

OCT – TOMOGRAFIA ÓPTICA POR COERÊNCIA

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

Introdução

A aplicação de tecnologia óptica na medicina e na biologia tem crescido ao longo dos últimos anos. Desde o século XVIII, o microscópio tem sido uma ferramenta indispensável aos biólogos. Com a invenção do LASER, em meados da década de 60, a medicina ganhou uma nova ferramenta cirúrgica.

Segundo dados da Organização Mundial de Saúde, o câncer mata anualmente cerca de 7,6 milhões de pessoas no mundo. Esse número poderia sofrer uma grande redução se o câncer fosse diagnosticado mais cedo, antes do tumor atingir uma fase avançada [1]. Uma nova técnica complementar ao diagnóstico do câncer vem sendo desenvolvida por diferentes grupos de pesquisa em todo mundo. Essa técnica é conhecida como OCT (*Optical Coherence Tomography* – Tomografia Óptica Coerente) [2].

O OCT é uma técnica 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 poderia ser perigosa.

O dispositivo estudado e montado nesse trabalho foi desenvolvido 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.

Uma aplicação importante deste sistema já implementada é a medida de reflectometria tomográfica da epiderme e mucosas, na detecção preventiva de câncer [3]. O presente trabalho complementa o realizado anteriormente apresentado no XIV Seminário de Iniciação científica da PUC – Rio [4].

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 possibilitando a observação da arquitetura e de algumas características estruturais de determinadas células e tecidos biológicos.

Metodologia

De acordo com a teoria de coerência, ao ser lançada em um interferômetro de Michelson uma luz com espectro luminoso largo, franjas de interferência surgem na saída do sistema quando os comprimentos dos dois braços forem suficientemente próximos, ou seja, enquanto a diferença de caminho óptico for menor que o comprimento de coerência [5]. 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.

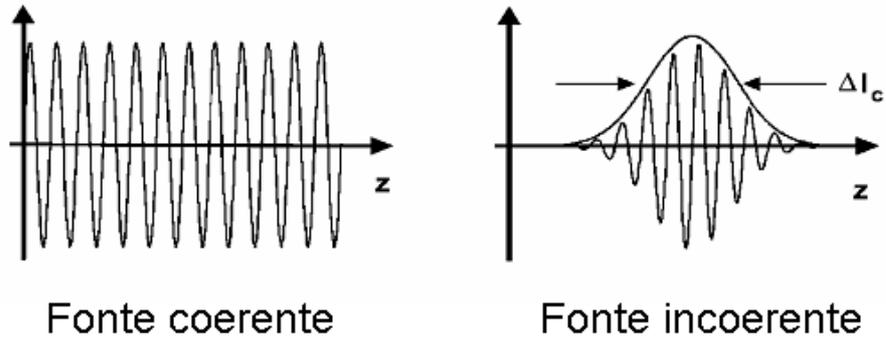


Fig. 1 – Padrão de interferência para fontes coerente e incoerente

A resolução axial em uma ferramenta OCT de imageamento é determinada pelo comprimento de coerência da fonte luminosa. Com isso, altas resoluções podem ser obtidas independentemente das condições focais do feixe. As franjas detectadas na saída do interferômetro resultam da autocorrelação do campo elétrico da fonte luminosa. O comprimento de coerência é igual à largura espacial da autocorrelação do campo e o envelope da autocorrelação do campo elétrico é igual à transformada de Fourier da largura espectral [6]. Portanto, resolução é inversamente proporcional à largura espectral da fonte. Para uma fonte com distribuição espectral Gaussiana, tem-se:

$$\Delta z = \left(\frac{2 \ln 2}{\pi} \right) \left(\frac{\lambda^2}{\Delta \lambda} \right)$$

onde λ é igual ao comprimento de onda central da fonte e $\Delta \lambda$ é a largura espectral de meia potência da fonte.

A resolução transversal do sistema depende das dimensões e geometria dos componentes ópticos, portanto, depende da configuração utilizada para a montagem do interferômetro.

A construção de um dispositivo 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. Ao longo do projeto foram montadas diversas configurações, porém a demonstrou melhores resultados está detalhada na figura a seguir.

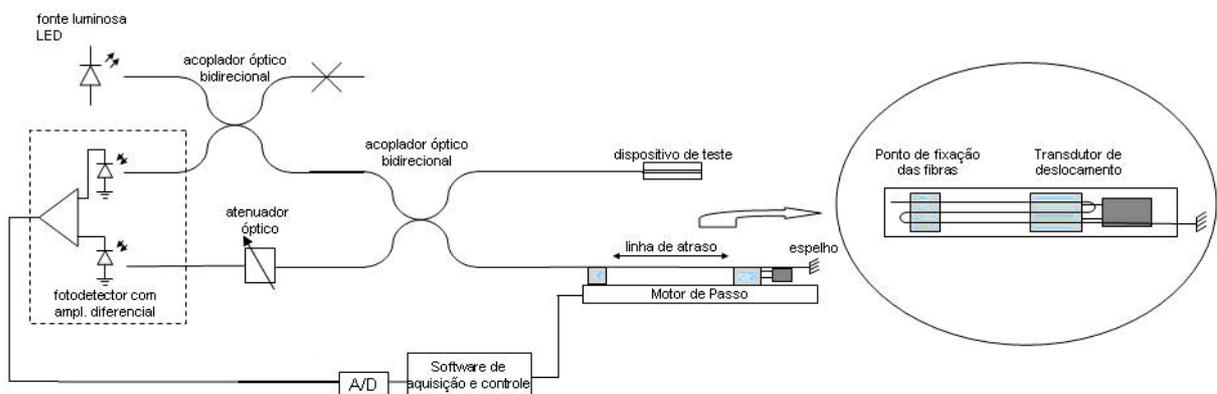


Fig. 2 – Montagem do interferômetro

A luz proveniente da fonte luminosa com espectro luminoso largo 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 ao chegar ao fotodetector (responsável pela conversão eletro-óptica do sinal). O sinal passa por um A/D (conversor analógico-digital) e é armazenado em um microcomputador, onde o software de controle e aquisição nos permite uma visualização gráfica do comportamento do sinal. Em destaque, temos a linha de atraso, onde a fibra encontra-se fixada em três segmentos paralelos, o que triplica a distância de varredura do sistema, já que a mesma depende somente do deslocamento do motor, além de aumentar a velocidade da varredura. O sistema realiza diversas varreduras deslocando através de um motor de passo de resolução submicrométrica a ponta obtendo com isso de teste obtendo um deslocamento transversal.

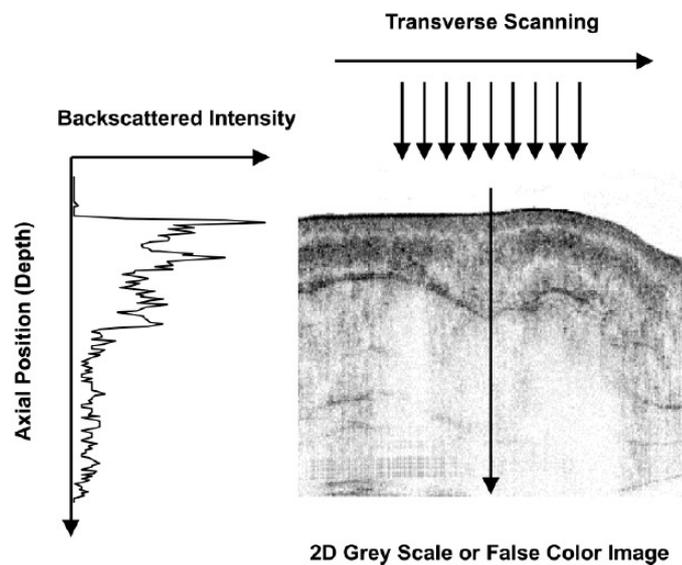


Fig. 3 – Varredura transversal

O funcionamento do sistema se baseia 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 somente 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 sistema executa diversas varreduras montando uma imagem bidimensional utilizando uma escala de cores para representar a intensidade do sinal interferente.

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 de suas colunas 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 dando origem à um pixel proporcional. A composição de todos os pontos permite gerar uma imagem otimizada e com diminuição do efeito de possíveis perturbações.

O uso da ferramenta desenvolvida nesse trabalho 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 pode-se ter sua interface em cateteres, endoscópios e outros equipamentos cirúrgicos, além de ser compacto e portátil, uma importante característica para um dispositivo clínico. Na figura a seguir temos como exemplo um cateter com uma fibra óptica integrada.

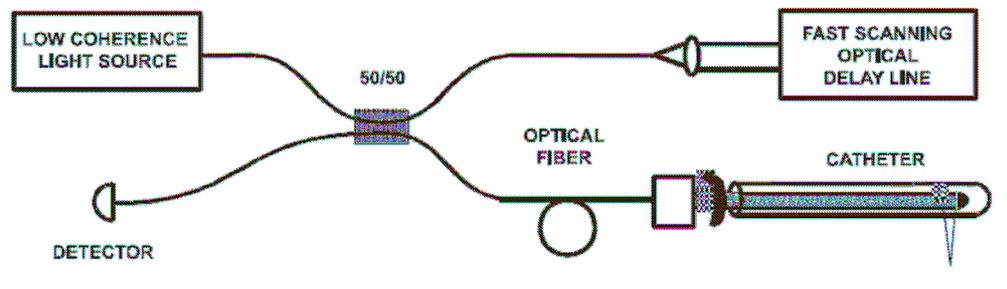


Fig. 4 – Cateter Interferométrico

A montagem desse sistema pode ser dividida em quatro partes: controle eletrônico dos motores de passo, montagem do circuito óptico acoplado em fibras ópticas, detecção do sinal óptico e formatação do sinal detectado. A seguir, verifica-se o detalhamento dos equipamentos e dispositivos envolvidos no sistema

Para o controle eletrônico do motor foi desenvolvido um circuito eletrônico capaz de permitir que o usuário configure o deslocamento dos motores, sua velocidade e a direção do deslocamento, retraindo ou esticando a fibra. O software utilizado para o controle do sistema e a visualização do sinal foi o LabVIEW 7.1 da National Instruments. O programa desenvolvido permite a criação de uma interface com o usuário, onde é permitido configurar os parâmetros mais importantes dos motores. A escolha do LabVIEW pode ser justificada pela simplicidade na criação de interfaces com o usuário e no desenvolvimento de controles de entrada e saída (I/O) [7].

A comunicação entre o microcomputador e o motor ocorre a partir do uso da porta paralela, enquanto a aquisição é feita através de uma placa A/D, modelo NI-USB6008 da National Instruments. Essa placa possui uma taxa de aquisição de 10KS/s, o que é suficiente para o tipo de medida que se deseja efetuar nesse trabalho, pois a frequência das franjas de interferência possui tipicamente 300 Hz. O motor de passo utilizado para efetuar o deslocamento da linha de atraso realiza um deslocamento de $0,1\mu\text{m}$ por passo e tem a sua velocidade máxima de operação (velocidade em que se desloca sem perder nenhum passo) em 200 passos/s. O desenvolvimento de um circuito eletrônico também se faz necessário para a utilização desse motor, pois como o mesmo deve ser capaz de tensionar três fibras de ópticas, com as propriedades mecânicas do vidro, simultaneamente ele deve possuir torque elevado, o que significa um consumo maior de corrente. O circuito desenvolvido basicamente possui uma fonte e amplificadores de corrente capazes de fornecer a corrente que a carga do motor exige.

A montagem do circuito óptico é sem dúvida a parte crítica do sistema por ser a mais delicada, pois como já foi dito anteriormente é necessário que o comprimento dos dois braços seja suficientemente semelhante para que as franjas possam ser observadas. Como os comprimentos de cada braço são longos, da ordem de metros, o ajuste inicial do comprimento de cada braço deve ser feito com cuidado.

É importante destacar que houve um grande esforço para montar a linha de atraso. A montagem teve que ser refeita diversas vezes até que se alcançassem as condições ideais:

tamanho da fibra, tensão uniforme em ambos os segmentos e um material resistente ao desgaste provocado pela tensão na fibra.

A detecção, conversão eletro-óptico e filtragem do sinal foram feitas através de um fotodetector modelo 2111 da New Focus, esse detector é dotado de um amplificador com ganho diferencial. Também foi acrescentado outro acoplador bidirecional 50/50 entre o interferômetro e a fonte luminosa, o uso desse acoplador se faz necessário para a utilização do fotodetector com amplificador diferencial. A grande vantagem do uso desse dispositivo é a eliminação da componente DC. Para que seja possível tal situação, é necessário que a mesma quantidade de luz refletida chegue a ambas as entradas do fotodetector, a fim de garantir tal situação introduzimos um atenuador na saída do interferômetro. Outro cuidado necessário a essa configuração é a anulação da outra ponta do acoplador externo, pois a mesma poderia gerar reflexões que diminuiriam a margem dinâmica do sistema.

Com a eliminação da componente DC do sinal através do fotodetector diferencial foi possível utilizar o ganho máximo do mesmo, que representou um ganho de cerca de 18dB em relação a montagem com o detector de ganho direto. Por ser essa última configuração a mais eficiente, faremos a análise dos resultados obtidos com essa montagem.

Um ajuste importante é a inserção de um fator de correção que deve ser feito no cálculo das distâncias dos interferogramas. Essa correção só é necessária porque a linha de atraso é integrada em fibra óptica e o dispositivo de teste na maioria dos casos tem índice de refração diferente do da fibra. No caso geral, para se obter as distâncias reais das reflexões no sistema basta multiplicar o valor medido na referência pelo índice efetivo da fibra ($\Gamma=1,17$ dado pelos coeficientes elasto-ópticos da fibra que está sendo esticada como linha de atraso [8] e dividir pelo índice do meio.

$$\Delta L_{real} = \Delta L_{referência} \left(\frac{\Gamma}{n_{meio}} \right)$$

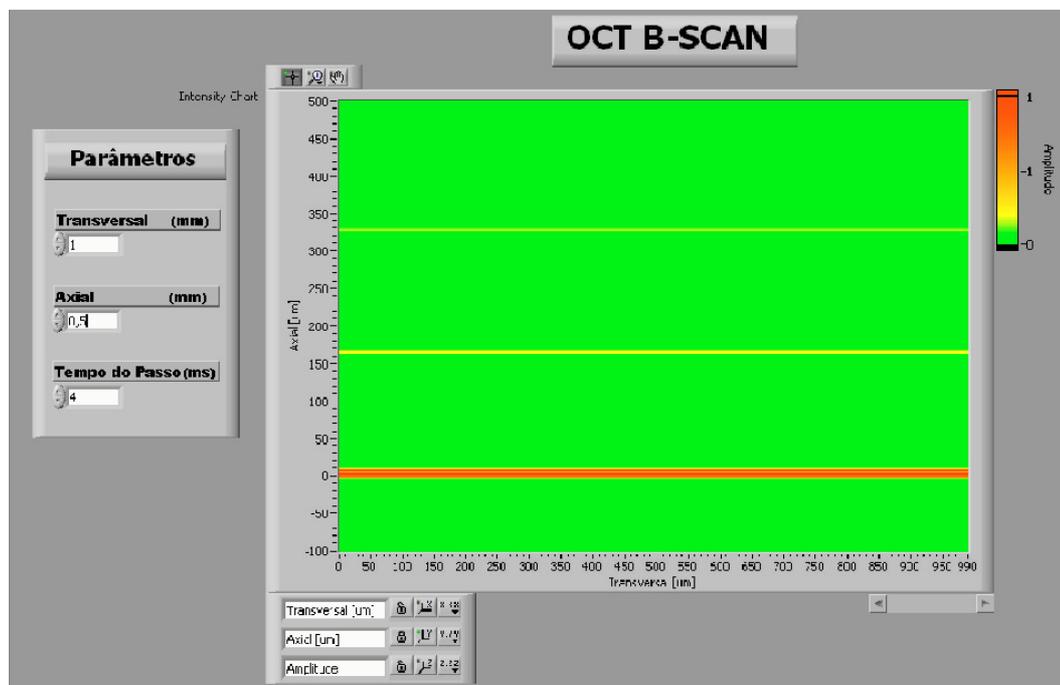


Fig. 5 – B-scan simulado no programa a partir de um A-scan

Para avaliar o funcionamento do sistema e ilustrar a interface do programa foi feita uma simulação a partir de um A-scan. A simulação utilizou o interferograma de uma lamínula de microscópio. A lamínula foi escolhida porque além de possuir uma espessura conhecida, 170 μm , também já foi utilizada em trabalhos anteriores.

Analisando-se o B-scan gerado pode-se obter a distância da lamínula em relação à saída da fibra óptica e também sua espessura. Analisando a simulação mostrada na figura 5 tem-se: o pico principal, correspondente à interface fibra-ar, o pico correspondente à interface ar-lamínula e um último pico que corresponde à interface lamínula-ar. A posição entre esses dois últimos picos nos fornece a espessura da lamínula. Verifica-se nesse caso que a lamínula está localizada a uma distância de 100 μm e comprovou-se a espessura de 170 μm , observando a relação da equação (1) usando-se $n = 1$ para o ar e $n_{\text{lamínula}} \sim 1,47$ (quartzo).

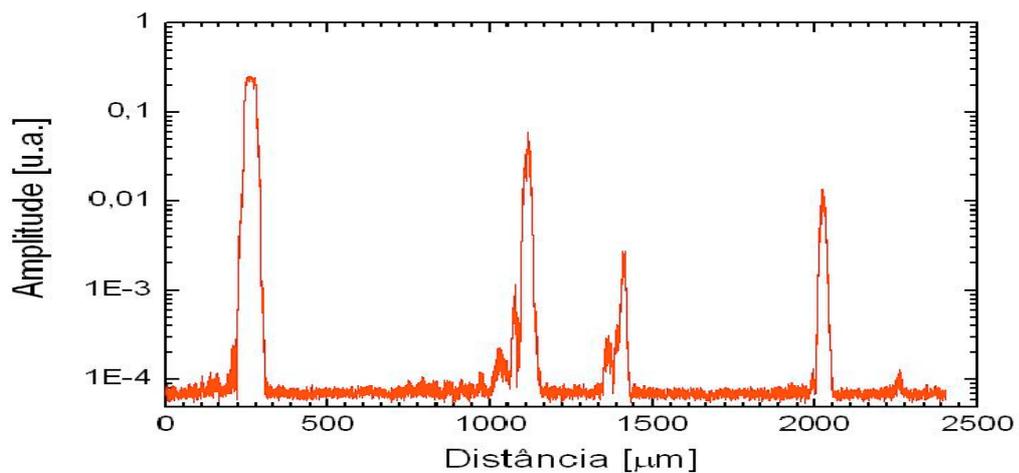


Fig. 6 – A-scan obtido de um material plástico com diversas interfaces

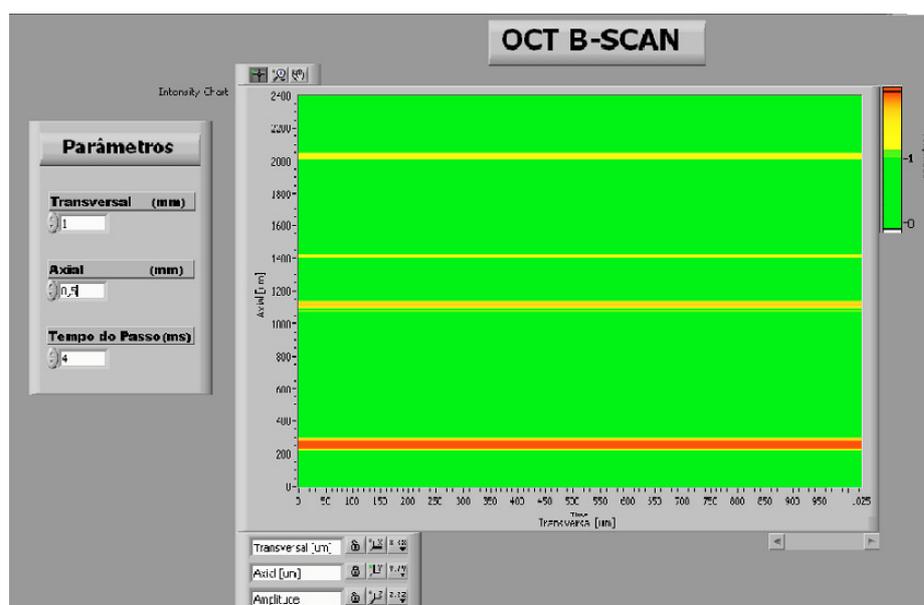


Fig.7 – B-scan simulado a partir do A-scan da fig. 6

Nas figuras 6 tem-se o A-scan de um material plástico com aproximadamente 2 mm de largura e com uma fina película de aproximadamente 300 μm . Na figura 7 pode-se observar o B-scan simulado para a medida observada na figura 6. Além das distâncias, pode notar-se também a presença de reflexões secundárias próximas a primeira interface.

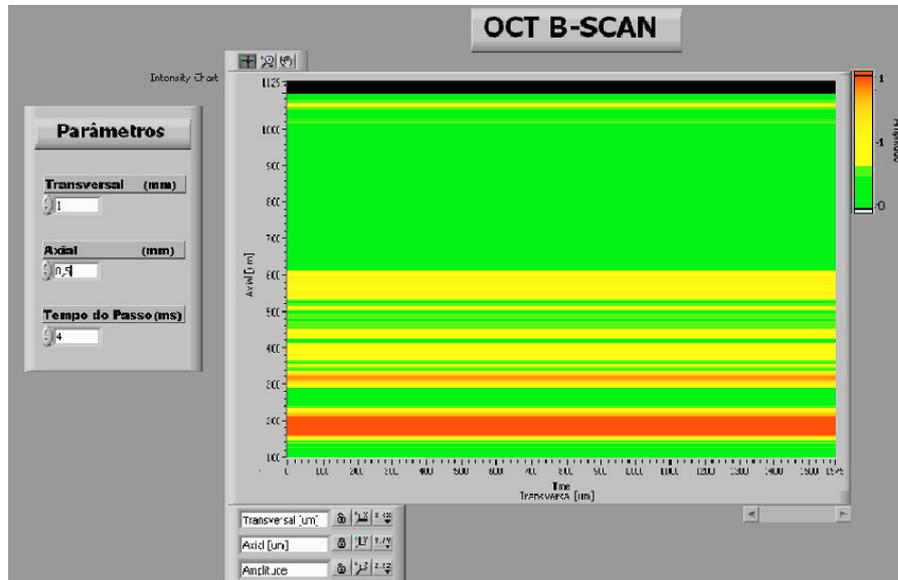


Fig. 8 – B-scan a partir de um pedaço de unha humana

Na figura 8, pode-se observar um B-scan simulado a partir de uma medida realizada no laboratório, usando um pequeno pedaço de unha humana como amostra. Na figura podem-se observar as camadas superficiais da unha. A primeira linha vermelha (mais grossa) nos fornece a origem do sistema, interface vidro-ar. É importante observar que o detector estava saturado no pico principal, pois o ganho do amplificador foi elevado para aumentar a margem dinâmica do sistema. A segunda linha vermelha fornece a primeira camada da unha. As linhas amarelas seguintes representam as demais camadas da unha. Essa medida obteve uma penetração de 400 μm .

Conclusões

O desenvolvimento do projeto permitiu um aprofundamento das técnicas de tomografia óptica por coerência, além do início do desenvolvimento de uma ferramenta capaz de fornecer uma imagem bidimensional de tecidos biológicos em tempo real, com uma interface amigável para o usuário.

A ferramenta encontra-se em fase final de desenvolvimento, faltando apenas o ajuste do motor responsável pelo deslocamento transversal de forma que o tempo do total de leitura da imagem não passe alguns segundos.

Baseado nas medidas preliminares pode-se afirmar que o sistema OCT montado será capaz de reproduzir 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 é entre 1250 e 1550 nm, a resolução depende basicamente da largura de banda da fonte luminosa. Neste trabalho a máxima resolução obtida foi em torno de 10 micrometros. A resolução transversal tem 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 mm.

A expectativa é que com a continuação do projeto e ajuste dos controles dos motores, será possível obter uma imagem de 1mm^2 em um tempo aproximado de 2 minutos com as resoluções máximas relatadas neste trabalho.

Referências

- 1 – ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, site <<http://www.who.int/en/>>, 2007
- 2 – BREZINSKI, Mark. **Optical Coherence Tomography : Principles and Applications**, p.101, 2006.
- 3 – JUNG, Woonggyu, ZHANG, Jun, CHUNG, Jungrae, WILDER-SMITH, Petra, BRENNER, Matt, STUART NELSON, J. and CHEN, Zhongping; Advances in Oral Cancer Detection Using Optical Coherence Tomography; **IEEE J. of Selected Topics in Quantum Electronics**, vol. 11, No. 4, pp. 811-816 (2005).
- 4 – VASCONCELOS, Marçal J. Neto. Um sistema de metrologia utilizando reflectometria Óptica de Baixa Coerência. **PIBIC, PUC-Rio**, p.283, agosto 2006.
- 5 – PROLA JUNIOR, Carlos Humberto. Caracterização de Guias Óticos com Reflectometria de Baixa Coerência. **Dissertação de Mestrado, PUC-Rio**, março 1995.
- 6 – FUJIMOTO, James G., PITRIS, Costas, BOPPART, Stephen A. and BREZINSKI, Mark; Optical Coherence Tomography: An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Biopsy; **Nature**, vol.2, p. 9 – 25, January 2000
- 7 – REGAZZI, Rogério Dias, PEREIRA, Paulo Sérgio, DA SILVA JR, Manoel Feliciano. **Soluções Práticas de Instrumentação e Automação**. 1ª ed. , Rio de Janeiro, 2005
- 8 – THEVENAZ L., PELLAUX J.-P.and VON DER WEID, J. P "All Fibre Interferometer for Chromatic Dispersion Measurements"; **J. Lightwave Technology** 6, 1 (1988).