

2

Tomografia por Coerência Óptica

A Tomografia por Coerência Óptica (OCT - *Optical Coherence Tomography*) é uma técnica de aquisição de sinais baseada na interferência entre um campo ótico de baixa coerência que é dividido e posteriormente recombinado, após sofrer reflexão na amostra. Essa tecnologia de imageamento foi desenvolvida no início dos anos 90 por pesquisadores do *Massachusetts Institute of Technology* para obter imagens de alta resolução de tecido transparente (e.g. tecido do olho). Tendo como base técnicas de reflectometria e interferometria como OTDR (*Optical Time Domain Reflectometry*), OLCR (*Optical Low Coherence Reflectometry*) (5) e LCI (*Low Coherence Interferometry*) (6), Fujimoto e colaboradores foram os pioneiros em utilizar um interferômetro de Michelson baseado em fibra óptica no sistema OCT. A técnica realiza um imageamento não-invasivo da seção reta de estruturas internas do tecido biológico por meio de suas reflexões óticas (2). Posteriormente, as pesquisas avançaram para o desafio de obter imagens de tecidos semi transparentes, que apresentam alto espalhamento (7).

Técnicas tomográficas geram imagens de uma fatia de um objeto tridimensional e a importância da tomografia óptica na área biomédica vem do fato dessa técnica proporcionar imagens diagnósticas não-invasivas. A grande maioria das aplicações das diferentes técnicas de tomografia óptica se encontra na área biomédica, algumas das quais são descritas na Seção 2.5 do presente capítulo.

O tempo de propagação de um sinal óptico refletido ou transmitido através de um tecido biológico fornece informações espaciais das microestruturas do tecido. O sistema do OCT realiza múltiplas varreduras longitudinais, construindo um mapa das regiões de reflexão na amostra (2). Esse modo de operação é análogo ao ultrassom, mas utiliza luz (geralmente no infravermelho) ao invés de ondas sonoras.

Dois dos parâmetros mais importantes para caracterizar o desempenho de imageamento são a resolução e a profundidade de penetração. A Figura 2.1 ilustra uma comparação entre o OCT, o ultrassom e a microscopia confocal em

relação a esses dois parâmetros. Para o ultrassom, tanto a resolução da imagem quanto a profundidade de penetração são determinadas pela frequência da onda sonora. As três modalidades de imageamento juntas possuem desempenho complementar (8).

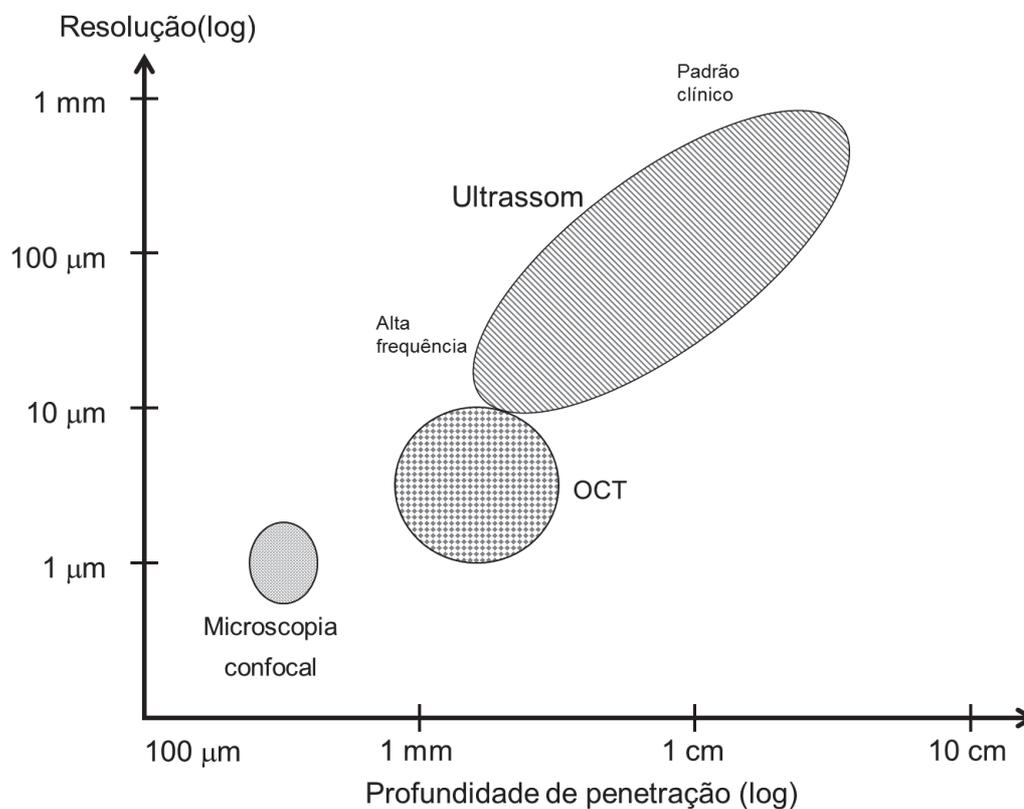


Figura 2.1: Comparativo da profundidade de penetração e resolução das três principais técnicas de imageamento. Adaptado de: (8).

Diferente da microscopia confocal, que depende da abertura numérica do sistema ótico, a resolução axial do OCT depende apenas da coerência da luz emitida pela fonte, mantendo alta resolução de profundidade mesmo com uma abertura numérica pequena. Essa é uma das características mais importantes do OCT, possibilitando medições *in vivo* de tecidos profundos, sem necessidade de contato (2).

O coração do sistema é um interferômetro de Michelson, que é iluminado por uma luz de baixa coerência. Exemplos de fontes de baixa coerência incluem diodos superluminescentes (SLD), pulsos ultracurtos de lasers, entre outros. Em geral quanto menor for a coerência da luz utilizada, maior é a resolução longitudinal do OCT.

O presente capítulo apresenta na Seção 2.1 o funcionamento básico do interferômetro de Michelson e a Seção 2.2 aborda o princípio de operação

do OCT, apresentando a interferometria de baixa coerência e sua base matemática. A Seção 2.3 apresenta os aspectos práticos do OCT e seus principais parâmetros. Os diferentes tipos de OCTs e suas principais aplicações biomédicas são descritos, respectivamente, na Seção 2.4 e Seção 2.5. Na Seção 2.6, alguns efeitos biológicos causados pelo laser são apresentados.

2.1 Interferômetro de Michelson

O interferômetro de Michelson é um poderoso instrumento usado para medir pequenas distâncias com alta precisão, da ordem de uma pequena fração do comprimento de onda da luz utilizada. O interferômetro produz um padrão de interferência dividindo um feixe de luz em duas partes e, então, recombinando essas partes (9).

A Figura 2.2 apresenta um diagrama esquemático do interferômetro. O esquema é composto por dois espelhos, um divisor de feixe, uma fonte de luz e um fotodetector. A fonte emite um raio luminoso que será dividido em dois raios no divisor de feixes. O divisor de feixes, inclinado a 45° em relação ao feixe, transmite metade da intensidade do feixe incidente para o espelho M2 e a outra metade é refletida para o espelho M1. Após refletirem de M1 e M2, percorrendo caminhos distintos L1 e L2, os dois raios se recombinam no divisor de feixes produzindo um padrão de interferência no fotodetector.

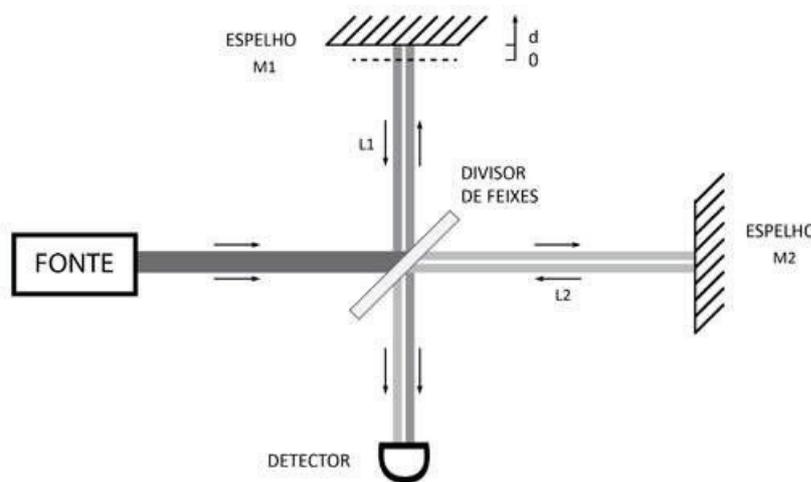


Figura 2.2: Interferômetro de Michelson

A diferença nas distâncias percorridas pelos raios é o que determinará sua condição de interferência. Se a diferença entre as distâncias for um múltiplo inteiro do comprimento de onda da luz, a luz que vai em direção do fotodetector sofre interferência construtiva; no entanto, se a diferença for um múltiplo ímpar

de meios comprimentos de onda, a interferência é destrutiva, ou seja, nenhuma luz vai para o fotodetector. Ao variar a posição do espelho M1, cuja distância ao divisor de feixes é ajustável, podemos observar as oscilações na condição de interferência, resultando no deslocamento das “franjas” de interferência no plano do fotodetector. Ou seja, através do deslocamento das franjas é possível inferir o quanto o espelho M1 se moveu. A Figura 2.3 ilustra a intensidade da luz monocromática (a) e da luz de baixa coerência (b) no fotodetector em relação à posição do espelho. A faixa em que a amplitude das franjas de interferência é igual ou maior que a metade do valor máximo é definida como comprimento de coerência δl , que será detalhado na Seção 2.2.

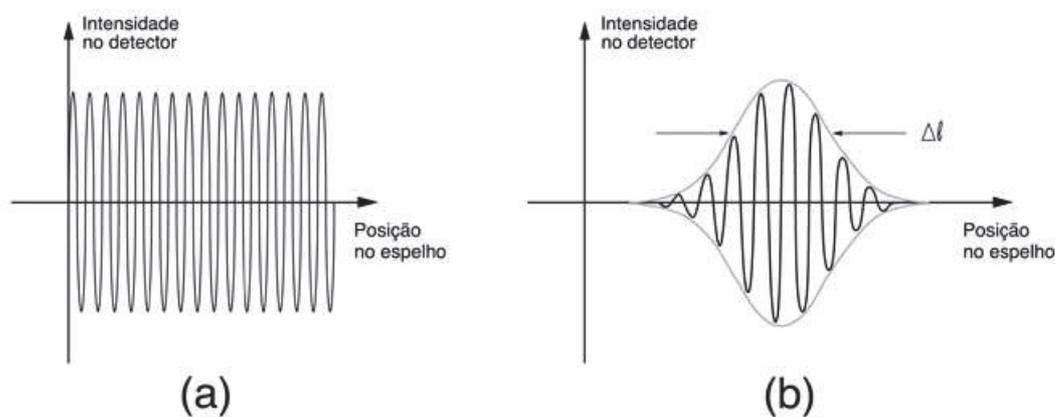


Figura 2.3: Intensidade da luz monocromática (a) e da luz de baixa coerência (b) no fotodetector. Adaptado de: (8).

2.2

Interferometria de baixa coerência

Antes de apresentar a teoria de interferometria de baixa coerência, alguns conceitos de óptica estatística (10) precisam ser definidos para melhor compreensão do tema. A óptica estatística, ou teoria de coerência óptica, é o estudo das propriedades da luz aleatória, i.e., luz modelada por um processo estocástico. Para definir essas propriedades da luz, a teoria de coerência óptica usa o conceito de média estatística para definir o número de medidas não aleatórias e classifica a luz como coerente, incoerente ou parcialmente coerente.

A primeira propriedade estatística da luz aleatória é a intensidade. Uma onda óptica arbitrária aleatória é descrita por uma função de onda $u(r, t) = \Re\{U(r, t)\}$, onde $u(r, t)$ é a amplitude de probabilidade da onda luminosa ser encontrada na posição r no tempo t , $U(r, t)$ é a função de onda complexa e $\Re\{z\}$ é a parte real de z . Ambas as funções $u(r, t)$ e $U(r, t)$ são

aleatórias e são caracterizadas por um número de médias estatísticas. Assim, a intensidade média é definida por:

$$I(r, t) = \langle |U(r, t)|^2 \rangle \quad (2-1)$$

onde $\langle \cdot \rangle$ indica a média de várias realizações do processo. Caso o processo seja estacionário, i.e., a intensidade média independe do tempo, e ergódico (se as médias temporais de uma função amostra são iguais às médias estatísticas de uma família de funções amostra) a média estatística da intensidade pode ser definida por:

$$I(r) = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T |U(r, t)|^2 dT. \quad (2-2)$$

Uma propriedade importante para a compreensão da interferometria de baixa coerência é a coerência temporal. Considerando-se as flutuações da luz em uma posição r fixa em função do tempo, a função de autocorrelação, ou coerência temporal, é uma medida quantitativa do comportamento temporal da função de onda $U(t)$ e descreve como dois instantes de tempo da função de onda, separados por um atraso, se comportam um em relação ao outro.

Assim, a função autocorrelação é descrita como:

$$G(\tau) = \langle U^*(t)U(t + \tau) \rangle \quad (2-3)$$

$$G(\tau) = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T U^*(t)U(t + \tau) dT. \quad (2-4)$$

A fase do produto $U^*(t)U(t + \tau)$ é o ângulo entre os fasores $U(t)$ e $U(t + \tau)$.

$$\begin{aligned} \arg\{U^*(t)U(t + \tau)\} &= \arg\{U(t + \tau)\} + \arg\{U^*(t)\} = \\ &= \arg\{U(t + \tau)\} - \arg\{U(t)\} \equiv \Delta\phi \end{aligned} \quad (2-5)$$

Portanto, a função de autocorrelação determina o comportamento da diferença de fase $\Delta\phi$ entre os fasores, apresentando como eles se relacionam entre si. Se $\Delta\phi$ variar de forma totalmente aleatória, isso significa que os fasores $U(t)$ e $U(t + \tau)$ são descorrelacionados. A função autocorrelação possui tanto a informação de intensidade constante ($I = G(0)$) e o grau de correlação da luz. Pode-se definir o grau de coerência temporal de maneira independente da intensidade da forma:

$$g(\tau) = \frac{G(\tau)}{G(0)} = \frac{\langle U^*(t)U(t + \tau) \rangle}{\langle U^*(t)U(t) \rangle} \quad (2-6)$$

$$0 \leq |g(\tau)| \leq 1$$

O valor $|g(\tau)|$ é o grau de correlação entre $U(t)$ e $U(t + \tau)$. Ele vale 0 quando não há nenhuma correlação e vale 1 quando há correlação perfeita. Desta forma, para qualquer valor de τ , a luz é incoerente quando $|g(\tau)| = 0$, perfeitamente coerente quando $|g(\tau)| = 1$ (onda monocromática) e nos casos intermediários a luz é definida como parcialmente coerente. Se $|g(\tau)|$ decresce monotonicamente com o tempo de atraso, o tempo de coerência τ_c representa a medida da memória de tempo das flutuações. Em geral, τ_c é a largura da função $|g(\tau)|$, sendo uma largura equivalente:

$$\tau_c = \int_{-\infty}^{\infty} |g(\tau)|^2 d\tau \quad (2-7)$$

Existem diferentes definições para descrever o valor de τ_c , no entanto, a mais utilizada é a de largura total à meia altura (FWHM – *full-width-at-half-maximum*), comumente utilizada na literatura referente ao OCT. A Figura 2.4 apresenta um exemplo da magnitude do grau de coerência temporal e o tempo de coerência em FWHM.

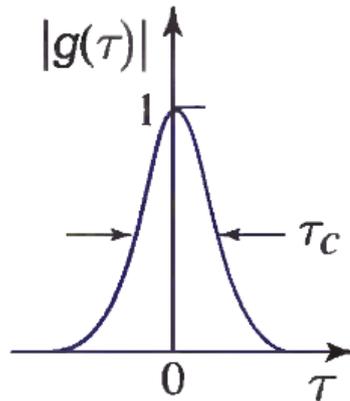


Figura 2.4: Exemplo ilustrativo do grau de coerência temporal e o tempo de coerência. Fonte:(9).

Para $\tau < \tau_c$ as flutuações são fortemente correlacionadas enquanto para $\tau > \tau_c$ elas são fracamente correlacionadas. O conceito de comprimento de coerência também é amplamente utilizado para descrever características das fontes de OCTs e sua resolução axial. Uma definição muito utilizada para o comprimento de coerência é dada pela equação:

$$\Delta l = c\tau_c. \quad (2-8)$$

O espectro também é uma propriedade da luz aleatória muito importante para o estudo do OCT. O espectro da luz geralmente está confinado em uma banda curta centrada na frequência central ν_0 . A largura espectral da luz, ou largura de linha $\Delta\nu$, é a largura da densidade espectral $S(\nu)$ definida por:

$$S(\nu) = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{T} \left| \int_{-T/2}^{T/2} U(t) e^{-2\pi\nu t} dt \right|^2 \quad [\text{W/m}^2 \cdot \text{Hz}]. \quad (2-9)$$

A função autocorrelação e a densidade espectral formam um par de Transformadas de Fourier, conhecido como teorema Wiener-Khinchin.

$$S(\nu) = \int_{-\infty}^{\infty} G(\tau) e^{-j2\pi\nu\tau} d\tau \quad (2-10)$$

Pela propriedade da transformada de Fourier, as larguras de $S(\nu)$ e $G(\tau)$ são inversamente relacionadas. É possível perceber por essa relação que o formato e a largura do espectro de emissão da fonte são variáveis importantes no OCT. Essas variáveis influenciam a sensibilidade do interferômetro à diferença do caminho óptico. A largura espectral, que independe dos formatos de $S(\nu)$ e $G(\tau)$, é dada por:

$$\Delta\nu = \frac{1}{\tau_c} = \frac{c}{\Delta l}. \quad (2-11)$$

Essa expressão ilustra, por tanto, que quanto maior a largura espectral, menor é o comprimento de coerência. Se uma definição diferente da fornecida for utilizada como, por exemplo, o valor FWHM, a relação entre largura de linha e tempo de coerência dependerá da forma da largura de linha (9).

A última propriedade necessária para a compreensão da interferometria de baixa coerência é a coerência espacial. A função de coerência mútua mede a correlação entre as flutuações da luz nas posições r_1 e r_2 .

$$G(r_1, r_2, \tau) = \langle U^*(r_1, t) U(r_2, t + \tau) \rangle \quad (2-12)$$

De forma análoga à coerência temporal, a versão normalizada da função de coerência mútua é o grau complexo de coerência, definido por:

$$g(r_1, r_2, \tau) = \frac{G(r_1, r_2, \tau)}{\sqrt{I(r_1)I(r_2)}}. \quad (2-13)$$

Quando os dois pontos coincidem, ou seja, $r_1 = r_2 = r$, a função de coerência mútua e o grau complexo de coerência reproduzem, respectivamente, a função de autocorrelação e o grau de coerência temporal.

No OCT, que utiliza uma fonte de luz parcialmente coerente com comprimento de coerência curto, a onda original, com um atraso adicionado pelo espelho móvel, se superpõe com a onda refletida da amostra. Informações sobre a estrutura da amostra são obtidas pelo interferograma, que é a intensidade luminosa medida pelo detector. Para explicar esse comportamento, consideram-se duas ondas parcialmente coerentes. Suas propriedades estatísticas são descritas pelas funções de coerência mútua, mas também pelo grau com que as flutuações estão correlacionadas.

Em certa posição r e tempo t , as intensidades das ondas são dadas por $I_1 = \langle |U_1|^2 \rangle$ e $I_2 = \langle |U_2|^2 \rangle$, a função de coerência mútua $G_{12} = \langle U_1^* U_2 \rangle$ e sua versão normalizada $g_{12} = \frac{\langle U_1^* U_2 \rangle}{\sqrt{I(r_1)I(r_2)}}$. A intensidade média das ondas superpostas é:

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} |g_{12}| \cos \varphi \quad (2-14)$$

onde $\varphi = \arg\{g_{12}\}$ é a fase de g_{12} .

No caso geral, a intensidade normalizada I versus a fase forma um padrão senoidal, como mostra a Figura 2.5. O grau de intensidade da interferência é medida pela visibilidade, também conhecida como contraste de padrão de interferência. Considerando que $\cos \varphi$ varia entre 1 e -1 e que os valores da intensidade média variam de acordo com φ , a visibilidade \mathcal{V} é:

$$\mathcal{V} = \frac{2\sqrt{I_1 I_2}}{I_1 + I_2} |g_{12}|, \quad (2-15)$$

com caso especial de $I_1 = I_2$ em que $\mathcal{V} = |g_{12}|$.

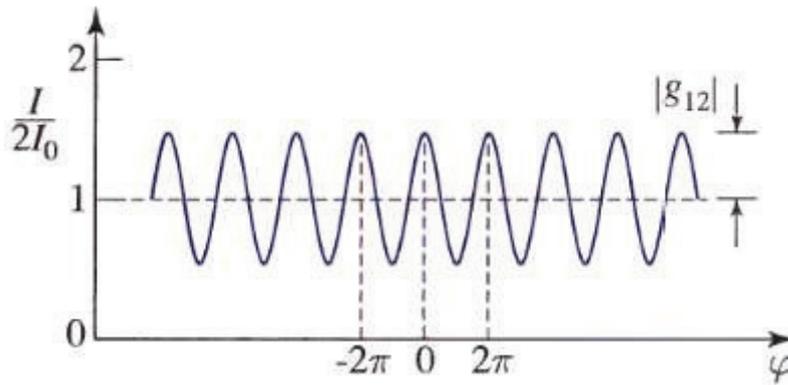


Figura 2.5: Padrão senoidal do caso especial em que $\mathcal{V} = |g_{12}|$. Fonte:(9).

No caso do OCT, a superposição de uma onda e sua réplica atrasada de τ gera a intensidade:

$$I = 2I_0[1 + |g(\tau)| \cos \varphi(\tau)]. \quad (2-16)$$

A habilidade que a onda tem de interferir com sua réplica atrasada de τ é determinada pelo grau de coerência temporal naquele tempo de atraso. A relação entre I e τ forma o interferograma. Para o interferômetro de Michelson descrito na Seção 2.1 (com $\tau = \frac{2(L_2 - L_1)}{c}$), a interferência só acontece quando a diferença do caminho óptico é menor que o comprimento de coerência.

Para uma fonte de luz com frequência central ν_0 , $g(\tau) = g_a(\tau)e^{j\omega_0\tau}$, onde a largura de $g_a(\tau)$ é o tempo de coerência. A intensidade média normalizada é:

$$\frac{I}{2I_0} \approx 1 + \sum_i r_i |g_a(\tau - \tau_i)| \cos[\omega_0(\tau - \tau_i) + \varphi_a(\tau - \tau_i)], \quad (2-17)$$

onde r_i representa a amplitude de refletância no i -ésimo limite entre as camadas da amostra e $\varphi_a(\tau) = \arg\{g_a(\tau)\}$.

A Figura 2.6 apresenta um diagrama com os principais componentes de um sistema de OCT e o respectivo gráfico com as amplitudes de refletância nos limites entre as diferentes camadas da amostra. Grandes variações de índices de refração entre as camadas na amostra se manifestam com correspondentes picos de intensidade no padrão de interferência, indicados por r_1 , r_2 e r_3 .

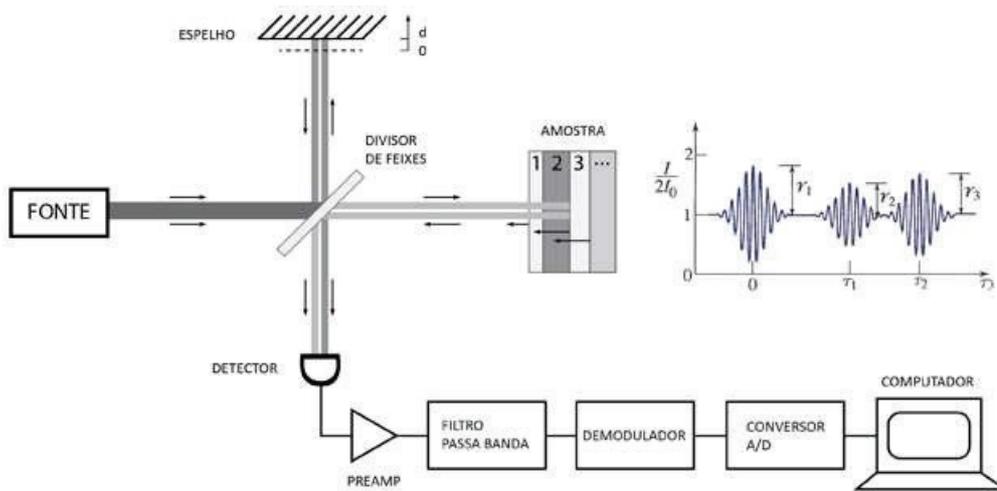


Figura 2.6: Esquema básico de um OCT. Adaptado de: (1).

Para a apresentação das expressões anteriores, a amostra foi tratada como um espelho ideal ou um refletor coerente. A propagação no tecido biológico introduz um atraso de tempo, mas mantém a amplitude e a coerência do feixe refletido inalteradas (supondo que não há absorção da luz no tecido). De forma geral, essa suposição não corresponde com a realidade. Modelos baseados nessas suposições podem descrever o imageamento por OCT de tecidos transparentes (e.g. o olho), compostos por camadas fracamente reflexivas (1).

No imageamento por OCT de tecidos semi transparentes, alguns aspectos devem ser considerados para análise do sinal, como coerência de ruído (*speckle*) e espalhamento da luz. Quando a luz é focada no tecido, as não-homogeneidades dos índices de refração fazem com que a luz se espalhe em ângulos diferentes. A Figura 2.7 apresenta os principais tipos de espalhamento. Em tecidos com espalhamento, a varredura de profundidade é limitada principalmente pelo espalhamento óptico, com máximas profundidades variando entre 1 mm e 3mm (7) em diversos tecidos, na faixa de comprimento de onda entre 800 nm e 1300 nm. Para melhor compreensão dos modelos de espalha-

mento e coerência de ruído, há uma extensa quantidade de trabalhos focados nessa área (1, 8, 11, 12).

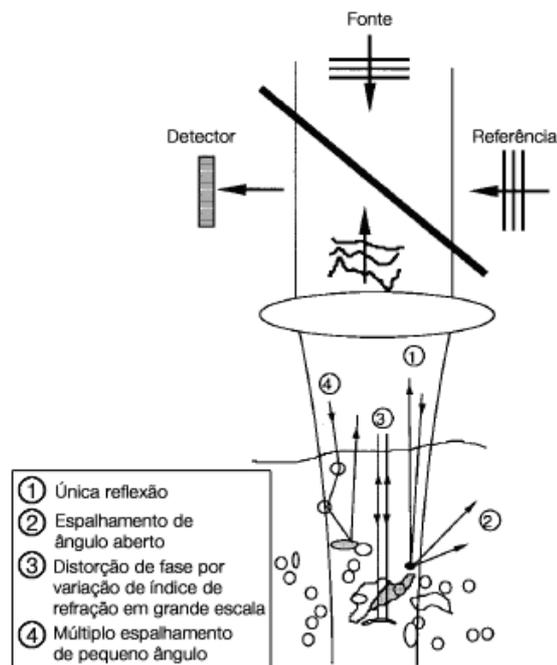


Figura 2.7: Quatro tipos de interações de espalhamento da luz no tecido semi-transparente. Fonte: (1).

2.3 Aspectos do OCT

2.3.1 Fonte de luz e resolução axial

No OCT, a fonte é que determina, de modo geral, o desempenho do sistema. A largura de banda óptica determina a resolução axial e o comprimento de onda nominal está relacionado com a profundidade de penetração. Os requisitos gerais para fontes de OCT são: emissão na região do infravermelho; curto comprimento de coerência e alta radiância (1).

O comprimento de onda de emissão (comprimento de onda nominal) e a potência da fonte determinam a profundidade de penetração do OCT (13, 15). Essa profundidade de penetração da luz é limitada pelas propriedades ópticas do tecido biológico, como absorção e espalhamento (17). A absorção na região visível é alta, sendo muito mais baixa próximo ao infravermelho. Isso acontece porque o comprimento de onda é muito longo para resultar grandes quantidades de transições de elétrons, mas é muito curto para induzir transições

vibracionais na água, que tem seu máximo perto de 1450 nm. O espalhamento é influenciado pela diferença entre os índices de refração (1, 7).

A resolução axial é uma especificação importante em um sistema OCT. Em muitas aplicações biomédicas, alta resolução axial é necessária para distinguir os limites e os diferentes tipos celulares. Também conhecida como resolução longitudinal, a resolução axial está relacionada ao comprimento de coerência da fonte de luz, conforme visto na Seção 2.2, mas também depende das propriedades de absorção e espalhamento do tecido. Essa relação ocorre devido à natureza de banda larga da luz, onde a interferência entre os campos ópticos só é observada quando os comprimentos do caminho óptico no espelho referência e na amostra se correspondem dentro do comprimento de coerência da luz (15). Alta resolução axial pode ser atingida independentemente das condições de foco do feixe. Considerando uma fonte com uma distribuição espectral Gaussiana, a resolução axial é:

$$\Delta l = \left(\frac{2 \ln 2}{\pi} \right) \left(\frac{\lambda^2}{\Delta \lambda} \right) \quad (2-18)$$

onde Δl e $\Delta \lambda$ são larguras totais à meia altura da função de autocorrelação e do espectro de potência, respectivamente, e λ é o comprimento de onda central da fonte. Dado que a resolução axial é inversamente proporcional à largura de banda da fonte de luz, alta resolução pode ser atingida usando fontes ópticas de banda larga (18).

Para um comprimento de coerência curto, quanto maior a largura de banda, melhor a resolução e o contraste. As fontes para OCT mais efetivas são as que emitem luz de um pequeno ponto sobre um grande ângulo, ou de um ponto largo sobre um ângulo fechado. Desta forma, atende ao requisito de alta radiância, que necessita ampla faixa dinâmica e alta sensibilidade de detecção para obter imagens de estruturas com fraca reflexão em tecido profundo (1).

As fontes mais usadas são *edge-emitting light-emitting diodes* (ELED's) e *superluminescent diodes* (SLD's) que possuem espectros de largura de 10-100 nm FWHM com comprimento de onda central variando entre 675 nm a 1550 nm (13, 14). Por causa de sua alta irradiação e um custo relativamente baixo, fontes SLD são excelentes opções para o sistema do OCT. No entanto, seu comprimento de coerência (tipicamente entre 15 e 30 μm) não é curto o suficiente para atingir resoluções necessárias para muitas aplicações médicas. Uma forma de compensar a troca entre a potência da fonte e a largura de banda é sintetizar uma fonte de banda larga combinando a saída de vários SLDs com diferentes comprimentos de onda central (1). Alta resolução axial já foi demonstrada combinando a saída de dois SLDs, usando acopladores de

fibra óptica. Os SLDs individuais usados tinham comprimento de onda central de 840 nm e 920 nm, proporcionando um espectro de saída de 155 nm (19). A Tabela 2.1 apresenta alguns exemplos de fontes usadas em OCTs.

Tabela 2.1: Dados de fontes de luz de baixa coerência para OCTs. Fonte: (13).

Fonte de luz	λ	$\Delta\lambda$ (nm)	Δl (μm)	Potência coerente
SLD	675nm	10	20	40mW
	820nm	20	15	50mW
	820nm	50	6	6mW
	930nm	70	6	30mW
	1300nm	35	21	10mW
	1550nm	70	15	5mW
	1325nm	100	7.7	10mW
Lente Kerr				
Ti: laser de safira	0.81 μm	260	1.5	400mW
Cr: fosterite	1280nm	120	6	100mW
LED	1240nm	40	17	0.1mW
	1300nm			
ASE fontes de fibra	1300nm	40	19	60mW
	1550nm	80	13	40mW
Super fluorescente				
Yb-fibra dopada	1064nm	30	17	40mW
Er-fibra dopada	1550nm	80-100	16	100mW
Tm-dopada	1800nm	80	18	7mW
Fibra de cristal fotônica	1.3 μm	370	2.5	6mW
	725nm	370	0.75	
Thermal tungsten halogen	880nm	320	1.1	0.2 μW

Outro tipo de fonte utilizada em OCT são as fontes laser. A publicação do artigo em que Albert Einstein introduz o conceito de transições quânticas, sugerindo a absorção, emissão espontânea e estimulada de radiação luminosa e a invenção do MASER (*Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) em 1954 foram as pesquisas precursoras para o desenvolvimento do laser. O LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*), inventado em 1960 por Theodore H. Maiman tem como princípio de funcionamento a emissão estimulada de ondas eletromagnéticas na região do visível, do infravermelho e do ultravioleta.

Os lasers compreendem três elementos chaves: o meio (gasoso, líquido ou sólido) que gera a luz do laser; o estimulador da radiação (óptico, elétrico, químico, etc.) que provê a energia necessária para que o meio gere luz; e a cavidade óptica, responsável pela concentração da luz gerada e por sua emissão na forma contínua ou pulsada. O comprimento de onda da luz emitida é determinado pelo meio utilizado enquanto a potência é determinada pela

qualidade da cavidade óptica. O que distingue a radiação laser dos outros tipos de radiação é a colimação do seu feixe e a alta coerência.

Considerando a necessidade de fontes de baixa coerência nos sistemas OCT, é fundamental a realização de um processo de alargamento espectral caso lasers sejam utilizados como fonte. É o caso, por exemplo, do *Swept-Source* OCT.

2.3.2

Resolução transversal (resolução lateral)

Uma das vantagens do OCT é a total dissociação entre a resolução transversal e a axial. A resolução transversal (Δx) no sistema do OCT é determinada pelo tamanho do ponto de foco, assim como na microscopia convencional. Ela é dada por:

$$\Delta x = \left(\frac{4\lambda}{\pi} \right) \left(\frac{f}{d} \right) \quad (2-19)$$

onde d é o diâmetro do feixe de luz na lente (*spot size*) na lente e f é o comprimento focal. Alta resolução transversal pode ser atingida usando uma abertura numérica grande e focando o feixe em um tamanho de ponto pequeno¹. Além disso, a resolução transversal também se relaciona com a profundidade de foco (parâmetro confocal b) que é duas vezes a distância de Raleigh ($2z_R$):

$$2z_R = \frac{\pi \Delta x^2}{2\lambda} \quad (2-20)$$

A Figura 2.8 mostra a relação entre a cintura do feixe e o comprimento do foco para aberturas numéricas pequenas (a) e grandes (b). O aumento da resolução transversal resulta na diminuição da profundidade focal (18). A resolução lateral da imagem é limitada pelo diâmetro do feixe dentro da amostra (2).

2.3.3

Sensibilidade de detecção óptica

O OCT pode medir sinais refletidos com alta sensibilidade de detecção. Essa alta sensibilidade é obtida, por exemplo, usando-se detecção heteródina (*optical heterodyne detection*) (9). A sensibilidade de um sistema OCT também é chamada de faixa óptica dinâmica.

A detecção óptica pode sofrer influência de três fontes de ruído: ruído *shot*, ruído de intensidade óptica e ruído térmico. O ruído *shot* é a granularidade

¹Para definições de termos tais como comprimento focal, abertura numérica e outros conceitos da óptica geométrica, ver referência (16).

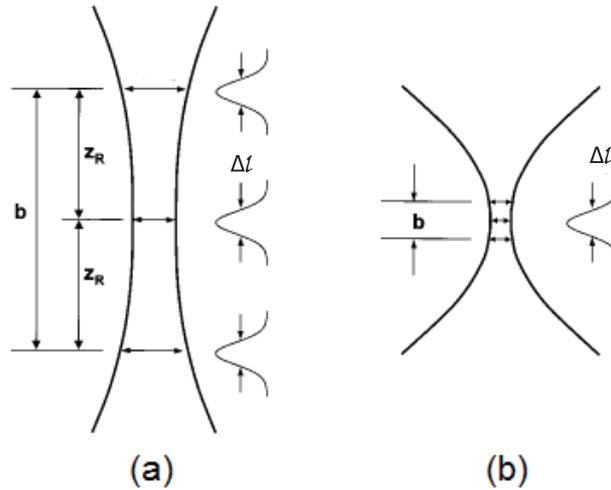


Figura 2.8: Cintura do feixe e comprimento do foco para aberturas numéricas (a) pequenas e (b) grandes. Fonte: (8).

das medições de baixa potência devido à quantização da luz e suas interações com os elétrons dentro do detector. Ele ocorre por causa da aleatoriedade do tempo de chegada dos elétrons que constituem a fotocorrente (15).

O ruído de intensidade óptica, também conhecido como ruído de intensidade relativa (RIN), descreve o batimento entre as frequências constituintes do espectro da fonte. Para fontes de banda larga não polarizadas (e.g. SLDs), o ruído é dependente apenas da largura espectral do dispositivo (15). E o ruído térmico surge do movimento randômico das partículas devido à energia térmica de um sistema. Em circuitos elétricos, o resistor é o único elemento passivo que troca energia com o ambiente. Dessa forma, o ruído térmico está associado à transferência de energia e o equilíbrio da temperatura entre o resistor e a sua vizinhança (8).

Cada contribuição de ruído é somada para obter a corrente total de ruído. Sendo o OCT um sistema que funciona de forma análoga à detecção heteródina, ele pode ser desenvolvido para atingir detecção limitada pelo ruído *shot*. Nesse caso, RIN e ruído térmico são negligenciáveis na equação. Assim, a razão-sinal-ruído (SNR - *signal-to-noise-ratio*) pode ser calculada utilizando técnicas padrão provindas da teoria de comunicação óptica, dado por:

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\eta P}{2h\nu NEB} \right) \quad (2-21)$$

onde P é a potência óptica detectada, NEB é a largura de banda equivalente de ruído (*noise equivalent bandwidth*) detectado, η é a eficiência quântica global do detector e $h\nu$ é a energia do fóton. Alta resolução e alta velocidade de

aquisição de imagem requerem potências ópticas mais altas para atingir certa razão-sinal-ruído (18). A razão $\frac{\eta P}{2h\nu}$ corresponde ao número de elétrons por unidade de tempo gerado pelo detector devido à luz que retorna.

2.3.4

Modos de varredura

O sinal capturado realizando apenas uma varredura axial é chamado de *scan* de amplitude (*A-scan – Amplitude Scan*) e a visualização é bem simples. Os dados de cada ponto são plotados em um gráfico de refletividade em função da profundidade, ilustrado na Figura 2.9. Considerando que existe apenas uma direção da informação, nenhuma informação é perdida e padrões são facilmente identificados.

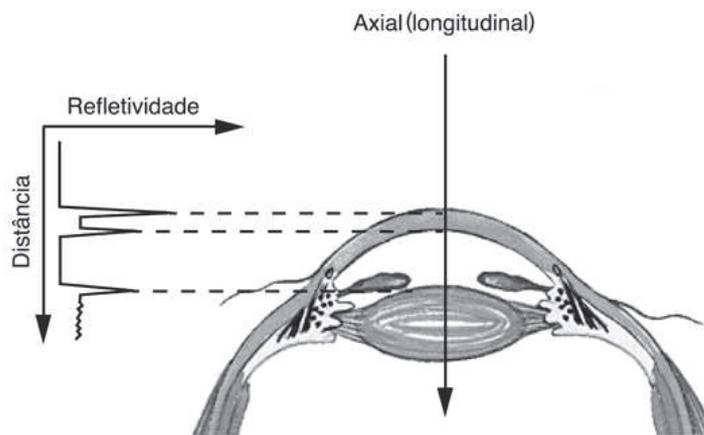


Figura 2.9: A-scan. Adaptado de: (8).

Movimentando-se o feixe sobre a amostra em uma direção, uma imagem da seção transversal de parte da amostra é obtida, chamada de *scan* de brilho (*B-scan – Brightness Scan*), funcionamento análogo ao B-scan do ultrassom. Realizando-se vários A-scans para posições transversais adjacentes, é possível construir uma imagem 2D, como ilustra a Figura 2.10. A refletância é representada pela escala de cinza, a varredura é realizada no eixo x e a profundidade no eixo z (considerando sempre a amostra como referência).

Para imagens volumétricas, múltiplos B-scans próximos uns dos outros são realizados, como ilustra a Figura 2.11. Em imagens 3D, o processo de visualização é um pouco mais elaborado e, com isso, outras técnicas são incorporadas para garantir melhor clareza nas imagens.

Independente do método de amostragem usado, o resultado é essencialmente um vetor de valores de refletância. Para serem visualizados, os valores de saída são digitalizados para serem, então, processados e visua-

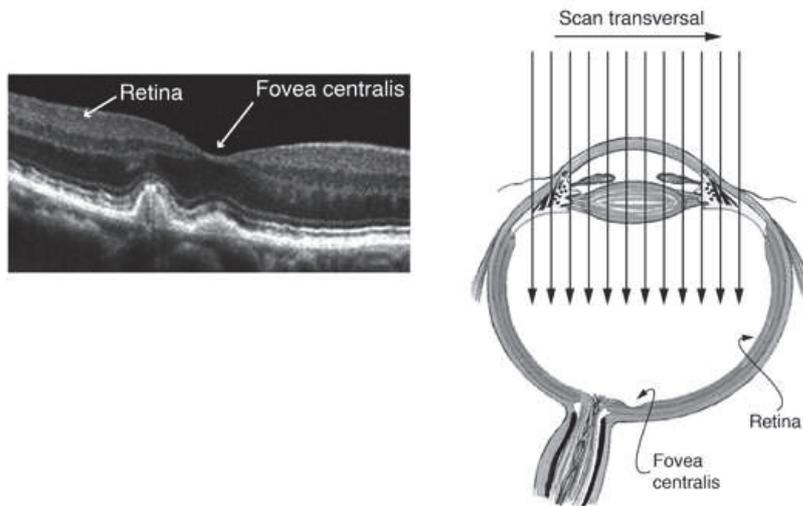


Figura 2.10: B-scan. Adaptado de: (8).

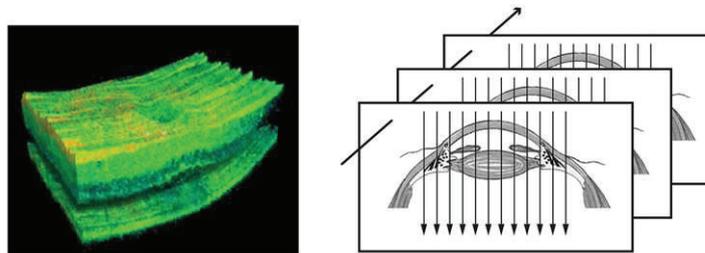


Figura 2.11: C-scan. Fonte: (21).

lizados. O processamento e visualização são análogos a outros métodos de imageamento médicos, como o MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) e o CT (*Computed Tomography*).

2.4 Tipos de OCT

2.4.1 Domínio do Tempo (TD-OCT)

Técnica tradicional do OCT (2), o TD-OCT (*time domain OCT*) é baseado no princípio da reflectometria. É possível medir a quantidade de luz refletida pela amostra em uma profundidade específica transladando o espelho referência para variar a diferença de caminho óptico no interferômetro enquanto realiza as medições. O sinal, que indica a refletividade em profundidade, é amostrado ao longo do tempo. A luz que percorre determinada distância cria uma interferência no fotodetector, que só acontece quando a diferença do caminho fica na região do comprimento de coerência da fonte de luz.

A Figura 2.12 ilustra um sistema OCT em domínio do tempo baseado em fibra óptica. O acoplador, iluminada pela fonte de banda larga, divide o feixe. Um feixe segue em direção ao espelho referência e o outro é focalizado na amostra. O acoplador, então, os recombina para ser captado pelo detector.

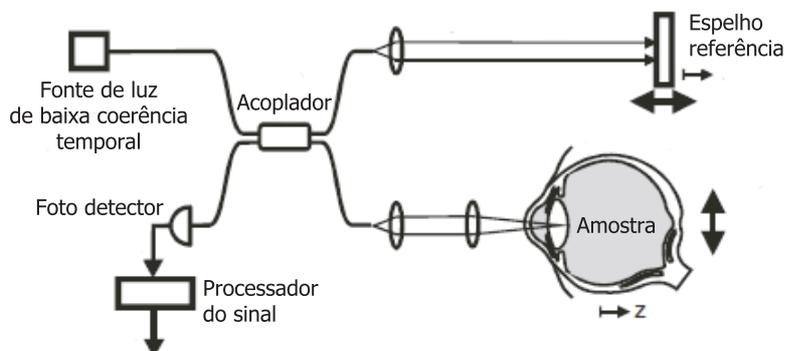


Figura 2.12: OCT no domínio do tempo. Fonte:(13).

Sendo a base dos OCTs comerciais, TD-OCT tem um grande potencial de adaptação em novos desenvolvimentos, como no Doppler OCT e outras técnicas. Sua principal desvantagem é a necessidade de realização de uma varredura de profundidade ponto-a-ponto (13).

Diversos modelos foram desenvolvidos para descrever as interações do campo óptico com o tecido biológico, como por exemplo, as simulações Monte Carlo baseadas no princípio Huygen-Fresnel (22, 23, 24, 25, 26).

2.4.2 Domínio da Frequência

No domínio do tempo é possível gerar imagens 1D ou 2D de uma seção transversal da amostra movendo o espelho referência, o que requer muito tempo para visualizar grandes áreas da amostra em tempo real. O OCT no domínio da frequência resolve esse problema, pois faz uso da informação espectral e das mudanças no tempo do valor do sinal, sendo dessa forma que o sinal é totalmente definido.

Dessa forma, a reflectividade da amostra pode ser obtida para todas as profundidades de uma única vez medindo a interferência no domínio da frequência e então aplicando a transformada de Fourier. Com a transformada de Fourier é possível obter do espectro as informações e as colocar novamente no domínio do tempo, conseguindo as mesmas informações de magnitude e atraso que as obtidas pelo TD-OCT de uma forma mais ágil.

Há duas maneiras diferentes de adquirir as informações espectrais: OCT no domínio de Fourier (também conhecido como OCT no domínio espectral) e *Swept-Source* OCT.

OCT no domínio de Fourier/Espectral (FD-OCT)

No FD-OCT, ao invés de usar um único detector, a luz que sofre interferência é separada em dois feixes distintos por um elemento dispersivo (e.g. prisma) de acordo com o comprimento de onda, e então, detectado usando um detector linear (Figura 2.13).

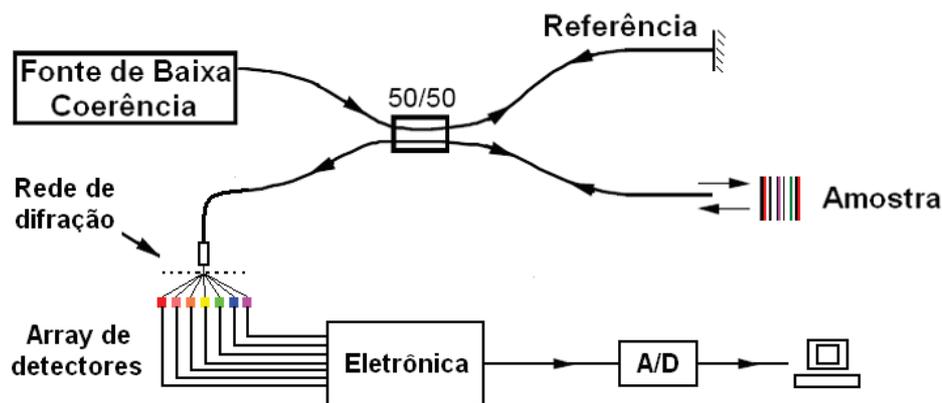


Figura 2.13: OCT no domínio de Fourier.

Esse método tem outra vantagem sobre a técnica que utiliza um único detector: considerando que uma quantidade menor de luz sem interferência atinge o *array* de detectores, a razão sinal-ruído tem uma melhora significativa. Quanto maior o número de janelas espectrais separadas usadas no espectômetro, maior a razão sinal-ruído. Leitbeg *et al* (27) comparam o desempenho com o TD-OCT.

Swept-Source (SS-OCT)

No SS-OCT, a informação de frequência não é extraída usando um espectrômetro. Ao invés disso, a informação é codificada no tempo varrendo a frequência da fonte de luz com um curto espectro (e.g. um laser) no tempo. A interferência resultante é detectada com um único detector ao longo de uma varredura, corrigindo as não-linearidades, e uma transformada de Fourier é aplicada para obter as informações ópticas. Para atingir resolução na mesma faixa que os outros métodos, a frequência do laser precisa ser varrida dentro de uma banda equivalente à de uma fonte banda larga (18). A Figura 2.14 ilustra uma montagem básica de um SS-OCT.

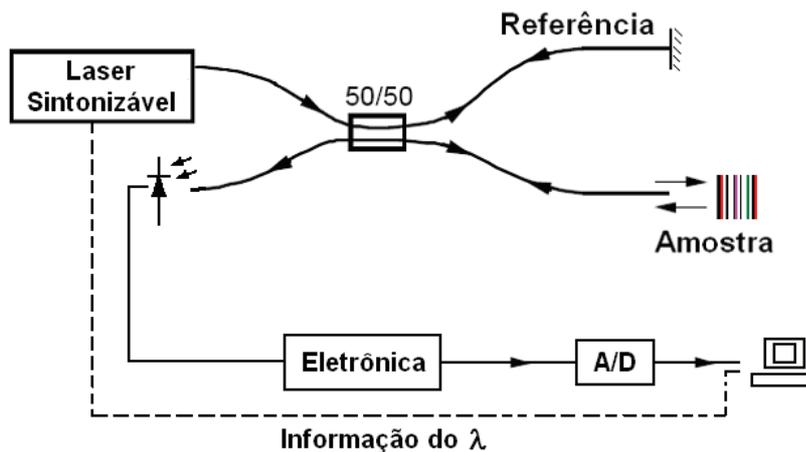


Figura 2.14: *Swept-Source* OCT.

As vantagens do método *swept-source* sobre o OCT que utiliza um *array* linear de detectores é que a luz na faixa de comprimento de onda entre 1000 nm a 1300 nm pode ser usada. Essa é uma região boa para imageamento de tecido com alto espalhamento, considerando que são menos atenuados do que nos comprimentos de onda menores. Detectores baseados em silício, como os usados no *array*, têm baixa sensibilidade em faixas de grandes comprimentos de onda e não precisar usá-los é uma clara vantagem.

Existem estudos que apresentam resultados teóricos e experimentais que demonstram a superioridade em sensibilidade do SS-OCT e o FD-OCT sobre o TD-OCT (28).

2.4.3 OCT Funcionais

O interesse em parâmetros funcionais, do ponto de vista médico, é devido ao fato de mudanças morfológicas normalmente precederem distúrbios funcionais. Portanto, parâmetros funcionais são úteis para diagnósticos de doenças em estágios iniciais (13). Mudanças desse tipo podem ser, por exemplo, mudanças no fluxo de sangue e no conteúdo de água do tecido. Os principais exemplos de OCTs funcionais são o OCT sensível à polarização (PS-OCT) e o Doppler OCT (DOCT).

O OCT sensível à polarização (PS-OCT) é a extensão funcional do OCT, que utiliza as informações adicionais de polarização que são transportadas pela luz refletida. Com essas informações de polarização é possível adicionar novos contrastes de imagem, se comparado ao OCT baseado em intensidade. O sistema do PS-OCT é similar ao do TD-OCT ou do FD-OCT, com a adição de um polarizador linear depois da fonte e um divisor de feixes polarizador

com um detector adicional na saída, como ilustra a Figura 2.15.

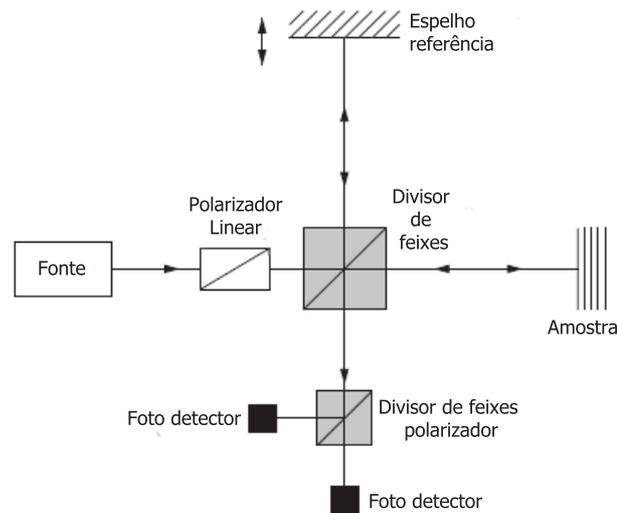


Figura 2.15: PS-OCT experimental. Fonte: (15).

O PS-OCT tem a capacidade de revelar informações importantes sobre o tecido biológico como, por exemplo, a distribuição quantitativa da birrefringência. Informações da birrefringência não estão disponíveis no OCT convencional por tratar a onda eletromagnética como uma quantidade escalar (29). Birrefringência descreve mudanças no estado de polarização da luz devido à diferença do índice de refração da luz polarizada em dois planos ortogonais.

Doppler OCT é uma combinação da técnica OCT com *laser Doppler flowmetry* (LDF). Essa técnica permite imagens quantitativas do fluxo de fluidos em meio com alto espalhamento como, por exemplo, para monitoramento *in vivo* do fluxo sanguíneo sob a pele (30, 31).

Na montagem prática do sistema DOCT, como mostra a Figura 2.16, o caminho do interferômetro para a amostra tem uma angulação relativa à direção do fluxo com valor θ . A luz detectada sofre espalhamento devido à partícula em movimento na amostra, passando por um duplo deslocamento Doppler - uma vez da fonte para a partícula e novamente da partícula para a objetiva (15). A velocidade da partícula em movimento pode ser determinada pela medição do deslocamento Doppler e pelo conhecimento do ângulo relativo entre o sinal óptico e o fluxo.

A capacidade do DOCT em medir fluxo em amostras com alto espalhamento tem grande potencial em imagens *in vivo* do fluxo sanguíneo tanto para pele (32) quanto para retina (33).

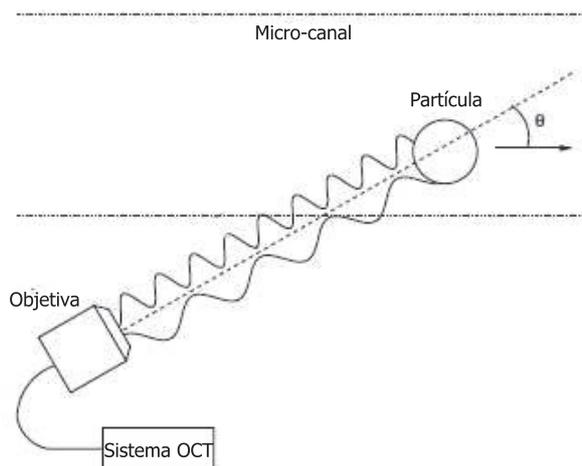


Figura 2.16: Esquema da operação do DOCT. Fonte: (15).

2.5

Aplicações biomédicas

A capacidade da Tomografia por Coerência Óptica de imageamento não-invasivo, em tempo real e com profundidade de até 3 mm, possibilita uma ampla gama de aplicações médicas e tecnológicas (34). A vasta quantidade de publicações avaliando diferentes aplicações em diversos campos da medicina confirma o grande potencial do OCT.

O OCT tem grande potencial de aplicação em situações onde a biópsia convencional tem valor clínico limitado. No mínimo, três cenários clínicos gerais foram identificados para aplicações do OCT. O primeiro cenário é em situações onde a biópsia convencional é difícil ou impossível de ser realizada devido aos riscos envolvidos. Nesse cenário incluem-se biópsias do cérebro, artéria coronária e cartilagens articulares. O segundo cenário ocorre em situações clínicas associadas a altas taxas de “falso-negativo” como, por exemplo, nos diagnósticos de câncer em estágios iniciais. Altas taxas de falso-negativo significam diagnóstico incorreto, mesmo em um cenário no qual o médico tenta identificar o problema. A terceira situação em que o OCT demonstra grande potencial é como guia em procedimentos microcirúrgicos para reparos de nervos periféricos e vasos sanguíneos (3).

Dentre as áreas biomédicas nas quais o OCT já é amplamente utilizado, destacam-se a oftalmologia, a odontologia, a dermatologia e a cardiologia. Nesta seção do capítulo 2 é apresentada uma pequena revisão dos estudos realizados para essas quatro áreas ao longo das últimas duas décadas.

2.5.1 Oftalmologia

O imageamento oftalmológico é um exemplo clínico de aplicação do OCT onde biópsia convencional não é possível. A primeira utilização biomédica do OCT foi para realizar imagens do olho, dando início às aplicações clínicas na oftalmologia, atualmente o campo de maior sucesso das aplicações clínicas do sistema (35, 36, 37).

Precursor do imageamento de fundo de olho, o oftalmoscópio, inventado por Helmholtz em 1850, permitiu a observação da retina. Obter imagens do fundo do olho apresenta alguns desafios pelo fato da pupila limitar a abertura do olho e evitar que o brilho dos reflexos vindos da córnea e do cristalino atrapalhem o imageamento realizado na retina. A Figura 2.17 apresenta um esquema da seção transversal do olho humano que mostra a luz entrando e sendo focada pela córnea e cristalino para criar uma imagem na retina.

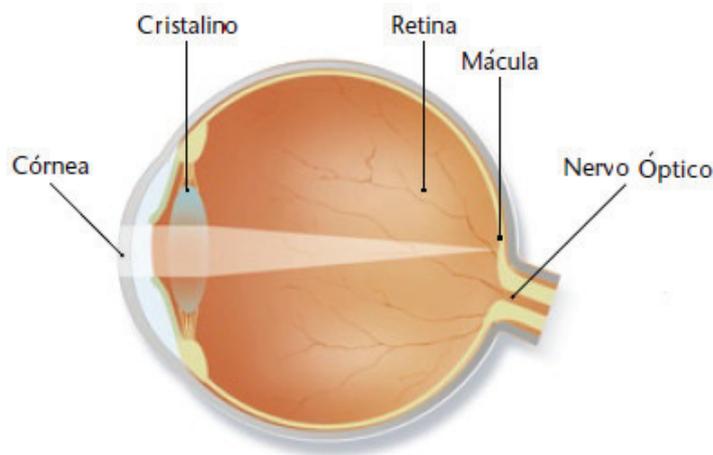


Figura 2.17: Seção transversal esquemática do olho humano. Fonte:(3)

Apesar de a retina ser praticamente um tecido transparente e de baixa reflexão óptica, a alta sensibilidade óptica do OCT permite a detecção de sinais extremamente fracos. É possível visualizar, de forma não-invasiva, a morfologia interna da retina e diferenciar detalhes da estrutura em tempo real.

O primeiro OCT comercial com aplicação oftalmológica foi lançado pela empresa Carl Zeiss, em 1996 (38). Na Figura 2.18 é apresentado um comparativo entre uma imagem feita com o OCT da primeira geração e a mesma região avaliada por um OCT da terceira geração.

Um grande número de estudos clínicos investigam o uso do OCT para o diagnóstico e monitoramento de doenças na retina como glaucoma (39, 40), buraco de mácula (41, 42), edema macular (43), coriorretinopatia serosa central (44), degeneração macular relacionada à idade (45), neovascularização coroidal

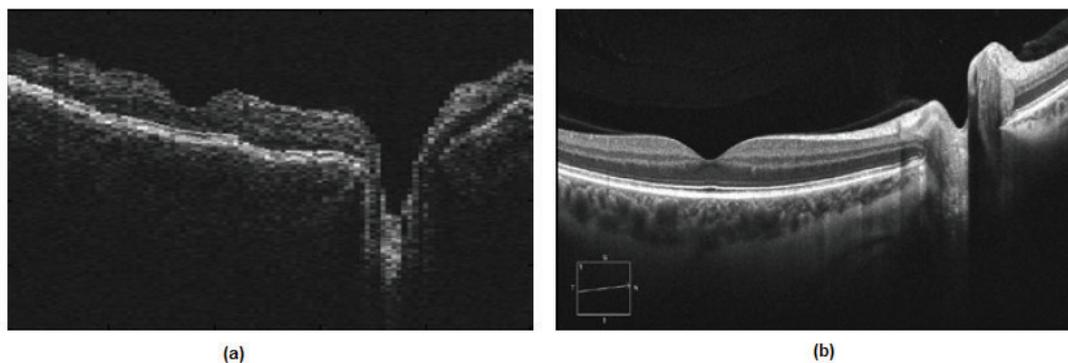


Figura 2.18: Comparativo das imagens geradas por OCTs (a) geração 1 e (b) geração 3. Fonte: (38).

(45) e membrana epirretiniana (46). A tomografia por coerência óptica tem o potencial de detectar e diagnosticar estágios iniciais de doenças antes que sintomas físicos e perda irreversível da visão ocorram.

É essencial um conhecimento extenso do índice de refração das camadas internas do olho para obtenção das dimensões geométricas. Mapas de espessura são utilizados para representar dados tomográficos, como por exemplo, edema macular em diabéticos, auxiliando na interpretação dos dados obtidos com o OCT (47, 48).

A espessura da camada da fibra nervosa da retina (RNFL – *Retinal Nerve Fiber Layer Thickness*), indicador de estágios iniciais de glaucoma, pode ser quantificada para os casos normais e de doença. Em estudos recentes, a influência de fatores como idade, sexo e etnia na RNFL foram avaliadas utilizando sistemas SD-OCT (49, 50). Foi confirmada a influência da idade na diminuição da RNFL e identificadas relações entre as diferentes etnias e a espessura da camada. Em outros estudos, medições da RNFL com OCT detectaram anormalidades associadas ao glaucoma em estágios iniciais (51, 52).

2.5.2

Dermatologia

Na dermatologia, a maioria das doenças de pele podem ser diagnosticadas por simples inspeção visual. A pele é um tecido complexo, com diversas inhomogeneidades (13). A ausência de transparência da pele é devida à absorção da luz, influenciada pela concentração de melanoma e hemoglobina, e ao espalhamento, resultante dos diferentes índices de refração. A Figura 2.19 ilustra as camadas da pele.

Imagens da pele com OCT possibilitam a visualização de mudanças estruturais no tecido, sendo um bom método para monitorar doenças inflamatórias.

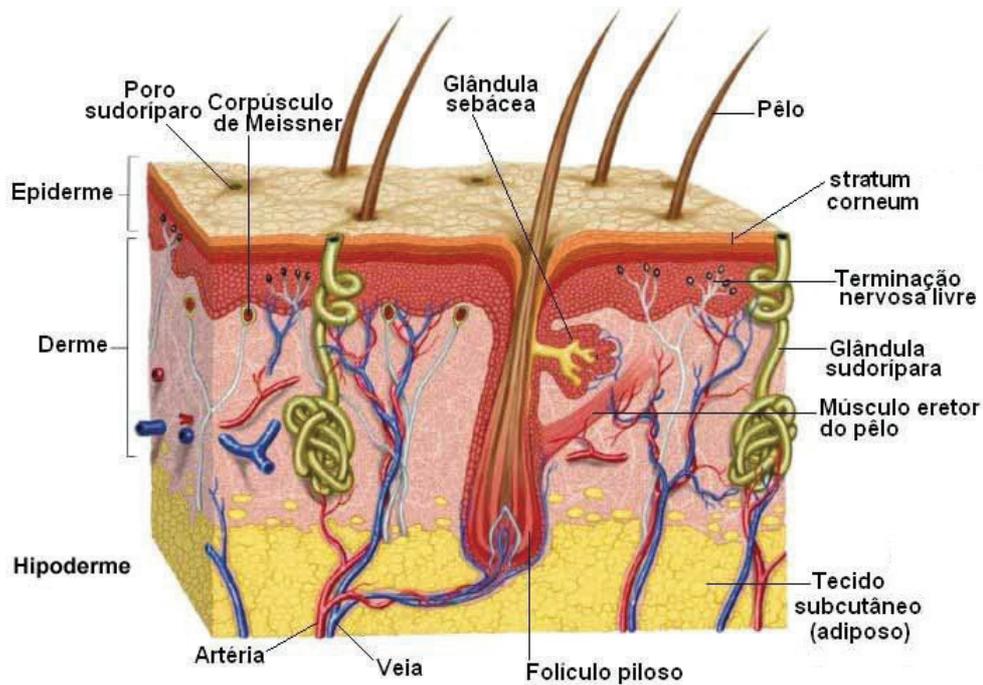


Figura 2.19: Anatomia da pele.

A profundidade de penetração do OCT identifica a *stratum corneum*, camada mais externa da epiderme constituída principalmente de células queratinócitos, e a derme, que consiste principalmente de uma rede de colágeno, fibras elásticas e fibroblastos.

O imageamento da derme por OCT resulta em sinais intensos, com regiões de pouca reflexão que correspondem aos foliculos capilares e às glândulas sebáceas. A epiderme gera sinais menos intensos do que a derme. Em um A-scan, a borda da derme é caracterizada pelo segundo pico de intensidade, como mostra a Figura 2.20. Em estudos realizados para determinar a espessura da epiderme, Welzel (53) utilizou um sistema OCT cuja fonte possui comprimento de onda de 830 nm. Foi possível identificar que a espessura da epiderme é de 195 μm (Figura 2.20). Estudos clínicos destacam o valor diagnóstico do OCT para algumas doenças inflamatórias da pele (53).

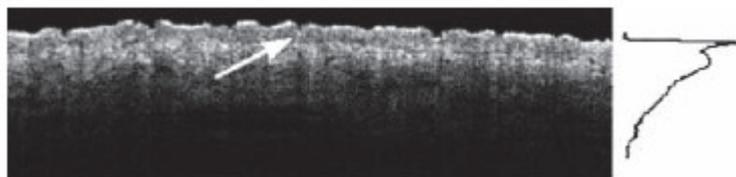


Figura 2.20: Imagem de OCT da pele saudável. A seta indica a epiderme. À direita, o A-scan. Fonte: (53).

A reflexão da superfície da pele pode ser reduzida aplicando pomada, óleo

ou glicerol. O tratamento tópico faz com que a pele fique mais transparente, reduzindo o espalhamento da luz e aumentando a profundidade de detecção (53). Na Figura 2.21 é possível perceber a absorção da pomada pela pele. Comparando (a) com (c), a *stratum corneum* apresenta um considerável aumento de espessura resultante do aumento da quantidade de água na camada.

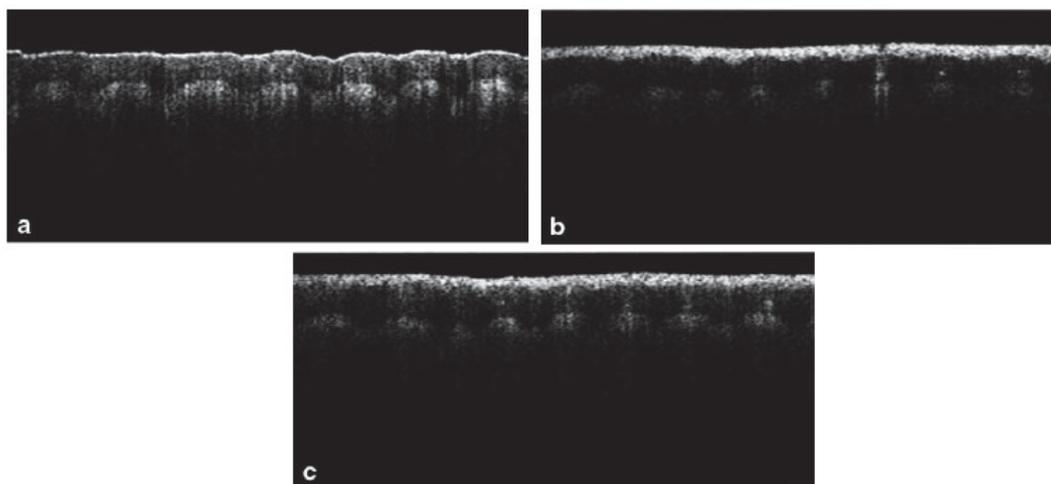


Figura 2.21: Imagens de OCT da pele saudável (a) antes, (b) logo em seguida da aplicação de pomada com 10% de ureia e (c) 35 minutos depois. Fonte:(53).

A Figura 2.21 ilustra o potencial do imageamento por OCT em quantificar os efeitos de hidratação e desidratação devidos à aplicação de substâncias para o tratamento da superfície da pele. Da mesma forma, o uso de OCT pode ser aplicado em dermatologia para monitorar, de forma não-invasiva, a recuperação da pele durante o tratamento de doenças inflamatórias (53, 54, 55).

2.5.3 Cardiologia

Na área de cardiologia, o OCT também pode ser utilizado em situações onde a biópsia convencional não é possível. Um exemplo é o imageamento da morfologia da placa aterosclerótica, área da cardiologia que desperta intensa investigação.

Algumas pesquisas apontam que a maioria dos casos de infarto do miocárdio é resultado de placas instáveis, de pequena a média dimensões. Essas placas são carregadas de moléculas de colesterol e possuem alto risco de ruptura, que pode resultar em trombose aguda e oclusão vascular (56, 57, 58). A capa fibrosa da placa aterosclerótica é estruturalmente fina, o que dificulta a visualização de placas instáveis por meio de técnicas radiológicas convencionais,

como a angiografia. Essa dificuldade é decorrente da limitação em visualizar o lúmen da artéria. O imageamento das placas por ultrassonografia, por sua vez, é limitado devido à faixa de resolução axial (150-200 mm) e radial (200-400 mm)(Figura 2.22). Apesar de ser similar ao ultrassom intravascular, o OCT proporciona imagens da parede arterial com resolução 10 vezes maior, possibilitando a visualização da capa fibrosa. Da mesma forma, o OCT pode oferecer sensibilidade muito maior na detecção de interiores lipídicos dentro ateromas coronários (59).

A Figura 2.22 apresenta um comparativo das técnicas diagnósticas por OCT, ultrassom, ressonância magnética, fluoroscopia e angioscopia, no que diz respeito ao seu potencial para resolução de imagem.

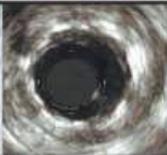
	OCT	Ultrassom	MRI	Fluoroscopia	Angioscopia
					
Resolução (µm)	1–15	80–120	80–300	100-200	<200
Tamanho da sonda (µm)	140	700	N/A	N/A	800
Radiação Ionizante	No	No	No	Yes	No

Figura 2.22: Comparativo entre diferentes técnicas diagnósticas para imageamento, no que concerne à resolução espacial. Fonte: (59).

A aplicação clínica da endoscopia intracoronária com tomografia por coerência óptica tem sido estudada há mais de uma década (13, 58, 59, 61, 63). Uma comparação do OCT (com comprimento de onda central de 1300 nm, $\Delta\lambda = 72$ nm e potência da fonte de 5mW) e uma imagem histológica em vasos de cadáveres demonstrou clara diferenciação das camadas íntima, média e adventícia (13).

Sendo assim, a tomografia por coerência óptica é considerada uma técnica promissora na área de diagnóstico intravascular *in vivo* para identificação de placas instáveis e como guia de procedimentos de intervenção, como a aterectomia (para remoção de placa aterosclerótica) e a colocação de próteses.

A Figura 2.23 apresenta uma imagem *ex vivo* gerada com OCT e a comparação com a histologia. A seta indica uma placa instável altamente calcificada coberta por uma fina camada (60, 62). Imagens desse tipo podem ser obtidas utilizando endoscópios de fibra óptica baseados em cateteres, como exemplificado na Figura 2.24.

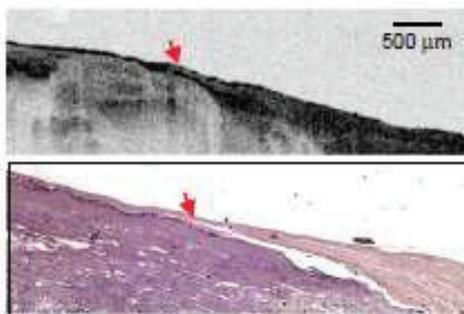


Figura 2.23: Comparação entre a imagem *ex vivo* de uma placa aterosclerótica instável obtida por meio de OCT e microscopia óptica. Fonte: (3).

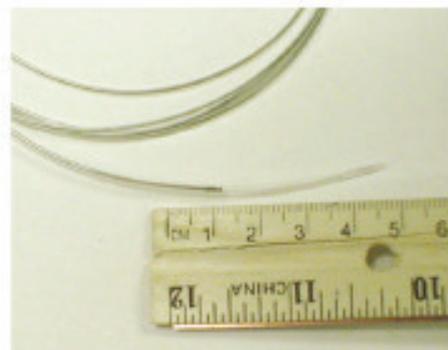


Figura 2.24: Exemplo de cateter utilizado em endoscópio de fibra óptica. Fonte: (3).

No entanto, como o sangue possui alto espalhamento óptico, é necessária a utilização de técnicas de oclusão por balão ou lavagem com soro fisiológico para a realização de imagens intravasculares (13).

As energias aplicadas na tomografia por coerência óptica intravascular são relativamente baixas, com potência de saída na faixa de 5,0 a 8,0 mW. Valores nessa faixa de potência não são considerados de risco para causar danos funcionais e estruturais ao tecido (59, 61, 63).

2.5.4 Odontologia

Os dentes são, basicamente, compostos de esmalte, dentina e polpa. A maior parte do dente é formada pela dentina, constituída por túbulos que irradiam da cavidade da polpa até sua periferia (Figura 2.25).

Os primeiros estudos odontológicos utilizando OCT foram realizados em 1998, com o objetivo de obter um método mais preciso e confortável para identificar doenças periodontais (64, 65).

Doenças periodontais são desordens induzidas por placas que resultam na perda de conectividade entre o dente e a mucosa oral. A Figura 2.26 ilustra imagens de tecido dentário e periodonto de porco. É possível identificar a junção esmalte/cimento, importante ponto de referência para determinação

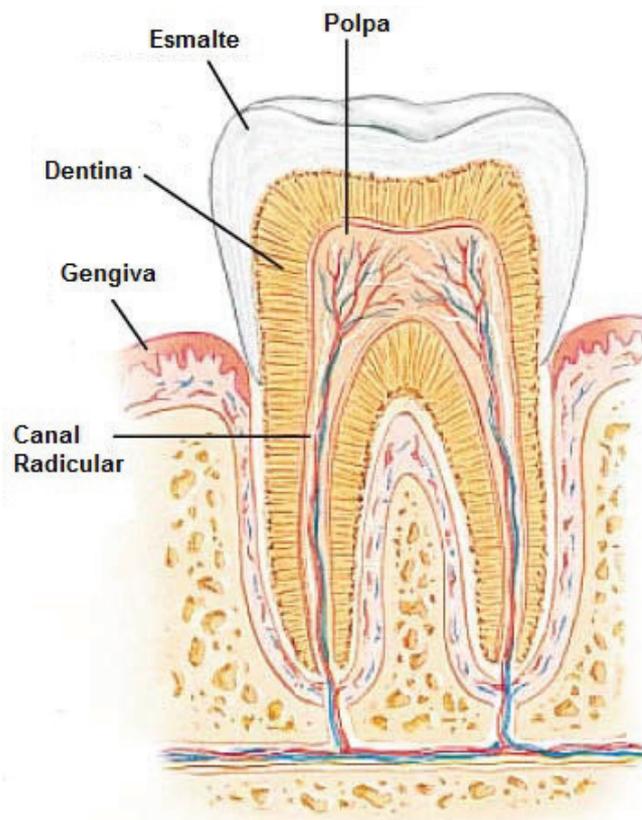


Figura 2.25: Ilustração do interior do dente. Adaptado de: The American Heritage Science Dictionary.

do nível de aderência do tecido periodontal, e a interface dente/gengiva, possibilitando a avaliação do sulco gengival, quando presente. Foi utilizado nesse estudo um sistema TD-OCT e como fonte um diodo superluminescente com comprimento de onda central 1310 nm, largura de banda espectral de 47 nm, potência de 70 μ W na amostra, resolução transversal de 20 μ m e resolução axial de, aproximadamente, 17 μ m (65).

Em estudo utilizando sistema OCT dental baseado em fibra óptica com comprimento de onda central de 1300 nm e potência de saída de 15 mW (64), a profundidade de penetração variava de 3 mm em tecido duro a 1,5 mm em tecido mole, sendo possível visualizar componentes estruturais da gengiva, como sulcos e epitélio; e dentre as estruturas de tecido duro foram identificados o esmalte, a dentina e a junção dentina-esmalte.

A odontologia é um campo em que OCT sensível à polarização tem crescente importância. Estudos da propagação da luz em tecido dental usando PS-OCT revelaram forte birrefringência no esmalte e propagação anisotrópica da luz através dos túbulos da dentina (65).

Imageamentos por OCT, tanto de lesões cariosas incipientes, quanto

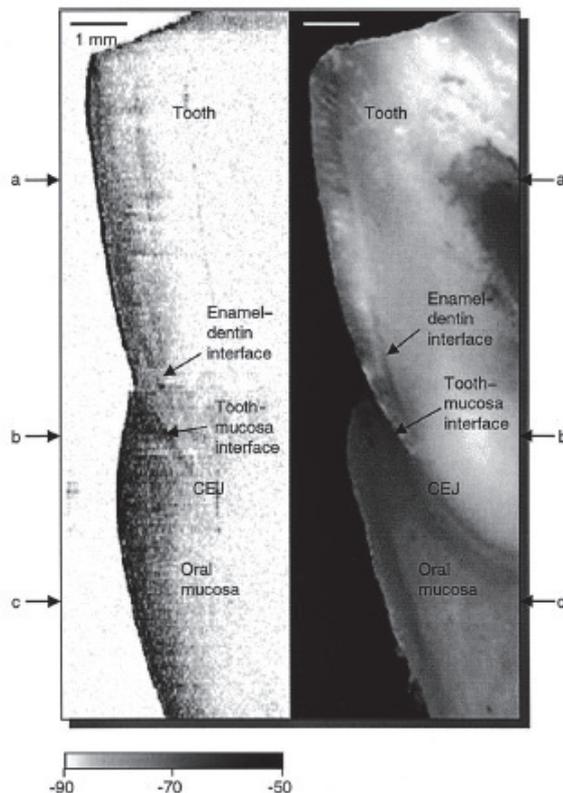


Figura 2.26: Imagem de seção transversal de OCT (esquerda) e de microscópio (direita) do tecido dentário e periodonto de porco. Fonte: (65).

de lesões de cáries avançadas, foram realizadas para avaliação de severidade ou da remineralização, objetivando a determinação da eficiência dos agentes químicos na inibição da desmineralização (66). O OCT também é utilizado para testar a inibição de desmineralização por diferentes agentes fluorídricos nas superfícies periféricas a aparelhos ortodônticos, avaliar lesões brancas causadas por desmineralização em volta de aparelhos ortodônticos, avaliação da mucosa oral, status de implantes dentais, além da integridade e qualidade das próteses (64, 65, 67, 68, 69, 70, 71, 72).

Um exemplo das possíveis aplicações é o imageamento da mucosa oral. O estudo de Feldchtein *et al* (67) utiliza um sistema OCT compacto, baseado em fibra óptica com dois diodos superluminescentes, operando em 830 nm e 1280 nm que produzem, respectivamente, 1,5 mW e 0,5 mW. A resolução axial foi de 13 μm (830 nm) e 17 μm (1280 nm) (67). Nas aplicações em tecidos duros, por sua vez, se utiliza o sistema OCT com apenas uma fonte superluminescente, operando em 1280 nm, com potência de aproximadamente 2mW (64).

2.6

Efeitos biológicos da radiação Laser ou LED visível e invisível

Por estarem mais expostos, os principais sistemas biológicos suscetíveis a danos ocasionados por radiações eletromagnéticas na faixa de 100 nm a 1 mm são os olhos e a pele humana.

Os efeitos biológicos ocorrem quando há absorção da radiação, sendo o comprimento de onda do feixe irradiado que determina qual tecido a radiação é capaz de danificar (20). Comprimento de onda, potência, duração, taxa de repetição, diâmetro e divergência do feixe são características que permitem a avaliação de quais riscos o indivíduo está sujeito se exposto à radiação eletromagnética.

A norma IEC 60825-1:2001 classifica os equipamentos a laser com base no Limite de Emissão Acessível (AEL - *Accessible Emission Limit*), valor máximo de radiação do laser à qual um indivíduo pode ser exposto durante a operação do equipamento. O AEL, por sua vez, tem como base os níveis de Exposição Máxima Permissível (MPE - *Maximum Permissible Exposure*), que determina a exposição para uma pessoa sem que isso lhe cause danos. Os níveis MPE são especificados para exposição ocular e dérmica, e consistem em uma função do comprimento de onda da radiação do laser, do tempo de exposição e da potência máxima emitida (20).

A Tabela 2.2 apresenta um resumo dos principais efeitos adversos ocasionados pela radiação laser nos olhos e pele de acordo com o comprimento de onda (20).

Tabela 2.2: Efeitos adversos à radiação laser. Fonte: (20)

Região Espectral	Efeitos: olhos	Efeitos: pele
Ultravioleta C 100 nm a 280 nm	Fotoqueratite	Eritema; Câncer de pele
Ultravioleta B 280 nm a 315 nm	Fotoqueratite	Envelhecimento precoce; Aumento da pigmentação
Ultravioleta A 315 nm a 400 nm	Catarata fotoquímica	Queimaduras; Escurecimento do pigmento; Reações fotosensitivas
Visível 400 nm a 780 nm	Dano termal e fotoquímico da retina	Queimaduras; Escurecimento do pigmento; Reações fotosensitivas
Infravermelho A 780 nm a 1400 nm	Catarata; queima da retina	Queimaduras
Infravermelho B 1,40 μm a 3,00 μm	Catarata; queima da retina	Queimaduras
Infravermelho C 3,00 μm a 1 mm	Queima da córnea	Queimaduras

O olho humano é quase sempre mais vulnerável a danos do que a pele.

A córnea, diferentemente da pele, não possui uma camada externa de células mortas para proteção. A Figura 2.27 ilustra as características de absorção do olho para diferentes regiões espectrais da radiação de 190 nm a 1 mm.

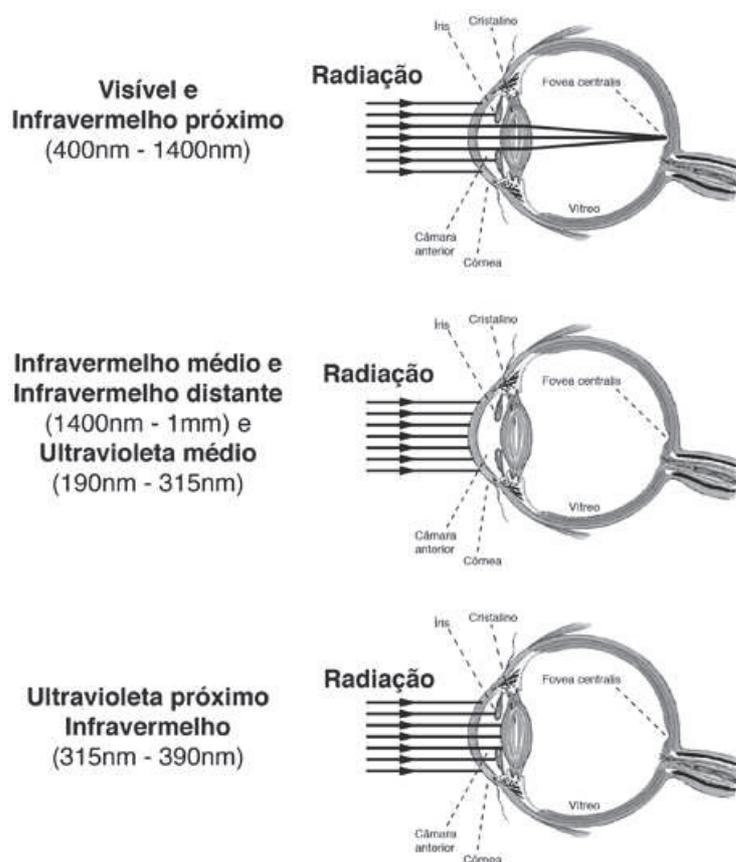


Figura 2.27: Características de absorção do olho humano. Adaptado de: (73).

A exposição ao laser entre 400 nm a 1400 nm, que inclui toda a porção visível do espectro, é de grande risco para a retina, pois a radiação eletromagnética colimada é focada em um pequeno ponto da retina. Por exemplo, um feixe visível com irradiância de 10 mW/cm^2 resultaria em uma exposição da retina de 1000 W/cm^2 , um fator de 100000 vezes. Essa irradiância é muito superior à necessária para causar danos à retina. Para os piores casos de exposição à radiação acontecerem, o olho precisa estar focado a certa distância e um feixe direto ou refletido deve entrar no olho. A Figura 2.28 apresenta os quatro casos possíveis.

As propriedades de absorção do olho com risco de danos ao tecido biológico são ilustradas na Figura 2.29. A energia laser é (a) absorvida pelo tecido que, (b) produz calor e esse calor é conduzido aos tecidos da vizinhança. No caso de onda contínua ou pulso longo (c), a persistência da frente térmica vai progressivamente aumentando a lesão. Para lasers de pulso curto (d), a alta densidade de potência causa ruptura das células e danos por deslocamento

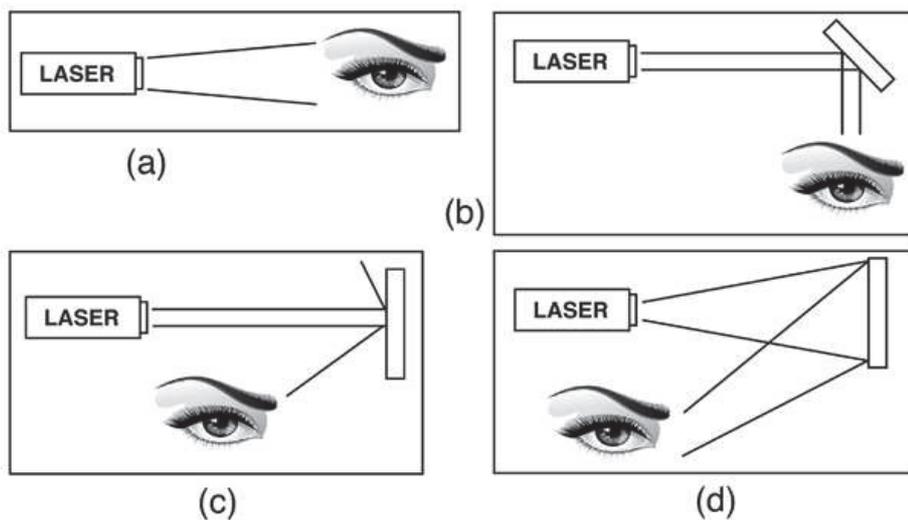


Figura 2.28: Observação visual do feixe de radiação luminosa: (a) direta; (b) refletido por uma superfície plana espelhada; (c) refletido por uma superfície curva espelhada; e (d) difuso refletido por uma superfície não espelhada.

físico. A norma IEC 60825-1 assume a menor distância de acomodação como 100 mm nos comprimentos de onda variando de 400 nm a 1400 nm. Nos comprimentos de onda menores que 400 nm e maiores que 1400 nm, os maiores riscos aos olhos são no cristalino e na córnea. E nos comprimentos de onda entre 1500 nm e 2600 nm, a radiação penetra no humor aquoso.

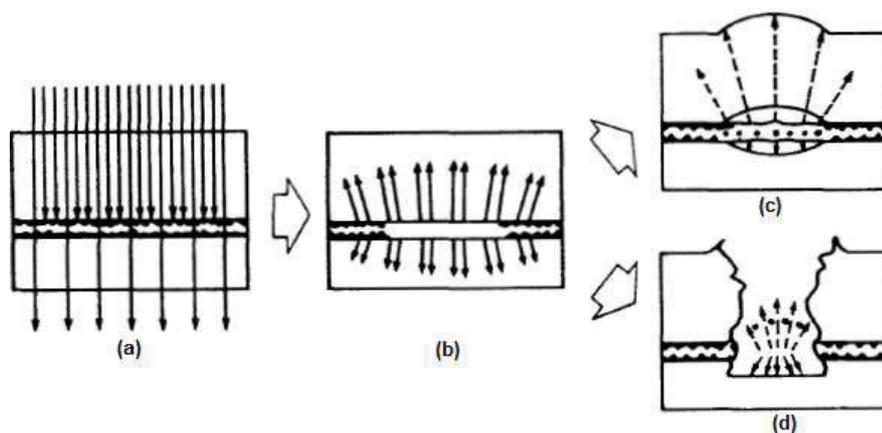


Figura 2.29: Dano causado ao tecido biológico induzido por radiação laser. Fonte: (20).

De maneira geral, a pele tolera uma exposição maior à radiação do que o olho. Os efeitos biológicos na região espectral do visível e do infravermelho podem variar de leves queimaduras a bolhas severas. Em casos de alta irradiância, podem ocorrer pigmentação, ulceração e cicatrização da pele, além de danos aos órgãos internos.