainda a determinação da espessura corneal em pontos periféricos. Módis et al.^{147,148} compararam as duas técnicas de microscopia especular encontrando valores de ECC significativamente maiores com o microscópio de contacto quer em córneas normais (diferença de aproximadamente 100 μm) quer em situações de pós-queratoplastia (diferença de aproximadamente 90 μm). Nesta última situação, a diferença de valores poderá ser explicada pela presença de distorções e alterações da densidade óptica da córnea¹⁴⁹ enquanto que, segundo os autores, as diferenças encontradas para as córneas normais poder-se-ão dever ao facto das imagens obtidas sem contacto serem afectadas pela potência refractiva da superfície corneal anterior. A técnica em que não há contacto apresenta ainda uma variação inter-observador bastante reduzida podendo ser operada por diferentes técnicos sem comprometer os resultados.^{149,150}

Bovelle et al.¹⁴⁹ usaram um microscópio especular de não-contacto e compararam as suas medidas com as de um paquímetro de ultra-sons (secção 3.4.2.2) encontrando uma diferença de 31 μm entre eles (inferior para o microscópio especular). A reprodutibilidade obtida com os dois métodos foi semelhante e a paquimetria de ultra-sons apresentou maior variabilidade. Num estudo realizado em 62 olhos, Tam e Rootman⁶⁶ concluíram que o microscópio especular (não-contacto) apresentava maior variabilidade do que o paquímetro e o biomicroscópio (secção 3.4.2.1) de ultra-sons.

3.4.1.3 Microscopia confocal

O microscópio confocal foi desenvolvido para superar algumas das limitações da microscopia convencional e do microscópio electrónico, tal como a necessidade de tratar e fixar as amostras antes de serem analisadas. No final da década de 80, os avanços tecnológicos levaram ao desenvolvimento de microscópios confocais clínicos

que permitem a observação do olho humano *in situ* ao nível celular.

Minsky *, em 1957, descreveu, pela primeira vez, o princípio da microscopia confocal propondo que ambos os sistemas de iluminação e observação estivessem focados para um mesmo ponto, ou seja, tivessem focos comuns. Esta modificação permite eliminar a informação de planos que não estejam focados, aumentando significativamente as resoluções axial e transversal, podendo a primeira chegar aos 5 μm a 10 μm e segunda ser da ordem de 1 μm a 2 μm . Dependendo da abertura numérica da objectiva é possível conseguir ampliações de cerca de 600 X.

Na figura 3.8 está representado o princípio óptico do microscópio confocal. A luz passa pelo diafragma D1 e é focada no plano focal da córnea pela lente L1. A luz reflectida e/ou dispersa pela córnea é focada novamente pela lente L1 no diafragma D2. Os dois diafragmas têm o foco no mesmo ponto do plano focal que está ser simultaneamente iluminado e observado. A luz dispersa em planos que não o plano focal (linhas a tracejado) é limitada pelo diafragma D2 impedindo a formação da sua imagem no sistema de observação (câmara ou observador). O campo visual obtido por estes sistemas é bastante reduzido pelo que é necessário realizar um varrimento do ponto de luz ao longo da córnea e reconstruir a imagem de forma a permitir a sua visualização em tempo real.

Existem vários tipos de microscópios confocais. O microscópio confocal de varrimento em série (*Tandem scanning confocal microscope*) possui um disco de rotação tipo Nipkow. Este disco possui uma série de pequenos orifícios (com diâmetro de 40 μm a 60 μm) dispostos numa espiral de Arquimedes. Estes orifícios permitem obter vários pontos de iluminação e a rotação rápida do disco permite o varrimento de toda a amostra (neste caso da córnea). Dada a área dos diafragmas ser apenas 1 % a 2 % da área total do disco, a intensidade da luz que incide na amostra e, após reflexão nesta, no detector, é muito reduzida pelo que é necessária a utilização de fontes de luz de elevada intensidade.

Uma alternativa ao varrimento pontual é a utilização de uma fenda de luz, o que

*Citado por Masters e Böhnke.¹⁵¹

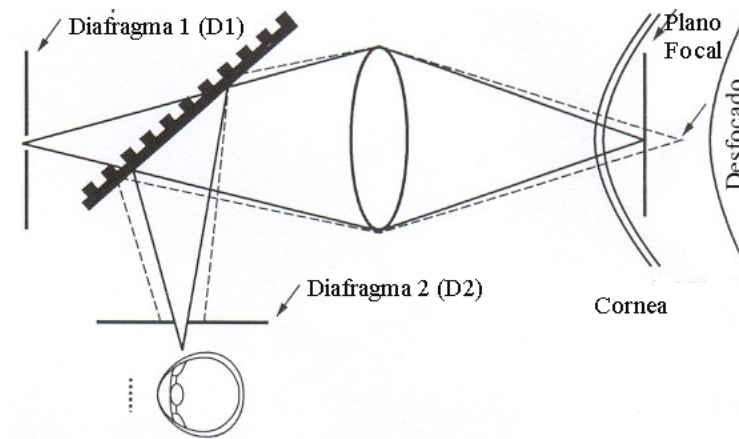


Figura 3.8: Representação esquemática do princípio óptico da microscopia confocal (adaptado de Jalbert et al.¹⁵²).

permite obter tempos de varrimento inferiores e obter maiores intensidades de luz. A desvantagem é que as fendas só são realmente confocais numa direcção.

Embora a microscopia confocal tenha sido desenvolvida para estudar as várias camadas da córnea, vários autores têm-na utilizado para determinar a espessura corneal.^{153–156} Li et al.¹⁵⁶ utilizaram um microscópio confocal para determinar a espessura corneal desenvolvendo uma técnica que denominaram de *Confocal microscopy through focusing* (CMTF). A exploração CMTF é obtida através do varrimento de toda a córnea desde o epitélio até ao endotélio em que o plano focal é deslocado com uma velocidade constante de $32 \mu\text{m/s}$ ou $64 \mu\text{m/s}$. Uma vez que são capturadas e digitalizadas 30 imagens por segundo, a separação entre imagens consecutivas é de $1,06 \mu\text{m}$ ou $2,12 \mu\text{m}$ consoante a velocidade com que o plano focal é deslocado. Após a aquisição das imagens, é calculada a intensidade média dos pixel que compõem cada uma delas. Com esta técnica obtém-se um perfil de intensidades ao longo de um eixo perpendicular ao plano corneal (eixo dos zz') e a espessura da córnea (e das suas camadas) é calculada a partir dos picos de intensidade correspondentes ao epitélio e ao endotélio (figura 3.9).

McLaren et al.¹⁵⁴ compararam esta técnica com o paquímetro de ultra-sons e o Orbscan[®] II (subsecção seguinte). A espessura corneal medida por microscopia

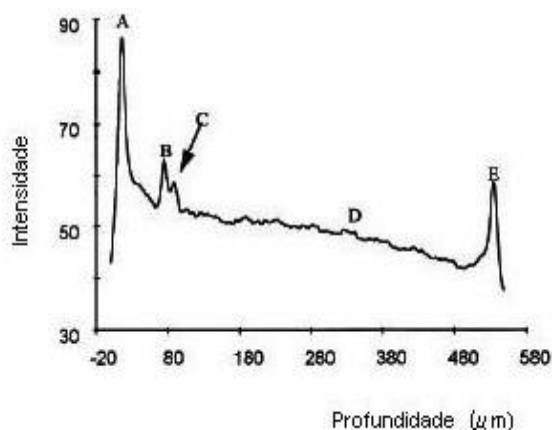


Figura 3.9: Curva de intensidade obtida por CMTF. Neste gráfico é possível identificar os picos de intensidade correspondentes ao epitélio (A) e ao endotélio (E); os restantes picos correspondem à presença de nervos corneais (B), face anterior do núcleo de queratócitos (C) e a uma imagem do estroma (D). (Adaptado de Li et al.¹⁵⁶).

confocal foi inferior aos valores encontrados pelos outros dois métodos (38 μm e 24 μm , respectivamente). Esta técnica também foi usada por Patel et al.¹⁵³ para determinar a ECC e temporal. Os valores obtidos foram comparados com valores obtidos por paquimetria de ultra-sons, não tendo sido encontradas diferenças significativas entre os dois métodos.

3.4.1.4 Sistemas de seccionamento óptico da córnea

O princípio em que se baseiam os sistemas de seccionamento óptico é semelhante ao dos sistemas até aqui apresentados, ou seja, os cálculos são efectuados a partir de secções ópticas da córnea obtidas pela projecção de um feixe de luz em forma de fenda. Este feixe de luz é deslocado ao longo da córnea permitindo a obtenção de dados relativos a toda a córnea. Actualmente existem dois aparelhos disponíveis comercialmente: o Orbscan[®] da Bausch and Lomb e o Pentacam[®] da Oculus. Entre outras coisas, os dois equipamentos diferem entre si pela forma como efectuem o varrimento. No caso do Orbscan[®] o varrimento é de translação enquanto que no Pentacam[®] é de rotação.

Orbscan[®]

Nos últimos anos tem sido cada vez mais utilizado o sistema Orbscan[®] (Bausch and Lomb, Rochester, NY, EUA) (figura 3.10) para determinar a espessura corneal.^{25, 59, 61, 67, 82, 90, 95, 157-164} Para além de mapas paquimétricos, este sistema permite ainda adquirir informação sobre a topografia de ambas superfícies corneais, profundidade da câmara anterior e o valor do ângulo K^* . A informação referente a toda a córnea é obtida através da projecção sequencial de 20 fendas da direita para a esquerda e de outras 20 no sentido contrário. As imagens das várias secções ópticas são adquiridas e processadas para reconstrução das superfícies anterior e posterior.



Figura 3.10: Orbscan[®] II (Bausch and Lomb, Rochester, NY, EUA).

A espessura corneal é calculada pela subtração da elevação da superfície anterior à elevação da superfície posterior. Na figura 3.11 pode-se ver um mapa de espessuras tal como é apresentado pelo Orbscan[®]. Este instrumento determina a espessura média em nove círculos de 2 mm de diâmetro que se encontram localizados no centro da córnea e em oito posições localizadas a 3 mm do centro da córnea. O seu *software* indentifica ainda o ponto corneal de menor espessura indicando a sua localização em relação ao eixo visual.

*O ângulo K é definido com o ângulo entre o eixo pupilar e o eixo visual.

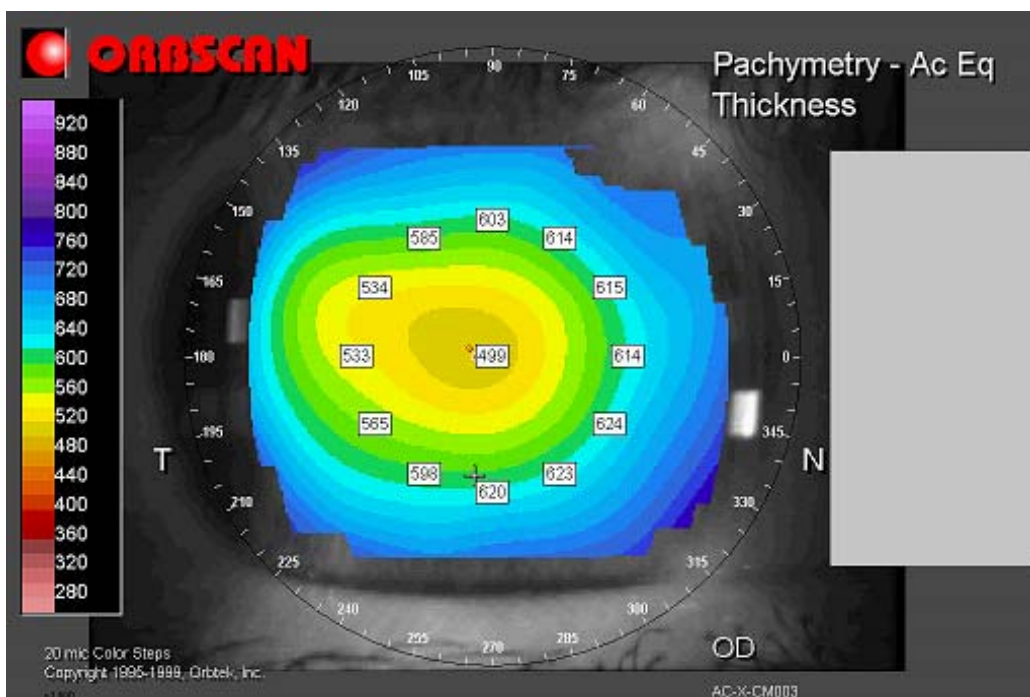


Figura 3.11: Mapa de paquimetria obtido com o sistema Orbiscan[®] II.

Uma explicação mais detalhada desta técnica será apresentada no capítulo referente à topografia corneal (capítulo 4).

A capacidade deste sistema para medir, simultaneamente, vários parâmetros da córnea tem promovido cada vez mais a sua utilização, tendo surgido vários trabalhos sobre a sua exactidão e precisão, assim como a sua comparação com as várias técnicas de paquimetria actualmente disponíveis. A sua exactidão tem sido determinada comparando-o com a paquimetria de ultra-sons. Na realidade, este tipo de comparação não corresponde a uma medida correcta da exactidão uma vez que o método de ultra-sons é uma técnica também sujeita a erros (ver secção 3.4.2.2) embora seja aceite por vários autores como método padrão.

Os estudos realizados com a primeira versão, o Orbiscan[®] I, indicavam uma tendência desta técnica para sobrestimar a espessura corneal quando comparada com os valores medidos por paquimetria de ultra-sons.^{59, 61, 158, 159, 165, 166} Esta primeira versão não permitia utilizar o equivalente acústico que permite converter as medidas

realizadas com o Orbscan[®] em valores comparáveis com o método de ultra-sons, já disponível na versão mais actual, o Orbscan[®] II. As diferenças entre os dois métodos têm sido atribuídas ao facto do método de ultra-sons ser invasivo enquanto que na avaliação com o Orbscan[®] não é necessário o contacto com a córnea.

No entanto, a eficácia do uso deste factor de correcção não está comprovada. Enquanto que, em alguns estudos,^{67, 155, 160, 162, 165} os valores obtidos com o factor de correcção e por paquimetria de ultra-sons não apresentem diferenças significativas, outros autores^{154, 157, 164, 166} concluíram que a aplicação deste factor leva à obtenção de espessuras corneais centrais significativamente inferiores às obtidas por ultra-sons.

A comparação do Orbscan[®] com outras técnicas de paquimetria corneal tem sido realizada embora os resultados sejam inconclusivos. Em relação, por exemplo, à microscopia confocal foram encontrados valores idênticos por Javaloy et al.¹⁵⁵ mas McLaren et al.¹⁵⁴ concluíram que o Orbscan[®]II dava valores estatisticamente superiores ($540 \pm 35 \mu\text{m}$) aos encontrados por esta técnica ($516 \pm 30 \mu\text{m}$). No entanto, estes autores calibraram o microscópio confocal antes de o utilizar e concluíram que sem esta calibração o método sobrestimava a espessura corneal em $30,2 \mu\text{m}$, valor que pode justificar a diferença dos resultados encontrados. Suzuki et al.⁶⁷ mediram a espessura corneal com o Orbscan[®]II e por microscopia especular de não-contacto e compararam os resultados com os obtidos por paquimetria de ultra-sons. Os valores encontrados por microscopia especular eram significativamente mais baixos que os encontrados pelo Orbscan[®] e por ultra-sons que não apresentavam diferenças significativas entre si. Noutro trabalho publicado¹⁵⁸ foram encontrados resultados semelhantes entre o Orbscan[®] e a microscopia especular de não-contacto, embora neste caso os autores não façam referência à utilização do factor de conversão.

A maioria dos estudos efectuados dizem respeito apenas a valores centrais da espessura corneal. Dada a importância dos valores periféricos na programação da cirurgia refractiva, González-Méijome et al.¹⁶⁶ mediram a espessura em vários pontos da córnea com o Orbscan[®]II comparando os resultados com valores obtidos com paquimetria de ultra-sons. Os autores estudaram ainda a influência da utilização do equivalente acústico nos resultados obtidos. Quando este factor não é utilizado, o

método óptico sobrestima a espessura corneal, aumentando a diferença com a distância ao *apex* corneal. Com a sua aplicação, os valores centrais passam a ser inferiores aos obtidos por ultra-sons, e os valores periféricos continuam mais elevados embora a diferença não seja tão evidente. A utilização de diferentes factores de correcção para diferentes áreas da córnea foi sugerida pelos autores.

Alguns trabalhos recentemente publicados têm posto algumas reservas quanto à validade das medidas efectuadas com esta técnica em olhos submetidos a cirurgia refractiva,^{155,157,159,160} com opacidades^{160,162} ou queratocone.¹⁶⁵ Inskander et al.¹⁵⁷ mediram a espessura corneal em 906 olhos que não tinham sido sujeitos a cirurgia refractiva e 183 olhos aos quais tinha sido realizado LASIK. As medidas foram efectuadas com o Orbscan[®]II (usando o coeficiente acústico) e com um paquímetro de ultra-sons. Os autores encontraram diferenças significativas entre os dois métodos, sendo estas mais evidentes em olhos operados; em ambos os casos o valores obtidos com o Orbscan[®] eram inferiores. Por outro lado, Chakrabarti et al.¹⁵⁹ obtiveram valores superiores com o Orbscan[®] para os olhos pré-operados mas em olhos sujeitos a LASIK a espessura corneal determinada com o Orbscan[®] foi inferior à obtida pelo método de ultra-sons estando esta última mais próxima do valor residual teórico. Resultados semelhantes foram encontrados por Javaloy et al.¹⁵⁵

Em ambos os estudos foram apresentadas possíveis explicações para o diferente comportamento do Orbscan[®] em córneas operadas. Sendo esta técnica um método óptico, depende da avaliação de luz dispersa pelo tecido corneal e a existência de descontinuidades ou opacidades podem alterar o percurso dos feixes de luz.¹⁵⁷ As ondas acústicas são menos afectadas por este tipo de alterações. Segundo Chakrabarti et al.,¹⁵⁹ a alteração da curvatura da córnea após a cirurgia refractiva será a responsável pelo comportamento do Orbscan[®] em olhos sujeitos a este tipo de cirurgias. Segundo os autores, o algoritmo utilizado para calcular a elevação corneal recorre a polinómios que suavizam as pequenas irregularidades da córnea, e pode ser insuficientemente sensível para detectar as alterações na superfície corneal produzidas pela cirurgia. Os autores sugerem ainda que uma alteração do índice de refração do estroma seja responsável pelos resultados; no entanto, esta alteração provocaria uma pequena so-

restimação da espessura medida com Orbscan[®] já que Patel et al.¹⁶⁷ sugeriram a existência de uma ligeira redução do índice de refração desta camada da córnea após LASIK.

A determinação da espessura de córneas com opacidades ("haze") foi avaliada por Boscia et al.¹⁶² e Fakhry et al.¹⁶⁰ tendo sido concluído em ambos os estudos que o sistema Orbscan[®] é menos exacto na determinação da espessura neste tipo de córneas. As medidas efectuadas por este sistema em olhos com queratocone também são significativamente inferiores às determinadas por ultra-sons sendo sugerido que nestes casos o factor de correcção não deve ser utilizado.¹⁶⁵

Marsich e Bullimore⁶¹ concluíram que o sistema Orbscan[®] apresentava melhor repetibilidade que a paquimetria de ultra-sons. No entanto, as medidas periféricas não apresentavam uma repetibilidade tão boa. Boscia et al.¹⁶² referiram uma boa repetibilidade das medidas efectuadas quer com o Orbscan[®] quer com um paquímetro de ultra-sons. Por sua vez, Lattimore et al.⁹⁵ concluíram que a variabilidade das medidas de paquimetria efectuadas com o Orbscan[®] é aceitável em investigação.

O sistema Orbscan[®] é não-invasivo, rápido e avalia a espessura corneal ao longo de toda a superfície corneal. Além disso permite obter informação acerca da topografia de ambas as superfícies corneais e profundidade da câmara anterior. Contudo, a sua utilização na determinação da espessura corneal em situações em que seja necessário um conhecimento mais exacto deve ser feita com algum cuidado, assim como não deve dispensar a confirmação através de outro método. No entanto, dada a sua boa reprodutibilidade, é um bom método para fazer um seguimento de um paciente e para ser usado por diferentes clínicos.

Pentacam[®]

Para além do Orbscan[®], existe outro instrumento disponível comercialmente, que determina a espessura e a topografia corneal por seccionamento óptico da córnea. O aparelho denomina-se Pentacam[®] (Oculus Optical Instruments GmbH, Wetzlar, Alemanha) e surgiu no mercado recentemente (figura 3.12). A grande diferença em relação ao Orbscan[®] é que o varrimento é feito por rotação e não por translação.



Figura 3.12: Pentacam[®] da Oculus.

Sendo uma técnica muito recente não existe ainda documentação disponível sobre este aparelho. A informação aqui presente foi retirada da sua patente¹⁶⁸ e da página da internet do fabricante (www.oculususa.com, Novembro/2004).

O Pentacam[®] é formado por um sistema de iluminação, que projecta uma fenda de luz na córnea, e por uma câmara Scheimpflug. Ambos os componentes encontram-se montados num braço comum e podem rodar em torno de um mesmo eixo coincidente com o eixo óptico do olho. O sistema de iluminação é formado por uma fonte de luz, um diafragma em forma de fenda e um sistema de lentes. A fonte de luz consiste numa série de díodos colocados lado-a-lado e com a mesma orientação do diafragma.

De modo a obter várias secções do segmento anterior do olho (figura 3.13), a fenda de luz roda 360° enquanto a câmara, que roda em simultâneo, adquire as imagens. Este processo de aquisição é realizado em cerca de dois segundos. Os movimentos dos olhos são registados para posterior processamento. As imagens são processadas obtendo-se informação sobre a topografia corneal, paquimetria, profundidade da câmara anterior e análise de opacidades do cristalino.

Num trabalho apresentado por Kojetinsky et al.¹⁶⁹ o Pentacam[®] foi comparado com outros instrumentos, nomeadamente a paquimetria de ultra-sons. Os valores determinados por esta técnica foram significativamente superiores (23,08 μm) aos

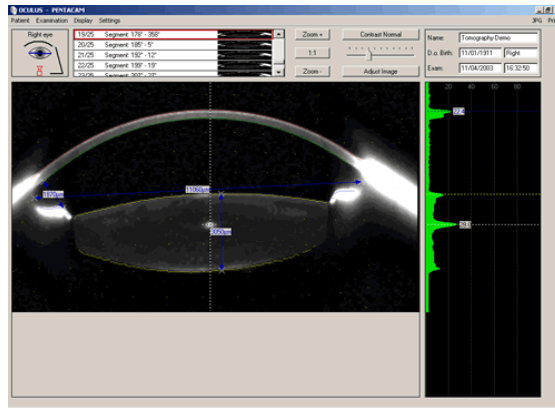


Figura 3.13: Imagem de uma seção da câmara anterior do olho como obtida pelo Pentacam[®].

determinados pelo Pentacam[®].

3.4.1.5 Tomografia de coerência óptica

A tomografia de coerência óptica é uma técnica recente, não-invasiva, que utiliza interferometria de baixa coerência para a obtenção de imagens com elevada resolução de diferentes tecidos.¹⁷⁰ Em oftalmologia, tem sido predominantemente usada para a observação do segmento posterior do olho,^{105,171} embora a sua aplicação à análise do segmento anterior tenha vindo a crescer.¹⁷²⁻¹⁷⁶ Em estudos recentes, a tomografia de coerência óptica tem sido utilizada na avaliação dos resultados de cirurgias refractivas, na monitorização *in situ* da interacção do laser com tecidos biológicos, assim como na avaliação *in vivo* de cataratas e a sua comparação com achados histopatológicos.

O sistema de tomografia de coerência óptica tem como base um interferómetro de Michelson ao qual é acoplada uma fonte de luz de banda larga. Num dos braços do interferómetro encontra-se um espelho de referência e no outro a amostra a estudar. A amplitude e a diferença de fase da luz reflectida pela amostra são determinadas alterando a posição do espelho de referência e registando amplitude do sinal interferométrico. A interferência só ocorre quando a diferença entre os percursos ópticos ao longo dos dois braços está dentro dos valores do comprimento de coerência do feixe de luz.

Ao contrário do que acontece com a microscopia convencional, na tomografia de coerência óptica os mecanismos responsáveis pelas resoluções axial e transversal são independentes. A resolução axial é determinada pelo comprimento de coerência (l_c) da fonte de luz que por sua vez depende do comprimento de onda (λ) e da largura de banda da luz ($\Delta\lambda$). Conforme se pode verificar pela análise da equação 3.12 a resolução axial é inversamente proporcional à largura de banda da fonte de luz, sendo possível conseguir resoluções elevadas usando fontes de luz de banda larga.

$$l_c = 0,44 * \lambda^2 / \Delta\lambda \quad (3.12)$$

Por sua vez, a resolução transversal (Δx) de um sistema de tomografia de coerência óptica depende do diâmetro do ponto de luz focado na amostra e é dada pela equação 3.13, em que d é o diâmetro do ponto de luz na objectiva e f a distância focal desta. Resoluções transversais elevadas podem ser obtidas usando aberturas numéricas elevadas e focando o feixe de forma a conseguir o menor diâmetro possível.

$$\Delta x = (4\lambda/\pi) * (f/d) \quad (3.13)$$

As fontes de luz mais utilizadas são díodos superluminescentes de baixa coerência com comprimentos de onda na ordem dos 830 nm^{105,174,177} com uma largura de banda de 20 nm a 30 nm¹⁷¹ podendo-se obter uma resolução axial de 10 μm a 15 μm .

Na figura 3.14 encontra-se esquematizada a forma como a tomografia de coerência óptica permite adquirir imagens de secções transversais. O feixe de luz é focado na amostra em estudo e a diferença de fase e intensidade da luz reflectida e/ou dispersa é determinada obtendo-se um perfil axial de reflectâncias. A amostra é varrida transversalmente pelo feixe, obtendo-se um perfil axial de reflectâncias para várias posições do feixe durante esse varrimento. A partir destes dados constrói-se a imagem bidimensional que pode ser apresentada com uma escala de cinzentos ou de

cores.

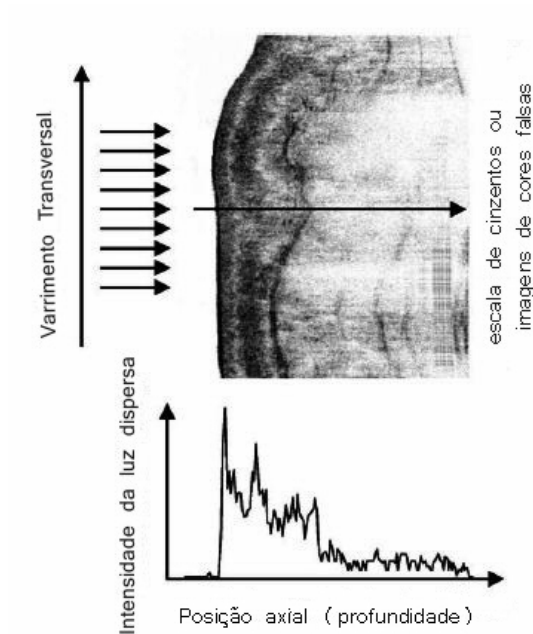


Figura 3.14: Esquema do princípio da tomografia de coerência óptica para obtenção de imagens de seções transversais.

Como já foi atrás referido, esta técnica começou por ser usada para a avaliação do segmento posterior do olho. No entanto, tem vindo a ser cada vez mais utilizada na análise do segmento anterior do olho, sendo o cálculo da espessura corneal uma das suas aplicações. Em vários trabalhos publicados, têm sido usados instrumentos de tomografia de coerência óptica, disponíveis comercialmente para a avaliação do segmento posterior, no cálculo da espessura da córnea.^{172-174,176,178-180} Nestes casos, a espessura corneal é calculada a partir da distância entre os picos de reflectâncias correspondentes ao epitélio e ao endotélio corneal (figura 3.15).

Bechmann et al.¹⁷⁶ utilizaram esta técnica para determinar a ECC comparando os resultados com valores obtidos por paquimetria de ultra-sons. Os autores encontraram uma boa correlação entre os dois métodos embora os valores obtidos por tomografia de coerência óptica ($530 \pm 32 \mu\text{m}$) fossem significativamente inferiores aos obtidos por paquimetria de ultra-sons ($581 \pm 34 \mu\text{m}$). Em córneas edematosas as diferenças encontradas foram ainda maiores, embora a correlação entre os dois métodos se

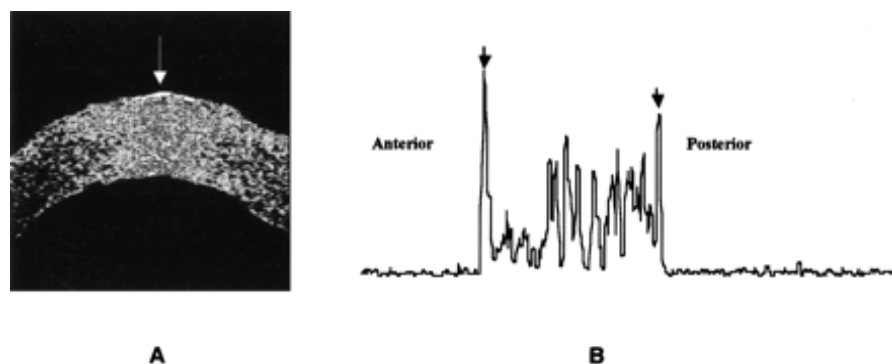


Figura 3.15: (A) Exemplo de uma imagem da córnea obtida por tomografia de coerência óptica. (B) Varrimento modo-A ao longo de um ponto da córnea onde se identificam ambas as superfícies corneais.¹⁷⁴

mantivesse elevada. Num estudo envolvendo 74 olhos de 39 pacientes chineses, Wong et al.¹⁸⁰ comparara as medidas de espessura corneal efectuadas com um tomógrafo de coerência óptica, um paquímetro de ultra-sons e o Orbscan[®] (as medidas foram efectuadas com o factor acústico de 0,92). Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores obtidos por paquimetria de ultra-sons ($555,11 \pm 35,30 \mu\text{m}$) e com o Orbscan[®] ($555,96 \pm 32,41 \mu\text{m}$). A espessura determinada por tomografia de coerência óptica foi significativamente inferior ($523,20 \pm 33,54 \mu\text{m}$) aos valores obtidos pelos outros dois métodos.

Têm surgido instrumentos de tomografia de coerência óptica desenvolvidos apenas para a determinação da espessura corneal.^{177,181} A Haag-Streit colocou muito recentemente no mercado o Pachymeter[®] que utiliza a reflectometria de baixa coerência óptica para determinar a espessura corneal. O Pachymeter[®] é acoplado a uma lâmpada de fenda e, segundo o fabricante, permite obter uma precisão e uma reprodutibilidade de $1 \mu\text{m}$. No entanto, não existem ainda estudos publicados que possam comprovar estes valores.

3.4.1.6 Videopaquimetria

A videopaquimetria foi uma técnica desenvolvida experimentalmente para determinar a espessura corneal e consiste, basicamente, no seu cálculo a partir da análise

de imagens de secções ópticas obtidas com uma lâmpada de fenda à qual é acoplada uma câmara de vídeo.

Hjotdal e Jensen¹⁸² determinaram a espessura e curvatura corneais em olhos enucleados usando um sistema de videopaquimetria. Os olhos eram iluminados lateralmente por uma fenda de luz enquanto a câmara, colocada perpendicularmente ao plano da córnea, adquiria as imagens. O ângulo entre esta e o feixe de luz era de 38,5°. Um procedimento idêntico foi utilizado *in vivo* por Siu,¹⁸³ o ângulo entre o sistema de iluminação e a câmara CCD era de 40°. A espessura corneal foi obtida através da análise de imagens de secções ópticas. Os bordos da córnea foram extraídos das imagens de secções ópticas utilizando a análise de níveis de cinzento. Albarran et al.¹⁸⁴ determinaram a espessura da córnea de forma semelhante mas a largura da secção óptica foi determinada com um retículo milimetrado colocado na ocular da lâmpada de fenda.

Um método semelhante foi também desenvolvido por Franco et al.¹⁸⁵ e que deu origem ao trabalho aqui desenvolvido. Como nos casos anteriores, foi determinada a espessura corneal de secções ópticas capturadas por uma câmara CCD (COHU, modelo 2252) colocada no braço de observação de uma lâmpada de fenda (Takagi-Seiko, modelo SL-70). Colocou-se o microscópio perpendicularmente ao plano corneal e fazendo um ângulo de 50° com o sistema de iluminação.

Nestas condições foram adquiridas imagens de secções ópticas do meridiano vertical que foram posteriormente analisadas de modo a calcular a espessura corneal ao longo desse meridiano. Os cálculos efectuados são semelhantes aos desenvolvidos para a determinação da espessura corneal com o dispositivo descrito nesta tese e que serão explicados na segunda parte.

A variação da espessura corneal ao longo do meridiano vertical obtida com esta técnica de videopaquimetria foi comparada com valores obtidos com o Orbscan[®] e por paquimetria de ultra-sons. Os resultados obtidos encontram-se em anexo (Parte III, Anexo B).

3.4.2 Métodos Não-ópticos

Uma alternativa aos métodos ópticos para calcular a espessura corneal é a utilização da paquimetria de ultra-sons.

A utilização de ultra-sons como meio de diagnóstico em medicina foi feita pela primeira vez, em 1942, por Dussik*. Este autor utilizou o método de transmissão, isto é, o emissor estava colocado de um lado do corpo enquanto que o receptor era situado do lado oposto. A emissão era contínua e a debilidade do sinal recebido depois de atravessar o corpo podia indicar a existência de transtornos.

Em 1956, Mundt e Hughes,* realizaram um estudo sobre as propriedades biofísicas dos ultra-sons e indicaram, pela primeira vez, a possibilidade da sua aplicação ao diagnóstico de determinadas afecções oftalmológicas. Nos anos seguintes vários autores aperfeiçoaram a técnica e aplicaram-na ao estudo de diversas condições patológicas do globo ocular.

Desde o início da utilização de ultra-sons no diagnóstico oftalmológico, se considerou a possibilidade da sua utilização na biometria do globo ocular. Os primeiros resultados publicados sobre o assunto devem-se a Yamamoto e Kanki* em 1961 que encontraram uma forte correlação entre a longitude axial do olho e o erro refractivo. Yamamoto determinou também a velocidade média do som nos meios oculares.

Uma das aplicações desta tecnologia é a paquimetria de ultra-sons, que tem sido utilizada como uma técnica de eleição por muitos autores. Foi desenvolvida nos anos 60 e introduzida na prática clínica nas décadas de 70 e 80, e tem sido a técnica predominante em estudos de investigação.⁶² O paquímetro de ultra-sons baseia-se nos instrumentos de ultra-sonografia de modo A, em que o registo é unidimensional.

Os ultra-sons são transmitidos ao olho através de um transdutor que é constituído por um material com propriedades piezoeléctricas, e que recebe as ondas acústicas reflectidas pela interface córnea/humor aquoso. A frequência dos ultra-sons irá definir a resolução e a penetração das ondas no tecido. Quanto mais alta for a frequência

*Citado por Gil del Rio.¹⁸⁶

melhor será a resolução mas o sinal será absorvido mais depressa não penetrando tão profundamente. Os transdutores utilizados em paquimetria são de elevada resolução operando com frequências compreendidas entre 15 MHz e 20 MHz.

Em função do tempo de latência entre a emissão das ondas acústicas e a recepção das mesmas após reflexão na interface córnea/humor aquoso, e da velocidade do som no tecido corneal, é possível determinar a espessura corneal a partir da equação 3.14.

$$\text{Espessura corneal} = \frac{\text{tempo de latência} * \text{velocidade do som}}{2}. \quad (3.14)$$

Pela análise da equação 3.14 percebe-se que a velocidade de propagação dos ultra-sons é um parâmetro crítico. Segundo o referido na bibliografia, a velocidade dos ultra-sons na córnea pode variar entre 1502 m/s e 1610 m/s¹⁰¹ embora, na prática, a maioria dos fabricantes calibre os seus aparelhos com velocidades superiores.^{26,55,57,187,188} Salz et al.¹⁴⁴ comprovaram que, com uma velocidade de 1550 m/s, a espessura corneal era inferior entre 5 % e 10 % em relação aos valores obtidos com a velocidade de propagação de 1640 m/s. Estes autores concluíram ainda que, usando uma velocidade de 1590 m/s, a espessura obtida estava de acordo com os valores determinados por paquimetria óptica.

A velocidade de propagação depende do nível de hidratação corneal, diminuindo à medida que aumenta a quantidade de água. Esta variabilidade afecta as medidas efectuadas em córneas com edema, subvalorizando a sua espessura. Usando LC, foi estudada a influência do nível de hidratação na velocidade de propagação dos ultra-sons, concluindo-se que um aumento de 12 % no conteúdo de água produzia uma alteração de 2 %.

3.4.2.1 Paquimetria de ultra-sons

A medida da espessura corneal com um paquímetro de ultra-sons é relativamente simples. Diferencia-se das técnicas até agora apresentadas pelo seu carácter invasivo,

sendo necessária a utilização de anestesia tópica. Enquanto o paciente fixa um ponto distante, a sonda é colocada em contacto com a córnea. A localização do ponto de contacto é feita de forma subjectiva, tomando-se como referência o centro da pupila.

Um factor importante é a perpendicularidade da sonda em relação à superfície corneal. Geralmente, com uma inclinação superior a $\pm 10^\circ$ não se registará nenhuma medida⁵⁷ o que acaba por ser uma vantagem pois os valores registados não corresponderiam a um valor real da espessura. A pressão exercida pela sonda na córnea é também importante uma vez que uma compressão excessiva levará a uma subavaliação da espessura da córnea.

Alguns estudos demonstraram que este tipo de paquímetros tem melhor reprodutibilidade e menor variação inter-observador do que o paquímetro óptico.^{144,189} O paquímetro de ultra-sons é também portátil e mais económico se tivermos em conta que, para operar com um paquímetro óptico, é necessária uma lâmpada de fenda. No entanto não possui luzes de fixação pelo que podem surgir variações no posicionamento e localização da sonda em medidas repetidas. Estes desvios na localização quantificam-se através da repetibilidade ou precisão de uma série de medidas realizadas sucessivamente pelo mesmo observador, mantendo-se as condições de observação. Os valores que se encontram podem chegar a diferenças de $17 \mu\text{m}$ ¹⁸⁹ para a espessura central, sendo mais comum encontrar valores de $3 \mu\text{m}$ a $7 \mu\text{m}$.^{55,66,144,190} A precisão do método de ultra-sons para medir a espessura corneal melhorará, principalmente, se se puder conhecer com exactidão a zona da córnea que se está a medir.

Assim como acontece com a paquimetria óptica padrão, também se tem utilizado este tipo de paquímetros para determinar a espessura em pontos corneais periféricos.^{22,26,39,40,57,191} No entanto, dada a variação significativa da espessura ao longo de toda a córnea nos humanos, a repetibilidade do posicionamento da sonda e a sua perpendicularidade em relação à superfície corneal, tornam-se críticas. A localização da sonda é geralmente feita subjectivamente, tomando-se como referência o centro da pupila. Em trabalhos mais recentes utilizaram-se sistemas de fixação mais precisos. Owens e Watters²² acoplaram um cone do topógrafo EyeSys em frente ao microscópio de um biomicroscópio (figura 3.16). Colocaram 14 LEDs (light-emitting diodes)

vermelhos ao longo dos círculos do cone de forma a que o paciente fixasse um de cada vez enquanto eram realizadas as medidas.

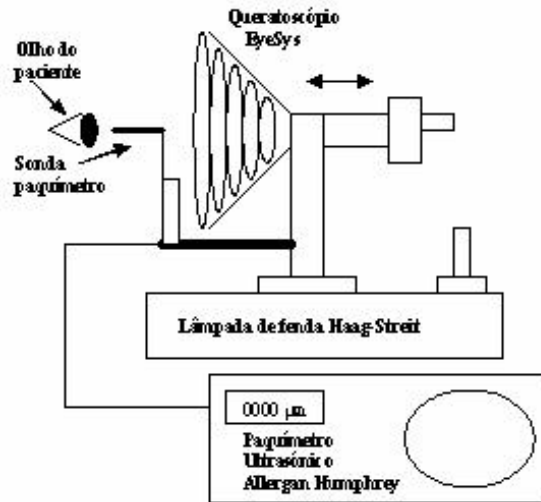


Figura 3.16: Dispositivo de paquimetria topográfica ultra-sônica (adaptado de Owens e Waters²²).

Parafita et al.^{191,192} desenvolveram um método para realizar paquimetria em vários pontos da córnea. De forma a garantirem o posicionamento exacto da sonda na córnea, construíram um sistema de fixação composto por uma série de círculos concêntricos, colocando 25 pontos de cores em diferentes localizações (figura 3.17). Este sistema foi colocado a 3 m de forma a eliminar possíveis erros devido à convergência.¹⁹² Através da equação 3.15 é possível saber qual a distância ao centro da córnea do ponto periférico onde se está a medir a espessura quando o paciente fixa cada um dos círculos.

$$y = \frac{L * R}{R + S} \quad (3.15)$$

Na equação 3.15, L é a distância do círculo que o paciente fixa ao centro do sistema de fixação, R é a distância do plano da córnea ao centro de rotação do olho e S é a distância do sistema de fixação à córnea do paciente.

Para determinar a espessura corneal, a sonda é alinhada com o eixo visual do paciente, enquanto este fixa o ponto central com o olho contralateral. Em seguida é pedido ao paciente que fixe um determinado ponto periférico e após determinar o ponto da córnea em que se vai efectuar a medida, a sonda é posta em contacto com a córnea.

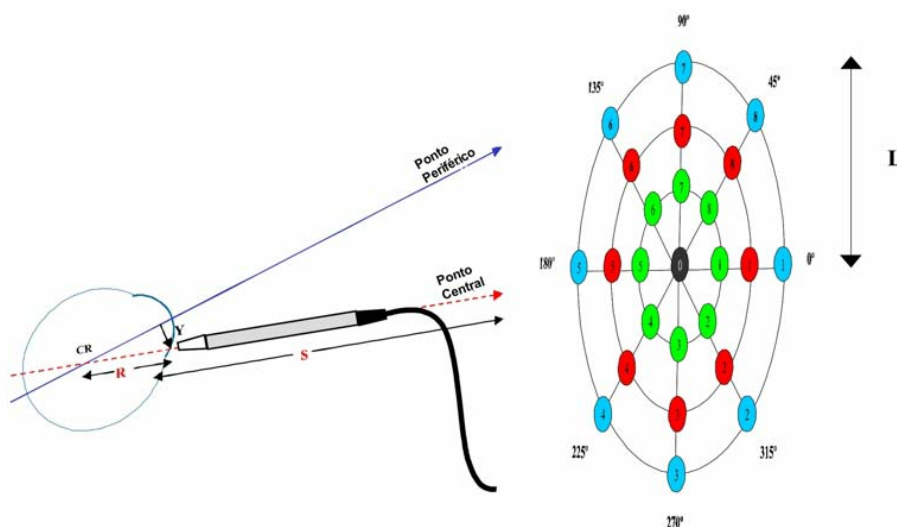


Figura 3.17: Esquema do método para determinar a espessura corneal em pontos periféricos.¹⁹²

De um modo geral todos os autores assumem a elevada subjectividade no posicionamento da sonda sobre a córnea neste tipo de técnicas para medir a espessura na periferia. Verifica-se ainda que os erros aumentam com a distância ao centro do ponto de medida, ou seja, a precisão diminui na região periférica.^{57,192} Apesar do seu potencial, esta técnica necessita ser revista de forma a poder-se garantir um melhor controlo sobre o posicionamento da sonda na córnea.

3.4.2.2 Biomicroscopia de ultra-sons

A biomicroscopia de ultra-sons é uma nova técnica de imagiologia que utiliza ultra-sons de frequência elevada para produzir imagens do olho com resoluções quase

microscópicas. A frequência mais utilizada é de 50 MHz que permite obter uma resolução lateral de 50 μm e axial de 12 μm .^{21,155} A profundidade de penetração é de cerca de 4 mm o que limita a sua utilização ao segmento anterior do olho.

Esta técnica tem sido utilizada em várias aplicações clínicas nomeadamente tumores do segmento anterior, glaucoma, patologias da esclera e córnea, paquimetria corneal, avaliação de lentes intra-oculares e trauma.¹⁹³

Para se efectuar o exame de biomicroscopia de ultra-sons o paciente deve estar em decúbito supino e com o olho aberto. Uma vez que o cristal piezoeléctrico do transdutor não se encontra protegido, este não deve ser posto em contacto directo com o olho. Entre as pálpebras do paciente é colocado um dispositivo em forma de cúpula (figura 3.18) e cheio com solução salina ou de metilcelulose. O cristal do transdutor é imerso nesta solução, ficando a cerca de 2 mm da superfície ocular. É necessário utilizar anestesia tópica e o paciente deve fixar um ponto colocado verticalmente sobre o olho contralateral. Nestas condições pode-se deslocar o transdutor sobre a área a medir. Com esta técnica adquirem-se imagens bidimensionais que podem ser guardadas para análise futura (figura 3.19).



Figura 3.18: Dispositivo utilizado na biomicroscopia de ultra-sons.

Vários autores têm utilizado a biomicroscopia de ultra-sons para determinar a espessura da córnea.^{21,66,78,155,194-197} Wada,⁷⁸ a partir de várias imagens de secções transversais obtidas com este método, determinou a espessura corneal nos 5 mm centrais apresentando os resultados sob a forma de mapas. Com uma escala do monitor, a espessura corneal foi calculada a partir da distância entre as duas superfícies corneais. Existem ainda casos em que o registo é transformado num registo do tipo modo-A e a espessura é calculada a partir da distância entre os picos de reflexão cor-

respondentes às duas superfícies corneais. Outro método utilizado é obter, a partir da análise de imagens bidimensionais (modo-B) e de dados de radiofrequência dos ultra-sons recebidos pelo transdutor, uma representação semelhante à conseguida por ultra-sonografia modo-A, denominada modo-I. A espessura corneal é medida, mais uma vez, como a distância entre os dois picos correspondentes a ambas as superfícies corneais.^{194,198}

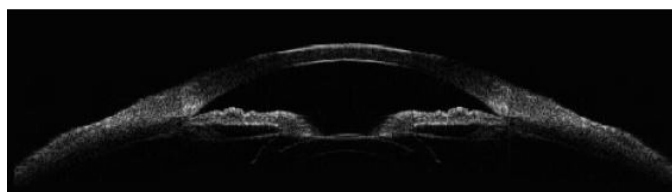


Figura 3.19: Imagem do segmento anterior obtida por biomicroscopia de ultra-sons.

A precisão da biomicroscopia de ultra-sons para determinar a espessura corneal é boa¹⁹⁵ assim como a reprodutibilidade intra-observador.¹⁹⁶ No entanto, a reprodutibilidade inter-observador é baixa, como acontece com a paquimetria de ultra-sons convencional.¹⁹⁶ Urbak¹⁹⁷ estudou a exactidão das medidas obtidas com um biomicroscópio de ultra-sons e avaliou a concordância dos valores obtidos por este método e por paquimetria óptica. A exactidão foi testada em lentes intra-oculares dePMMA, concluindo o autor que, em média, os valores obtidos eram $10 \mu\text{m}$ superiores aos valores obtidos com um sistema mecânico. A ECC de 46 olhos foi calculada quer por biomicroscopia de ultra-sons quer por paquimetria óptica, encontrando-se com esta última, valores estatisticamente superiores ($24 \mu\text{m}$). Tam e Rootman⁶⁶ encontraram também valores estatisticamente superiores com paquimetria especular mas não encontraram diferenças significativas entre os valores obtidos por paquimetria de ultra-sons convencional e por biomicroscopia de ultra-sons. No entanto, Javaloy et al.¹⁵⁵ concluíram que esta técnica media espessuras corneais significativamente superiores ($566,7 \mu\text{m}$) às obtidas por paquimetria de ultra-sons ($553,7 \mu\text{m}$), Orbscan[®] ($551,3 \mu\text{m}$) e microscopia confocal ($553,2 \mu\text{m}$).

Embora a biomicroscopia de ultra-sons permita obter imagens de grande resolução, é uma técnica que exige algum trabalho por parte do operador, que deve ajustar

manualmente a cabeça do transdutor de forma a garantir um bom centramento e a sua perpendicularidade à superfície corneal, é um método demorado e desconfortável para o paciente.

Capítulo 4

Topografia Corneal

4.1 Introdução

A topografia (a palavra provém do grego *topographia* que significa "descrição de um lugar") é a ciência que descreve ou representa em detalhe as características de um determinado local. Assim sendo, pode-se dizer que a topografia corneal consiste na descrição e/ou representação pormenorizada da córnea.

Inicialmente, o estudo da topografia da córnea limitava-se à estimativa da sua curvatura. O primeiro registo da determinação do raio central da córnea remonta a 1619 e foi efectuado por Scheiner, comparando o tamanho da imagem formada por reflexão na superfície da córnea com imagens formadas em vários espelhos convexos de diferentes curvaturas.

Por volta de 1820, Cuignet desenvolveu um queratoscópio pelo qual observou a imagem reflectida na córnea de uma mira luminosa colocada em frente à córnea do paciente. A sua maior dificuldade foi conseguir alinhar a mira com o eixo visual do paciente durante a observação. Krause, em 1832, mediu o raio de curvatura de córnea de olhos enucleados e descreveu a superfície anterior como esférica e a posterior como

Esta breve introdução sobre o desenvolvimento dos métodos para determinar a topografia da córnea foi feita com base em vários trabalhos publicados sobre topografia corneal.^{31, 199-204}

uma parabolóide. O aplanamento periférico da córnea foi reconhecido por Senff em 1846 que determinou a sua esfericidade.

A quantificação da curvatura corneal começou a ser possível em 1854 com a invenção do oftalmómetro (queratómetro) por Helmholtz.

A primeira técnica utilizada em larga escala para determinar clinicamente a topografia corneal foi a queratometria, e mais recentemente, a fotoqueratoscopia e a videoqueratoscopia. Todos estes sistemas se baseiam nas leis da reflexão e consideram a superfície anterior da córnea como um espelho convexo.

A invenção do primeiro queratoscópio é normalmente atribuída ao português António Plácido embora Levene pareça ter demonstrado que a invenção do primeiro queratoscópio manual foi feita, em 1847, por Henry Goode, ao diagnosticar astigmatismos utilizando um quadrado luminoso reflectido na córnea.

Plácido, em 1880, construiu um aparelho que consistia num disco luminoso com uma série alternada de círculos concêntricos brancos e pretos com um orifício no centro por onde se observava a córnea do paciente. Este instrumento permitiu efectuar um diagnóstico qualitativo de irregularidades corneais assim como de astigmatismo. Em 1882, Plácido fotografou uma dessas imagens pelo que se considera que a fotoqueratoscopia se inicia com ele.

Em 1896, Gullstrand aplicou pela primeira vez a fotoqueratoscopia à análise quantitativa da superfície corneal colocando uma máquina fotográfica na abertura central do disco de Plácido e desenvolvendo algoritmos para obter dados quantitativos a partir das imagens dos anéis de Plácido. Estes dados foram importantes para compreender a topografia corneal, mas o processo era demasiadamente lento para ser clinicamente útil.

Poucos progressos foram feitos até meados do século XX, quando o interesse na determinação da curvatura da córnea aumentou com o aparecimento das LC.

O grande avanço na área da cirurgia refractiva criou a necessidade de se conhecer com mais detalhe e precisão a topografia de toda a córnea. Os avanços no proces-

samento de imagem e na tecnologia dos computadores pessoais passaram a permitir uma aquisição imediata e análise rápida de um grande volume de dados, o que tornou possível o desenvolvimento de vários sistemas de topografia corneal para uso clínico.

A topografia corneal é usada para avaliar os pacientes antes e depois de cirurgias oculares, no planeamento de cirurgias refractivas, no cálculo da lente intra-ocular no caso da extracção de cataratas, na adaptação de LC e no diagnóstico e tratamento de diversas patologias oculares.

Uma das maiores aplicações da topografia corneal é o rastreio dos pacientes candidatos a cirurgia refractiva.²⁰⁵ Pacientes com queratocone ou astigmatismo irregular não são considerados bons candidatos a este tipo de cirurgia pois os resultados são algo imprevisíveis.^{9,113-118} Tem sido também usada na avaliação das alterações na forma da córnea após a realização da cirurgia refractiva em pacientes que apresentam queixas.²⁰⁶ Astigmatismo irregular, descentramento, ilhas centrais e zonas ópticas mais pequenas do que o planeado são algumas das anomalias da topografia corneal que podem surgir após a realização da cirurgia refractiva.²⁰⁷

Várias técnicas têm sido desenvolvidas para avaliar a topografia da superfície anterior da córnea. No entanto são poucas as que permitem obter informação da sua superfície posterior.

Ao longo deste capítulo faz-se uma abordagem à descrição da topografia corneal assim como de alguns factores que a podem alterar. As técnicas mais utilizadas são também aqui descritas.

4.2 Descrição da Topografia da Córnea

A determinação precisa da topografia corneal é difícil. Também exigente é a tarefa de a descrever, de forma apropriada, aos que irão usar a informação obtida, incluindo oftalmologistas, cirurgiões, contactologistas, optometristas e investigadores. Cada um destes grupos tem exigências próprias e pode necessitar de uma descrição da topografia corneal de um modo particular. A maioria dos instrumentos disponíveis

comercialmente permitem a visualização dos resultados de várias formas diferentes.

A topografia corneal é normalmente descrita por uma das seguintes formas: qualitativamente, matematicamente ou ponto-a-ponto.

4.2.1 Descrição Qualitativa

Na descrição qualitativa, a superfície anterior da córnea é dividida em quatro zonas (figura 4.1): central, paracentral, periférica e limbal.²⁰⁸⁻²¹⁰

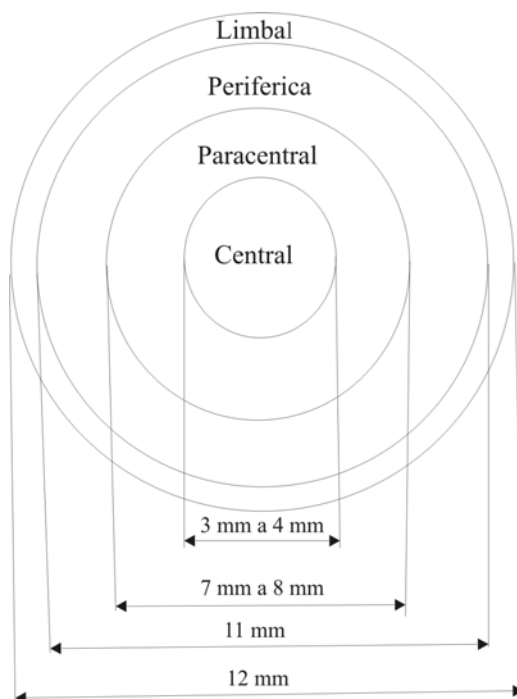


Figura 4.1: Representação esquemática das várias zonas da córnea (adaptado de Waring III²⁰⁸).

A zona central tem um diâmetro de 3 mm a 4 mm e é considerada aproximadamente esférica: a sua curvatura não varia mais do que 0,05 mm (0,25 D).²¹¹⁻²¹³ É também conhecida por zona óptica ou zona esférica central.

A zona paracentral, ou intermédia, é um anel com 3 mm a 4 mm e tem um raio de

curvatura maior que a zona central. Junto com esta constitui o que os contactologistas denominam de zona apical.^{208,209}

A zona de maior aplanamento e mais esférica é a zona periférica.^{204,208} É um anel também com 3 mm a 4 mm e é conhecida também por zona de transição. Na extremidade da córnea encontra-se a zona limbal que tem uma largura de 0,5 mm. As técnicas topográficas baseadas no princípio da reflexão têm dificuldade em obter imagens desta zona, e mesmo quando o conseguem, a análise dos seus algoritmos é menos exacta. Com as técnicas de projecção conseguem-se obter boas imagens e a exactidão da reconstrução da córnea é semelhante em toda a sua extensão.²⁰⁴

4.2.1.1 Centro da córnea

O centro da córnea pode ser definido de várias formas. Isto deve-se, por um lado, à forma complexa da córnea e, por outro, ao facto desta fazer parte de um sistema com vários componentes. Normalmente, descrevem-se quatro centros da córnea: o centro visual, o centro geométrico, o *apex* corneal e o centro da pupila de entrada.^{204,208,214}

O centro geométrico, ou anatómico, é o ponto equidistante a dois pontos opostos do limbo. É o ponto usado como referência na adaptação de LC para avaliar o seu centramento. O ponto de intercepção do eixo visual com a córnea é denominado centro visual^{214,215} e é o ponto de referência na descrição das propriedades ópticas tanto da córnea como de todo o sistema ocular.²¹⁶ Este centro pode ser encontrado a partir da localização do reflexo corneal obtido enquanto o paciente fixa uma fonte de luz pontual e em que o eixo visual do paciente e do observador são coaxiais.²¹⁷ Alguns autores referem que este centro é coincidente com o vértice da córnea.^{204,209}

O *apex* corneal é o ponto da córnea de maior curvatura (ou com menor raio de curvatura).^{50,218} Se, em vez de um ponto, existir uma área de maior curvatura, então o *apex* será representado pelo seu centróide. Waring III²⁰⁸ define o *apex* corneal como sendo o ponto de maior elevação da córnea que coincide com a definição do vértice corneal aceite por outros autores.^{204,209}

O centro da pupila de entrada é definido como a intercepção da linha que une o

ponto de fixação e o centro da pupila.²⁰⁴ É normalmente utilizado no centramento de procedimentos de cirurgia refractiva. No entanto, a fiabilidade da utilização deste ponto como centro da córnea é reduzida devido à variação da sua posição. O centro da pupila pode deslocar-se até 0,7 mm com as alterações do tamanho da pupila sendo a direcção da deslocação variável.^{219,220}

4.2.1.2 Direcções na córnea

Quando se pretende descrever a topografia da córnea é importante poder definir uma localização de forma inequívoca.²⁰⁸ Normalmente essa localização é feita ao longo de meridianos que são linhas que cruzam a córnea ao longo do seu diâmetro desde um ponto do limbo até ao ponto oposto. A sua designação depende do ângulo que fazem com a horizontal, começando por 0° ("às 3 h") e continuando na direcção contrária à dos ponteiros do relógio, até 180° (figura 4.2). Outro conceito utilizado é o de semimeridiano que corresponde a uma linha que une o centro da córnea a um ponto do limbo (figura 4.2).

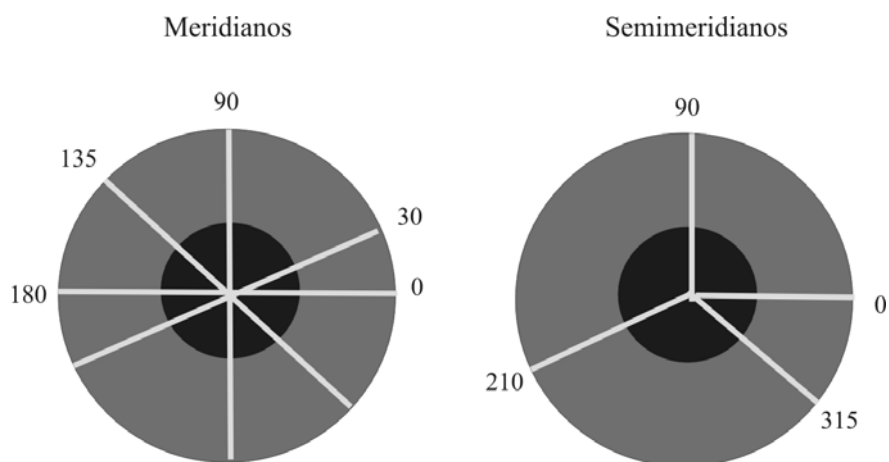


Figura 4.2: Representação esquemática de meridianos e semimeridianos da córnea.

Um outro conceito também utilizado é o de eixo. Na realidade, o eixo é a direcção numa lente cilíndrica ao longo do qual a potência é nula. Como normalmente se orienta o eixo da lente cilíndrica com os meridianos da córnea, é comum substituir o termo meridiano por eixo. Por vezes, alguns clínicos referem-se ao eixo mais plano

da córnea, quando na realidade pretendem dizer o meridiano mais plano.²⁰⁸

4.2.2 Descrição Matemática

Uma forma de descrever o contorno da córnea é através de uma expressão matemática.²²¹⁻²²³ Este tipo de descrição é a adoptada pela maioria dos investigadores na área da visão dada a sua aplicação à óptica do olho como é o estudo das aberrações.²²¹

A descrição matemática da córnea tem sido feita de duas formas distintas; alguns investigadores têm descrito a superfície anterior da córnea através de fórmulas polinomiais complexas^{224,225} enquanto que outros têm aproximado o perfil corneal a secções cónicas.

Uma das expressões matemáticas mais usadas para descrever o perfil da córnea ao longo de um meridiano é a secção cónica, nomeadamente a elipse.^{222,223,226-228}

Baker* deduziu uma equação matemática (equação 4.1) para descrever uma secção cónica que tem sido utilizada para descrever bidimensionalmente a superfície corneal.

$$y^2 = 2r_0x - px^2, \quad (4.1)$$

onde: r_0 é o raio de curvatura apical e p é o índice de aplanamento da córnea. O valor obtido para o factor de forma, p , determina o tipo de secção óptica :

$p < 0$ _ hipérbole;

$p = 0$ _ parábola;

$0 < p < 1$ _ elipse: eixo maior ao longo do eixo das abcissas (elipse prolata);

$p = 1$ _ círculo;

$p > 1$ _ elipse: eixo menor ao longo do eixo das abcissas (elipse oblata).

*Citado por Burek e Douthwaite,²²² Dave,²²⁹ Lam e Douthwaite,²³⁰ Douthwaite e Sheridan.²³¹

Outros termos usados regularmente para descrever a forma da córnea são a asfericidade (Q) e a excentricidade (e) sendo aplicáveis a todas as secções cónicas. Na tabela 4.1 encontram-se as relações entre os vários descritores da forma da córnea.

Tabela 4.1: Relação entre os vários descritores da forma corneal

	e^2	p	Q
$e^2 =$	*	1-p	-Q
p =	$1-e^2$	*	1+Q
Q =	$-e^2$	p-1	*

Valores da asfericidade (Q) da superfície anterior determinados por diferentes autores são dados na tabela 4.2. Os valores de Q são normalmente negativos indicando que a córnea se aplanar em direcção à periferia, ou seja, tem a forma de uma elipse prolata.

Em relação ao raio de curvatura central da superfície anterior, o valor classicamente aceite é de 7,8 mm. Na tabela 2.1 da secção 2.3 encontram-se valores do raio de curvatura da superfície anterior encontrados por vários autores.

Embora amplamente aceite,^{35, 222, 223, 226-228, 230, 231} a descrição da superfície anterior da córnea através de secções cónicas tem alguns inconvenientes.²³² O raio de curvatura de todas as secções cónicas varia monotonamente com a distância ao centro o que não acontece na córnea real, em que esta variação pode não ser constante.

Tabela 4.2: Valores de asfericidade média da superfície anterior encontrados por diferentes autores

Autor/Ano	Asfericidade (Q)
Townsley/1970 ²²⁸	-0,30
Mandell e St Helen/1971 ²²⁶	-0,23
Guillon et al./1986 ³⁵	-0,18
Patel et al./1993 ³⁹	-0,01
Lam e Douthwaite/1997 ⁴¹	-0,30

Alguns autores têm utilizado diferentes expressões matemáticas para tentar descrever a forma da superfície anterior da córnea. Lotmar²³³ aplicou o polinómio (equação 4.2) desenvolvido por si à superfície corneal anterior.

$$Z_{Lot} = \frac{x^2}{2r} \left[1 + \frac{5}{28} \left(\frac{x}{r}\right)^2 - \left(\frac{1}{12}\right)\left(\frac{x}{r}\right)^4 \right], \quad (4.2)$$

onde: r é o raio de curvatura apical da córnea (que Lotmar considerou ser de 7,8 mm) e x a distância ao eixo óptico. A utilização desta expressão matemática assume que a córnea tem uma simetria radial, o que não acontece em córneas reais.²²⁴ Por seu lado, Howland et al.²²⁵ ajustaram polinómios de Taylor de quarto grau (expressão 4.3) a dados da córnea obtidos com um topógrafo "Corneal Topographic Modelling System" (TMS).

$$\begin{aligned} Z(x, y) = & A + Bx + Cy + Dx^2 + Exy + Fy^2 + Gx^3 + Hx^2y + \\ & + Ixy^2 + Jy^3 + Kx^4 + Lx^3y + Mx^2y^2 + Nxy^3 + Oy^4. \end{aligned} \quad (4.3)$$

A partir desta expressão determinaram a curvatura corneal média (CCM) em qualquer ponto da superfície e compararam-na com os valores obtidos com o topógrafo. Os autores concluíram que o uso deste polinómio permite obter um conhecimento das características gerais da córnea mas perde informação mais detalhada. No entanto sugerem que o ajuste do polinómio pode servir como base a um esquema de classificações de córneas normais e patológicas.

A superfície anterior da córnea tem sido também descrita através de polinómios de Zernike.^{234, 235} Estes são definidos matematicamente por:

$$Z_n^{\pm m} = \begin{cases} \sqrt{2(n+1)}R_n^m(\rho) \cos m\theta & \text{para } m>0 \\ \sqrt{2(n+1)}R_n^m(\rho) \sin m\theta & \text{para } m<0 \\ \sqrt{2(n+1)}R_n^m(\rho) & \text{para } m=0 \end{cases}, \quad (4.4)$$

onde

$$R_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-m)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! \left[\frac{(n+m)}{2} - s \right]! \left[\frac{(n-m)}{2} - s \right]!} \rho^{n-2s}, \quad (4.5)$$

n é ordem do polinómio na direcção radial ρ , e m é a frequência na direcção azimutal θ .

Ao contrário do que acontece com a superfície anterior da córnea, a sua superfície posterior não tem sido alvo de muitos estudos. Uma das principais razões é a dificuldade em medir a sua forma uma vez que se encontra muito próxima da superfície anterior e a sua forma aparente é influenciada pela forma da superfície anterior. Patel et al.,³⁹ a partir de medidas da superfície anterior e da espessura corneal, deduziram a forma da superfície posterior tendo encontrado uma asfericidade (Q) média de - 0,42. Este valor deve ser visto com algum cuidado uma vez que asfericidade encontrada pelos autores para a superfície anterior foi de - 0,03, que é muito diferente dos valores apresentados noutros trabalhos publicados (tabela 4.2). Utilizando uma técnica de fotografia de Scheimpflug, Dubbelman et al.⁴² determinaram o raio de curvatura e a asfericidade da superfície posterior da córnea, tendo encontrado para esta um valor de - 0,62. Este valor é semelhante ao determinado por Lam e Douthwaite⁴¹ (- 0,66).

4.2.3 Descrição Ponto-a-Ponto

A descrição ponto-a-ponto consiste na apresentação de um conjunto de valores de raios de curvatura, potências e elevação encontrados em diferentes localizações da córnea. Embora este método pareça simples e directo, torna-se difícil assimilar uma impressão geral da forma da córnea olhando apenas para conjunto de números. Para tornar mais fácil a avaliação da topografia da córnea, os números com o mes-

mo valor são unidos e o resultado apresentado sob a forma de gráfico de contornos. Existem vários formatos possíveis para a determinação e apresentação da topografia corneal.^{208,236} Cada um deles tem as suas vantagens, limitações e aplicações.

4.2.3.1 Elevação corneal

Uma forma de descrever uma superfície é indicar a distância de cada um dos seus pontos a um plano de referência, como acontece nas cartas topográficas, em que o plano de referência é o nível do mar. A topografia das superfícies corneais pode ser descrita de forma análoga, ou seja, determinando a sua elevação em relação a uma superfície de referência. Esta pode ser um plano tangente ao vértice da córnea ou situado ao nível do limbo. A utilização de uma destas superfícies de referência permite obter uma impressão geral da topografia de toda a córnea. No entanto, quando se utiliza este tipo de superfícies de referência podem passar despercebidas pequenas alterações localizadas da superfície corneal. De forma a ultrapassar este problemas e permitir a visualização dessas pequenas alterações, os sistemas de topografia existentes usam superfícies de referência esféricas (figura 4.3).^{204,236} Por vezes também são utilizadas superfícies mais complexas com formas asféricas ou toroidais.²³⁵

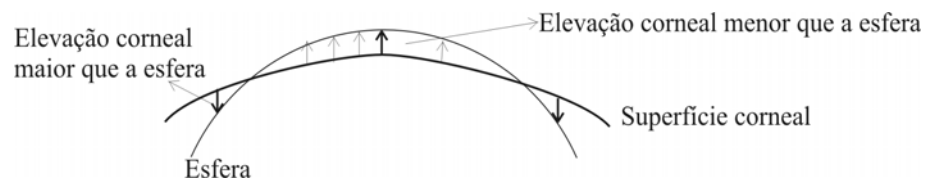


Figura 4.3: Elevação corneal em relação a uma superfície de referência esférica.

A elevação da superfície corneal em relação a uma superfície de referência permite obter a verdadeira forma das superfícies corneais. Obtidos os dados de elevação, facilmente se obtém informação referente ao declive, curvatura e potência corneal.

4.2.3.2 Declive e Curvatura

A topografia corneal também pode ser descrita em termos de declive. Este pode ser obtido a partir da elevação da córnea através do cálculo da sua primeira derivada. Os sistemas de topografia baseados no disco de Plácido, medem directamente o declive da superfície corneal anterior e, a partir deste, determinam a curvatura e a potência corneal.

Um modo alternativo de exprimir a forma de uma superfície é através da sua curvatura podendo esta ser definida de duas formas diferentes: curvatura axial e curvatura tangencial.

O inverso da curvatura de um ponto dá-nos o seu raio de curvatura existindo assim dois tipos de raio de curvatura que são normalmente utilizados na descrição da superfície corneal e para calcular a potência da córnea: raio de curvatura axial e raio de curvatura tangencial.^{237, 238}

Raio de curvatura axial

Também denominado raio de curvatura sagital ou global^{204, 238} é, por definição, a distância entre um ponto da superfície e o eixo do topógrafo ao longo da normal à córnea nesse ponto (figura 4.4).²³⁹ É o raio de curvatura determinado por queratometria e pelos primeiros sistemas de videoqueratoscopia. É facilmente calculado e permite a calibração dos instrumentos com superfícies de teste esféricas.²³⁸ No entanto, transforma a forma asférica da superfície corneal numa série contínua de raios esféricos o que por vezes pode mascarar alterações localizadas na curvatura, como as que ocorrem nos queratocones.²⁴⁰

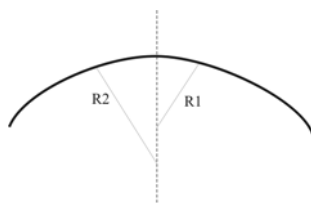


Figura 4.4: Raio de curvatura axial.

Raio de curvatura tangencial

O raio de curvatura tangencial é independente de qualquer eixo e depende apenas da curvatura de cada zona corneal. Para uma superfície esférica como a córnea, os centros de curvatura estão deslocados do eixo do topógrafo (figura 4.5). O lugar geométrico ocupado pelos centros de curvatura denomina-se evoluta. Com o aplanamento corneal periférico, o raio de curvatura tangencial torna-se maior que o raio de curvatura axial.²⁴⁰

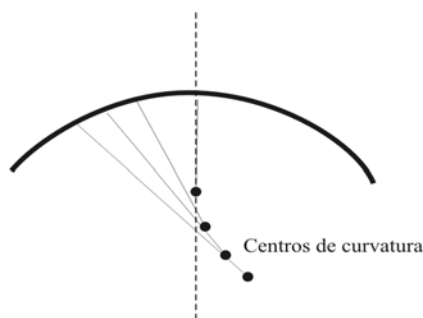


Figura 4.5: Raio de curvatura tangencial.

Também denominado instantâneo ou local, o raio de curvatura tangencial é mais sensível e, conseqüentemente, mais apropriado para detectar irregularidades na superfície corneal como as observadas em queratocones²⁰ ou após cirurgia refractiva.²⁴¹

O raio de curvatura tangencial pode ser calculado através da equação:

$$r_t = \frac{[1 + (\frac{dy}{dx})^2]^{3/2}}{\frac{\partial^2 y}{\partial x^2}}. \quad (4.6)$$

4.2.3.3 Potência

Uma vez conhecido o raio de curvatura de cada ponto da superfície anterior da córnea (axial ou tangencial), este pode ser convertido em potência através da equação:

$$P = \frac{n_2 - n_1}{r}, \quad (4.7)$$

onde: n_1 é o índice de refração do ar ($n_1=1$), n_2 o índice de refração da córnea e r o raio de curvatura da superfície em metros. A mesma fórmula pode ser aplicada à superfície posterior da córnea passando n_1 a representar o índice de refração da córnea e n_2 do humor aquoso. No entanto, a maioria dos sistemas topográficos existentes não medem a superfície posterior. Nestes casos, o índice queratométrico padrão (IQP = 1,3375) é usado como aproximação na conversão da curvatura em potência tendo em conta ambas as superfícies corneais. Substituindo este valor na equação 4.7 obtém-se:

$$P = \frac{0,3375}{r}. \quad (4.8)$$

Esta equação paraxial estima a potência refractiva quando os raios incidentes são aproximadamente normais à córnea, ou seja, só é válida para a zona central. No entanto, é frequentemente aplicada a todos os pontos da córnea implicando uma representação errada da periferia corneal.²⁴⁰

Dependendo do raio de curvatura utilizado para o seu cálculo pode-se obter potências axiais (P_a) ou potências instantâneas (P_i). A potência axial é medida directamente pela maioria dos sistemas de videoqueratografia comercialmente existentes. A sua principal desvantagem é que não é intrínseca à superfície dependendo do eixo de referência escolhido.²⁴² Já a potência instantânea é directamente proporcional à curvatura local pelo que oferece uma representação apropriada da forma localizada da córnea.²⁴² É bastante sensível a pequenas alterações localizadas da forma da córnea o que se torna vantajoso na visualização de anomalias localizadas. Não sendo directamente medida pela maioria dos topógrafos existentes, está muito mais sujeita a erros principalmente na periferia corneal.²⁴²

Klein e Mandell²⁴³ deduziram uma expressão (equação 4.9) que relaciona as duas

potências, que permite concluir que a potência axial num ponto y é a média de todas as potências instantâneas desde o eixo até ao esse ponto.

$$P_a(y) = \frac{1}{y_o} \int_0^y P_i(y') dy' \quad (4.9)$$

A potência corneal pode ser uma forma útil de representar o efeito refractivo da córnea em pacientes envolvidos em cirurgia refractiva. No entanto, devido às convenções feitas no seu cálculo, torna-se a forma menos precisa de descrever a topografia corneal.

4.3 Factores que Afectam a Topografia Corneal

A superfície corneal apresenta uma certa maleabilidade, pelo que é possível que, perante determinados factores, a sua topografia se altere. A influência na curvatura corneal de factores como a idade, o sexo, a temperatura, a PIO, a acomodação e a convergência tem sido estudada. No entanto, na maioria dos casos existe alguma divergência quanto à verdadeira influência de tais factores na topografia da córnea encontrando-se resultados contraditórios.

Alguns trabalhos publicados mostram a existência de alterações na topografia da córnea com a idade.^{43,244-247} Como é conhecido, em sujeitos jovens a córnea apresenta predominantemente astigmatismo directo, enquanto que o astigmatismo contra-a-regra tem maior incidência em pacientes mais idosos.^{245,247} Os homens têm maior probabilidade para desenvolver este tipo de astigmatismo.²⁴⁶ Num estudo realizado por Hayashi et al.²⁴⁴ em 1346 olhos de 734 sujeitos, concluiu-se que a córnea se torna mais curva com a idade assim como que o astigmatismo directo predominante em sujeitos jovens dá lugar a uma maior incidência de astigmatismos contra-a-regra em idosos (idade superior a 70 anos). Esta modificação na orientação do astigmatismo deve-se, principalmente, a um aumento da curvatura do meridiano horizontal. Os autores atribuem estas alterações a factores internos como o próprio envelhecimento

da estrutura da córnea. A perda de tonicidade da pálpebra superior e a diminuição da acção do músculo recto médio têm sido apontadas como causas possíveis desta alteração na curvatura da córnea. Fledelius e Stubgaard²⁴⁷ encontraram uma tendência para a diminuição do raio de curvatura central com a idade apenas nos homens.

Num estudo realizado por Kiely et al.³⁴ verificou-se a existência de raios de curvatura significativamente menores nos elementos do sexo masculino, enquanto que não foram encontradas diferenças significativas nos valores de asfericidade. Resultados semelhantes foram encontrados por Goto et al.²⁴⁶ e por Eysteinnsson et al.⁸⁶ Os primeiros concluíram ainda que os homens têm mais probabilidade de desenvolver astigmatismo contra-a-regra com a idade. Matsuda et al.,²⁴⁸ num estudo efectuado em sujeitos asiáticos e caucasianos, também verificaram que a curvatura corneal de indivíduos do sexo masculino era menor. Neste estudo não foram encontradas diferenças significativas da curvatura corneal entre os asiáticos e os caucasianos.

Fairmaid,²⁴⁹ usando um queratómetro, concluiu que não existem alterações significativas do raio de curvatura da córnea relacionadas com a acomodação. Resultados semelhantes foram obtidos por Clark⁴³ e Mandell e St Hellen²¹¹ que estudaram a influência de vários factores, incluindo a acomodação, na estabilidade da topografia da córnea. No entanto, em trabalhos mais recentes foram observadas alterações na topografia da córnea durante o processo da acomodação.^{250,251} Buehren et al.²⁵² não encontraram alterações significativas na curvatura corneal com a acomodação. Segundo os autores, a ciclotorsão realizada pelo globo ocular durante a acomodação pode alterar o aspecto dos mapas de topografia obtidos levando alguns autores a concluir que existiram alterações na topografia com a acomodação.

No que diz respeito à convergência parece também não haver consenso quanto à sua influência na forma da córnea. Fairmaid²⁴⁹ observou um aumento da curvatura do meridiano horizontal e uma diminuição da mesma no meridiano vertical quando a convergência era estimulada. No entanto, Mandell e St Hellen²¹¹ não encontraram qualquer alteração significativa da curvatura corneal central com a convergência.

Tendo em conta o efeito que a concentração de estrogénio no sangue tem na retenção de líquidos (e conseqüentemente no mecanismo de hidratação da córnea),

a presença e extensão de alterações na topografia corneal durante o ciclo menstrual tem sido alvo de alguns estudos.^{92,253-255} Alguns autores^{92,255} encontraram uma correlação entre os níveis de estrogénio e o aplanamento da córnea assim como um aumento da sua espessura. No entanto estas alterações, a serem reais, são tão pequenas que não podem ser detectadas pelos sistemas de topografia e, provavelmente não têm significado clínico.²⁵³

A pressão exercida pelas pálpebras pode também influenciar a topografia corneal. Mandel e St Helen²¹¹ não encontraram diferenças significativas na topografia da córnea medida antes e depois de um pestanejo. No entanto concluíram que a aplicação deliberada de pressão externa sobre as pálpebras pode alterar a forma da córnea. Os autores estudaram a influência de factores tais como a abertura forçada das pálpebras, a pressão exercida na pálpebra inferior, o esfregar os olhos, etc..

Handa et al.²⁵⁵ encontraram uma variação significativa da topografia corneal ao longo do dia, sendo esta mais significativa em mulheres jovens. Num estudo efectuado em 1959, Reynolds²⁵⁶ não encontrou diferenças significativas no raio de curvatura central durante o dia. No entanto, a zona periférica apresentou a sua máxima curvatura por volta das 16:00 h, momento a partir do qual se aplanava até atingir um raio de curvatura máximo por volta das 9:00 h.

A presença de certas patologias, como por exemplo o queratocone, a degenerescência marginal pelúcida, a degenerescência marginal de Terrien e a distrofia nodular de Salzmann, alteram a topografia da córnea.^{27,28,257-259} Além disso, todos os processos tumorais da pálpebra podem estar associados a alterações da topografia corneal pela pressão que exercem na córnea.²⁵⁸

O queratocone e a degenerescência marginal pelúcida são topograficamente caracterizados pela presença de astigmatismos irregulares e um aumento da curvatura da superfície anterior da córnea.^{28,259,260} A avaliação da topografia corneal é um dos métodos mais sensíveis para a detecção precoce do queratocone.^{259,260}

As distorções induzidas pelo uso de LC são anomalias topográficas comuns e que são detectadas com alguma frequência na avaliação prévia de pacientes candidatos

a cirurgia refractiva.^{205,261} As LC rígidas são as que induzem mais alterações na topografia, sendo estas muito variáveis. Alguns dos sinais são astigmatismos centrais irregulares, perda do aplanamento progressivo normal na periferia e uma correlação entre a posição da LC na córnea e o padrão topográfico.^{205,261} É frequentemente necessário interromper o uso das LC e monitorizar a topografia até regressar a um padrão estável e normal de forma a distinguir esta condição de um queratocone.^{205,261}

Podem ainda ser observadas alterações na topografia corneal após o uso de LC (hidrófilas e rígidas) e de vários tipos de cirurgia: refractiva, cataratas, queratoplastia e ao estrabismo.^{16,262-266}

4.4 Técnicas para Determinação da Topografia Corneal

Actualmente existem vários métodos que permitem determinar a topografia corneal. Na maioria dos casos permitem avaliar apenas a superfície anterior da córnea.

Nesta secção faz-se uma descrição das técnicas mais utilizadas para a avaliação da topografia da córnea. Estas podem ser divididas em duas categorias: aquelas que usam princípios da reflexão e aquelas que se baseiam nos princípios da projecção para obter informação da superfície corneal.

Talvez devido ao seu grande interesse, existem vários trabalhos publicados sobre as diferentes técnicas utilizadas para avaliação da topografia corneal. A elaboração desta secção teve como base alguns trabalhos de revisão^{200-202,209,216,221,238,267-269} e livros^{31,204,270} sobre topografia corneal, para além dos trabalhos referidos ao longo da mesma.

4.4.1 Métodos de Reflexão

Hoje em dia, a maioria dos sistemas topográficos usados clinicamente baseia-se no princípio da reflexão. Como exemplo tem-se a queratometria e a videoqueratoscopia que determinam o declive da superfície corneal e usam esta informação para calcular

curvaturas e potências. No entanto a elevação corneal não pode ser determinada directamente a partir apenas de medidas do declive. Este permite, sómente, obter informação acerca do gradiente de um ponto particular com localização (x,y) , mas não determina a elevação desse ponto no eixo dos zz' . Consequentemente, a verdadeira forma da córnea não pode ser reconstruída a partir de medidas obtidas apenas por reflexão sem se recorrer a pressupostos.^{271,272}

4.4.1.1 Queratometria

A queratometria é uma técnica clínica usada para medir o raio de curvatura da superfície anterior da córnea. A determinação é feita medindo o tamanho da imagem reflectida na córnea de um objecto de dimensões conhecidas.

O princípio óptico em que se baseia o queratómetro está representado na figura 4.6, onde a córnea é tratada como um espelho convexo.

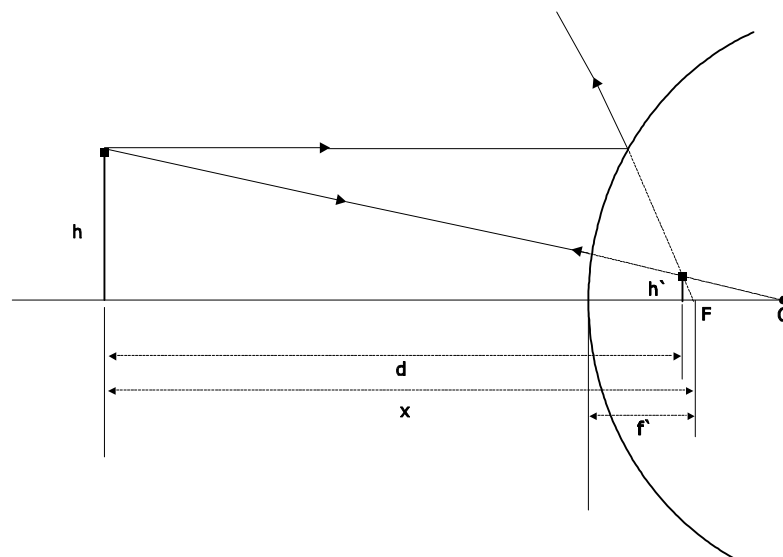


Figura 4.6: Representação esquemática do princípio óptico do queratómetro.

A análise da figura 4.6 dá, por semelhança de triângulos, a relação:

$$\frac{h'}{h} = \frac{f'}{x}, \quad (4.10)$$

onde: h' é o tamanho da imagem, h o tamanho do objecto, f' a distância focal do espelho convexo e x a distância entre as miras e o plano focal do espelho.

Como a distância focal, f' , para um espelho esférico é igual a metade do seu raio de curvatura ($f' = \frac{r}{2}$), a equação 4.10 pode ser substituída por:

$$\frac{h'}{h} = \frac{r}{2x}, \quad (4.11)$$

donde se tira que:

$$r = 2\frac{h'}{h}x. \quad (4.12)$$

A distância entre as miras e o plano focal da superfície reflectora convexa (x) é desconhecida mas pode ser aproximada à distância entre as miras e a imagem formada (d). Para o intervalo normal de curvaturas corneais, ao substituir x por d introduz-se um erro inferior a 0,1 % (0,01 mm) no valor do raio de curvatura medido.²⁷³

$$r = 2\frac{h'}{h}d. \quad (4.13)$$

Embora a equação 4.13 seja a base do desenho dos queratómetros, baseia-se na teoria paraxial, pelo que a sua aplicação leva à introdução de erros significativos. Bennet²⁷⁴ comparou os resultados obtidos por traçado exacto de raios com os resultados obtidos com a equação 4.13 e encontrou um erro de cerca de 5 %, o que representa um erro considerável. Os fabricantes de queratómetros ultrapassam este problema calibrando os seus aparelhos para uma série de raios conhecidos em vez de recorrer a cálculos teóricos. É preciso ter em atenção que um aparelho calibrado para superfícies convexas tem que ser recalibrado para superfícies côncavas.

Outro problema que surge é o movimento contínuo da imagem das miras devido aos micromovimentos oculares. Para ultrapassá-lo os queratómetros possuem um sistema de duplicação, que cria duas imagens das miras no plano focal da ocular. Este sistema ultrapassa o problema dos pequenos movimentos oculares uma vez que as duas imagens se movimentam em conjunto permitindo um alinhamento exacto das mesmas. Existem diferentes sistemas de duplicação: prismas de Wollaston, prismas planos sobre metade da área da lente da objectiva que podem ser deslocados ao longo do eixo do sistema, divisores de feixe ou lentes que se podem deslocar lateralmente.

A equação 4.13 permite converter o tamanho da imagem num valor para o raio de curvatura da superfície anterior da córnea. Este pode ser facilmente convertido em potência dióptrica usando a equação:

$$P = \frac{(n_2 - n_1)}{r}, \quad (4.14)$$

em que P é a potência da córnea em dioptrias, n_2 o índice de refração da córnea, n_1 o índice de refração do ar e r o raio de curvatura da superfície anterior em metros. O índice de refração da córnea normalmente utilizado não é o valor de 1,376; desta forma, o valor da potência seria apenas da superfície anterior e não a potência total da córnea como apresentada pelos queratómetros. O valor mais utilizado é de 1,3375, que é uma aproximação utilizada tendo em conta ambas as superfícies da córnea.

A zona da córnea envolvida na formação da imagem das miras tem a forma de anel. As suas dimensões variam de acordo com as características do queratómetro; contudo, de uma forma geral, pode-se considerar que esse anel tem um diâmetro interno de cerca de 2,5 mm e uma largura de 0,7 mm.²⁷⁵

Embora o queratómetro tenha sido concebido para determinar raios de curvatura centrais, foram feitas algumas tentativas para determinar a curvatura corneal periférica.²⁷⁶ No entanto os valores obtidos são apenas aproximações pois a área medida é grande e inclui vários raios de curvatura.

4.4.1.2 Fotoqueratoscopia

A queratoscopia permitia obter informação qualitativa da forma da córnea. De modo a conseguir retirar mais informação, tornou-se necessário armazenar os dados para posterior análise. A primeira análise quantitativa é atribuída a Gullstrand que colocou uma máquina fotográfica na abertura central do disco de Plácido e desenvolveu algoritmos para obter dados quantitativos a partir das imagens dos anéis de Plácido.^{200,277-279} A partir de então vários fotoqueratoscópios foram surgindo com o objectivo de medir áreas maiores utilizando alvos de formas diferentes. Gullstrand (citado por Dave²²⁹) utilizou um alvo plano que, embora só permitisse avaliar uma área pequena, lhe permitiu verificar o aplanamento periférico das córneas normais.

Knoll et al.²⁸⁰ desenharam um fotoqueratoscópio em que o alvo tinha uma forma hemisférica e na qual foram pintados cinco círculos concêntricos pretos. Deste modo a área da córnea avaliada era maior e a imagem era muito mais plana do que a obtida com um alvo plano. Knoll²⁸¹ desenvolveu ainda um outro instrumento em que o espaçamento dos círculos concêntricos era variável e o alvo tinha uma forma cilíndrica. A distância entre os círculos era calculada de forma a que a imagem dos anéis reflectidos num espelho convexo estivessem espaçados uniformemente. A imagem do padrão de círculos é interpretada como um mapa de elevação da superfície corneal; se os anéis reflectidos forem perfeitamente circulares e uniformemente espaçados, a córnea é esférica, se o espaçamento entre os anéis aumenta com o diâmetro destes, o raio de curvatura da córnea aumenta na periferia. O método de Knoll é aplicável apenas a superfícies com simetria de revolução. Além disso, a área central da córnea não pode ser avaliada devido ao diâmetro excessivo da zona central em que não existem círculos. Mandell e St Hellen²¹¹ utilizaram um sistema idêntico para avaliar a influência de vários factores na topografia corneal.

No final dos anos 70 surge o Corneascope (International Diagnostic Instruments, Tulsa, EUA),²¹⁷ um fotoqueratoscópio com um alvo hemisférico composto por nove anéis luminosos e concêntricos. Inicialmente, os clínicos analisavam as fotografias obtidas por inspecção visual, reconhecendo um aplanamento da córnea através de um afastamento dos anéis na imagem reflectida na córnea enquanto que um raio de

curvatura menor era identificado por uma aproximação dos mesmos.²¹⁷ A potência da córnea podia ser obtida utilizando um "comparador", que ampliava a fotografia de 4,1 X a 6,3 X que era posteriormente comparada com um conjunto de anéis padrão.

Em 1981, Doss et al.²⁸² apresentaram um método analítico para avaliar quantitativamente a topografia corneal a partir de fotoqueratoscopia. Os autores desenvolveram um método matemático para converter o tamanho e forma da imagem das miras em potência corneal. Os resultados eram apresentados sob a forma numérica. Pouco tempo depois Klyce propôs um método para reconstruir a forma e potência da córnea a partir da digitalização de fotografias das miras obtidas com um fotoqueratoscópio.²⁸³ Os resultados eram apresentados como representações tridimensionais da forma corneal. A principal modificação ao algoritmo de Doss consistiu no cálculo do raio de curvatura central (Doss assumiu o valor médio de 7,8 mm). Maguire et al.,²⁸⁴ utilizando o algoritmo de Klyce, apresentaram um gráfico de contornos, a cores, representando valores de potência constante.

Klein²⁸⁵ criticou os algoritmos anteriormente descritos devido ao facto da adaptação de arcos entre dois pontos da superfície corneal conduzir a uma variação brusca de potência na zona de junção dos arcos, ou seja, na zona de reflexão dos anéis. O algoritmo desenvolvido adaptava um polinómio de 3º grau aos pontos determinados, por forma a obter uma curvatura contínua ao longo da curva do perfil da superfície corneal.

Vários trabalhos foram publicados sobre a exactidão e a reprodutibilidade da fotoqueratoscopia. Num trabalho de revisão, Binder²⁶⁷ apresenta alguns resultados desses trabalhos.

4.4.1.3 Videoqueratoscopia

A videoqueratoscopia difere da fotoqueratoscopia ao nível do sistema de aquisição da imagem. Na fotoqueratoscopia, a imagem era fotografada e revelada com uma determinada ampliação. Posteriormente a fotografia era digitalizada manualmente em tábuas gráficas, passando-se os dados para um computador para posterior análise. Os

sistemas de videoqueratoscopia utilizam câmaras CCD para aquisição das imagens, sendo directamente digitalizadas e armazenadas no computador.

A maioria dos sistemas de topografia disponíveis comercialmente baseiam-se no princípio dos anéis de Plácido, em que a córnea é iluminada por um conjunto de círculos concêntricos e a imagem é adquirida por uma câmara de vídeo posicionada no eixo do videoqueratoscópio (figura 4.7). Na maioria dos videoquertoscópios actuais, o alvo tem a forma de cone ou cilindro e os anéis encontram-se distribuídos no seu lado interno. Nuns instrumentos os anéis são brancos e pretos de modo a maximizar o contraste enquanto que outros usam anéis de diferentes cores de forma a facilitar a análise da imagem em córneas irregulares em que anéis adjacentes se unem.

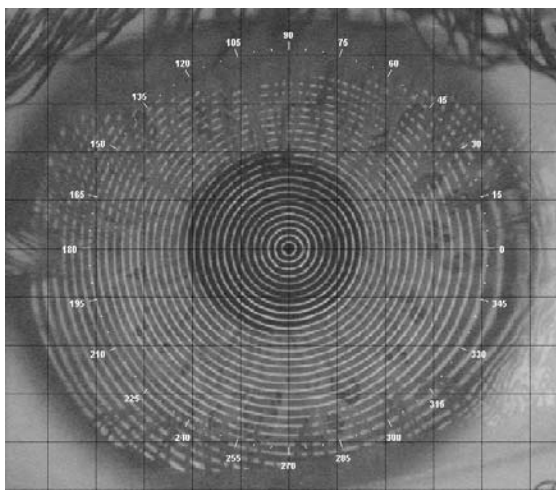


Figura 4.7: Imagem de anéis de Plácido obtida por videoqueratoscopia.

Os videoqueratoscópios podem apresentar alvos com dois tamanhos diferentes. Os alvos podem ser grandes e a cabeça do paciente é colocada à sua frente, ou de tal forma pequenos que possam ser colocados entre o nariz e o olho do paciente necessitando de distâncias de trabalho (distância entre as miras e a córnea) menores.

A área que é medida varia um pouco, mas na maioria dos casos avaliam a córnea ao longo de um diâmetro de 8 mm a 10 mm.²⁰¹ Nos sistemas com distâncias de trabalho maiores, sombras do nariz, pestanas e sobrelhas podem escurecer parte do padrão de miras. Contudo, esta desvantagem é parcialmente ultrapassada pela redução do

erro produzido por um mau alinhamento do cone em relação à córnea.²⁰⁴

O alinhamento do alvo em relação à córnea e a sua focagem são dois factores importantes para a obtenção de resultados fiáveis.^{286,287} Geralmente o alinhamento é efectuado com o mesmo método embora possa parecer diferente devido a variações do desenho do sistema videoqueratográfico.²⁸⁸ Normalmente, é colocado um pequeno ponto luminoso no eixo óptico dos videoqueratoscópios que está centrado em relação aos anéis concêntricos. Quando o aparelho está alinhado, ou seja, quando o reflexo do ponto luminoso se encontra no centro do monitor, então o eixo óptico do instrumento está perpendicular à superfície corneal.²³⁸ O alinhamento é efectuado pelo operador através de movimentos do videoqueratógrafo até a imagem do ponto luminoso estar centrada com um padrão de referência no monitor.

A focagem pode ser efectuada de duas maneiras diferentes: a câmara pode ser focada na imagem corneal do alvo, ou pode ser usado um telémetro para localizar a posição do instrumento em relação à superfície anterior da córnea.²³⁸ Os sistemas mais recentes têm mecanismos de autofocagem e auto-alinhamento que permitem refinar o posicionamento manual e melhorar a fiabilidade.

Os alvos variam também no número e tipo de anéis que os compõem. Estes podem ser finos, e cada um representa um círculo de objectos pontuais, ou largos e geralmente representam dois círculos. Em princípio, é vantajoso ter vários anéis, o que sugere que se pode obter um maior número de valores de raios de curvatura. No entanto, um número elevado de anéis finos que se encontrem muito próximos podem apresentar problemas em córneas com queratocone ou distorções, onde os anéis se sobrepõem no padrão da imagem.

Hoje em dia existem vários videoqueratoscópios disponíveis comercialmente e com características semelhantes. No entanto diferem entre si em termos de desenho do alvo, método de focagem e alinhamento e processamento dos dados.

A eficácia de um sistema de videoqueratoscopia deve ser analisada em termos de exactidão e precisão. A exactidão de um videoqueratoscópio é determinada pelo seu desenho, pelo algoritmo que é usado para converter os dados da imagem corneal em

valores de raio de curvatura e a calibração do instrumento.^{238,267} Binder²⁶⁷ efectuou uma compilação de artigos sobre a exactidão e precisão dos vários sistemas de videoqueratoscópios existentes no mercado. O autor apresentou um resumo dos vários factores que podem afectar os resultados deste tipo de sistemas baseados no disco de Plácido e que se encontram na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Factores que afectam os resultados dos sistemas de videoqueratoscopia baseados no disco de Plácido (adaptado de Binder²⁵⁶)

Erros Aleatórios	Erros do Sistema
Intra-observador	Calibração
Inter-observador	<i>software</i>
Focagem	algoritmo de reconstrução
pressupostos do telémetro	determinação do astigmatismo
tempo para capturar a imagem	conversão de raio em potência
pequenos movimenos oculares	modelos matemáticos da córnea
etc.	índice de refração da córnea usado
Alinhamento	digitalização incorrecta
dificuldades de fixação por parte do paciente	Hardware
micro-nistagmo	área corneal das miras projectadas
descentramento lateral	imperfeições no sistema óptico
erros de desfocagem periféricos	profundidade de campo
etc.	etc.

4.4.2 Métodos de Projecção

Nos métodos de projecção, a imagem é formada na superfície do filme lacrimal. Estas técnicas foram inicialmente utilizadas na percepção de profundidade em robótica e na medida de partes do corpo em cirurgia plástica e reconstrutiva.²⁰⁴ A sua aplicação à córnea foi complicada devido principalmente à transparência desta. Tal limitação foi inicialmente ultrapassada com a aplicação de pó-de-talco e posteriormente de fluoresceína.

Ao contrário do que sucede com os métodos de reflexão, que determinam o declive da superfície, as medidas são efectuadas em termos de elevação em relação a um plano de referência. Obtida a informação da elevação corneal, o raio de curvatura e potência da córnea podem ser directamente calculados. Além disso, estas técnicas permitem obter informação de superfícies não reflectoras, pelo que podem ser utilizadas em

córneas durante procedimentos cirúrgicos e nas quais foi retirado o epitélio. Permitem ainda efectuar medidas em toda a córnea, incluindo o seu centro e o limbo.

A desvantagem deste tipo de técnicas é que algumas são experimentais. Além disso, como geram um número elevado de dados requerem sistemas informáticos mais complexos e dispendiosos. A necessidade de instilar fluoresceína em alguns dos sistemas pode influenciar as medidas efectuadas.²⁸⁹

4.4.2.1 Rasterestereografia

A rasterestereografia (rasterestereofotogrametria, estereogrametria) é um método para extrair informação de um objecto projectando-lhe um padrão regular conhecido e avaliando a sua distorção quando observado de uma determinada direcção. Esta técnica tem sido utilizada em várias aplicações e foi inicialmente adaptada à topografia corneal por Warnicki et al.²⁹⁰

O seu princípio envolve a projecção de uma grelha luminosa na superfície corneal. Como a córnea é transparente é necessário torná-la opaca. Originalmente, utilizava-se pó-de-talco (e com anestésico) para se conseguir formar imagens reais da grelha. A necessidade de utilizar o pó-de-talco foi a sua maior limitação.

Mais recentemente, o método obteve maior popularidade ao trocar-se o pó-de-talco por fluoresceína sódica. Arffa et al.²⁹¹ descreveram detalhadamente o sistema então utilizado. Uma grelha de luz é projectada na córnea e depois observada por uma câmara colocada de modo a fazer um ângulo específico com o sistema de observação. Todo o sistema foi incorporado numa lâmpada de fenda Zeiss. De modo a adquirir a imagem, a lâmpada de fenda é focada na superfície corneal e em seguida é disparado um flash de luz. Antes de incidir na córnea, a luz passa por um filtro azul-cobalto de modo a provocar a fluorescência da grelha projectada (mais precisamente da fluoresceína). A imagem é então observada pela câmara de vídeo através de um filtro amarelo. A imagem resultante é digitalizada e analisada por um *software* específico.

A distorção e separação da grelha projectada permite determinar a topografia real da córnea. O *software* calcula a elevação corneal comparando o deslocamento da

grelha projectada na córnea em relação à posição da mesma grelha projectada numa superfície plana. Para cada imagem é criada uma matriz de aproximadamente 3000 pontos de elevação a partir da qual se obtém uma representação tridimensional da córnea.

A partir desta técnica foi desenvolvido um instrumento que está disponível comercialmente: o sistema de topografia corneal PAR (PAR Vision Systems Corporation, New Hartford, NI). Este aparelho consiste numa lâmpada de fenda modificada de forma a suportar um sistema de projecção que projecta uma grelha bidimensional com um espaçamento entre linhas de 0,22 mm, o que permite obter informação de aproximadamente 1700 pontos.^{292,293} Do outro lado da lâmpada de fenda encontra-se uma câmara de vídeo e um sistema óptico. Um computador, ligado à câmara é usado para o processamento dos dados.

Belin et al.²⁹⁴ avaliaram a exactidão e reprodutibilidade do sistema de topografia corneal PAR analisando os resultados obtidos na determinação da curvatura de três esferas de teste calibradas (55,76 D, 42,21 D e 33,55 D). A precisão encontrada para uma zona de teste de 8 mm foi 0,03 D, 0 D e 0,07 D, respectivamente. Mesmo para uma zona de 3 mm a exactidão só decresce para 0,21 D, 0,07 D e 0,11 D, respectivamente. A variação intra-observador máxima encontrada foi de 0,18 D. Noutro estudo, Belin e Zloty²⁹⁵ avaliaram a exactidão do sistema PAR em situações de desalinhamento em esferas calibradas e em olhos enucleados antes e após remoção do epitélio, queratectomia lamelar e fotoablação laser. Os autores concluíram que o efeito de descentramento e o diâmetro da zona óptica têm pouco efeito nos resultados obtidos. Além disso, o sistema não apresentou problemas na determinação da topografia das córneas irregulares. Com as características referidas, esta técnica poderá ser usada na monitorização da topografia corneal durante a realização de cirurgias corneais.

A rasterestereografia parece ser uma técnica exacta para a determinação da topografia da superfície anterior da córnea. Utiliza imagens reais ao contrário dos métodos de reflexão como a queratometria e videoqueratoscopia, que usam imagens virtuais. A análise de imagens reflectidas em córneas muito irregulares pode causar

distorções significativas na imagem tornando praticamente impossível a sua avaliação.

4.4.2.2 Sistemas de seccionamento óptico da córnea

Como já foi referido no capítulo 3, os sistemas de seccionamento óptico avaliam a topografia de ambas as superfícies corneais a partir de secções ópticas da córnea. Estes instrumentos determinam a elevação corneal, ou seja, a topografia "real" de ambas as superfícies corneais.

Actualmente existem no mercado dois instrumentos com este princípio e que diferem entre si pelo tipo de varrimento que efectuam. No Pentacam[®] (Oculus Optical Instruments GmbH, Wetzlar, Alemanha) o varrimento é feito por rotação. Este instrumento é bastante recente, não existindo ainda estudos publicados acerca da sua exactidão e precisão na determinação da topografia corneal.

O outro instrumento é o Orbscan[®] que efectua o varrimento por translação. Na primeira versão (Orbscan I) a topografia corneal era obtida a partir da análise de secções ópticas da córnea. A informação referente a toda a córnea é obtida através da projecção sequencial de 20 fendas da direita para a esquerda e de outras 20 no sentido contrário. As imagens das várias secções ópticas são adquiridas e processadas para reconstrução das superfícies anterior e posterior da córnea.

O aparelho é composto por dois projectores de fendas e uma câmara CCD montados num braço comum. Cada um dos sistemas de projecção encontra-se colocado de um dos lados da câmara CCD e fazendo um ângulo de 45° com o eixo óptico desta.

O cálculo da elevação da superfície corneal é feito por triangulação.²⁹⁶ Para a calibração do sistema é utilizada uma superfície de referência plana, colocada a uma distância conhecida e perpendicular ao eixo do instrumento. Cada fenda de luz da sequência de varrimento é projectada neste plano e a sua localização exacta, no campo de visão da câmara, é registada. Quando o aparelho é utilizado para medir uma superfície curva, a posição de cada uma das fendas é comparada com a posição original na superfície de referência. Dependendo da direcção em que é projectada a fenda de luz, o desvio em relação à posição original é proporcional à alteração da distância à

objectiva da câmara. Desta forma é possível calcular a elevação da superfície corneal anterior a partir da imagem da fenda projectada na córnea, tal como é captada pela câmara de vídeo (figura 4.8).²⁹⁶⁻²⁹⁸

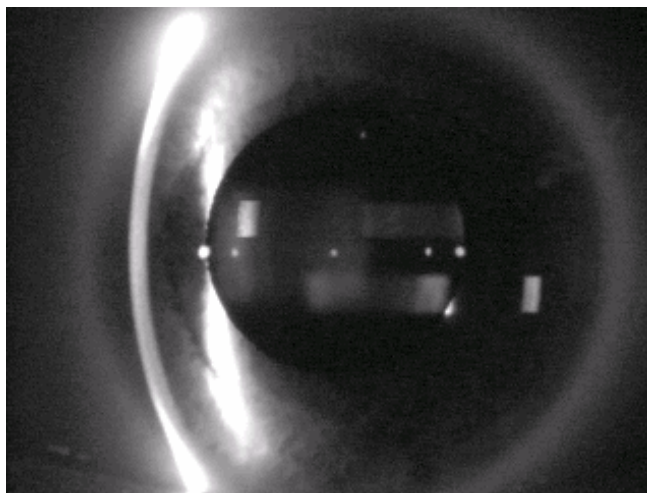


Figura 4.8: Imagem de uma fenda de luz projectada na córnea pelo Orbscan[®] tal como captada pela câmara CCD.

Para calcular a topografia da superfície posterior é preciso ter em conta o deslocamento do feixe projectado provocado pela refacção na superfície anterior.^{296,297}

Analisando vários pontos das 40 fendas que são projectadas na córnea, obtêm-se as coordenadas de milhares de pontos de ambas as superfícies corneais. Para determinar o declive da superfície anterior são ajustadas superfícies aos pontos obtidos sendo normalmente usado o ajuste de spline-b.

De modo a obter declives da superfície anterior da córnea, foi acoplado ao Orbscan[®] um sistema de anéis de Plácido o que deu origem ao Orbscan II[®]. O declive é então determinado com o sistema de reflexão, mas os cálculos são efectuados tendo em conta a superfície ajustada aos dados de elevação.

De modo a testar a exactidão da última versão deste sistema, Cairns et al.²⁹⁹ analisaram seis objectos de teste com formas e materiais diferentes e cuja forma havia sido verificada com o *Form Talysurf Analysis* (Rank Taylor Hobson, Ltd.). Para todas as superfícies foram obtidos resultados mais exactos no centro do que na periferia, e

para todas as superfícies foram encontradas diferenças significativas entre os valores obtidos com os dois métodos. Os autores concluíram que o Orbscan[®] II pode medir com exactidão a superfície de objectos cujas propriedades foram ajustadas para se obter uma boa dispersão e usando o *software* específico para objectos de teste. No entanto ficaram algumas dúvidas quanto ao seu desempenho em córneas reais.

Srivannaboon et al.³⁰⁰ verificaram que os dados de potência total obtidos com o Orbscan[®] são aparentemente exactos na detecção de alterações na refacção após a realização de LASIK.

Parte II

Determinação Óptica da Estrutura Tridimensional da Córnea

Capítulo 5

Introdução

Como foi demonstrado na Parte I, o conhecimento da topografia e espessura da córnea tem inúmeras aplicações. Neste sentido, parece razoável afirmar que é importante o desenvolvimento de técnicas que permitam obter simultaneamente ambos os parâmetros. De todas as técnicas existentes comercialmente, apenas as que são efectuadas por varrimento de uma fenda de luz permitem obter simultaneamente a topografia e a espessura da córnea. O Orbscan[®] e o Pentacam[®] são os equipamentos comercialmente disponíveis que utilizam esta técnica.

Os dois equipamentos diferem entre si, entre outros aspectos, no tipo de varrimento efectuado. No Orbscan[®] o varrimento é translacional enquanto que no Pentacam[®] é rotacional. O funcionamento deste último é baseado no princípio de Scheimpflug e utiliza um sistema de iluminação, que projecta na córnea uma fenda de luz, e uma câmara de vídeo; o ângulo formado entre a câmara e o sistema de iluminação é de 45°. O sistema gira sobre um eixo permitindo fazer um varrimento rotacional de toda a córnea adquirindo 25000 pontos em dois segundos. A utilização do princípio de Scheimpflug permite obter uma maior profundidade de campo.

No Orbscan[®] a informação é obtida através da projecção sequencial de vinte fendas de luz da direita para a esquerda e de outras vinte no sentido contrário. As imagens das várias secções ópticas são adquiridas e processadas para reconstrução das

superfícies anterior e posterior. Para além de um tempo de aquisição superior, devido ao varrimento de translação, o algoritmo de reconstrução é mais complicado pois o ângulo de observação varia de imagem para imagem. Vários trabalhos publicados têm mostrado que esta técnica não é fiável em córneas edematosas e em córneas operadas (secção.3.4.1.4).

A importância de criar uma técnica que permita obter simultaneamente informação da topografia e da espessura da córnea levou ao desenvolvimento do equipamento apresentado neste trabalho. O objectivo era a criação de um método que não fosse invasivo, de forma a poder ser utilizado sem recorrer a anestesia (cuja administração está vedada a pessoal não médico). Por outro lado, pretendia-se conseguir um tempo de aquisição de tal forma reduzido que permitisse desprezar os movimentos oculares enquanto as medidas fossem efectuadas, o que não acontece com as técnicas actualmente existentes.

No seu estado normal, o olho está em movimento constante, mesmo quando fixa atentamente um ponto; fazem parte desses movimentos o tremor e os microssacádicos. Os primeiros caracterizam-se por uma amplitude de aproximadamente vinte segundos de arco e uma frequência de trinta a setenta movimentos por segundo. Os microssacádicos têm amplitudes de vários minutos de arco e uma frequência de um movimento por segundo.³⁰¹ Combinando estes movimentos com outros provocados pela respiração e pela pulsação, a determinação da topografia corneal deve ser feita em menos de 1/60 s.²¹⁶

A técnica desenvolvida baseia-se na análise de imagens de secções ópticas da córnea tal como a da figura 5.1. Estas imagens são obtidas fazendo incidir na córnea um feixe de luz em forma de leque. Ao incidir na córnea, o feixe é parcialmente reflectido pelas interfaces ar/córnea e córnea/humor aquoso. As macromoléculas existentes no estroma agem como pequenos centros de dispersão fazendo com que a luz se disperse no interior da córnea. A imagem que se obtém é um arco azulado que corresponde a uma secção da córnea. É possível observar ainda uma faixa alaranjada referente a uma parte da íris e é também frequentemente possível observar parte do cristalino, que apresenta um tom azulado no interior da pupila. Sendo conhecida a relação angular

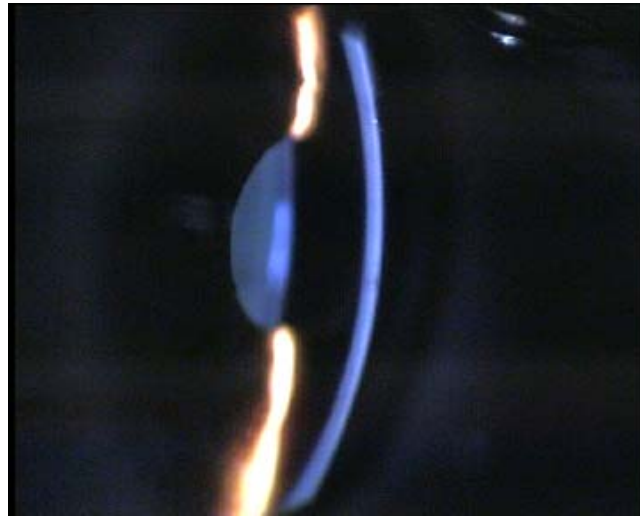


Figura 5.1: Imagem de uma secção óptica da córnea.

do feixe de luz e o eixo óptico da câmara, a forma da imagem adquirida descreve a forma de uma secção transversal da córnea.

Para se conseguir obter a topografia e a espessura de toda a córnea é necessário adquirir várias imagens de secções transversais. Isto pode ser conseguido fazendo-se um varrimento da fenda de luz ao longo de toda a córnea. Este varrimento pode ser feito de duas formas: por translação como acontece com o Orbscan[®] ou por rotação da fenda de luz como o que é realizado pelo Pentacam[®]. Optou-se por esta segunda hipótese uma vez que, para atingir as velocidades de varrimento pretendidas, é a que oferece melhores condições. Além disso, o algoritmo para reconstrução das superfícies corneais deverá ser mais simples uma vez que o ângulo entre as câmaras e o sistema de iluminação se mantém constante, o que não acontece no varrimento por translação. Convém realçar que quando se iniciou este trabalho o Pentacam[®] da Oculus não existia, tendo apenas aparecido no mercado muito recentemente.*

Com o sistema desenvolvido, a córnea é iluminada por um feixe de luz que tem a forma de um leque, produzindo-se uma secção óptica. O feixe de luz pode ser rodado, adquirindo-se secções ópticas ao longo de vários meridianos corneais, sendo as ima-

*A patente do Pentacam da Oculus é de Setembro de 2001.

gens adquiridas por duas câmaras de vídeo. A partir destas imagens determina-se a topografia de ambas as superfícies corneais e a espessura de toda a córnea. As duas câmaras actuam como uma única câmara virtual que pode ser rodada com o feixe de luz; a vantagem de utilizar as duas câmaras é a possibilidade de obter rotações muito mais rápidas do que seria possível com apenas uma que rodasse em simultâneo com o feixe de luz. O sistema de iluminação está concebido de forma a poder fazer o varrimento com velocidade elevada e assim adquirir os dados desprezando os movimentos oculares.

Nos capítulos seguintes descreve-se o equipamento desenvolvido assim como todo o procedimento para obtenção das imagens das secções ópticas da córnea. É também descrito o modo como a topografia e a espessura corneal são calculadas a partir dessas imagens.

Capítulo 6

Aquisição das Imagens

Neste capítulo descreve-se o equipamento desenvolvido para a aquisição das imagens das secções ópticas cuja análise dá origem a mapas de elevação de ambas as superfícies corneais assim como de espessura.

6.1 Descrição do Equipamento Utilizado

O equipamento desenvolvido (figura 6.1) é composto basicamente por duas partes: um sistema de iluminação, que permite obter um feixe de luz em leque, e um sistema óptico que permite capturar as imagens para posterior processamento. Todo o equipamento está montado num suporte que se pode deslocar horizontal e verticalmente. Ainda faz parte do equipamento uma mentoneira, onde o paciente apoia a cabeça durante a realização das medidas, e um computador para a aquisição das imagens e processamento dos dados.

O sistema de iluminação (figura 6.2) é um sistema simples e compacto e foi desenvolvido de forma a poder efectuar movimentos de rotação a grandes velocidades. É composto por uma fonte de luz, uma lente colimadora, uma pequena lente em forma de cilindro, uma lente convergente e uma abertura em forma de fenda. Com excepção da lente cilíndrica e da fenda, todos os componentes estão montados em suportes



Figura 6.1: Imagem do equipamento desenvolvido para a determinação da espessura e da topografia da córnea.

fixos. O pequeno cilindro e a fenda encontram-se montados num suporte que pode rodar e que se encontra ligado a um servomecanismo.

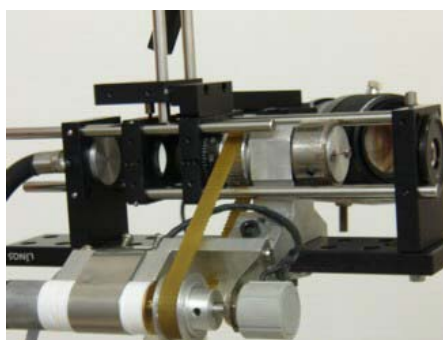


Figura 6.2: Aspecto do sistema de iluminação.

A fonte de luz utilizada é um iluminador de fibras ópticas de halogéneo/quartzo (Fiber-Lite, PL-800) com uma potência de 150 W. A luz é conduzida até ao sistema através de um feixe de fibras ópticas (figura 6.3). A intensidade da luz pode ser controlada manualmente entre 0 % e 100 %. Para a aquisição das imagens utiliza-se a intensidade máxima.

À saída do feixe de fibras ópticas colocou-se um pequeno diafragma com um diâmetro de cerca de 1,5 mm (figura 6.3 B). Esta redução no diâmetro do feixe

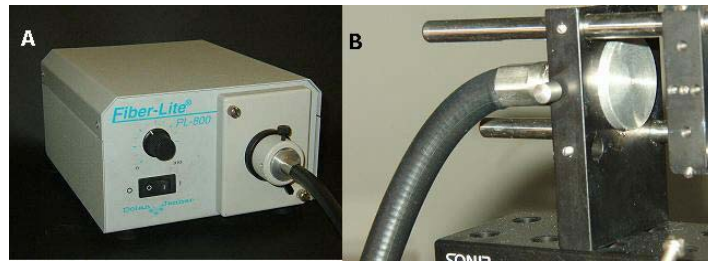


Figura 6.3: A - Fonte de luz utilizada para iluminação da córnea; B - Pormenor do encaixe do feixe de fibras ópticas no sistema de iluminação.

permite obter um feixe final com uma largura muito mais reduzida e, desta forma, obter melhores secções ópticas da córnea.

A luz proveniente do feixe de fibras ópticas é colimada por uma lente com distância focal de 28 mm e diâmetro de 19 mm. Depois de colimado, o feixe é expandido num leque de luz por uma lente cilíndrica, como se demonstra na figura 6.4. Esta lente tem a forma de um pequeno cilindro com 5 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento e encontra-se montada num suporte que pode rodar. Na figura 6.5 pode ver-se a lente cilíndrica utilizada (A) e o suporte em que se encontra montada (B). Este suporte está inserido numa peça acoplada a um servomecanismo que permite rodar o cilindro e posicioná-lo com a inclinação desejada.

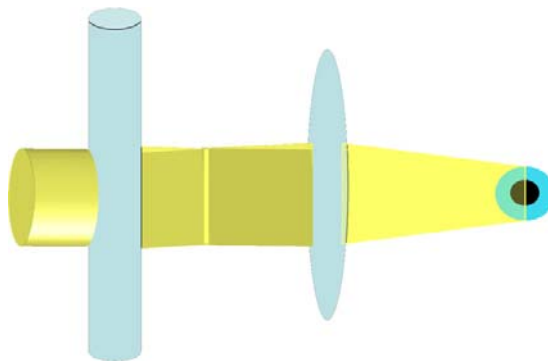


Figura 6.4: Representação esquemática da formação do leque de luz utilizado para obtenção das secções ópticas da córnea.

A utilização do cilindro de vidro para expandir o feixe de luz permite obter um sistema de varrimento rotacional original e com pouca inércia. Sendo o único compo-

nente que tem que rodar para que se processe o varrimento, é possível obter velocidades de rotação que permitem realizar as medidas sem a influência dos movimentos oculares.

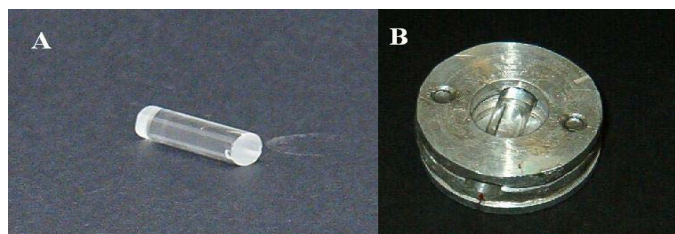


Figura 6.5: A - Lente cilíndrica; B - Suporte onde se encontra inserida a lente cilíndrica. A este suporte encontra-se acoplado um motor que permite a rotação automática da lente.

A rotação do suporte é feita através do servomecanismo, que é controlado eletronicamente (figuras 6.6 e 6.7). O suporte está ligado ao servomecanismo por uma correia dentada que lhe permite, e conseqüentemente ao cilindro, efectuar rotações de 360°.

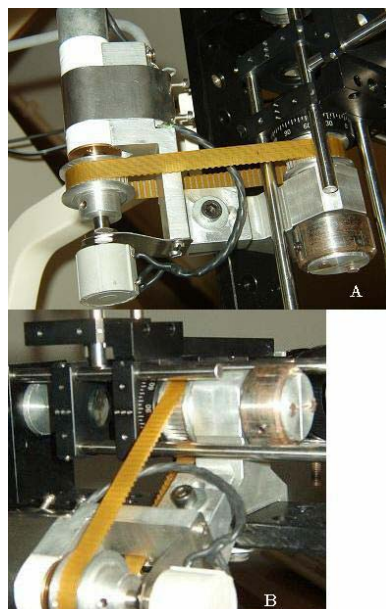


Figura 6.6: Servomecanismo que permite a rotação da lente cilíndrica visto de cima (A) e de lado (B).



Figura 6.7: Aparelho que controla o movimento de rotação da lente cilíndrica.

O suporte pode rodar continuamente ou em intervalos de diferentes amplitudes, sendo o eixo de rotação perpendicular ao eixo do cilindro. O sistema que controla o movimento do motor possui um mostrador que indica o ângulo de inclinação do cilindro, permitindo saber que meridiano está a ser explorado em cada instante. É possível ainda definir previamente algumas posições para o cilindro de forma a efectuar as medidas em meridianos pré-definidos.

O feixe de luz é focado no plano da córnea por uma lente convergente, projectando-se na córnea uma linha de luz cuja orientação é igual à do eixo do cilindro (figura 6.4). A lente utilizada tem um diâmetro de 19 mm e distância focal de 45 mm.

A fenda apodizadora é utilizada apenas para se conseguir uma melhor definição dos bordos do feixe de luz que incide na córnea tendo uma função essencialmente diferente da que desempenha nos sistemas de seccionamento óptico (Orbscan[®], Pentacam[®]).

O feixe de luz, ao incidir na córnea, produz uma secção óptica como já foi referido anteriormente. Com a sua rotação obtêm-se secções ópticas de vários meridianos corneais.

As imagens das secções ópticas obtidas são capturadas por duas câmaras CCD que constituem, junto com as suas objectivas, o sistema óptico do equipamento (figura 6.8). As câmaras estão colocadas em planos perpendiculares entre si e os seus eixos ópticos fazem um ângulo de 60° com o feixe de luz. Este ângulo pode ser facilmente alterado caso seja necessário. Uma das câmaras define, junto com o sistema de iluminação, um plano vertical e a outra um plano horizontal.

De forma a conseguir resoluções idênticas, a câmara que se encontra no plano vertical foi rodada 90°. Desta forma também se aproveita a direcção da sua maior resolução.



Figura 6.8: Imagem das câmaras e respectivas objectivas.

Utilizaram-se câmaras CCD de quadros entrelaçados, marca COHU, modelo 2252. São câmaras policromáticas com elemento CCD de 0,5 " (com 6,4 mm de largura e 4,8 mm de altura) e uma resolução de 752 X 582 pixel (horizontal X vertical). A saída de vídeo para o sistema de aquisição de dados tem o formato PAL (Phase Alternating Line) com uma resolução horizontal de 450 linhas TV e resolução vertical de 425 linhas TV. A sua velocidade de aquisição é de 50 quadros por segundo e tem uma relação sinal/ruído de 46 dB. A sensibilidade máxima é de 0,08 lux quando opera no modo de controlo automático de ganho e sinal de vídeo a 30 %. Em condições normais a sensibilidade é de 6,5 lux.

As objectivas utilizadas são telecêntricas com uma distância focal de 55 mm. Permitem uma ampliação primária até 0,5 X e uma distância de trabalho mínima de 16 cm. A necessidade de utilizar uma distância de trabalho inferior a 16 cm levou à utilização de uma extensão de 1 cm. A distância de trabalho teve que ser reduzida para evitar a obstrução provocada pelas sobrancelhas e pelo nariz do paciente na aquisição das imagens da córnea. Nestas condições, cada pixel corresponde a 20 μm .

Ambas as câmaras estão ligadas a um computador através de placas de aquisição ADVC1394 da Canopus e são controladas por *software* que permite adquirir as ima-

gens de forma contínua ou apenas aquelas que são seleccionadas pelo operador. À medida que o feixe de luz vai rodando, as câmaras vão adquirindo as imagens das várias secções ópticas que se vão formando. Os dados obtidos por cada uma das câmaras são usados posteriormente para determinar a espessura e topografia da córnea.

As duas câmaras actuam como uma única câmara virtual que roda simultaneamente com a lente cilíndrica. Na realidade, podia-se utilizar uma só câmara que rodasse em simultâneo com a lente cilíndrica; no entanto, seria impossível atingir velocidades de rotação idênticas às que se obtêm quando se tem apenas a lente cilíndrica a rodar.

Para cada meridiano estudado obtêm-se duas imagens da secção óptica captadas, cada uma delas, por uma das câmaras. Dado o diferente posicionamento das duas câmaras em relação ao sistema de iluminação, as imagens diferem entre si. Na figura 6.9 vêem-se imagens do meridiano horizontal obtidas por cada uma das câmaras. A imagem da esquerda (A) foi capturada pela câmara que se encontra no plano vertical, enquanto que a outra imagem (B) foi adquirida pela câmara que se encontra no plano horizontal. Neste caso específico, apenas a imagem A é utilizada para calcular a espessura e a topografia da córnea. Uma situação semelhante ocorre para o meridiano vertical, em que apenas a imagem obtida pela câmara colocada no plano horizontal é utilizada. Para todos os outros meridianos pode ser necessário utilizar a informação de ambas as câmaras.

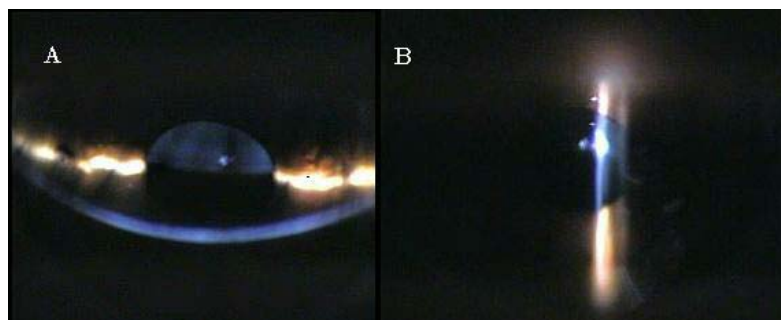


Figura 6.9: Imagem da secção óptica do meridiano horizontal captada por cada uma das câmaras. A imagem A foi capturada pela câmara que se encontra no plano vertical, enquanto que a imagem B foi adquirida pela câmara colocada no plano horizontal.

6.2 Procedimento para a Aquisição das Imagens

Antes de se proceder à aquisição das imagens, o paciente tem que apoiar a cabeça na mentoneira e fixar o centro da luz que se encontra à sua frente. Em seguida, mediante a deslocação horizontal e vertical do sistema, a linha de luz é focada na córnea do paciente. Enquanto as duas câmaras adquirem simultaneamente as imagens, a fenda de luz é rodada 180° , o que permite obter um varrimento completo da córnea (figura 6.10).

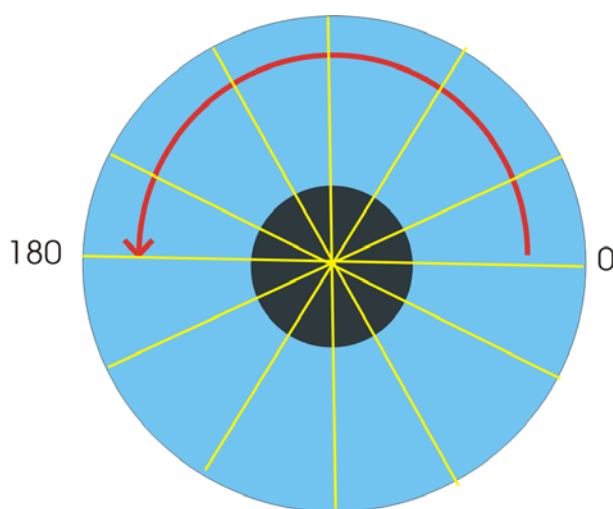


Figura 6.10: Varrimento efectuado pelo feixe de luz.

A aquisição das imagens pode ser efectuada de diferentes formas. É possível fazer um varrimento contínuo enquanto as câmaras estão a capturar as imagens. Com este procedimento consegue-se obter informação de um número muito elevado de meridianos da córnea. No entanto, o *software* utilizado não permite recolher informação sobre a inclinação do cilindro e, conseqüentemente, do meridiano que se pretende estudar, sendo difícil reconstruir com exactidão a topografia da córnea a partir destes dados. Uma evolução do sistema permitirá resolver esta limitação.

De modo a contornar este problema, o varrimento é efectuado de forma descontínua utilizando valores pré-programados para as posições dos meridianos que se pretendem medir. Este método permite saber qual o meridiano que se está estudar em

cada momento, aumentando o tempo de aquisição das imagens, uma vez que o cilindro tem que parar em cada uma das posições de medida. Compromete-se um dos objectivos finais, que consistia em desprezar os movimentos oculares. Este é um dos aspectos a melhorar em futuras versões do *software*.

O número de meridianos a medir pode ser alterado, embora, na maioria dos casos analisados, se tenha efectuado as medidas em intervalos de 30° , ou seja, em seis meridianos (figura 6.11). Este intervalo corresponde à aquisição de pontos espaçados 1,5 mm sobre uma circunferência de 3 mm de raio. Além disso, caso haja indícios de alguma anomalia numa zona particular da córnea, é possível efectuar um varrimento com intervalos menores apenas nessa área, permitindo obter dados mais precisos e num espaço de tempo reduzido.

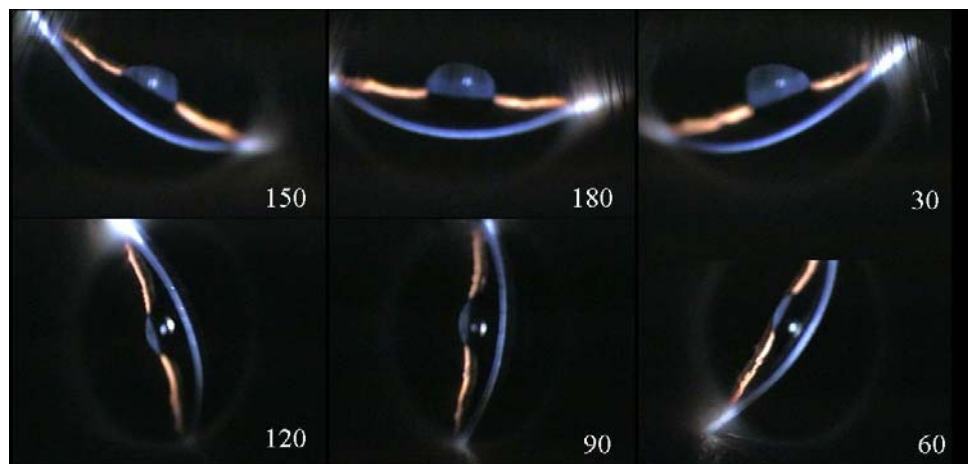


Figura 6.11: Imagens das secções ópticas obtidas para os 6 meridianos estudados.

Como foi inicialmente referido, um dos objectivos deste trabalho era conseguir um equipamento que permitisse a aquisição de imagens num período de tempo no qual se pudesse desprezar os movimentos oculares. Infelizmente, isto não foi possível devido a limitações das câmaras utilizadas, que não permitem tempos de aquisição tão reduzidos. Tendo em conta esta limitação e o facto de se fazer o varrimento descontínuo, o tempo de aquisição é de aproximadamente 3 s.

A aquisição é feita sob a forma de uma sequência de imagens que é gravada para posterior análise. Desta sequência são retiradas imagens de cada um dos meridianos

obtidas por cada uma das câmaras e que são convertidas para imagens monocromáticas antes de serem gravadas. Cada imagem tem uma resolução de 720 x 560 pixel (horizontal x vertical) com uma gama dinâmica de 8 bits que corresponde a 256 níveis de cinzento.

Depois de adquiridas e gravadas as imagens, a sua análise é efectuada recorrendo a um algoritmo desenvolvido especificamente para esse fim usando o *software* Mathematica[®] (Mathematica 4.0, Wolfram Research Inc., 1999).

Após a aquisição das imagens, o primeiro passo consiste na identificação da posição dos bordos da córnea em cada uma das imagens das secções ópticas obtidas. Este procedimento é explicado detalhadamente no capítulo seguinte.

Capítulo 7

Análise das Imagens

As imagens adquiridas correspondem a secções transversais da córnea deformadas devido ao ângulo de observação. Além disso, é preciso ter também em conta o efeito da curvatura da superfície anterior na posição aparente da superfície posterior da córnea. Tendo em conta estes factores, é possível, a partir das imagens obtidas, determinar a topografia de ambas as superfícies corneais e calcular a espessura de toda a córnea.

Numa primeira fase extraem-se os pontos correspondentes aos bordos da córnea nas imagens das secções ópticas obtidas. Em seguida são efectuadas as correcções necessárias para compensar a deformação provocada pela inclinação das câmaras em relação ao plano da córnea e para converter as coordenadas dos pontos extraídos (que se encontram em pixel) em coordenadas reais.

7.1 Detecção dos Bordos

Após a obtenção das imagens, o passo seguinte consiste na extracção dos bordos da córnea a partir das transições escuro/claro correspondentes às superfícies corneais na secção óptica, como a que se encontra na figura 7.1. O ideal seria ter transições como as que se encontram na figura 7.2 (A) em que está representado um bordo digital ideal. De acordo com este modelo, o bordo poderá ser definido como um conjunto

de pixel, em que cada um deles está localizado na transição em "degrau" como a que está representada no respectivo perfil de cinzentos.

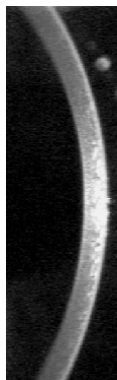


Figura 7.1: Imagem duma secção a partir da qual se extrai os pontos de ambas as superfícies corneais.

Na prática, factores como a qualidade do sistema de aquisição das imagens, a razão de amostragem e as condições de iluminação levam à obtenção de bordos esbatidos. Como resultado, as transições que se obtêm possuem um perfil em forma de rampa, como o que é mostrado na figura 7.2 (B) e cujo declive é inversamente proporcional à desfocagem do bordo. Nestes casos é comum recorrer a métodos que localizam um bordo a partir de pontos de inflexão no perfil de níveis de cinzento. Estes podem ser encontrados a partir do cálculo da derivada dos valores da intensidade ao longo da imagem e da extracção dos pontos em que esta é máxima ou se encontra acima de um valor pré-definido (método de Gradiente). Outro método utilizado consiste na determinação dos zeros da segunda derivada dos valores da intensidade e é usualmente denominado método Laplaciano.

Um dos maiores problemas da utilização destes métodos é a presença de ruído uma vez que alguns máximos da primeira derivada (ou zeros da segunda derivada) encontrados podem ser provenientes do ruído e não dos bordos existentes na imagem. Uma solução pode ser a aplicação de filtros de suavização de forma a reduzir o efeito do ruído. Uma explicação mais detalhada destes métodos pode ser encontrada em livros da especialidade.^{302, 303}

Um outro método para a detecção de bordos foi apresentado por Nyssonen e

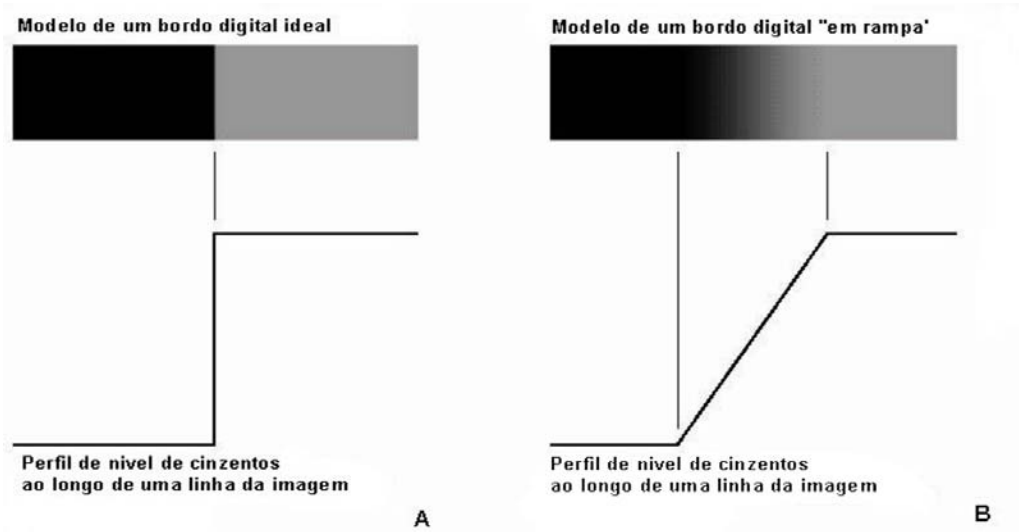


Figura 7.2: Modelos de um bordo digital ideal (A) e em "rampa" (B).

Jerke³⁰⁴ e consiste na escolha de pontos cujo nível de cinzento corresponde a um limiar definido como uma percentagem da variação de intensidades. Hachicha et al.³⁰⁵ utilizaram este método, que denominaram "adaptive thresholding" (AT), para determinar a curvatura da superfície anterior e a espessura da córnea a partir de imagens de secções ópticas da câmara anterior. Os autores comparam os resultados obtidos com outros determinados por métodos de gradiente e métodos Laplacianos. Segundo o método AT, um pixel (P_i) é seleccionado como um ponto do bordo se verificar simultaneamente as seguintes condições:

$$\begin{aligned} I(P_i) &\geq I_{\min} + 0.3(I_{\max} - I_{\min}) \\ I(P_{i-1}) &< I_{\min} + 0.3(I_{\max} - I_{\min}), \end{aligned} \quad (7.1)$$

em que os pixel estão ordenados de 1 a N ao longo do perfil, $I(P_i)$ é o nível de cinzento do pixel P_i e I_{\min} e I_{\max} são o nível de cinzento mínimo e máximo, respectivamente. O valor 0,3 foi determinado experimentalmente pelos autores como sendo aquele que oferecia resultados mais consistentes. Comparando a espessura corneal obtida pelos diferentes métodos com valores obtidos por paquimetria de ultra-sons, os autores

concluíram que o método AT era o que oferecia melhor resultados. Os resultados foram apenas comparados para espessuras corneais centrais.

Tendo em conta estes resultados optou-se por utilizar o método AT na extracção dos bordos das córnea a partir das imagens adquiridas pelo sistema desenvolvido por nós. No entanto verificou-se que em vez de utilizar um factor de 0,3, se obtinham melhores resultados com um factor de 0,5.

Embora a imagem adquirida abranja uma maior área do segmento anterior do globo ocular, isola-se apenas a área correspondente à córnea uma vez que a informação restante não é utilizada para os cálculos efectuados. No entanto, convém realçar que esta informação adicional poderá vir a ser utilizada para calcular outros parâmetros tais como a profundidade da câmara anterior, o diâmetro da pupila e da íris visível e o ângulo esclero-corneal.

Como já foi referido, a extracção dos pontos dos bordos da secção óptica é feita através da análise do perfil de níveis cinzento de cada uma das linhas que compõem uma imagem através do método AT. O número de linhas que compõem a imagem pode variar em função da área da imagem seleccionada podendo chegar a 560 linhas. Na figura 7.3 encontra-se um desses perfis onde se pode identificar, da esquerda para a direita, a transição correspondente ao bordo da superfície posterior e a transição correspondente à outra superfície corneal. Na maioria dos perfis analisados é possível observar uma pico de intensidade que na realidade corresponde ao filme lacrimal e, em alguns casos, um pico de menor intensidade correspondente ao endotélio.

Antes de se proceder à extracção dos pontos, aplica-se um filtro de suavização de modo a atenuar o ruído existente nas imagens. O método mais simples consiste na adição dos pixel que se encontram dentro da máscara do filtro e dividir o resultado por esse número de pixel. Este tipo de filtros denominam-se "de caixa" e o utilizado foi um destes filtros 3X3:



Figura 7.3: Exemplo de um perfil de níveis de cinzento obtido ao longo de uma linha da imagem de uma secção óptica da córnea.

$${}^3\mathbf{R} = \frac{1}{9} * \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Na figura 7.4 pode-se apreciar o resultado da aplicação do filtro sobre o perfil da figura 7.3. O perfil de níveis de cinzento a vermelho, obtido após a aplicação do filtro de suavização, apresenta menor ruído que o original (a preto).

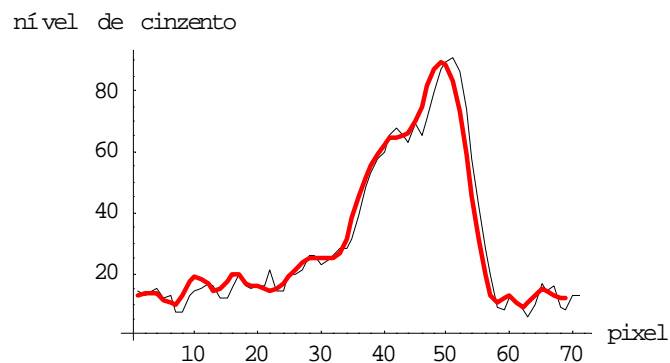


Figura 7.4: Perfil de níveis de cinzento antes (preto) e depois (vermelho) de aplicado o filtro de suavização.

Os pontos são extraídos a partir dos perfis de cinzento obtidos após a aplicação do filtro de suavização e usando o método AT atrás descrito. De cada perfil de níveis de cinzento são extraídos dois pontos, um de cada bordo da córnea. Na figura 7.5 as linhas a vermelho indicam a posição dos bordos da córnea extraídos ao longo de uma linha da imagem com o método AT.

Em imagens com algum ruído, mesmo após a aplicação do filtro de suavização, verifica-se a existência de pontos que são extraídos mas que não pertencem aos bordos da córnea. Nestas situações, o ponto é eliminado do conjunto obtido.

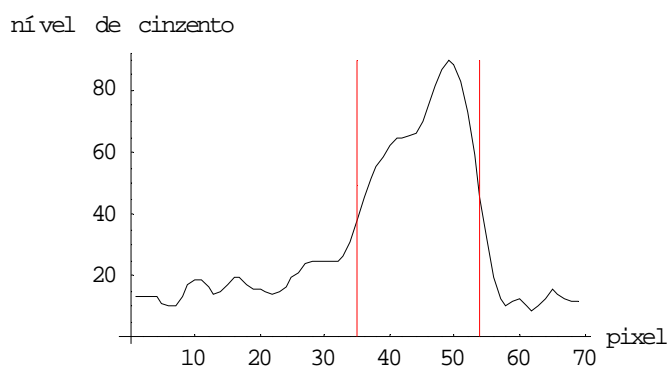


Figura 7.5: Localização dos bordos da córnea num perfil de níveis de cinzento extraídos pelo método AT.

Todo o procedimento é repetido ao longo de toda a imagem obtendo-se no final um conjunto de pontos para cada uma das superfícies da córnea. Na figura 7.6 (A) encontram-se representados os bordos da córnea tal como são extraídos da secção óptica. As coordenadas são as da imagem, ou seja, em pixel, e a localização dos bordos é afectada pela inclinação da câmara em relação ao plano da córnea.

De modo a converter as coordenadas de pixel para coordenadas reais utiliza-se uma grelha milimetrada. Nas mesmas condições em que são adquiridas as imagens das secções ópticas, são capturadas imagens da grelha com cada uma das câmaras CCD. A partir destas imagens determina-se a correspondência entre os pixel e a distância real em milímetros.

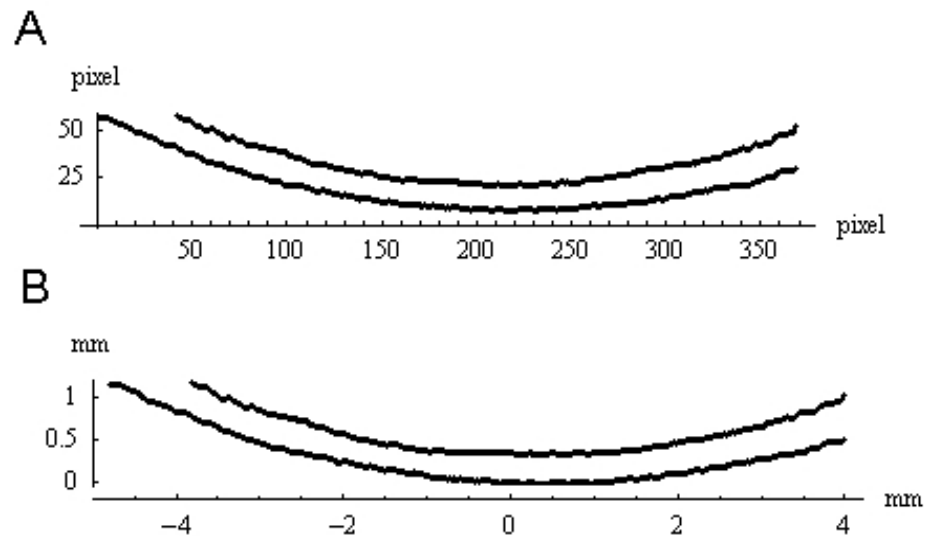


Figura 7.6: Pontos extraídos de ambas as superfícies corneais ao longo de um meridiano vertical antes (A) e depois (B) de convertidas as coordenadas e corrigida a distorção provocada pela inclinação das câmaras.

Sabendo a inclinação das câmaras em relação ao plano da córnea é possível fazer as correcções necessárias para compensar a distorção da imagem. Esta correcção pode ser efectuada inicialmente sobre a imagem da secção óptica, ou seja, antes da extracção dos bordos. Como resultado destas operações obtêm-se conjuntos de pontos para ambas as superfícies em coordenadas reais, como se pode observar na figura 7.6 (B).

Os conjuntos de pontos apresentados na figura 7.6 foram extraídos duma secção óptica do meridiano vertical da córnea. No eixo das abcissas encontra-se a localização de cada um dos pontos extraídos em relação ao centro visual da córnea, ou seja, o ponto de intercepção do eixo visual com o plano da córnea.

Estes procedimentos são repetidos para cada um dos meridianos avaliados, obtendo-se um conjunto de pontos para cada uma das superfícies corneais, como o que se encontra na figura 7.7. Resultados semelhantes são obtidos para a superfície posterior da córnea. É a partir destes dados que se consegue calcular a topografia de ambas as superfícies da córnea assim como a sua espessura.

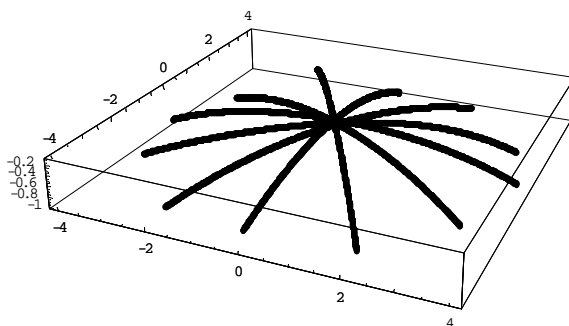


Figura 7.7: Conjunto dos pontos da superfície anterior da córnea obtidos após a análise das imagens das secções ópticas de todos os meridianos analisados.

Em todas as medidas efectuadas, quer de topografia quer de paquimetria, avaliam-se apenas os 8 mm centrais. A profundidade de campo do sistema de observação não permite obter imagens nítidas de uma secção óptica completa, isto é, não se consegue focar, simultaneamente, o centro e a periferia corneal. Desta forma, a detecção dos bordos na periferia é mais imprecisa e, conseqüentemente, as medidas efectuadas nesta zona; convém realçar que, em muitas situações, consegue-se obter informação dos 10 mm centrais. A alteração do sistema de observação de modo a verificar a regra de Scheimpflug será, talvez, a melhor solução para se conseguir uma profundidade de campo maior.

Para que se cumpra a regra de Scheimpflug, os planos do filme (no caso de uma câmara fotográfica), do objecto a ser fotografado e da lente devem interceptar-se num mesmo ponto (figura 7.8). Numa situação normal, estes três planos são paralelos.

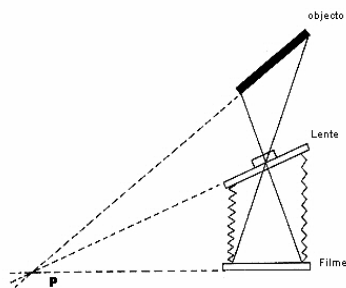


Figura 7.8: Representação esquemática da regra de Scheimpflug.

Capítulo 8

Cálculo da Espessura e da Topografia Corneal

No capítulo anterior descreveu-se todo o procedimento para a extracção de pontos de ambas as superfícies corneais a partir das imagens de secções ópticas adquiridas com o sistema desenvolvido neste trabalho. No final desta primeira fase obtém-se um conjunto de pontos para cada uma das superfícies da córnea localizados ao longo dos meridianos avaliados. Esta informação é o ponto de partida para o cálculo da espessura corneal assim como da topografia das duas superfícies da córnea. Neste capítulo descreve-se o procedimento para a sua determinação.

8.1 Espessura corneal

Como já foi referido, após a extracção dos bordos da córnea, obtém-se um conjunto de pontos para a superfície anterior e para a superfície corneal posterior. Conhecendo-se a localização e a forma de cada uma das superfícies é possível determinar a espessura calculando a distância entre elas ao longo da direcção perpendicular à superfície anterior. No entanto, é preciso ter em conta que a superfície posterior é vista através da superfície anterior sendo a sua localização afectada pela curvatura desta. Além disso, devido à inclinação da câmara, a espessura da secção óptica não

é a espessura real, como se pode ver pela figura 8.1. Nesta figura, SI é o sistema de iluminação, CCD representa a câmara, e' é a espessura aparente e e a espessura real. Depois de calculada a distância entre as duas superfícies da córnea, a partir dos resultados obtidos pela extração dos bordos, é necessário convertê-la na espessura real.

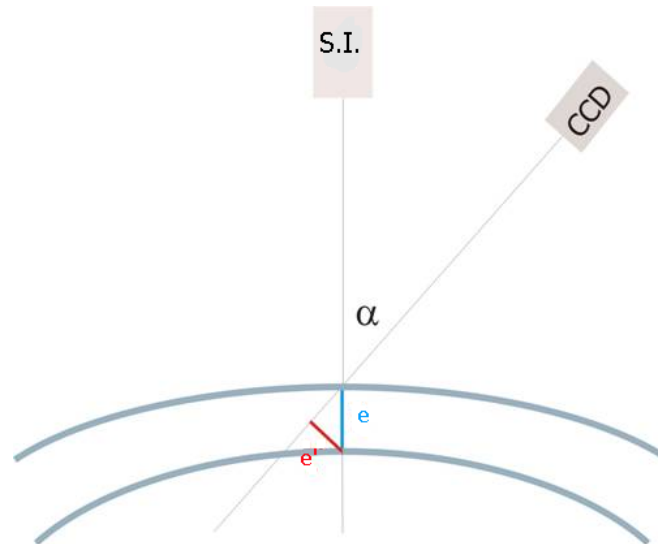


Figura 8.1: Determinação da espessura real da córnea a partir da espessura aparente obtida a partir das secções ópticas.

A relação entre os dois valores é facilmente determinada a partir da figura 8.1 em que:

$$e = e' / \text{sen } \alpha. \quad (8.1)$$

Tendo em conta que o ângulo entre a câmara e o sistema de iluminação é de 60° , obtém-se a relação:

$$e = e' * 1,15. \quad (8.2)$$

A espessura aparente (e') é determinada a partir da distância entre as duas superfícies corneais calculada perpendicularmente à superfície anterior da córnea. Este procedimento não pode ser efectuado directamente a partir dos conjuntos de pontos obtidos na fase anterior do procedimento uma vez que é necessário calcular a direcção perpendicular à superfície anterior.

Uma possibilidade é ajustar uma curva a pequenos conjuntos de pontos e calcular a direcção perpendicular a essa curva e posteriormente a distância entre as duas superfícies ao longo dessa direcção. Este método é extremamente lento e complexo pelo que se optou por ajustar uma única curva a todos os pontos e calcular a direcção perpendicular em cada ponto, determinando-se em seguida a distância entre as duas superfícies.

Para cada paciente, começa-se por ajustar um polinómio de quarto grau aos pontos extraídos verificando-se o valor do coeficiente de correlação obtido. Se este for superior a 0,99 então considera-se um bom ajuste, efectuando-se os cálculos seguintes a partir do polinómio ajustado.

Nos casos em que não se verifica um bom ajuste com um polinómio de quarto grau, aquele é feito com uma spline. Em todos os casos, a spline oferece o melhor ajuste mas o procedimento torna-se muito mais demorado e complexo e em córneas normais os resultados obtidos não diferem significativamente.

Na figura 8.2 podem-se observar os pontos extraídos (a negro) e as respectivas curvas de ajuste (a vermelho) para cada superfície da córnea. Os coeficientes de correlação encontrados foram de 0,9990 para a superfície anterior e de 0,9987 para a superfície posterior.

Conhecida a função $y = f(x)$ que descreve a superfície corneal, a recta normal num ponto $P=[x_0, f(x_0)]$ é dada por:

$$y = f(x_0) - \frac{(x - x_0)}{f'(x_0)}. \quad (8.3)$$

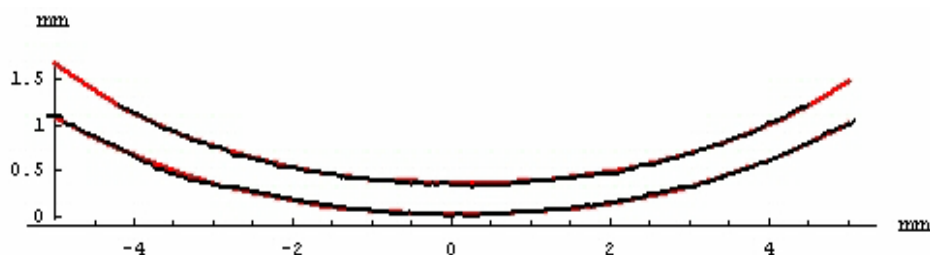


Figura 8.2: Ajuste de polinômios de 4º aos pontos extraídos de cada superfície. As linhas a vermelho representam as curvas ajustadas e os pontos negros são os pontos extraídos a partir das imagens de secções ópticas.

Conhecida a direcção perpendicular à superfície corneal anterior, a espessura é calculada a partir da distância entre as duas superfícies ao longo dessa direcção. A espessura é determinada em cerca de 600 pontos de cada meridiano avaliado, ou seja, em 3600 pontos da córnea; naturalmente, seria possível fazer uma opção diferente, aumentando ou diminuindo o número de pontos avaliados.

O passo seguinte consiste em calcular a curvatura da superfície anterior de forma a determinar a localização exacta da superfície posterior. O raio de curvatura (r) em cada ponto é dado pela expressão:

$$r = \frac{[1 + (\frac{dy}{dx})^2]^{3/2}}{\frac{\partial^2 y}{\partial x^2}}. \quad (8.4)$$

Conhecido o raio de curvatura e a posição aparente da superfície posterior, determina-se a sua localização real, utilizando a equação:

$$\frac{n}{s} + \frac{n'}{s'} = \frac{n' - n}{r}, \quad (8.5)$$

em que: n é o índice de refração da córnea, n' o índice de refração do ar, r o raio de curvatura e s e s' são as distâncias objecto e imagem, respectivamente.

Como já tinha sido explicado, esta espessura não corresponde ao valor real (figura

8.1 e equação 8.1) sendo necessário multiplicá-la por 1,15 (equação 8.2). O resultado obtido é um gráfico como o que se encontra na figura 8.3, onde se pode avaliar a variação da espessura corneal ao longo de um meridiano vertical. No eixo das abcissas encontra-se representada a localização dos pontos corneais em relação ao centro visual da córnea, em que os valores negativos se referem à metade inferior da mesma.

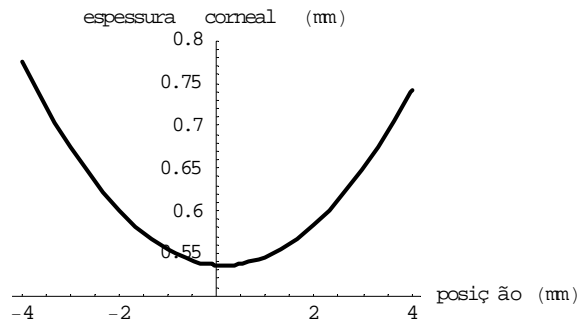


Figura 8.3: Variação da espessura corneal ao longo do meridiano vertical. Os valores negativos no eixo das abcissas dizem respeito à metade inferior da córnea.

Mais uma vez o procedimento é repetido para cada um dos seis meridianos avaliados, obtendo-se no final a espessura corneal em vários pontos da córnea localizados ao longo dos meridianos. A espessura dos outros pontos da córnea é determinada por interpolação adquirindo-se como resultado um mapa de espessuras como o da figura 8.4.

Além do mapa de espessuras, o algoritmo desenvolvido permite determinar o valor da espessura em qualquer ponto da córnea. Assim é possível conhecer o valor da espessura no centro visual da córnea, a espessura do ponto mais delgado e a sua localização, etc..

Os valores de espessura obtidos pelo método aqui descrito (figura 8.4) estão dentro dos valores normalmente encontrados em córneas saudáveis.^{21, 26, 40, 48, 50, 51, 56, 61-63, 65-69, 74-79} No entanto, de modo a testar os resultados obtidos pelo nosso método, efectuaram-se medidas em 12 pacientes com um paquímetro de ultra-sons AL-2000 da Tomey e com o sistema desenvolvido por nós. Uma vez que não se esperavam diferenças entre os resultados obtidos para meridianos diferentes, optou-se por comparar apenas os

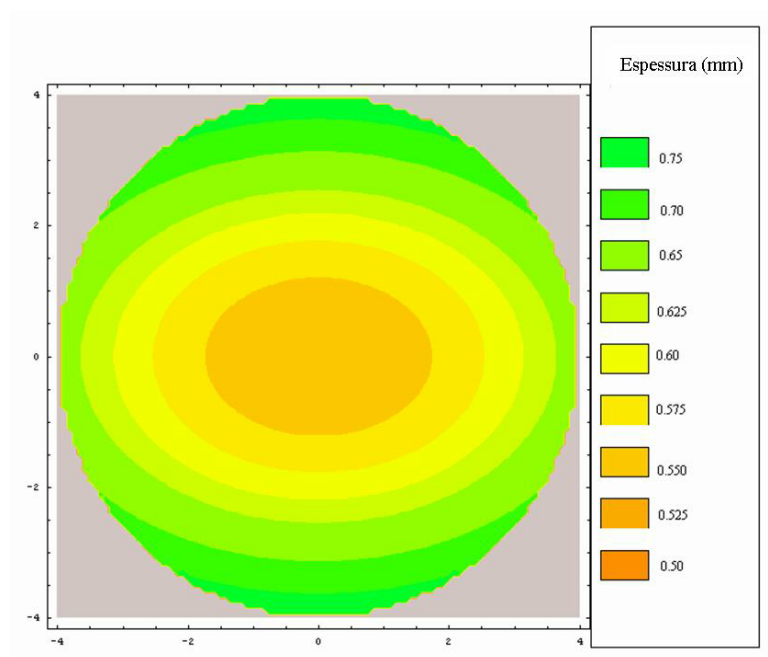


Figura 8.4: Mapa de espessura corneal.

valores obtidos ao longo do meridiano vertical. A espessura corneal foi avaliada em 5 pontos (no centro visual, a 2 mm e a 4 mm acima e abaixo do centro) com as duas técnicas.

De modo a evitar o efeito da variação diurna na espessura corneal,^{53, 62, 70, 75, 95-97} as medidas foram todas efectuadas entre as 14:00 h e as 17:00 h. Efectuaram-se em primeiro lugar as medidas com o nosso sistema de modo a evitar a influência de qualquer distorção corneal resultante da aplanção induzida pela sonda do paquímetro ultra-sónico. Para cada paciente foi adquirida uma imagem duma secção óptica do meridiano vertical da córnea do olho direito. Depois de calculada a variação da espessura ao longo do meridiano, extraíram-se os valores correspondentes aos cinco pontos corneais em estudo.

Depois de efectuadas as medidas com o sistema de varrimento a córnea foi anestesiada com uma solução tópica de tetracaína a 0,5 %. De forma a garantir o posicionamento correcto da sonda na córnea, utilizou-se um sistema de fixação idêntico ao descrito por Parafita et al.^{191, 192} (referido na secção 3.4.2.1) que foi colocado a

1 m do paciente. No centro dos anéis foi colocada um pequena lâmpada cujo reflexo na córnea facilitava a localização do ponto no qual a sonda deveria ser colocada. As medidas foram todas efectuadas pelo mesmo operador.

No gráfico da figura 8.5 encontram-se os valores médios da espessura corneal obtidos pelas duas técnicas para cada ponto avaliado.

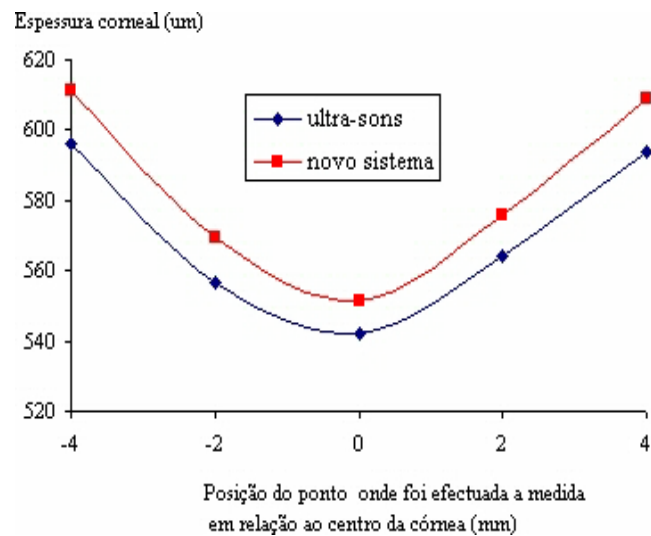


Figura 8.5: Valores médios da espessura corneal obtidos por paquimetria de ultra-sons e o sistema desenvolvido. Os valores negativos no eixo das abcissas correspondem à parte inferior da córnea.

Embora o número de pacientes envolvidos seja reduzido, não permitindo um tratamento estatístico dos dados, é possível observar que não existem diferenças muito significativas entre os valores obtidos pelos dois métodos. A diferença máxima é encontrada para os dois pontos mais periféricos, sendo cerca de $15 \mu\text{m}$; na ponto central a diferença é de $9,5 \mu\text{m}$. Convém realçar que a diferença é praticamente constante ao longo de todo o meridiano, o que não acontece, por exemplo, com o Orbscan[®] em que a diferença aumenta em direcção à periferia.¹⁶⁶

Como já foi referido, o ajuste de polinómios às superfícies corneais torna o procedimento mais rápido e simples. No entanto este ajuste só pode ser efectuado em córneas normais, não funcionando em córneas afectadas por patologias ou que tenham sido sujeitas a cirurgia refractiva. Nestas condições deve ser utilizado o ajuste por

splines. Quando se adopta este último procedimento o tempo de processamento de dados aumenta mas o tempo de aquisição não é afectado.

8.2 Topografia das superfícies da córnea

Após a extracção dos pontos dos bordos da córnea e efectuadas as correcções descritas na secção anterior, é possível obter uma representação tridimensional de ambas as superfícies corneais como as que se podem ver na figura 8.6. Estas imagens são representações tridimensionais da superfície anterior de uma córnea observada de diferentes ângulos.

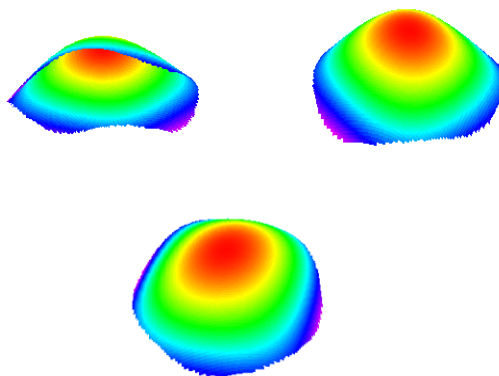


Figura 8.6: Várias representações tridimensionais da superfície anterior de uma córnea.

Como foi explicado anteriormente, inicialmente são avaliados 6 meridianos. A informação sobre toda a córnea pode ser obtida a partir do ajuste de uma superfície aos pontos extraídos dos 6 meridianos avaliados ou por interpolação. Mais uma vez, o ajuste de uma spline será a melhor opção mas também torna o tempo de processamento muito elevado pelo que se optou por ajustar um polinómio de 4º grau.

De modo semelhante é possível representar tridimensionalmente a superfície posterior da córnea (figura 8.7). Nestas imagens é possível observar que na superfície anterior existem diferenças de elevação entre dois meridianos principais indicando a existência de um astigmatismo. Este facto parece não se verificar na superfície posterior.

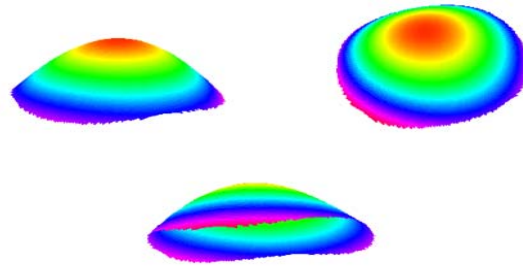


Figura 8.7: Representação tridimensional da superfície posterior da córnea.

As imagens das superfícies corneais apresentadas nas figuras 8.6 e 8.7 representam a elevação das mesmas em relação a uma superfície plana localizada ao nível do limbo. No entanto, esta informação é normalmente apresentada bidimensionalmente mediante um mapa de contornos. Na figura 8.8 pode-se observar um desses mapas respeitante à superfície anterior da mesma córnea das figuras 8.6 e 8.7. Neste mapa a elevação é calculada em relação a uma superfície plana, tangente ao vértice corneal. Um gráfico semelhante pode ser obtido para a superfície posterior (figura 8.9). Nestes gráficos torna-se mais evidente a existência de um astigmatismo oblíquo na superfície anterior assim como o carácter esférico da superfície posterior.

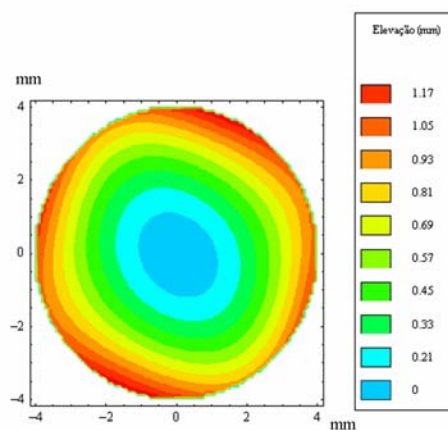


Figura 8.8: Mapa de elevação da superfície anterior de uma córnea em relação a um plano.

Como foi referido no capítulo 4, a utilização de superfícies de referência planas permite obter uma impressão geral da topografia de toda a córnea. No entanto, podem

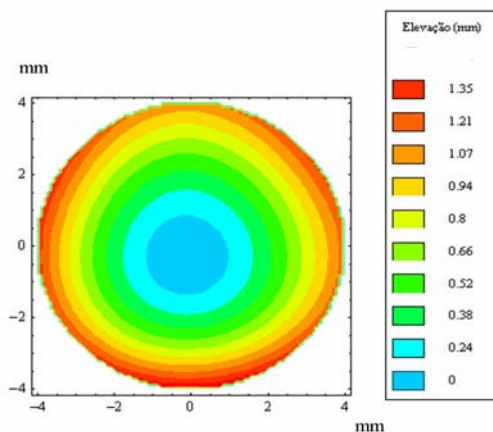


Figura 8.9: Mapa de elevação da superfície corneal posterior em relação a um plano.

passar despercebidas pequenas alterações localizadas da superfície corneal. De forma a ultrapassar estes problemas e permitir a visualização dessas pequenas alterações, os sistemas de topografia existentes usam superfícies de referência esféricas. Na figura 8.10 pode-se observar o ajuste de uma esfera com raio de curvatura de 7,71 mm (a vermelho) à superfície corneal anterior (a cores) da figura 8.6. Nesta figura é fácil verificar a existência de um astigmatismo.

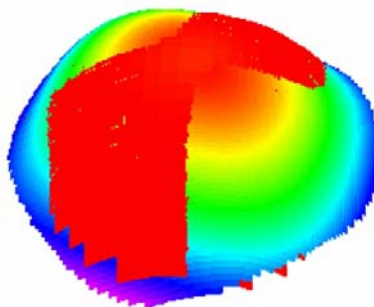


Figura 8.10: Ajuste de uma esfera de raio de curvatura de 7,71 mm à superfície corneal anterior.

Depois de ajustada a "melhor esfera" ao centro da córnea, a elevação é calculada em relação a essa superfície adquirindo-se uma mapa como da figura 8.11. Os valo-

res negativos correspondem a zonas da superfície corneal têm um raio de curvatura inferior ao da esfera de referência, encontrando-se por isso abaixo desta. De forma análoga, as zonas com curvatura inferior são representadas por valores positivos. Na impossibilidade de obter, com outro instrumento, um mapa topográfico desta córnea, determinou-se o astigmatismo da sua superfície anterior com um autoqueratómetro tendo-se obtido um valor de $-0,75 \times 148^\circ$.

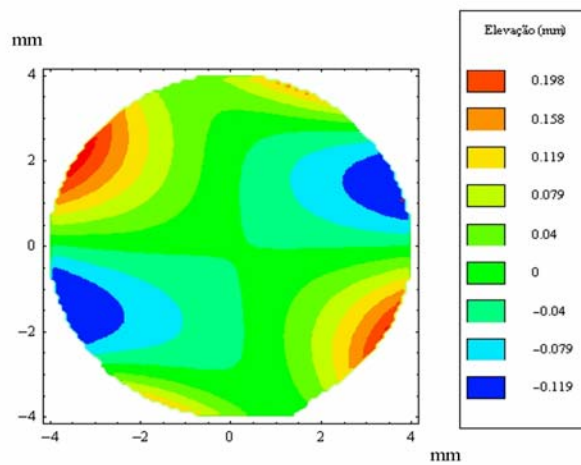


Figura 8.11: Mapa de elevação da superfície anterior em relação a uma esfera de raio de curvatura de 7,6 mm.

De forma semelhante, determinou-se a elevação da superfície posterior em relação à "melhor esfera" obtendo-se o mapa da figura 8.12. A esfera adaptada tem um raio de curvatura de 6,45 mm. Neste caso não se pode comparar os resultados com valores obtidos por outro método; no entanto observa-se que a superfície não apresenta um astigmatismo central significativo.

Os mapas apresentados nestas figuras dizem respeito a uma córnea "normal" e relativamente esférica; no entanto, muitas das córneas sujeitas a uma avaliação de topografia não apresentam uma geometria tão simples. Deste modo, procurou-se estudar córneas que tivessem alguma patologia e/ou tivessem sido submetidas a cirurgia.

Na figura 8.13 encontra-se um mapa de elevação de uma córnea transplantada;

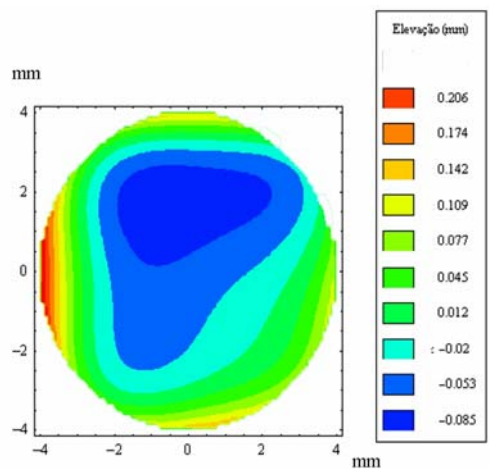


Figura 8.12: Mapa de elevação da superfície posterior em relação a uma esfera de raio de curvatura de 6,45 mm.

no gráfico encontra-se representada a elevação da superfície anterior em relação a uma esfera de 7,8 mm. O paciente tinha sido sujeito a uma queratoplastia devido à existência de um queratocone.

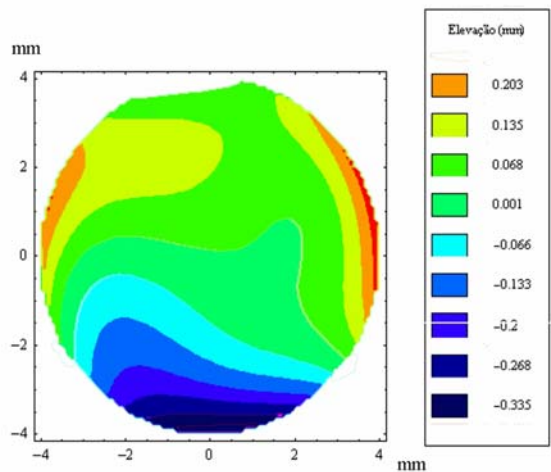


Figura 8.13: Mapa de elevação em relação a uma esfera de 8 mm.

É possível verificar a existência de uma maior elevação nas zonas superior e nasal desta córnea enquanto que na parte oposta a córnea tem uma elevação negativa (a superfície corneal encontra-se abaixo da esfera de referência). Este padrão é seme-

lhante ao mapa de elevação obtido com o topógrafo Medmont E300 (figura 8.14) cujas medidas são feitas a partir da análise de uma série de anéis de Plácido. Embora a elevação corneal não possa ser directamente medida por este tipo de equipamento, muitos deles permitem obter essa informação. Esta é calculada por integração estando sujeita aos erros inerentes a esse processo.

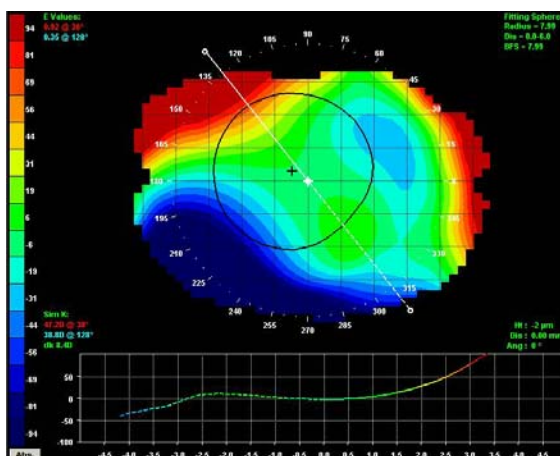


Figura 8.14: Mapa de elevação da superfície corneal anterior obtido com um topógrafo Medmont E300.

Embora os valores de elevação sejam diferentes, pode-se observar que as zonas superior e nasal se encontram acima da esfera de referência enquanto que a parte inferior se encontra abaixo; pode-se concluir que, em termos qualitativos, os mapas são comparáveis.

A superfície posterior apresenta um padrão semelhante como se pode ver na figura 8.15. Nesta figura está representada a elevação da superfície posterior em relação a uma esfera de 6,4 mm. Neste caso não é possível comparar os resultados; no entanto a padrão é idêntico ao da superfície anterior.

As medidas foram efectuadas apenas numa zona com 8 mm de diâmetro que corresponde à área da córnea excertada. É possível obter informação de uma área maior já que este sistema permite avaliar a córnea de limbo a limbo; no entanto, a dispersão da luz na zona de transição do enxerto para a córnea receptora torna difícil a detecção dos bordos corneais.

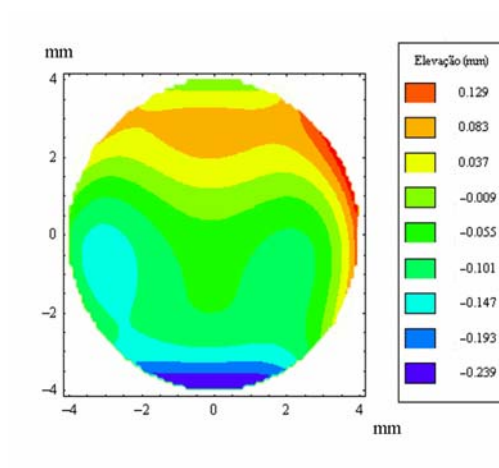


Figura 8.15: Mapa de elevação da superfície posterior em relação a uma esfera de 6,4 mm.

Capítulo 9

Conclusões

Este trabalho teve como objectivo declarado a construção de um sistema que permitisse a determinação simultânea da topografia de ambas as superfícies corneais e também da espessura de toda a córnea. Pretendia-se também que o método usado fosse não invasivo e que o tempo de aquisição de dados fosse suficientemente reduzido para permitir desprezar os movimentos oculares involuntários que ocorressem durante a medida. O projecto teve um enquadramento marcadamente de Física Aplicada, sendo entendido que o seu desenvolvimento futuro passaria para a área clínica da Optometria. Este aspecto deve ser salientado para que se perceba a ausência de validação estatística de resultados, em si própria merecedora de um projecto de investigação complementar.

O sistema que foi construído compreende dois sub-sistemas ópticos distintos: sistema de iluminação e sistema de observação. O sistema de iluminação permite projectar na córnea um feixe de luz com a forma de um leque, cuja intersecção com a córnea permite a observação de uma secção óptica desta, produzida pela luz difundida no seu interior. O feixe em forma de leque é produzido pela refacção num pequeno cilindro de vidro, que se encontra acoplado a um servomecanismo permitindo a sua rotação e posicionamento com a inclinação desejada. Desta forma é possível obter secções ópticas em diferentes meridianos corneais, a partir de um varrimento rotacional do feixe de luz.

O sistema de iluminação baseado no cilindro de vidro permitiu construir um sistema de varrimento em que os componentes móveis rodam em torno de um eixo, têm um momento de inércia muito reduzido e são perfeitamente equilibrados, quer dizer, rodam em torno de um dos eixos principais de inércia. Estão assim criadas as condições mecânicas para se poderem atingir tempos de varrimento extremamente curtos, condição necessária para se poderem ignorar os movimentos involuntários do olho.

As limitações orçamentais que o projecto sofreu não permitiram, infelizmente, que a velocidade de aquisição de dados fosse posta ao nível das capacidades mecânicas; este é, sem dúvida, o aspecto prioritário a ter em conta em desenvolvimentos futuros. As câmaras CCD de que foi possível dispor são câmaras de vídeo *standard*, que adquirem 50 quadros por segundo. Seria desejável que toda a aquisição se fizesse num intervalo de $1/60$ s, tempo durante o qual deveriam ser adquiridos, no mínimo, 6 meridianos; obtém-se assim uma velocidade de aquisição desejável de 360 imagens por segundo, a qual está dentro das possibilidades de equipamentos existentes no mercado.

Para além das limitações resultantes do tipo de câmaras utilizado, o tempo de aquisição ficou ainda limitado pela necessidade de mover o cilindro para posições pré-programadas, nas quais foi imobilizado durante a aquisição. Idealmente o cilindro deveria estar animado de rotação contínua e a aquisição de dados deveria processar-se com informação sobre a posição corrente do cilindro mas no estado actual de desenvolvimento não há passagem de informação do servomecanismo para o *software* de aquisição. Uma rotação descontínua é, naturalmente, incompatível com as elevadas velocidades que se pretende atingir mas, dadas as limitações impostas pela velocidade das câmaras, esta é uma questão que não é crítica.

O sistema de observação é composto por duas câmaras CCD e respectivas objectivas, fazendo ambas o mesmo ângulo com o eixo do sistema de iluminação. Os eixos das câmaras definem com aquele um plano vertical e outro horizontal. Este arranjo é adequado para a observação de ambos os olhos, desde que a câmara do plano horizontal possa ocupar duas posições simétricas, uma para cada olho. No presente trabalho não houve essa preocupação devido à complicação mecânica adicional e porque a ên-

fase do trabalho era a validação dos princípios físicos envolvidos no processo; todos os resultados apresentados referem-se assim a olhos direitos. As lentes usadas nas câmaras têm uma montagem normal por rosca, ficando alinhadas perpendicularmente ao sensor CCD. É sabido que, quando o plano focal da lente é oblíquo ao plano do objecto, a lente deve ser rodada, de acordo com a regra de Scheimpflug, para que toda a imagem apareça correctamente focada. Por não ter sido usado este tipo de montagem a área da córnea que pôde ser efectivamente medida ficou limitada pela profundidade de campo das lentes.

Depois de adquiridas e gravadas em disco as imagens de várias secções ópticas, estas são analisadas e processadas recorrendo a um algoritmo desenvolvido especificamente para esse fim e implementado com o *software* Mathematica (Mathematica 4.0, Wolfram Research Inc., 1999). Dada a complexidade do algoritmo o tempo de processamento poderá ser bastante reduzido através de uma nova implementação do algoritmo em linguagem C; será desejável que esta nova implementação incorpore a informação da posição do cilindro, fornecida pelo servomecanismo. Saliente-se, no entanto, que um tempo de processamento longo não constitui um inconveniente para a pessoa que está a ser observada, uma vez que esta pode ser dispensada logo que termina a aquisição.

Todas as limitações operacionais do sistema desenvolvido devem ser facilmente ultrapassadas num processo de desenvolvimento industrial cujos parâmetros estão claramente definidos; as vantagens da técnica relativamente às alternativas existentes no mercado são, por seu lado, notórias. O facto de se utilizar varrimento rotativo, com um sistema de baixa inércia, permite obter tempos de aquisição muito mais reduzidos do que os possíveis com varrimento linear. O algoritmo para reconstrução das superfícies corneanas fica simplificado por se manter constante o ângulo entre estas e o sistema de iluminação. Adicionalmente, a utilização de duas câmaras mostra-se também claramente vantajosa face à utilização de uma única câmara rotativa, opção que conduz a um sistema mecânicamente desequilibrado e de elevada inércia.

Os resultados obtidos até agora são extremamente animadores; a certificação para uso clínico impõe, necessariamente, a observação de um número muito elevado de ca-

sos e a sua análise estatística, mas esse é um processo demorado, que está para além dos objectivos deste projecto. Em termos de paquimetria corneal, a comparação dos valores de espessura obtidos pela técnica de ultra-sons não diferem significativamente, sendo as diferenças encontradas semelhantes às encontradas por outros autores entre métodos ópticos e ultra-sónicos. Em relação à topografia, foi possível determinar a elevação de ambas as superfícies corneais numa córnea normal e numa córnea transplantada; a maior parte dos equipamentos existentes determina apenas a topografia da superfície anterior e, mesmo assim, só a denominada *topografia de curvatura*. Em termos qualitativos, são semelhantes os dados topográficos obtidos pela presente técnica e por técnicas mais convencionais.

Futuramente pretende-se desenvolver um protótipo que possa ser testado em clínicas. Esse protótipo incorporará vários dos melhoramentos mencionados anteriormente, quer no que respeita aos componentes ópticos quer no que respeita a aspectos mecânicos e de *software*. Esta última vertente poderá mesmo contemplar a inclusão de bases de dados referentes a lentes de contacto existentes para facilitar a escolha da lente mais adequada a cada córnea. Quando completamente desenvolvido, o protótipo deverá revelar-se uma valiosa ferramenta de diagnóstico, tanto para a adaptação de lente de contacto como para intervenções cirúrgicas.

Bibliografia

- [1] K. Kamiya, T. Oshika, S. Amano, T. Takahashi, T. Tokunaga and K. Miyata. Influence of excimer laser photorefractive keratectomy on the posterior corneal surface. *J Cataract Refract Surg* 2000; **26**: 867–871.
- [2] S. J. Coopender, S. D. Klyce, M. B. McDonald, M. E. Doubrava, C. K. Kim, A. L. Tan and S. Srivannaboon. Corneal topography of small-beam tracking excimer laser photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 1999; **25**: 675–684.
- [3] J. R. Kemp, C. E. Martinez, S. D. Klyce, S. J. Coopender, M. B. McDonald, L. Lucci, M. J. Lynn and G. O. Waring. Diurnal fluctuations in corneal topography 10 years after radial keratotomy in the prospective evaluation of radial keratotomy study. *J Cataract Refract Surg* 1999; **25**: 904–910.
- [4] D. K. Holmes-Higgin and T. E. Burris. Corneal surface topography and associated visual performance with INTACS for myopia. *Ophthalmology* 2000; **107**: 2061–2071.
- [5] D. K. Holmes-Higgin, P. C. Baker and T. E. Burris. Characterization of the aspheric corneal surface with intrastromal corneal ring segment. *J Refract Surg* 1999; **15**: 520–528.
- [6] M. C. Knorz and B. Jendritza. Topographically-guided laser in situ keratomileusis to treat corneal irregularities. *Ophthalmology* 2000; **107**: 1138–1143.
- [7] S. Patel. Corneal asphericity and its implications for photorefractive keratectomy: A mathematical model. *J Refract Surg* 1996; **12**: 347–351.

- [8] C. Ustundag, H. Bahcecioglu, A. Ozdamar, C. Aras, R. Yildirim and S. Ozkan. Optical coherence tomography for evaluation of anatomical changes in the cornea after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2000; **26**: 1458–1462.
- [9] T. Seiler, K. Koufala and G. Richter. Iatrogenic keratectasia after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 1998; **14**: 312–317.
- [10] Y.-Y. Tsai and J.-M. Lin. Natural history of central islands after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2000; **26**: 853–858.
- [11] W. T. Evaradson and W. A. Douthwaite. Contact lens back surface specification derived from the EyeSys videokeratoscope. *Contact Lens and Anterior Eye* 1999; **22**: 76–82.
- [12] T. Bufidis, A. G. Konstas and E. Mamtziou. The role of computerized corneal topography in rigid gas permeable contact lens fitting. *CLAO J* 1998; **24**: 206–209.
- [13] W. Douthwaite. Comparison of a videokeratoscope and an autokeratometer as predictors of the optimum back surface curves of rigid corneal contact lenses. *Ophthal Physiol Opt* 1997; **17**: 409–413.
- [14] C. W. McMonnies and G. C. Boneham. Corneal topography validity and reliability for orthokeratology. *Clin Exp Optom* 1997; **80**: 69–73.
- [15] Y. Okada, S. Nakamura, E. Kubo, N. Oishi, Y. Takahashi and Y. Akagi. Analysis of changes in corneal shape and refraction following scleral buckling surgery. *Jpn J Ophthalmol* 2000; **44**: 132–138.
- [16] G. Beltrame, M. L. Salvetat, M. Chizzolini and G. Driussi. Corneal topographic changes induced by different oblique cataract incisions. *J Cataract Refract Surg* 2001; **27**: 720–727.
- [17] C. Wirbelauer, H. Hoerauf, J. Roeder and H. Laqua. Corneal shape changes after pars plana vitrectomy. *Graef Arch Clin Exp* 1998; **236**: 822–828.

- [18] R. K. Maloney, S. J. Bogan and G. O. Waring III. Determination of corneal image-forming properties from corneal topography. *Am J Ophthalmol* 1993; **115**: 31–41.
- [19] Y. S. Rabinowitz, J. Garbus and P. J. McDonnell. Computer-assisted corneal topography in family members of patients with keratoconus. *Arch Ophthalmol* 1990; **108**: 365–371.
- [20] J. S. Chan, R. B. Mandell, D. S. Burger and R. E. Fusaro. Accuracy of videokeratography for instantaneous radius in keratoconus. *Optom Vis Sci* 1995; **72**: 793–799.
- [21] T. Avitabile, F. Marano, M. G. Uva and A. Reibaldi. Evaluation of central and peripheral corneal thickness with ultrasound biomicroscopy in normal and keratoconic eyes. *Cornea* 1997; **16**: 639–644.
- [22] H. Owens and G. A. Watters. An evaluation of the keratoconic cornea using computerised corneal mapping and ultrasonic measurements of corneal thickness. *Ophthalm Physiol Opt* 1996; **16**: 115–123.
- [23] L. J. Maguire and J. C. Lowry. Identifying progression of subclinical keratoconus by serial topography analysis. *Am J Ophthalmol* 1991; **112**: 41–45.
- [24] P. C. Lu, S. Samapunpong and D. T. Azar. Posterior corneal curvature of keratoconus: Quantitative and qualitative analysis. *Cornea* 1999; **11**: 28–31.
- [25] G. U. Auffarth, L. Wang and H. E. Volcker. Keratoconus evaluation using the Orbscan topography system. *J Cataract Refract Surg* 2000; **26**: 222–228.
- [26] S. J. Gromacki and J. T. Barr. Central and peripheral corneal thickness in keratoconus and normal patient groups. *Optom Vis Sci* 1994; **71**: 437–441.
- [27] S. E. Wilson, D. T. Lin, S. D. Klyce and M. S. Insler. Terrien’s marginal degeneration: Corneal topography. *Refract Corneal Surg* 1990; **6**: 15–20.
- [28] C. H. Karabatsas and S. D. Cook. Topographic analysis in pellucid marginal degeneration and keratoglobus. *Eye* 1996; **10**: 451–455.

- [29] H. E. Kaufman, B. A. Barron, M. B. McDonald and S. R. Waltman. *The Cornea*. Churchill Livingstone Inc New York 1988;.
- [30] J. S. Pepose and J. L. Ubels. *The Cornea*. Mosby 9 ed. 1992;.
- [31] M. Ruben and M. Guillon. *Contact Lens Practice* Chapman Hall Medical London 1984;.
- [32] M. A. Jakus. Studies on the cornea. II. the fine structure of descemet's membrane. *J Biophys Biochem Cytol* 1956; **25 (Suppl)**: 243–252.
- [33] E. A. Boettner and J. R. Wolter. Transmission of the ocular media. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1962; **6**: 776.
- [34] P. M. Kiely, G. Smith and L. G. Carney. Meridional Variations of corneal shape. *Am J Optom Phys Opt* 1984; **61**: 619–626.
- [35] M. Guillon, D. P. M. Lydon and C. Wilson. Corneal topography: A clinical model. *Ophthalm Physiol Opt* 1986; **6**: 47–56.
- [36] J. M. Royston, M. C. Dunne and D. A. Barnes. Measurement of the posterior corneal radius using slit lamp and purkinje image techniques. *Ophthalm Physiol Opt* 1990; **10**: 385–388.
- [37] M. C. Dunne, J. M. Royston and D. Barnes. Posterior corneal surface toricity and total corneal astigmatism. *Optom Vis Sci* 1991; **68**: 708–710.
- [38] M. C. Dunne, J. A. Royston and D. A. Barnes. Normal variations of the posterior corneal surfaces. *Acta Ophthalmol* 1992; **70**: 255–261.
- [39] S. Patel, J. Marshall and F. W. Fizke. Shape and radius of posterior corneal surface. *Refract Corn Surg* 1993; **9**: 173–181.
- [40] L. Longanesi, G. M. Cavallini and R. Toni. Quantitative clinical anatomy of the human cornea in vivo: A morphometric study by ultrasonic pachymetry and computer-assisted videokeratoscopy. *Acta Anat* 1996; **157**: 73–79.
- [41] A. Lam and W. Douthwaite. Measurement of posterior corneal asphericity on hong kong chinese: A pilot study. *Ophthalm Physiol Opt* 1997; **17**: 348–356.

-
- [42] M. Dubbelman, H. A. Weeber, R. V. der Heijde and H. Völker-Dieben. Radius and asphericity of the posterior corneal surface determined by corrected scheimpflug photography. *Acta Ophthalmol* 2002; **80**: 379–383.
- [43] B. A. Clark. Variations in corneal topography. *Aust J Optom* 1973; **56**: 399–414.
- [44] C. Edmund. Posterior corneal curvature and its influence on corneal dioptric power. *Acta Ophthalmol* 1994; **72**: 715–720.
- [45] G. Bahr. Measurements of the thickness of the cornea. *Acta Ophthalmol Scan* 1948; **26**: 247–266.
- [46] D. M. Maurice and A. A. Giardini. A simple optical apparatus for measuring the corneal thickness and the average thickness of the human cornea. *Br J Ophthalmol* 1951; **35**: 169–177.
- [47] D. D. Donaldson. A new instrument for the measurement of corneal thickness. *Arch Ophthalmol* 1966; **76**: 25–31.
- [48] E.-L. Martola and J. L. Baum. Central and peripheral corneal thickness. *Arch Ophthalmol* 1968; **79**: 28–30.
- [49] S. Mishima and B. O. Hedbys. Measurement of corneal thickness with the haag-streit pachometer. *Arch Ophthalmol* 1968; **80**: 710–713.
- [50] R. B. Mandell and K. A. Polse. Keratoconus: Spatial variation of corneal thickness as a diagnostic test. *Arch Ophthalmol* 1969; **82**: 182–188.
- [51] A. Tomlinson. A clinical study of the central and peripheral thickness and curvature of the human cornea. *Acta Ophthalmol* 1972; **50**: 73–82.
- [52] T. Olsen and N. Ehlers. The thickness of the human cornea as determined by a specular method. *Acta Ophthalmol* 1984; **62**: 859–871.
- [53] C. Edmund and M. la Cour. Some components affecting the precision of corneal thickness measurement performed by optical pachometry. *Acta Ophthalmol* 1986; **64**: 499–503.

- [54] C. Edmund. Determination of the corneal profile by optical pachometry. *Acta Ophthalmol* 1987; **65**: 147–152.
- [55] C. Giasson and D. Forthome. Comparison of central corneal thickness measurements between optical and ultrasound pachometers. *Optom Vis Sci* 1992; **69**: 236–241.
- [56] P. Herse and W. Yao. Variation of corneal thickness with age in young new zealanders. *Acta Ophthalmol* 1993; **71**: 360–364.
- [57] A. Siu and P. Herse. The effect of age on human corneal thickness. *Acta Ophthalmol* 1993; **71**: 51–56.
- [58] L. W. Herndon, S. A. Choudhri, T. Cox, K. F. Damji, M. B. Shields and R. Allingham. Central corneal thickness in normal, glaucomatous and ocular hypertensive eyes. *Arch Ophthalmol* 1997; **115**: 1137–1141.
- [59] V. Yaylali, S. C. Kaufman and H. W. Thompson. Corneal thickness measurements with orbscan topography system and ultrasonic pachymetry. *J Cataract Refract. Surg.* 1997; **23**: 1345–1350.
- [60] R.-P. Copt, R. Thoms and A. Mermoud. Corneal thickness in ocular hypertension, primary open-angle glaucoma, and normal tension glaucoma. *Arch Ophthalmol* 1999; **117**: 14–16.
- [61] M. M. Marsich and M. A. Bullimore. The repeatability of corneal thickness measures. *Cornea* 2000; **19**: 792–795.
- [62] M. J. Doughty and M. L. Zaman. Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: A review and meta-analysis approach. *Surv Ophthalmol* 2000; **44**: 367–408.
- [63] D. C. Herman, D. O. Hodg and W. M. Bourne. Increased corneal thickness in patients with ocular hypertension. *Arch Ophthalmol* 2001; **119**: 334–336.
- [64] N. Felgen, D. Leifert and J. Funk. Correlation between central corneal thickness, applanation tonometry, and direct intracameral IOP readings. *Br J Ophthalmol* 2001; **85**: 85–87.

- [65] H. Nomura, F. Ando, N. N. H. Shimokata and Y. Miyake. The relationship between age and intraocular pressure in a japanese population: The influence of central corneal thickness. *Curr Eye Res* 2002; **24**: 81–85.
- [66] E. Tam and D. S. Rootman. Comparion of central corneal thickness measurements by specular microscopy, ultrasound pachymetry, and ultrasound biomicroscopy. *J Cataract Refract Surg* 2003; **29**: 1179–1184.
- [67] S. Suzuki, T. Oshika, K. Oki, I. Sakabe, A. Iwase, S. Amano and M. Araie. Corneal thickness measurements: Scanning-slit corneal topography and non-contact specular microscopy versus ultrasonic pachymetry. *j cataract refract surg* 2003; **29**: 1313–1318.
- [68] D. A. Braun and E. E. A. Penno. Effect of contact lens wear on central corneal thickness meaurements. *J Cataract Refract Surg* 2003; **29**: 1319–1322.
- [69] B. Nemesure, S.-Y. Wu, A. Hennis and C. Leske. Corneal thickness and introcular pressure in he barbados eye studies. *Arch Ophthalmol* 2003; **121**: 240–244.
- [70] S. Mishima. Corneal thickness. *Surv Ophthalmol* 1968; **13**: 57–96.
- [71] P. H. Alsbirk. Corneal thickness: I. age variation, sex difference and oculometric correlations. *Acta Ophthalmol* 1978; **56**: 95–104.
- [72] P. Cho and C. Lam. Factors affecting the central corneal thickness of hong kong chinese. *Curr Eye Res* 1999; **18**: 368–374.
- [73] S. Shah, A. Chatterjee, M. Mathai, S. P. Kelly, J. Kwartz and D. H. D. McLeod. Relationship between corneal thickness and measured intraocular pressure in a general ophthalmology clinic. *Ophthalmology* 1999; **106**: 2154–2160.
- [74] H. Cardona and G. DeVoe. New pachymeter to measure corneal thickness. *Am J Ophthalmol* 1971; **72**: 127–129.
- [75] N. K. Hirji and J. R. Larke. Thickness of human cornea measured by topographic pachometry. *Am J Optom Phys Opt* 1978; **55**: 97–100.

- [76] A. K. C. Lam and W. A. Douthwaite. The corneal-thickness profile in hong kong chinese. *Cornea* 1998; **17**: 384–388.
- [77] A. Lam and W. Douthwaite. A pilot study on the measurement of corneal radius in hong kong chinese using purkinge image technique. *Ophthal Physiol Opt* 1997; **17**: 68–74.
- [78] I. Wada. Ultrasound biomicroscopic corneal thickness measurement for corneal thickness mapping. *Jpn J Ophthalmol* 1997; **41**: 12–18.
- [79] N. C. Wheeler, C. Morantes, R. M. Kristensen, T. H. Pettit and D. A. Lee. Reliability coefficients of three corneal pachymeters. *Am J Ophthalmol* 1992; **113**: 645–651.
- [80] P. S. Binder, J. A. Kohler and D. A. Rorabaugh. Evaluation of an electronic corneal pachometer. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1977; **16**: 855–858.
- [81] N. A. Brennan, G. Smith, J. A. Mcadonald and A. S. Bruce. Theoretical principles of optical pachometry. *Ophthal Physiol Opt* 1989; **9**: 247–254.
- [82] Z. Liu, A. J. Huang and S. C. Pflugfelder. Evaluation of corneal thickness and topography in normal eyes using the orbscan corneal topography system. *Br J Ophthalmol* 1999; **83**: 774–778.
- [83] P. J. Foster, J. Baasanhu, P. H. Alsbirk, D. Munkhbayar, D. Uranchimeg and G. J. Johnson. Central corneal thickness and intraocular pressure in a mongolian population. *Ophthalmology* 1998; **105**: 969–973.
- [84] S. Hahn, S. Azen, M. Ying-Lai and R. Varma. Central corneal thickness in latinos. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2003; **44**: 1508–1512.
- [85] J. D. Brandt, J. a Beiser, M. a Kass, M. O. Gordon and O. H. T. S. Group. Central corneal thickness in the ocular hypertension treatment study (OHTS). *Ophthalmology* 2001; **108**: 1779–1788.
- [86] T. Eysteinnsson, F. Jonasson, H. Sasaki, A. Arnarsson, T. Sverrisson, Kazuyuki and E. Stefánsson. Central corneal thickness, radius of the corneal curvature and

- intraocular pressure in normal subjects using non-contact techniques: Reykjavik eye study. *Acta Ophthalmol* 2002; **80**: 11–15.
- [87] R. C. Wolfs, C. C. Klaver, J. R. Vingerling, D. E. Grobbee, A. Hofman and P. T. de Jong. Distribution of central corneal thickness and its association with intraocular pressure: The rotterdam study. *Am J Ophthalmol* 1997; **123**: 767–72.
- [88] M. J. Doughty, M. Laiquzzaman, A. Muller, E. Oblak and N. F. Button. Central corneal thickness in european (white) individuals, especially children and the elderly, and assessment of its possible importance in clinical measures of intraocular pressure. *Ophthal Physiol Opt* 2002; **22**: 491–504.
- [89] M. Shimmyo, A. J. Ross, A. Moy and R. Mostafavi. Intraocular pressure, goldmann applanation tension, corneal thickness, and corneal curvature in caucasians, asians, hispanics, and african americans. *Am J Ophthalmol* 2003; **136**: 603–613.
- [90] M. V. Sanhermelando, A. Lleó, L. Alonso, M. S. Rahhal, T. H. G. de Tejada, F. M. Soriano and J. A. S. Gimeno. Repeatability of central corneal thickness and ocular anterior chamber depth measurements with the orbscan topography system. *Eur J Anat* 2002; **6**: 59–64.
- [91] P. S. Soni. Effects of oral contraceptive steroids on the thickness of human cornea. *Am J Optom Phys Opt* 1980; **57**: 825–834.
- [92] S. G. El-Hage and C. Beaulne. Changes in Central and Peripheral Corneal Thickness with Menstrual Cycle. *Am J Optom Phys Opt* 1973; **50**: 863–871.
- [93] F. A. LaRosa, R. L. Gross and S. Orengo-Nania. Central corneal thickness of caucasians and african americans in glaucomatous and nonglaucomatous populations. *Arch Ophthalmol* 2001; **119**: 23–27.
- [94] M. S. Insler and H. D. Cooper. New correlations in keratoconus using pachymetric and keratometric analysis. *CLAO J* 1986; **12**: 101–105.

- [95] M. R. Lattimore, S. Kaupp, S. Schallhorn and R. Lewis. Orbscan pachymetry. implications of a repeated measures and diurnal variation analysis. *Ophthalmology* 1999; **106**: 977–981.
- [96] G. W. Mertz. Overnight swelling of the living human cornea. *J Am Optom Assoc* 1980; **51**: 211–214.
- [97] C. Harper, M. Boulton, D. Bennett, B. Marcyniuk, J. Jarvis-Evans, A. Tullo and A. Ridgway. Diurnal variations in human corneal thickness. *Br J Ophthalmol* 1996; **80**: 1068–1072.
- [98] B. A. Holden and D. S. Sweeney. The oxygen tension and temperature of the superior palpebral conjunctiva. *Acta Ophthalmol* 1985; **63**: 100–103.
- [99] I. Fatt and M. T. Bieber. The steady-state distribution of oxygen and carbon dioxide in the in vitro cornea. i. the open eye in air and closed eye. *Exp Eye Res* 1968; **7**: 103.
- [100] S. Fujita. Diurnal variation in human corneal thickness. *Jpn J Ophthalmol* 1980; **24**: 244–256.
- [101] T. Chan-Ling and D. C. Pye. *Pachometry: Clinical and Scientific Applications*. Chapman and Hall Medical London 1994;.
- [102] C. Cook and M. Langham. Corneal thickness in interstitial keratitis. *Br J Ophthalmol* 1953; **37**: 301–304.
- [103] W. A. Argus. Ocular hypertension and central corneal thickness. *Ophthalmology* 1995; **102**: 1810–1812.
- [104] Y. Morad, E. Sharon, L. Hefetz and P. Nemet. Corneal thickness and curvature in normal-tension glaucoma. *Am J Ophthalmol* 1998; **125**: 164–168.
- [105] M. Bechmann, M. J. Thiel, B. Roesen, T. Ullrich, M. W. Ulbig and K. Ludwig. Central corneal thickness determined with optical coherence tomography in various types of glaucoma. *Br J Ophthalmol* 2000; **84**: 1233–1237.

-
- [106] A. C. S. Ventura, M. Bohnke and D. S. Mojon. Central corneal thickness measurements in patients with normal tension glaucoma, primary open angle glaucoma, pseudoexfoliation glaucoma, or ocular hypertension. *Br J Ophthalmol* 2001; **85**: 792–795.
- [107] A. M. Bron, C. Creuzot-Garcher, S. Goudeau-Boutillon and P. D’Athis. Falsely elevated intraocular pressure due to increase central corneal thickness. *Graef Arch Clin Exp* 1999; **237**: 220–224.
- [108] F. A. Medeiros, P. A. Sample and R. N. Weinreb. Corneal thickness measurements and frequency doubling technology perimetry abnormalities in ocular hypertensive eyes. *Ophthalmology* 2003; **110**: 1903–1908.
- [109] F. A. Medeiros, P. A. Sample and R. N. Weinreb. Corneal thickness measurements and visual function abnormalities in ocular hypertensive patients. *Am J Ophthalmol* 2003; **135**: 131–137.
- [110] F. Medeiros, P. A. Sample, L. M. Zangwill, C. Bowed, M. Aihara and R. M. Weinreb. Corneal thickness as a risk factor for visual field loss in patients with preperimetric glaucomatous optic neuropathy. *Am J Ophthalmol* 2003; **136**: 805–813.
- [111] N. Ehlers and F. K. Hansen. Central corneal thickness in low-tension glaucoma. *Acta Ophthalmol* 1974; **52**: 740–746.
- [112] Y. S. Rabinowitz. Keratoconus. *Surv Ophthalmol* 1998; **42**: 297–319.
- [113] G. Lafond, R. Bazin and C. Lajoie. Bilateral severe keratoconus after laser in situ keratomileusis in a patient with forme fruste keratoconus. *J Cataract Refract Surg* 2001; **27**: 1115–1118.
- [114] B. Seitz, P. Rozsival, A. Feuermannova, A. Langenbacher and G. Naumann. Penetrating keratoplasty for iatrogenic keratoconus after repeat myopic laser in situ keratomileusis: Histologic findings and literature review. *J Cataract Refract Surg* 2003; **29**: 2217–2224.

- [115] C. Argento, M. J. Cosentino, A. Tytiun, G. Rapetti and J. Zarate. Corneal ectasia after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2001; **27**: 1440–1448.
- [116] I. Pallikaris, G. Kymionis and N. Astyrakakis. Corneal ectasia induced by laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2001; **27**: 1796–1802.
- [117] S. P. Amoils, M. B. Deist, P. Gous and P. M. Amoils. Iatrogenic keratectasia after laser in situ keratomileusis for less than -4.0 to -7.0 diopters of myopia. *J Cataract Refract Surg* 2000; **26**: 967–977.
- [118] M. Smolek, S. Klyce and N. Maeda. Keratoconus and contact lens-induced corneal warpage analysis using the keratomorphic diagram. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; **35**: 4192–4204.
- [119] Y. Rabinowitz and K. Rasheed. KISA algorithm embodying minimal topographic criteria for diagnosing keratoconus. *J Cataract Refract Surg* 1999; **25**: 1327–1335.
- [120] S. Pflugfelder, Z. Liu, W. Feuer and A. Verm. Corneal thickness indices discriminate between keratoconus and contact lens-induced corneal thinning. *Ophthalmology* 2002; **109**: 2336–2341.
- [121] P. Accardo and S. Pensiero. Neural network-based system for early keratoconus detection from corneal topography. *J Biom Informatics* 2003; **35**: 151–159.
- [122] C. Edmund. Assessment of an elastic model in the pathogenesis of keratoconus. *Acta Ophthalmol* 1987; **65**: 545–550.
- [123] G. Watters and H. Owens. Evaluation of mild, moderate, and advanced keratoconus using ultrasound pachymetry and the eyeSys videokeratoscope. *Optom Vis Sci* 1998; **75**: 640–646.
- [124] A. Tomidokoro, T. Oshika, S. Amano, S. Higaki, N. Maeda and K. Miyata. Changes in anterior and posterior corneal curvatures in keratoconus. *Ophthalmology* 2000; **107**: 1328–1332.

-
- [125] S. Rao and P. Padmanabhan. Posterior keratoconus. an expanded classification scheme based on corneal topography. *Ophthalmology* 1998; **105**: 1206–1212.
- [126] P. G. Swann. Non-retinal ocular changes in diabetes. *Clin Exp Optom* 1999; **82**: 43–46.
- [127] N. Busted, T. Olsen and O. Schmitz. Clinical observations on the corneal thickness and corneal endothelium in diabetes mellitus. *Br J Ophthalmol* 1981; **65**: 687–690.
- [128] B. Weston, W. Bourne, K. Polse and D. O. Hodge. Corneal hydration control in diabetes mellitus. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995; **36**: 586–595.
- [129] N. McNamara, R. Brandt, K. Polse and W. M. Bourne. Corneal function during normal and high serum glucose levels in diabetes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1998; **39**: 3–17.
- [130] B. A. Holden, D. F. Sweeney, A. Vannas, K. Nilson and N. Effron. Effects of long-term contact lens wear on the human corneas. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1985; **26**: 1489–1501.
- [131] Z. Liu and S. C. Pflugfelder. The effects of long-term contact lens wear on corneal thickness, curvature, and surface regularity. *Ophthalmology* 2000; **107**: 105–111.
- [132] E. H. Myrowitz, M. Melia and T. P. O'Brien. The relationship between long-term contact lens wear and corneal thickness. *CLAO J* 2002; **28**: 217–220.
- [133] R. B. Mandell. Corneal edema and curvature changes from gel lenses. *ICLC* 1975; **2**: 88–89.
- [134] R. B. Mandell and K. A. Polse. Corneal thickness changes accompanying central corneal clouding. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* 1971; **48**: 129–132.
- [135] T. Sanders, K. Polse, M. D. Sarver and M. G. Harris. Central and peripheral corneal swelling accompanying the wearing of bausch and lomb contact lenses. *Am J Optom Physiol Optics* 1975; **52**: 393–397.

- [136] Y. LeGrand. *Óptica Fisiologica* Editions de la Revue d'Optique Paris 1964;.
- [137] B. O. Hedbys and S. Mishima. Flow of water in the corneal stroma. *Exp Eye Res* 1962; **1**: 262–275.
- [138] R. Lowe. New instruments for measuring anterior chamber depth and corneal thickness. *Am J Ophthalmol* 1966; **62**: 7–11.
- [139] W. Jaeger. Tiefenmessung der menschlichen vorderkammer mit planparallelen platten (zusatzgerät zur spaltlampe). *Graef Arch Clin Exp* 1952; **153**: 120–131.
- [140] J. F. Molinari and T. Bonds. Pachometry: A comparison between touch and overlap measurement method. *Am J Optom Phys Opt* 1983; **60**: 61–66.
- [141] S. E. Hage and N. E. Leach. Central and peripheral corneal thickness changes induced by 'on k', steep, and flat contact lens wear. *J Am Optom Assoc* 1975; **46**: 296–302.
- [142] T. Olsen, C. B. Nielsen and N. Ehlers. On the optical measurement of corneal thickness. i. optical principles and sources of error. *Acta Ophthalmol* 1980; **58**: 760–766.
- [143] T. Ling, A. Ho and B. A. Holden. Method of evaluating ultrasonic pachymeters. *Am J Optom Phys Opt* 1986; **12**: 41–43.
- [144] J. J. Salz, S. P. Azen, J. Berstein, P. Caroline, R. A. Villasenor and D. J. Schanzlin. Evaluation and comparison of sources of variability in the measurement of corneal thickness with ultrasonic and optical pachymeters. *Ophthal Surg* 1983; **14**: 750–754.
- [145] S. P. Azen, K. A. Burg, R. E. Smith and E. Maguen. A comparison of three methods for the measurement of corneal thickness. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1979; **18**: 535–538.
- [146] T. Olsen, C. B. Nielsen and N. Ehlers. On the optical measurement of corneal thickness. II the measuring conditions and sources of error. *Acta Ophthalmol* 1980; **58**: 975–984.

-
- [147] L. Módis, A. Langenbacher and B. Seitz. Corneal thickness measurements with contact and noncontact specular microscopic and ultrasonic pachymetry. *Am J Ophthalmol* 2001; **132**: 517–521.
- [148] L. Módis, A. Langenbacher and B. Seitz. Corneal endothelial cell density and pachymetry measured by contact and noncontact specular microscopy. *J Cataract Refract Surg* 2002; **28**: 1763–1769.
- [149] R. Bovellet, S. C. Kaufman, H. W. Thompson and H. Hamano. Corneal thickness measurements with the topcon sp-2000p specular microscope and a ultrasound pachymeter. *Arch Ophthalmol* 1999; **117**: 868–870.
- [150] J. A. Sanchis-Gimeno, A. Lléo-Pérez, J. Casanova, L. Alonso and S. M. Rahhal. Inter-observer variability of central corneal thickness measurements using non-contact specular microscopy after laser in situ keratomileusis. *Clin Exp Optom* 2004; **87**: 15–18.
- [151] B. R. Masters and M. Bohnke. Three-dimensional confocal microscopy of the living human eye. *Annu Rev Biomed Eng* 2002; **4**: 69–91.
- [152] I. Jalbert, F. Stapleton, E. Papas, D. F. Sweeney and M. Coroneo. In vivo confocal microscopy of the human cornea. *Br J Ophthalmol* 2003; **87**: 225–236.
- [153] S. V. Patel, J. W. McLaren, D. O. Hodge and W. M. Bourne. Normal human keratocyte density and corneal thickness measurement by using confocal microscopy in vivo. *Invest Ophthalmol Vis Sic* 2001; **42**: 333–339.
- [154] J. W. McLaren, C. B. Nau, J. C. Erie and W. M. Bourne. Corneal thickness measurement by confocal microscopy, ultrasound, and scanning slit methods. *Am J Ophthalmol* 2004; **137**: 1011–1020.
- [155] J. Javaloy, M. T. Vidal, J. R. Villada, A. Artola and J. L. Alió. Comparison of four corneal pachymetry techniques in corneal refractive surgery. *J Refract Surg* 2004; **20**: 29–34.

- [156] H. F. Li, W. M. Petroll, T. Moller-Pedersen, J. K. Maurer, H. D. Cavanagh and J. V. Jester. Epithelial and corneal thickness measurements by in vivo confocal microscopy through focusing (CMTF). *Curr Eye Res* 1997; **16**: 214–221.
- [157] N. G. Iskander, E. A. Penno, N. T. Peters, H. V. Gimbel and M. Feren-sowicz. Accuracy of orbscan pachymetry measurements and DHG ultrasound pachymetry in primary laser in situ keratomileusis and LAZIK enhancement procedures. *J Cataract Refract Surg* 2001; **27**: 681–685.
- [158] L. Módis and A. Langenbacher. Scanning-slit and specular microscopic pachymetry in comparison with ultrasonic determination of corneal thickness. *Cornea* 2001; **20**: 711–714.
- [159] H. S. Chakrabarti, J. P. Craig, A. Brahma, T. Y. Malik and C. N. McGhee. Comparison of corneal thickness measurements using ultrasound and orbscan slit-scanning topography in normal and post-LASIK eyes. *J Cataract Refract Surg* 2001; **27**: 1823–1828.
- [160] M. A. Fakhry, A. Artola, J. I. Belda, M. J. Ayala and J. L. Alió. Comparison of corneal pachymetry using ultrasound and orbscan II. *J Cataract Refract Surg* 2002; **28**: 248–252.
- [161] S. N. Rao, T. Raviv, P. a Majmudar and R. J. Epstein. Role of orbscan II in screening keratoconus suspects before refractive corneal surgery. *Ophthalmology* 2002; **109**: 1642–1646.
- [162] F. Boscia, M. G. L. Tegola, G. Alessio and C. Sborgia. Accuracy of orbscan optical pachymetry in corneas with haze. *J Cataract Refract Surg* 2002; **28**: 253–258.
- [163] A. Lam and J. S. Chan. Corneal thickness at different reference points from orbscan II system. *Clin Exp Optom* 2003; **86**: 230–234.
- [164] G. Rainer, O. Findl, V. Petternel, B. Kiss, W. Drexler, C. Skorpik, M. Georgopoulos and L. Schmetterer. Central corneal thickness measurements with partial coherence interferometry, ultrasound, and the orbscan system. *Ophthalmology* 2004; **111**: 875–879.

- [165] D. Gherghel, S. L. Hosking, S. Mantry, S. Banerjee, S. A. Naroo and S. Shah. Corneal pachymetry in normal and keratoconic eyes: Orbscan II versus ultrasound. *J Cataract Refract Surg* 2004; **30**: 1272–1277.
- [166] J. M. Gonzalez-Meijome, A. Cerviño, E. Yebra-Pimentel and M. A. Parafita. Central and peripheral corneal thickness measurement with orbscan II and topographical ultrasound pachymetry. *J Cataract Refract Surg* 2003; **29**: 125–132.
- [167] S. Patel, J. L. Alió and J. J. Pérez-Santonja. A model to explain the difference between changes in refraction and central ocular surface power after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2000; **16**: 330–335.
- [168] G. Koest and M. Repnow. Device for the examination of an eye using a scheimpflug camera and a slit light projector for photographing slit images of an eye. *US Patent 6, 286,958 B1* .:
- [169] C. Kojetinsky, C. Lackerbauer, M. Grueterich and A. Kampik. “Pentacam vs keratograph, ultrasound pachymetry and IOL master comparison of normal eyes and eyes with corneal pathology, central corneal pachymetry and measurement of anterior chamber depth,” 2004;. in XXII Congress of the ESCRS.
- [170] D. Huang, E. a Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. Puliafito and J. G. Fujimoto. Optical coherence tomography. *Science* 1991; **254**: 1178–1181.
- [171] G. J. Jaffe and J. Caprioli. Optical coherence tomography to detect and manage retinal disease and glaucoma. *Am J Ophthalmol* 2004; **137**: 156–169.
- [172] J. Wang, D. Fonn, T. Simpson and L. Jones. The measurement of corneal epithelial thickness in response to hypoxia using optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 2002; **133**: 315–319.
- [173] J. Wang, D. Fonn, T. Simpson and L. Jones. Relation between optical coherence tomography and optical pachymetry measurements of corneal swelling induced by hipoxia. *Am J Ophthalmol* 2002; **134**: 93–98.

- [174] S. Muscat, N. McKay, S. Parks, E. Kemp and D. Keating. Repeatability and reproducibility of corneal thickness measurements by optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002; **43**: 1791–1795.
- [175] W. Drexler, a Baumgartner, O. Findl, C. Hitzenberger, H. Sattmann and A. F. Fercher. Submicrometer precision biometry of the anterior segment of the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997; **38**: 1304–1313.
- [176] M. Bechmann, M. J. Thiel, A. S. Neubauer, S. Ulrich, K. Ludwig, K. R. Kenyon and M. W. Ulbig. Central corneal thickness measurement with retinal optical coherence tomography device versus standard ultrasonic pachymetry. *Cornea* 2001; **20**: 50–54.
- [177] H. Hoerauf, C. Wirbelauer, C. Scholz, R. Engelhardt, P. Koch, H. Laqua and R. Birngruber. Slit-lamp-adapted optical coherence tomography of the anterior segment. *Graef Arch Clin Exp* 2000; **238**: 8–18.
- [178] J. Wang, D. Fonn and T. L. Simpson. Topographical thickness of the epithelium and total cornea after hydrogel and PMMA contact lens wear with eye closure. *Invest Ophthalmol Vis sci* 2003; **44**: 1070–1074.
- [179] M. J. Maldonado, L. Ruiz-Oblitas, J. M. Munuera, D. Aliseda, A. García-Layana and J. Moreno-Montañés. Optical coherence tomography evaluation of the corneal cap and stromal bed features after laser in situ keratomileusis for high myopia and astigmatism. *Ophthalmology* 2000; **107**: 81–88.
- [180] A.-M. Wong, C.-C. Wong, N.-Y. Yuen and S.-P. Hui. Correlational study of central corneal thickness measurements on hong kong chinese using optical coherence tomography, orbscan and ultrasound pachymetry. *Eye* 2002; **16**: 715–721.
- [181] C. Wirbelauer, C. Scholz, H. Hoerauf, D. T. Pham, H. Laqua and R. Birngruber. Noncontact corneal pachymetry with slit lamp-adapted optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 2002; **133**: 444–450.
- [182] J. Hjortdal and P. K. Jensen. In vitro measurement of corneal strain, thickness, and curvature using digital image processing. *Acta Ophthalmol* 1995; **73**: 5–11.

-
- [183] A. W. Siu. Photo.pachometer: An instrument for the objective non-contact corneal thickness measurement. *Med Eng Phys* 1997; **20**: 109–113.
- [184] C. Albarrán, R. Montés-Micó, A. M. Pons, A. Gené and A. Lorente. A simple technique for measurement of corneal thickness. *Contact Lens Anterior Eye* 1998; **21**: 109–114.
- [185] S. Franco, J. B. Almeida and M. Parafita. Measurement of corneal thickness by videopachymetry: Preliminary results. *J Refract Surg* 2000; **16**: S661–S663.
- [186] E. G. D. Rio. *Ecografía En Oftalmología* Editorial JIMS Barcelona 1972;.
- [187] J. Nissen, J. O. Hjortdal, N. Ehlers, K. Frost-Larsen and T. Sorensen. A clinical comparison of optical and ultrasonic pachometry. *Acta Ophthalmol* 1991; **69**: 659–663.
- [188] L. F. Garner, H. Owens, M. K. Yap, M. J. Frith and R. F. Kinnear. Radius of curvature of the posterior surface of the cornea. *Optom Vis Sci* 1997; **74**: 496–498.
- [189] S. Patel and R. W. Stevenson. Clinical evaluation of a portable ultrasonic and a standard optical pachometer. *Optom Vis Sci* 1994; **71**: 43–46.
- [190] G. Rainer, V. Petternel, O. Findl, L. Schmetterer, C. Skorpik, A. Luksch and W. Drexler. Comparison of ultrasound pachymetry and partial coherence interferometry in the measurement of central corneal thickness. *J cataract refract surg* 2002; **28**: 2142–2145.
- [191] M. A. Parafita, J. M. González-Meijome, J. A. Díaz-Rey, J. González-Pérez and E. Yebra-Pimentel. Corneal thickness mapping by topographical ultrasonic pachometry. *ICLC* 2000; **27**: 12–21.
- [192] M. Parafita, E. Yebra-Pimentel, M. J. Giraldez, J. González-Pérez, M. V. Pérez-Martin and J. González-Meijome. Further information on the knowledge of topographical corneal thickness. *ICLC* 1999; **26**: 128–137.

- [193] F. S. Foster, C. J. Pavlin, K. A. Harasiewicz, D. A. Christopher and D. H. Turnbull. Advances in ultrasound biomicroscopy. *Ultrasound in Med Biol* 2000; **26**: 1–27.
- [194] D. Z. Reinstein, R. H. Silverman, S. L. Trokel and J. Coleman. Corneal pachymetric topography. *Ophthalmology* 1994; **101**: 432–428.
- [195] S. F. Urbak. Ultrasound biomicroscopy. i. precision of measurements. *Acta Ophthalmol* 1998; **76**: 447–455.
- [196] S. F. Urbak, J. K. Pedersen and T. T. Thorsen. Ultrasound biomicroscopy. II. intraobserver and interobserver reproducibility of measurements. *Acta Ophthalmol* 1998; **76**: 545–549.
- [197] S. F. Urbak. Ultrasound biomicroscopy. III. accuracy and agreement of measurements. *Acta Ophthalmol Scan* 1999; **77**: 293–297.
- [198] D. Z. Reinstein, I. M. Aslanides, R. H. Aslanides, P. A. Asbell and D. J. Coleman. High-frequency ultrasound corneal pachymetry in the assessment of corneal scars for therapeutic planning. *CLAO J* 1994; **20**: 198–203.
- [199] A. Naseri, S. D. McLeod and T. Lietman. Evaluating the human optical system. corneal topography and wavefront analysis. *J Refract Surg* 2001; **14**: 269–273.
- [200] Y. Mejia-Barbosa and D. Malacara-Hernández. A review of methods for measuring corneal topography. *Optom Vis Sci* 2001; **78**: 240–253.
- [201] B. Seitz, A. Behrens and A. Langenbacher. Corneal topography. *Curr Opin Ophthalmol* 1997; **8**: 8–24.
- [202] D. Azar, M. Salvat and A. Benson. Corneal topography, ultrasound biomicroscopy and scatterometry. *Curr Opin Ophthalmol* 1996; **7**: 83–93.
- [203] A. A. of Ophthalmology. Corneal topography. *Ophthalmology* 1999; **106**: 1628–1638.
- [204] M. C. Corbett, E. S. Rosen and D. S. O’Brart. *Corneal Topography. Principles and Applications*. BMJ Books London 1999;.

- [205] S. E. Wilson and S. D. Klyce. Screening for corneal topographic abnormalities before refractive surgery. *Ophthalmology* 1994; **101**: 147–152.
- [206] H. Buch and N. V. Nielsen. Keratopathy and pachymetric changes after photorefractive keratectomy and vitrectomy with silicone oil injection. *J Cataract Refract Surg* 2000; **26**: 1078–1081.
- [207] S. E. Wilson and R. Ambrosio. Computerized corneal topography and its importance to wavefront technology. *Cornea* 2001; **20**: 441–454.
- [208] G. O. Waring. Making sense of keratospeak.II: Proposed conventional terminology for corneal topography. *Refract Corneal Surg* 1989; **5**: 362–367.
- [209] G. L. Morrow and R. M. Stein. Evaluation of corneal topography: Past, present and future trends. *Can J Ophthalmol* 1992; **27**: 213–225.
- [210] S. J. Bogan, G. O. Waring, O. Ibrahim, C. Drews and L. Curtis. Classification of normal corneal topography based on computer-assisted videokeratography. *Arch Ophthalmol* 1990; **108**: 945–949.
- [211] R. B. Mandell and R. St-Helen. Stability of the corneal contour. *Am J Optom and Arch Am Acad Optom* 1968; **46**: 797–806.
- [212] B. A. Clark. Mean topography of normal corneas. *Aust J Optom* 1974; **57**: 107–114.
- [213] B. A. Clark. Topography of some individual corneas. *Aust J Optom* 1974; **57**: 65–69.
- [214] R. B. Mandell, C. S. Chiang and S. a Klein. Location of the major corneal reference points. *Optom Vis Sci* 1995; **72**: 776–784.
- [215] R. B. Mandel. Location of the corneal sighting center in videokeratography. *J Refract Corneal Surg* 1995; **11**: 253–258.
- [216] R. Applegate and H. Howland. Noninvasive measurement of corneal topography. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1995; : 30–42.

- [217] J. J. Rowsey, A. E. Reynolds and R. Brown. Corneal topography: Corneoscope. *Arch Ophthalmol* 1981; **99**: 1093–1100.
- [218] A. Tomlinson and C. Schwartz. The position of the corneal apex in the normal eye. *Am J Optom Phys Opt* 1979; **56**: 236–240.
- [219] A. M. Fay, S. L. Trokel and J. A. Myers. Pupil diameter and the principal ray. *J Cataract Refract Surg* 1992; **18**: 348–351.
- [220] M. A. Wilson and M. C. Campbell. Change of pupil centration with change of illumination and pupil size. *Optom Vis Sci* 1992; **69**: 129–136.
- [221] R. B. Mandell. The enigma of corneal contour. *CLAO J* 1992; **18**: 267–273.
- [222] H. Burek. Mathematical models of the general corneal surface. *Ophthal Physiol Opt* 1993; **13**: 68–72.
- [223] R. Lindsay, G. Smith and D. Atchison. Descriptors of corneal shape. *Optom Vis Sci* 1998; **75**: 156–158.
- [224] H. C. Howland, J. Buettner and R. Applegate. “Computation of the shapes of normal corneas and their monochromatic aberrations from videokeratometric measurements,” in *Vision Science and its Applications*, Tech Digest Series 54–57 Optical Society of America Santa Fe (New Mexico) 1994;.
- [225] H. C. Howland, A. Glasser and R. Applegate. “Polynomial approximations of corneal surfaces and corneal curvature topography,” in *Ophthalmic and Visual Optics*, Tech Digest Series 34–37 Optical Society of America 1992;.
- [226] R. B. Mandell and R. StHelen. Mathematical model of the corneal contour. *Br J Physiol Opt* 1971; **26**: 183–187.
- [227] D. A. Atchison and G. Smith. *Optics of the Human Eye* Butterworth-Heinemann Oxford 2000;.
- [228] M. Townsley. New knowledge of the corneal contour. *Contacto* 1970; **14**: 38–43.
- [229] T. Dave. Current developments in measurement of corneal topography. *Contact Lens and Anterior Eye* 1998; **21 (Supplement)**: s13–s30.

-
- [230] A. K. Lam and W. A. Douthwaite. Derivation of corneal flattening factor, p-value. *Ophthal Physiol Opt* 1994; **14**: 423–427.
- [231] W. A. Douthwaite and M. Sheridan. The measurement of the corneal ellipse for the contact lens practitioner. *Ophthal Physiol Opt* 1989; **9**: 239–242.
- [232] H. T. Kasprzak and E. Jankowska-Kuchta. A new analytical approximation of corneal topography. *J Modern Opt* 1996; **43**: 1135–1148.
- [233] W. Lotmar. Theoretical eye modal with aspherics. *J Opt Soc Am* 1971; **61**: 1522–1529.
- [234] D. R. Iskander, M. J. Collins and B. Davis. Optimal modeling of corneal surfaces with zernike polynomials. *IEEE Trans Biom Eng* 2001; **48**: 87–95.
- [235] J. Schwiegerling and J. E. Greivenkamp. Using corneal height maps and polynomial decomposition to determine corneal aberrations. *Optom Vis Sci* 1997; **74**: 906–916.
- [236] C. Roberts. Corneal topography: A review of terms and concepts. *J Cataract Refract Surg* 1996; **22**: 624–629.
- [237] R. B. Mandell. Axial and instantaneous radii in videokeratography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994; **35**: 2079.
- [238] R. B. Mandell. A guide to videoqueratography. *ICLC* 1996; **23**: 205–228.
- [239] ANSI Z80.23-1999. “Corneal topography systems: Standard terminology, requirements,” 1999;.
- [240] C. Roberts. Characterization of the inherent error in a spherically-biased corneal topography system in mapping a radially aspheric surface. *Refract Corneal Surg* 1994; **10**: 103–116.
- [241] T. O. Salmon and D. G. Horher. Comparison of elevation, curvature and power descriptors for corneal topographic mapping. *Optom Vis Sci* 1995; **72**: 800–08.
- [242] S. A. Klein and R. B. Mandell. Shape and refractive powers in corneal topography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995; **36**: 2096–2109.

- [243] S. A. Klein and R. B. Mandell. Axial and instantaneous power conversion in corneal topography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1995; **36**: 2155–2159.
- [244] K. Hayashi, H. Hayashi and F. Hayashi. Topographic analysis of the changes in corneal shape due to aging. *Cornea* 1995; **14**: 527–532.
- [245] H. Topuz, M. Ozdemir, A. Cinal and Y. Gumusalan. Age-related differences in normal topography. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 2004; **35**: 298–303.
- [246] T. Goto, S. D. Kluce, X. Zheng, N. Maeda, T. Kuroda and C. Ide. Gender- and age-related differences in normal topography. *Cornea* 2001; **20**: 270–276.
- [247] H. C. Fledelius and M. Stubgaard. Changes in refraction and corneal curvature during growth and adult life. a cross-sectional study.. *Acta Ophthalmol* 1986; **64**: 487–91.
- [248] L. M. Matsuda, C. L. Woldorff, R. T. Kame and J. K. Hayashida. Clinical comparison of corneal diameter and curvature in asian eyes with those of caucasian eyes. *Optom Vis Sci* 1991; **69**: 51–54.
- [249] J. A. Fairmaid. The constancy of corneal curvature. an examination of corneal response to changes in accommodation and convergence. *Br J Physiol Opt* 1959; **16**: 2–23.
- [250] B. K. Pierscionek, A. Popiolek-Masajada and H. Kasprzak. Corneal shape change during accommodation.. *Eye* 2002; **15**: 766–769.
- [251] A. Yasuda, T. Yamaguchi and K. Ohkoshi. Changes in corneal curvature in accommodation.. *J Cataract Refract Surg* 2003; **29**: 1297–1301.
- [252] T. Buehren, M. J. Collins, J. Loughridge, L. G. Carney and D. R. Iskander. Corneal topography and accommodation. *Cornea* 2003; **22**: 311–316.
- [253] K. Oliver, G. Walsh, A. Tomlinson, A. McFadyen and R. Hemenger. Effect of the menstrual cycle on corneal curvature. *Ophthal Physiol Opt* 1996; **16**: 467–473.

- [254] P. M. Kiely, L. G. Carney and G. Smith. Menstrual cycle variations of corneal topography and thickness. *Am J Optom Phys Opt* 1983; **60**: 822–829.
- [255] T. Handa, K. Mukuno, T. Niida, H. Uozato and K. Shimizu. Diurnal variation of human corneal curvature in young adults. *J Refract Surg* 2002; : 58–62.
- [256] A. Reynolds. Corneal topography as found by photoelectronic keratoscopy. *Contacto* 1959; **3**: 229.
- [257] C. Edmund. Corneal topography and elasticity in normal and keratoconic eyes. a methodological study concerning the pathogenesis of keratoconus. *Acta Ophthalmol* 1989; **67**: Supplement 193.
- [258] J. J. Rowsey. *Corneal Topography* Grune Stratton 1984;.
- [259] S. E. Wilson, D. C. Lin and S. D. Klyce. Corneal Topography of Keratoconus. *Cornea* 1991; **10**: 2–8.
- [260] L. J. Maguire and W. M. Bourne. Corneal topography of early keratoconus. *Am J Ophthalmol* 1989; **108**: 107–112.
- [261] S. E. Wilson, D. T. Lin and S. D. Klyce. Contact lens-induced changes in corneal topography. *Ophthalmology* 1990; **97**: 734–744.
- [262] S. E. Wilson, S. D. Klyce, M. B. McDonald, J. C. Liu and H. E. Kaufman. Changes in corneal topography after excimer laser photorefractive keratectomy for myopia. *Ophthalmology* 1991; **98**: 1338–1347.
- [263] S. Kwito, M. R. Sawusch, P. J. McDonnell, D. C. Gritz, H. Moreira and D. Evenson. Effect of extraocular muscle surgery on corneal topography. *Arch Ophthalmol* 1991; **109**: 873–878.
- [264] M. W. Preslan, G. Cioffi and Y. I. Min. Refractive error changes following strabismus surgery. *J Pediatr Ophthalmol* 1992; **29**: 300–304.
- [265] J. Ruiz-Montenegro, C. H. M. S. E. W. J. M. Jumper, S. D. Klyce and E. N. Mendelson. Corneal topography alterations in normal contact lens wearers. *Ophthalmology* 1993; **100**: 128–134.

- [266] K. A. Lebow and R. M. Grohe. Differentiating contact lens induced warpage from true keratoconus using corneal topography. *CLAO J* 1999; **25**: 114–122.
- [267] P. S. Binder. Videokeratography. *CLAO J* 1995; **21**: 133–144.
- [268] F. H. Jongsma, J. de Brabander and F. Hendrikse. Review and classification of corneal topographers. *Lasers Med Sci* 1999; **14**: 2–19.
- [269] S. D. Klyce. Corneal topography and the new wave. *Cornea* 2000; **19**: 723–729.
- [270] J. P. Gills, D. R. Sanders, S. P. Thornton, R. G. Martin, J. L. Gayton and J. T. Holladay. *Corneal Topography. The State of the Art* SLACK Incorporated Thorofare, NJ 1995;.
- [271] R. Applegate, R. Nuñez, J. Buettner and H. C. Howland. How accurately can videokeratographic systems measure surface elevation?. *Optom Vis Sci* 1995; **72**: 72.
- [272] N. K. Tripoli, K. L. Cohen, D. e Holmgren and J. M. Coggins. Assessment of radial aspheres by the arc-step algorithm as implemented by the keratron keratoscope. *Am J Ophthalmol* 1995; **120**: 658–664.
- [273] A. H. Tunnacliffe. *Introduction to Visual Optics* The Association of British Dispensing Opticians 1993;.
- [274] A. G. Bennett. The calibration of keratometers. *Optician* 1966; **151**: 317–322.
- [275] W. A. Douthwaite. *Contact Lens Optics*. Butterworth 1987;.
- [276] W. A. Douthwaite and W. T. Evardson. Corneal topography by keratometry. *Br J Ophthalmol* 2000; **84**: 842–847.
- [277] P. R. Keller and P. V. Saarloos. Perspectives on corneal topography: A review of videokeratoscopy. *Clin Exp Optom* 1997; **80**: 18–30.
- [278] C. W. Fowler and T. N. Dave. Review of past and present techniques of measuring corneal topography. *Ophthal Physiol Opt* 1994; **14**: 49–58.

- [279] S. A. Dingeldein and S. D. Klyce. The topography of normal corneas. *Arch Ophthalmol* 1989; **107**: 512–518.
- [280] H. A. Knoll, R. Stimson and C. L. Weeks. New photokeratoscopeutilising a hemisphere object surface. *J Opt Soc Am* 1957; **47**: 221–222.
- [281] H. A. Knoll. Corneal contours in the general population as revealed by photokeratoscope. *Am J Optom Arch Am Acad Optom* 1961; **38**: 389–397.
- [282] J. D. Doss, R. L. Hutson, J. Rowsey and R. Brown. Method for calculation of corneal profile and power distribution. *Arch Ophthalmol* 1981; **99**: 1261–1265.
- [283] S. D. Klyce. Computer-assisted corneal topography: High-resolution graphic presentation and analysis of keratoscopy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1984; **25**: 1426–1435.
- [284] L. J. Maguire, D. E. Singer and S. D. Klyce. Graphic presentation of computer-analyzed keratoscope photographs. *Arch Ophthalmol* 1987; **105**: 223–230.
- [285] S. A. Klein. A corneal topography algorithm that produces continuous curvature. *Optom Vis Sci* 1992; **69**: 829–834.
- [286] J.-M. Legeais, Q. Ren and J.-M. Parel. Computer-assisted corneal topography: Accuracy and reproducibility of the topographic modeling system. *Refract corneal Surg* 1993; **9**: 347–357.
- [287] B. E. McCarey, C. A. Zurawski and D. S. O’shea. Pratical aspects of corneal topography system. *CLAO J* 1992; **18**: 248–254.
- [288] R. B. Mandell, D. G. Horner and P. S. Soni. Alignment errors in videokeratoscopy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992; **33 suppl**: 993.
- [289] G. P. Pavlopoulos, J. Horn and S. T. Feldman. The effect of artifitial tears on computer-assisted corneal topography in normal eyes and after penetrating keratoplasty. *Am J Ophthalmol* 1995; **119**: 712–722.
- [290] J. W. Warnicki, P. G. Rehkopf, S. A. Curtin, S. A. Burns, R. C. Arffa and J. C. Stuart. Corneal topography using computer analyzed rasterstereographic images. *Appl Opt* 1988; **27**: 1135–1140.

- [291] R. C. Arffa, J. W. Warnicki and P. G. Rehkopf. Corneal topography using rasterstereography. *Refract Corneal Surg* 1989; **5**: 414–417.
- [292] D. Littoff, M. W. Belin, S. S. Win and R. S. Smith. PAR technology corneal topography system. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1991; **32 (Suppl)**: 922.
- [293] M. W. Belin, J. L. Cambier, J. R. Nabors and C. D. Ratliff. PAR corneal topography system (PAR CST): The clinical application of close-range photogrametry. *Optom Vis Sci* 1995; **72**: 828–837.
- [294] M. W. Belin, D. Littoff, S. J. Strods, S. S. Win and R. S. Smith. The PAR technology corneal topography system. *Refract Corneal Surg* 1992; **8**: 88–96.
- [295] M. E. Belin and P. Zloty. Accuracy of the PAR corneal topography system with spatial misalignment. *CLAO J* 1993; **19**: 64–68.
- [296] J. P. Gills. *Corneal Topography: The State of the Art*. Slack Inc 1995;.
- [297] R. K. Snook. Ophthalmic pachymeter and method of making ophthalmic determinations. *US Patent 5,512,966* :.
- [298] E. J. Sarver and C. R. Broadus. Device and method for mapping the topography of an eye using elevation measurements in combination with slope measurements.. *US Patent 6,120,150* :.
- [299] G. Cairns, C. N. J. McGhee, M. J. Collins, H. Owens and G. D. Gambl. Accuracy of orbscan II slit-scanning elevation topography. *J Cataract Refract Surg* 2002; **28**: 2181–2187.
- [300] S. Srivannaboon, D. A. Reinstein, H. F. Sutton and S. P. Holland. Accuracy of orbscan total optical power maps in detecting refractive change after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 1999; **25**: 1596–1599.
- [301] W. M. Hart, ed. *Adler's Physiology of the Eye* Mosby St. Louis 9 ed. 1992;.
- [302] B. Jäne. *Digital Image Processing* Springer-Verlag Alemanha 1995;.
- [303] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. *Digital Image Processing* Prentice Hall Nova Jersey 2002;.

- [304] D. Nyysönen and J. M. Jerke. “Optical linewidth measurement - a basic understanding,” in *Microelectronics Measurement Technology Seminar Proceedings*, 6–7 (San Jose, CA) 1979;.
- [305] A. Hachicha, S. Simon, J. Samson and K. Hanna. The use of gray-level information and fitting techniques for precise measurement of corneal curvature and thickness. *Comput Vision Graph* 1989; **47**: 131–164.

Parte III

Anexos

Anexo A

**Tabela da Haag-Streit para
conversão de espessuras corneais
aparentes para espessuras reais.**

Tabela A.1. Tabela da Haag-Streit para cálculo da espessura real

CORRECTING TABLE for corneal thickness measuring attachment I											
Scale reading	Corneal radius										
	5,5	6,0	6,5	7,0	7,5	8,0	8,5	9,0	9,5	10,0	10,5
0,04	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,08	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,12	0,01	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,16	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
0,20	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
0,24	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
0,28	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
0,32	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
0,36	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
0,40	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0	0
0,44	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0	0	0	0	0	0
0,48	0,01	0,01	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,52	0,01	0	0	0	0	0	0	0	0,01	0,01	0,01
0,56	0	0	0	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
0,60	0	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
0,64	0,01	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03
0,68	0,02	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04	0,04	0,04
0,72	0,03	0,03	0,03	0,04	0,04	0,04	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
0,76	0,04	0,04	0,05	0,05	0,05	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06	0,07
0,80	0,05	0,05	0,06	0,06	0,07	0,07	0,07	0,07	0,08	0,08	0,08
0,84	0,06	0,07	0,07	0,08	0,08	0,09	0,09	0,09	0,09	0,10	0,10
0,88	0,08	0,08	0,09	0,09	0,10	0,10	0,11	0,11	0,11	0,12	0,12
0,92	0,09	0,10	0,11	0,11	0,12	0,12	0,13	0,13	0,13	0,14	0,14
0,96	0,11	0,12	0,13	0,13	0,14	0,14	0,15	0,15	0,16	0,16	0,16
1,00	0,13	0,14	0,15	0,16	0,16	0,17	0,17	0,18	0,18	0,19	0,19
1,04	0,15	0,16	0,17	0,18	0,19	0,19	0,20	0,20	0,21	0,21	0,22
1,08	0,18	0,19	0,20	0,21	0,22	0,22	0,23	0,23	0,24	0,24	0,25
1,12	0,20	0,22	0,23	0,24	0,24	0,25	0,26	0,26	0,27	0,28	0,28
1,16	0,23	0,24	0,26	0,27	0,28	0,28	0,29	0,30	0,30	0,31	0,31
1,20	0,26	0,27	0,29	0,30	0,31	0,32	0,33	0,33	0,34	0,35	0,35

Real value = scale reading + correction.

The table is based on a refractive index of cornea of 1,376.

**HAAG - STREIT
BERN**

Anexo B

Resultados obtidos por videopaquimetria

Numa fase anterior ao desenvolvimento do equipamento apresentado nesta tese, utilizou-se um método de videopaquimetria para determinar a espessura ao longo do meridiano vertical da córnea. O sistema era basicamente constituído por uma lâmpada de fenda que tinha acoplada uma câmara CCD com as mesmas características das usadas no equipamento descrito. O microscópio foi colocado perpendicularmente ao plano corneal e fazendo um ângulo de 50° com o sistema de iluminação. O algoritmo utilizado para calcular a espessura corneal a partir das secções ópticas é muito semelhante ao utilizado com o descrito na 2ª Parte desta tese, com a excepção da parte correspondente ao cálculo da topografia corneal.

A espessura corneal, ao longo do meridiano vertical, obtida por videopaquimetria foi comparada com valores obtidos com o Orbscan II e por ultra-sons. Efectuaram-se medidas em 8 olhos, tendo-se realizado em último lugar a paquimetria de ultra-sons de forma a evitar a influência de distorções corneais provocadas pelo aplanamento causado pela sonda. Cada técnica foi realizada por um operador diferente e experiente.

Na figura B.1 podem-se observar os valores médios da espessura corneal para os

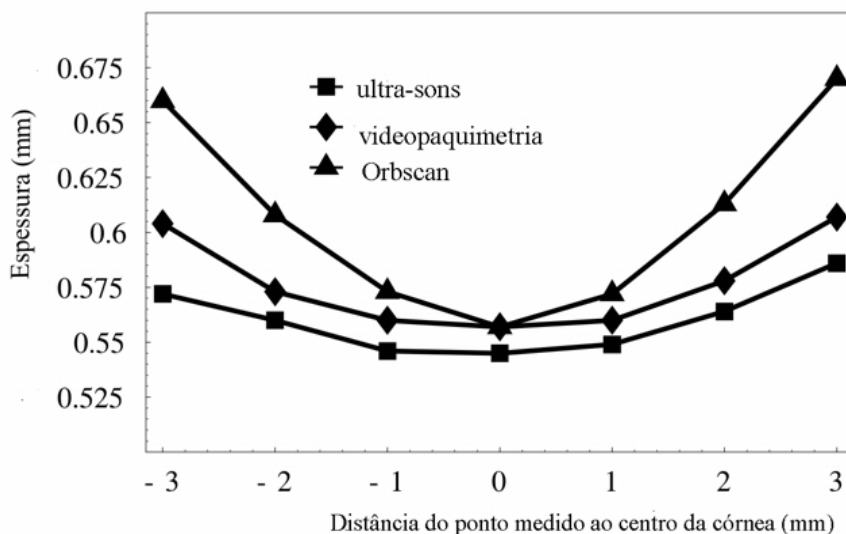


Figura B.1: Espessura corneal determinada por videopaquimetria, paquimetria de ultra-sons e Orbscan II.

sete pontos avaliados obtidos pelas diferentes técnicas. Como se pode observar, para os 2 mm centrais os valores obtidos por videopaquimetria são muito próximos dos determinados com o Orbscan[®] II. No entanto, na periferia os valores do Orbscan[®] II são superiores aos obtidos por videopaquimetria. Uma vez que ambos os métodos se baseiam no mesmo princípio (determinação da espessura corneal a partir de secção ópticas) seria de esperar resultados semelhantes.

As diferenças encontradas entre a paquimetria de ultra-sons e Orbscan são semelhantes às encontradas por Gonzalez-Meijome et al.¹⁶⁶ Os autores também concluíram que o Orbscan[®] II apresentava valores de espessura corneal significativamente superiores aos encontrados por paquimetria de ultra-sons, principalmente na periferia.

Quando se compara a espessura corneal obtida por videopaquimetria e paquimetria de ultra-sons, verifica-se a existência de uma diferença praticamente constante para os pontos avaliados, sendo ligeiramente superior nos pontos mais periféricos. Devido à reduzida profundidade de foco do biomicroscópio, não é possível focar simultaneamente o centro e a periferia da córnea, resultando em imagens de secções ópticas um pouco desfocadas na periferia. Esta desfocagem cria mais dificuldades na detecção dos

bordos e, conseqüentemente, torna a determinação da espessura corneal mais incerta.

Embora o número de olhos avaliados seja reduzido e não permita fazer uma análise estatística conveniente, estes dados parecem indicar que o algoritmo utilizado para a análise das imagens produz resultados satisfatórios.