



Técnicas de Medida da Espessura da Córnea

Joana Filipa Vasconcelos de Matos
Alves

Mestrado em Engenharia Biomédica

Dissertação de Mestrado

Orientador:

Professor José Dias Pereira

Supervisor:

Engenheiro José Lameiro

dezembro de 2024

Agradecimentos

Em primeiro lugar, agradeço ao professor José Dias Pereira, enquanto orientador, pelos seus conselhos e sugestões na elaboração da presente dissertação de mestrado, também pela sua orientação e acompanhamento ao longo do desenvolvimento deste relatório. Ao Engenheiro José Lameiro, pela ajuda na concretização desta dissertação e pela disponibilidade incansável demonstrada, deixo o meu obrigada.

Seguidamente, aos professores do Mestrado em Engenharia Biomédica, por me transmitirem conhecimentos e aprendizagens que se revelaram úteis na elaboração da dissertação, bem como a disposição demonstrada em responder às minhas questões, quando solicitadas.

Estou igualmente grata ao Instituto Politécnico de Setúbal, a instituição de ensino que se tornou a minha segunda casa, durante o período do mestrado, que me possibilitou as condições necessárias para a aquisição de conhecimentos e competências, presenteando-me com esta experiência enriquecedora.

Em seguida, às minhas colegas de mestrado também devo um agradecimento, por toda a colaboração evidenciada durante esta trajetória no ensino superior, também pela companhia constante e por todos os momentos que passámos conjuntamente.

Por fim, devo um agradecimento especial à minha família, pais e irmão, por demonstrarem um apoio incondicional e manifestarem compreensão e paciência para comigo, motivando-me diariamente a não desistir deste objetivo desafiante. Sempre acreditaram em mim, pelo que, sem eles, todo este percurso seria inatingível e impossível de cumprir.

Abstract

The concepts of intraocular pressure and central corneal thickness are interconnected, where this thickness interferes with intraocular pressure measurements, and it is necessary to correct these values based on the thickness of the cornea. Corneal thickness is directly related to ocular health and precise knowledge of it is to diagnose and monitor pathological conditions such as glaucoma. Currently, two widely used techniques for measuring corneal thickness are Ultrasonic Pachymetry, which is an invasive method and uses ultrasound, and Swept-Source, which uses a laser to create high-resolution images of the corneal surfaces and is neither invasive nor painful for the patient.

The need to improve the quality of ophthalmic care, monitor eye health and promote scientific advances that benefit society in general, drives the continuous scientific research in this area and, therefore, technological evolution translates into more precise and accurate measurement. However, there is, always, a need for more research and development to improve continuously this important area of biomedical measurements.

Keywords: corneal thickness, intraocular pressure, glaucoma, ocular pachymetry, optical coherence tomography, swept-source.

Resumo

Os conceitos de pressão intraocular e espessura central da córnea estão interconectados, onde esta espessura interfere as medições da pressão intraocular, sendo necessário corrigir estes valores com base na espessura da córnea. Esta está diretamente relacionada à saúde ocular e o conhecimento preciso da mesma é essencial para diagnosticar e monitorar condições patológicas como o glaucoma. Atualmente, duas das técnicas amplamente utilizadas para a medição da espessura da córnea são a Paquimetria Ultrassónica, que é um método invasivo e faz uso de ultrassons, e o *Swept-Source*, que utiliza um *laser* para criar imagens de alta resolução das superfícies da córnea, não sendo invasivo nem doloroso para o paciente.

A necessidade de melhorar a qualidade dos cuidados oftalmológicos, monitorizar a saúde ocular e promover avanços científicos que beneficiem a sociedade em geral, impulsiona a busca contínua da investigação científica nesta área e, portanto, a evolução tecnológica traduz-se em medições mais precisas e exatas. No entanto, verifica-se sempre a necessidade de mais pesquisas e desenvolvimento para melhorar continuamente esta importante área das medições biomédicas.

Palavras-chave: espessura central da córnea, pressão intraocular, glaucoma, paquimetria ocular, tomografia de coerência ótica, *swept-source*.

Índice

Agradecimentos	i
Abstract.....	iii
Resumo	v
Índice	vii
Índice de Figuras	ix
Índice de Tabelas	x
Lista de Siglas e Acrónimos	xii
1 Introdução.....	1
1.1 Motivação	1
1.2 Objetivos.....	2
1.3 Estrutura do Relatório.....	3
2 Olho Humano	5
2.1 Anatomia e Fisiologia.....	5
2.1.1 Córnea.....	8
2.2 Glaucoma.....	9
3 Pressão Intraocular	11
3.1 Técnicas de Medição da Pressão Intraocular.....	12
3.1.1 Tonometria de Indentação	13
3.1.2 Tonometria de Aplanção	14
3.1.3 Tonometria sem contato (Air-Puff)	16
4 Espessura Central da Córnea.....	21
4.1 Domínio temporal versus Domínio da frequência.....	22
4.2 Técnicas de Medição da Espessura da Córnea	24
4.2.1 Paquimetria Ultrassónica	25
4.2.2 Tomografia de Coerência Ótica	26
5 Análise funcional do equipamento IOL Master 700 e Resultados Experimentais..	29

6	Conclusão e Perspetivas Futuras	39
	Referências Bibliográficas.....	41
	Anexos.....	49

Índice de Figuras

Figura 2-1 – Representação das estruturas do globo ocular [6].	7
Figura 2-2 - Constituição da córnea [9].	9
Figura 3-1 - Representação da secreção e drenagem do HA [20].	11
Figura 3-2 - Distribuição da PIO. P - Frequência da distribuição da PIO na população; G - População com Glaucoma; N - Distribuição Gaussiana [18].	12
Figura 3-3 - Tonómetro de Indentação Schiötz [67].	13
Figura 3-4 - Limites internos dos semicírculos em função da força de aplanção da córnea [1] [29].	15
Figura 3-5 – Tonómetro de Aplanção AT 030 [68].	16
Figura 3-6 - Princípio de funcionamento da tonometria sem contato [29].	17
Figura 3-7 – Tonómetro Sem Contato Visuplan 500 [68].	19
Figura 4-1 – Domínio do tempo e Domínio da frequência [34].	23
Figura 4-2 – Padrão de interferência de um sistema de SS-OCT [43].	28
Figura 5-1– Equipamento de SS-OCT IOL Master 700.	30
Figura 5-2 - Esquemático do equipamento IOL Master 700.	31
Figura 5-3 – Componentes do equipamento de SS-OCT IOL Master 700: a) componente de SS-OCT; b) Interferómetro; c) LEDs de ceratometria.	33

Índice de Tabelas

Tabela 3-1 – Fatores que influenciam a PIO, pelo método de aplanção de Goldmann. 15	
Tabela 4-1 - Tabela de correção da PIO, com base na ECC [29].	22
Tabela 5-1 – Resultados obtidos num exame efetuado pelo equipamento IOL Master 700.	34
Tabela 0-1 – Classificação de equipamentos óticos com laser, conforme o Padrão Internacional IEC 60825-1:2001 [47].....	50

Lista de Siglas e Acrónimos

<u>Sigla/Acrónimo</u>	<u>Designação</u>
D	Dioptrias
ECC	Espessura Central da Córnea
EPIs	Equipamentos de Proteção Individual
FFT	Transformada de <i>Fourier</i>
HA	Humor Aquoso
IR	Infravermelho
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
LIOs	Lentes Intraoculares
mmHg	Milímetros de Mercúrio
NIR	Infravermelho Próximo
OCT	Tomografia de Coerência Ótica
PEL	Posição Efetiva da Lente
PIO	Pressão Intraocular
SD-OCT	<i>Spectral Domain OCT</i>
SS-OCT	<i>Swept-Source OCT</i>
TAG	Tonómetro de Aplanção de <i>Goldmann</i>
USP	Paquimetria Ultrassónica

1 Introdução

Esta dissertação, no âmbito da Unidade Curricular Dissertação/Projeto/Estágio, no Mestrado em Engenharia Biomédica, tem como tema as técnicas de medição da espessura da córnea, tendo sido realizada com a colaboração da *Zeiss*.

Neste capítulo serão abordadas a motivação inerente à concretização da dissertação, os objetivos da mesma e, por último, a estrutura e organização constituintes deste relatório.

1.1 Motivação

A espessura central da córnea (ECC) está diretamente relacionada à saúde ocular e, por isso, o conhecimento preciso desta espessura é fundamental para diagnosticar e monitorizar condições patológicas como o glaucoma, pelo que é um indicador importante da estabilidade estrutural do olho. A medição da ECC é importante porque pode afetar a exatidão das leituras da pressão intraocular (PIO). Deste modo, dever-se-á ter em consideração a ECC na interpretação dos valores da PIO, pelo que, consequentemente, medidas precisas da ECC permitem ajustar a leitura da PIO.

A motivação para estudar as técnicas de medição da ECC está então intrinsecamente ligada ao aprimoramento do diagnóstico, tratamento e monitoramento de condições oculares, bem como ao avanço da pesquisa e prática clínica na área de oftalmologia. A ECC pode influenciar a medição da pressão intraocular (PIO) e, portanto, pode prejudicar a avaliação do risco de desenvolvimento e progressão do glaucoma, pelo que, córneas mais finas podem estar relacionadas a um maior risco de desenvolvimento de glaucoma e córneas mais espessas a um menor risco desta patologia ocular.

Os equipamentos médicos evidenciam um papel de extrema importância e interesse, visto que são cruciais no diagnóstico, prevenção e tratamento de inúmeras patologias, facilitando a abordagem por parte dos profissionais da área da saúde, sendo que têm tido uma evolução significativa. Além disso, a inovação e criatividade devem ser uma premissa, a fim de viabilizar o desenvolvimento constante deste tipo de equipamentos e dispositivos.

Recentemente, registaram-se vários desenvolvimentos nas tecnologias imagiológicas que tencionam ampliar a capacidade de obtenção de imagens e de avaliação do segmento anterior do olho. Para este efeito, é de realçar duas técnicas de medição da ECC, como a Paquimetria Ultrassónica (USP) e a Tomografia de Coerência Ótica (OCT). A primeira faz uso de ondas ultrassonoras, permitindo boa penetração nos tecidos oculares, possibilitando medições através das diferentes camadas da córnea. Além disso, a técnica de paquimetria não é afetada pela transparência da córnea. Em contrapartida, a OCT utiliza a luz para criar imagens de alta resolução das camadas da córnea, apresentando algumas limitações de penetração, devido ao facto de a luz poder dispersar, podendo ser afetada pela transparência da córnea. Ambos os princípios de medida apresentam vantagens e desvantagens e são utilizados no campo da oftalmologia, no entanto, a USP é preferida em situações de medição rápida e precisa da córnea e, a OCT é frequentemente requerida para a obtenção de imagens mais detalhadas de várias camadas oculares, sendo comumente aplicada no diagnóstico e monitoramento. É ainda de realçar a metodologia de *Swept-Source* (SS-OCT), que faz uso de um *laser*, que penetra nos tecidos oculares, permitindo obter imagens de alta resolução por meio da interferência da luz refletida das diferentes camadas da córnea.

1.2 Objetivos

Esta dissertação está direcionada para as técnicas de medição da ECC, sendo orientada pelo Professor José Dias Pereira, por parte da ESTSetúbal/Instituto Politécnico de Setúbal e, pelo Engenheiro José Lameiro, em colaboração da Zeiss.

Os objetivos principais são focados no estudo das diferentes metodologias que podem ser utilizadas para a medição da ECC, bem como os princípios de medida que estão associados, nomeadamente a USP e o SS-OCT.

Neste sentido, as tarefas principais a serem desenvolvidas dizem respeito ao estudo aprofundado e detalhado do funcionamento dos sensores e princípios de medida utilizados, bem como a análise das especificações dos equipamentos, realçando as suas características metrológicas e especificações mais importantes. Além disso, outra tarefa é a realização de um ensaio experimental do funcionamento de um equipamento de SS-OCT, por forma a avaliar o seu desempenho e confirmar a teoria estudada anteriormente.

1.3 Estrutura do Relatório

O presente relatório encontra-se dividido em oito capítulos e vários subcapítulos, sendo o primeiro capítulo composto pela introdução, onde está compreendida a motivação subjacente à realização desta dissertação e do respetivo tema, assim como os objetivos propostos para a concretização da mesma.

O capítulo seguinte é destinado à descrição dos elementos constituintes do olho humano e, portanto, é abordada a sua anatomia e fisiologia, sendo dada especial ênfase à córnea, estrutura ocular onde é centrado o tema da presente dissertação. Além disso, é ainda explicitada a patologia do glaucoma.

O terceiro capítulo é alusivo à pressão intraocular, sendo clarificado o seu conceito e as diversas técnicas de obtenção de medidas desta pressão.

No quarto capítulo é abordado o conceito da espessura central da córnea, onde, através de vários subcapítulos, são apresentados métodos de medição, diferenciando ainda os domínios do tempo e frequência, uma vez que são noções essenciais para a compreensão do comportamento de sinais biomédicos.

O capítulo seguinte diz respeito à análise funcional do equipamento IOL Master 700 e aos resultados experimentais obtidos através da realização de um exame oftalmológico.

Por fim, o sexto capítulo inclui a conclusão da dissertação de mestrado e as perspetivas futuras das técnicas de medida da espessura da córnea.

2 Olho Humano

O olho humano trata-se de um órgão bastante complexo e é composto por várias partes que, na sua grande maioria, são transparentes e são atravessadas pela luz, além de apresentar um conjunto de músculos que servem para sustentar e realizar os movimentos oculares, bem como para proteger o olho da ação de agentes externos [1]. Neste sentido, ao longo deste capítulo, será abordada a constituição e o funcionamento do olho, explorando detalhadamente a sua anatomia, fisiologia e as principais funções do mesmo, dando especial importância à estrutura da córnea.

2.1 Anatomia e Fisiologia

A constituição e o funcionamento do olho humano envolvem inúmeras estruturas que atuam de forma integrada para captar e processar os estímulos visuais. A órbita é a cavidade óssea que contém o globo ocular, os músculos, os nervos e os vasos sanguíneos, assim como as estruturas que produzem e drenam as lágrimas. O olho é constituído essencialmente por três camadas de tecido: a camada externa – túnica fibrosa – que inclui a esclerótica e a córnea; a camada intermédia – túnica vascular –, visto possuir vasos sanguíneos que irrigam o olho, sendo composta pela coróide, corpo ciliar e íris; e, por fim, a camada interna que é a retina. Tal como consta na **Figura 2-1**, fazem parte da constituição do globo ocular [2][3][4][5]:

- **Córnea**, abordada mais detalhadamente no subcapítulo seguinte deste relatório;
- **Esclerótica**: camada exterior branca, mais espessa e resistente que a córnea, o que permite proteger o olho. Cobre a totalidade deste, exceto na parte anterior onde está incorporada a córnea e na parte posterior onde se encontram as fibras óticas;
- **Pupila**: ponto preto no centro do olho. Reage à luz e adapta-se à sua intensidade, embora o estado emocional também possa ter impacto no tamanho das pupilas;
- **Íris**: anel colorido que envolve a pupila e controla a quantidade de luz que entra no olho. Num ambiente luminoso, garante que a pupila fica mais pequena, permitindo que penetre uma quantidade inferior de luz e, por outro lado, no escuro, o músculo do esfíncter pupilar abre, e a pupila dilata-se. Assim, garante que entra no olho mais luz quando está escuro e menos luz em ambientes mais luminosos. A íris determina

também a cor dos olhos e assume uma estrutura única em cada indivíduo, ainda que esta definição da cor não tenha qualquer impacto na visão;

- **Cristalino:** situado atrás da íris, sendo responsável pelo foco da visão, pelo que recolhe a luz que penetra na pupila, garantindo que é formada uma imagem nítida na retina. É uma estrutura elástica e pode adaptar a sua forma para focar os objetos. Inverte a imagem que é vista e exhibe-a na retina de trás para a frente, sendo que a imagem só é novamente invertida para o sentido certo quando é processada mais tarde pelo cérebro;
- **Corpo ciliar:** produz o humor aquoso e contém o músculo ciliar. Adaptando o cristalino, garante a capacidade de focar objetos independentemente da distância dos mesmos;
- **Corpo vítreo:** interior do olho entre o cristalino e a retina, constituindo a maior parte do olho;
- **Retina:** processa os estímulos da luz e da cor, com vista a transmiti-los ao cérebro através do nervo ótico, ou seja, atua como um catalisador, uma vez que utiliza as células sensoriais – fotorreceptores – para converter a luz recebida, que é posteriormente processada pelo cérebro. Estes fotorreceptores são compostos por cones e bastonetes;
- **Coróide:** localizada entre a esclerótica e a retina, estendendo-se até ao corpo ciliar e à íris. Assegura o suprimento de nutrientes aos fotorreceptores na retina, mantém a temperatura da retina constante e participa na acomodação, ou seja, na alternância entre visão ao perto e à distância, tal como a lente de uma câmara;
- **Nervo ótico:** transmite informações da retina ao cérebro, através do “ponto cego”, daí a imagem gerada pelo cérebro ser, na realidade, um ponto preto. Contudo, este ponto não é normalmente apreendido de forma consciente, uma vez que o cérebro compensa essa falha;
- **Fóvea:** pequena área, situada no centro da retina, repleta de células sensoriais que permitem ver com a máxima nitidez possível e a cores durante o dia.

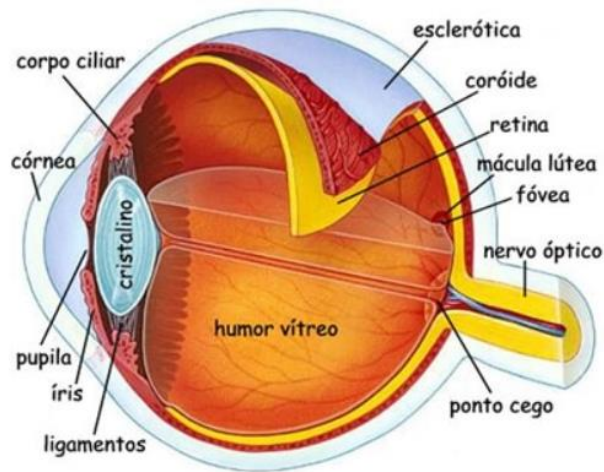


Figura 2-1 – Representação das estruturas do globo ocular [6].

Para que um indivíduo consiga ver claramente e com nitidez é necessário que os raios de luz cheguem à retina, oferecendo ao sistema visual a capacidade de identificar arestas, formas e cores, possibilitando a percepção da imagem. A quantidade de luz que entra nos olhos é controlada pela íris, que contém um orifício central que abre e fecha conforme a quantidade de luz que chega aos olhos. A distância mínima para que um olho normal consiga formar uma imagem bem nítida é 25 cm, sendo esta distância designada distância mínima convencional de visão distinta. A movimentação dos olhos é realizada por seis músculos e, como tal, para ser possível observar objetos em diferentes distâncias, o globo ocular utiliza diversos mecanismos como os músculos para comprimirem ou esticarem o cristalino, a fim de mudar a sua distância focal e, assim, permitir que a imagem se forme com a qualidade necessária, sendo este processo denominado de acomodação visual. Quanto mais perto o objeto se encontra dos olhos, mais necessário é utilizar os músculos ciliares para comprimir o cristalino, e quando o objeto está mais distante, os músculos ciliares ficam relaxados e, neste caso, o olho não realiza nenhum esforço para visualizar os objetos [1][2].

2.1.1 Córnea

Neste trabalho é dada especial atenção à estrutura da córnea, uma vez que o tema do mesmo é focado nas técnicas de medição da ECC. Neste sentido, a córnea consiste numa estrutura transparente, localizada na porção anterior do globo ocular e é envolvida pela esclerótica, anteriormente já abordada. É também uma estrutura húmida, devido ao fluído lacrimal que a cobre. Uma córnea considerada saudável deve permitir a passagem de luz, logo a perda desta transparência pode prejudicar a visão. Além disso, apresenta uma curvatura capaz de ajudar na formação da imagem na retina, nomeadamente na focagem da imagem, melhorando a sua nitidez. Assim, alterações na curvatura da córnea também podem prejudicar a visão [4][7].

A córnea é considerada a lente mais potente e apresenta a maior parte do poder refrativo do olho (1,376) devido às diferenças nos índices de refração entre o ar e o HA, o que significa que a luz que passa pela córnea é refratada de forma significativa assim que entra no olho, uma vez que a córnea é a primeira estrutura ótica que a luz encontra, permitindo focar a luz na retina para formar uma imagem mais nítida [8][9].

Deste modo, a córnea funciona como uma janela: tem forma de disco, é transparente, deixa entrar a luz no olho e protege-o contra influências externas como sujidade, poeira ou danos superficiais. É naturalmente muito resistente e desempenha uma função central no auxílio da visão com clareza [2][3][5].

A córnea é constituída por cinco camadas, tal como ilustra a **Figura 2-2**. A primeira camada, o epitélio, refere-se à camada mais externa e, portanto, mais superficial da córnea, e que está em contato direto com o meio ambiente. É constituído por células epiteliais, providas de grande capacidade de regeneração, que protegem a córnea de danos externos e auxiliam na absorção de nutrientes. A membrana de *Bowman* é uma camada mais fina, composta por tecido conjuntivo e desempenha uma função como barreira adicional de proteção para o estroma. Por sua vez, o estroma, traduz-se na camada mais espessa da córnea e corresponde a 90% da sua espessura, sendo composto essencialmente por colagénio, tendo a capacidade de fornecer a maior parte da estrutura à córnea. Por outro lado, a membrana de *Descemet* é uma camada fina e elástica, localizada entre o estroma e o endotélio, permitindo à córnea manter a sua forma e ajuda na regulação da entrada de fluídos. Por fim, o endotélio é a camada mais

interna da córnea, pouco resistente, formada por uma única camada de células endoteliais com forma hexagonal. É responsável pela regulação do equilíbrio de fluídos na córnea e pela manutenção da transparência ótica da mesma [10][11][12].

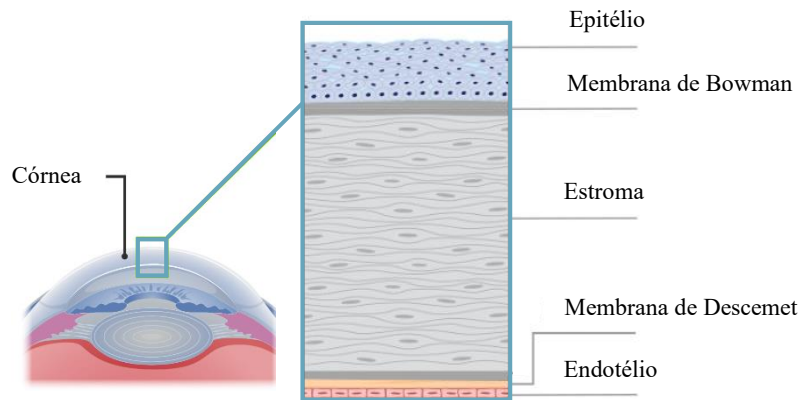


Figura 2-2 - Constituição da córnea [9].

2.2 Glaucoma

De acordo com a literatura, o glaucoma é a principal causa de cegueira irreversível, afetando mundialmente cerca de 80 milhões de pessoas, com prevalência em pessoas cuja idade se situa entre 40 e 80 anos. Globalmente, o glaucoma reflete uma perturbação da dinâmica dos fluídos intraoculares que determina a sua acumulação, como consequência do aumento da pressão sobre as células nervosas, acabando por determinar a sua morte ou eventual cegueira. Esta patologia é uma doença multifatorial, ou seja, é provocada por múltiplos fatores genéticos e ambientais, sendo a PIO o fator de risco mais significativo, de entre vários fatores, traduzindo-se no principal indicador da existência do glaucoma. Este é caracterizado pela disfunção das células ganglionares da retina e dos seus axónios, levando à perda progressiva do campo visual e, portanto, a redução da PIO é o único meio comprovado de interromper ou retardar a progressão do glaucoma. Existem outros efeitos associados ao glaucoma, por vezes, mesmo com valores normais da PIO, verificando-se a importância de uma avaliação regular [13][14][15].

Existem duas formas principais de glaucoma: a aguda e a crónica. A primeira manifesta-se de modo súbito, provocando visão enevoada, vermelhidão e pode causar

dores intensas. Em contrapartida, o glaucoma crónico é a forma mais comum, progredindo de modo mais lento e não é dolorosa, contrariamente à aguda. Dentro destas duas classificações existem vários subtipos de glaucoma que variam quanto à causa e características específicas. Deste modo, um valor da PIO acima do normal determina uma destruição das fibras nervosas que constituem o nervo ótico e, uma vez, que este transmite as informações visuais para o cérebro, a sua integridade é essencial para uma boa visão. Assim, sob uma PIO elevada e prolongada, o nervo ótico deteriora-se e o campo visual vai-se tornando gradualmente mais reduzido. A grande maioria destas alterações não são sentidas nem apercebidas pelos pacientes, até ao momento em que ocorre uma perda extensa da visão periférica [15].

Relativamente às causas desta condição ocular, alguns fatores de risco são a hereditariedade, a miopia, a hipertensão arterial e a *diabetes mellitus*. No geral, apesar da idade se afirmar como um fator importante no aparecimento do glaucoma, já que se trata de uma patologia com importante componente degenerativo vascular, também existem formas raras de glaucoma congénito e infantil. Embora não exista forma de prevenção, a maioria dos tratamentos passa por aplicar um ou mais colírios que permitam controlar a PIO, ou então como alternativa e em casos mais avançados, a cirurgia também é uma opção [15].

3 Pressão Intraocular

A PIO é definida como a pressão hidrostática exercida na parede do olho pelo humor aquoso (HA), sendo mantida dentro de uma determinada faixa ao longo da vida de um indivíduo, devido ao equilíbrio dinâmico entre a produção e a saída de HA, que são idênticos em condições normais [16][17]. A formação do HA, ilustrada na **Figura 3-1**, ocorre nos processos ciliares atrás da íris, na câmara posterior, depois atravessa a pupila, preenchendo a câmara anterior e sai pelos canais de drenagem (canal de *Schlemm*) ou pela via uveoscleral. Com o excesso de produção de HA ou a dificuldade de escoar o HA, este começa a ficar acumulado e eleva a PIO e, conseqüentemente, este problema em elevados níveis, pode estar diretamente relacionado com a existência de patologias, especialmente do glaucoma – doença ocular abordada no capítulo anterior. Neste sentido, a importância do HA reside nas suas propriedades nutricionais, capazes de oxigenar os tecidos oculares, permitindo modular a inibição de inflamações [18] [19] [4].

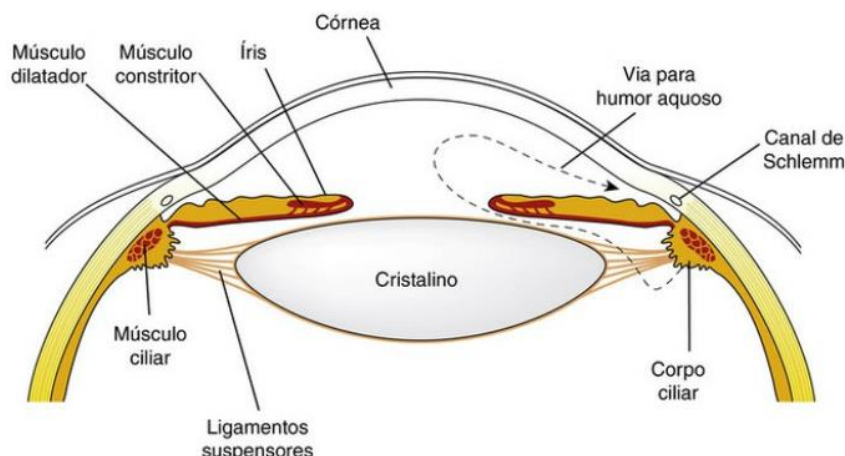


Figura 3-1 - Representação da secreção e drenagem do HA [20].

Uma medição precisa da PIO é especialmente crítica para um diagnóstico correto. Deste modo, existem diversos métodos de determinação e avaliação da PIO [21]. Contudo, é influenciada por muitos fatores, onde uma única medição da PIO não reflete necessariamente a pressão média naquela hora, dia ou semana [17].

A PIO é medida em milímetros de mercúrio (mmHg) e varia entre espécies, indivíduos e até mesmo entre os dois olhos de um mesmo indivíduo. Em condições normais, a média da PIO em populações adultas está estimada entre os 15 mmHg e os

16 mmHg, com um desvio padrão de 2,5 mmHg a 2,8 mmHg. sendo considerados valores de PIO normais entre 11 mmHg e 21 mmHg [22].

O conceito de PIO normal representa a variação da pressão ocular na população, apresentando uma distribuição normal ou Gaussiana, evidenciada na **Figura 3-2**, porém com um desvio para os valores mais elevados da PIO. Neste sentido, aplicando a estatística gaussiana, a gama de pressão normal (curva P) situa-se entre os 11 mmHg e os 21 mmHg, que corresponde aos valores compreendidos entre a PIO média e dois desvios padrão, considerando que 21 mmHg é o valor superior da normalidade [22].

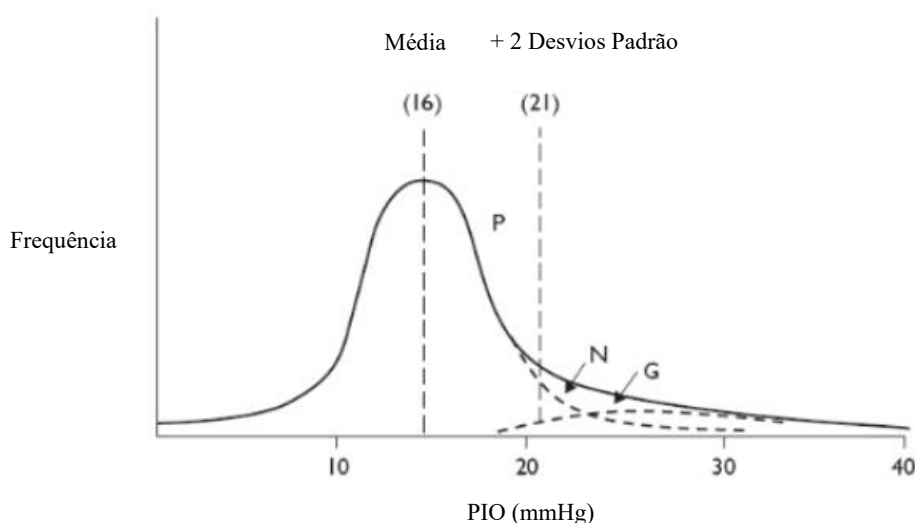


Figura 3-2 - Distribuição da PIO. P - Frequência da distribuição da PIO na população; G - População com Glaucoma; N - Distribuição Gaussiana [18].

3.1 Técnicas de Medição da Pressão Intraocular

Existe grande diversidade de técnicas e equipamentos para determinar a PIO, que são processos fundamentais na avaliação da saúde ocular, uma vez que esta medição é crucial para diagnosticar e monitorizar condições, como é exemplo, o glaucoma. A tonometria é então particularmente importante para o diagnóstico precoce desta patologia, visto que esta, em grande maioria, não apresenta sintomas notáveis e evidentes até que ocorra uma perda significativa da visão e, portanto, monitorizar regularmente a PIO é essencial para detetar o glaucoma, possibilitando até alguma forma de tratamento, a fim de reduzir os riscos de danos permanente na visão.

Importa salientar que este método de medição da PIO, é apenas uma parte significativa da avaliação oftalmológica, uma vez que também importam avaliar outras condições, nomeadamente o nervo ótico e o campo visual, pois estes são igualmente relevantes para o diagnóstico de patologias oculares.

Todas as metodologias oftalmológicas de medição da PIO apresentadas evidenciam naturalmente vantagens e algumas limitações e, portanto, o papel da decisão final é atribuído ao especialista de saúde que faz o acompanhamento da situação em questão, salientando que cada caso é um caso e que depende de vários fatores.

Assim sendo, ao longo deste subcapítulo serão abordadas algumas técnicas de tonometria para aferir a PIO, sendo descritas as suas características e informações mais relevantes.

3.1.1 Tonometria de Indentação

A tonometria de indentação foi originalmente introduzida em 1862, por Alfred von Graefe, um oftalmologista alemão. Atualmente, os tonómetros de indentação são equipamentos pouco utilizados, baseando-se na aplicação de uma carga/força conhecida a uma área específica da córnea, onde é medida a deformação resultante da córnea. Posteriormente, as leituras da deformação são convertidas para mmHg, por meio de tabelas de conversão ou calibração do equipamento, permitindo, assim, a leitura da PIO [23][24][25]. Um exemplo de um tonómetro de indentação é o tonómetro de *Schiötz*, que se encontra ilustrado na **Figura 3-3**.



Figura 3-3 - Tonómetro de Indentação Schiötz [67].

Apesar de ter sido um importante avanço nesta área, estes equipamentos apresentam algumas limitações, nomeadamente a necessidade prévia de anestesia tópica devido à sua natureza invasiva e, ainda, o facto de não serem aplicáveis a pacientes com grandes curvaturas do olho. Outro aspeto que torna pouco prática a utilização deste tonómetro reside nas suas necessidades de limpeza, pois o muco e sais lacrimais podem facilmente secar as superfícies do êmbolo, impedindo a liberdade dos seus movimentos, o que origina resultados pouco precisos e exatos [23][24][25].

3.1.2 Tonometria de Aplanção

A tonometria de aplanção é, neste momento, amplamente utilizada, em especial a tonometria de *Goldmann*. O tonómetro de aplanção de *Goldmann* (TAG) foi desenvolvido em 1948, por *Hans Goldmann* e é, atualmente, considerado o “gold standard” para a utilização clínica e, por isso, é apontado como o instrumento de referência neste âmbito. Dado que o glaucoma é uma patologia debilitante, podendo qualificar-se como uma deficiência, é necessário pesquisar e comparar métodos para se obter uma quantificação eficaz da PIO [13][23][26].

A tonometria de aplanção de *Goldmann* baseia-se numa modificação da Lei de *Maklakov-Fick*, também conhecida como Lei de *Imbert-Fick*, na qual a PIO (P) é a razão entre a força necessária para aplanar uma determinada área da córnea (F) e a superfície da área aplanada (S), traduzindo-se na seguinte equação $P = F/S$. E, portanto, nesta metodologia de medição, o tonómetro é utilizado para avaliar o achatamento da córnea sob uma determinada área de contato. Contudo, as suposições deste princípio exigem que a esfera seja perfeitamente esférica, seca, perfeitamente flexível e de paredes infinitamente finas. Manifestamente, as propriedades do globo ocular não cumprem com exatidão nenhum destes requisitos, uma vez que o olho não está seco, a córnea apresenta uma espessura média aproximadamente de 545 μm e tem a sua própria elasticidade e rigidez. Logo, este princípio empírico não se ajusta totalmente com a realidade [22][23][25].

O TAG é constituído por um cilindro, composto por material plástico preso à lâmpada de fenda por um braço metálico, que é pressionado sobre o centro da córnea. O menisco da superfície corneana é dividido em dois semicírculos por meio de um prisma

duplo embutido no cilindro. Quando a córnea é devidamente aplanada, os limites internos dos semicírculos encontram-se, como se encontra representado na **Figura 3-4 b)**, e a força necessária para essa aplanação é proporcional à PIO, em mmHg [23].

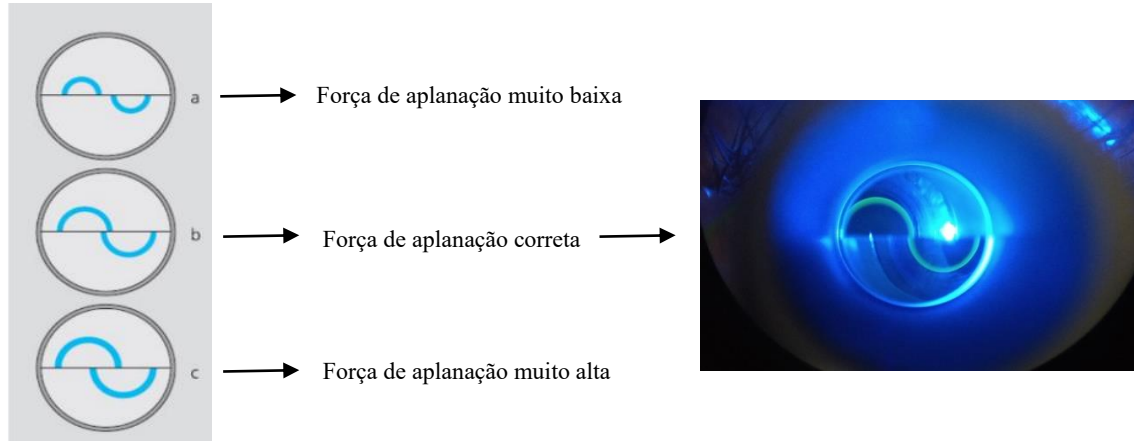


Figura 3-4 - Limites internos dos semicírculos em função da força de aplanação da córnea [1] [29].

Apesar de ser considerada o padrão-ouro, esta metodologia sofre interferências que podem hiper ou hipoestimar a PIO, estando algumas dessas interferências descritas na **Tabela 3-1**. Para além disso, embora seja considerada mais precisa que a tonometria de indentação, a tonometria de aplanação também pode ser afetada pela espessura e curvatura da córnea, visto que, atualmente, as propriedades biomecânicas da córnea também estão a ser equacionadas como importantes e possíveis variáveis relacionadas com as variações da PIO entre diferentes indivíduos. Por estas razões, foi então desenvolvida a tonometria sem contato, abordada no próximo subcapítulo [22][23][25].

Tabela 3-1 – Fatores que influenciam a PIO, pelo método de aplanação de *Goldmann*.

Fatores que hipoestimam a PIO	Fatores que hiperestimam a PIO
Problemas de calibração	Irregularidades e rigidez da córnea
Reduzida quantidade de fluoresceína	Excessiva quantidade de fluoresceína
Medida sobre lentes de contato	Obesidade
Reduzida espessura central da córnea	Elevada espessura central da córnea

Para serem obtidas medidas fidedignas, o equipamento deve ser calibrado regularmente e, antes de qualquer medição, é necessário aplicar uma gota de anestésico tópico no olho, uma gota de corante de fluoresceína no saco conjuntival e colocar o filtro azul-cobalto na lâmpada de fenda [23][25].

Um exemplo de TAG, é o tonómetro de aplanção AT 030 (*Zeiss*) que se encontra ilustrado na **Figura 3-5**. Neste, o dispositivo de edição, que contém um elemento de medição com um sistema de duplicação ótica integrado, é montado na lâmpada de fenda através de um suporte de tonómetro especial e a superfície de aplanção é observada através do microscópio da lâmpada de fenda [27].



Figura 3-5 – Tonómetro de Aplanção AT 030 [68].

3.1.3 Tonometria sem contato (Air-Puff)

Esta técnica foi originalmente desenvolvida por *Zeiss* e introduzida por *Grolmann*, em 1972, e baseia-se no princípio de aplanção da parte central da córnea, através de um sopro de ar, não existindo a necessidade de contato com o olho do paciente nem de o anestésiar ou de colocar corante de fluoresceína. Através deste método de medição da PIO, esta é determinada através do tempo necessário para aplanar suficientemente a córnea [23][25].

O princípio de funcionamento, que se verifica na **Figura 3-6**, baseia-se na utilização de um sistema de *air-puff* e de um sistema de luz, onde é direcionado um

sopro de ar controlado para a córnea que vai aumentando de intensidade, fazendo com que esta estrutura ocular se deforme momentaneamente, provocando, assim, uma aplanação transitória da córnea e, depois reduz, permitindo que retorne à sua forma original. A córnea é, deste modo, aplanada por duas vezes (P1 e P2), uma quando o sopro de ar aumenta de intensidade e novamente quando diminui. Enquanto é injetado o sopro de ar, o emissor emite um feixe de luz para a córnea, permitindo medir a posição da mesma, sendo este depois refletido e direcionado para o recetor. A intensidade da luz refletida durante o período de aplanação é comparada com o tempo que o sopro precisou para causar a aplanação da córnea. Através de um algoritmo de cálculo interno, com base nestes dados, permite determinar a PIO, atendendo também a alguns fatores como a área de contato e a velocidade do sopro de ar [28][29].

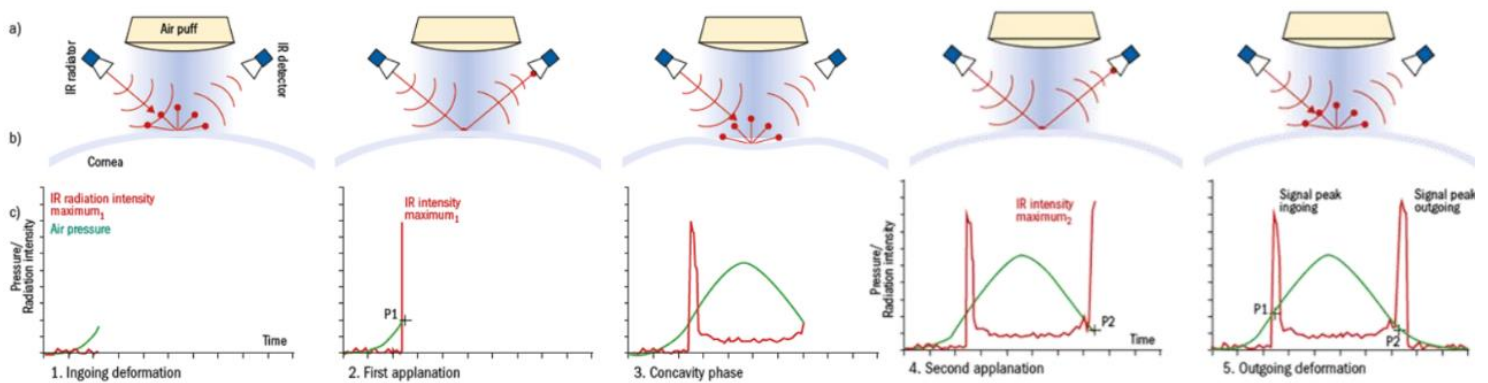


Figura 3-6 - Princípio de funcionamento da tonometria sem contato [29].

Tal como nos métodos anteriormente apresentados neste capítulo, existem vantagens e desvantagens. Algumas das vantagens têm a ver com a facilidade de utilização, a portabilidade, a ausência de contato, traduzindo-se numa técnica indolor e, a capacidade de não necessitar da lâmpada de fenda, similarmente a um microscópio. As desvantagens incluem a perda de precisão comparativamente com a tonometria de aplanação, principalmente em valores da PIO acima de 20 mmHg e em córneas irregulares, visto que o paciente não permanece fixo durante a realização do exame, contrariamente à tonometria de aplanação, e ainda o risco de propagação de infeções. Estes fatores indiciam a utilização desta tipologia de tonómetros especialmente em rastreios [23].

O VISUPLAN 500 (*Zeiss*), representado na **Figura 3-7**, contém um sistema de alinhamento automático com o olho do paciente, acelerando e otimizando a aquisição das medições, e um iluminador alvo que permite ao paciente alinhar rapidamente o olho com o tonómetro, a fim de efetuar as medições com maior exatidão e rapidez [25][30].

Neste sentido, é produzido um pequeno sopro de ar a partir do tubo de ar quando o paciente está completamente alinhado em frente ao equipamento. Este sopro de ar é dirigido para o centro da córnea e, quando alinhado, provoca a aplanação da córnea. Em seguida, o tonómetro regista a pressão e apresenta a PIO no ecrã *Liquid Crystal Display* (LCD) e quando for detetada a aplanação da córnea, a pressão do ar diminui rapidamente. O sistema de sopro de ar é constituído por um pistão dentro de um cilindro de aço inoxidável, um acionamento eletrónico para o conjunto do pistão e um conjunto do tubo de ar (também designado por conjunto da peça nasal). O pistão e o acionamento eletrónico produzem a força para empurrar o ar para fora do tubo de ar. O conjunto da peça nasal combina as funções de sopro de ar, monitorização da pressão e deteção de aplanação, o que permite um sistema de fornecimento em circuito fechado. Assim, de uma forma geral, o procedimento de medição baseia-se na deteção de um sinal luminoso que é emitido de um lado da cabeça de medição na direção do olho e só chega ao sensor do lado oposto se for refletido pelo olho do paciente na direção correspondente. A partir da relação entre o sinal luminoso recebido, o percurso do sopro de ar e a sua força, a PIO pode ser calculada com base nos dados de calibração [25][30][31].

O manuseamento deste equipamento é bastante intuitivo, sendo facilmente controlado através de um ecrã tátil, e os resultados obtidos são posteriormente apresentados diretamente no ecrã e impressos, caso seja necessário [30].



Figura 3-7 – Tonómetro Sem Contato Visuplan 500 [68].

4 Espessura Central da Córnea

A ECC é importante na avaliação das medições da PIO, uma vez que córneas mais finas estão associadas a um maior risco de desenvolvimento de glaucoma e, em contrapartida, córneas mais espessas indiciam um menor risco de progressão de glaucoma, visto que, na prática clínica, é crucial obter o valor mais fiável para cada paciente [32][33].

A ECC interfere nas medições da PIO através de uma relação de proporcionalidade direta, onde córneas mais espessas apresentam um valor superior da PIO, estando sobrestimada, e o inverso ocorre nas córneas menos espessas, onde estas manifestam um valor inferior da PIO [22][25].

A paquimetria ocular designa o processo de medição da ECC e, portanto, existe uma correlação entre a paquimetria e a tonometria devido ao facto de que a ECC pode afetar as leituras da PIO, pelo que é importante ter em consideração a ECC na interpretação dos valores PIO e, portanto, é necessário corrigir as medições da PIO com base na ECC. Contudo, não existe uma fórmula de correção da PIO ajustada à ECC universalmente aceite e, atendendo ao fator de erro de medição, podem ser consideradas córneas mais espessas, nos casos de ECC mais elevada ($ECC > 550 \mu\text{m}$) com um valor da PIO mais elevado e, em contrapartida, córneas mais finas nos casos de ECC mais baixa ($ECC < 540 \mu\text{m}$), com um valor mais baixo da PIO. E, portanto, é possível estabelecer uma gama de valores considerados normais da ECC entre $540 \mu\text{m}$ e $550 \mu\text{m}$, sendo $545 \mu\text{m}$ o valor médio da PIO [22][25]. Ainda assim, apesar de não existir uma fórmula de correção comum para ajustar os valores da PIO com os da ECC, habitualmente são utilizadas, por exemplo, tabelas de correção, como a representada na **Tabela 4-1**, onde se verifica que para valores de ECC inferiores a $545 \mu\text{m}$, é aplicado um fator de correção, bem como para valores de ECC superiores a $545 \mu\text{m}$. Neste sentido, de uma forma geral, em média, para cada $10 \mu\text{m}$ de diferença da média da ECC ($545 \mu\text{m}$), a PIO é ajustada em aproximadamente 1 mmHg . A utilização destas tabelas corretivas permite uma avaliação mais precisa destas medidas e, conseqüentemente, do risco de glaucoma.

Tabela 4-1 - Tabela de correção da PIO, com base na ECC [29].

CCT in microns	IOP correction in mm Hg
445	+7
455	+6
465	+6
475	+5
485	+4
495	+4
505	+3
515	+2
525	+1
535	+1
545	0
555	-1
565	-1
575	-2
585	-3
595	-4
605	-4
615	-5
625	-6
635	-6
645	-7

4.1 Domínio temporal *versus* Domínio da frequência

Os domínios do tempo e da frequência, esquematizados nos gráficos da **Figura 4-1** são conceitos que estão relacionados e ambos são essenciais para a compreensão do comportamento de sinais em diversos campos da Engenharia Biomédica, nomeadamente na medição da ECC.

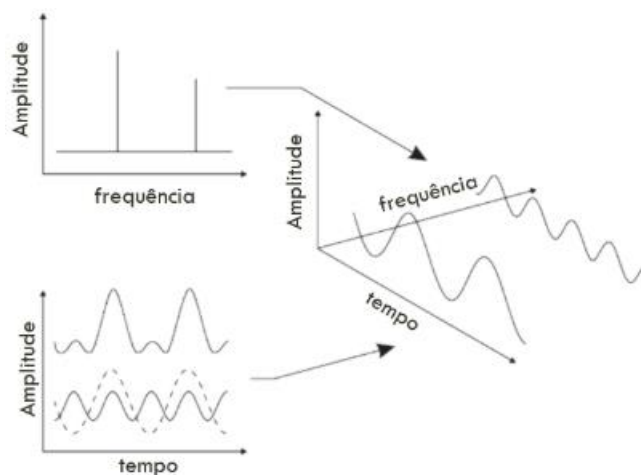


Figura 4-1 – Domínio do tempo e Domínio da frequência [34].

A análise no domínio temporal é a forma mais comum de visualizar um sinal, que permite perceber a variação do sinal, ou seja, como este varia ao longo do tempo e, portanto, é analisado o comportamento do sinal ao longo do tempo. A análise no domínio do tempo é vantajosa para medir parâmetros como a amplitude de onda em diferentes momentos temporais, valores de pico ou a média, porém, por vezes, pode ser difícil comparar ou filtrar sinais com diferentes escalas de tempo. Por outro lado, possibilita a comparação e manipulação de sinais com base nos seus componentes de frequência, independentemente das suas características no domínio temporal. No entanto, não permite também muitas informações sobre o conteúdo de frequência [24][35].

Em contrapartida, a análise no domínio da frequência, também designada espectro do sinal, é uma forma de representar um sinal como uma combinação de ondas sinusoidais com diferentes frequências, amplitudes e fases. Através do domínio da frequência, é possível visualizar a quantidade de energia ou potência do sinal em cada frequência, como também a forma de como as frequências estão relacionadas entre si. Deste modo, refere-se a uma representação matemática que descreve a distribuição das diferentes frequências presentes num sinal, ou seja, uma combinação de frequências. A análise no domínio da frequência pode revelar características e padrões que não são perceptíveis no domínio do tempo, como é exemplo a periodicidade, o ruído, entre outras. Além disso, a análise espectral é benéfica para medir parâmetros como a largura de banda, a densidade espectral ou a relação sinal-ruído, sendo também possível aplicar diversas técnicas como filtragem, compressão ou modulação [24][35].

Para realizar uma análise no domínio da frequência, é necessário aplicar, ao sinal, uma operação matemática denominada transformada de *Fourier* (FFT). Esta converte um sinal no domínio do tempo num sinal no domínio espectral e vice-versa, podendo ser contínua ou discreta, dependendo de o sinal ser contínuo ou discreto. A FFT recebe uma sequência finita de amostras do sinal no domínio do tempo e produz uma sequência finita de números complexos que representam o sinal no domínio da frequência. A intensidade e a fase de cada número complexo correspondem à amplitude e fase de cada onda sinusoidal que compõe o sinal [24][35].

Assim, a análise destes dois domínios consiste numa ferramenta bastante útil e versátil para o processamento de sinais que pode ser aplicada a sinais de áudio, imagem ou comunicação. A medição da ECC é um exemplo onde tanto o domínio do tempo como o da frequência podem ser aplicados para uma melhor medição e compreensão mais abrangente. Por conseguinte, no domínio temporal, a medição da ECC pode envolver técnicas como a USP, onde o tempo é crucial para determinar o intervalo de tempo que leva um pulso de energia, como o ultrassom, a percorrer a córnea e a retornar ao detetor. Já no domínio espectral, a OCT, em particular o método de SS-OCT, surge como abordagem predominante, examinando-se o espectro de frequência do sinal de retorno da luz, identificando-se, assim, variações na espessura da córnea [24]. Estas técnicas serão abordadas com mais detalhe e atenção no capítulo seguinte.

4.2 Técnicas de Medição da Espessura da Córnea

Este capítulo diz respeito à explicação, de modo geral, de diversas técnicas de ECC, dando especial atenção e interesse às técnicas de Paquimetria Ultrassónica e Tomografia de Coerência Ótica. Em cada um destes subcapítulos são abordados os métodos em questão, bem como os seus princípios de funcionamento e métodos de medida da ECC, vantagens e desvantagens.

4.2.1 Paquimetria Ultrassónica

Atualmente, a USP revela ser uma técnica bastante utilizada na oftalmologia para a medição da ECC, onde, de forma, muito concisa, baseia-se na propagação de ultrassons através da córnea e na deteção do tempo que estas ondas levam para refletirem [36].

Geralmente, os sensores ultrassónicos, também conhecidos como transdutores quando emitem e recebem sinais, funcionam segundo um princípio semelhante ao do sonar, que avaliam os atributos de um alvo através da interpretação dos ecos de ondas acústicas. Os sensores ultrassónicos geram ondas sonoras de alta frequência e avaliam o eco que é recebido pelo sensor. É calculado o intervalo de tempo entre o envio do sinal e a receção do eco para determinar a distância a um objeto. De forma a medir a velocidade ou a direção, são utilizados vários detetores, sendo calculada a velocidade a partir das distâncias relativas às partículas no ar [37]. O mecanismo físico normalmente utilizado para gerar e detetar ondas ultrassónicas é o efeito piezoelétrico exibido por certos materiais cristalinos, como o quartzo, que apresentam a propriedade de desenvolver potenciais elétricos em superfícies cristalinas definidas quando submetidas a tensão mecânica. Este fenómeno converte energia elétrica em energia mecânica e vice-versa [38].

A USP mede a ECC num ponto, sendo calculada em cada ponto da córnea a partir do cálculo das superfícies anterior e posterior da mesma, tendo em conta as distorções óticas. O paquímetro ultrassónico utiliza ultrassons na medição da ECC, nos quais os pulsos de ultrassom de elevada frequência são gerados pelo cristal do transdutor, que oscila mecanicamente após um estímulo elétrico. A sonda transmite esses pulsos às várias camadas constituintes da córnea por contato direto, o ultrassom propaga-se nestes tecidos e é refletido na superfície posterior dos mesmos. Os ecos emitidos fazem o percurso contrário e são captados pelo transdutor, sendo analisados em função do tempo de retorno. Por sua vez, este tempo é proporcional à distância percorrida pelas ondas, estando diretamente relacionada com a ECC e, portanto, é assim calculada a medida final [39]. O paquímetro ultrassónico pode obter medidas da área central, paracentral e periférica [36].

Na USP, a sonda deve ser posicionada cuidadosamente para evitar possíveis complicações, tais como defeitos epiteliais da córnea, irritação ou infeção devido ao

contato direto da sonda com a córnea. Nesta técnica de medida é necessário anestésiar a córnea, pelo que envolve a utilização de um anestésico tópico, podendo ser considerada uma desvantagem desta metodologia de medição da ECC [32]. Além disso, outro aspeto menos positivo pode dever-se ao facto de ser um método de contato direto, exigindo, por isso, que o profissional de saúde centralize a sonda exatamente sobre a córnea [21]. Também o efeito de compressão durante a medição e o possível risco de transmissão de infeções, constituem desvantagens [40].

4.2.2 Tomografia de Coerência Ótica

Recentemente, têm sido registados diversos desenvolvimentos nas tecnologias de imagem que prometem ampliar a capacidade de obter imagens e avaliar o segmento anterior do olho humano. Uma das evoluções mais rápidas neste domínio é a aplicação da OCT, sendo uma técnica de imagiologia não invasiva e sem a existência de contato, que expõe as camadas da córnea, contrariamente à técnica abordada anteriormente. Trata-se então de um método de medição ótico muito adequado para aplicações biomédicas [32][41]. Utiliza luz com um comprimento de onda central de aproximadamente $1,3 \mu\text{m}$, o que é adequado para a imagiologia do segmento anterior, devido a uma penetração relativamente boa através da esclerótica. Esta característica permite a obtenção de imagens do ângulo irido-córneo, o que é muito importante no diagnóstico do glaucoma. Esta metodologia de medição pode envolver dois tipos de OCT: o SS-OCT, abordado no subcapítulo, e o *Spectral Domain* OCT (SD-OCT) que utiliza uma fonte de luz de banda larga e um espectrómetro para analisar a luz refletida nas estruturas oculares, contudo a principal razão desta técnica ser menos utilizada em relação ao SS-OCT, é o fato de estar limitada em meios mais densos, como em patologias como cataratas densas, onde o olho fica mais opaco [41].

Neste sentido, a OCT é frequentemente comparada aos ultrassons, já abordados anteriormente no presente capítulo, devido essencialmente aos princípios de funcionamento semelhantes. Ambas as técnicas de imagem médica direcionam ondas para o tecido em estudo, onde as ondas ecoam na estrutura desse tecido [42][43].

4.2.2.1 Swept-Source OCT

De forma geral, a estrutura e o processamento de dados dos sistemas de *Swept-Source* pode ser observado na **Figura 4-2**, no qual duas ondas, oriundas da mesma fonte, convergem para o mesmo espaço após percorrerem caminhos diferentes. Ou seja, são analisadas as ondas refletidas e o atraso das mesmas para revelar a profundidade em que ocorreu a reflexão. É assim utilizado um *laser* de fonte varrida em frequência que emite repetidamente luz *laser* com comprimento de onda variado, na região do infravermelho próximo (NIR), que se propaga mais rápido que os ultrassons, contudo os atrasos das ondas refletidas não podem ser medidos diretamente, sendo então utilizada uma medição de referência [42][43].

O feixe é dividido em dois caminhos perpendiculares: o caminho de referência e o caminho de amostra, sendo estes combinados num interferómetro. Neste, o feixe do caminho de amostra é direcionado para a córnea do olho, onde parte é refletido para um braço de referência de comprimento conhecido. A parte refletida e o feixe do caminho de referência são combinados novamente, criando interferência entre as ondas, sobrepondo-se de forma construtiva ou destrutiva, sendo este padrão de interferência detetado por um fotodíodo [42][43][44].

A fonte de luz *laser* é sintonizada em frequência durante o varrimento, ou seja, é continuamente alterada ao longo do tempo, permitindo que o sistema SS-OCT obtenha informações de profundidade ao longo do eixo ótico, sendo que as mudanças na intensidade do sinal refletido indicam as camadas da córnea. Posteriormente, o padrão de interferência resultante é detetado e processado, através da utilização da FFT, transformando o sinal de interferência num sinal do domínio espacial, onde um único varrimento é denominado de *A-scan*, sendo também desejada uma elevada taxa de velocidade do varrimento, de modo a suportar uma elevada área no varrimento, enquanto limita artefactos indesejados, originados, por exemplo, pelo movimento dos olhos. Assim, são realizados múltiplos *A-scans* em locais diferentes, para produzir *scans* de fatia (2D) ou de volume (3D), denominados de *B-scan* e *C-scan*, respetivamente. Desta forma, a técnica de SS-OCT utiliza uma fonte laser de varrimento de comprimento de onda longo e um fotodetector equilibrado para uma deteção interferométrica resolvida espectralmente [40][42][43][44][45].

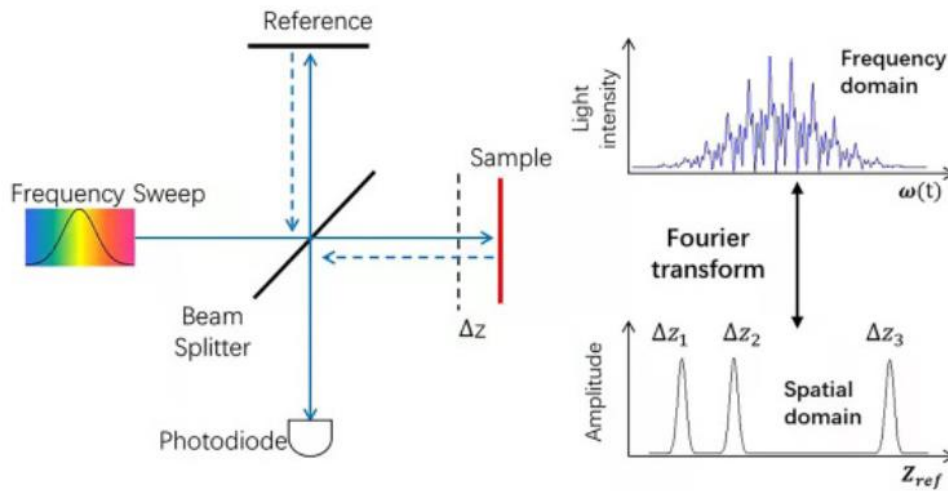


Figura 4-2 – Padrão de interferência de um sistema de SS-OCT [43].

Tanto a análise no domínio temporal como no domínio espectral são úteis na medição da ECC, oferecendo diferentes perspetivas e complementando-se para um melhor entendimento e mais aprofundado. Ao comparar os métodos de USP e SS-OCT, verifica-se que o primeiro é um método mais tradicional de medição da ECC e com um custo menos elevado em relação a técnicas mais recentes como o SS-OCT. Contudo, este é mais avançado e permite obter imagens mais rapidamente, com melhor resolução e mais informações e detalhes, dando a possibilidade de obter uma avaliação mais completa e avançada das estruturas oculares.

5 Análise funcional do equipamento IOL Master 700 e Resultados Experimentais

Durante a elaboração da presente dissertação existiu contato físico e prático com um equipamento de *Swept-Source* IOL Master 700 (Zeiss), existente no Hospital Garcia de Horta, situado em Almada, tendo sido permitido visualizar os componentes internos do equipamento de oftalmologia e realizar um exame oftalmológico.

Para além do diagnóstico do glaucoma, onde os equipamentos de SS-OCT são particularmente importantes, o diagnóstico de cataratas também é igualmente útil, desempenhando um papel mais complementar, principalmente no planeamento cirúrgico e na avaliação de estruturas oculares, nomeadamente, o cristalino. O termo catarata refere-se à opacificação de uma lente natural existente no interior do globo ocular, denominada cristalino, que é responsável pela capacidade de o olho focar imagens ao perto, como já foi anteriormente descrito no presente relatório, ou seja, as cataratas são caracterizadas pela perda progressiva da transparência do cristalino. Assim sendo, na cirurgia da catarata moderna, o cristalino, que não permite a passagem de luz, é substituído por uma lente intraocular artificial (LIO). Esta consiste numa lente artificial implantada cirurgicamente no olho, a fim de corrigir ou melhorar o foco afetado por uma disfunção da lente, conseguindo, deste modo, simular as propriedades refrativas das lentes naturais. Atualmente, existem três tipos de LIOs: LIOs padrão, LIOs multifocais e LIOs EDoF, sendo que as diferenças existentes entre elas incidem principalmente nos pontos focais e nas distâncias da visão que cada tipo de lente proporciona [22][51][52].

Este equipamento de SS-OCT pertence à Classe 1 relativamente à utilização de *laser*, descrita de forma detalhada e completa no **Anexo I**. Permite também avaliar os olhos em apenas 45 segundos e apresenta uma taxa de penetração de mais de 99% das cataratas, o que permite reduzir a necessidade de ultrassons. Realiza uma imagem OCT completa, mostrando os detalhes e pormenores anatómicos, através de um corte longitudinal do olho [53][54][55]. O equipamento em questão encontra-se representado na **Figura 5-1** e retrata uma ferramenta bastante avançada no ramo da oftalmologia, disponibilizando uma alta resolução e profundidade de penetração, o que permite uma visualização mais precisa e exata das estruturas e camadas oculares.



Figura 5-1– Equipamento de SS-OCT IOL Master 700.

O esquemático de um equipamento é um documento/instrumento essencial para a compreensão e, posterior, manutenção do sistema. Permite uma representação visual do funcionamento interno do equipamento, destaca os componentes mais críticos, o que auxilia na identificação de falhas e funciona de base para o desenvolvimento e otimização futuros do mesmo, pelo que é importante a análise prévia do esquemático, a fim de uma melhor compreensão e entendimento do mesmo. O esquemático do equipamento visualizado e analisado, encontra-se representado na **Figura 5-2**.

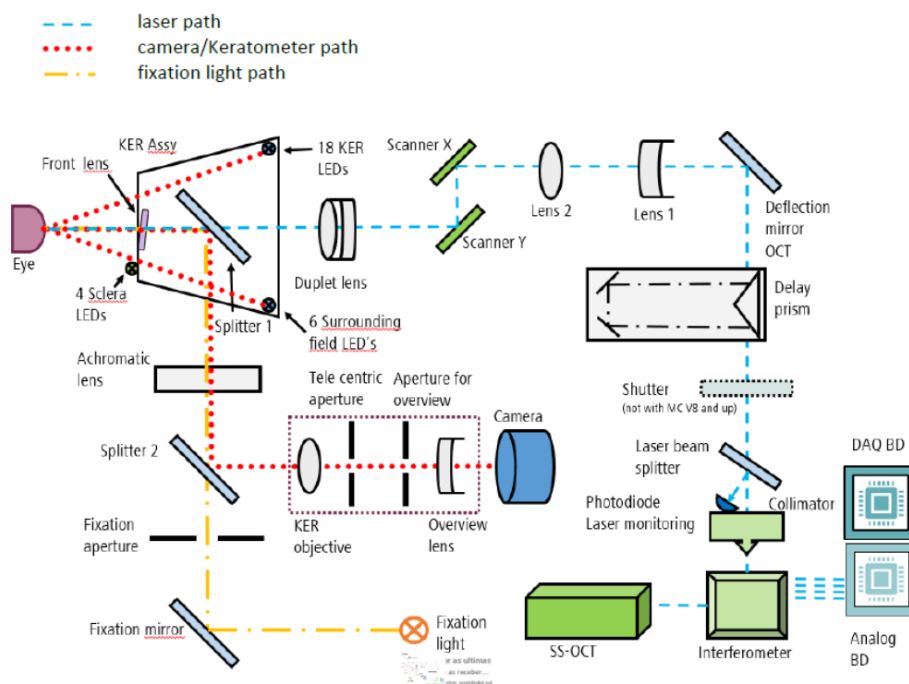


Figura 5-2 - Esquemático do equipamento IOL Master 700.

Este diagrama detalha os componentes e os caminhos óticos utilizados neste equipamento, estando estes divididos em três caminhos principais: o caminho do *laser*, o caminho de câmara/ceratometria e o caminho da luz de fixação.

O caminho da luz de fixação tem origem na fonte de luz de fixação (*Fixation Light*), sendo esta luz projetada para ser visível ao paciente e servir como ponto de foco, ajudando a manter o olho do paciente fixo e imóvel numa posição específica, na qual o paciente deve olhar durante o decurso do exame oftalmológico. Em seguida, a luz de fixação passa por um espelho de fixação (*Fixation Mirror*), que ajusta o ângulo da luz, e por uma abertura de fixação (*Fixation Aperture*), que define alguns parâmetros do feixe de luz como, por exemplo o diâmetro, assegurando que esteja focado para o paciente conseguir ver. Depois é redirecionada por um divisor de feixe (*Splitter 1*) e segue até à lente frontal que direciona a luz para o olho do paciente.

O caminho do *laser* tem origem na componente do SS-OCT, evidente na **Figura 5-3 a)**, passa pelo interferómetro, pelos polarizadores (*colimator*) e atinge o divisor do feixe de *laser* (*Laser Beam Splitter*), dividindo-o em caminho de referência e caminho de amostra que segue para o olho. Os polarizadores têm a função de maximizar o sinal, permitindo melhorar a relação entre os sinais emitido e recebido, melhorando a relação sinal-ruído, comumente abreviada como SNR (*Signal-to-Noise Ratio*). Em seguida, o

feixe passa pelo prisma de atraso (*Delay Prism*), que ajusta a distância ótica que o feixe percorre com a luz que será refletida pelo olho e é refletido pelo espelho de deflexão (*Deflection Mirror OCT*). Depois, o feixe passa pelas lentes 1 e 2 (*Lens 1 e Lens 2*), que o ajudam a focar e, em seguida é direcionado através dos *scanners X e Y*, que movem o feixe de laser horizontal e verticalmente sobre a superfície do olho. Posteriormente, o feixe passa por uma lente dupla (*Duplet Lens*) que o permite ajustar ainda mais antes de seguir em direção ao olho. Finalmente atinge o olho, é refletido e retorna ao longo do mesmo caminho, onde, de seguida, é combinado no interferómetro com o feixe de referência. Este componente (*Interferometer*), evidenciado na **Figura 5-3 b)**, cria um padrão de interferência, com base nas diferenças dos percursos óticos entre o feixe refletido e o feixe de referência, necessário para a formação da imagem. Por fim, este padrão é detetado e analisado por sistemas de aquisição de dados, nomeadamente *DAQs*, para depois enviá-los ao computador e, conseqüentemente, formar a imagem OCT.

O caminho de câmara/ceratometria utiliza 18 LEDs específicos de ceratometria (*KER LEDs*), como mostra a **Figura 5-3 c)**, 6 LEDs de campo circundante (*Surrounding LEDs*), que são componentes de iluminação adicionais e complementares, localizados em redor dos 18 LEDs de ceratometria, proporcionando uma iluminação uniforme ao redor do campo de visão, e ainda 4 LEDs para iluminação da esclerótica (*Sclera LEDs*), que iluminam a superfície ocular para criar reflexos específicos que a câmara irá captar. A luz refletida da córnea é direcionada para o conjunto de espelhos de ceratometria (*KER Assy*), que, por sua vez, a direcionam ao longo do caminho até à câmara. Em seguida, passa pelo primeiro divisor de feixe (*Splitter 1*), por uma lente acromática (*Achromatic Lens*) e por um segundo divisor de feixe (*Splitter 2*). Os divisores ajudam a direcionar a luz em direção à câmara, enquanto a lente acromática tem a função de corrigir aberrações cromáticas, garantindo que a luz atinge a câmara sem distorções cromáticas. De seguida, a luz atinge a objetiva de ceratometria (*KER Objective*) que permite ajustar o foco e ampliar o feixe para que a imagem captada seja mais nítida. Depois, passa por lentes de visão geral (*Overview Lens*) que definem o campo de visão e criam uma imagem mais abrangente da região da córnea, garantindo que essa imagem está focada e nítida. Por fim, a luz atinge a câmara, onde é registada a imagem OCT final.

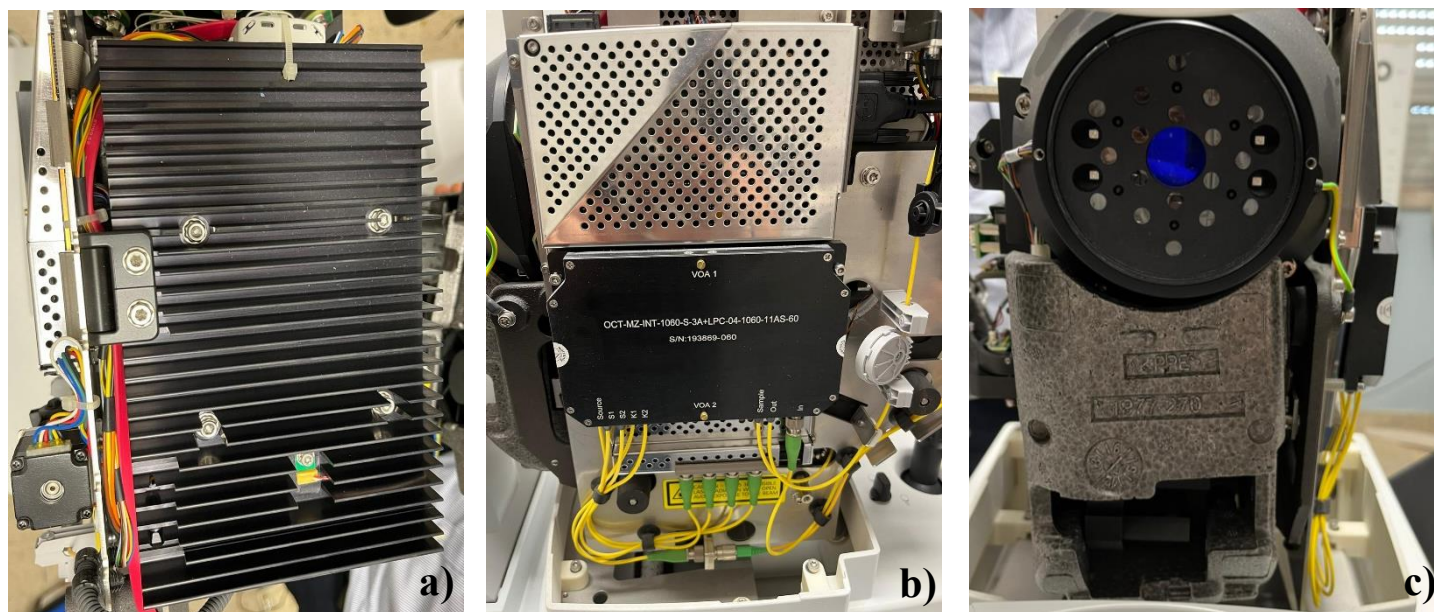


Figura 5-3 – Componentes do equipamento de SS-OCT IOL Master 700: a) componente de SS-OCT; b) Interferómetro; c) LEDs de ceratometria.

A realização de um exame, através do equipamento IOL Master 700, permite avaliar diversos parâmetros como o comprimento axial do olho, espessura central da córnea, profundidade da câmara anterior, espessura do cristalino, ceratometria, astigmatismo corneano, branco-a-branco, entre outras. Cada um destes parâmetros fornece informações específicas e úteis no cálculo e na avaliação detalhada da potência das LIOs, para posterior intervenção cirúrgica, de modo a proporcionar ao paciente a melhor qualidade visual possível e, conseqüentemente, de vida. Neste sentido, de acordo com a biometria do olho e a respetiva estrutura, as próteses para o globo ocular, como as LIOs, são calculadas de várias fórmulas, sendo estas desde logo mostradas no final do exame. Importa salientar que, após a análise dos especialistas de saúde, os mesmos detêm a decisão final da existência ou não da cirurgia da catarata ou de outras intervenções oftalmológicas dos pacientes.

Por conseguinte, o exame foi realizado a uma paciente, do sexo feminino, com 23 anos que é portadora de *Diabetes Mellitus* tipo 1. Os valores biométricos obtidos para os parâmetros acima descritos encontram-se representados na **Tabela 5-1** e, de forma mais completa e complementar, no **Anexo I**.

Tabela 5-1 – Resultados obtidos num exame efetuado pelo equipamento IOL Master 700.

Parâmetros Medidos	Comprimento Axial [mm]	Espessura	Profundidade	Espessura do Cristalino [mm]	Astigmatismo Corneano [D]	Branco-a-Branco [mm]	
		Central da Córnea [mm]	da Câmara Anterior [mm]				
Olho Direito	Valor medido	21,82	0,514	3,36	3,77	-0,60	12,4
Olho Esquerdo	Valor medido	22,06	0,511	3,44	3,69	-0,26	12,4
Especificação do equipamento [56][57]	13 - 48	0,2 – 1,2	0,7 – 8	Olho fático: 1 – 10 Olho pseudofático: 0,13 – 2,5	-	8 – 16	
Valor Esperado [56][58][59][60][61]	22 - 25	0,540 – 0,550	2,5 – 3,6	Olho fático: 4,5 - 6 Olho pseudofático: 0,5 – 0,6	0	11,5	

O Comprimento Axial do olho representa a distância total desde a parte anterior da córnea até à retina. É um parâmetro crucial na determinação do tipo de olho e é fundamental para o cálculo da potência das LIOs, em cirurgias de cataratas, pois afeta diretamente a refração do olho. Aquando da realização do exame, foi obtido um *B-scan*, ilustrado no **Anexo IV A**, onde é possível evidenciar este parâmetro, bem como as três principais estruturas oculares, de onde se verifica que existe uma simetria e regularidade nas mesmas [62].

Através do Comprimento Axial do olho, é possível detetar a presença de miopia, hipermetropia e astigmatismo. Num olho saudável, a imagem é formada na retina. Deste modo, a miopia é caracterizada por uma dificuldade em ver ao longe, pelo que a imagem é formada antes da retina. Por sua vez, na hipermetropia existe dificuldade em ver ao perto e ocorre quando o olho é mais curto que o considerado normal, fazendo com que a imagem se forme depois da retina. Por último, o astigmatismo torna a visão enevoada e surge devido a uma malformação da curvatura da córnea ou do cristalino, estando, por exemplo, ovalada e não redonda como é esperada, causando a focalização da luz em múltiplos locais da retina em vez de apenas num, tornando a imagem menos

nítida e distorcida [63]. Atendendo ao olho direito, o valor obtido de 21,82 mm encontra-se abaixo do intervalo esperado (22 mm – 25 mm), indicando que se trata de um olho com um comprimento axial ligeiramente mais curto. Este fato foi comprovado pela informação emitida no exame, que se encontra representada no **Anexo III**, que efetivamente se trata de um olho pequeno, pelo que é um aspeto a ter em atenção futuramente. Relativamente ao olho esquerdo, o valor obtido de 22,06 mm vai ao encontro do esperado em olhos humanos adultos. Neste contexto, um comprimento axial do olho maior que o normal, pode indicar miopia e, em contrapartida, um menor comprimento axial pode traduzir-se na existência de hipermetropia e, como tal, no olho direito, existe uma leve predisposição para a existência de hipermetropia. Além disso, as medidas obtidas encontram-se dentro da faixa de medição do equipamento (13 mm – 48 mm) e são consistentes entre os dois olhos, apenas com uma pequena variação, logo estes podem ser considerados altamente confiáveis e muito pouco discrepantes.

A Espessura Central da Córnea é importante para avaliar a saúde ocular, influenciando as medições da PIO e também para o cálculo da PIO, como tem vindo a ser mencionado ao longo deste trabalho. Desta forma, ambos os valores medidos para o olho direito (0,514 mm) e para o olho esquerdo (0,511 mm) são considerados inferiores em relação aos valores normais para uma córnea saudável e sem patologias (0,540 mm – 0,550 mm), estando portando fora do intervalo esperado. Neste equipamento médico, este parâmetro apresenta um desvio padrão muito pequeno, aproximadamente $\pm 5 \mu\text{m}$, como se verifica no **Anexo II**, pelo que este equipamento permite medições extremamente precisas e, como tal, os valores medidos encontram-se dentro da faixa de especificação (0,2 mm – 1,2 mm), sendo a diferença entre os olhos bastante reduzida, o que reforça a confiabilidade do equipamento de medida. Embora não exista necessariamente uma condição patológica associada aos valores obtidos relativos a este parâmetro, uma espessura reduzida da córnea é um aspeto a ter em atenção, sendo importante monitorar, especialmente se existir um histórico clínico de doenças corneanas em ambiente familiar.

A Profundidade da Câmara Anterior consiste na distância entre a córnea até ao cristalino, afetando a posição efetiva da lente (PEL) que é a posição real da LIO dentro do olho após a cirurgia da catarata e, portanto, resume-se à distância entre a LIO implantada e a córnea. Logo, profundidades de 3,36 mm e 3,44 mm para os olhos direito e esquerdo, respetivamente, são consideradas normais (2,5 mm – 3,6 mm),

revelando-se importantes para o cálculo de LIOs, sugerindo também que não existe risco imediato de glaucoma de ângulo fechado [64]. Também ambos os valores pertencem ao intervalo de medição do equipamento, sendo que o pequeno desvio padrão que se verifica ($8 \mu\text{m} - 14 \mu\text{m}$), implica que as medidas possam variar entre $\pm 0,008 \text{ mm}$ e $\pm 0,014 \text{ mm}$, o que torna a diferença observada entre os olhos estatisticamente insignificante, garantindo alguma precisão de medida.

Relativamente ao parâmetro da Espessura do Cristalino, o valor desta espessura pode variar com a idade e também com outras condições oculares, contribuindo para a determinação da PEL e, conseqüentemente, da LIO. Os valores medidos de $3,77 \text{ mm}$ e $3,69 \text{ mm}$, com respeito, aos olhos direito e esquerdo, encontram-se afastados do intervalo esperado, relativamente a olhos fáticos ($4,5 \text{ mm} - 6 \text{ mm}$), isto é, olhos que não sofreram cirurgia de cataratas e possuem o cristalino natural, pelo que não apresentam LIOs [65]. Neste sentido, esta medição apresenta um ponto de exclamação, como é possível ver no **Anexo I**, pelo que a presença deste símbolo indica que, para o contexto específico da paciente ou em comparação com outras medições, trata-se de um valor limite ou dispar do valor esperado.

A ceratometria é também uma componente chave na biometria e consiste num método de medição optométrica e oftalmológica que permite medir a curvatura da córnea, em dioptrias (D), indicando, desta forma, o estado de saúde da mesma e, conseqüentemente, a validade do olho. Além disso, consiste numa componente essencial num exame de biometria ocular, particularmente para o cálculo da potência das LIOs. Em específico, o equipamento utilizado mede este parâmetro, baseando-se em 18 pontos reflexivos em três regiões da córnea, como se encontra evidenciado no **Anexo**, onde o paciente fixa o olho num ponto, enquanto o equipamento mede a curvatura da córnea nos meridianos principal e secundário, normalmente distanciados 90° entre eles. As duas leituras principais da ceratometria são designadas K1 e K2, onde a primeira representa a curvatura mais plana da córnea e a segunda, a curvatura mais curva da córnea. Se a diferença entre K1 e K2 for significativa, indica astigmatismo corneano [66][53]. Tal como se encontra representado no **Anexo I**, para o olho direito foram obtidos os valores de K1: $43,98 \text{ D @ } 152^\circ$; K2: $44,59 \text{ D @ } 62^\circ$, o que significa que a curvatura mais plana (K1) é $43,98 \text{ D}$ no meridiano de 152° e a curvatura mais curva (K2) é $44,59 \text{ D}$ no meridiano de 62° . A diferença entre os valores de K1 e K2, comumente representada por ΔK , indica a presença de astigmatismo corneano, no entanto, um valor de $-0,60 \text{ D}$ para

este parâmetro indica astigmatismo leve, sendo que o eixo do astigmatismo, que é linha que une os dois meridianos, está a 62° e 152°, representando, assim, a orientação do eixo do astigmatismo. No que concerne ao olho esquerdo, os valores medidos foram K1: 43,85 D @ 174°; K2: 44,11 D @ 84°, retratando que a curva mais plana é 43,85 D no meridiano de 174° e a curvatura mais curva é 44,11 D no meridiano de 84°. Deste modo, o valor de $\Delta K = -0,26$ D, indica igualmente um astigmatismo leve, podendo não necessitar de correção significativa, dependendo, naturalmente, dos sintomas e necessidades visuais sentidas pela paciente. Este astigmatismo pode afetar ligeiramente a qualidade da visão, porém, ao ser considerado leve, pode não causar grandes dificuldades visuais. Além disso, um desvio padrão $\pm 0,01$ D é insignificante, assegurando, novamente, a precisão de medida e confiabilidade do equipamento.

O parâmetro Branco-a-Branco é definido como o diâmetro horizontal da córnea, logo é importante na avaliação do tamanho da córnea. Deste modo, os valores obtidos de 12,4 mm, em ambos os olhos, encontram-se ligeiramente acima do valor esperado para pacientes adultos, que deverá ser 11,5 mm, mas ainda dentro dos limites normais para a maioria das pessoas. Tal como tem vindo a ser descrito ao longo deste capítulo, este parâmetro é igualmente importante no cálculo e na avaliação de LIOs, ajudando na determinação do tamanho adequado da LIO, bem como no diagnóstico de outras condições oculares mais específicas como microcórnea (< 10 mm) ou megalocórnea (13 - 15 mm). Ainda assim, estes valores por si só não refletem problemas na saúde ocular.

Um aspeto a ressaltar é o fato desta paciente ser portadora de *Diabetes mellitus* tipo 1 que frequentemente afeta a visão, através de uma maneira direta, ou seja, metabólica, ou indireta, por intermédio de complicações em determinadas estruturas do globo ocular. Neste caso, concretamente quanto à Espessura Central da Córnea e à Espessura do Cristalino, o valor destes parâmetros tende a aumentar em pacientes com esta patologia, devido essencialmente às alterações metabólicas provocadas pelo excesso de glicose no sangue, facto este essencial no diagnóstico desta condição. Ainda assim, os valores medidos nestes dois parâmetros encontram-se abaixo do esperado, pelo que não é possível comprovar esta afirmação. No que diz respeito aos restantes parâmetros biométricos avaliados, aquando da realização deste exame ocular, não existem evidências concretas de que a *diabetes* tenha influência direta, contudo, ao longo do tempo, podem-se verificar alterações e complicações da anatomia e fisiologia

ocular, pelo que é de salientar novamente a importância de avaliações e de acompanhamento clínico regulares.

Além dos parâmetros propriamente medidos, é igualmente importante atender às estruturas oculares, podendo estas ser analisadas através de *scans* emitidos pelo equipamento, como é exemplo o **Anexo IV A**. Deste modo, globalmente, é possível inferir que as estruturas oculares estão bem delineadas, apresentando simetria e regularidade e, apesar dos ligeiros desvios das medidas efetuadas, estas quase que se inserem dentro dos intervalos normais, pelo que se trata de uma paciente com uma saúde ocular saudável, considerada normal, sem evidências de patologias ou condições que necessitem de intervenção cirúrgica ocular.

6 Conclusão e Perspetivas Futuras

A realização deste trabalho, cujo objetivo é o estudo das metodologias utilizadas para a medição da espessura da córnea, permite concluir que estas emergem como uma área de significativa importância no âmbito das áreas de oftalmologia e biomédica, influenciando diretamente a prática clínica, o diagnóstico de condições oculares e os procedimentos cirúrgicos. Desta forma, a constante busca por conhecimentos nesta área é impulsionada pela necessidade de aprimorar a qualidade dos cuidados oftalmológicos, monitorizar a saúde ocular de forma eficaz e, ainda, promover avanços científicos que beneficiem a sociedade em geral. Contudo, são ainda necessários estudos prospectivos de maior dimensão para determinar a relação dos valores medidos, utilizando diferentes métodos de medição da espessura da córnea.

A espessura corneana destaca-se como um fator significativo nos resultados obtidos da PIO e, conseqüentemente, na avaliação do risco de progressão do glaucoma. Esta relação entre a espessura da córnea e o risco de glaucoma evidencia a complexidade da interação entre diferentes elementos oculares e ressalta a necessidade de abordagens mais eficazes. As técnicas de medição da ECC mais utilizadas incidem essencialmente na USP e na OCT, sendo a paquimetria requerida para medições rápidas e precisas, enquanto a OCT é escolhida para imagens com mais detalhe, frequentemente aplicada em diagnóstico.

Ao longo da elaboração do presente trabalho, foi realizado um exame oftalmológico, num equipamento de SS-OCT, nomeadamente o IOL Master 700 (*Zeiss*), de modo a proporcionar algum contato direto com um equipamento desta área em estudo, bem como concluir e confirmar o que neste trabalho tem vindo a ser descrito. Neste sentido, este equipamento utiliza uma tecnologia de SS-OCT como já foi mencionado anteriormente, oferecendo imagens detalhadas e precisas das estruturas oculares. Além disso, permite integrar vários parâmetros biométricos num único exame, simplificando o processo, pois reduz a necessidade de mais equipamentos para obter valores referentes a esses parâmetros. Trata-se de um equipamento não invasivo para o paciente que, aliado à sua rapidez, torna-o bastante utilizado na área oftalmológica e, portanto, de uma forma geral, oferece uma combinação de rapidez, fácil utilização e precisão de medida.

Ainda assim, o desenvolvimento de novas técnicas para medir a PIO é um campo em constante evolução, tendo em vista aprimorar outras técnicas já existentes ou em despertar abordagens inovadoras e mais precisas, como é o caso de nanobiosensores implantáveis no olho ou integrados em lentes de contato que possam oferecer um monitoramento contínuo da medição da PIO e em tempo real. Ainda no âmbito da tecnologia avançada, como a inteligência artificial, um exemplo futuro pode passar pela utilização de óculos inteligentes, tendo integrados sensores de pressão ou tecnologia de ultrassons, para possibilitar também leituras da PIO.

Da mesma forma, na medição da ECC, com a busca incessante por melhorar e inovar as metodologias disponíveis, algumas ideias futuras poderão passar por aperfeiçoar as técnicas de imagem, aumentando a sensibilidade e precisão, utilizando sensores de menores dimensões facilmente incorporados em dispositivos portáteis ou em equipamentos oftalmológicos padrão, permitindo medições da ECC.

Referências Bibliográficas

- [1] J. A. Batista, K. Cristina, and S. Sousa, “ROGÉRIO DOS SANTOS CARDOSO ÓPTICA GEOMÉTRICA E A VISÃO DO OLHO HUMANO”.
- [2] “O olho humano e a visão (artigo) | O olho | Khan Academy.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://pt.khanacademy.org/science/6-ano/vida-e-evolucao-a-visao/o-olho/a/o-olho-humano-e-a-visao>
- [3] “Estrutura e função dos olhos - Distúrbios oftalmológicos - Manual MSD Versão Saúde para a Família.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.msmanuals.com/pt-pt/casa/disturbios-oftalmologicos/biologia-dos-olhos/estrutura-e-funcao-dos-olhos>
- [4] “O olho humano – CEO Porto Alegre.” Accessed: Jan. 05, 2024. [Online]. Available: <https://ceoportoaalegre.com.br/2010/04/o-olho-humano/>
- [5] “O olho humano.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.zeiss.pt/vision-care/cuidados-e-saude-ocular/compreender-a-visao/o-olho-humano.html>
- [6] “Como funciona o olho humano? Entenda tudo - PHELCOM Technologies.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://phelcom.com/pt-br/blog/saude/como-funciona-o-olho-humano/>
- [7] J. Chong and W. J. Dupps, “Corneal biomechanics: Measurement and structural correlations,” *Exp. Eye Res.*, vol. 205, p. 108508, Apr. 2021, doi: 10.1016/J.EXER.2021.108508.
- [8] É. C. C. de Oliveira, C. G. Arce, M. Campos, and P. Schor, “O cálculo do poder das lentes intra-oculares e o Orbscan-II. Parte 1: O poder óptico da córnea normal,” *Arq. Bras. Oftalmol.*, vol. 66, no. 5, pp. 567–574, Oct. 2003, doi: 10.1590/S0004-27492003000500005.
- [9] Zeiss, “Cirrus Application - Glaucoma.”, pp. 1-18.
- [10] C. Muccioli, M. Campos, M. Goldchmit, P. E. C. Dantas, S. J. Bechara, and V. P. Costa, “A córnea não é um pedaço de plástico,” *Arq. Bras. Oftalmol.*, vol. 69, no. 5, pp. 629–630, 2006, doi: 10.1590/S0004-27492006000500001.

- [11] “Distrofia de Fuchs | IOA.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://ioa.com.br/tudosobre/distrofia-de-fuchs/>
- [12] “As 5 camadas da Córnea que você deveria conhecer!” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://imomg.com.br/5-camadas-da-cornea/>
- [13] F. Da Silva and M. Lira, “Intraocular pressure measurement: A review,” *Surv. Ophthalmol.*, vol. 67, no. 5, pp. 1319–1331, Sep. 2022, doi: 10.1016/J.SURVOPHTHAL.2022.03.001.
- [14] D. S. Monos and R. Rajalingam, “The Major Histocompatibility Complex,” *Clin. Immunol. Princ. Pract. Sixth Ed.*, pp. 78–92, Jan. 2022, doi: 10.1016/B978-0-7020-8165-1.00005-8.
- [15] “Glaucoma: o que é, sintomas e tratamento | CUF.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.cuf.pt/saude-a-z/glaucoma>
- [16] H. Youngblood, P. V. Schoenlein, L. R. Pasquale, W. D. Stamer, and Y. Liu, “Estrogen dysregulation, intraocular pressure, and glaucoma risk,” *Exp. Eye Res.*, vol. 237, p. 109725, Dec. 2023, doi: 10.1016/J.EXER.2023.109725.
- [17] R. L. Stamper, O. Punjabi, and G. Tanaka, “Intraocular Pressure: Measurement, Regulation, and Flow Relationships,” *Duane's Foundations of Clinical Ophthalmology (2012)*, pp. 1-37
- [18] “Figure: Fluxo e produção do humor aquoso - Manuais MSD edição para profissionais.” Accessed: Jan. 05, 2024. [Online]. Available: <https://www.msmanuals.com/pt-pt/profissional/multimedia/figure/fluxo-e-produção-do-humor-aquoso>
- [19] “Humor aquoso é responsável por manter saúde e transparência dos olhos – Jornal da USP.” Accessed: Jan. 05, 2024. [Online]. Available: <https://jornal.usp.br/radio-usp/humor-aquoso-e-responsavel-por-manter-saude-e-transparencia-dos-olhos/>
- [20] D. M. M. Rang H.P., “Farmacologia,” p. 407, 2007.
- [21] M. A. Fayed and T. C. Chen, “Pediatric intraocular pressure measurements: Tonometers, central corneal thickness, and anesthesia,” *Surv. Ophthalmol.*, vol. 64, no. 6, pp. 810–825, Nov. 2019, doi:

10.1016/J.SURVOPHTHAL.2019.05.003.

- [22] R. A. Leandro, “Variação da pressão intraocular durante a cirurgia da catarata Professor Doutor Carlos Marques Neves”, pp.1-54.
- [23] “Tonometria: métodos, diferenças e indicações!” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://blog.eyecarehealth.com.br/tonometria-metodos-disponiveis-suas-diferencas-e-indicacoes/>
- [24] “Como você usa a análise no domínio da frequência para identificar sinais periódicos e não periódicos?” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.linkedin.com/advice/1/how-do-you-use-frequency-domain-analysis-identify?lang=pt&originalSubdomain=pt>
- [25] A. Gwynne, “Visuplan: General information,” *Guid. to Build. Control*, no. 2095, pp. 1–19, 2013, doi: 10.1002/9781118507728.ch1.
- [26] C. A. Zeiss Meditec, “Applanation Tonometers AT 020 and AT 030 from ZEISS Compact and practice-proven”, Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: www.meditec.zeiss.com/applanation-tonometer
- [27] C. A. Zeiss Meditec, A. G. Jena, “tonómetro de aplanção at 020.”, pp. 1-56, 2022.
- [28] C. G. V. De Moraes, T. S. Prata, J. Liebmann, and R. Ritch, “Modalities of Tonometry and their Accuracy with Respect to Corneal Thickness and Irregularities,” *J. Optom.*, vol. 1, no. 2, pp. 43–49, Jan. 2008, doi: 10.3921/JOPTOM.2008.43.
- [29] L. José, “Medição da pressão intraocular.”, pp. 1-27.
- [30] “ZEISS VISUPLAN 500 | Avaliação da pressão intraocular.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.zeiss.pt/vision-care/para-profissionais-da-visao/equipamento/analise-das-condicoes-dos-olhos/avaliacao-da-pressao-intraocular.html>
- [31] C. A. Zeiss Meditec, A. G. Jena, “VISUPLAN 500 Tonómetro Non-Contact,” pp. 1–78, 2022.
- [32] T. Ucak, N. G. T. Icel, Erel, Y. Karakurt, H. Yilmaz, A. Ugurlu, and M. Demir,

- “Comparison of Six Methods of Central Corneal Thickness Measurement in Healthy Eyes,” 2021. doi: 10.14744/bej.2021.17894.
- [33] A. H. Siddiqui, A. M. Shaikh, M. Shakir, M. Khan, and A. Khan, “Relationship between central corneal thickness in Myopic and Emmetropic patients,” 2020.
- [34] D. Larissa, “DOMÍNIO DO TEMPO VS DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA”, pp. 1-3.
- [35] A. G. Vaillant, R. Franciss, and M. S. da R. Freitas, “Estudo comparativo de análises no domínio do tempo e da frequência em risers flexíveis,” *Rem Rev. Esc. Minas*, vol. 62, no. 3, pp. 385–392, 2009, doi: 10.1590/S0370-44672009000300019.
- [36] F. Fialho, N. P. Doutora, and C. Lança, “INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA Paquimetria Ultrassónica e Pentacam HR: estudo comparativo das medições de Espessura Corneana Central”.
- [37] K. S. Vibhav, “Principles of Transducers & Biomedical Instrumentation”, pp. 1-419, 2019.
- [38] R. S. Khandpur, “Handbook of Second Edition Biomedical Instrumentation.”
- [39] A. Rita Azevedo *et al.*, “Espessura Central da Córnea: Estudo Comparativo entre Valores Obtidos com Paquimetria Ultrassónica e Pentacam HR,” vol. 36, 2012.
- [40] V. J. MD, B. Y. MB, M. Y. BSc, C. Y. MB, C. KS, and L. MD, “Corneal thickness and elevation measurements using swept-source optical coherence tomography and slit scanning topography in normal and keratoconic eyes,” 2013. doi: 10.1111/ceo.12113.
- [41] M. Gora *et al.*, “Ultra high-speed swept source OCT imaging of the anterior segment of human eye at 200 kHz with adjustable imaging range,” 2009.
- [42] S. Aumann, S. Donner, J. Fischer, and F. Müller, “Optical Coherence Tomography (OCT): Principle and Technical Realization,” *High Resolut. Imaging Microsc. Ophthalmol.*, pp. 59–85, 2019, doi: 10.1007/978-3-030-16638-0_3.

- [43] F. Zheng *et al.*, “Advances in swept-source optical coherence tomography and optical coherence tomography angiography,” *Adv. Ophthalmol. Pract. Res.*, vol. 3, no. 2, pp. 67–79, May 2023, doi: 10.1016/J.AOPR.2022.10.005.
- [44] C. A. Zeiss Meditec, “Basic OCT Theory review.”, pp. 1-20.
- [45] “Swept-source OCT (SS-OCT) - Non-invasive high-resolution imaging - Teledyne SP Devices.” Accessed: Jan. 05, 2024. [Online]. Available: <https://www.spdevices.com/what-we-do/applications/medical-imaging/optical-coherence-tomography>
- [46] U. U. O. Silva, E. T. N. Servin, P. da C. Leal, C. M. Barros de-Oliveira, E. C. R. Moura, and O. de M. Silva-Junior, “Laser de alta intensidade para tratamento da dor: revisão sistemática,” *BrJP*, vol. 6, no. 2, pp. 160–170, Aug. 2023, doi: 10.5935/2595-0118.20230030-PT.
- [47] Zeiss, “Briefing on the Safe Use of Laser Devices.”, pp. 1-30.
- [48] “Classificação de risco do laser.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.apinex.com/pt/classificacoes-dos-laser.html>
- [49] P. Maria Cecília Bonato Brandalize and D.-I. Jürgen Philips, “Padrões de Classificação de Equipamentos Laser Utilizados em Levantamentos Terrestres e Aéreos”.
- [50] “3. Laser e IPL na medicina 3.1. Histórico sobre aplicação de radiações laser e IPL na medicina 3.1.1. Laser”.
- [51] “Catarata ocular: causas, sintomas e tratamento | Hospital da Luz.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.hospitaldaluz.pt/pt/dicionario-de-saude/catarata-ocular-causas-sintomas-e-tratamento>
- [52] “Escolher uma Lente de Catarata - ZEISS.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.zeiss.pt/vision-care/cirurgia-ocular/cirurgia-da-catarata/escolher-uma-lente-de-catarata.html>
- [53] H. Hashemi *et al.*, “The distribution of keratometry in a population based study,” *J. Curr. Ophthalmol.*, vol. 33, no. 1, pp. 17–22, Jul. 2019, doi: 10.1016/J.JOCO.2019.06.004.

- [54] “ZEISS IOL Master.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://crstoday.com/zeiss-iol-master>
- [55] “ZEISS IOLMaster 700 - SWEPT Source OCT.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.zeiss.com/meditec/en/products/optical-biometers/iolmaster-700-us.html>
- [56] “Specifications.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.zeiss.com/meditec/en/products/optical-biometers/iolmaster-700-us/specifications-us.html>
- [57] “Graus de astigmatismo. Como saber se é alto? | Lenscope.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://lenscope.com.br/blog/graus-de-astigmatismo/>
- [58] “Fisiologia da córnea.” Accessed: Nov. 08, 2024. [Online]. Available: <https://opticanet.com.br/secaodesktop/columaseartigos/3503/entendendo-a-fisiologia-da-cornea-lentes-de-contato.aspx>
- [59] “CRISTALINO.” Accessed: Nov. 08, 2024. [Online]. Available: <https://areaoftalmologica.com/pt/termos-de-oftalmologia/cristalino/>
- [60] S. Mogo, “Sistema Óptico do Olho,” pp. 1–84, 2020.
- [61] C. A. Zeiss Meditec, A. G. Jena, “Biometria Óptica por IOL MASTER.”, pp. 1-258, 2022.
- [62] “▷ O que é COMPRIMENTO AXIAL? - Área Oftalmológica Avanzada.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://areaoftalmologica.com/pt/terminos-de-oftalmologia/longitud-axial/>
- [63] “Miopia, astigmatismo ou hipermetropia: qual a diferença? - Tua Saúde.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.tuasaude.com/miopia-e-astigmatismo/>
- [64] “▷ A Profundidade da Câmara Anterior ou ACD - Área Oftalmológica.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://areaoftalmologica.com/pt/terminos-de-oftalmologia/profundidad-de-camara-anterior/>
- [65] “Lentes intraoculares Fácicas: uma solução para miopia e hipermetropia -

- Oftalmo Città.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://oftalmocitta.com.br/lentes-intraoculares-facicas-uma-solucao-para-miopia-e-hipermetropia/>
- [66] “ceratometria - Dicionário Online Priberam de Português.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://dicionario.priberam.org/ceratometria>
- [67] “Tonómetro Schiötz.” Accessed: Nov. 08, 2024. [Online]. Available: <https://www.medicalexpo.com/pt/prod/rudolf-riester/product-69880-1097131.html>
- [68] “ZEISS Essential Line.” Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.zeiss.com/meditec/en/products/basic-diagnostic-devices.html#tonometer>

Anexos

Anexo I – Equipamentos com *Laser*

A amplificação da luz por emissão estimulada de radiação, comumente designada por *laser*; trata-se de um feixe coerente, convergente e monocromático de radiação eletromagnética, no qual os fótons se propagam paralelamente, concentrando-se numa área bem definida. A diferença entre o *laser* e a luz comum incide principalmente nos comprimentos de onda, uma vez que um *laser* apresenta comprimentos de onda bem definidos, verificando uma radiação agrupada, enquanto a luz normal apresenta diferentes comprimentos de onda, emitindo radiação em todas as direções. Deste modo, na luz normal, são geradas ondas que diferem em fase e frequência, promovendo um baixo risco, contudo a luz *laser* transmite ondas monocromáticas de frequência e posição de fase idênticas, ou seja, coerentes, promovendo um elevado risco de radiação independentemente da distância do *laser* [44][46][47].

Uma vez que os olhos são mais sensíveis à luz, incorrem num risco acrescido, pois é possível causar lesões oculares irreversíveis através de contato direto para um feixe de *laser* direto ou refletido. Consequentemente, o olho apresenta maior risco, pelo que a radiação *laser* nas gamas do visível e do NIR, ou seja, região de altas frequências da gama do infravermelho (IR), é focada na retina devido ao poder ótico da córnea e do cristalino [47].

Um padrão consiste num meio utilizado na definição de especificações técnicas para um conjunto de produtos, cuja finalidade é assegurar a compatibilidade entre os produtos de um mesmo conjunto, bem como um nível mínimo de segurança comum a todos os produtos comprometidos com o padrão. Este pode ser desenvolvido para uso mundial, regional ou nacional, embora os padrões internacionais apresentem um papel importante no comércio entre nações e são base de aceitação de um produto nos países que adotam padrões similares. A **Tabela 0-1** demonstra os padrões de classificação de equipamentos médicos óticos com *laser*; de acordo com a classificação no Padrão Internacional IEC 60825-1:2001, onde a letra M das classes 1M e 2M indica a utilização de dispositivos óticos magnificadores e a letra R, a redução de requisitos em relação à classe 3A original editada deste padrão [47][48][49][50].

Tabela 0-1 – Classificação de equipamentos óticos com laser, conforme o Padrão Internacional IEC 60825-1:2001 [47].

<i>Tipo</i>	<i>Comprimento [nm]</i>	<i>Potência [mW]</i>	<i>Risco</i>	<i>Medidas de proteção</i>
Classe 1	400 – 700	< 0,025	Radiação segura	Não são necessárias medidas, podendo ocorrer encandeamento, perturbações da visão cromática e irritação numa gama de potência superior
Classe 1M	302,5 – 4000	< 0,025	Radiação segura, desde que a seção transversal do <i>laser</i> não seja reduzida por dispositivos óticos	Evitar a visualização direta através de dispositivos óticos durante o funcionamento
Classe 2	400 – 700	≤ 1	Radiação segura para exposições de curta duração (< 0,25 seg)	Não são necessárias medidas, se o utilizador fechar de imediato os olhos ou se afastar
Classe 2M	400 – 700	≤ 1	Radiação segura para exposições de curta duração (< 0,25 seg), desde que a seção transversal do <i>laser</i> não seja reduzida por dispositivos óticos	Evitar a visualização direta através de dispositivos óticos
Classe 3R	302,5 – 10600	1 – 5	Existência de potencial perigo, mas é menor do que na classe 3B	Não são necessárias medidas, contudo o utilizador não deve olhar para o feixe, especialmente através de dispositivos óticos
Classe 3B	302,5 – 10600	5 – 500	Radiação perigosa para os olhos e parcialmente perigosa para a pele	Só deve ser utilizado numa área específica de <i>laser</i> , necessitando de autorização para a operação e óculos de proteção
Classe 4	302,5 – 10600	> 500	Radiação altamente perigosa para os olhos e pele, constituindo risco de incêndio ou explosão	Só pode ser utilizado numa área de <i>laser</i> específica, devendo ser utilizados óculos de proteção ou de alinhamento

Neste sentido, no domínio médico, a radiação *laser* é utilizada em inúmeras aplicações, existindo diversos tipos de *lasers*, tendo em vista a aplicação pretendida, sendo classificados de acordo com os riscos associados à exposição do mesmo e, portanto, é fundamental a sua classificação. Deste modo, os equipamentos médicos com *laser* abordados no presente relatório são do tipo Classe 1, visto ser equipamentos destinados ao diagnóstico de patologias oculares, nomeadamente, o glaucoma e, como tal, não danificam o olho.

Importa salientar que a utilização dos dispositivos de proteção e dos equipamentos de proteção individual (EPIs) necessários para um funcionamento seguro é de carácter obrigatório para todos os utilizadores, pelo que a segurança se afirma como uma prioridade absoluta no manuseamento de radiações [47].

Anexo II – Parâmetros biométricos


Biometric values				
AL: 21.82 mm	SD: 7 µm	WTW: 12.4 mm	lx: +0.5 mm	ly: +0.2 mm
CCT: 514 µm	SD: 5 µm	P: 5.5 mm	CW-Chord: 0.6 mm @ 186°	
ACD: 3.36 mm	SD: 14 µm			
LT: 3.77 mm (!)	SD: 50 µm			
SE: 44.28 D	SD: 0.01 D	TSE: 44.36 D	SD: 0.02 D	
K1: 43.98 D @ 152°	SD: 0.01 D	TK1: 44.14 D @ 145°	SD: 0.01 D	
K2: 44.59 D @ 62°	SD: 0.01 D	TK2: 44.58 D @ 55°	SD: 0.04 D	
ΔK: -0.60 D @ 152°		ΔTK: -0.44 D @ 145°		

Anexo II A – Parâmetros biométricos para o olho direito.

Biometric values				
AL: 22.06 mm	SD: 10 µm	WTW: 12.4 mm	lx: -0.5 mm	ly: +0.2 mm
CCT: 511 µm	SD: 4 µm	P: 5.6 mm	CW-Chord: 0.4 mm @ 348°	
ACD: 3.44 mm	SD: 8 µm			
LT: 3.69 mm (!)	SD: 42 µm			
SE: 43.98 D	SD: 0.01 D	TSE: 44.07 D	SD: 0.02 D	
K1: 43.85 D @ 174°	SD: 0.01 D	TK1: 44.07 D @ 0°	SD: 0.06 D	
K2: 44.11 D @ 84°	SD: 0.01 D	TK2: 44.07 D @ 90°	SD: 0.04 D	
ΔK: -0.26 D @ 174°		ΔTK: ---		

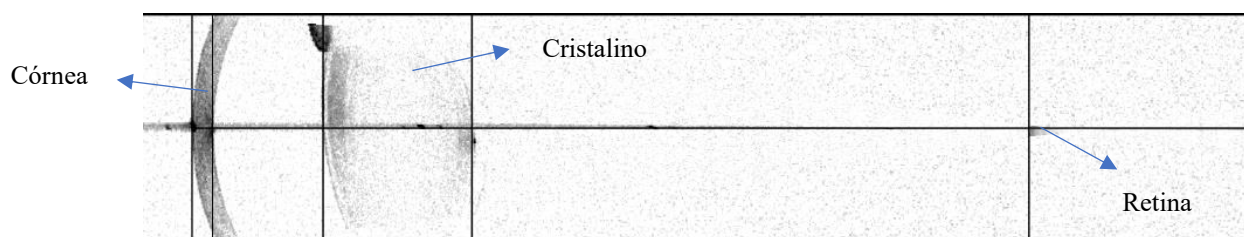
Anexo II B – Parâmetros biométricos para o olho esquerdo.

Anexo III – Informação no comprimento axial do olho direito

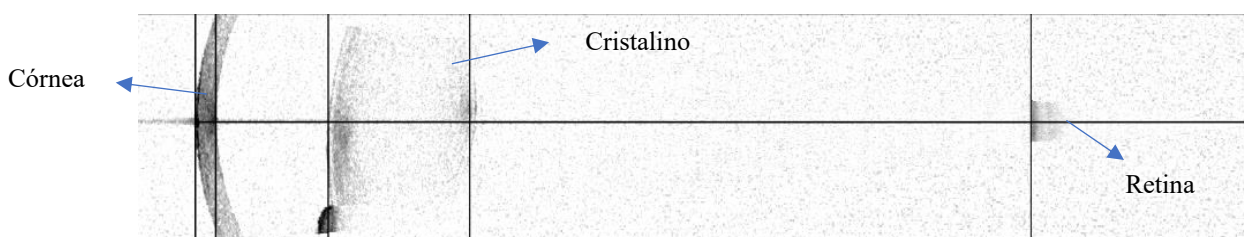
 OD: Axial length of right eye: 21.82 mm. - Note: short eye.

Anexo III – Informação visualizada no resultado do exame efetuado ao olho direito, relativa ao parâmetro do comprimento axial do olho.

Anexo IV – *B-scan* obtido aquando da realização do exame

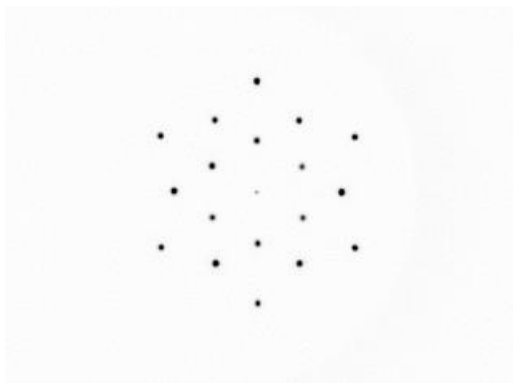


Anexo IV A - Imagem B-scan obtida, aquando da realização do exame no equipamento IOL Master 700, no olho direito e respetiva legenda das estruturas oculares.



Anexo IV B - Imagem B-scan obtida, aquando da realização do exame no equipamento IOL Master 700, no olho esquerdo e respetiva legenda das estruturas oculares.

Anexo V – Medição do parâmetro da Ceratometria



Anexo V– Medição da ceratometria, baseando-se em 18 pontos reflexivos em três regiões da córnea.