

OCT – TOMOGRAFIA ÓPTICA POR COERÊNCIA

Aluno: Marçal José Vasconcelos Neto
Orientador: Jean Pierre von der Weid

Introdução

Foi estudado e iniciou-se o desenvolvimento de uma ferramenta de imageamento, que permite obter imagens com alta resolução de seções transversais de tecidos biológicos e estruturas em escala micrométrica *in situ*, sem necessidade de uma excisão, permitindo análises em locais onde uma biópsia seria perigosa. A partir das técnicas de reflectometria óptica conhecidas, utilizou-se um interferômetro de Michelson com uma fonte luminosa de espectro largo e comprimento de coerência pequeno. Essa técnica é conhecida como OCT (*Optical Coherence Tomography* – Tomografia Óptica Coerente), onde o sinal das franjas de interferência na saída do dispositivo que fornecerá a posição relativa entre interfaces de meios com índices de refração distintos. Uma aplicação importante deste sistema é a medida de reflectometria tomográfica da epiderme e mucosas, na detecção preventiva de câncer [1]. O presente trabalho complementa o realizado anteriormente apresentado no XIV Seminário de Iniciação científica da PUC-Rio .

Objetivos

Estudo das técnicas de tomografia óptica por coerência e desenvolvimento de uma ferramenta OCT com alta resolução de imagens capaz de fornecer um diagnóstico em tempo real para detecção preventiva de câncer e que permita observar a arquitetura e algumas características estruturais de determinadas células.

Metodologia

De acordo com a teoria de coerência, quando é lançada em um interferômetro de Michelson uma luz com espectro luminoso largo, franjas de interferência aparecerão na saída do sistema somente quando os comprimentos dos dois braços forem suficientemente próximos ou seja, enquanto a diferença de caminho óptico for menor que o comprimento de coerência [2]. Conhecendo-se o comprimento do braço de referência, pode-se assim medir o caminho óptico do outro braço pela posição onde se observa a interferência. Como a fonte que foi utilizada nessa montagem era de baixa coerência, foi possível obter resoluções micrométricas.

A construção de um OCT requer o uso das técnicas de interferometria, e o uso de um dispositivo que possibilite fazer uma varredura transversal. Nesse trabalho em particular, usamos um interferômetro integrado em fibras ópticas.

A figura 1 mostra o diagrama esquemático do interferômetro utilizado. A luz proveniente da fonte luminosa passa pelo acoplador óptico 50/50, onde metade da luz é guiada para o braço do dispositivo de teste, e a outra metade segue para o braço da linha de atraso que possui um espelho na ponta. Quando a luz chega ao dispositivo de teste, uma parcela é refletida devido à descontinuidade do índice de refração. Essa luz é recombinada com a refletida no espelho da linha de atraso e chega ao fotodetector (responsável pela conversão eletro-óptico do sinal). O sinal elétrico segue para um A/D (conversor analógico-digital) e é armazenado em um microcomputador. O sistema realiza diversas varreduras deslocando através de um motor de passo de resolução submicrométrica a ponta de teste, deslocamento transversal.

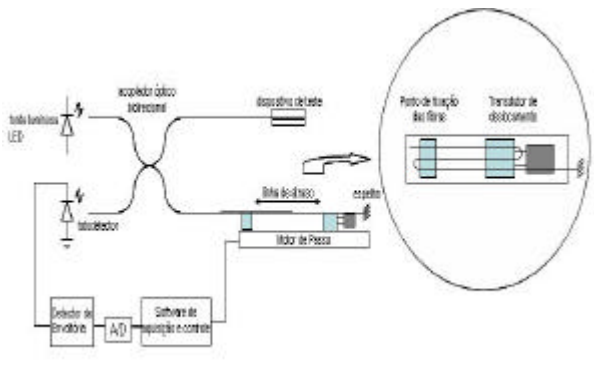


Fig. 1 – Montagem do interferômetro

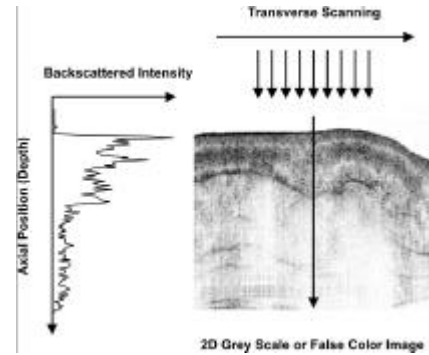


Fig. 2 – Varredura transversal

O funcionamento do sistema é baseado no fato das reflexões oriundas das interfaces do dispositivo de teste estarem atrasadas em relação ao sinal refletido no espelho da linha de atraso. Os picos de interferência ocorrem quando a linha de retardo percorre uma distância opticamente equivalente às distâncias onde os sinais foram refletidos no dispositivo de teste. Temos, portanto, a posição de cada interface refletora no braço de teste, dada pelas posições de cada um dos máximos de cada grupo de franjas de interferência.

O programa desenvolvido em LabView para o controle dos motores e aquisição dos dados monta uma matriz, onde cada uma das varreduras corresponde a uma coluna de uma matriz que irá gerar a imagem bidimensional (B-scan). Para uma melhor visualização do sinal utiliza-se um programa desenvolvido em MatLab que permite gerar uma imagem a partir de uma matriz normalizada com valores absolutos entre 0 e 1. O programa calcula a média de um ponto e seus vizinhos e gera um pixel proporcional. A composição de todos os pontos permite gerar uma imagem otimizada e diminuindo o efeito de possíveis perturbações.

Isso possibilitaria gerar uma imagem em tempo real, permitindo um diagnóstico imediato ou uma orientação durante um processo cirúrgico. O fato de o dispositivo estar acoplado em fibras ópticas é um aspecto importante, pois se pode ter sua interface em cateteres, endoscópios e outros equipamentos cirúrgicos, além de ser compacto e portátil, uma importante característica para um dispositivo clínico.

Conclusões

OCT produz imagens com resolução axial entre 1 e 15 μm , sendo esta dependente do comprimento de onda e da largura de banda da fonte luminosa. Como o comprimento de onda usualmente utilizado para este tipo de medida é entre 1250 e 1550 nm, a resolução depende basicamente da largura de banda da fonte luminosa. Em relação à resolução transversal tem-se como fator limitante o diâmetro do núcleo da fibra óptica monomodo, próximo de 9 μm . A distância de penetração máxima alcançada foi de 1,5 μm .

O desenvolvimento do projeto permitiu um aprofundar os estudos das diversas técnicas OCT utilizadas atualmente por outros grupos de pesquisa, além do início do desenvolvimento de uma ferramenta.

Referências

- 1 – BREZINSKI, Mark. Optical coherence Tomography : Principles and Applications, p.101, 2006.
- 2 – VASCONCELOS, Marçal J. Neto. Um sistema de metrologia utilizando reflectometria Óptica de Baixa Coerência. **PIBIC, PUC-Rio**, p.283, agosto 2006.