

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**DESENVOLVIMENTO DA TÉCNICA DE TOMOGRAFIA POR
COERÊNCIA ÓPTICA DE AUTOCORRELAÇÃO E
MELHORAMENTO DE RESOLUÇÃO AXIAL POR
ANÁLISE DE SINAL VIA TRANSFORMADA DE FOURIER**

Marcus Paulo Raele

Tese apresentada como parte dos requisitos para a obtenção do Grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Materiais.

Orientador:
Dr. Anderson Zanardi de Freitas

Versão Corrigida

Versão original disponível no IPEN

SÃO PAULO

2013

Aprendi nesses anos a valorizar a disciplina como uma das mais importantes qualidades.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao Prof. Dr. Anderson Zanardi de Freitas pela orientação competente e dedicada, por me motivar a estender meus limites e me incentivar a tentar sempre fazer um pouco mais e melhor; uma valiosa lição.

À Dra. Sonia Baldochi e ao Dr. Niklaus Ursus Wetter pela gerência do Centro de Laser e Aplicações, onde encontrei toda a infraestrutura e apoio.

À Banca Avaliadora, em ordem alfabética: Prof. Dr. Adriano Mesquita Alencar, Prof. Dr. Anderson Stevens Leonidas Gomes, Prof. Dr. Gesse Calvo Nogueira, Prof. Dr. Luciano Bachman, Prof. Dr. Flavio Caldas da Cruz, Prof. Dr. Nicolau André Silveira Rodrigues, Prof. Dr. Niklaus Ursus Wetter e Prof. Dr. Ricardo Elgul Samad.

À Fapesp (nº2009/13764-3) e ao CNPq (144616/2009-2) pelas bolsas concedidas no início do estudo e pelo financiamento dos equipamentos utilizados.

À minha família: Silvia Marisa Tosoni Raele, Luiz Emílio Raele (*in memorian*) e irmão Ricardo Raele, responsáveis por minha formação como pessoa, e assim, o fruto e mérito deste trabalho também deve a eles.

À Manuella Teixeira Nicolosi pela ajuda na finalização do texto e principalmente pelo incondicional carinho.

À toda equipe da Divisão de Ensino, à secretária Sueli Tavares Venancio e aos colegas da oficina Marco Antonio Andrade e Paulo Cesar da Silva pela ajuda na confecção de peças necessárias ao estudo.

Aos amigos e companheiros Dr. Marcello Magri Amaral, Dr. Thiago Cordeiro da Silva e Lucas de Pretto pela pronta disposição em ajudar sempre.

Ao colega de trabalho Dr. Gessé Calvo Nogueira pelas valiosas conversas contribuições a esse estudo, ao Dr. Ricardo Elgul Samad por disponibilizar prontamente seu laboratório para a realização de experimentos.

Ao Dr. Frederico Antonio Genezini e Dra. Denise Maria Zezell pelo apoio em importantes etapas que permearam este estudo.

Ao Dr. Luiz Vicente Tarelho pelas fundamentais contribuições nas análises dos harmônicos.

Aos alunos contemporâneos do CLA... Companheiros em inúmeros desafios que se apresentaram no caminho.

Desenvolvimento da Técnica de Tomografia por Coerência Óptica de Autocorrelação e Melhoramento de Resolução Axial por Análise de Sinal via Transformada De Fourier

Marcus Paulo Raele

Resumo

Tomografia por Coerência Óptica, ou simplesmente OCT (acrônimo do inglês: *Optical Coherence Tomography*), é uma técnica para geração de imagens de seções transversais de meios espalhadores ao comprimento de onda utilizado. A OCT é baseada em interferometria óptica e gera imagens comumente correlacionadas às imagens geradas exames histológicos com a vantagem de ser indolor, não invasiva e não utilizar radiação ionizante.

Este estudo dividiu-se em dois objetivos distintos, um refere-se à aplicação de sinais interferométricos de autocorrelação para a formação de imagens de amostras com estruturas complexas. O segundo objetivo foi o estudo das estruturas denominadas de harmônicos e sua aplicação no aumento da resolução axial de um sistema OCT.

Com relação à primeira parte, constatou-se que o sinal interferométrico de autocorrelação é muitas vezes ignorado ou descartado pela OCT tradicional. Análises mais profundas da teoria de interferometria, juntamente com alguns estudos anteriores, apontaram para a possibilidade de gerar imagens de maior

complexidade morfológica utilizando o sinal de autocorrelação, com a vantagem de se utilizar um arranjo óptico mais simples e também possibilitar imagens estáticas de amostras em movimento axial. Para testar os benefícios e as limitações da técnica de autocorrelação (Au-OCT) foi montado em laboratório e foram realizadas imagens de amostras no repouso e em movimento e confrontadas com imagens geradas no sistema OCT convencional. O sistema de Au-OCT foi capaz de gerar imagens de estruturas diversas (dentes, filmes plásticos entre outros), e apesar de possuir uma qualidade de imagem inferior à OCT, ela apresentou vantagens quando a amostra sofre deslocamentos axiais.

Já em relação as características harmônicas, que se apresentam em amostras de alta refletividade óptica como falsas estruturas em imagens OCT, todo um estudo para o entendimento do fenômeno foi desenvolvido. Demonstrou-se também a possibilidade de utilização dessas estruturas para aprimorar a resolução axial diferencial (entre estruturas da própria amostra) através de um estudo numérico e experimental. Para isso padrões dimensionais do tipo degrau foram mensurados e os resultados tratados de acordo com procedimentos metroológicos, mostrando que os harmônicos podem ser utilizados para promover o aumento de resolução axial de um fator de aproximadamente dois.

Por fim uma análise crítica sobre os resultados e uma discussão sobre perspectivas dos temas abordados, foram realizada.

Development of Autocorrelation Optical Coherence Tomography Technique and Axial Resolution Enhancement through Fourier Transform Analysis

Marcus Paulo Ruele

Abstract

Optical Coherence Tomography also largely known as the acronym OCT, is a technique developed to generate transversal sections images of light scattering media. Based on optical interferometry, it provides images correlated to histological images with the advantages of being not invasive, painless besides and does not use ionizing radiation.

This study was divided into two separate goals; one refers to the application of interferometric autocorrelation signals for forming images of samples with complex structures. The second objective was the study of structures called harmonics and its application in increasing the axial resolution of an OCT system.

Regarding the first part, it was found that the interferometric autocorrelation signal is often ignored or discarded by traditional OCT. Further analysis of the theory of interferometry, along with some previous studies have pointed to the possibility of generating images of greater morphological complexity using the signal autocorrelation, with the advantage of using a simplest optical arrangement and also allow static images of samples in axial movement.

To test the benefits and limitations of the autocorrelation technique (Au-OCT) a setup was assembled in and images of samples were performed at rest and in motion and compared with images generated in conventional OCT system.

The system Au-OCT was able to generate images of several structures (teeth, plastic films etc.), and despite having a lower image quality to the OCT, it presented advantages when the sample undergoes axial motion.

Regarding the harmonic characteristics that are present in samples of high optical reflectivity as false structures in OCT images, a whole study to the understanding of the phenomenon was developed. Also demonstrated the possibility of using these structures to enhance the differential axial resolution (structures between the sample itself) using a numerical and experimental study. Dimensional standards step height like were measured and results handled according to metrological procedures, showing that the harmonics can be used to promote the increase of axial resolution by a factor of about two.

Finally a critical analysis of the results and a discussion of perspectives of the topics discussed were performed.

Sumário

1.	Introdução	11
1.1.	Sobre a Tomografia por Coerência Óptica.....	18
1.2.	Motivação.....	20
2.	Fundamentos teóricos.....	21
3.	Objetivos	31
4.	Da Técnica de autocorrelação.....	32
4.1.	Tomografia por Coerência Óptica de autocorrelação.....	32
4.2.	Estudo experimental sobre autocorrelação.....	42
4.2.1.	Arranjo experimental.....	43
4.2.2.	Imagens de autocorrelação.....	46
4.2.3.	Au-OCT e amostras em movimento.....	60
4.2.4.	Médias e o sistema Au-OCT	64
4.2.5.	Teste de deslocamento lateral	71
4.3.	Conclusões sobre a técnica de Au-OCT	76
5.	Harmônicos	78
5.1.	Entendendo a origem dos harmônicos.....	82
5.2.	Simulações numéricas	86
5.3.	Procedimento experimental.....	93
5.3.1.	Outras análises sobre a técnica.....	99
5.4.	Conclusões sobre a técnica de harmônicos.....	104
6.	Conclusões gerais e perspectivas.....	106
7.	Apêndices.....	109

7.1.	Processamento de sinais	109
7.2.	Informações técnicas sobre o SLED	112
7.3.	Programas em LabVIEW.....	113
7.3.1.	Programa de controle do sistema OCT de autocorrelação	113
7.3.2.	Algoritmo de análise do sinal interferométrico.....	119
7.3.3.	Simoct (simulador OCT).....	123
7.4.	Espalhamento múltiplo.....	127
7.5.	Ajustes harmônicos.....	129
7.6.	Carta convite	130
8.	Referências	131

1. Introdução

A fotônica^{*}, área da ciência que trata da geração, controle e detecção de fótons, se expandiu expressivamente nas últimas décadas, em parte devido aos marcantes avanços tecnológicos realizados na segunda metade do século XX que podem ser exemplificados pelas tecnologias de semicondutores, lasers e microprocessadores².

Estes avanços permitiram que especialidades, que antes eram restritas aos seus desenvolvedores, transpusessem as fronteiras das suas áreas do conhecimento de tal forma que um laser poderia ser operado não só por um físico, mas também por profissionais não especialistas da área.

É nesse ambiente que a esta nova área do conhecimento floresce³, carregando em si essa característica agregadora de competências.

A fotônica permeia várias áreas do conhecimento, como eletrônica, ciência dos materiais, medicina, física, e outras. E esse caráter multidisciplinar faz com que muitas soluções inovadoras surjam para melhorias de processos que estão presentes em nosso dia-a-dia. Como exemplos podem ser citados: o armazenamento/recuperação de dados opticamente (CD/DVD/Blueray); resinas odontológicas foto-polimerizáveis; câmeras digitais; tráfego eficiente de dados por fibra óptica; usinagem de precisão; entre tantas outras.

* Fotônica¹: Estudo ou aplicação da energia eletromagnética, cuja unidade básica é o fóton, incorporando óptica, tecnologia, engenharia elétrica, ciência dos materiais, e armazenamento/processamento de informação.

Mesmo com tantas contribuições, a fotônica está ainda em sua infância tecnológica; muitas outras tecnologias estão sendo desenvolvidas⁴ e já sinalizam para novas e profundas revoluções, como no campo da computação (óptica e quântica) e nas áreas biomédicas^{5: 6} com métodos de terapia e diagnóstico.

A aplicação de luz como agente intermediador para diagnósticos e terapias é na grande maioria das vezes muito bem vinda^{7: 8}, pois permite que não ocorra contato entre o equipamento e o objeto de medida. Nesse sentido, traz vantagens interessantes como: não carregar patogenias (eliminando a necessidade de esterilização); nos diagnósticos não há dor ou desconforto no processo; para terapias o desconforto, em geral, é menor do que os métodos tradicionais e o tempo de recuperação tende a ser menor.

Neste contexto que se apresenta o presente estudo, ou seja, em sintonia com as tendências da atualidade e visando contribuir com a sociedade, através de um estudo com possíveis aplicações práticas em um futuro próximo.

Mais especificamente este estudo aborda a técnica denominada Tomografia por Coerência Óptica ou OCT (acrônimo do inglês *Optical Coherence Tomography*).

A OCT já é prática nos principais centros de diagnóstico oftalmológicos do Brasil e do mundo, e apesar da oftalmologia⁹ ser seu nicho mais consolidado no presente momento, outras áreas também valem-se desta técnica de formas inovadoras. Alguns exemplos que constatarem o fato e ilustram algumas aplicações são: na odontologia onde se demonstrou possível a detecção de cáries em seus primeiros estágios de desenvolvimento¹⁰; na dermatologia estudos viabilizaram a detecção e caracterização de câncer de

pele¹¹; na indústria na quantificação de rugosidade via imagens tomográficas^{12; 13; 14} possibilitando a quantificação de rugosidade em estruturas internas de um material, arqueologia¹⁵ avaliando danos em objetos de interesse; na arte¹⁶ revelando informações presente abaixo da tinta; entre outros.

Um olhar mais abrangente sobre a técnica é dada ao analisar estatísticas sobre as publicações referentes à técnica. Para isso realizou-se em 18 de março de 2013 uma pesquisa nas bases científicas de dados¹⁷ utilizando a palavra-chave "*optical coherence tomography*", que abrangeu dados inseridos até o ano de 2012.

Os resultados retornam informações interessantes a começar pelos dados apresentados na Figura 1. Nela nota-se um franco e contínuo crescimento no interesse pelo assunto, não havendo nenhum momento em que a técnica mostra diminuição nos números de trabalhos publicados. Já na Figura 2, é mostrada a liderança de pesquisas com OCT na área de oftalmologia, causada pelo fato da OCT ser o único equipamento capaz de analisar o sistema ocular com alta definição sem danificá-lo.

Pelo ponto de vista deste estudo, o destaque fica com a área de óptica em segundo lugar. Mostra que o desenvolvimento de sistemas relacionados à OCT esta longe da estagnação e de forma ininterrupta novas ideias surgem e são testadas¹⁸. Esses estudos possuem um caráter muito distinto do primeiro colocado que se limita a aplicar a técnica. Na prática um único equipamento pode ser usado por vários grupos de pesquisa, e é encarado apenas como uma ferramenta, gerando muitas publicações, em outras palavras um único equipamentos pode ser utilizado em inúmeras pesquisas simultâneas, gerando

um grande número de publicações. O oposto ocorre no desenvolvimento e estudo de óptica/sistemas OCTs, em que um único equipamento é estudado intensivamente por um único grupo, e com a consequência dos frutos desse tipo de pesquisa não ser tão veloz e produtivo em termos de publicações como no primeiro caso, valorizando ainda mais os resultados alcançados por esta área do conhecimento (“Óptica”).

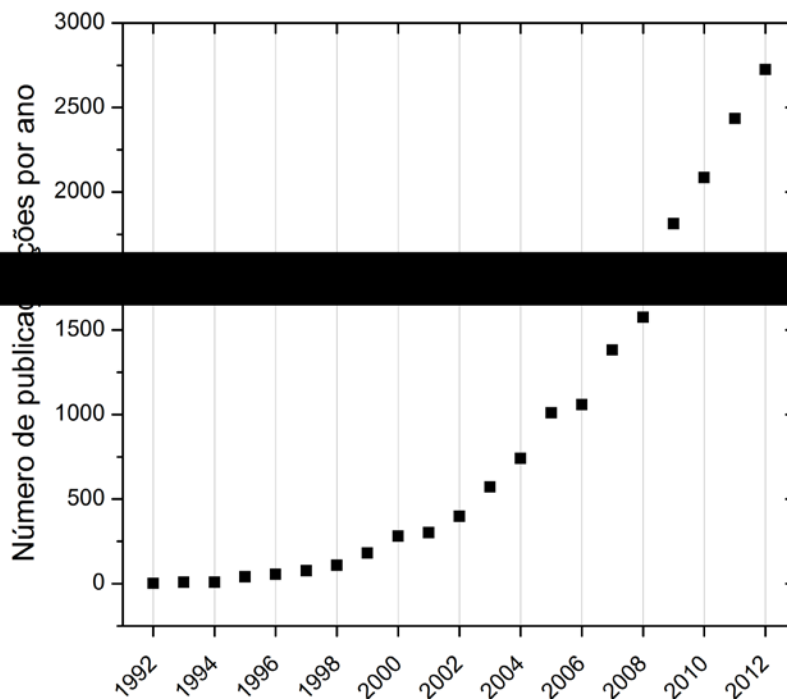


Figura 1: Publicações relacionadas à OCT dos anos entre 1992 e 2012.

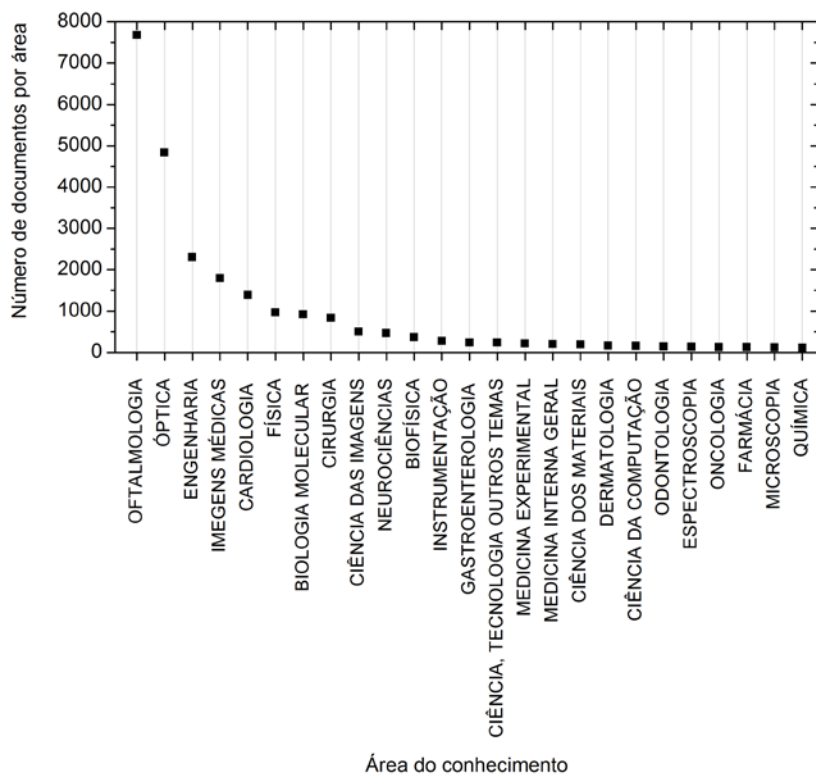


Figura 2: Número de publicações relacionadas ao OCT por área do conhecimento.

Ao organizar os dados por país, Figura 3, os Estados Unidos da América (EUA), berço do OCT, apresenta-se como líder. O Brasil está em 15º lugar em números de publicações.

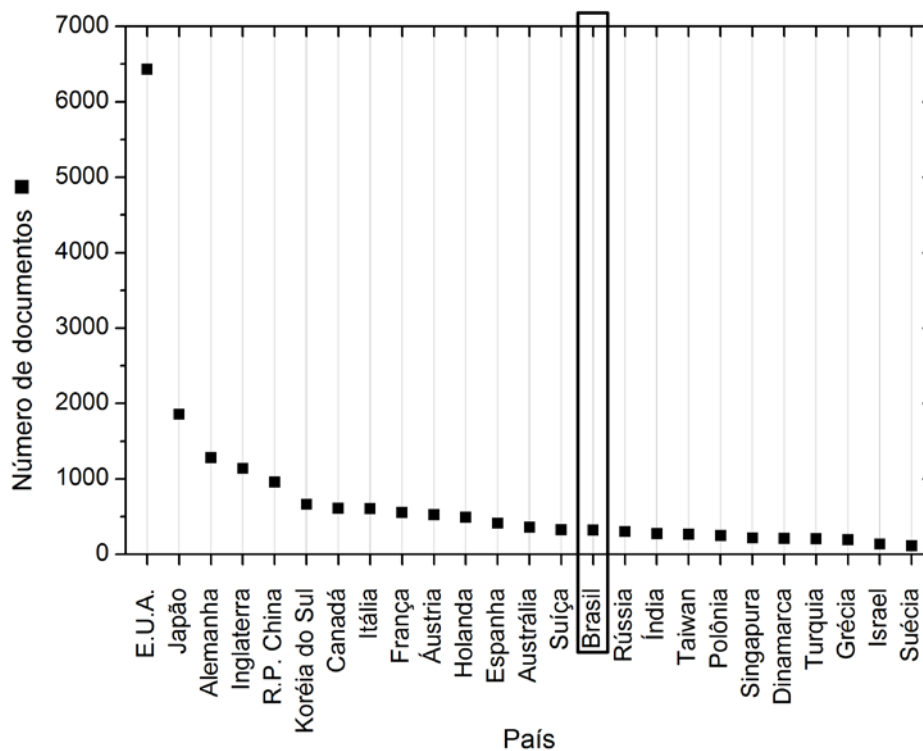


Figura 3: Distribuição das publicações relacionadas à OCT por país e por país/milhão de habitantes.

Ao tratar de OCT no Brasil algumas linhas devem ser escritas sobre o grupo de pesquisa do presente estudo:

Conhecido como Laboratório de Tomografia Óptica do Centro de Lasers e Aplicações do IPEN-CNEN/SP e liderado pelo Prof. Dr. Anderson Zanardi de Freitas, o grupo vem desenvolvendo a técnica OCT desde 2002, sendo responsável pela construção em território brasileiro do primeiro sistema de OCT dedicado a formação de imagens de alta resolução¹⁰, dando origem a primeira publicação relativa ao desenvolvimento e aplicação da técnica no em

território nacional¹⁹, em parceria com a universidade Federal do Pernambuco. O grupo também foi pioneiro nacional no desenvolvimento do primeiro OCT sensível à polarização (PS-OCT) e o primeiro OCT capaz de determinar as Matrizes de Mueller (MM-OCT)²⁰.

Continuando as pesquisas para o avanço da técnica, o grupo tem constantemente realizado estudos que vão desde novas abordagens, tanto em relação ao arranjo óptico, como é o caso deste estudo, quanto em relação à análise de dados e processamento de sinais²¹.

Este é o cenário em que se encaixa o trabalho descrito nas páginas que seguirão.

1.1. Sobre a Tomografia por Coerência Óptica

Desenvolvida na década de 90, com a primeira publicação descrevendo a técnica em 1991²², onde inclusive cunhou-se o termo *Optical Coherence Tomography* (OCT). A técnica é baseada em interferência óptica de baixa coerência (*Low Coherence Interferometry*²³), também conhecida como interferometria de luz branca^{24; 25}, na qual vale-se de um arranjo óptico amplamente conhecido como interferômetro de Michelson²⁴, o arranjo óptico utilizado pela OCT esta ilustrado na Figura 4.

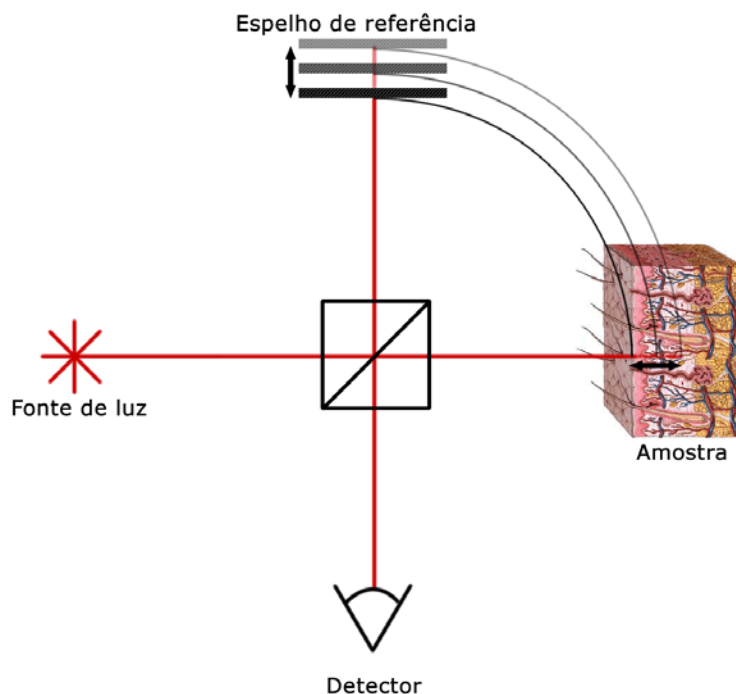


Figura 4: Arranjo óptico esquemático: A luz dividida é refletida pela amostra e pelo espelho de referência, e ao se recombinarem formam um padrão de interferência que sensibiliza o fotodetector.

A interferometria de baixa coerência²³ usa uma fonte luminosa policromática para formar as chamadas “franjas de interferência” em cada um dos comprimentos de onda nela presente. Diferentemente das aplicações com lasers monocromáticos (distribuição espectral estreita) que implicam que um interferômetro pode contar com diferenças de caminho óptico entre braços de centenas de metros e ainda assim formar padrões interferométricos, a interferometria de baixa coerência forma franjas apenas para uma única configuração dos braços do interferômetro, o que implica (simplificadamente) que as franjas estarão relacionadas a um único ponto no espaço. Adicionalmente as amplitudes dessas franjas estarão relacionadas com a refletividade de uma dada estrutura física.

É dessa forma, resumidamente, que a técnica de OCT reconstrói o perfil de retro-espalhamento óptico de tecidos vivos ou estruturas inorgânicas em profundidade: relacionando regiões da amostra e seu potencial de espalhamento óptico.

As medidas de OCT podem ser realizadas *in situ*, em tempo real e sem danos ou dor, com uma penetração (profundidade do mapeamento) típica de ~2 mm, com resolução da ordem de alguns microns. Na Figura 5 um exemplo de imagem OCT é apresentada.

O mapeamento OCT se dá no sentido de propagação do feixe de luz, no caso da Figura 5 o feixe laser atingiu a amostra no sentido de cima para baixo em dois mil pontos vizinhos resultando em dois mil vetores que mapeiam, através de cores falsas (por convenção, os pontos mais claros são meios com alto coeficiente de espalhamento ou refletividade), o perfil de espalhamento óptico.

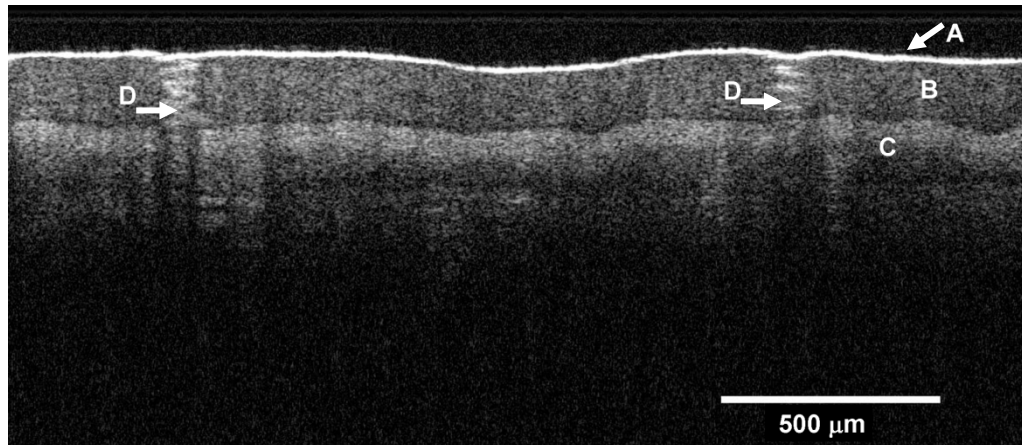


Figura 5: Imagem típica de OCT. A imagem representa uma medida realizada na palma da mão humana, possui 2000 colunas e 512 linhas. As letras identificam estruturas: A) Stratum Córneo; B) Epiderme; C) Derme e D) Duto da glândula sudorípara.

Muitos profissionais da área da saúde associam a imagem gerada pela OCT com a análise por corte histológico devido principalmente às semelhanças na apresentação das estruturas, *i.e.*, a morfologia de uma amostra esta geralmente associada com suas características ópticas, fazendo com que ambas seja correlacionadas²⁶.

1.2. Motivação

A técnica OCT esta bem consolidada e madura²⁷, criando assim uma base sólida para novas abordagens e variações da técnica. Esse estudo foi motivado pela possibilidade da utilização de características pouco ou ainda não exploradas relacionadas à OCT, mais especificamente se trata do emprego do sinal de autocorrelação na formação de imagens e na análise de estruturas harmônicas como ferramenta de aumento de resolução.

2. Fundamentos teóricos

Os parágrafos anteriores descrevem superficialmente o funcionamento da técnica OCT, porém o completo entendimento se dá através do desenvolvimento teórico.

Existem duas grandes classes para análise do sinal interferométrico dentro da técnica de interferometria de baixa coerência^{28; 29; 30}. Ambas estão intimamente relacionadas com a abordagem da varredura em profundidade (*a-scan*) do sistema.

A primeira delas é a chamada análise no domínio temporal (*Time Domain* ou simplesmente o acrônimo TD), nela se faz necessário uma variação do tamanho caminho óptico no braço de referência que pode ser realizada por diversos métodos, como por exemplo: múltiplas reflexões^{31; 32}; refração³³; estiramento de fibras ópticas³⁴ e remodelamento de pulso³⁵.

A outra classe denominada de domínio de Fourier ou ainda domínio de frequência (*Fourier/Frequency Domain* ou simplesmente o acrônimo FD)[†].

Nesta o caminho óptico do braço de referência se mantém fixo e analisa-se então o padrão de interferência espectral. Para tanto aloca-se um espectrômetro para realizar a coleta do sinal interferométrico^{37; 38} ou ainda,

[†] Essa abordagem é também referida³⁶ como domínio espectral (*spectral domain*) ou ainda radar espectral (*spectral radar*).

ilumina-se a amostra em vários comprimentos-de-onda em função do tempo, através de uma *Swept-Source*³⁹, utilizando então um único foto detector.

Ambas as técnicas, FD ou TD e suas variações, apresentam vantagens e desvantagens²⁸, porém valendo-se dos conhecimentos adquiridos em estudos anteriores²⁰ e de características inerentes à técnica (como aplicação de CCD, por exemplo) é justificada a escolha da abordagem de Fourier e se farão mais claras mais adiante no texto.

Baseando-se em um interferômetro do tipo Michelson⁴⁰, Figura 6, que dispõe de uma fonte luminosa de baixa coerência, um divisor de feixe 50:50 que divide a radiação igualmente formando os dois braços do interferômetro. Essa radiação (luz) é então refletida por espelhos em ambos os braços e se recombinam. Nessa recombinação ocorre a interferência entre os campos eletromagnéticos e a resultante é então detectada no foto sensor. A interferência desses dois feixes luminosos pode ser descrita^{24; 36; 41} como a soma da amplitude do campo elétrico do braço de referência (A_r) e do braço da amostra (A_s).

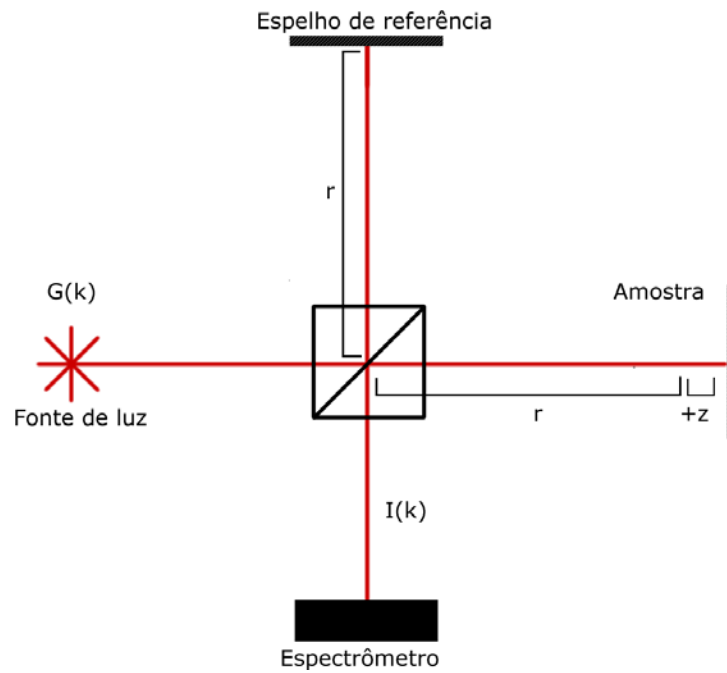


Figura 6: Interferômetro de Michelson. A fonte luz ilumina o divisor de feixe (50:50), que então divide a luz em duas porções iguais. A luz percorre os braços do interferômetro e é refletida em direção do divisor de feixe, que sobrepõe os dois feixes e encaminha-o para o detector.

As amplitudes dos campos elétricos dos braços de referência (A_{ref}) e da amostra (A_{mtr}) são descritas em função do número-de-onda (k) de unidade m^{-1} com o intuito de facilitar a recuperação da informação após as operações matemáticas que seguirão a frente.

$$A_{ref}(k, r) = G(k) \int_{z_0}^{\infty} a_{ref}(z) e^{(i2kn_{(z)}r)} dz \quad (1)$$

$$A_{mtr}(k, r) = G(k) \int_{z_0}^{\infty} a_{mtr}(z) e^{(i2kn_{(z)}(r+z))} dz \quad (2)$$

Nas equações (1) e (2) A_{ref} e A_{mtr} , representam a intensidade do campo elétrico em unidades arbitrárias no braço de referência e no braço da amostra, respectivamente. O termo $G(k)$ representa a distribuição espectral da fonte luminosa onde $k=2\pi/\lambda$, $a_{ref}(z)$ representa o perfil de espalhamento óptico do braço de referência, ou seja, uma função delta centrada na face do espelho, assim a_{ref} não depende de z , pois só existe espalhamento na face do espelho, assim a integral, assume um valor constante.

Similarmente o termo $a_{mtr}(z)$ representa o perfil de espalhamento óptico da amostra; e pelo fato de ela ser permissiva à luz se faz necessária uma integral para contabilizar as contribuições provenientes das estruturas em diversas profundidades. O termo r denota o caminho óptico do braço de referência, z o caminho óptico adicional do braço da amostra, n representa o índice de refração o qual corrige o caminho óptico do braço da amostra. O índice de refração é função de z . Tanto a_{ref} quanto a_{mtr} denotam a refletividade por unidade de comprimento (refletividade/m). Assim a intensidade do campo elétrico no detector pode ser escrito como:

$$I(k, r) = \left| A_{ref(k,r)} + A_{mtr(k,r)} \right|^2 \quad (3)$$

$$I(k, r) = \left| G(k)a_{ref} e^{i2kr} + G(k) \int_{z_0}^{\infty} a_{mtr}(z) e^{i2kn_{(z)}(r+z)} dz \right|^2 \quad (4)$$

Considerando que o caminho óptico dado por r e corrigido por $n(z)$ em ambos os braços estão imersos no mesmo meio (ar, por exemplo), pode-se declarar n constante ($n=1$). Na verdade a escolha do índice de refração do caminho r pode ser arbitrário desde que constante. Isso decorre do fato que sistemas interferométricos se destinam a avaliar apenas a diferença de caminho óptico entre braços, e já que ambos os braços contam com o caminho r , as contribuições dadas se cancelarão automaticamente.

Já em relação ao caminho óptico dado por z e corrigido por $n(z)$, considerar-se-á para facilitar a demonstração teórica, que o índice de refração não sofre significativas alterações dentro da amostra ($n(z) \rightarrow n_0$). Utilizando a relação dada pela Equação (5)

$$|i + j|^2 = (i + j)(i^* + j^*) = ii^* + jj^* + i^*j + ij^* = ii^* + jj^* + 2\text{Re}[ij^*] \quad (5)$$

Associando i com a Equação (1) e j com a Equação (2), desenvolvendo termo a termo, incluindo as considerações acima, chega-se nas Equações (6), (7) e (8):

$$ii^* = G(k)^2 a_{ref}^2 e^{(i2kr)} e^{(-i2kr)} = G(k)^2 a_{ref}^2 \quad (6)$$

$$jj^* = G(k)^2 \int_{z_0}^{\infty} a_{mtr}(z) e^{i2kn(z)(r+z)} dz \int_{z_0}^{\infty} a_{mtr}(z') e^{-i2kn(z')(r+z')} dz' = G(k)^2 \int_{z_0}^{\infty} \int_{z_0}^{\infty} a_{mtr}(z) a_{mtr}(z') e^{i2kn_0(z-z')} dz dz' \quad (7)$$

$$2 \operatorname{Re}[ij^*] = 2 \operatorname{Re} \left[G(k)^2 \int_{z_0}^{\infty} a_{ref} a_{mtr}(z) e^{(i2kr)} e^{-i2kn(z)(r+z)} dz \right] = 2 \operatorname{Re} \left[G(k)^2 \int_{z_0}^{\infty} a_{ref} a_{mtr}(z) e^{(-i2kn_0 z)} dz \right] \quad (8)$$

Aplicando a relação de Euler ($e^{i\theta} = \cos\theta + i\sin\theta$) ao reagrupar os termos tem-se:

$$I(k) = G(k)^2 \left(a_{ref}^2 + 2 \operatorname{Re} \left[\int_{z_0}^{\infty} a_{ref} a_{mtr}(z) e^{(-i2kn_0 z)} dz \right] + \int_{z_0}^{\infty} \int_{z_0}^{\infty} a_{mtr}(z) a_{mtr}(z') e^{i2kn_0(z-z')} dz dz' \right) \quad (9)$$

$$I(k) = G(k)^2 \left(a_{ref}^2 + a_{ref} 2 \int_{z_0}^{\infty} a_{mtr}(z) \cos(2kn_0 z) dz + \int_{z_0}^{\infty} \int_{z_0}^{\infty} a_{mtr}(z) a_{mtr}(z') e^{i2kn_0(z-z')} dz dz' \right) \quad (10)$$

Na Equação (10), uma passagem provisória para visualização das características matemáticas da expressão, se faz possível identificar três termos dentro da somatória dos parênteses que são modulados por $G(k)$: o primeiro é uma constante; o segundo é um termo oscilante com frequência determinada por z (este é o termo no qual a OCT esta baseada); o terceiro termo é a interferência mútua entre os espalhamentos ópticos que ocorrem ao longo de z ou autocorrelação (AC).

Retomando a Equação (9) e sabendo-se que o perfil de espalhamento após a transformada de Fourier é simétrico em relação à zero e que não existem centros espalhadores para $z < z_0$ conclui-se que $\hat{A}_{mtr}(z) = \frac{1}{2}a_{mtr}(z) + \frac{1}{2}a_{mtr}(-z)$, alteram-se limites de integração de $-\infty$ até $+\infty$.

$$I(k) = G(k)^2 \left(a_{ref}^2 + a_{ref} \operatorname{Re} \left[\int_{-\infty}^{\infty} a_{mtr}(z) e^{(-i2knz)} dz \right] + \frac{1}{4} \int_{-\infty}^{\infty} AC[a_{mtr}(z')] e^{i2knz'} dz' \right) \quad (11)$$

Identificando nas integrais a Transformada de Fourier^{42; 43} através das exponenciais e lembrando que $\frac{1}{2}a_s$ é de \hat{A}_s .

$$I(k) = G(k)^2 \left(a_{ref}^2 + \frac{a_{ref}}{2} \Im[\hat{A}_{mtr}(z)] + \frac{1}{8} \Im[AC[\hat{A}_{mtr}(z)]] \right) \quad (12)$$

Lembrando que a_{ref} é uma constante, aplica-se então a transformada de Fourier inversa para recuperar a informação de interesse no espaço direto (metros), atentando para as propriedades e relações inerentes a essa transformação^{30; 43}:

$$\Im^{-1}[I(k)] = \Im^{-1}[G(k)^2] \otimes \left(\delta(z) + \frac{1}{2} \hat{A}_s(z) + \frac{1}{8} AC[\hat{A}_s(z)] \right) \quad (13)$$

Para facilitar a visualização dos termos:

$$\mathfrak{F}_z^{-1}[I(K)] = A' \otimes (B + C + D) \quad (14)$$

O termo de autocorrelação ($A' \otimes D$), como já brevemente descrito, representa a interferência mútua entre as ondas elementares, ou seja, interferência mútua das ondas refletidas por diferentes centros espalhadores da amostra. É importante notar que esta interferência não está relacionada diretamente com a informação do braço de referência. A informação contida nesse termo é geralmente ignorada pelas abordagens tradicionais e pode ser rejeitada simplesmente posicionando o espelho de referência com uma pequena diferença de caminho óptico em relação à primeira superfície da amostra, separando assim o sinal de autocorrelação do sinal de correlação usado no OCT tradicional, como ilustrado na Figura 7.

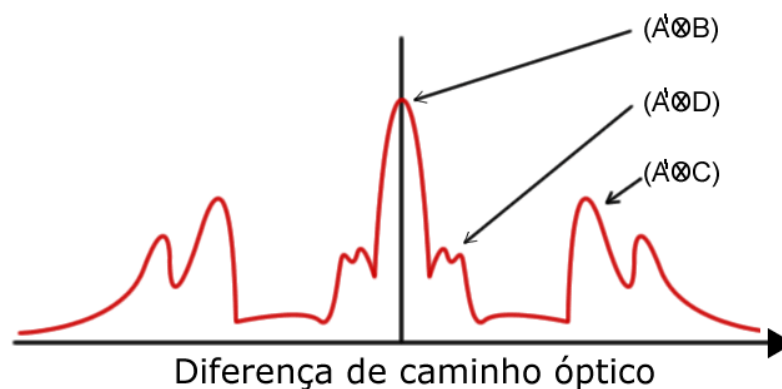


Figura 7: A figura apresenta os termos de interferência dos sistemas de OCT, o termo $A' \otimes B$ está relacionado às propriedades da fonte, o termo $A' \otimes C$ é o sinal tipicamente utilizado pelos sistemas atuais de OCT e o termo $A' \otimes D$ é o termo de autocorrelação.

Na prática esses cálculos são realizados pelo sistema de aquisição, o qual processa as informações através de algoritmos. O detalhamento sobre este processo está explicado no Apêndice 7.1 (Processamento de sinais, página 109).

Nota-se que no caso de $a_{ref}=0$, segue a equação (12) como:

$$I(k) = \frac{1}{8} G(k)^2 \left(\mathfrak{F} \left[AC \left[\hat{A}_{mtr}(z) \right] \right] \right) \quad (15)$$

Observa-se que para este caso, o único termo que se mantém é o termo de autocorrelação. Finalmente aplica-se a transformada de Fourier inversa:

$$\mathfrak{F}^{-1}[I(k)] = \frac{1}{8} \mathfrak{F}^{-1}[G(k)^2] \otimes \left(AC \left[\hat{A}_s(z) \right] \right) \quad (16)$$

Em analogia a equação (14), resulta-se em:

$$\mathfrak{F}_z^{-1}[I(K)] = A' \otimes D \quad (17)$$

Desta forma para ficarmos apenas com o termo de autocorrelação, e na prática se faz apenas necessário a retirada do braço de referência.

Importante também descrever em algumas linhas outra característica importante que destaca a técnica perante outras é dada pela alta resolução

espacial (alguns microns), vale frisar que a técnica OCT possui duas resoluções distintas.

A definição utilizada de resolução lateral é a mesma da teoria de microscopia⁴⁴, limitada pelo diâmetro do feixe no foco ou limitado por difração.

A resolução axial encontra raízes em um princípio físico diferente: esta relacionada ao comprimento de coerência da fonte luminosa. A dedução detalhada pode ser encontrada em estudos realizados anteriormente^{20; 41; 45}. A resolução axial teórica dada pela Equação (18):

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \quad (18)$$

Onde a resolução axial Δz é dada por $\Delta \lambda$ que representa a largura da distribuição espectral da fonte luminosa e λ_0 o centro desta distribuição.

3. Objetivos

Implementar e desenvolver um sistema de OCT baseado em autocorrelação para geração de imagens de amostras inorgânicas e de tecidos biológicos *in vitro*. Analisar as características do sistema quanto à morfologia e testar o sistema com amostras em movimento axial.

Estudar a origem dos artefatos harmônicos, propor e verificar a possibilidade do uso dessas estruturas como ferramenta para o aumento da resolução axial de um sistema de interferometria de baixa coerência juntamente com uma metodologia de medição.

4. Da Técnica de autocorrelação

4.1. Tomografia por Coerência Óptica de autocorrelação

Observando a composição do sinal de interferometria de baixa coerência, Figura 7, a técnica consolidada de OCT utiliza o sinal de correlação dado por $A^* \otimes C$, o qual relaciona a diferença de caminho óptico entre os dois braços do interferômetro. O termo $A^* \otimes D$ (Termo de autocorrelação) também possui informações sobre a estrutura da amostra, porém após uma extensa pesquisa nas bases de dados disponíveis pelo *Web of Science*¹⁷, constatou-se que poucos estudos foram realizados para a formação de imagens com o sinal de autocorrelação e, até onde foi possível a pesquisa, nenhum estudo levou a técnica além de imagens de amostras com estruturas simples, como lâminas de microscópio. Entretanto alguns trabalhos tem mérito em discutir aspectos da técnica como, por exemplo, foi realizado no trabalho de Fercher *et al*⁴⁶, Modell *et al*⁴⁷ e Lychagov *et al*⁴⁸.

A maioria dos trabalhos encontrados, referentes ao tema, trata o sinal de autocorrelação como um artefato indesejável nas imagens de OCT e assim desenvolvem métodos para rejeitar essa informação^{49; 50; 51}.

Se por um lado a informação documentada sobre o tema aqui proposto se mostra escassa, por outro valoriza o estudo proposto indicando sua originalidade e sua contribuição científica.

O sinal de interferometria mútua possui codificado em si informações sobre a morfologia de uma amostra, mas a razão de se utilizar esse sinal e como analisá-lo são pontos que merecem maior atenção.

Uma das razões de utilizar este sinal interferométrico é dada pelo fato de que um sistema OCT de autocorrelação, ou Au-OCT, apresenta uma menor complexidade em seu arranjo óptico, comparação entre Figura 8 e Figura 9, tendendo assim a uma maior estabilidade opto-mecânica e também a um menor custo de implementação favorecendo a popularização dos benefícios da técnica OCT em clínicas de diagnóstico e consultórios.



Figura 8: Configuração de OCT tradicional. Figura 9: Configuração proposta para o presente estudo.

Adicionalmente abre-se a possibilidade de formar imagens estáticas de amostras em movimento, afinal as interferências se dariam entre estruturas da própria amostra que sempre estarão paradas relativamente umas às outras. Desta maneira, o sinal interferométrico não seria perturbado pelo movimento axial da amostra e possibilitaria a reconstrução do perfil de espalhamento óptico.

A análise do sinal de interferometria de autocorrelação e a respectiva formação de imagens, em primeira instância, podem não representar a

realidade física da uma amostra. Visto que as interferências podem se formar entre estruturas quaisquer e o padrão interferométrico trará apenas as distâncias relativas entre essas estruturas.

Assim não se faz possível inferir em que ponto do espaço um sinal interferométrico se originou, causando representações errôneas da morfologia da amostra.

Na Figura 10, exemplifica-se uma situação de falha de reconstrução do perfil. As amostras hipotéticas A e B são reconstruídas corretamente pelo sistema OCT (condizente com a amostra física), já as imagens reconstruídas pela técnica Au-OCT trariam discordâncias claras com a amostra física.

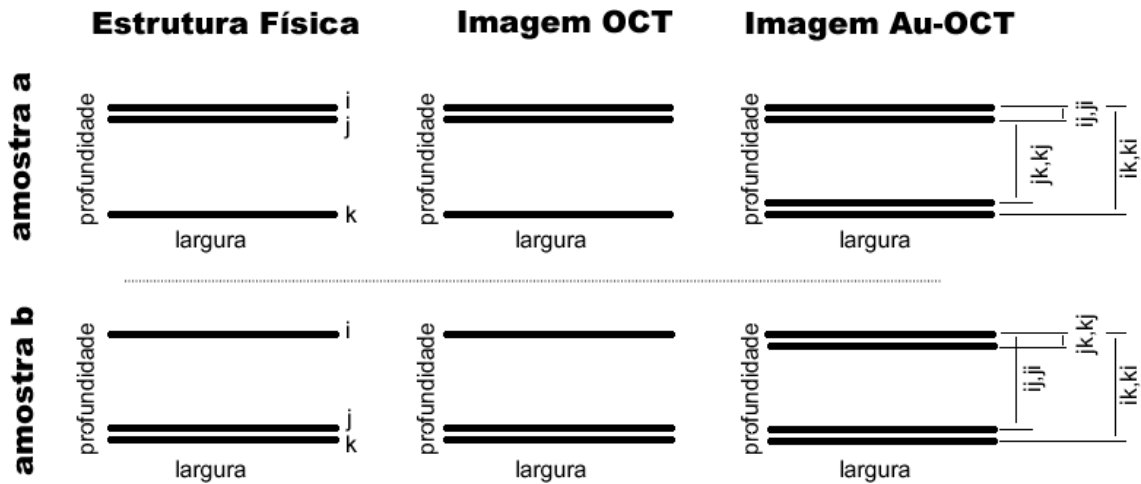


Figura 10: Duas amostra hipotéticas, com três estruturas (denominadas i,j e k) de mesma refletividade e suas reconstruções por OCT e por sinal de autocorrelação. Estão identificadas juntamente com as estruturas reconstruídas, por autocorrelação, as contribuições das estruturas físicas que as criaram. Mostrando que o sistema pode levar a enganos.

Problemas podem ainda ser causados, nessa abordagem, ao tratar de estruturas periódicas como uma rede de Bragg ⁵², por exemplo. A qual conta com inúmeros centros espalhadores em profundidades múltiplas que

respondem opticamente com uma única frequência interferométrica, ocasionando a formação colapsada de uma única estrutura na técnica de autocorrelação, vide Figura 11, a teoria para esse caso é idêntica à teoria desenvolvida para redes de Bragg⁵³, as quais respondem com um único padrão interferométrico para uma rede periódica formada por um grande número de centros espalhadores.

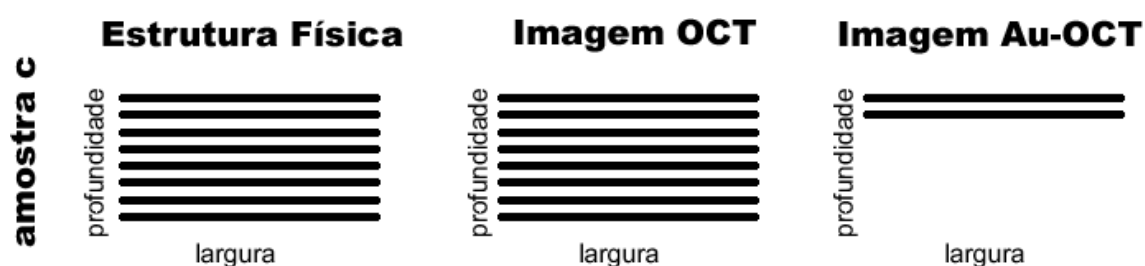


Figura 11: Uma amostra com uma estrutura periódica (rede de Bragg) tende a formar uma imagem reconstruída de autocorrelação de uma única estrutura.

Nesse ponto a utilização do sinal de autocorrelação para a formação de imagens tomográficas parece ser uma tarefa perdida. Porém as perspectivas mudam ao apoiar-se numa idéia, ou hipótese, relativamente simples: garantindo que a reflexão da primeira superfície da amostra seja muito mais intensa que o sinal proveniente de seu interior.

Ou seja, a primeira superfície assume a função do espelho de referência e resolve, em teoria, os problemas acima descritos. Isso é decorrência de todas as superfícies internas se relacionarem mais intensamente com essa superfície de referência.

Ao olhar novamente a Figura 10, assumindo que a reflexão proveniente da superfície i é muito intensa, prevalecerão todas as contribuições que contenham i . Assim a imagem será reconstruída corretamente e será composta

pelos pares ij , ik e ji , ki , na mesma disposição da estrutura física. O termo kj e jk serão então desprezados automaticamente devido a seu sinal de baixa intensidade.

Simulação numérica

Para demonstrar que o sinal de Au-OCT tende ao sinal de OCT para amostras com tais características, algumas simulações numéricas foram realizadas.

Essas simulações se dão para dois tipos de amostras (hipotéticas) distintas, uma sem uma reflexão intensa na primeira superfície e outra com uma reflexão intensa na primeira superfície.

A função que representa a_{ref} se aproxima de uma função delta de Dirac e para uma primeira análise utilizou-se uma amostra sem uma intensa reflexão na primeira superfície. Na Figura 12 são apresentadas tanto a_{ref} quanto a_{mtr} .

O sinal detectado de interesse será, para a técnica OCT tradicional, a correlação cruzada entre essas duas funções $a_{ref} \otimes a_{mtr}$, e para a técnica Au-OCT será $a_{mtr} \otimes a_{mtr}$, os resultados de ambas convoluções, para as funções da Figura 12 estão dispostas na Figura 13.

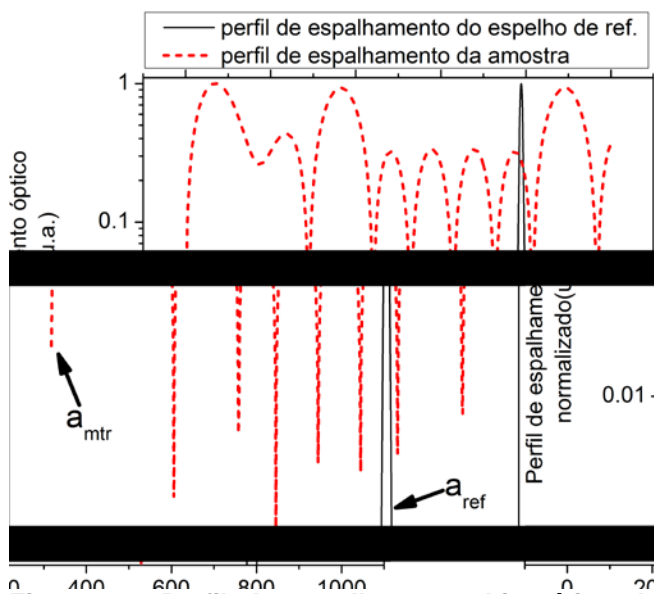


Figura 12: Perfil de espalhamento hipotético de uma amostra com pouca variação em função da profundidade a_{mtr} e de um espelho de referência a_{ref} .

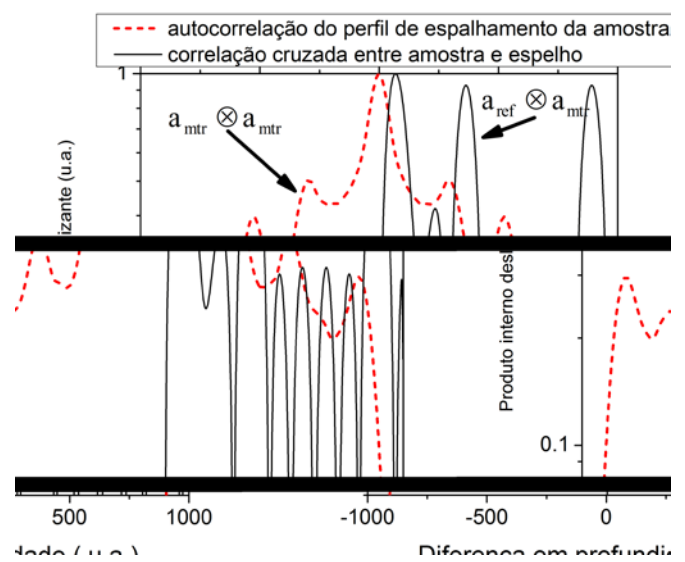


Figura 13: Utilizando as funções a_{ref} e a_{mtr} representadas na Figura 12, são apresentadas as resultantes da correlação cruzada (convolução) entre a_{ref} e a_{mtr} e a autocorrelação de a_{mtr} apresentadas. Nota-se a total discrepância entre os dois resultados.

Nota-se então que as curvas resultantes de $a_{ref} \otimes a_{mtr}$ e $a_{mtr} \otimes a_{mtr}$ são discrepantes em comportamento, sendo que $a_{ref} \otimes a_{mtr} \rightarrow a_{mtr}$, (comparação da curva contínua da Figura 13 com a curva pontilhada da Figura 12) ou seja, é capaz de recuperar a informação de interesse, enquanto que $a_{mtr} \otimes a_{mtr}$ (curva pontilhada da Figura 13) não reproduz a informação de interesse, se mostrando discrepante de a_{mtr} .

Utilizando agora um perfil de espalhamento a_{mtr} o qual reproduza uma intensa reflexão em sua superfície e o mesmo a_{ref} , Figura 14, seguindo o mesmo raciocínio chega-se a Figura 15, nela é possível constatar que $a_{ref} \otimes a_{mtr} \rightarrow a_{mtr}$ e $a_{mtr} \otimes a_{mtr} \rightarrow a_{mtr}$, ou seja, ambas retornam a informação de interesse de forma consistente.

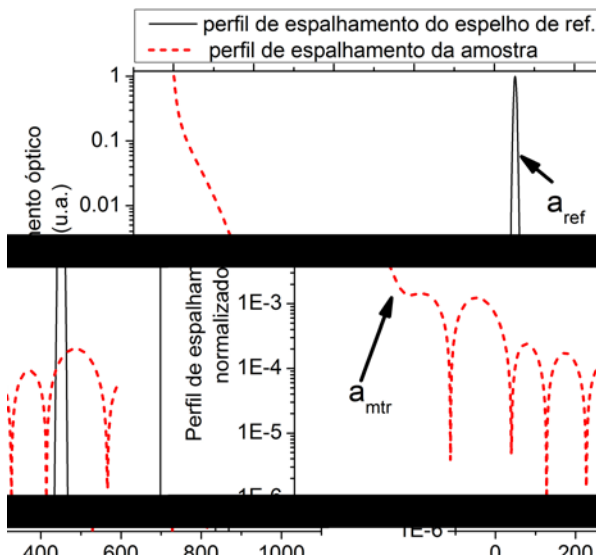


Figura 14: Perfil de espalhamento hipotético de uma amostra (com alta refletividade na superfície em função) da profundidade a_{mtr} e o perfil de espalhamento do espelho de referência a_{ref} .

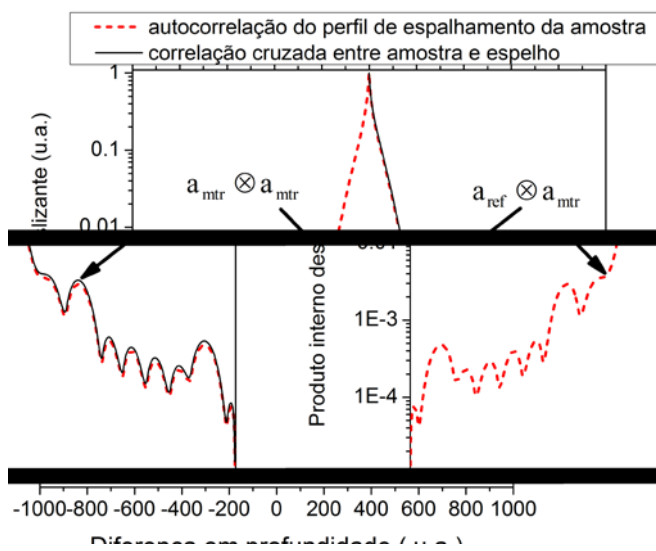


Figura 15: Utilizando as funções a_{ref} e a_{mtr} representadas na Figura 14, são apresentadas as resultantes da correlação cruzada (convolução) entre a_{ref} e a_{mtr} e a autocorrelação de a_{mtr} apresentadas. O fato de a_{mtr} possuir uma forte reflexão na superfície faz com que ambas as curvas sejam similares em comportamento.

De fato podemos interpretar o resultado alcançado como sendo a transferência do espelho de referência (função delta de Dirac) para a primeira superfície da amostra e encarar a técnica proposta como uma correlação cruzada mesmo não possuindo um espelho de referência.

Consideramos então que a técnica utiliza apenas a convolução do perfil de espalhamento da amostra com ela mesma (uma vez que a superfície de referencia é a própria amostra), preferiu-se neste estudo denominar esta técnica de autocorrelação (Au-OCT).

Diferenças entre OCT e Au-OCT

É também oportuna uma breve discussão sobre as diferenças nas imagens geradas em ambos os sistemas (OCT e Au-OCT), que ocorrem devido aos diferentes arranjos ópticos. Como brevemente descrito acima, certamente o ponto de maior divergência entre os dois sistemas é em relação ao braço de referência. No sistema OCT esse braço, como o nome sugere, provê um referencial fixo. O braço de referência permite correlacionar um sinal interferométrico a um ponto específico no espaço. Como consequência, faz com que seja possível reconstruir, por exemplo, a ondulação da superfície da amostra, conforme mostrado na Figura 16.

A interferência irá, em um arranjo de autocorrelação, em princípio, ocorrer entre a luz refletida na superfície mais espalhadora, 1^o superfície, e as reflexões provenientes de estruturas internas. Como consequência a topografia da 1^o superfície será perdida. A Figura 17, através de uma manipulação computacional da Figura 16, ilustra a imagem esperada da mesma amostra em um sistema Au-OCT ideal. Nesta manipulação um software foi desenvolvido para trazer a primeira estrutura (de cima para baixo) que possuísse uma intensidade de sinal maior que um limiar pré definido.

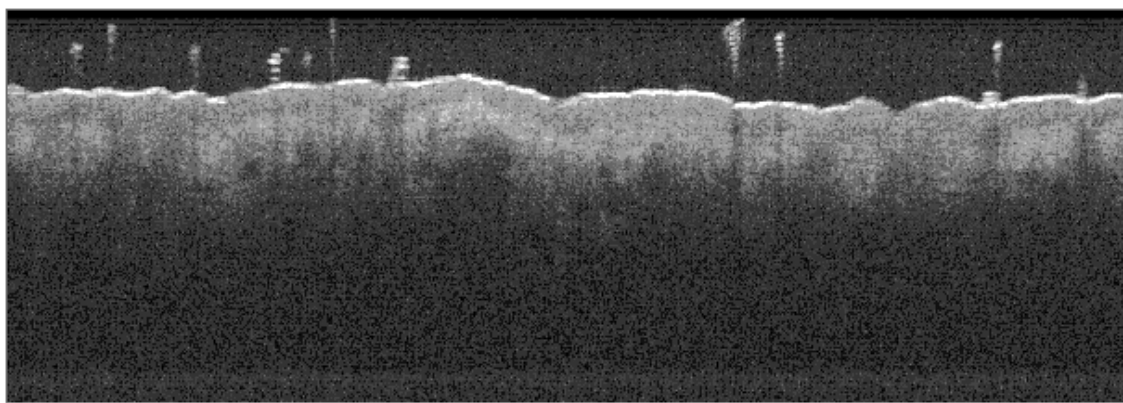


Figura 16: Imagem OCT de região periorbital. A imagem representa uma varredura lateral de 6 mm.

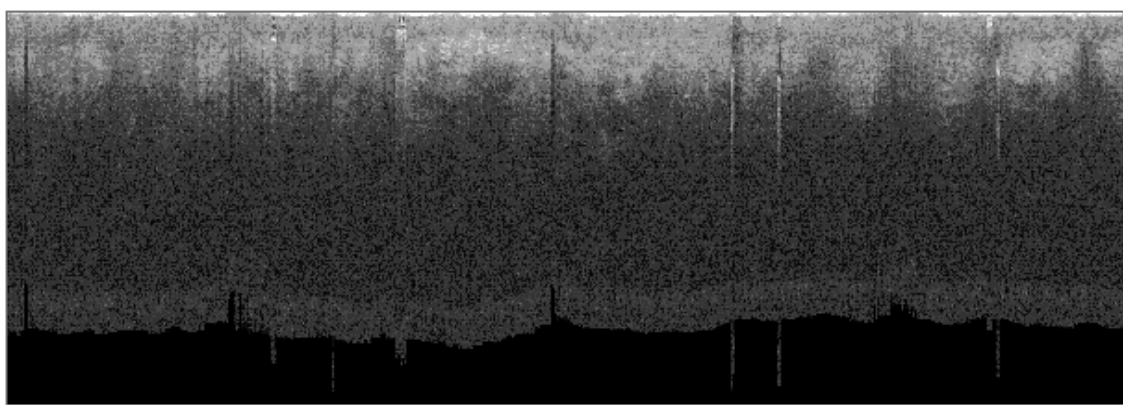


Figura 17: Imagem manipulada por software, a partir da Figura 16, para ilustrar uma imagem de Au-OCT. A imagem representa uma varredura lateral de 6 mm.

Outro aspecto também ligado ao fato da presença, ou não, do braço de referência é com relação à profundidade de varredura e ao posicionamento da amostra. Em um arranjo OCT a amostra deve estar posicionada espacialmente dentro da faixa de varredura, ou seja, a amostra não será detectada caso ela

não esteja dentro dessa faixa, que usualmente costuma ser de $\sim 1,5$ mm[‡]. O Au-OCT não tem essa limitação, exatamente pelo mesmo motivo que distorce a imagem da Figura 17 em relação à Figura 16: sua referência é a 1^o superfície da amostra. Assim, a amostra pode estar a qualquer distância, desde milímetros até quilômetros em relação ao arranjo. Porém na prática uma lente de focalização faz-se necessário, limitando a região de disposição da amostra ao comprimento do parâmetro confocal.

Talvez a vantagem mais significativa se dê para amostras que estão em movimento. Movimentos no sentido axial causados por vibrações mecânicas ou tendo origem em movimentos involuntários, como variação da pressão sanguínea, respiração e tremores musculares também não acarretam, em teoria, na qualidade da imagem final do Au-OCT, enquanto que para um sistema convencional ocorreriam ondulações na imagem e invalidariam qualquer informação sobre a topografia da 1^o superfície, conforme ilustrado na Figura 18, assim como as estruturas internas.

Estudos relacionados à correção de movimento axial estão documentados^{55; 56} nas bases de dados científicos. Para realizar esta correção de movimentos as imagens OCT são analisadas através de um complexo processamento de dados. Algumas etapas deste algoritmo como a detecção de bordas e um algoritmo que prevê a o movimento da amostra exemplificam a

[‡] Alguns estudos já desenvolveram OCTs com uma faixa de varredura de vários centímetros⁵⁴, porém para meios altamente espalhadores, como a pele, se faz extremamente difícil uma imagem que de qualidade para profundidades acima de 2 mm.

metodologia. Existem ainda sistemas de alta complexidade que realizam o rastreamento da amostra (“*tracking*”)⁵⁷, porém não possuem um sistema de correção axial.

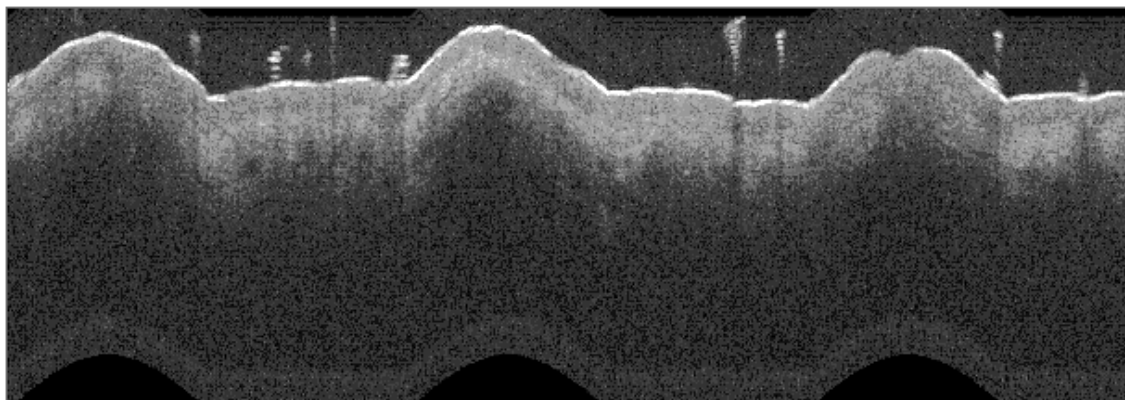


Figura 18: Imagem manipulada por software, a partir da Figura 16, para ilustrar uma imagem de OCT com movimentos da amostra. As três ondulações não representam características físicas da amostra, e sim movimentos da amostra em relação ao interferômetro. A imagem representa uma varredura lateral de 6 mm.

A proposta de imagens de Au-OCT, suas possibilidades e dúvidas abertas nesta seção motivam um detalhado estudo, principalmente experimental a fim de avaliar as reais vantagens e limitações da técnica.

4.2. Estudo experimental sobre autocorrelação

É de suma importância que os aspectos da técnica Au-OCT sejam testados na prática a fim de estudar os aspectos funcionais, limitações e outras características do sistema que seriam inviáveis de serem avaliadas teoricamente devido aos inúmeros parâmetros que seriam necessários conhecer previamente.

4.2.1. Arranjo experimental

As medidas de Au-OCT foram realizadas neste estudo utilizando um LED superluminescente (SLED) em 831 nm com largura de banda de 26 nm e potência óptica de 2 mW@195 mA, marca Q-Photonics, modelo QSDM-830-2 (ver apêndice 7.2:Informações técnicas sobre o SLED, página 112), acoplado a uma fibra óptica (*Pigtailed*). As características dessa fonte luminosa resultam em uma resolução axial teórica de 11,7(5) μm segundo a Equação (18).

Um circulador óptico (Oplink/Thorlabs, p/n PIOC850000THL01, FC-APC) foi utilizado para reproduzir o arranjo óptico proposto sem as perdas que a utilização de um divisor de feixe acarretaria, em decorrência da inevitável formação de um braço do interferômetro que não seria utilizado, além de se comportar como um isolador óptico prevenindo que a luz proveniente da amostra interferisse na estabilidade do SLED.

O SLED foi conectado ao circulador óptico que por sua vez dirigia a luz para um colimador (Thorlabs F240APC-C). O feixe então era desviado por um sistema galvo (GSI Lumonics) responsável pela varredura lateral e focalizado por uma lente de varredura com distância focal de 36 mm (Thorlabs, modelo LSM03-B3). O sinal refletido percorria o caminho inverso até o circulador, onde era direcionada para o espectrômetro (OceanOptics, modelo USB 4000, com faixa espectral de 599-898 nm, grade 1200 l/mm e *blaze* @ 750 nm). A Figura 19, ilustra o arranjo óptico.

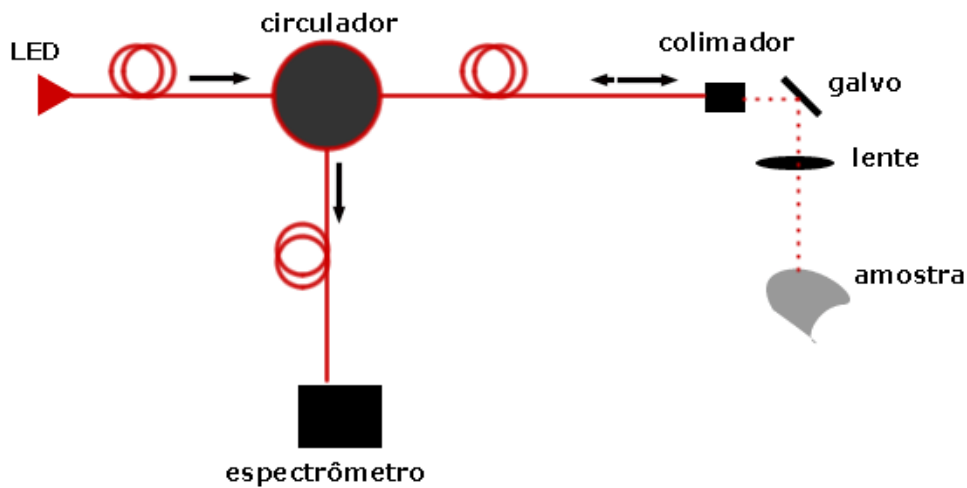


Figura 19: Luz é injetada na fibra pelo LED, que é guiada para o colimador, é desviada pelo galvo e focalizada na amostra pela lente. A luz refletida é reinjetada na fibra pelo colimador, e segue para o espectrômetro.

Um programa em ambiente LabVIEW© foi desenvolvido implementando os algoritmos da seção 7.1 (Processamento de sinais, página 109), e seus diagramas de blocos estão documentados no apêndice 7.3 (Programas em LabVIEW).

A calibração da varredura lateral (*b-scan*) foi realizada posicionando uma régua na posição focal da lente de varredura, Figura 20, onde o galvo foi programado para deslocar para as posições 0, 15000 e 30000 unidades do *encoder*, correlacionou-se então ao deslocamento do feixe, 10 mm e assumiu-se deslocamento como sendo linear na posição da amostra[§].

[§] A calibração lateral com avaliação de erros nessa parte do estudo não é significativa para a análise dos resultados. Além disso, para uma varredura de 10 mm o ângulo de varredura do feixe era, em módulo, menor que 10° , valendo então a aproximação $\text{sen}\delta \approx \delta$, resultando em um erro menor que 1%⁵⁸

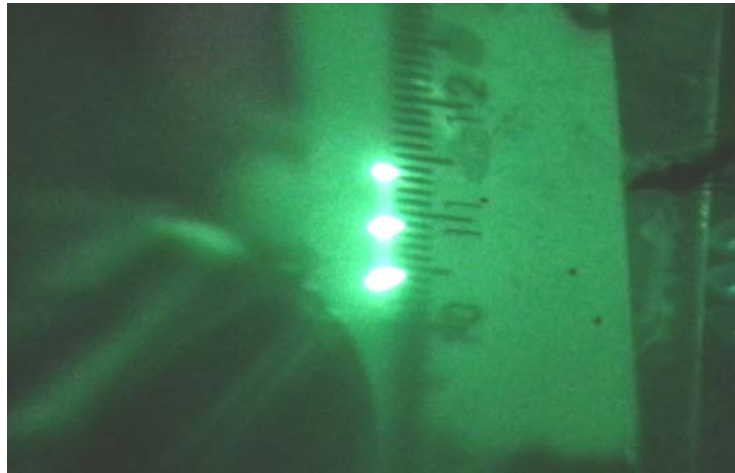


Figura 20: Calibração da varredura lateral: 30000 unidades do encoder do galvo (GSI Lumonics), no arranjo, correspondiam a 10,0 mm. Foto tirada através do visor infravermelho.

Para validar o algoritmo em relação à calibração em profundidade lamínulas de microscópio foram dispostas e o perfil de espalhamento óptico foi recuperado, Figura 21.

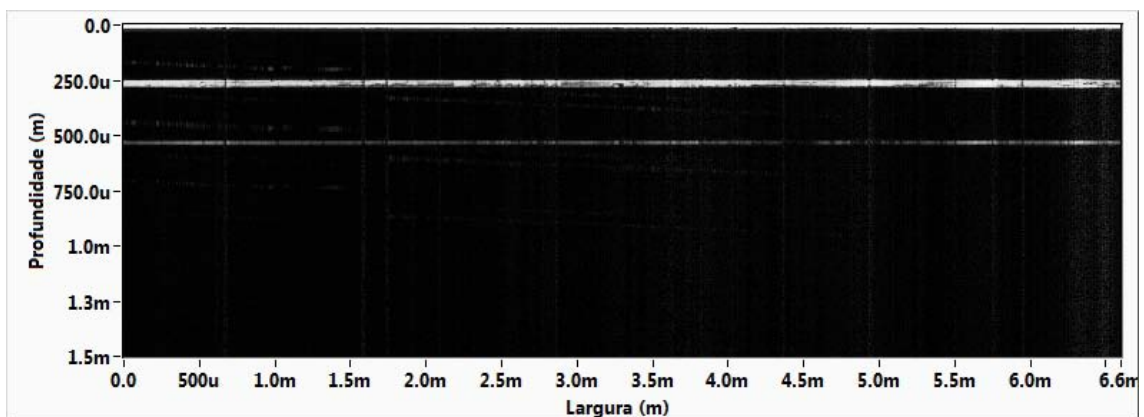


Figura 21: Checagem da calibração axial, imagens de duas lamínulas de vidro (espessura física de 175(5) μm cada) correspondiam a 255 μm de caminho óptico, resultando em um índice de refração aproximadamente 1,5, como esperado para o vidro tipo Crown.

Nota-se na imagem, da Figura 21, que o primeiro pico, observado em torno de zero, está relacionado com as propriedades espectrais do LED, conforme descrito no item 1.1, onde a teoria está explanada.

O perfil de espalhamento tem um pico em 255 μm , ou seja, caminho óptico de 255 μm , sendo o caminho óptico ($\Delta s_{\text{óptico}}$) é definido pelo caminho físico (Δs) e pelo índice de refração (n):

$$\Delta s_{\text{óptico}} = n.\Delta s \quad (19)$$

A espessura física da lamínula é de 175(5) μm acarretando em um índice de refração de 1,5, que se mostra compatível com a qualidade de vidro esperada para lamínulas: Vidro Crown com $n=1,5$. Validando assim a calibração axial.

O segundo pico em ~510 μm foi produzido por uma segunda lamínula disposta imediatamente atrás da segunda. Esta foi colocada para testar a linearidade da calibração, em perfeito acordo com o esperado, a segunda lamínula termina na posição referente ao dobro da primeira.

4.2.2. Imagens de autocorrelação

A primeira parte desse estudo concentrou-se em validar o arranjo experimental e também o algoritmo utilizado para realizar o tratamento de sinais. Nessa parte do estudo amostras de morfologia mais complexas são exploradas. Na Figura 22, dispõem-se as amostras utilizadas. As letras de identificação serão utilizadas no decorrer do texto para associação das imagens com as amostras.

Para efeitos comparativos um sistema OCT comercial (Spectral Radar OCT @930 nm OCP930SR, Thorlabs Inc.) foi utilizado para prover imagens de referência para a técnica aqui testada.

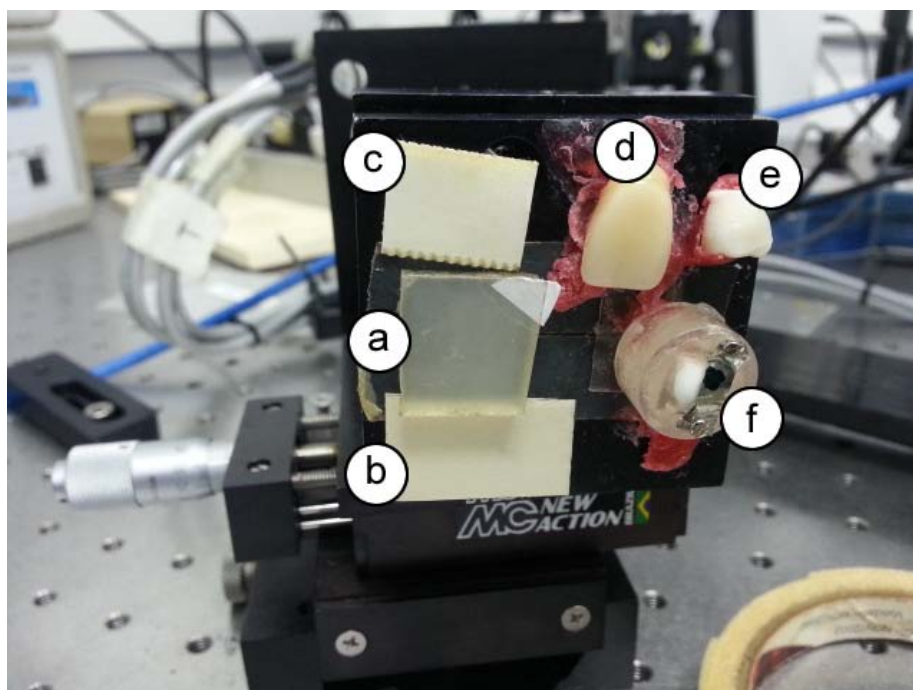


Figura 22: Amostras utilizadas: a) Fita Durex; b) Fita crepe; c) Fita dupla face; d) Dente feito de resina; e) Dente humano polido; f) Dente humano fixado em resina.

Para a realização da imagem no sistema de Au-OCT as amostras foram fixadas em um suporte optomecânico para contarem com um ajuste angular. Esse ajuste foi necessário para um melhor aproveitamento da luz refletida pela superfície da amostra.

Partiu-se para a caracterização da fita adesiva. (amostra “a” da Figura 22). A fita adesiva mostrou-se promissora como uma amostra de avaliação para técnicas OCT²⁰, sendo capaz de revelar características importantes sobre o arranjo, e.g., sensibilidade em relação à polarização da luz, resolução, profundidade de penetração, entre outros aspectos.

Em um primeiro momento a amostra foi prospectada pelo sistema OCT, Figura 23, nela é possível observar as diversas camadas de filme plástico e pequenos centros de alto espalhamento óptico; provavelmente formados por aglomerados de cola ou ainda por pequenas bolhas de ar no caso de estas serem menores que a resolução do sistema.

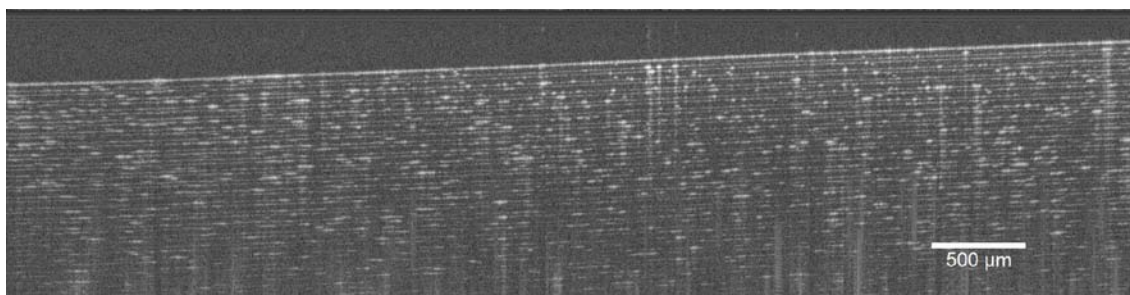


Figura 23: Imagem OCT de várias camadas de fita adesiva sobrepostas. A imagem possui 2000 colunas em uma varredura de 6 mm.

Já na Figura 24 é mostrado o perfil de espalhamento obtido pela técnica Au-OCT. São encontradas na imagem as mesmas características daquelas reveladas pela Figura 23, como por exemplo, as diversas camadas de fita e centros de alto espalhamento óptico em diferentes profundidades.

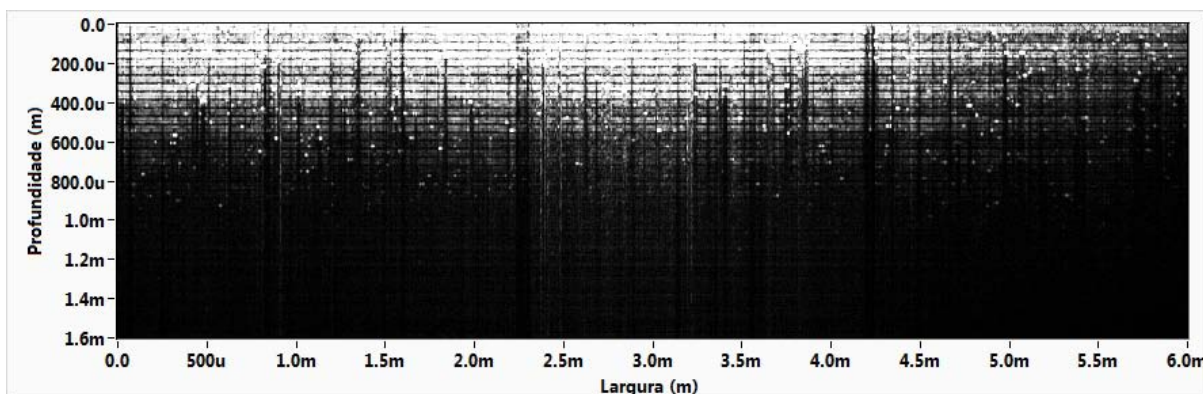


Figura 24: Imagem Au-OCT de várias camadas de fita adesiva sobrepostas. A imagem possui 2000 colunas em uma varredura de 6 mm.

Os aspectos previstos pela teoria e sua interpretação (Item 4.1, página 32), se confirmaram. A imagem gerada experimentalmente se mostrou condizente com a imagem manipulada via computador, mostrada na Figura 17, toda informação sobre o relevo da 1ª superfície foi perdida, dando um aspecto achatado à imagem.

Ao se analisar uma única coluna, ou vetor, da imagem (Figura 25) constata-se uma oscilação no perfil de espalhamento.

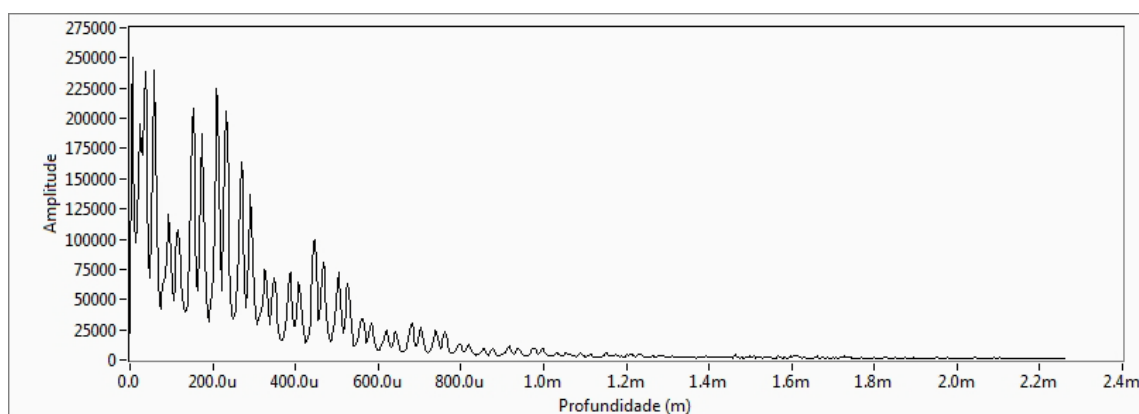


Figura 25: Perfil de espalhamento integrado em colunas da fita adesiva. Características de sensibilidade à polarização são observadas através da oscilação na intensidade de retroespalhamento.

Esta oscilação é tipicamente associada a características de birrefringência da amostra. Porém tal fenômeno só pode ser apreciado quando a fonte de luz aplicada possui um estado de polarização bem definido. Para isso as características de polarização da luz, na posição da amostra, foram medidas, e descritas através do Vetor de Stokes. Nesse caso, usou-se um Polarímetro (Thorlabs modelo PAX5710IR1-T). Lembrando que o vetor é formado por 4 parâmetros, ou índices:

S_0 : Intensidade da luz após passar por um filtro isótropo
(deixa passar igualmente qualquer estado de polarização)

S_1 : Polarização horizontal ($1 \geq S_1 > 0$) ou vertical ($-1 \leq S_1 < 0$).

Se o feixe não apresentar nenhuma dessas polarizações em relação a esse filtro, $S_1 = 0$.

S_2 : Polarização linear com eixo à 45° ($1 \geq S_2 > 0$) ou -45° ($-1 \leq S_2 < 0$). Se o feixe não apresentar nenhuma dessas polarizações em relação a esse filtro, $S_2 = 0$.

S_3 : Polarização circular à direita ($1 \geq S_3 > 0$) e à esquerda ($-1 \leq S_3 < 0$). Se o feixe não apresentar nenhuma dessas polarizações em relação a esse filtro, $S_3 = 0$.

Na Figura 26 são mostrados os índices de Stokes, para a fonte de luz utilizada na posição da amostra. Conforme medido, $S_1 \rightarrow 1$ mostra que a fonte pode ser considerada como tendo polarização linear e horizontal.

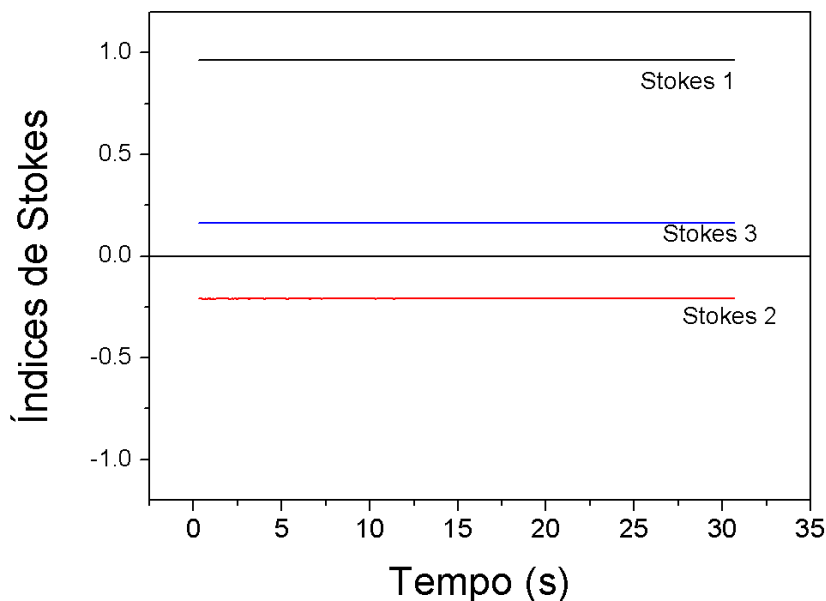


Figura 26: Medida dos parâmetros de Stokes do SLED utilizado: Constatou-se uma polarização estável no tempo e majoritariamente horizontal da radiação luminosa.

Para uma fonte polarizada, a oscilação da intensidade de espalhamento constatada na Figura 25, faz sentido para amostras birrefringentes, que é o caso da fita adesiva.

Isso porque a reflexão dada pela 1ª superfície mantém o estado de polarização original, enquanto a luz refletida em outras profundidades tem a orientação do estado de polarização alterado. Assim, lembrando que polarizações ortogonais não produzem padrões de interferência, para certas profundidades o sinal interferométrico é diminuído. Esse efeito pode ser reprimido ou minimizado caso o eixo de polarização da luz e da amostra estejam exatamente alinhados, o que na prática não é corriqueiro.

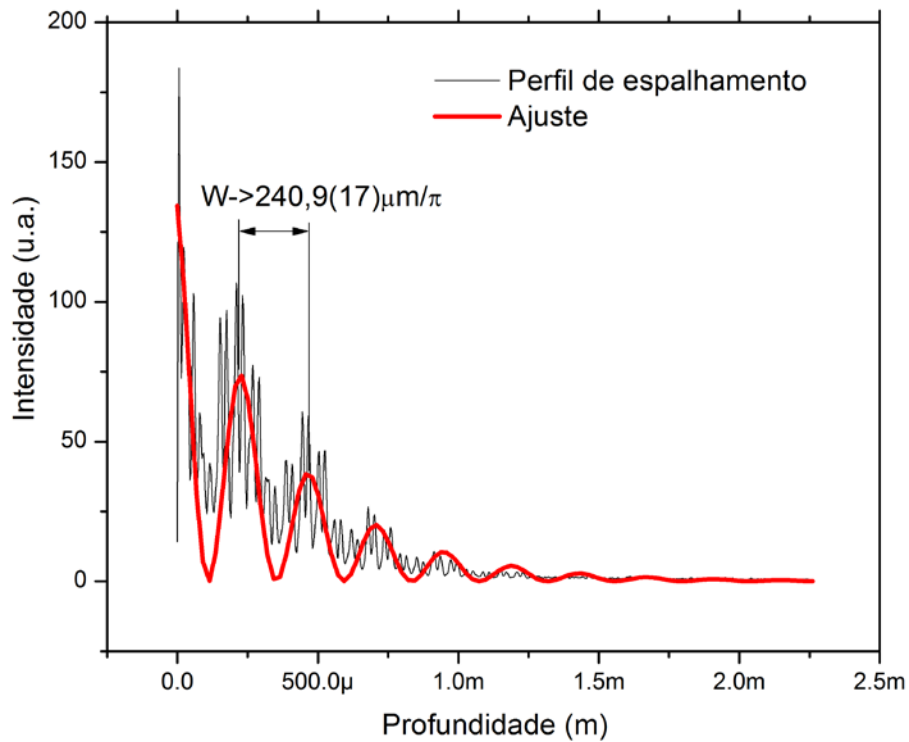


Figura 27: Ajuste de uma função seno amortecida exponencialmente sobre os dados do perfil de espalhamento óptico de autocorrelação do Durex, mostra uma periodicidade bem definida na oscilação da intensidade do sinal retro espalhado.

A birrefringência pôde ser calculada através das oscilações presentes na imagem de perfil de espalhamento óptico⁵⁹, como mostrado na Figura 27, onde um ajuste de um seno amortecido representa concordantemente à oscilação de intensidade. Os parâmetros ajustados estão disponibilizados na Tabela 1, sendo que o único utilizado foi o W (radianos/m).

Tabela 1: Parâmetros da função ajustada para recuperar a birrefringência.

Equação	C+A*exp(-K*x+J)*sin(W*x+F)^2	
	Valor	Erro
A	51840.42	0
K	2689.871	75.82793
J	0.96737	0
W	13032.21	91.46499
F	1.69342	0.02355
C	0	0
Adj. R-Square	0.67722	

O atraso de π radianos na fase foi dado por 240,9(17) μm , resultando em um $\Delta_n=1,723(12).10^{-3}$, valor diferente do $\Delta_n=4,03(26).10^{-4}$ apresentado em estudo anterior²⁰, possivelmente devido a diferença de compostos empregadas por diferentes fabricantes de fita adesiva.

Na sequência dos experimentos, várias camadas de fita Tartan® (amostra “b” da Figura 22), também conhecida como “Fita Crepe” foram dispostas no arranjo. A fita crepe não possui uma superfície lisa, fazendo com que o sinal varie muito de ponto para ponto na amostra. Mesmo com essa característica foi possível detectar algumas estruturas presentes na fita, Figura 28. Adicionalmente o perfil de espalhamento óptico integrado de Au-OCT, pode ser observado na Figura 29.

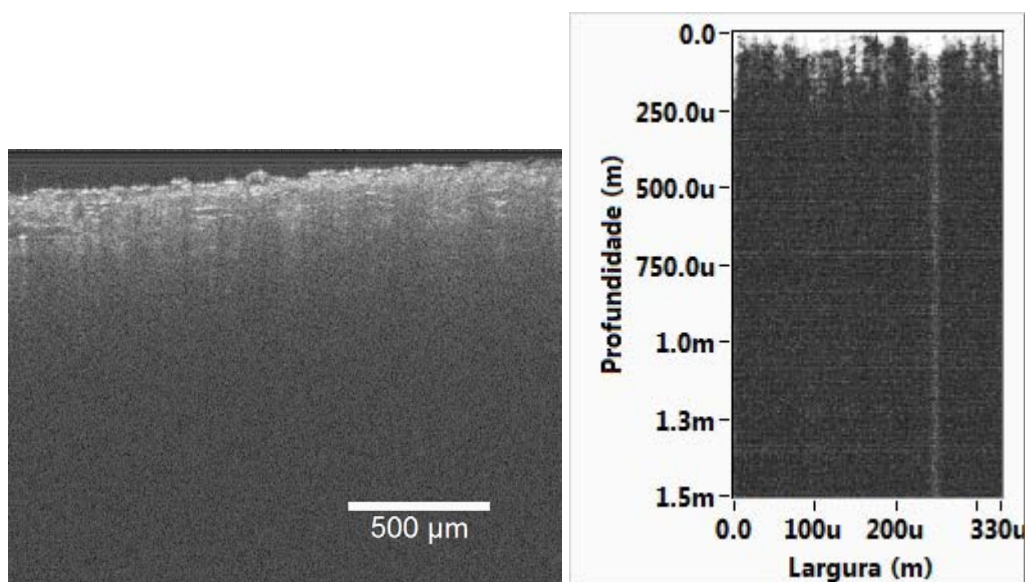


Figura 28: À esquerda: Imagem OCT e à direita: Imagem Au-OCT. Ambas de várias camadas de fita Tartan sobrepostas.

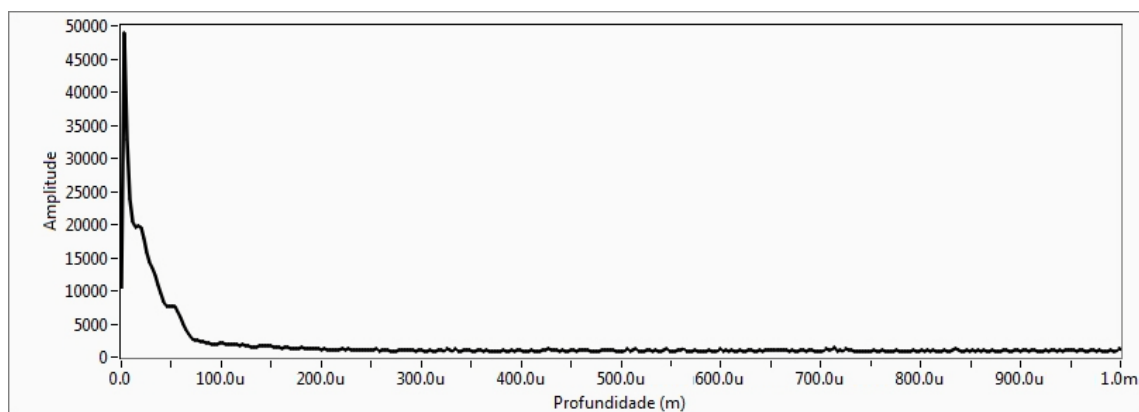


Figura 29: Perfil de retroespalhamento óptico de Au-OCT integrado referente à fita crepe.

As propriedades ópticas da fita crepe são similares às do papel, opticamente altamente espalhador, causando múltiplas interações antes de um fóton retornar para a abertura da lente de varredura, fazendo a amostra opticamente muito espessa (Apêndice 7.4: Espalhamento múltiplo, página 127). Desta forma múltiplas camadas de fita crepe não puderam ser observadas em ambos os sistemas.

Na sequencia foi utilizada camadas de fita dupla face (amostra “c” da Figura 22) como amostra, com a vantagem de possuir uma primeira superfície

mais lisa que propicia uma reflexão mais especular. Imagens foram realizadas com o sistema OCT e Au-OCT, dispostas na Figura 30. O sistema de autocorrelação foi capaz de identificar as primeiras estruturas da fita, de acordo com o esperado (sequências de camadas de papel encerado seguido por fita transparente) e também de acordo com a imagem OCT, apesar de apresentar-se mais ruidosa. De forma complementar o perfil de espalhamento óptico integrado de Au-OCT pode ser observado na Figura 31.

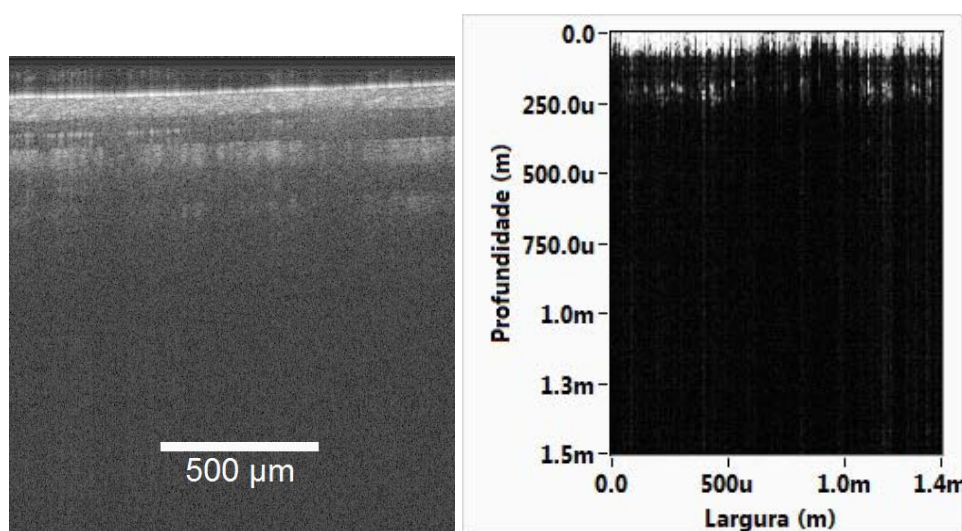


Figura 30: Imagem OCT (à esquerda) e Au-OCT (à direita) de várias camadas de fita dupla face.

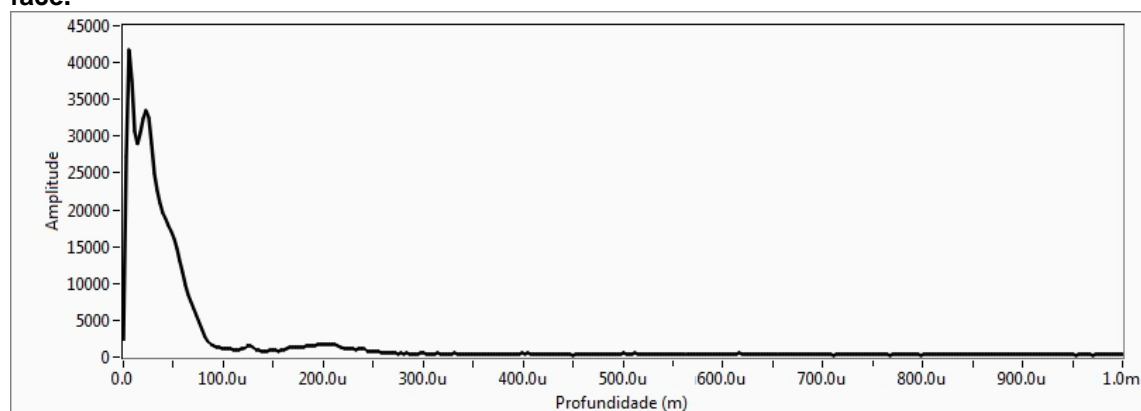


Figura 31: Perfil de retroespalhamento óptico de Au-OCT integrado referente à fita dupla face.

Partiu-se então para amostras com um viés biomédico visando uma aplicação mais prática. Utilizaram-se dentes (próteses de resina e dentes

humanos), os quais apresentam alta refletividade na 1ª superfície, o que favorece a técnica de autocorrelação.

Iniciando por dente de resina, na verdade um mostruário de cor para dentistas (amostra “d” da Figura 22). Imagens desta amostra foram realizadas primeiramente em no sistema OCT e depois no sistema de Au-OCT. Na Figura 32, é possível identificar estruturas parecidas com bolhas em ambas as técnicas. Essa estrutura é, provavelmente, formada por partículas de quartzo utilizadas para proverem resistência mecânica à prótese. Constata-se também nas imagens uma clara interface (fronteira) de materiais, talvez fruto do processo de fabricação dos mostruários em duas etapas. O perfil de espalhamento óptico integrado, para Au-OCT, pode ser observado na Figura 33.

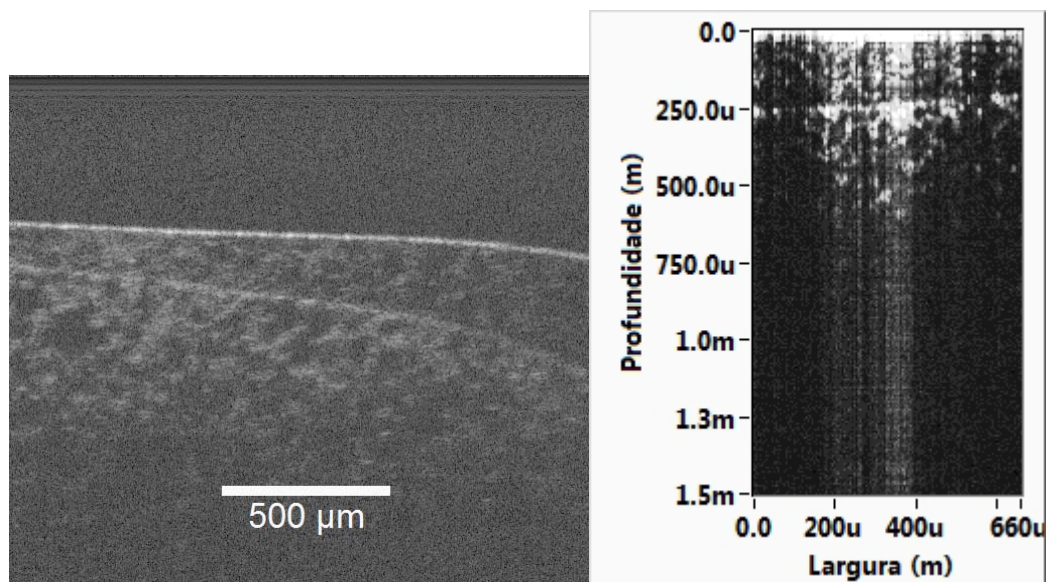


Figura 32: Imagem OCT (esquerda) e Au-OCT (direita) de uma dente feito de resina, duas estruturas aparecem de forma clara em ambos sistemas: bolhas e uma camada de verniz.

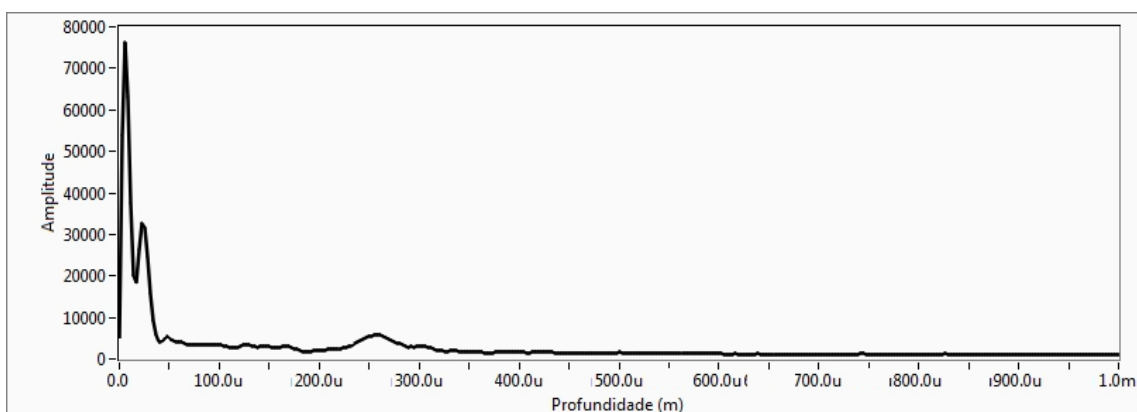


Figura 33: Perfil de retroespalhamento óptico de Au-OCT integrado referente ao dente de resina.

Assim, novamente os dois sistemas foram capazes de prover informações suficientes para chegar-se às mesmas conclusões sobre a amostra.

Para favorecer uma imagem mais homogênea, com o fim de evitar oscilação na intensidade da porção de luz refletida na superfície do dente, a face de um dente foi polida (amostra “e” da Figura 22). A amostra contava com poucas estruturas e as imagens, apesar de coerentes entre si, Figura 34, mostrou-se não ideal para o teste da técnica, já que as imagens não eram ricas em detalhes e estruturas. O perfil de espalhamento óptico integrado (Au-OCT) pode ser observado na Figura 35.

É provável que o esmalte tenha sido completamente desgastado no processo de polimento, resultando numa amostra formada apenas por dentina.

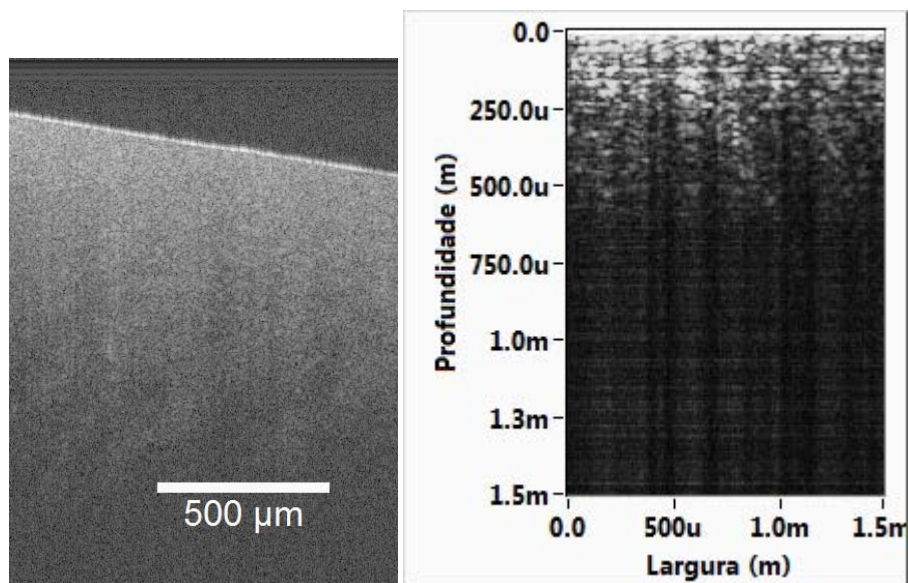


Figura 34: Imagem OCT de um dente com uma face polida (esquerda) e a respectiva imagem realizada com Au-OCT (direita).

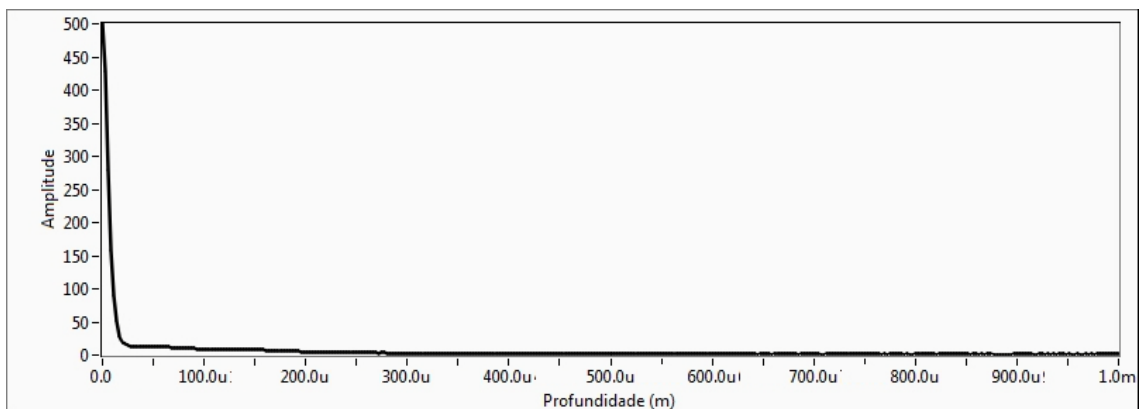


Figura 35: Perfil de retroespalhamento óptico de Au-OCT integrado referente ao dente de face polida.

Assim outro dente (amostra “f” da Figura 22), não polido foi utilizado para gerar imagens adicionais à etapa anterior, Figura 36, nas duas imagens é possível identificar estruturas próprias do dente (esmalte e dentina). O perfil de espalhamento óptico integrado de Au-OCT pode ser observado na Figura 37.

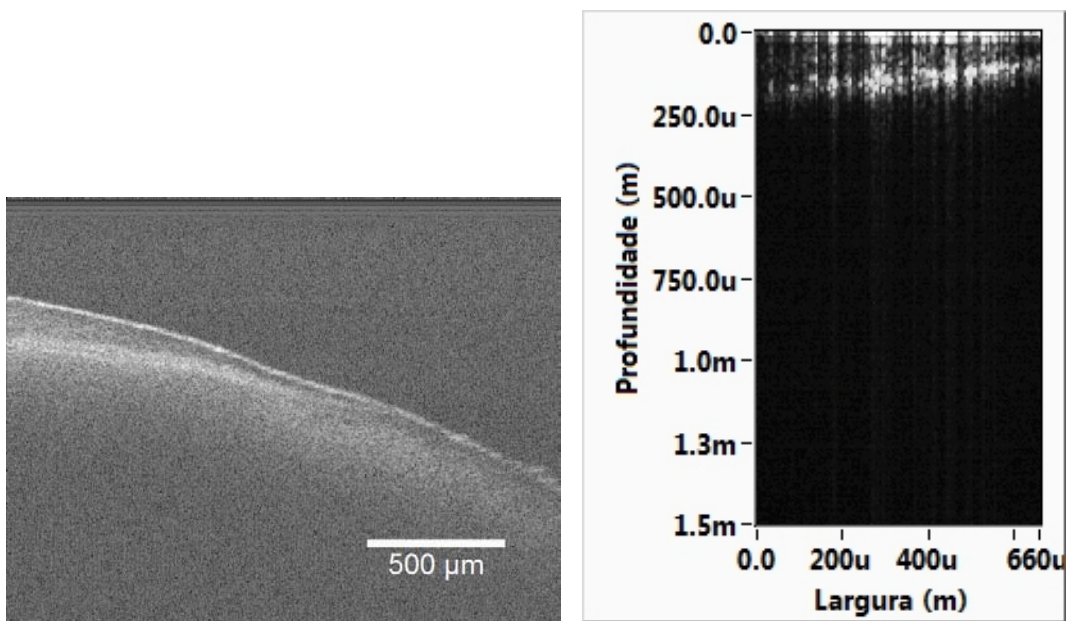


Figura 36: Imagem OCT de um dente (esquerda) e a respectiva imagem realizada com Au-OCT (direita), em ambas é possível identificar estruturas como o esmalte e a dentina.

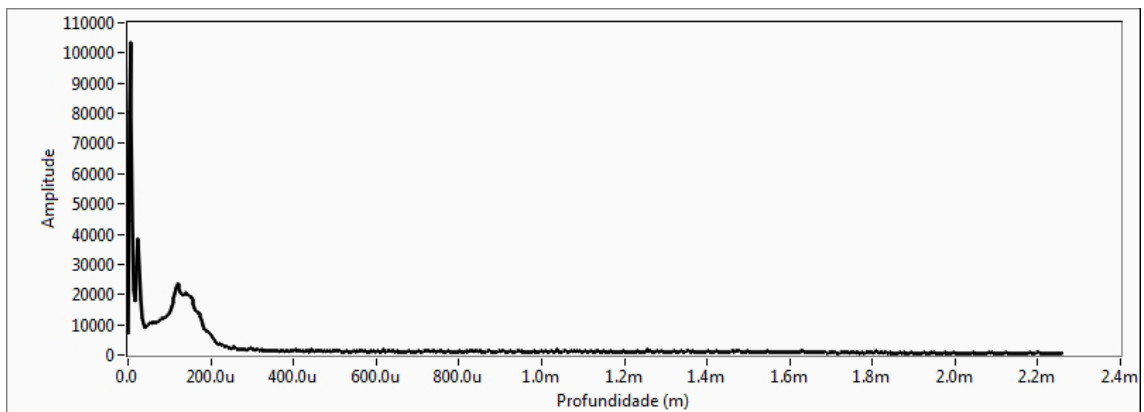


Figura 37: Perfil de retroespalhamento óptico de Au-OCT integrado referente ao dente fixo em resina.

4.2.3. Au-OCT e amostras em movimento

Como discutido, o arranjo óptico da técnica de autocorrelação se faz imune a pequenos movimentos da amostra no sentido de propagação do feixe. Para comprovar experimentalmente essa hipótese, o arranjo experimental, descrito anteriormente foi aprimorado para realizar os testes necessários.

A fim de simular uma amostra em movimento uma lamínula de microscópio foi montada sobre um alto-falante, que por sua vez estava ligado a um gerador de funções modelo (marca Wavetek), apresentado na Figura 38.

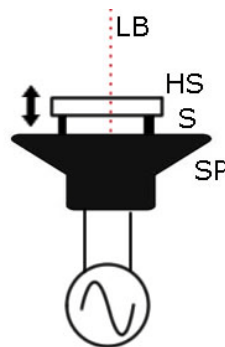


Figura 38: Desenho esquemático da lamínula de microscópio (HS), apoiada sobre um alto-falante (SP) através de um suporte (S). O tracejado pontilhado indica a direção do feixe laser (LB).

Imagens da amostra em movimento foram realizadas no equipamento de OCT comercial (Figura 39 esquerda) e no Au-OCT (Figura 39 direita) para fins de comparação. O gerador de funções foi ajustado para fornecer uma onda senoidal em diferentes frequências de oscilação.

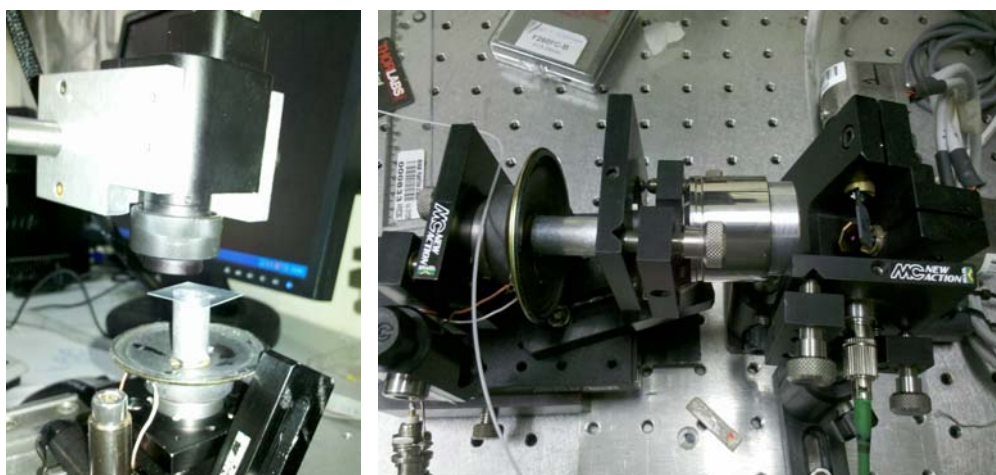


Figura 39: À esquerda: Foto do sistema OCT convencional com o aparato de movimentação de amostra, e a direita foto do sistema de Au-OCT com o aparato de movimentação de amostra.

Imagens foram então geradas e estão apresentadas na Figura 40. Nela observa-se, para a técnica OCT convencional, um padrão senoidal resultante da vibração da amostra, da varredura lateral (*b-scan*) e da velocidade de amostragem da CCD**.

** A título informativo a frequência de amostragem do sistema de OCT comercial se deu na faixa de ~1 imagem por segundo, ao passo que o sistema experimental de Au-OCT reconstruía imagens a uma taxa aproximadamente 10 vezes mais lenta.

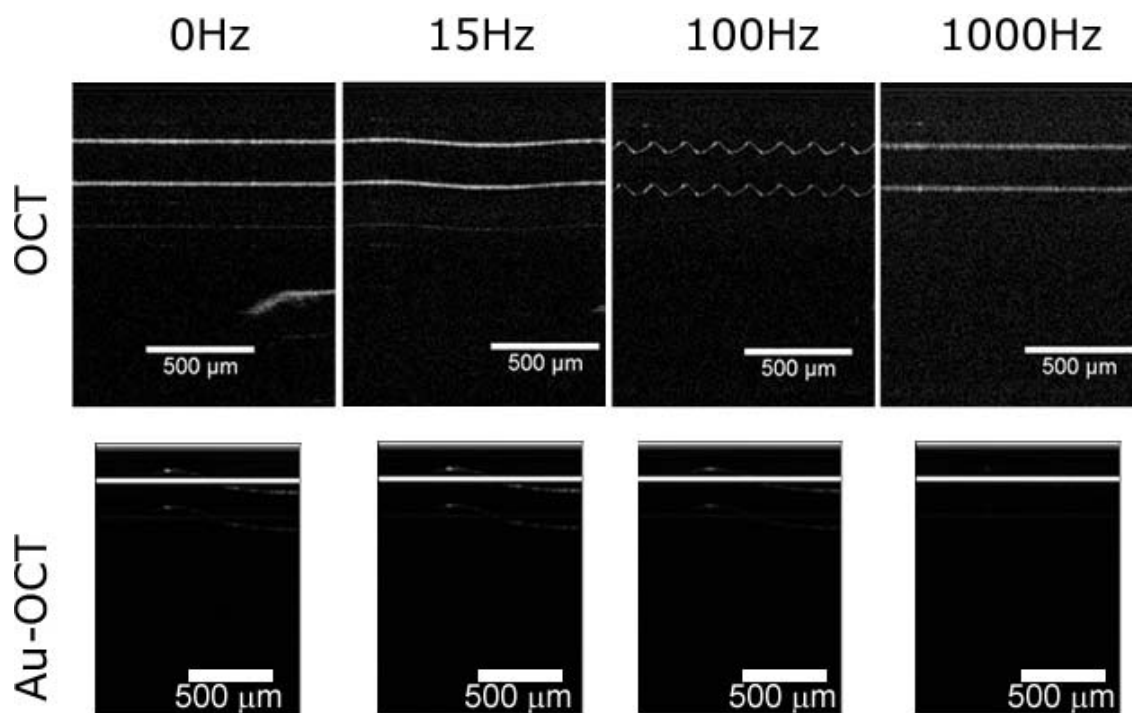


Figura 40: Imagens de OCT e Au-OCT para uma lamínula de microscópio em diversas condições de vibração.

Mesmo as duas técnicas possuindo diferentes larguras e velocidades de varredura/amostragem deve-se lembrar de que os diferentes arranjos ópticos acarretam em propriedades diferentes nas imagens.

Para o sistema de autocorrelação as imagens se mostram paradas para qualquer faixa de vibração conforme previsto, ou seja, movimentos da amostra não ocasionam deformações na imagem. Desta forma, não há motivos para levar-se em conta a compatibilidade de taxas de aquisição entre os dois arranjos.

Outro ponto é: a amplitude de oscilação ($\sim 120\mu\text{m}$) não resultou em variações de intensidade em função do foco. Isso ocorreu devido ao parâmetro confocal da lente focalizadora ($\sim 580\mu\text{m}$).

Passou-se para uma etapa que contava com amostras com estruturas mais complexas: dente humano. O mesmo utilizado na etapa anterior (dente em resina).



Figura 41: Dente humano fixado em um alto-falante em arranjo OCT (esquerda) e Au-OCT (direita).

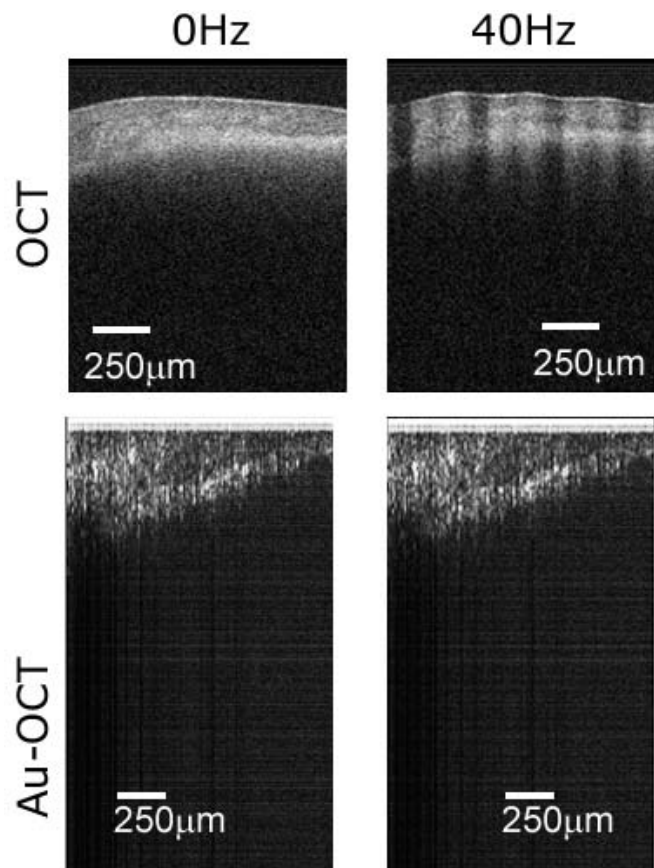


Figura 42: Imagens de dente humano realizadas em ambos os sistemas OCT e Au-OCT com a amostra estacionária e em movimento.

A imagem OCT mostra deformações na superfície e problemas na formação de imagens (faixas verticais na imagem de OCT à 40 Hz). Já as imagens de autocorrelação apresentam a mesma estrutura e mesma qualidade. Os resultados seriam ainda mais nítidos para amplitudes de movimento maiores.

Os resultados anteriores possibilitam então outra complementação: o fato das imagens de amostras em movimento mostrarem-se “paradas” abre espaço para realizar médias de sinal com a amostra fora do repouso (axial).

4.2.4. Médias e o sistema Au-OCT

Apesar de soar simplista, média de sinal é uma ferramenta poderosa na exclusão de ruídos e na melhoria da razão sinal/ruído para a técnica OCT. Esses ruídos podem ter origem das mais variadas sortes²⁸, como: ruído térmico, speckle⁶⁰, etc...

Assim médias foram realizadas para cada coluna da imagem, isto é, médias de *a-scans*. Novamente, o dente humano em resina foi utilizado nas seguintes situações: 1, 5, 10, 20, 50 e 100 médias por coluna de imagem. Os resultados estão dispostos na Figura 43 somente para o sistema Au-OCT, visto que as imagens foram realizadas com a amostra em movimento (40 Hz) e o sistema OCT comum não é capaz de realizar tal experimento.

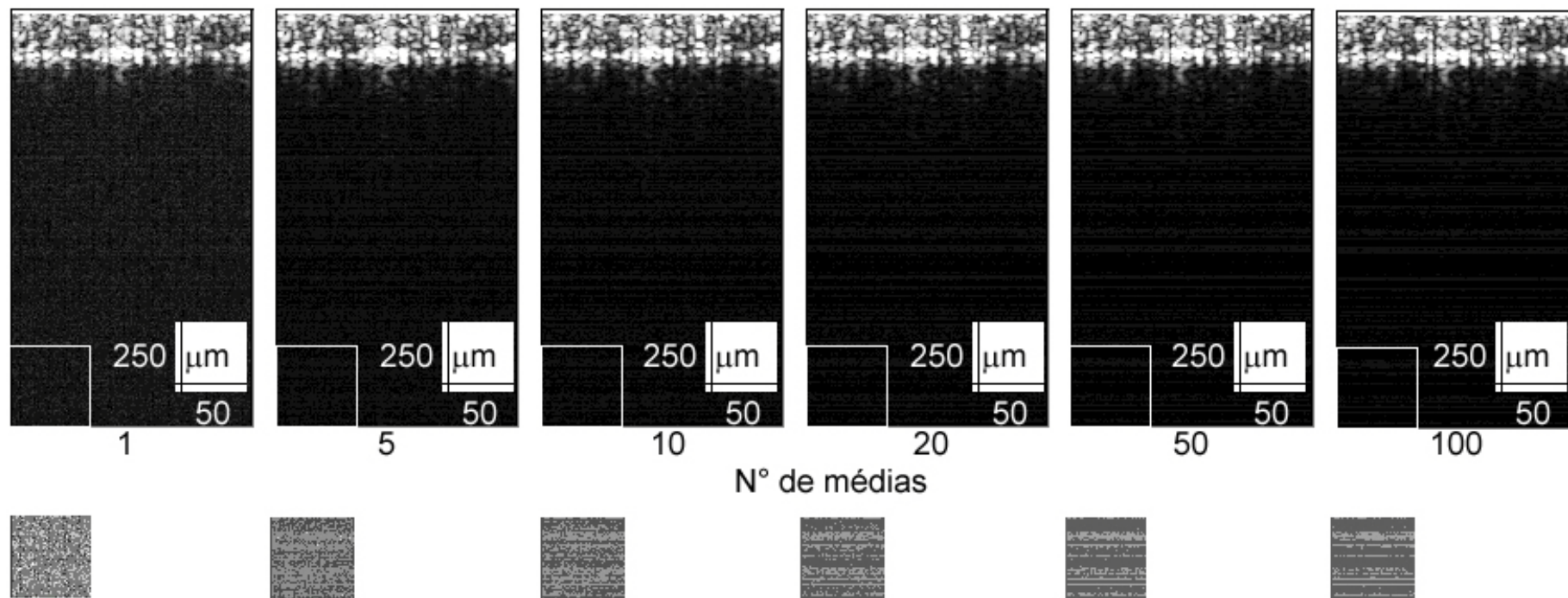


Figura 43: Imagens obtidas por médias de espectro ponto-a-ponto, amostra em movimento a 40 Hz. O detalhe destacado pela linha branca no canto inferior esquerdo é mostrado imediatamente abaixo em alto contraste para apreciação do ruído em cada situação experimental.

Visualmente constata-se, na Figura 43 através da observação dos detalhes em alto contraste, que houve significativa melhoria de imagem ao comparar a imagem feita com uma única medida (será por facilidade denominada “imagem 1” e assim por diante) e imagem 5. A reprodução da imagem talvez não demonstre as nuances com fidelidade. Assim para quantificar o fenômeno subtraíram-se imagens de momentos subsequentes (imagens com médias diferentes). Esses resultados (imagem de resíduos) foram então integrados sobre as linhas resultando em um vetor. Na Figura 44 está ilustrado o processo e na Figura 45 os resultados estão graficados.

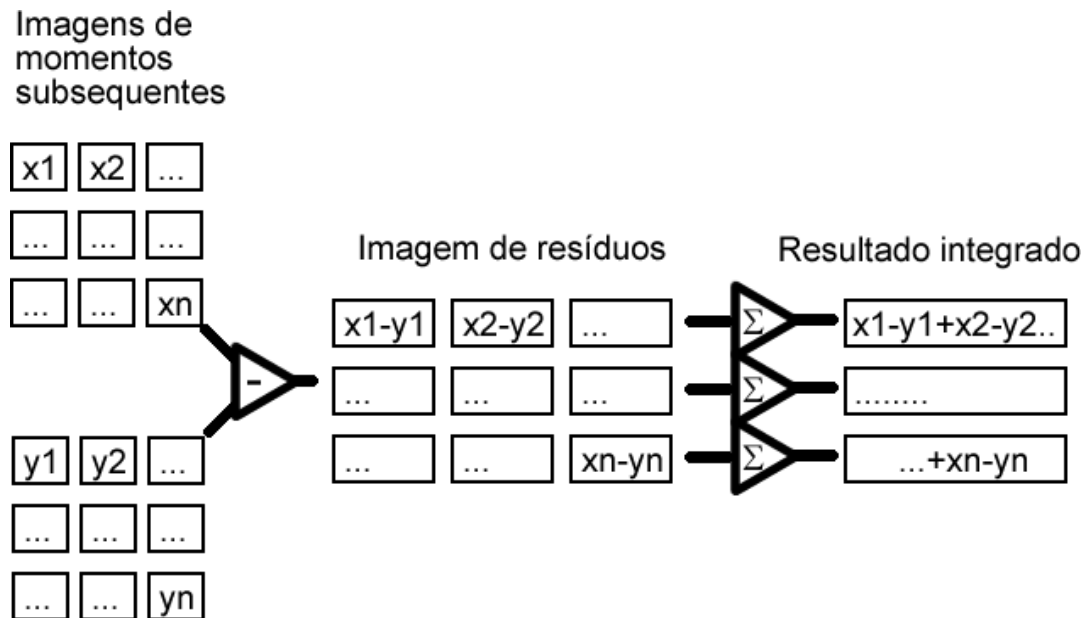


Figura 44: Processo para quantificação de melhoria de imagem via médias. Cada “caixa” representa uma posição na matriz (pixel), ou um elemento de um vetor unidimensional.

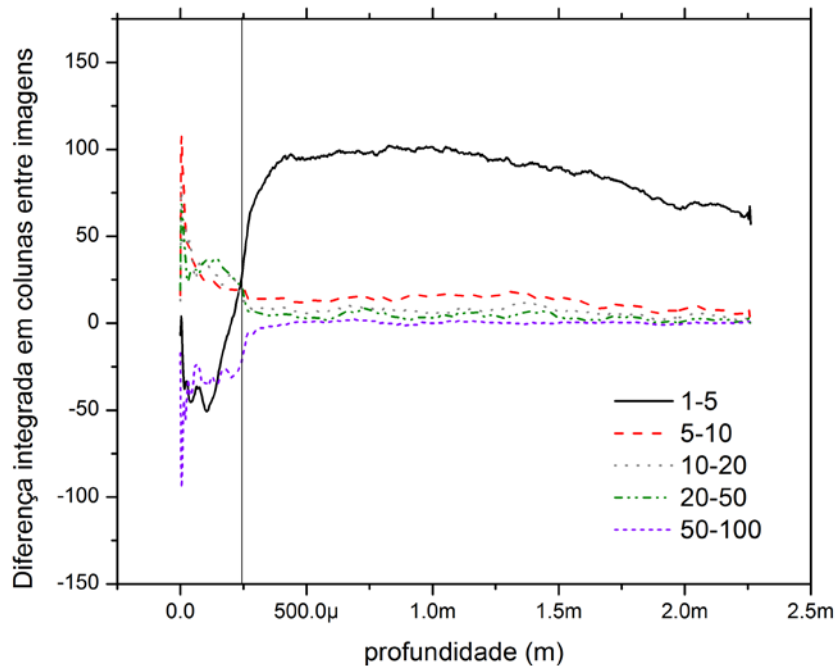


Figura 45: Resultados de diferenças entre imagens realizadas com diferente número de médias.

Observando a região após $250\mu\text{m}$ (Figura 45) constata-se que ruído da imagem decresceu significativamente da imagem 1 para a imagem 5. Relativamente as outras situações experimentais (10, 20, 50 e 100) não acrescentaram melhorias significativas em relação ao obtido com média de 5 medidas. O significativo ganho em qualidade (menor ruído) pode ser atribuído principalmente ao speckle⁶¹.

Realizou-se então um comparativo visual entre as técnicas OCT e Au-OCT para amostras em movimento com imagens formadas por médias, Figura 46. Nela é possível notar que a imagem OCT apresenta um aspecto borrado quando a amostra entra em movimento além de ondulações, já a o sistema Au-OCT apresentou imagens mais consistentes entre si, porém sua qualidade é discutível.

Desta forma, apesar das vantagens da Au-OCT, para essa parte do estudo, os benefícios talvez não compensem as dificuldades que a Au-OCT encontra em entregar imagens de alta qualidade.

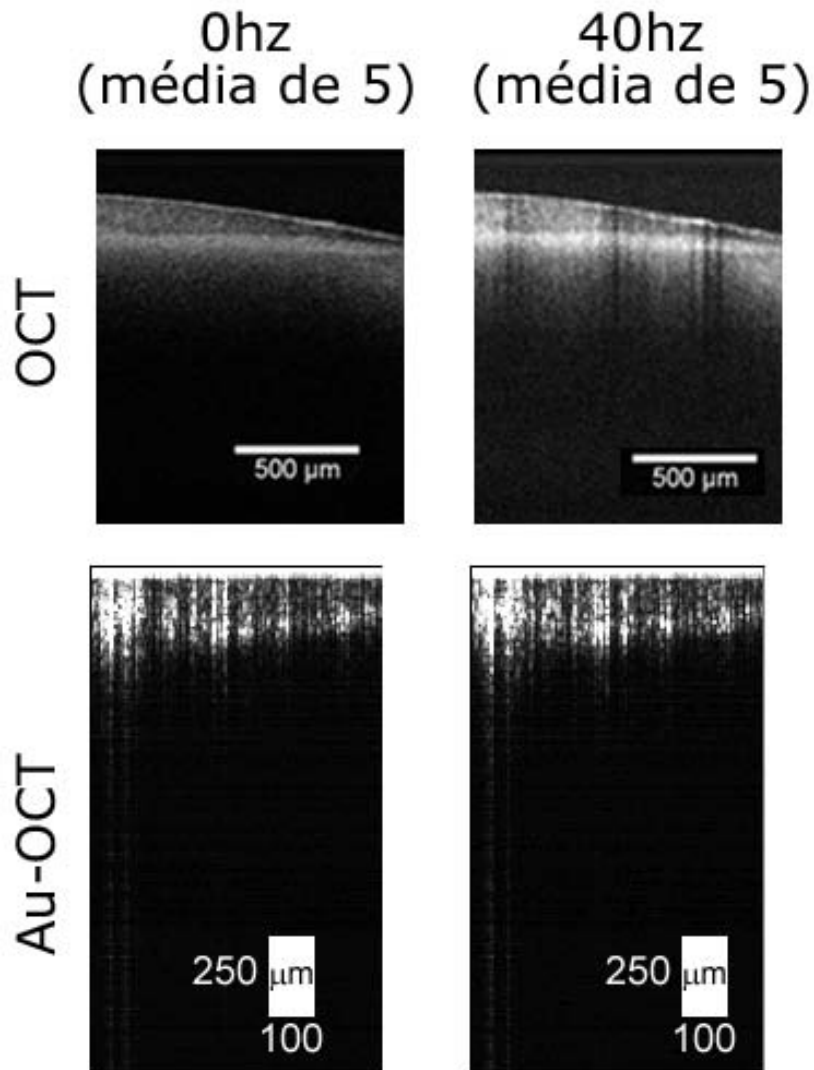


Figura 46: Imagens de dente humano em movimento realizadas com médias de 5 medidas por coluna. O processo de médias para o sistema OCT resulta em uma imagem com aspecto borrado.

Ainda tratando da realização de imagens em movimento uma nova medida foi realizada, simulando características com um viés industrial. Nesse teste novamente utilizando várias camadas de filme plástico (Durex) foi medido

em várias situações, onde é possível visualizar os efeitos nas imagens gerados pelo movimento e pela média de a-scans (cinco no total) ocorrendo simultaneamente (Figura 47). Nela é possível apreciar através do detalhe a eficácia da redução do ruído através da média de 5 medidas.

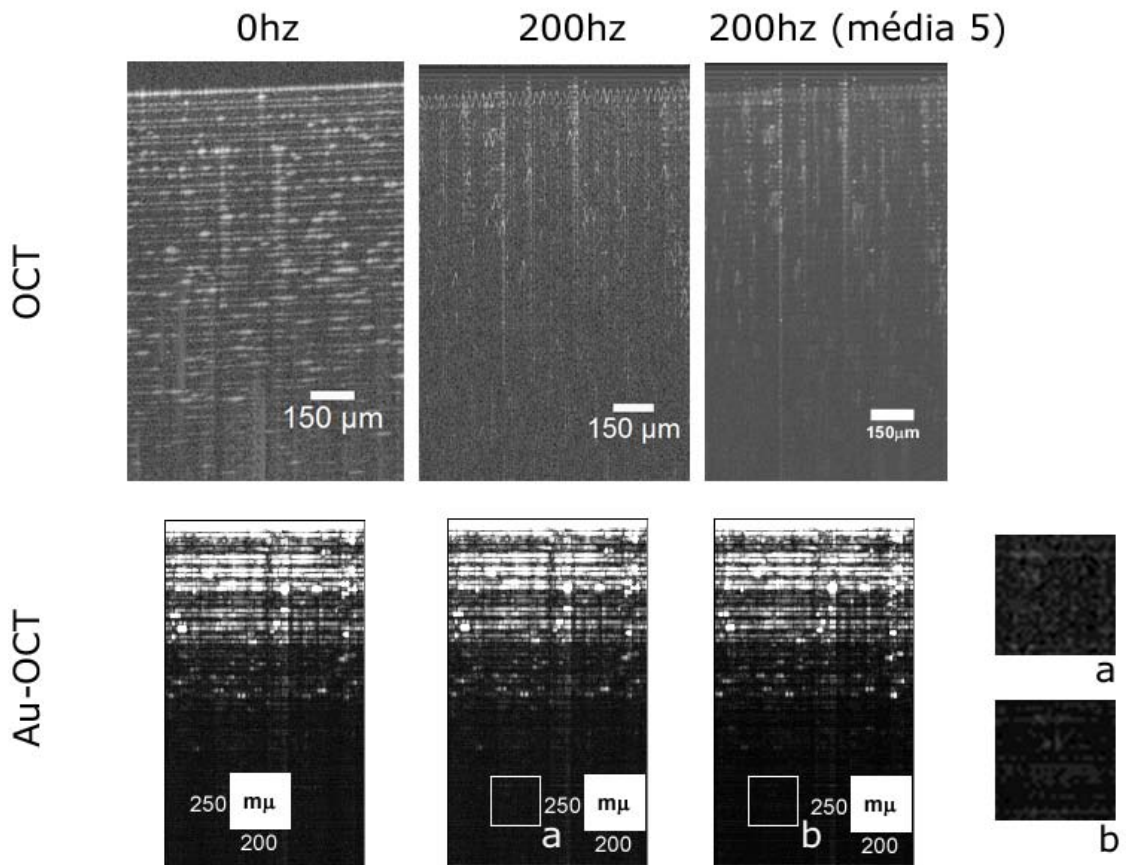


Figura 47: Imagens de fita adesiva realizadas por OCT e por Au-OCT em três situações distintas: Parada; Em movimento de 200 Hz; Em movimento de 200 Hz com média de 5 medidas. Nos detalhes (a e b) são apresentados ampliações para que possa ser visualizada a redução de ruído.

Nota-se que as imagens de OCT perdem informações morfológicas básicas quando a amostra começa a vibrar. No processo de detecção as informações de profundidade começam a embaralhar, misturando informações de diferentes profundidades, muitas vezes causando falsas estruturas

resultantes do batimento entre a varredura lateral e o movimento axial (Figura 48).

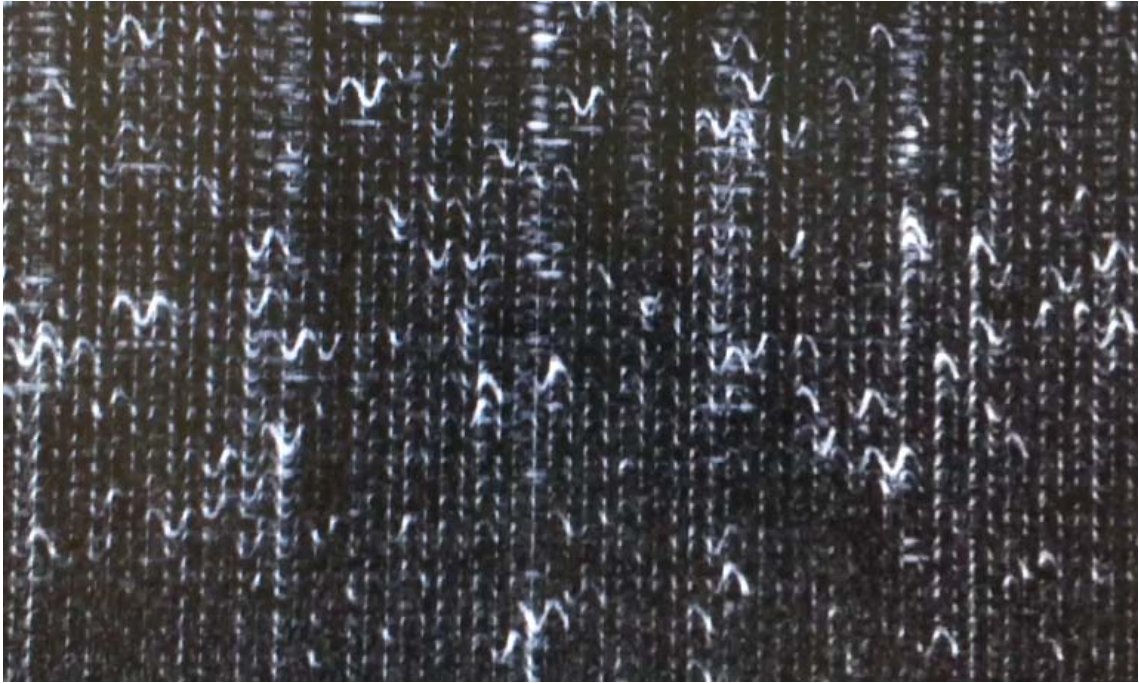


Figura 48: Falsas estruturas (estruturas em tons claros) resultantes de batimento da varredura lateral e as várias camadas de filme plástico.

De forma convincente foi então constatada as vantagens da técnica Au-OCT para situações de movimento frente à OCT regular, especialmente para amostras estruturalmente mais simples. Mesmo sendo muitas vezes inferior em profundidade de penetração ou na razão sinal ruído, em relação à OCT, a técnica se mostra sólida e provê resultados confiáveis quando se trata de situações onde o movimento axial não pode ser evitado.

4.2.5. Teste de deslocamento lateral

Um último teste relacionado ao arranjo de autocorrelação foi realizado com base no espaçamento do deslocamento lateral (também conhecido como *b-scan*).

Para o comprimento-de-onda (λ) utilizado de 930 nm e índice de refração $n \approx 1$, pelo teorema da focalização limitada por difração⁶² (teorema de Abbe), o diâmetro de focalização (d) obedece a relação que depende da abertura numérica (NA):

$$d = \frac{\lambda}{2(n \cdot \sin(\theta))} \approx \frac{\lambda}{2NA} \quad (20)$$

Para este estudo $2NA \approx 1$, assim diâmetro focal seria da ordem do comprimento de onda, porém no arranjo montado, por uma série de razões como disponibilidade, compatibilidade, facilidade e outras, fez com que a abertura numérica não fosse otimizada ao seu máximo. O diâmetro focal esta estimado em $\sim 8 \mu\text{m}$, muito próximo das especificações de equipamentos OCT comerciais, inclusive o utilizado neste estudo.

A questão que esta seção trata é a respeito da sobreposição de focos entre dois momentos consecutivos, ou seja, a sobreposição lateral. Os extremos dessa relação são de fácil entendimento e consequências previsíveis, são elas: para um passo muito longo perde-se informação morfológica da

amostra, para um passo muito curto o sistema fica demasiadamente lento e sem ganhos significativos de informação.

Porém, o que acontece entre esses limites é difícil de supor. Assim os efeitos podem ser melhor compreendidos ao se analisar os resultados de um experimento laboratorial.

Neste a fita adesiva foi medida (parada e sem médias) com uma largura fixa de varredura de 660 μm , foram testadas várias combinações entre número de passos e tamanho de passo para alcançar essa largura de varredura. Os resultados estão apresentados na Figura 49.

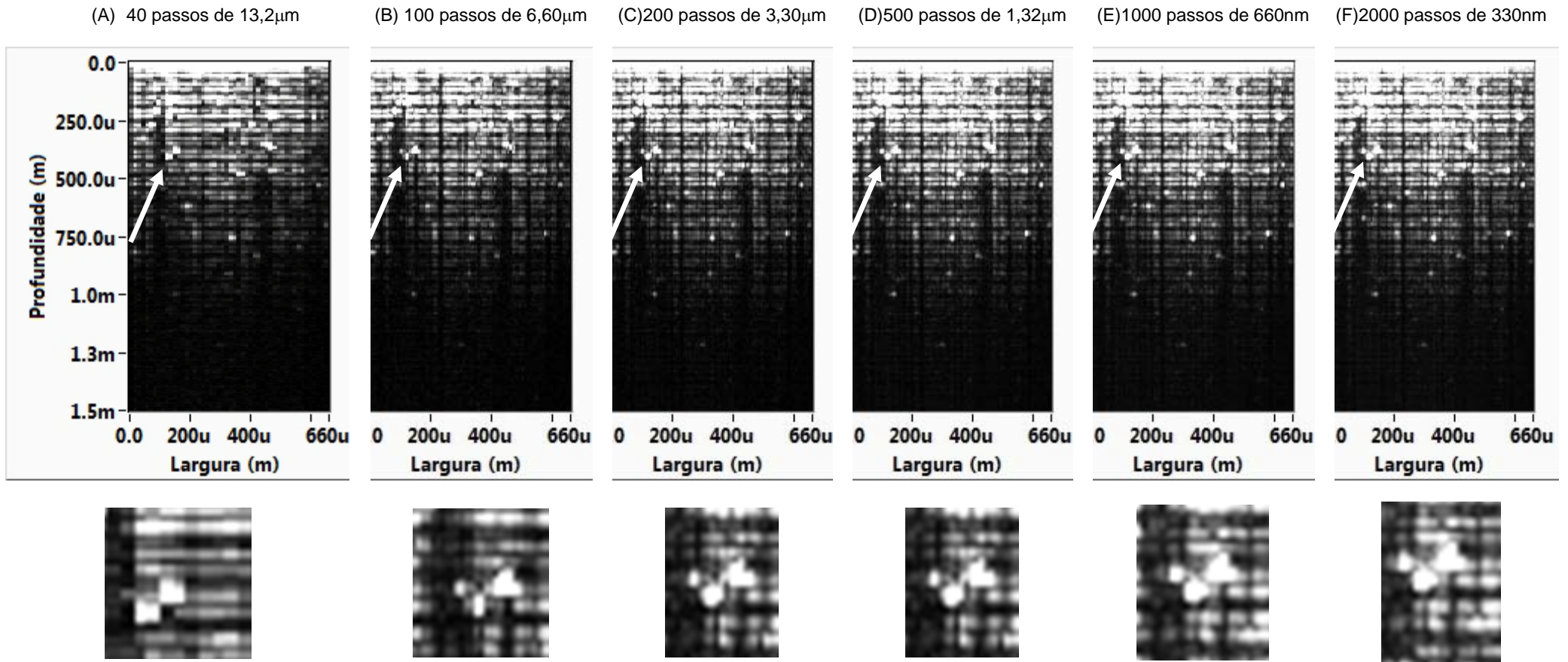


Figura 49: Acima as condições de varredura, ao meio as imagens de Au-OCT para diversas situações de sobreposição de varredura lateral, abaixo ampliação da estrutura encontrada em profundidade de $\sim 275\mu\text{m}$ e na largura de $175\mu\text{m}$ indicada pela seta branca.

Porém, antes de analisar mais profundamente as imagens da Figura 49, é interessante caracterizar as condições experimentais de sobreposição do feixe.

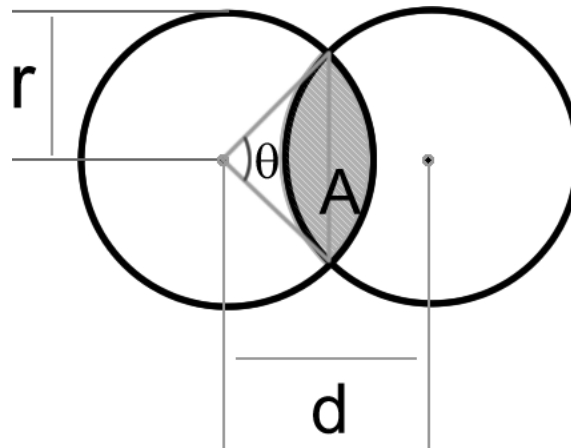


Figura 50: Ilustração da sobreposição de feixes e suas variáveis.

Assumindo que o feixe cobre uma área circular homogênea de raio r e o deslocamento entre centros é dado por c , A é a área de sobreposição, seguindo a ilustração da Figura 50, é dada por⁶³:

$$A = r^2(\theta - \text{sen}(\theta)), \quad \text{onde} \quad \theta = 2 \arccos(d / 2r) \quad (21)$$

A equação foi então representada em função do raio do feixe e do passo do deslocamento lateral. Os resultados foram colocados em porcentagem, sendo 100% uma sobreposição total, i.e., um deslocamento nulo. O gráfico está apresentado na Figura 51, nele também foram apontadas as condições experimentais descritas na Figura 49, apontadas por (A), (B), etc...

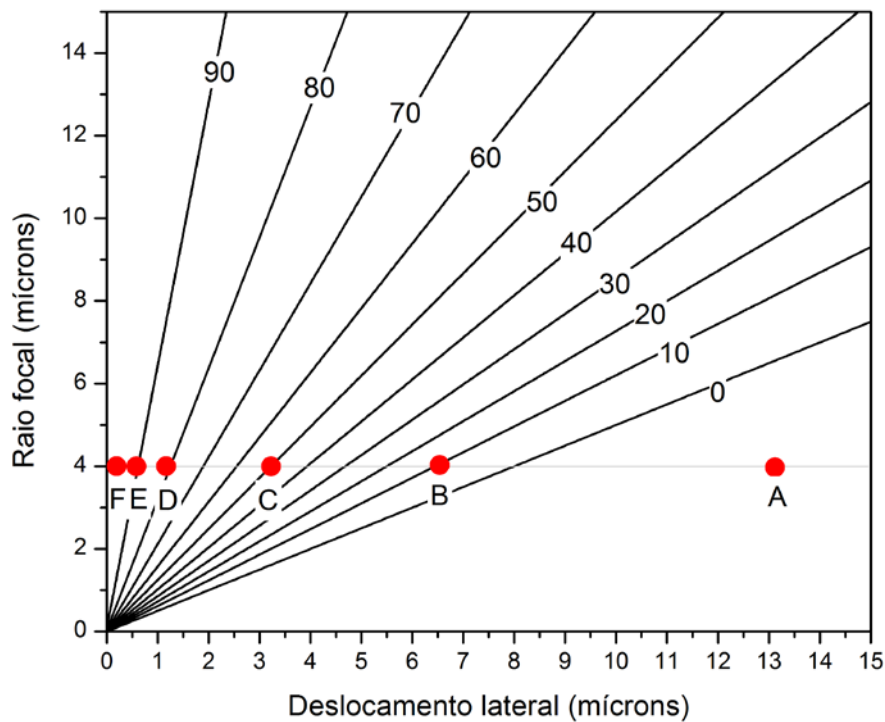


Figura 51: Sobreposição de área de feixe (circular) em porcentagem variando com o raio do feixe e o passo. Os pontos circulares representam as condições experimentais, designadas pelas mesmas letras dadas na Figura 49.

Voltando então às imagens da Figura 49, vemos que para o primeiro caso (A), a imagem se mostra granulada (*pixelada*), nota-se que faltam informações nela quando comparada às outras situações, decorrência de sua sobreposição de 0%, isto é, para um feixe de $8\ \mu\text{m}$ de diâmetro se tem um passo de $13,2\ \mu\text{m}$. Para a segunda (B), com uma sobreposição de $\sim 10\%$ a granulação desaparece. No entanto, observando o detalhe ampliado constata-se que informações significantes de morfologia estão faltando quando comparado às imagens à direita.

A partir da imagem (C), ~50% de sobreposição, a imagem se mostra bem formada, mesmo no detalhe, e pouco perde em riqueza de informação em relação às condições de maior sobreposição (D), (E) e (F).

Sabendo que o tempo de aquisição é linear com o número de colunas, tem-se que o fator tempo entre a imagem (C) e (F) é de 1000, o que certamente não é o mesmo fator de ganho em riqueza de detalhes.

Assim podemos afirmar que sistemas OCT possuem um bom desempenho em velocidade e em qualidade de imagem com uma sobreposição de pelo menos 50%.

4.3. Conclusões sobre a técnica de Au-OCT

Essa parte do estudo permitiu concluir que a técnica se mostrou viável, em graus diferentes para cada tipo de amostra. As estruturas detectadas pelo sistema se mostram condizentes com o esperado e com o encontrado nos sistemas OCT tradicionais

Um melhor acoplamento entre o circulador óptico e o espectrômetro poderia ser realizado para uma melhor eficiência de detecção. Devido ao diferente padrão de conectores entre os dois (FC-PC e FC-APC), parte da luz certamente foi perdida na entrada do espectrômetro.

Fontes SLED mais intensas seriam bem vindas além de uma grade de difração que promovesse maior dispersão do padrão interferométrico sobre a CCD permitiria análises em maiores profundidades⁶⁴.

O estudo realizado permitiu uma melhor compreensão das características e possibilidades do Au-OCT. Neste estudo foram discutidos aspectos teóricos e experimentais que auxiliaram na análise da possibilidade de uso de um tomógrafo baseado em autocorrelação na área biomédica.

Alguns aspectos da técnica se mostram compatíveis com as condições clínicas, como por exemplo, a insensibilidade do sistema a movimentos da amostra em relação ao eixo óptico, fazendo com que movimentos involuntários sejam automaticamente descartados.

Outro aspecto interessante foi a simplicidade de montagem do arranjo, onde apenas foi necessário um alinhamento óptico no sistema de varredura. No entanto a técnica, para o arranjo utilizado, ainda depende fortemente da qualidade da primeira superfície. O que acarreta na supressão da informação proveniente de camadas mais profundas.

Foi possível realizar imagens de maior complexidade morfológica, como foram os casos das fitas adesivas. Imagens com múltiplas camadas ($N > 4$) não foram observadas na literatura^{47; 48}. As medidas realizadas com o Arranjo 1, mostraram qualidade em resolução e compatibilidade com a estrutura da amostra.

5. Harmônicos

Partindo para a segunda etapa desse estudo, outro aspecto ligado ao OCT foi analisado mais precisamente as estruturas harmônicas e seu papel no aumento de resolução axial.

Assim como descrito na seção sobre fundamentos teóricos (página 21) a resolução de um sistema OCT depende, em teoria, somente da largura espectral da fonte de luz Equação (18), rerepresentada abaixo:

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \quad (18)$$

Esse fato fica mais intuitivo ao analisarmos a Equação (13), reescrita na sequencia, para facilitar a leitura.

$$\mathfrak{F}^{-1}[I(k)] = \mathfrak{F}^{-1}[G(k)^2] \otimes \left(\delta(z) + \frac{1}{2} \hat{A}_s(z) + \frac{1}{8} AC[\hat{A}_s(z)] \right) \quad (13)$$

Nota-se que a Transformada de Fourier da função que representa a distribuição espectral da fonte luminosa $G(k)$, relaciona-se com todos os outros termos que formarão o perfil de retroespalhamento óptico. Quanto mais estreita for a função $G(k)$ mais larga será sua transformada, fazendo com que os

termos dentro dos parênteses comecem a se sobrepor piorando a resolução, e vice-versa⁶⁵.

A Figura 52 ilustra o conceito: quanto mais larga a envoltória do pacote mais estreito será a largura do pico no espaço recíproco. A onda portadora está relacionada com a diferença de caminho óptico entre os braços do interferômetro e está traduzida na posição do pico no espaço recíproco.

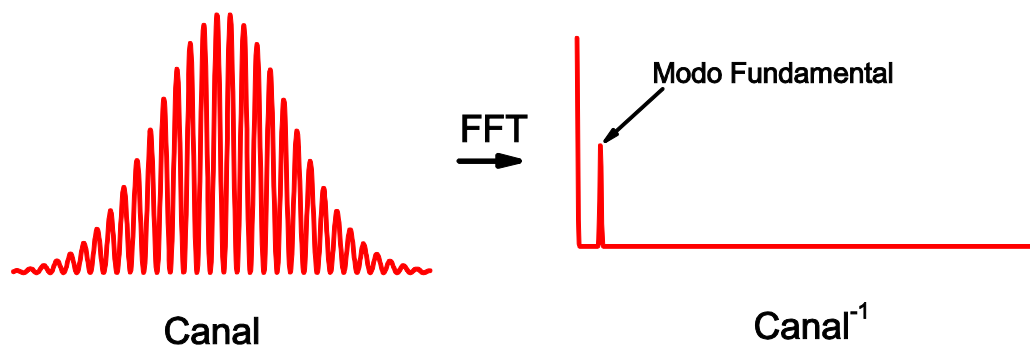


Figura 52: Uma ilustração de um espectro interferométrico e sua FFT.

Outro aspecto interessante é notar que ao se realizar medidas em superfícies de alta refletividade, o intenso sinal acarreta na formação de artefatos considerados detrimenais⁶⁶. Esses artefatos são caracterizados por reproduzirem o mesmo perfil da superfície original em profundidades maiores, sendo de fato falsas estruturas, Figura 53.

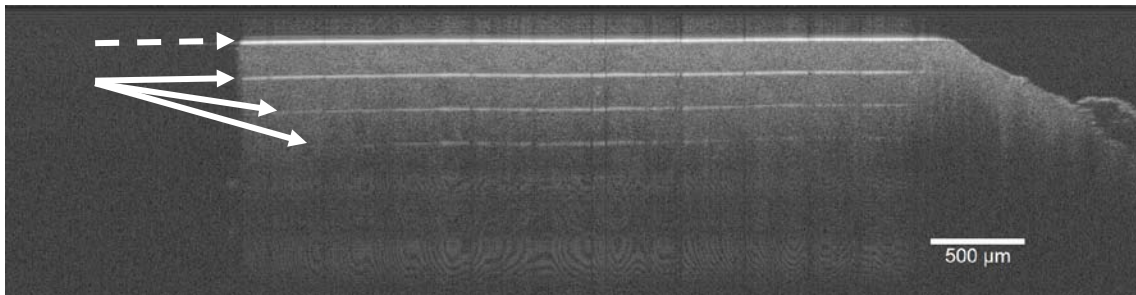


Figura 53: Imagem OCT de uma face polida de dente: a alta reflexão causa uma multiplicação de estruturas falsas (indicadas pelas setas sólidas brancas) referentes à primeira superfície (indicada pela seta tracejada).

Esse fenômeno pode ser facilmente evitado alterando a posição do foco em relação à amostra, ou ainda, apenas inclinando suavemente a amostra, para que a reflexão especular não seja encaminhada para o sistema óptico.

Mais interessante é observar que essas estruturas, chamadas de harmônicos⁶⁶, apresentam-se em profundidades que respeitam um comportamento previsível e linear, indicando que existe a possibilidade de se extrair informações sobre a amostra.

Em decorrência de essas estruturas apresentarem-se em múltiplos da profundidade da estrutura de origem (estrutura fundamental) é justificada a denominação: Harmônicos. Desta forma a posição em profundidade do enésimo harmônico pode ser expressa por:

$$H_n = F.n \quad (22)$$

Onde H_n é a posição (profundidade) do enésimo harmônico, F é a posição do modo fundamental (1° superfície ou 1° harmônico) e n a ordem do harmônico.

Quando analisamos amostras que apresentam relevos, assim como um padrão dimensional do tipo degrau (ilustrado na Figura 54), onde existem duas superfícies com posições em profundidade distintas, pode-se então aplicar a equação (22), para obter-se a diferença de altura entre as superfícies:

$$Degr\grave{a}u = H_{n,d} - H_{n,e} = n.(F_d - F_e) \quad (23)$$

Onde *Degr\grave{a}u* é a diferença em altura entre as duas superfícies, que serão denominadas direita e esquerda em relação ao degrau ("d" e "e" respectivamente). A posição do harmônico de enésima ordem referente a superfícies direita ou esquerda é dada por *H*. E *F* é a posição do modo fundamental.

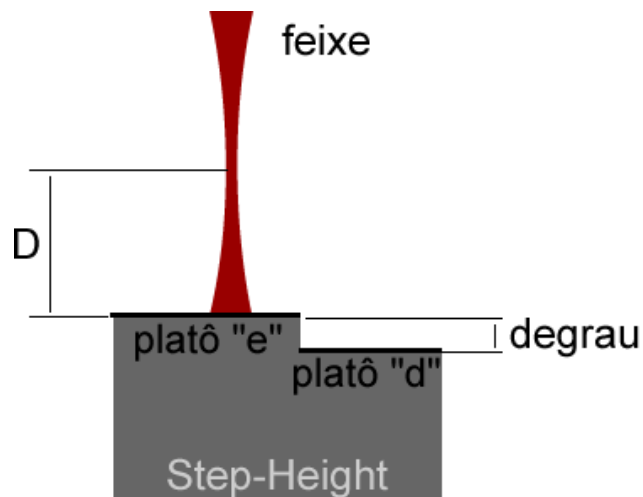


Figura 54: Ilustração de um padrão dimensional tipo degrau (Step-Height). Onde degrau é a altura entre os platôs e D é a distância entre a cintura do feixe e a superfície da amostra.

Nota-se que a altura do degrau (diferença entre as duas superfícies) segundo a equação (23) é multiplicada pelo fator *n*. Assim a diferença entre

degraus cresce com o fator n , e desta forma se mostra possível superar a limitação axial dada pelo sistema.

Na Figura 55, constata-se que na imagem do harmônico fundamental a diferença entre o degrau é quase imperceptível. Conforme se analisam os harmônicos de maiores ordens essa diferença aumenta.

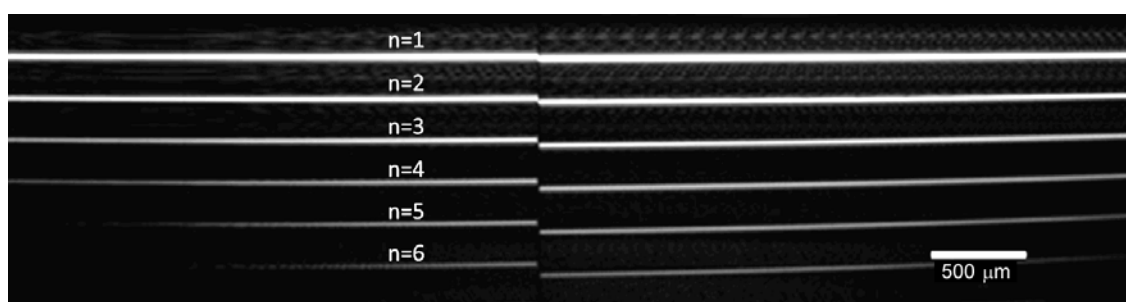


Figura 55: Imagem de OCT de um padrão tipo degrau constata-se que o degrau fica melhor resolvido em harmônicos maiores.

5.1. Entendendo a origem dos harmônicos

Não foram encontradas referências nos bancos de dados científicos sobre os harmônicos em interferometria de baixa coerência. Como citado anteriormente o fenômeno foi apenas descrito em um manual de instruções de um sistema OCT⁶⁶, assim não foi encontrada uma explicação em detalhes do processo, desta forma este estudo dedicou-se também a elucidar esse fenômeno.

Inicialmente todas as possibilidades foram levadas em conta, isto é, a origem dessas estruturas harmônicas poderia ter origens ópticas (múltiplas

reflexões, ordens de difração sobrepostas no espectrômetro) ou computacionais.

Por fim, constatamos que o efeito tinha raízes na saturação do sinal na CCD do espectrômetro. Isso foi comprovado em uma simulação numérica: Ilustrada pela Figura 56.

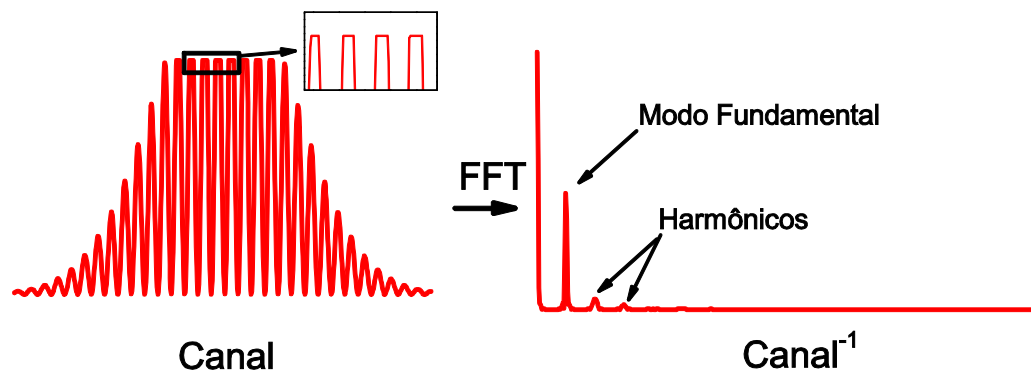


Figura 56: Um padrão interferométrico saturado implica em uma FFT dotada de picos harmônicos.

A saturação dos picos causa uma mudança de forma numa curva senoidal, fazendo com que apareçam cantos vivos (bordas agudas), para reproduzir essas estruturas a FFT utiliza uma soma de harmônicos⁶⁷, também ilustrado na Figura 57.

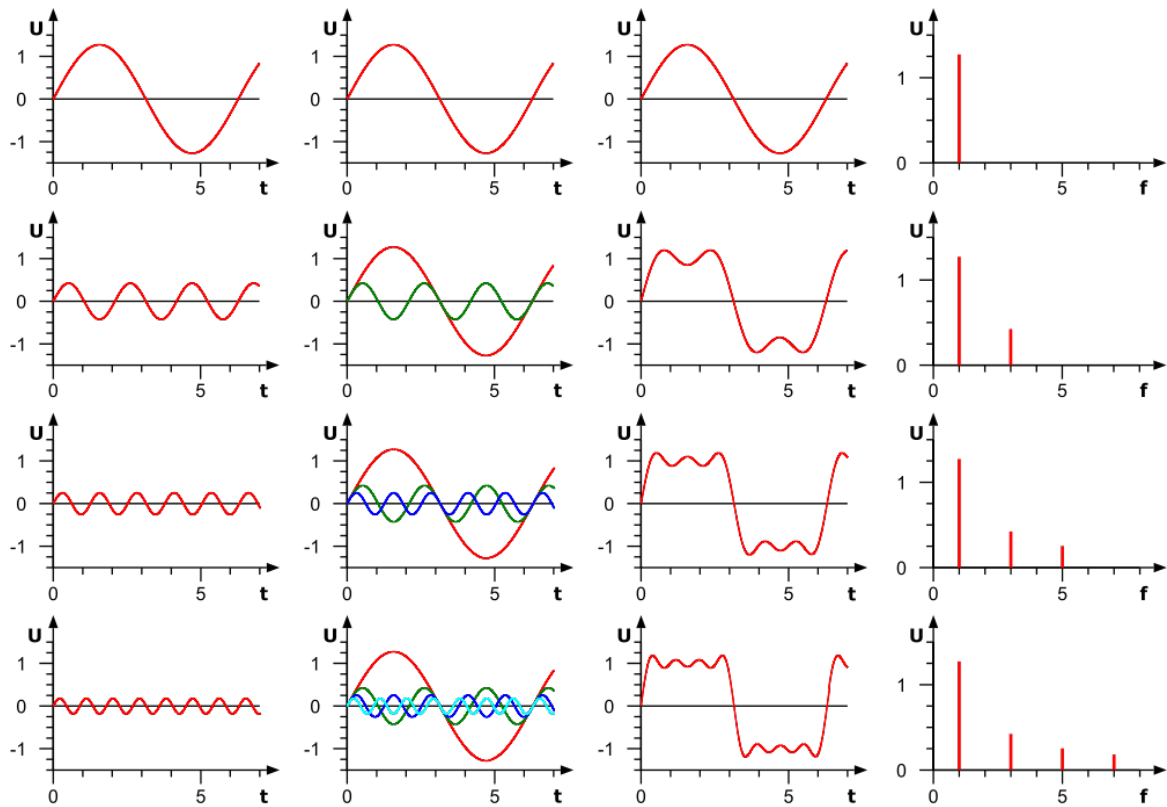


Figura 57: A Transformada de Fourier utiliza a soma de frequências múltiplas (harmônicas) para mimetizar estruturas de cantos vivos. Imagem: ©2010 René Schwarz (reneschwarz.com), reproduzido permissão amigável.

Para comprovar tais hipóteses, um experimento foi realizado utilizando um OCT tipo *Swept-Source* (Thorlabs OCT1300SS) e um espelho como amostra. O sistema fornecia dados do padrão espectral interferométrico e de sua FFT. Nesse sistema duas situações foram testadas, amostra na região focal do sistema e fora da região focal (segundo a ilustração da Figura 54 (página 81) houve variação do parâmetro D entre as duas configurações de experimento), resultando em um espectro sem saturação e outro saturado, conforme Figura 58, e suas respectivas FFT, Figura 59.

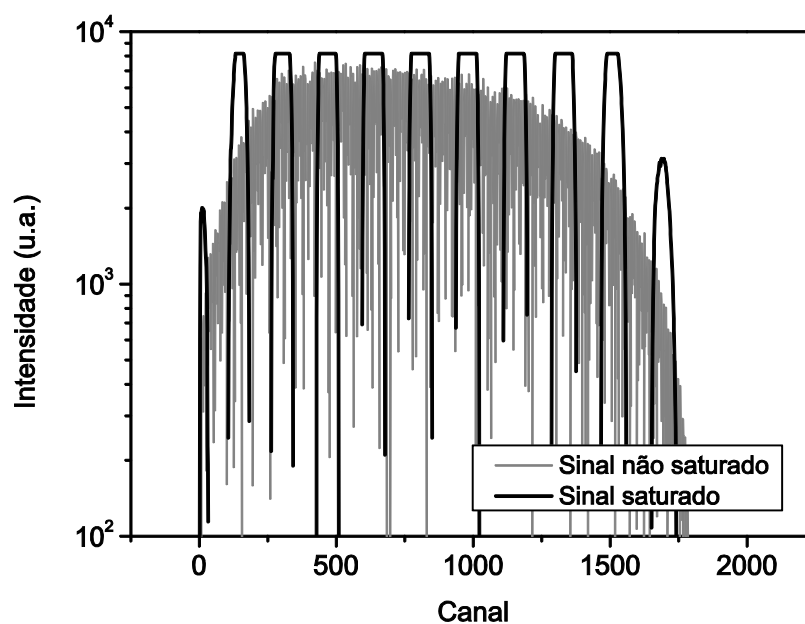


Figura 58: Espectros interferométricos obtidos nas duas configurações experimentais. Os espectros foram tomados em duas configurações do parâmetro D da Figura 54.

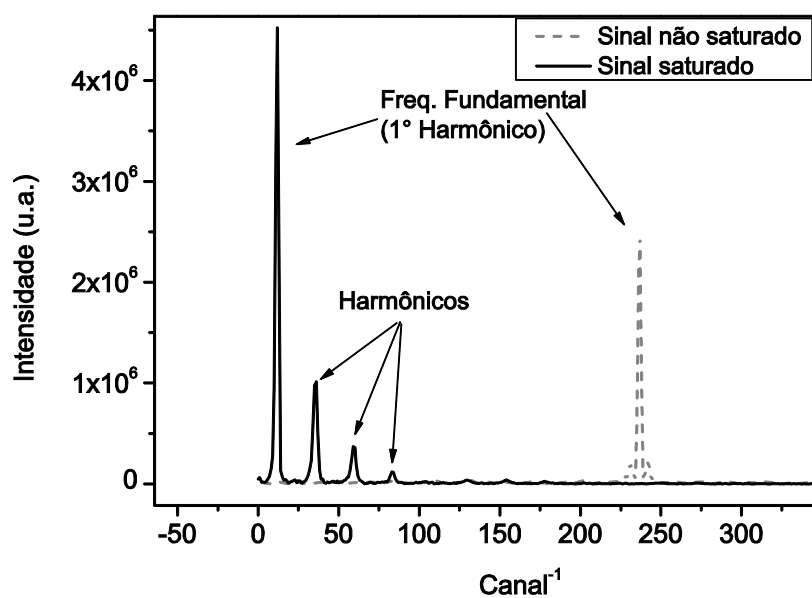


Figura 59: FFT dos espectros apresentados na Figura 58. A diferença na posição dos picos nas duas situações se dá pela alteração do parâmetro D da Figura 54.

Assim foi demonstrado experimentalmente que a saturação do sinal é a causa da formação dos harmônicos no perfil de espalhamento óptico (FFT do espectro interferométrico).

5.2. Simulações numéricas

Para um melhor entendimento do comportamento do efeito de saturação e suas estruturas harmônicas, realizou-se neste estudo um conjunto de simulações numéricas utilizando um programa desenvolvido em LabVIEW®, do software denominado *Simoct*²⁰, na Figura 60 é apresentada uma imagem da interface do programa. A documentação do programa se encontra no apêndice 7.3.3: *Simoct*, página 123). Esse programa permite manipular uma grande gama de aspectos relacionados à interferometria espectral de baixa coerência.

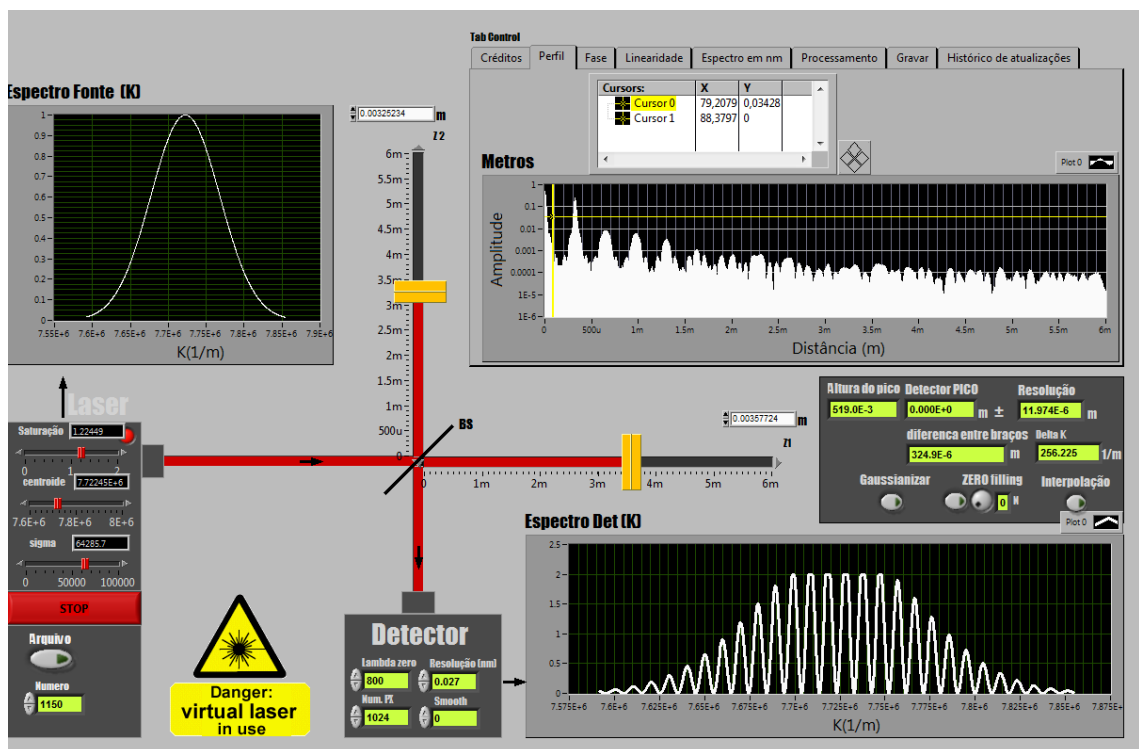


Figura 60: Imagem da tela do Simoct, programa desenvolvido para simulações de OCT.

O programa foi então ajustado para reproduzir uma diferença de caminho óptico de 500 μm . O espectro contava com uma faixa dinâmica de 0 a 2, e o programa truncava nessa faixa dinâmica, ou seja, valores maiores que 2 eram considerados 2. Um fator de ganho ($1 \leq \gamma \leq 2$) multiplicava o espectro inicial, criando assim vários níveis de saturação. Os valores utilizados foram: 1,00; 1,01; 1,02; 1,05; 1,10; 1,20; 1,50; 2,00. A Figura 61, ilustra o espectro interferométrico simulado nas condições extremas: $\gamma=1$ e $\gamma=2$.

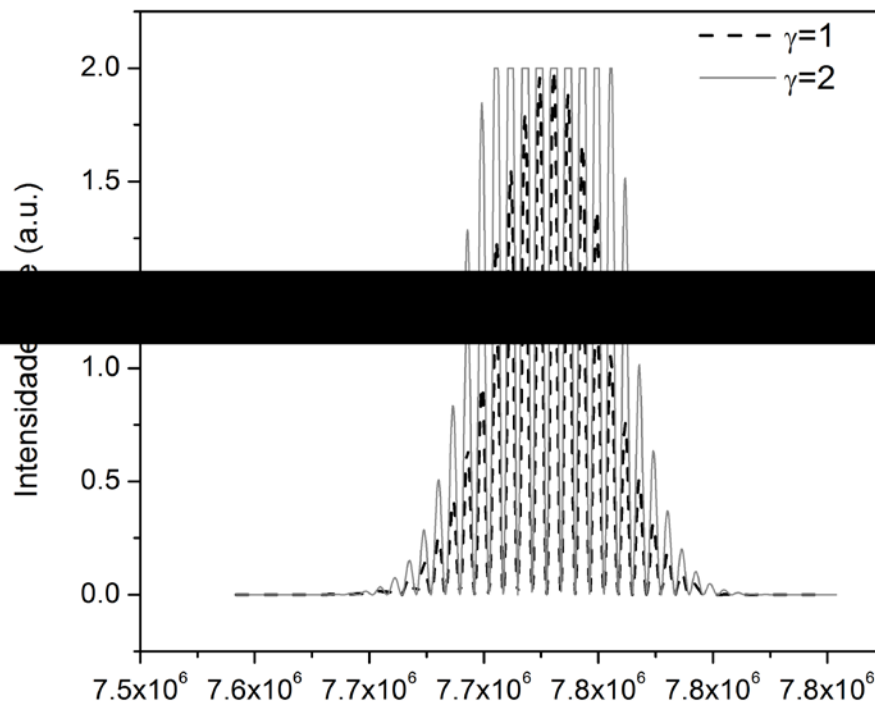


Figura 61: Gráficos dos espectros interferométricos multiplicados por valores de diferentes de γ . As cristas aproximam-se de uma função retangular à medida que γ cresce.

Cada um desses espectros, sendo oito no total, foram submetidos a uma FFT tendo como resultado os valores representados na Figura 62. O algoritmo utilizado foi a Transformada Direta.^{20††}

^{††} Detalhado no apêndice: Processamento de sinais, na página 99, item (a)

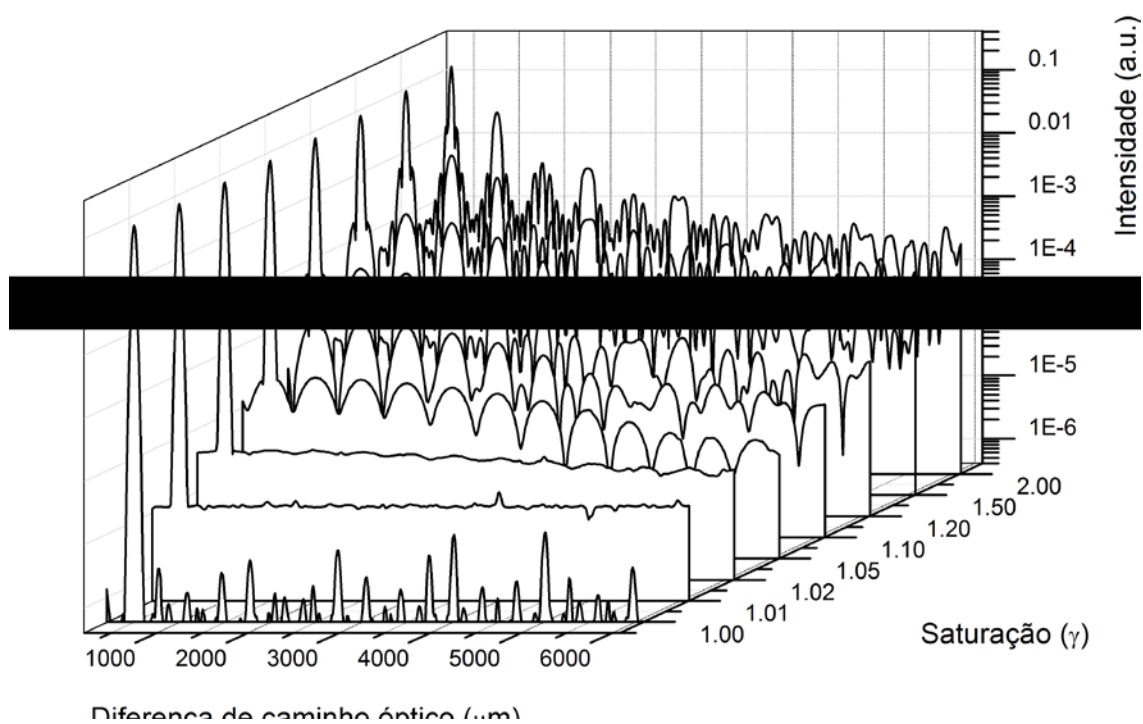


Figura 62: FFT dos espectros simulados em diferentes saturações (γ). Nota-se a formação de estruturas contínuas, para os primeiros valores de γ , e para valores maiores de γ soma-se estruturas periódicas.

Sobre os resultados das FFT, ajustaram-se curvas gaussianas sobre os picos e as informações relacionadas ao centróide puderam ser extraídas e compiladas na Tabela 2, as mesmas informações estão representadas na Figura 64 através de um gráfico.

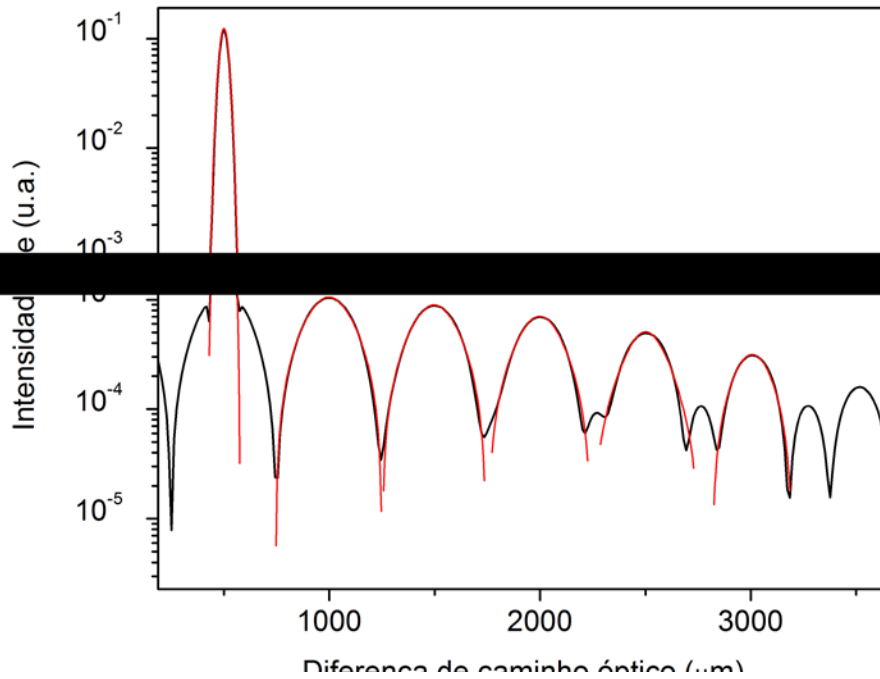


Figura 63: FFT do espectro interferométrico com saturação de 10% ($\gamma=1,10$), com ajustes gaussianos na frequência fundamental em 500 μm e em seus harmônicos. Os resultados (centróide e “erro”) são apresentados na Tabela 2, os mesmos valores foram então graficados, Figura 64.

Tabela 2: Valores resultantes, em μm , dos ajustes sobre as FFTs para os centróides e seus erros respectivos.

γ^*	1.05		1.1		1.2		1.5		2	
H#	posição	incerteza	posição	incerteza	posição	incerteza	posição	incerteza	posição	incerteza
1	500.605	0.022	500.61	0.05	500.61	0.1	500.6	0.2	500.6	0.4
2	1000	1.7	998.2	0.6	1000	1.4	1000	1.6	1000	1.3
3	1500	0.5	1500	0.6	1500	0.8	1500	2	1500	11
4	2000	1.2	2000	0.9	2000	0.3	*	*	2000	3
5	2500	1.2	2500	1.6	0	0	2510	4	2490	16
6	3000	0.6	3010	1.1	0	0	0	0	0	0
7	3490	1.8	0	0	0	0	0	0	0	0
8	3980	0.7	0	0	0	0	0	0	0	0
9	4450	1.2	0	0	0	0	0	0	0	0

*Valores de $\gamma < 1,05$ não apresentaram picos harmônicos representativos, **Ajuste não convergiu.

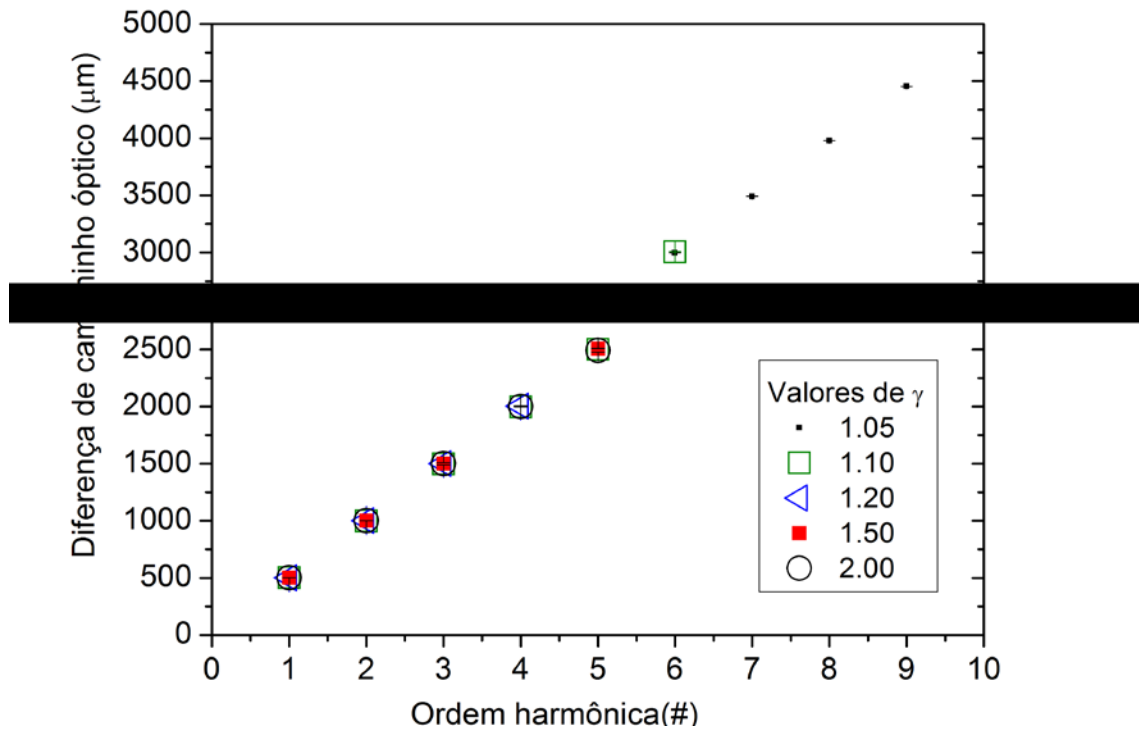


Figura 64: Ordem harmônica Vs. Posição do centróide para diferentes valores de γ . A barra de incerteza esta presente, porém é menor que o ponto.

Como esperado, dada a Equação (22), os pontos seguem um padrão linear, onde o coeficiente angular é o valor da diferença de caminho óptico. Realizando-se então ajustes lineares para cada valor de γ , através do coeficiente angular, obtêm os resultados apresentados na Figura 65. Onde observa-se uma melhor acurácia para o caso de $\gamma=1,10$ e $\gamma=2,00$.

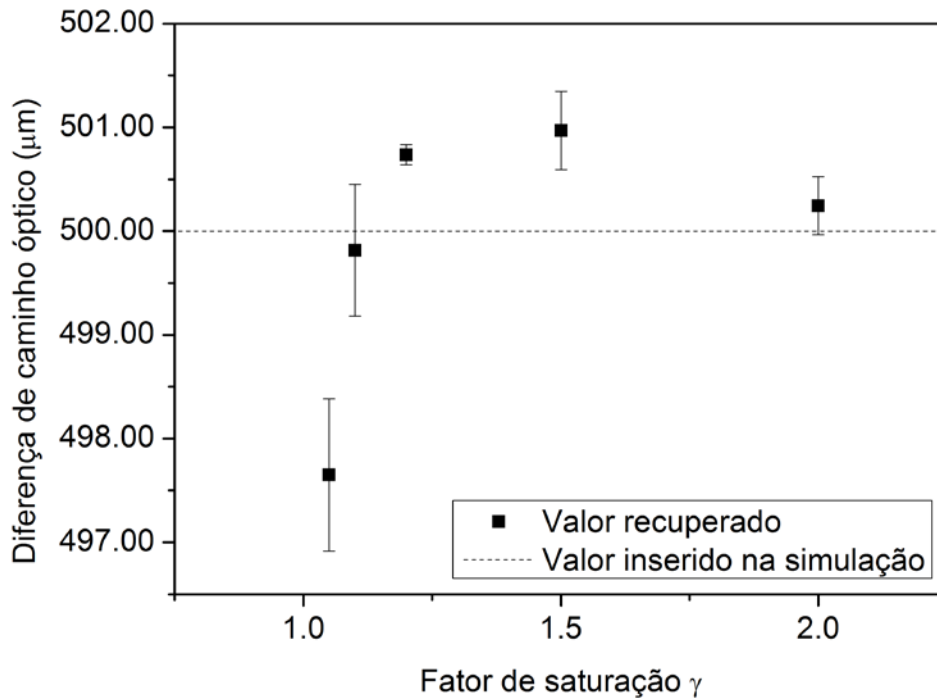


Figura 65: Gráfico dos valores dos coeficientes angulares ajustados (Figura 64), resultando na diferença de caminho óptico, Vs. Fator de saturação γ . Nota-se uma melhor acurácia para $\gamma = 1,10$ e $\gamma = 2,00$

Ambas, precisão e acurácia sofreram deterioração, em algumas situações onde a saturação causa na FFT uma decomposição dos picos harmônicos (frequências harmônicas) em sub e sobre tons, ver Figura 66.

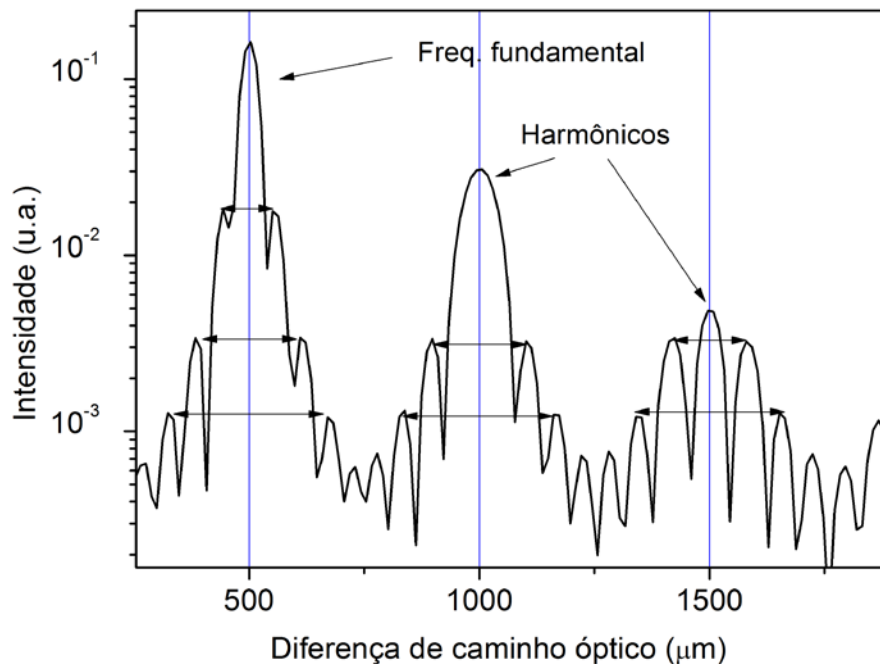


Figura 66: Para sinais altamente saturados, e.g. $\gamma=2$, os harmônicos decompõem-se em outros tons, comprometendo a resolução. As setas horizontais mostram os sub e sobre tons ficando proporcionalmente mais intensos em relação aos harmônicos.

5.3. Procedimento experimental

Para validar a teoria e simulações desenvolvidas, medições experimentais, padrões de calibração do tipo degrau, *Step-Height*, (Mitutoyo modelo 9023), sendo um padrão de 2 μm , Figura 67, e outro de 10 μm , Figura 68, foram realizadas em um sistema de OCT (Spectral Radar OCT @930 nm OCP930SR, Thorlabs Inc.). O sistema contava com resolução de 6 μm em ar, resolução digital de 3,088803 μm , de acordo com o manual do usuário.

Imagens OCT, nas quais os harmônicos estavam claramente presentes, foram realizadas. A intensidade dos harmônicos era controlada alterando a

distância entre o ponto focal do sistema e a amostra, *i.e.*, parâmetro D da Figura 54, na página 81. Essa intensidade era controlada visualmente.



Figura 67: Imagem OCT do padrão de calibração tipo degrau de 2 μm

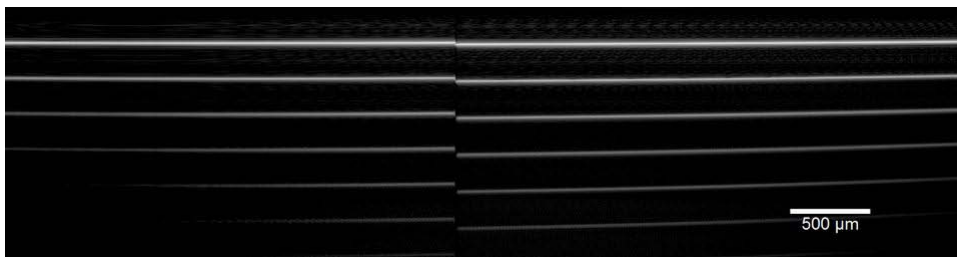


Figura 68: Imagem OCT do padrão de calibração tipo degrau de 10 μm

A fim de seguir uma metodologia estatística que leva em conta a repetibilidade e reprodutibilidade 10 medições foram realizadas, entre elas o parâmetro D foi ligeiramente modificado entre as medidas e a amostra foi tirada e reposicionada do arranjo.

Os dados, ou seja, as imagens foram analisadas utilizando o programa Origin® 8.5. Nele o perfil de intensidade foi extraído e curvas foram ajustadas para obter-se as posições das estruturas,

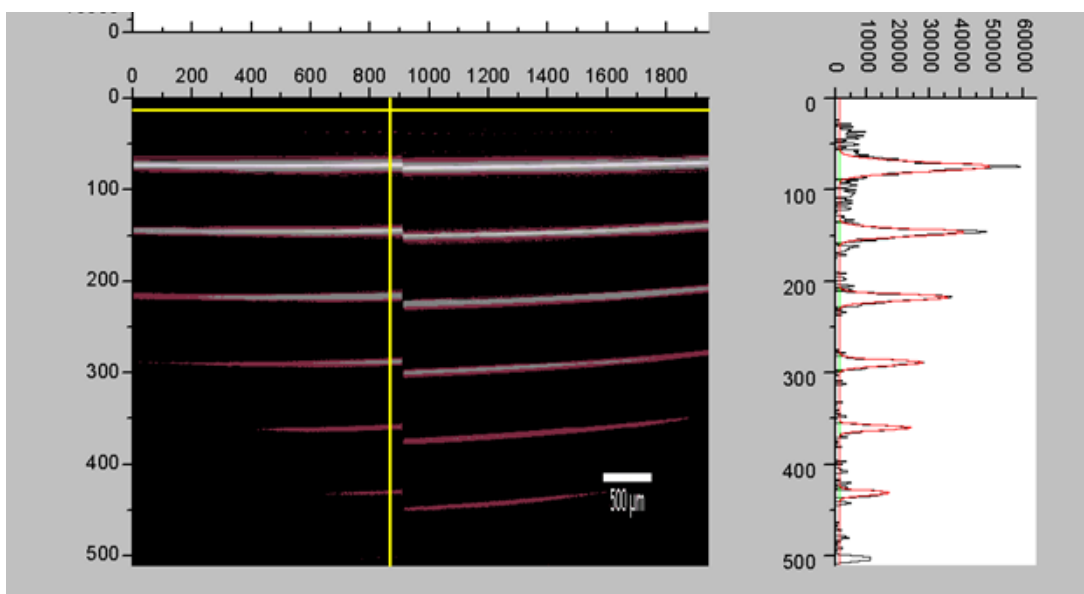


Figura 69: Imagem da tela apresentada pelo programa Origin, com uma imagem OCT do padrão tipo degrau em análise. Nota-se que as estruturas harmônicas não alargam com sua ordem.

Os resultados obtidos foram então tabelados, Tabela 3 e Tabela 4.

Tabela 3: Valores obtidos das imagens através das curvas ajustadas no programa Origin, para o padrão de 2 µm.

Ordem Harmônica	1	2	3	4	5	6
Média	1,99	1,97	1,99	2,00	2,01	2,02
Desvio padrão	0,26	0,21	0,10	0,11	0,09	0,11
Repetibilidade (n=10)	0,08	0,05	0,030	0,030	0,020	0,030
Reprodutibilidade (n=47)	0,04	0,03	0,015	0,017	0,013	0,016

Tabela 4: Valores obtidos das imagens através das curvas ajustadas no programa Origin, para o padrão de 10 µm.

Ordem Harmônica	1	2	3	4	5	6
Média	9.81	10.01	9.94	9.93	9.95	9.94
Desvio padrão	0.28	0.31	0.18	0.16	0.15	0.13
Repetibilidade (n=10)	0.08	0.09	0.05	0.05	0.04	0.04
Reprodutibilidade (n=47)	0.04	0.05	0.03	0.02	0.02	0.02

A incerteza das medições foi estimada utilizando o guia para a expressão de medições⁶⁸, essa incerteza é computada levando em consideração a repetibilidade e reprodutibilidade somada com a incerteza da

própria amostra (padrão tipo degrau). A contabilidade de incerteza, ou *uncertainty budget*, foi então realizada para todas as ordens harmônicas, a Tabela 5 exemplifica o processo.

Tabela 5: Contabilidade de incertezas seguindo as diretrizes da GUM, para o primeiro harmônico^{††}.

Componente da incerteza padrão	Fonte de incerteza	Valor da incerteza padrão	$c_i=d/dx$	$u_i(l)=c_i u(x_i)$	Graus de liberdade
		$u(x_i)$ μm		μm	
u(h)	Incerteza do padrão degrau	0.002	1	0.002	infinito
u(repe)	Repetibilidade	0.079	1	0.079	10
u(repro)	Reprodutibilidade	0.038	1	0.038	47
	Incerteza padrão combinado		U_c	0.0871	
	Grau de liberdade efetivo		ν_i		57
k				2.2	
	Incerteza expandida		$U=k U_c$	0.191	

Um ajuste linear, utilizando os resultados das várias ordens harmônicas também foi realizado para obter-se a altura do degrau, tanto para o padrão de 2 μm quanto para 10 μm . O ajuste foi realizado de duas formas: uma deixando ambos os coeficientes (linear e angular) livres, e outra fixando o coeficiente linear ao valor zero, como esperado teoricamente. Na Figura 70 e Figura 71 estão exemplificados o ajustes para o padrão de 2 μm e 10 μm , respectivamente.

^{††} O grau de liberdade e grau de liberdade efetivo podem ser calculados de acordo com a seção G.3.3 do Guia para Expressão de Incertezas⁶⁸.

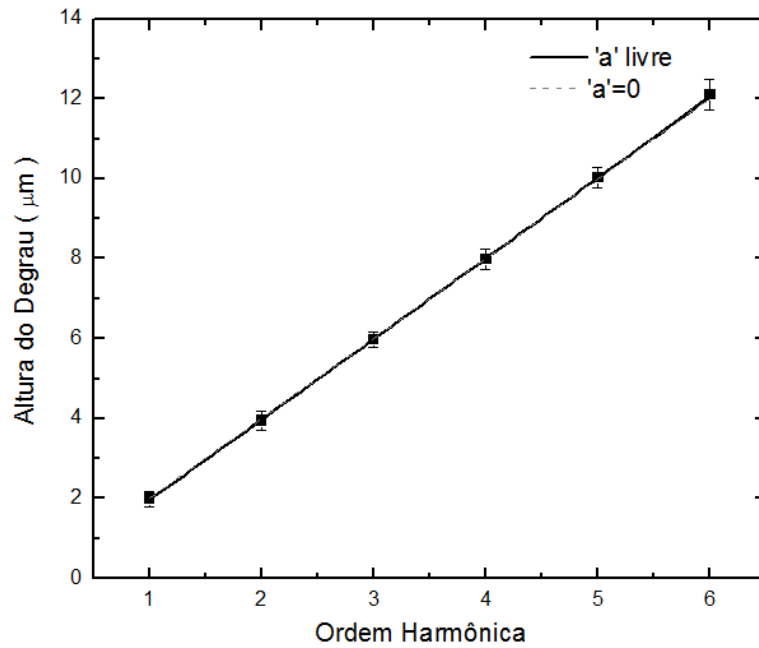


Figura 70: Gráfico dos ajustes lineares sobre os resultados das medições OCT para o padrão de 2 μm (valores disponíveis no apêndice 7.5: Ajustes harmônicos).

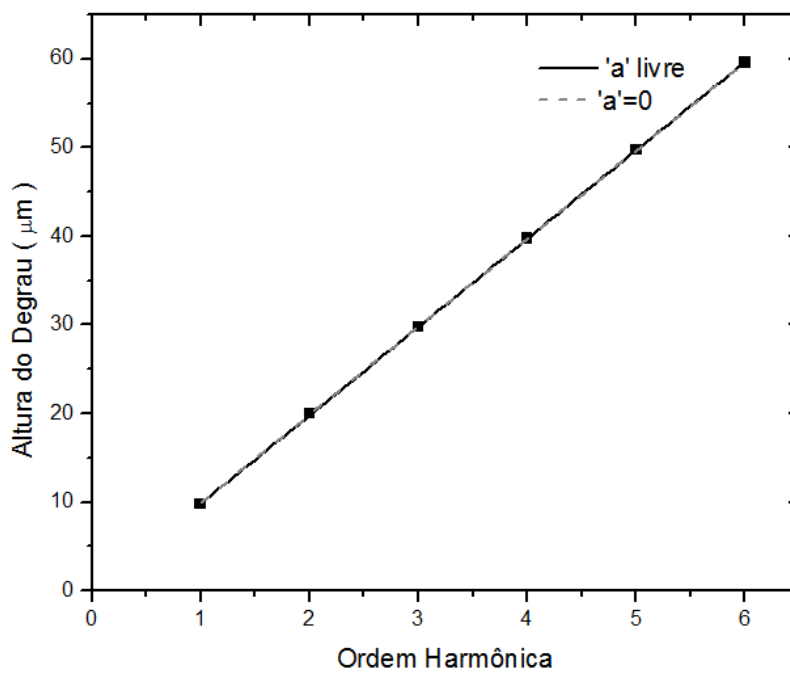


Figura 71: Gráfico dos ajustes lineares sobre os resultados das medições OCT para o padrão de 10 μm (valores disponíveis no apêndice 7.5: Ajustes harmônicos).

Os valores obtidos para os harmônicos estão dispostos na Tabela 6, assim como os valores obtidos com o método de medição comparativo: microscopia de interferência, também conhecido como interferômetro Linnik⁶⁹. Essas medições foram realizadas no INMETRO e forneceram o valor de referência para os dois padrões, sendo eles $(1,957 \pm 0.004) \mu\text{m}$ e $(10.067 \pm 0,004) \mu\text{m}$.

Tabela 6: Comparativo entre os valores encontrados para a altura do degrau dado por diversas ordens harmônicas e o valor de referência dado pelo sistema Linnik. Adicionalmente os valores resultantes pelos ajustes lineares.

Método	Degrau 2 μm		Degrau 10 μm	
	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza
Linnik	1.957	0.004	10.067	0.004
OCT(1° harmônico)	1.99	0.19	9.81	0.20
OCT(2° harmônico)	1.97	0.12	10.01	0.23
OCT(3° harmônico)	1.99	0.06	9.94	0.13
OCT(4° harmônico)	2.00	0.06	9.93	0.12
OCT(5° harmônico)	2.01	0.05	9.95	0.09
OCT(6° harmônico)	2.02	0.07	9.94	0.10
Coef. Angular (1°-6 ° harmônico)	2.02	0.06	9.97	0.09
Coef. Angular A=0*	2.00	0.03	9.94	0.05

*ajuste forçando o coef. Linear = 0

Para uma visualização mais adequada sobre o comportamento do valor recuperado em cada ordem harmônica, as informações dispostas na Tabela 6, um gráfico de seu conteúdo esta disposto a seguir, Figura 72. Nela pode-se visualizar a incerteza fracionária⁷⁰, ou seja, o valor da incerteza dividido pelo valor representativo ($\bar{\sigma}_x/x$). Constata-se que a razão entre as duas não é constante, e apresenta resultados piores (maior incerteza) para 1° e 2° harmônicos, tendendo para a estabilização e melhores resultados a partir do 3° harmônico.

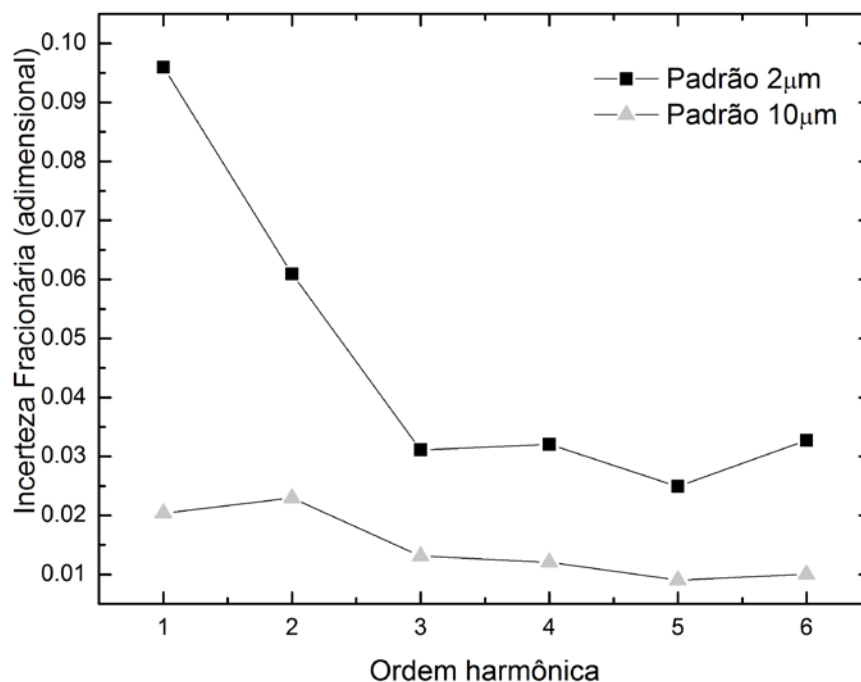


Figura 72: Incerteza fracionária, i.e., a incerteza dividida pelo valor médio, evidenciando o peso da incerteza sobre o valor representativo.

5.3.1. Outras análises sobre a técnica

Através da discussão dos resultados apresentados no gráfico apresentado da Figura 72 motivaram-se experimentos e análises adicionais com a finalidade de verificar se a indução da formação dos harmônicos tem influencia na qualidade da informação dada pela superfície dada pelo 1º e 2º harmônicos. Esse aprofundamento preza-se a verificar se os ganhos dados pela análise harmônica apenas estariam compensando a perda de qualidade de imagem (resolução) das primeiras superfícies causadas pela saturação de sinal.

Para esclarecer essa questão uma lâmina de microscópio com parte da sua superfície coberta com um filme de ouro foi utilizada, Figura 73. O intuito do uso dessa amostra foi obter em uma única imagem um perfil saturado e não saturado, dado que uma parte da amostra era mais refletiva que outra, conforme mostrado na Figura 74.

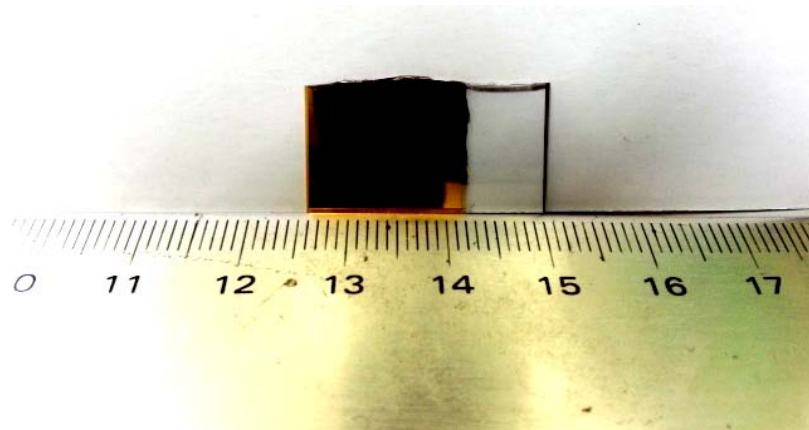


Figura 73: Foto da amostra utilizada, constituída de um substrato de vidro parcialmente recoberto por um filme de ouro.

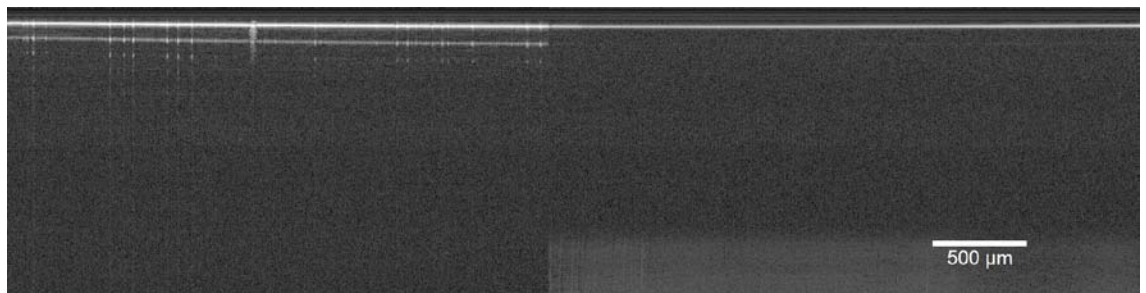


Figura 74: Imagem OCT representativa da lâmina de vidro com parte coberta por filme de ouro. A metade esquerda da imagem refere-se ao filme de ouro e apresenta uma maior refletividade, causando saturação e os harmônicos. A metade direita refere-se apenas ao vidro e não saturou o sistema.

Ajustando uma curva Gaussiana na primeira estrutura (1° harmônico) no lado saturado e não saturado, obtém-se, dentre os parâmetros de ajuste, a amplitude e desvio padrão, ambos apresentados na Figura 75.

Foram realizadas 330 imagens OCT da amostra apresentada na Figura 73 em diferentes condições: a cada 33 imagens a posição da amostra foi ligeiramente alterada, em um total de dez vezes. Sendo que cada imagem contava com 2000 colunas. Assim um total de 660.000 ajustes foram realizados via programa computacional. Trabalhar com esse número de pontos era uma tarefa exigente para o computador, assim utilizou-se uma fração (escolhida aleatoriamente) desses dados para as análises descritas abaixo.

Primeiramente, nota-se, na Figura 75, que os dados se agrupam em dois grupos, relacionados com a saturação ou não do sinal, e que de fato a saturação é prejudicial para a resolução do sistema ao se olhar o 1º harmônico.

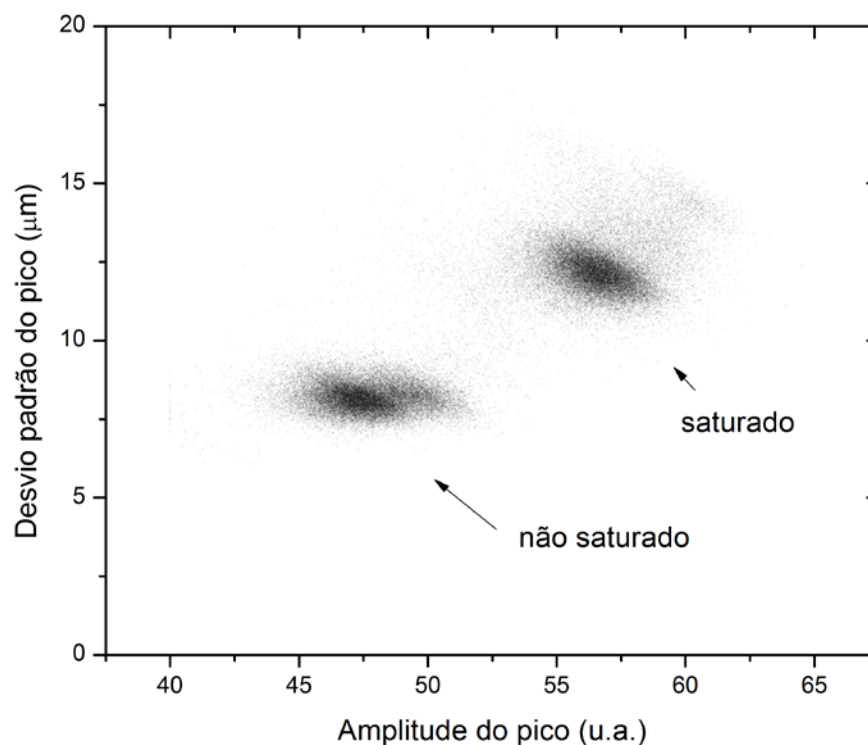


Figura 75: Desvio padrão dos ajustes gaussianos versus a amplitude do pico ajustado.

Ao histogramar os dados, Figura 76, é possível obter valores representativos e quantitativos para as distribuições apresentadas na Figura 75. Consta-se um alargamento significativo na parte saturada do sinal.

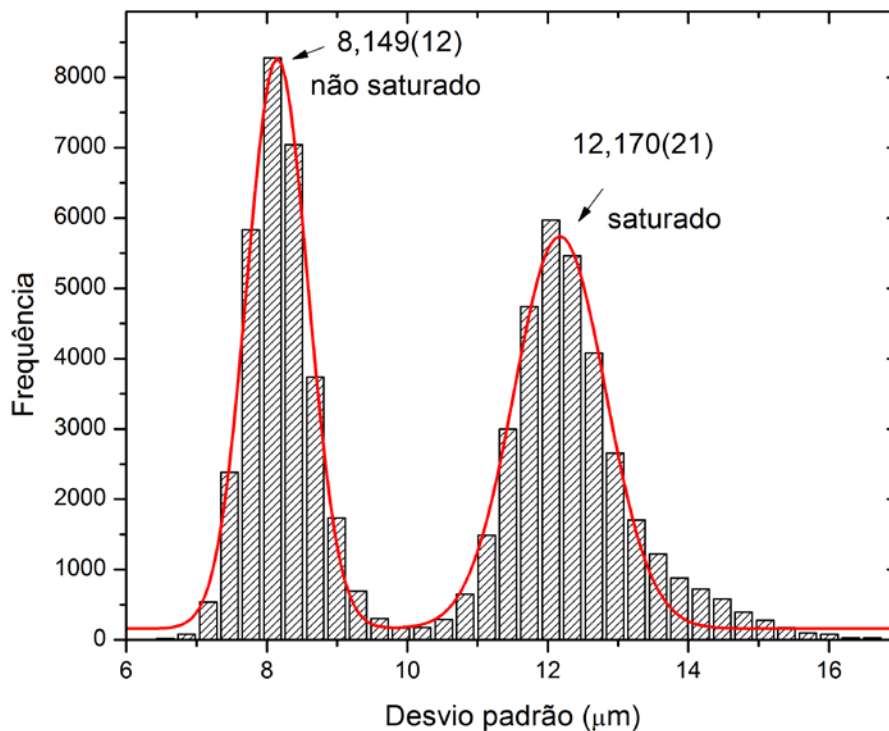


Figura 76: Distribuição dos desvios-padrão do pico referente a 1° superfície e 1° harmônico.

Outra questão relevante a essa parte do estudo é como a largura dos picos harmônicos se comporta em função de sua ordem (1°, 2°,...), assim realizando ajustes nos diversos harmônicos em imagens como a Figura 74 (e novamente separando apenas uma parte dos resultados), foi possível montar o gráfico apresentado na Figura 77. Nele foi possível constatar que o desvio padrão se mantém constante independentemente da ordem harmônica que é analisada.

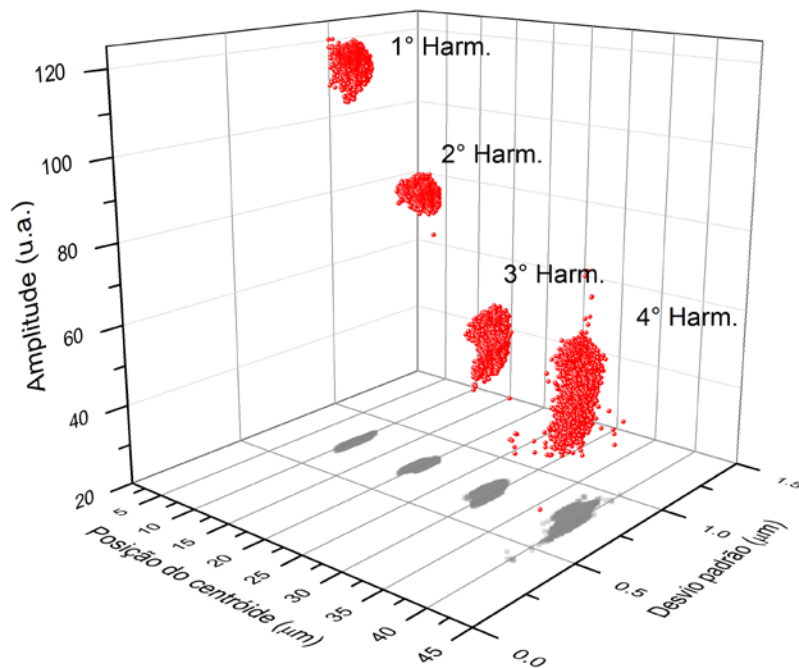


Figura 77: Parâmetros de ajustes realizados para diversas ordens harmônicas. Observa-se, através da projeção no plano XY, que o desvio padrão se mantém constante.

Conclui-se então que a saturação necessária para que surjam as estruturas harmônicas é prejudicial para a resolução do 1° harmônico, porém essa característica não se transmite de forma proporcional aos harmônicos de ordens superiores. Essa conclusão é corroborada pelos resultados do gráfico apresentado na Figura 72, onde constata-se uma maior incerteza nos primeiros harmônicos. Desta forma se justifica o aumento de resolução diferencial para essa metodologia.

5.4. Conclusões sobre a técnica de harmônicos

Geralmente para aumentar a resolução de um equipamento, são feitos investimentos em *hardware*, ou seja, subpartes de um sistema maior são trocadas por tecnologias mais refinadas e poderosas. Num sistema OCT uma das formas de aumentar-se a resolução axial é aumentar a distribuição espectral da fonte luminosa.

Nesta parte do estudo utilizamos artefatos considerados detrimenais, os quais são evitados na maioria das vezes, para aumentar o poder de resolução axial de um sistema OCT. Os artefatos, conhecidos⁶⁶ por harmônicos, se mostraram uma forma rápida e sem custos para um aumento significativo na resolução do sistema.

Através do método de ajuste linear foi possível associar ao padrão de 2 μm um valor de $(2,02 \pm 0,06) \mu\text{m}$, em concordância com o valor fornecido sistema Linnik (padrão ouro) de $(1,957 \pm 0,004) \mu\text{m}$. Ao mesmo tempo a análise da estrutura fundamental forneceu uma incerteza de 0,19 μm , e mesmo considerando que saturação prejudica a resolução através do alargamento do pico (~50%), chegou-se ainda a uma resolução duas vezes maior. A mesma linha de raciocínio pode ser aplicada ao padrão de 10 μm .

Para obter-se o mesmo com alterações na fonte de luz, seria necessário uma FWHM duas vezes maior, feito não trivial em muitas situações envolvendo combinações de comprimento-de-onda e intensidade necessárias para aplicações úteis, como o OCT, por exemplo.

Importante também salientar que a técnica aqui desenvolvida pode ser utilizada em qualquer arranjo de interferometria de baixa coerência, ou ainda em outras aplicações que se valem da Transformada de Fourier.

Por fim ressalta-se que a técnica empregada é válida somente para avaliações entre relevos da própria amostra, como a condição encontrada, por exemplo, em padrões do tipo degrau ou em padrões de rugosidade. A vantagem da técnica de harmônicos ressalta a informação axial diferencial para situações experimentais onde ocorra saturação de sinal na CCD.

6. Conclusões gerais e perspectivas

Mesmo com mais de duas décadas desde suas primeiras aplicações a técnica OCT ainda oferece interessantes oportunidades para inovação, suas possibilidades de aplicação são vastas e percorrem as biociências, engenharias e outras ciências exatas, permeando até mesmo em aplicações de ciências humanas, como arqueologia¹⁵, por exemplo.

Foram propostas neste trabalho duas novas abordagens da técnica OCT: a formação de imagens através do sinal de autocorrelação e a utilização de estruturas harmônicas para o aumento de resolução do sistema.

Ambas as técnicas foram estudadas detalhadamente possibilitando assim uma melhor compreensão de suas vantagens e de seus limites.

O sistema de Au-OCT foi implementado em um arranjo óptico baseado em fibras ópticas, um circulador óptico, um sistema de varredura e um espectrômetro portátil, conferindo ótima estabilidade óptica ao conjunto (não sofria desalinhamento). Imagens tomográficas de amostra com as mais variadas características ópticas e morfológicas foram realizadas e comparadas com as imagens de um sistema OCT comercial. O sistema de autocorrelação foi capaz de gerar imagens sempre em concordância com o sistema OCT, apesar de quase sempre apresentar um aspecto mais ruidoso.

A hipótese de que a intensa reflexão proveniente da primeira superfície iria resolver os possíveis problemas inerentes à técnica de autocorrelação (conforme descrição na seção 4.1:Tomografia por Coerência Óptica de

autocorrelação, página 32), foi confirmada. De fato as imagens não sofreram ambiguidades ou distorções não previstas.

Mostrou-se ainda a grande afinidade do sistema para a aplicação em amostras em movimento na direção axial (paralela ao feixe), sendo essa talvez a vocação mais significativa da técnica.

Como sugestão para futuros trabalhos, em relação ao sistema de autocorrelação, esforços e investimentos em arranjos ópticos mais eficientes podem, de fato, melhorar as imagens de tecidos biológicos. Por outro lado as perspectivas para aplicação da técnica na indústria como forma de mensuração é muito promissora, assim como a utilização dessa configuração em pequenos dispositivos como ferramenta de inspeção em meios translúcidos.

Em relação aos harmônicos, o estudo primeiramente conseguiu explorar e explicar a sua origem como sendo fruto de uma expansão em séries de senos e cossenos para reproduzir estruturas abruptas decorrentes da saturação de sinal. Além disso, simulações computacionais permitiram um estudo controlado sobre a possibilidade da aplicação dos harmônicos como ferramenta de aumento de resolução axial.

Passou-se então a parte experimental utilizando um sistema comercial e padrões calibrados pelo INMETRO, foi possível demonstrar, através de uma análise estatística, a utilização dos harmônicos para resolver estruturas de relevo além da resolução composta de um sistema FD-OCT.

Estudos ainda mais profundos sobre as características dessas estruturas, um formalismo matemático, poderia ser considerado.

A aplicação do método de harmônicos é imediata em sistemas de interferometria de baixa coerência e fornece uma forma confiável e rápida de

quantificar diferenças abaixo da resolução nominal do sistema para estruturas numa mesma amostra, ou seja, numa forma diferencial.

Uma possibilidade de uso da técnica seria a mensuração de rugosidade¹², por exemplo.

Além disso, a técnica aqui proposta encontra campo fértil em qualquer equipamento onde seja aplicada a Transformada de Fourier.

7. Apêndices

7.1. Processamento de sinais

O sinal, em um sistema OCT, quando coletado por um espectrômetro, necessita de um tratamento para relacionar-se diretamente com a amostra, isto é, fazer com que um padrão de interferência espectral tenha relação direta (espacial) com a amostra, conforme já demonstrado na passagem da Equação (11) para Equação (12) (página 27).

No caso específico deste estudo, Domínio Espectral ou Domínio de Fourier, o processamento tem como operação essencial a Transformada de Fourier.

E apesar de a Transformada de Fourier ser a etapa crucial no processo, outras manipulações matemáticas se fazem necessárias por questões de correções e refinamento do sinal interferométrico, para que ele gere imagens de boa qualidade.

Foram implementados três tipos de processamento de sinal denominados neste estudo como: (a) Transformada Direta; (c) Interpolada e (d) Zero-Filling, que estão esquematicamente explanadas na Figura 78. Uma explicação mais detalhada pode ser encontrada na literatura⁷¹.

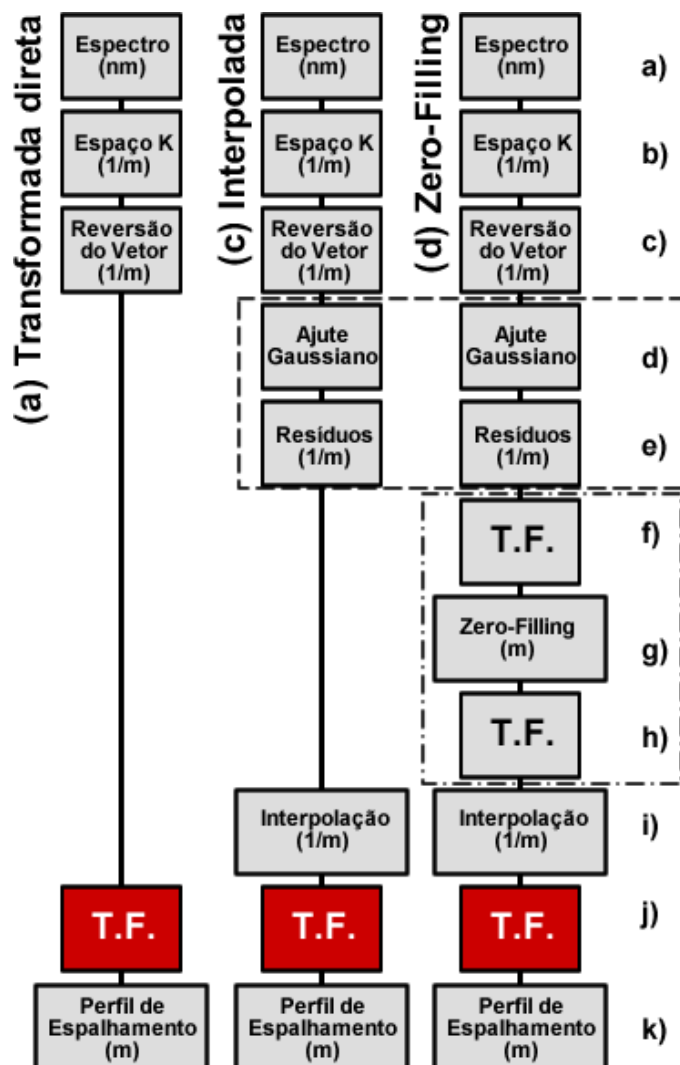


Figura 78: Os três tipos de processamento do sinal interferométrico espectral, que resultam no perfil de espalhamento. Em (a) Transformada Direta; em (b) a Interpolada; em (c) Zero-Filling. Entre parênteses, na imagem, a unidade física utilizada. As linhas pontilhadas mostram as operações que trabalham em conjunto, e as letras identificam os processos explicados no texto.

Descrevendo brevemente a função de cada operação matemática da Figura 78 (conforme a designação de letras que nela consta):

- a) Espectro: Coleta do espectro interferométrico em nanômetros
- b) Transformação de unidades: nm para número de onda ($k=2\pi/\lambda$)

- c) Depois da transformação de λ para k , o vetor necessita ser invertido para que o vetor seja crescente no mesmo sentido que o vetor do espectro, para que se mantenha o mesmo vínculo de abscissa e ordenada.
- d) Um ajuste gaussiano é necessário para que fontes não gaussianas não provoquem falsas estruturas no espaço recíproco. Esse passo está vinculado ao próximo.
- e) Utilizando as informações do ajuste gaussiano, através de subtrações e somas, transforma-se o espectro não gaussiano em gaussiano.
- f) Para realizar a operação chamada *Zero-Filling*, realiza-se uma Transformada de Fourier dos dados.
- g) No vetor do espaço recíproco, adicionam-se zeros nos extremos positivos e negativos.
- h) Realiza-se uma Transformada de Fourier Inversa. Tendo como resultado a informação original com um número maior de canais (um menor espaçamento dz)
- i) Visto que a operação de λ para k , retorna um vetor com espaçamentos desiguais em função de $y \propto 1/x$, realiza-se uma interpolação.
- j) Uma Transformada de Fourier inversa é realizada.
- k) Obtém-se o perfil de espalhamento em função da profundidade

7.2. Informações técnicas sobre o SLED



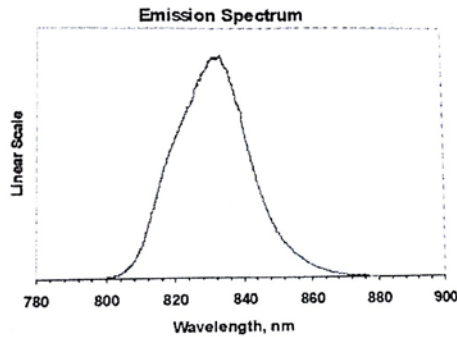
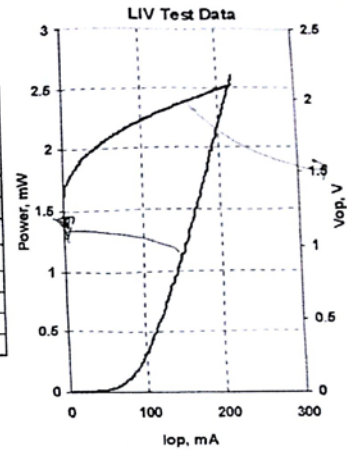
QPHOTONICS, LLC

1435 Crossways Blvd Phone: 757-213-0560
 Ste: 101 FAX: 757-213-0563
 Chesapeake, VA 23320 E-mail: info@qphotonics.com
 USA http://www.qphotonics.com

1

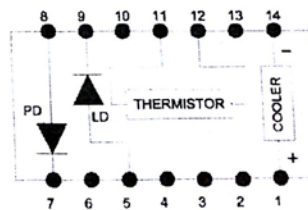
MODEL	QSDM-830-2
PART NUMBER	06.08.30

Parameter	Value	Units
Internal Temperature	25	°C
Thermistor Resistance	10.0	kΩ
Optical Output Power	2	mW
Threshold Current	-	mA
Operating Current	195	mA
Operating Voltage	2.05	V
Monitor Current	5.58	mA
Monitor Dark Current	0	nA
Center Wavelength	831	nm
Spectral Width @ 1nm resoln	26	nm
Ripples @ 0.2 nm resoln	2	%



Fiber Type	SM800
NA	0.14
Connector	FC/APC

Pin	Connection
1	TE Cooler (+)
5	LD Anode (+)
7	PD Cathode (+)
8	PD Anode (-)
9	LD Cathode (-)
11	Thermistor
12	Thermistor
14	TE Cooler (-)



Operator	AK
Date	8/8/2006

7.3. Programas em LabVIEW

7.3.1. Programa de controle do sistema OCT de autocorrelação

Um software foi desenvolvido em ambiente LabVIEW® para controlar e coletar informações do sistema experimental. A função do programa é, em resumo, controlar os espelhos de varredura, realizar a coleta do espectro e realizar o processamento de sinais. Na Figura 79 esta apresentada a interface de controle do software, e nas imagens da Figura 80, Figura 81, Figura 82 e Figura 83 esta disposto o diagrama de blocos.

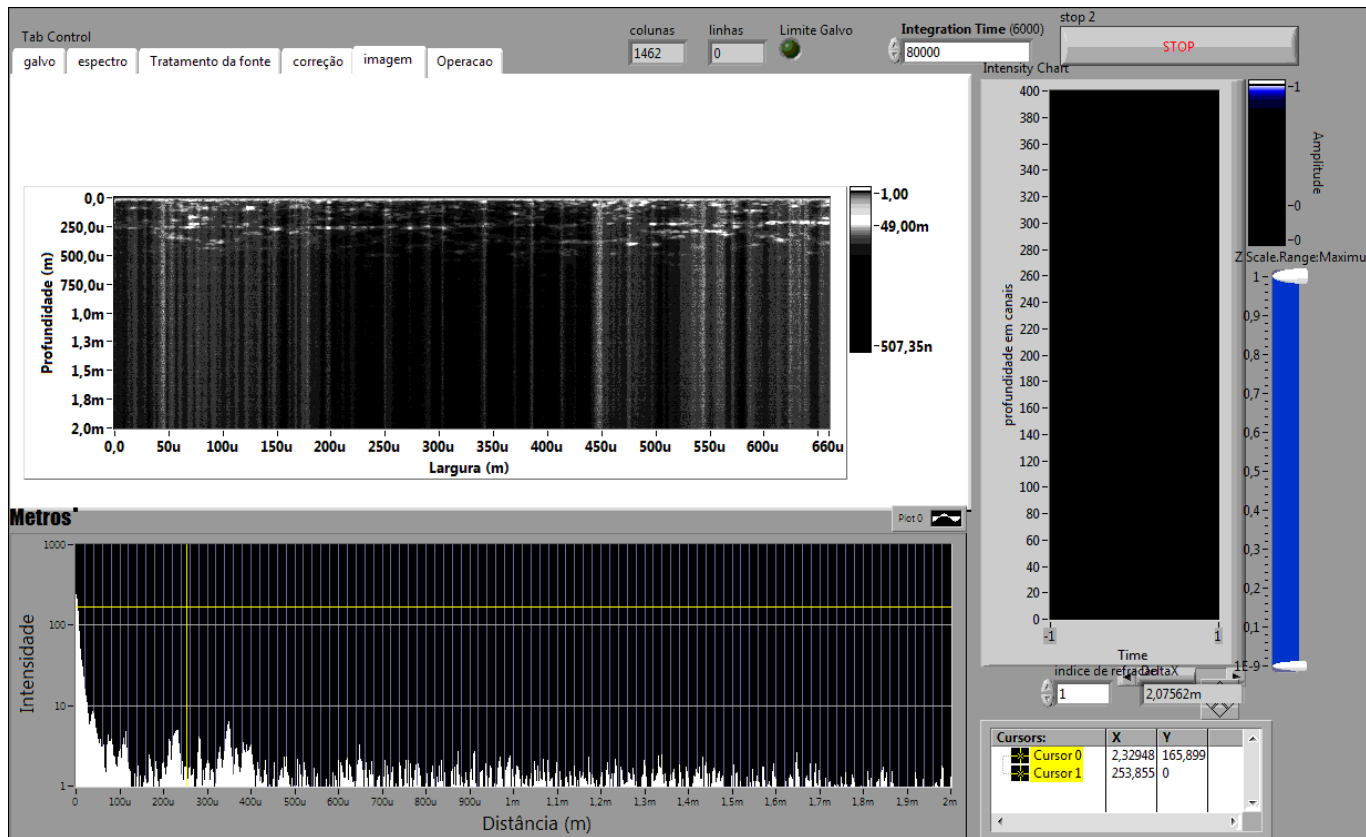


Figura 79: Interface de controle do programa.

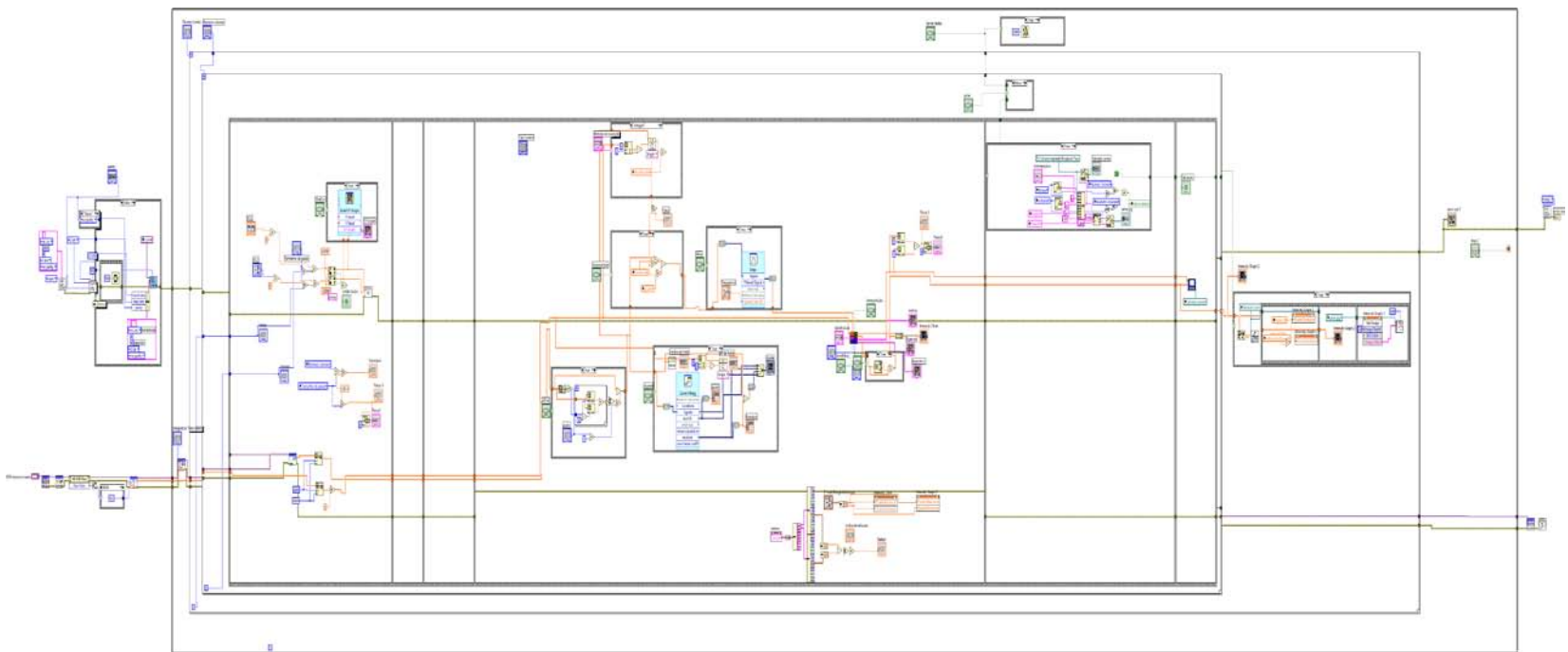


Figura 80: Visão geral do diagrama de blocos do software de controle do sistema.

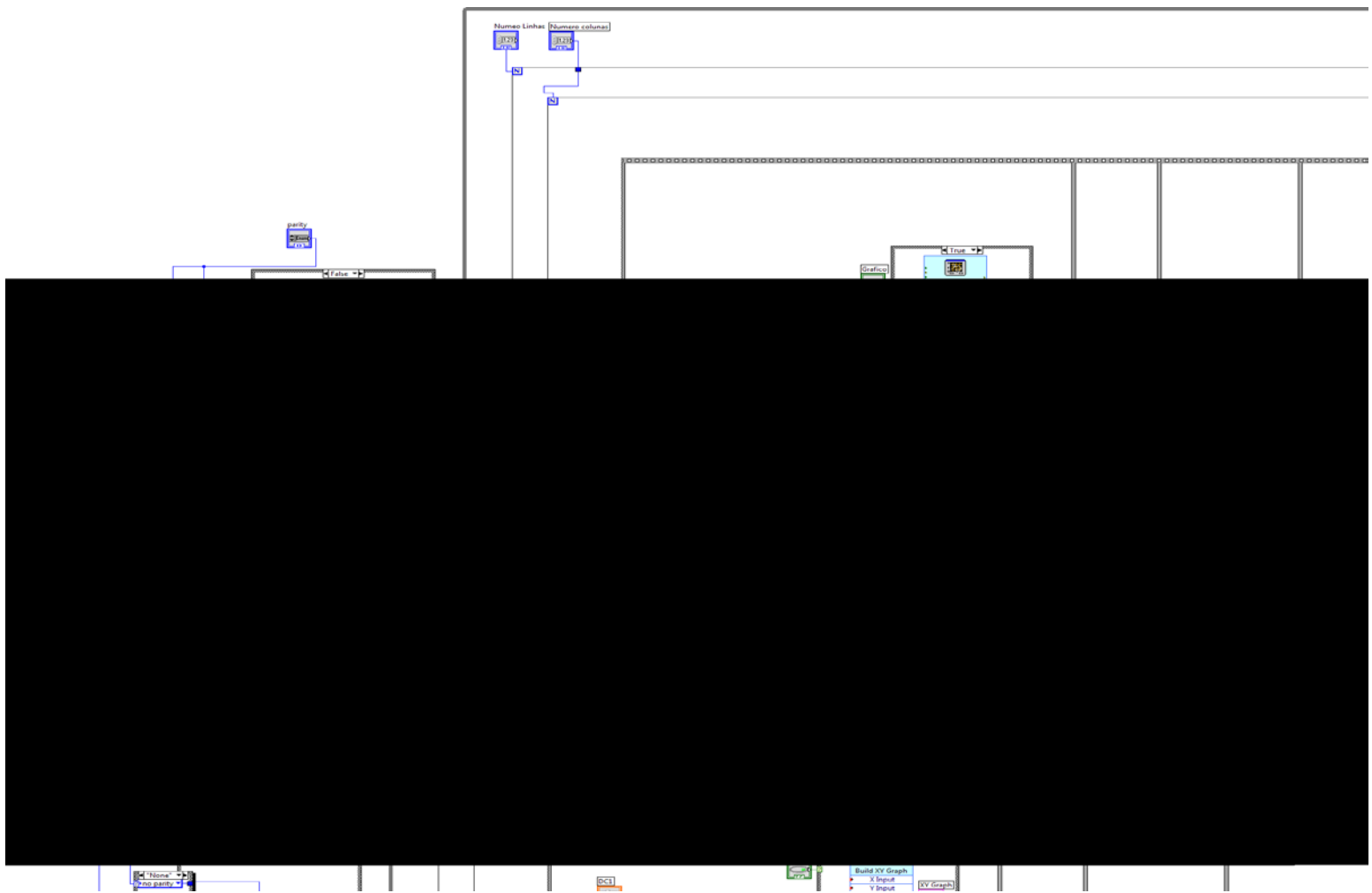


Figura 81: Ampliação da Figura 80, região esquerda.

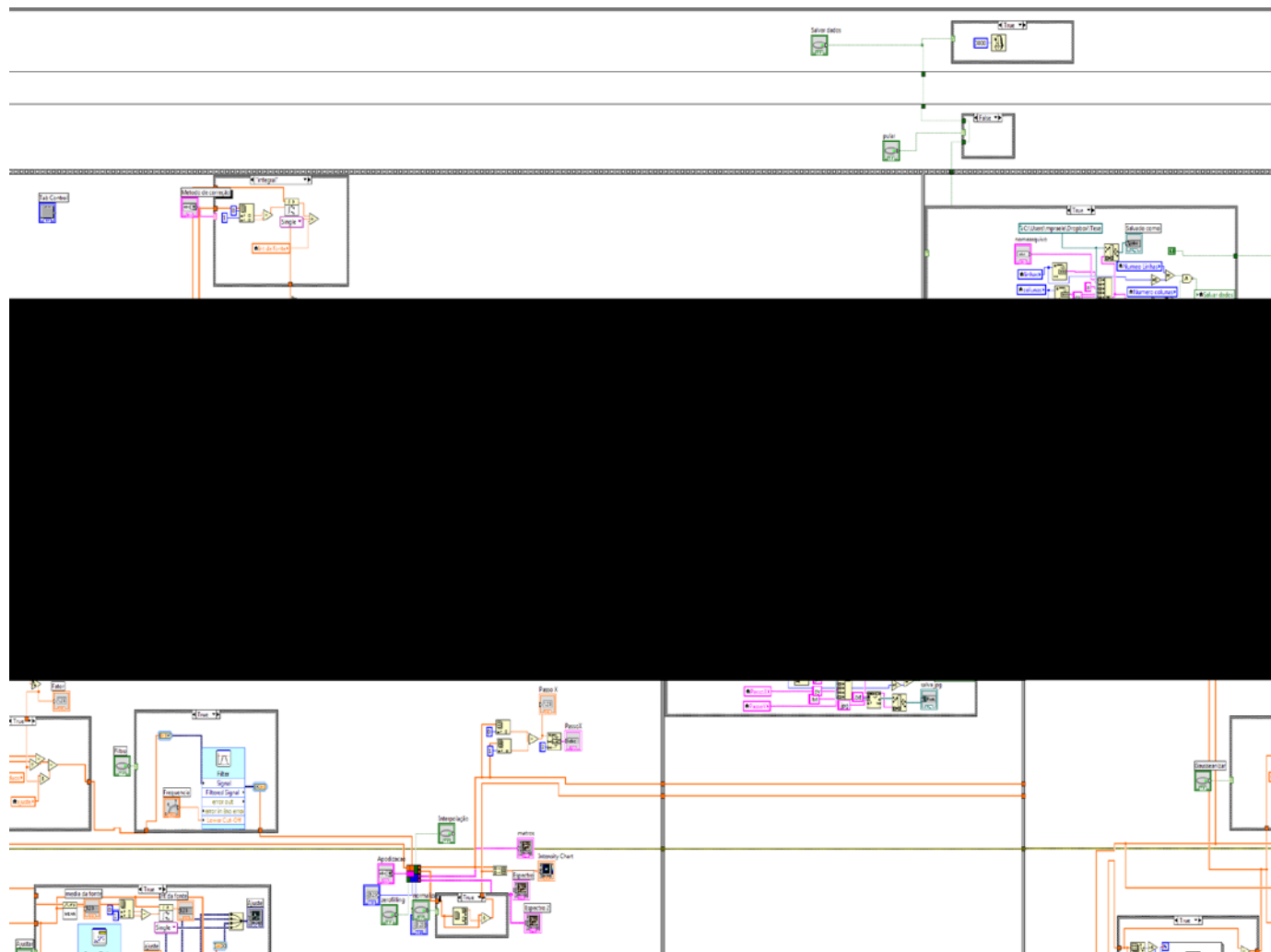


Figura 82: Ampliação da Figura 80, região central.

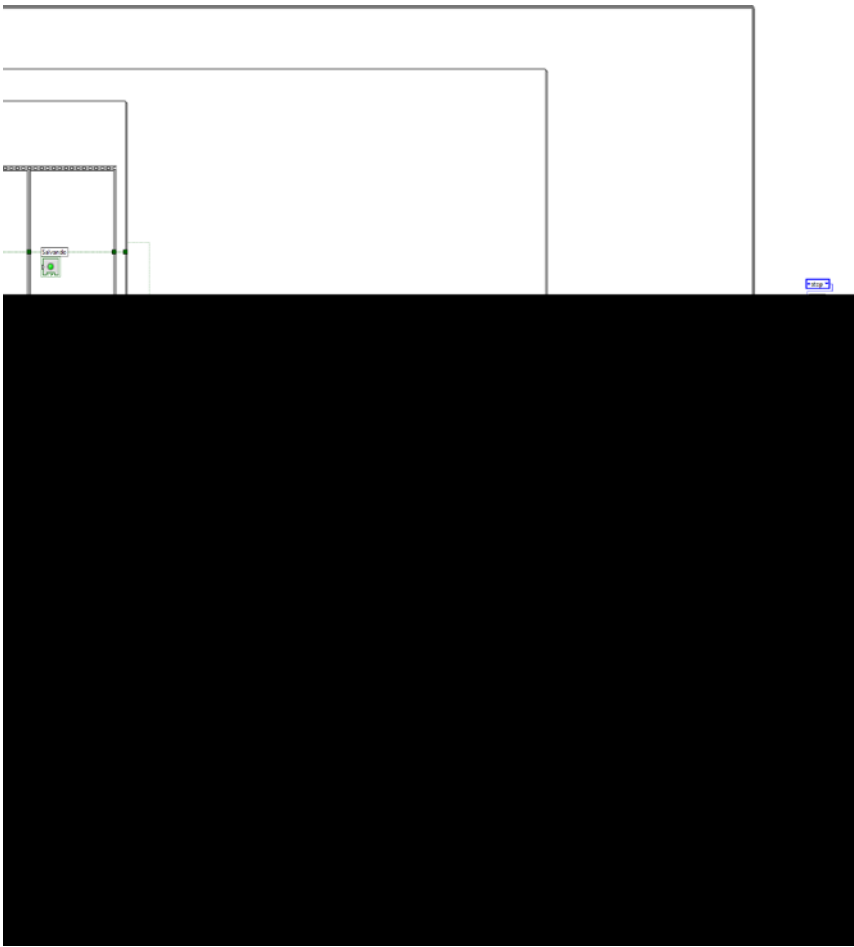


Figura 83: Ampliação da Figura 80, região direita.

7.3.2. Algoritmo de análise do sinal interferométrico

Como uma sub-rotina do software apresentado na seção 7.3.1 (Programa de controle do sistema OCT de autocorrelação) acima descrita, implementaram-se os algoritmos descritos no apêndice 7.1 (Processamento de sinais). Imagens apresentadas na Figura 84, Figura 85 e Figura 86.

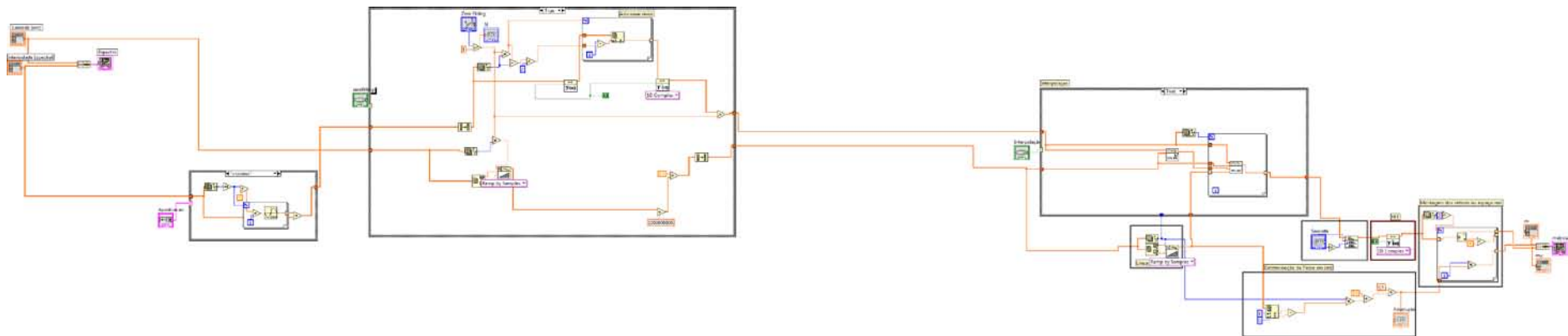


Figura 84: Visão geral do diagrama de blocos do algoritmo para a FFT.

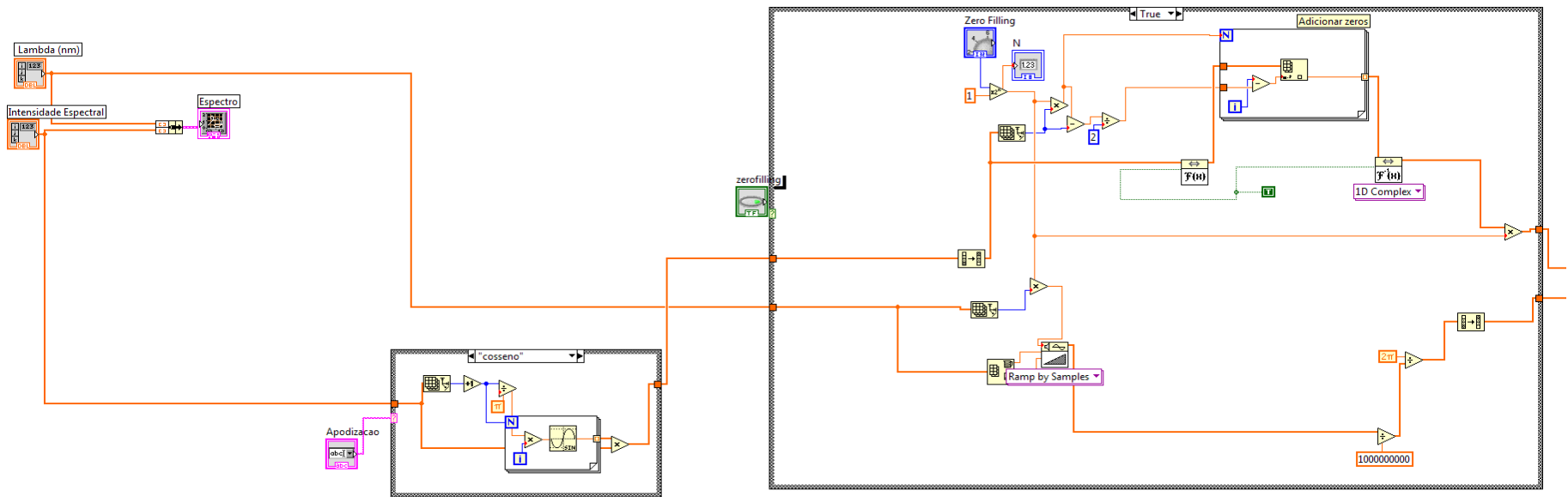


Figura 85: Ampliação da seção esquerda da Figura 84.

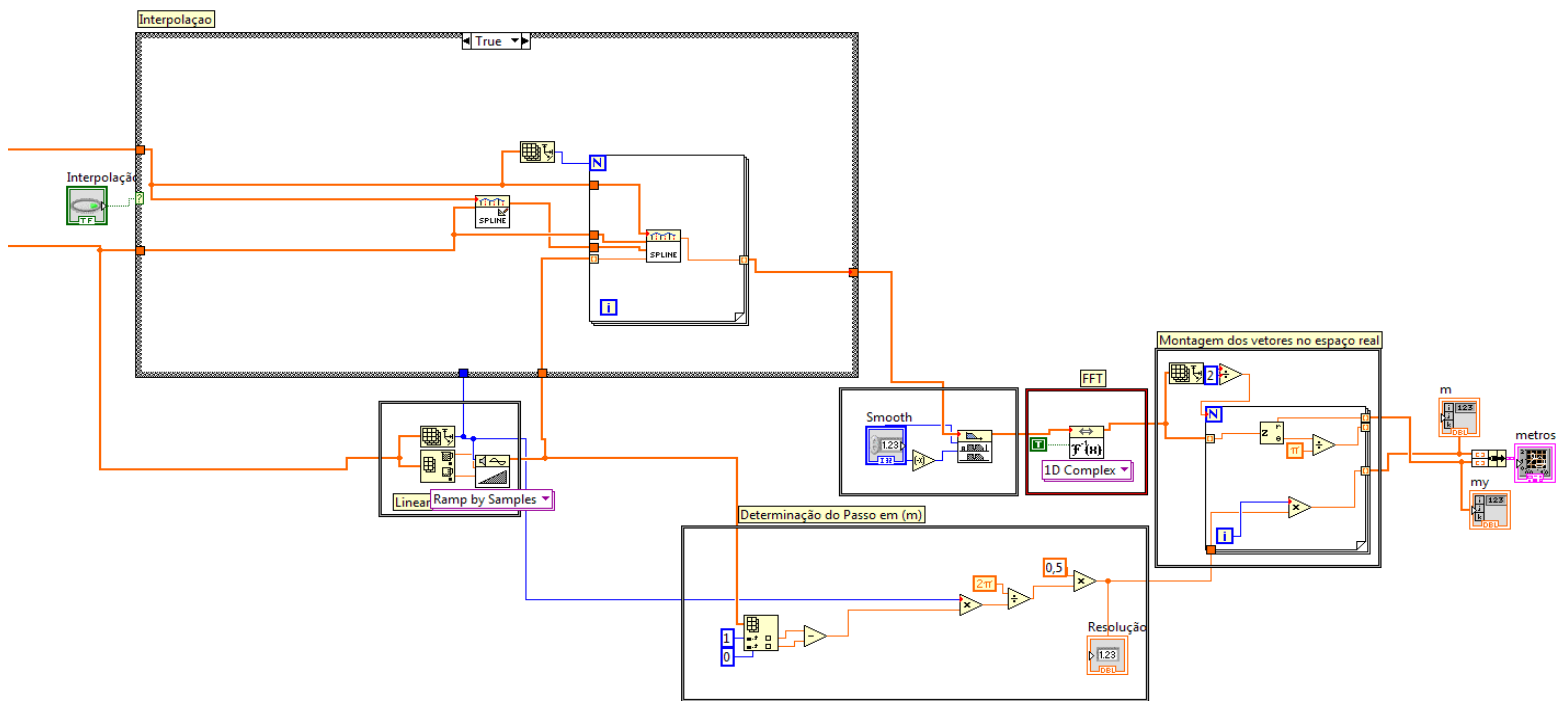


Figura 86: Ampliação da seção direita da Figura 84

7.3.3. Simoct (simulador OCT)

Foi utilizado nesse estudo um simulador OCT, desenvolvido anteriormente²⁰ porém com uma pequena adaptação (inserindo-se o controle de saturação de sinal). A interface de comando esta apresentada na Figura 87, e os detalhes do diagrama de blocos na Figura 88 e Figura 89.

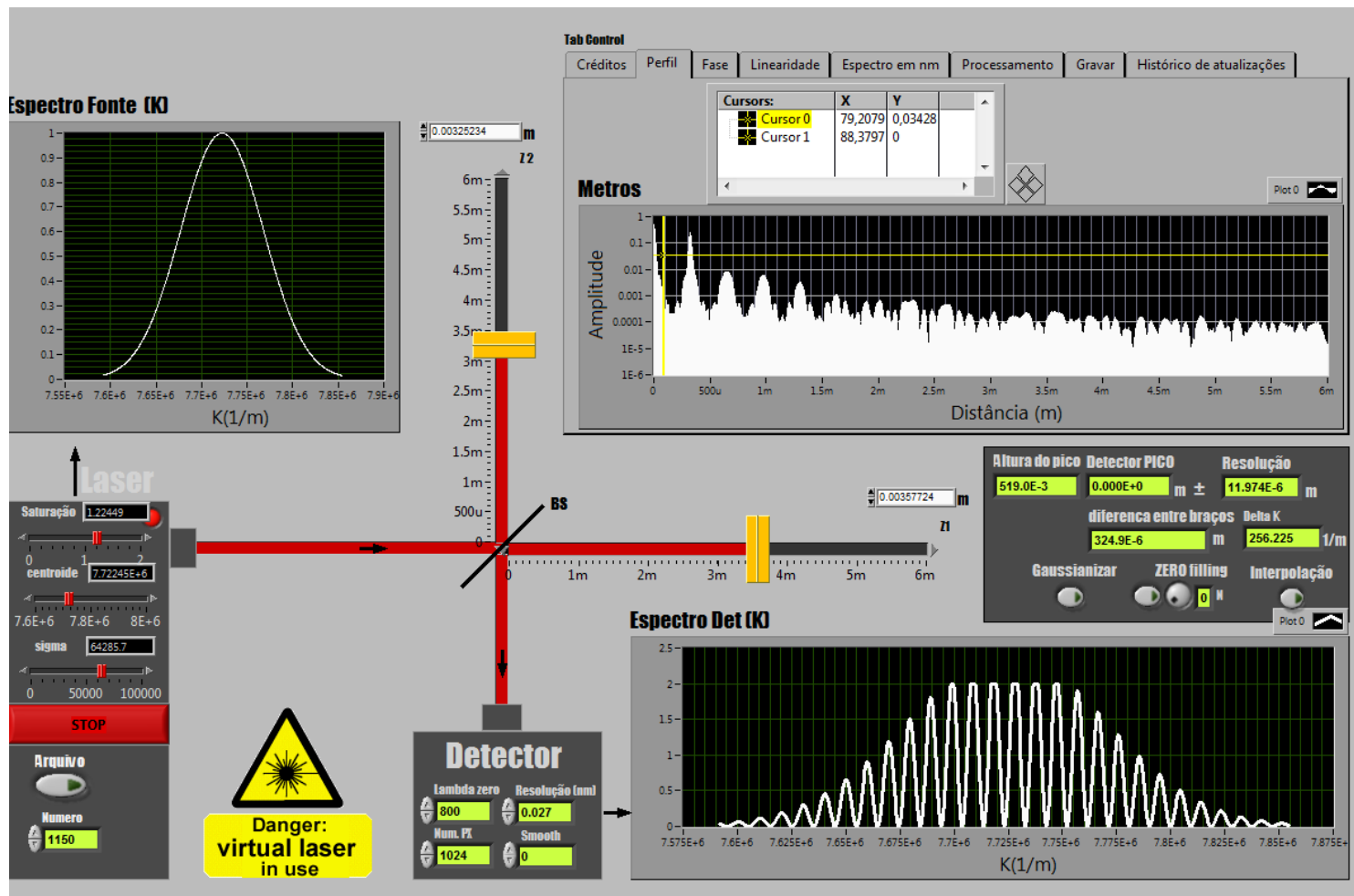


Figura 87: Imagem da interface de controle do programa SimOCT.



Figura 88: Diagrama de blocos do SimOCT (lado esquerdo).

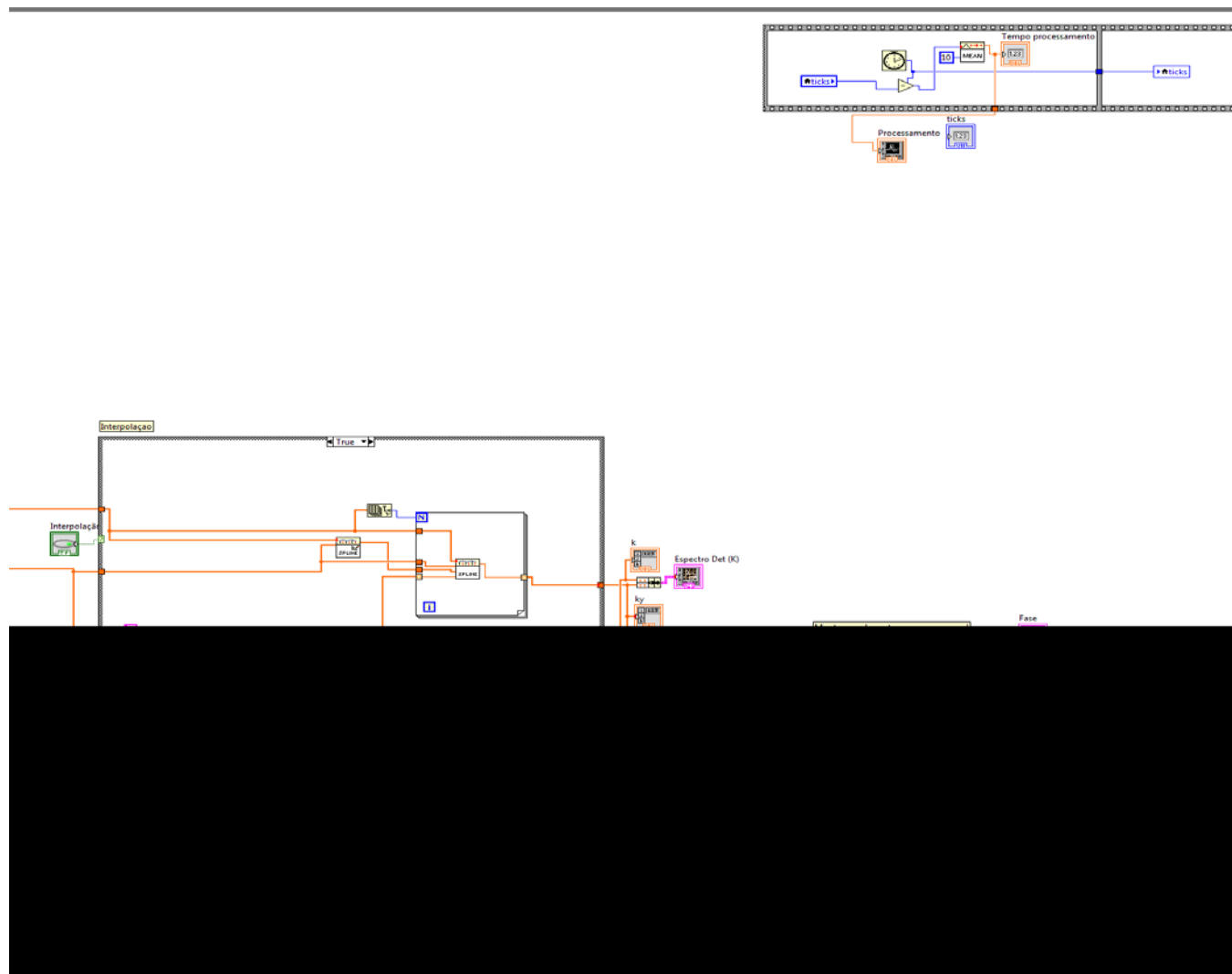


Figura 89: Diagrama de blocos do SIMOCT (lado direito).

7.4. Espalhamento múltiplo

O funcionamento de um sistema OCT é baseado nos chamados fótons balísticos, os quais, em teoria, interagem apenas uma única vez com a estrutura da amostra. Porém algumas amostras podem se comportar de maneira a não seguir tais hipóteses.

Através de um simples experimento⁶⁶, no qual realiza-se uma imagem OCT de uma folha de papel sobre uma lâmina de vidro (como descrito esquematicamente na Figura 90), gera-se um resultado visualmente desconcertante.

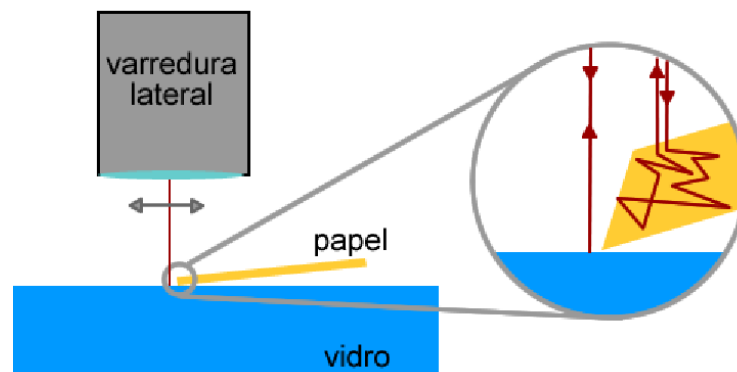


Figura 90: Esquema da disposição de um papel e uma lâmina de vidro para comprovar o fenômeno de espalhamento múltiplo. No detalhe uma ilustração do processo.

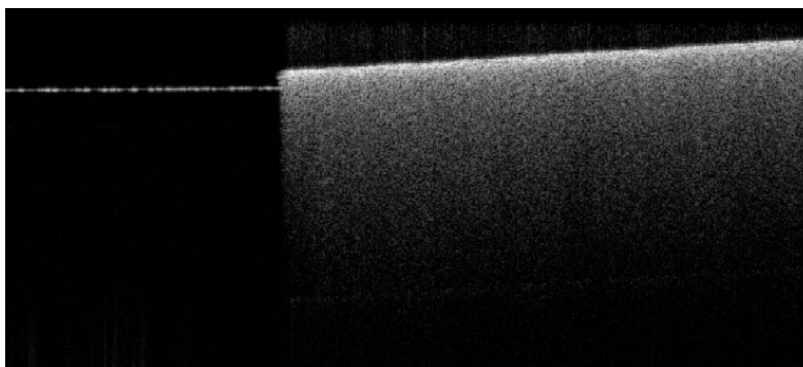


Figura 91: Imagem OCT de vidro e papel. O papel parece “infinitamente” espesso.

A Figura 91 mostra uma imagem curiosa, pois o papel se mostra muito espesso em relação ao substrato de vidro, o qual deveria estar logo abaixo da camada de papel. O índice de refração teria de ser maior que 8 para acomodar a espessura apresentada pela folha, discordante do apresentado na literatura⁷², onde mostrou-se para o papel $1,3 < n < 1,5$.

Assim o fenômeno capaz de explicar a inconsistência na imagem da Figura 91 é o de espalhamento múltiplo dos fótons incidentes.


7.5. Ajustes harmônicos

Tabela 7: Valores obtidos nos ajustes para obtenção da altura do degrau via coeficiente angular.

Equação	$y = a + b \cdot x$					Chi ²
	a=0	Coef.	Linear	0	--	0.99996
2 μ m		Coef.	Angular	2.000	0.028	
	a livre	Coef.	Linear	-0.05687	0.2049	0.9999
		Coef.	Angular	2.01555	0.06162	
	a=0	Coef.	Linear	0	--	0.9999
10 μ m		Coef.	Angular	9.93545	0.04891	
	a livre	Coef.	Linear	-0.12439	0.24806	0.99998
		Coef.	Angular	9.97042	0.08517	

7.6. Carta convite

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Programa de Tecnologia Nuclear da Universidade de São Paulo
Gerência de Ensino – Secretaria de Pós-Graduação



OF. GEN-0371/2013 São Paulo, 1 de novembro de 2013.

Prezado (a) Senhor (a)

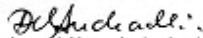
Temos o prazer de convidar Vossa Senhoria para integrar a Comissão Julgadora do Exame da Tese de Doutorado intitulada **"Desenvolvimento da técnica de tomografia por coerência óptica de autocorrelação e melhoramento de resolução axial por análise de sinal via transformada de Fourier"** de **Marcus Paulo Raele**, tendo em vista que a Comissão de Pós-Graduação do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares aprovou em 31 de outubro de 2013, na sua 504ª reunião, a indicação do seu nome para Membro dessa Comissão.

Foram convidados para participar da Comissão Julgadora os seguintes Doutores:

Titulares:		
Prof.(a) Dr.(a)	Anderson Zanardi de Freitas (Presidente)	IPEN
Prof.(a) Dr.(a)	Adriano Mesquita Alencar	IF/USP
Prof.(a) Dr.(a)	Anderson Stevens Leonidas Gomes	UFPE
Prof.(a) Dr.(a)	Gesse Eduardo Calvo Nogueira	IPEN
Prof.(a) Dr.(a)	Nicolau André Silveira Rodrigues	IEAV
Suplentes:		
Prof.(a) Dr.(a)	Luciano Bachmann	FFCLRP/USP
Prof.(a) Dr.(a)	Flavio Caldas da Cruz	IFGW
Prof.(a) Dr.(a)	Edison Puig Maldonado	USP
Prof.(a) Dr.(a)	Niklaus Ursus Wetter	IPEN
Prof.(a) Dr.(a)	Ricardo Elgul Samad	IPEN

Encaminhamos a Vossa Senhoria, anexo, um exemplar da Tese de Doutorado.

Na oportunidade apresentamos a Vossa Senhoria os nossos protestos de estima e consideração.


Delvonei Alves de Andrade
Presidente
Comissão de Pós-Graduação
IPEN/USP

Data da Defesa: 18/11/2012	Horário: 14:00	Local: IPEN - Prédio do Ensino sala 143
--------------------------------------	--------------------------	---

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Av. Prof. Lineu Prestes, nº 2.242 - Cidade Universitária - CEP 05508-900
Telefone: (011)3133-8918 - Fax: (011)3133-8908

Figura 92: Carta onde constam os nomes dos membros da banca, aprovados pela Comissão de Pós-Graduação.

8. Referências

- 1 The American Heritage® Science Dictionary. COMPANY, H. M. 2005.
- 2 MORTON, D. L.; GABRIEL, J. **Electronics: The Life Story of a Technology**. Johns Hopkins University Press, 2007. ISBN 9780801887734. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=8NAXnNNpxDQC> >.
- 3 YEH, C. **Applied Photonics**. Academic Press, 1994. ISBN 9780127704586. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=9-9IsHoorTYC> >.
- 4 SOREF, R. The past, present, and future of silicon photonics. **Ieee Journal of Selected Topics in Quantum Electronics**, v. 12, n. 6, p. 1678-1687, Nov-Dec 2006. ISSN 1077-260X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000243013700046 >.
- 5 HUSER, T. Nano-Biophotonics: new tools for chemical nano-analytics. **Current Opinion in Chemical Biology**, v. 12, n. 5, p. 497-504, Oct 2008. ISSN 1367-5931. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000261134900005 >.
- 6 PRASAD, P. N. Future opportunities in nanophotonics. In: ANDREWS, D. L. G. Z. C. A. N. L. C. Y. C. (Ed.). **Nanocrystals and Organic and Hybrid Nanomaterials**, v.5222, 2003. p.87-93. (Proceedings of the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (Spie)). ISBN 0277-786X0-8194-5095-2.
- 7 VIJ, D. R.; MAHESH, K. **Medical Applications of Lasers**. Kluwer Academic, 2002. ISBN 9780792376620. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=RYQ3Q-3xkksC> >.
- 8 NIEMZ, M. H. **Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications**. Springer, 2007. ISBN 9783540721918. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=Oc6lyMykxrUC> >.
- 9 HEE, M. R. et al. Optical coherence tomography of age-related macular degeneration and choroidal neovascularization. **Ophthalmology**, v. 103, n. 8, p. 1260-1270, Aug 1996. ISSN 0161-6420. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1996VD63000028 >.
- 10 FREITAS, A. Z. et al. Imaging carious human dental tissue with optical coherence tomography. **Journal of Applied Physics**, v. 99, n. 2, 2006. ISSN 0021-8979. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000235014700097 >.

- 11 GAMBICHLER, T. et al. Characterization of benign and malignant melanocytic skin lesions using optical coherence tomography in vivo. **Journal of the American Academy of Dermatology**, v. 57, p. 629-637, 2007. ISSN 0190-9622. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000249695600012 >.
- 12 AMARAL, M. M. et al. Roughness Measurement Methodology according to DIN 4768 Using Optical Coherence Tomography (OCT). **Modeling Aspects in Optical Metrology II**, v. 7390, 2009. ISSN 0277-786X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000285571900034 >.
- 13 LIU, P.; GROVES, R. M.; BENEDICTUS, R. **Quality Assessment of Aerospace Materials with Optical Coherence Tomography**. Conference on Optical Micro- and Nanometrology IV. Brussels, BELGIUM. Apr 16-18, 2012. p.
- 14 CZAJKOWSKI, J. et al. Ultra-high resolution optical coherence tomography for encapsulation quality inspection. **Applied Physics B-Lasers and Optics**, v. 105, n. 3, p. 649-657, Nov 2011. ISSN 0946-2171. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000296780300024 >.
- 15 AMARAL, M. M. et al. Laser Induced Breakdown Spectroscopy (LIBS) applied to stratigraphic elemental analysis and Optical Coherence Tomography (OCT) to damage determination of cultural heritage Brazilian coins. In: PEZZATI, L. e SALIMBENI, R. (Ed.). **O3a: Optics for Arts, Architecture, and Archaeology II**, v.7391, 2009. (Proceedings of SPIE-The International Society for Optical Engineering). ISBN 0277-786X978-0-8194-7674-6.
- 16 TARGOWSKI, P.; IWANICKA, M. Optical Coherence Tomography: its role in the non-invasive structural examination and conservation of cultural heritage objects-a review. **Applied Physics a-Materials Science & Processing**, v. 106, n. 2, p. 265-277, Feb 2012. ISSN 0947-8396. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000299749000002 >.
- 17 HUBER, C. Web of science. **Library Journal**, v. 124, n. 2, p. 132-132, FEB 1 1999 1999. ISSN 0363-0277.
- 18 www.octnews.org. Disponível em: < <http://www.octnews.org/> >. Acesso em: 18/11/2013.
- 19 DE MELO, L. S. A. et al. Evaluation of enamel dental restoration interface by optical coherence tomography. **Journal of Biomedical Optics**, v. 10, n. 6, Nov-Dec 2005. ISSN 1083-3668. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000234859400029 >.

- 20 RAELE, M. P. **Desenvolvimento de um OCT Sensível à Polarização e sua aplicação na determinação das matrizes de Mueller**. 2009. (Mestrado). Ciências, Universidade de São Paulo
- 21 AMARAL, M. M. et al. LIDAR-like equation model for Optical Coherence Tomography signal solution. In: WAX, A. P. e BACKMAN, V. (Ed.). **Biomedical Applications of Light Scattering V**, v.7907, 2011. (Proceedings of SPIE-The International Society for Optical Engineering). ISBN 0277-786X978-0-8194-8444-4.
- 22 HUANG, D. et al. OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY. **Science**, v. 254, n. 5035, p. 1178-1181, 1991. ISSN 0036-8075. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1991GQ83400038 >.
- 23 O'SULLIVAN, M. **Low Power Optical Thickness Measurements Using Low Coherence Interferometry**. NUI, 2000 at Department of Physics, UCC., 2000. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=uLWFMwEACAAJ> >.
- 24 HARIHARAN, P. **Basics of Interferometry**. Elsevier Science, 2010. ISBN 9780080465456. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=sWbGSSQ6fPYC> >.
- 25 TAKADA, K. et al. New measurement system for fault location in optical waveguide devices based on an interferometric technique. **Applied optics**, v. 26, n. 9, p. 1603-1606, 05/ 1987. Disponível em: < <http://europemc.org/abstract/MED/20454375> >.
- 26 TUCHIN, V. V. **Handbook of coherent domain optical methods : biomedical diagnostics, environmental and material science**. Boston: Kluwer Academic Publishers, 2004. ISBN 1402075766 (set) 1402078854 (v. 1) 1402078862 (v. 2).
- 27 SCHMITT, J. M. Optical coherence tomography (OCT): A review. **Ieee Journal of Selected Topics in Quantum Electronics**, v. 5, n. 4, p. 1205-1215, Jul-Aug 1999. ISSN 1077-260X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000083257800044 >.
- 28 LEITGEB, R.; HITZENBERGER, C. K.; FERCHER, A. F. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. **Optics Express**, v. 11, n. 8, p. 889-894, Apr 2003. ISSN 1094-4087. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000182372200006 >.
- 29 SEHI, M. et al. Diagnostic Ability of Fourier-Domain vs Time-Domain Optical Coherence Tomography for Glaucoma Detection. **American Journal of Ophthalmology**, v. 148, n. 4, p. 597-605, Oct 2009. ISSN 0002-9394. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000270538000020 >.

- 30 PRAKASH, G. et al. Comparison of Fourier-Domain and Time-Domain Optical Coherence Tomography for Assessment of Corneal Thickness and Intersession Repeatability. **American Journal of Ophthalmology**, v. 148, n. 2, p. 282-290, Aug 2009. ISSN 0002-9394. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000268540300020 > .
- 31 PAN, Y. et al. Optical coherence gated imaging of biological tissues. **Ieee Journal of Selected Topics in Quantum Electronics**, v. 2, n. 4, p. 1029-1034, Dec 1996. ISSN 1077-260X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1996XD61600029 > .
- 32 IZATT, J. A. et al. Optical coherence tomography and microscopy in gastrointestinal tissues. **Ieee Journal of Selected Topics in Quantum Electronics**, v. 2, n. 4, p. 1017-1028, Dec 1996. ISSN 1077-260X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1996XD61600028 > .
- 33 SU, C. B. Achieving variation of the optical path length by a few millimeters at millisecond rates for imaging of turbid media and optical interferometry: A new technique. **Optics Letters**, v. 22, n. 10, p. 665-667, May 15 1997. ISSN 0146-9592. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1997XA24200001 > .
- 34 TEARNEY, G. J. et al. Rapid acquisition of in vivo biological images by use of optical coherence tomography. **Optics Letters**, v. 21, n. 17, p. 1408-1410, Sep 1 1996. ISSN 0146-9592. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1996VE31000032 > .
- 35 WEINER, A. M. et al. PROGRAMMABLE SHAPING OF FEMTOSECOND OPTICAL PULSES BY USE OF 128-ELEMENT LIQUID-CRYSTAL PHASE MODULATOR. **Ieee Journal of Quantum Electronics**, v. 28, n. 4, p. 908-920, Apr 1992. ISSN 0018-9197. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1992HP65300021 > .
- 36 BREZINSKI, M. E. **Optical Coherence Tomography: Principles and Applications**. Elsevier Science, 2006. ISBN 9780080464947. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=nglwRKO5CnUC> > .
- 37 ANDRETZKY, P. et al. **Optical coherence tomography by "Spectral Radar": Dynamic range estimation and in vivo measurements of skin**. Conference on Optical and Imaging Techniques for Biomonitoring IV. Stockholm, Sweden. 1999
Sep 11-12, 1998. 78-87 p.
- 38 LOEWENST.EV. HISTORY AND CURRENT STATUS OF FOURIER TRANSFORM SPECTROSCOPY. **Applied Optics**, v. 5, n. 5, p. 845-&, 1966 1966. ISSN 0003-6935. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A19667631500037 > .

- 39 CHOMA, M. A. et al. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography. **Optics Express**, v. 11, n. 18, p. 2183-2189, Sep 8 2003. ISSN 1094-4087. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000185185000012 >.
- 40 MICHELSON, A. A.; PEASE, F. G.; PEARSON, F. Measurement of the velocity of light in a partial vacuum. **Science**, v. 81, n. 2091, p. 100-101, Jan 25 1935. ISSN 0036-8075. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000202916300002 >.
- 41 BOUMA, B. E.; TEARNEY, G. J. **Handbook of optical coherence tomography**. New York: Marcel Dekker, 2002. x, 741 p. ISBN 0824705580 (alk. paper).
- 42 CONTRIBUTORS, W. Fourier transform. Disponível em: < http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Fourier_transform&oldid=575354707 >. Acesso em: 02/10.
- 43 BUTKOV, E. **Física matemática**. Livros Técnicos e Científicos, 1988. ISBN 9788521611455. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=iUj1NAAACAAJ> >.
- 44 YOUNG, M. **Optics and lasers : including fibers and optical waveguides**. 4th rev. Berlin ; New York: Springer-Verlag, 1992. xv, 343 p. ISBN 3540550100 (Berlin alk. paper) 0387880100 (New York alk. paper) 0387550100.
- 45 DUARTE, F. J. Laser Pulse Phenomena and Applications. In: ANDERSON FREITAS, M. A. A. M. R. (Ed.): InTech, 2010. cap. Optical Coherence Tomography: Development and Applications, ISBN 978-953-307-405-4.
- 46 FERCHER, A. F. et al. MEASUREMENT OF INTRAOCULAR DISTANCES BY BACKSCATTERING SPECTRAL INTERFEROMETRY. **Optics Communications**, v. 117, n. 1-2, p. 43-48, May 1995. ISSN 0030-4018. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1995QZ35600009 >.
- 47 MODELL, M. D. et al. Autocorrelation low coherence interferometry. **Optics Communications**, v. 281, n. 8, p. 1991-1996, Apr 15 2008. ISSN 0030-4018. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000254566000014 >.
- 48 LYCHAGOV, V. V. et al. Method for remote diagnostics of the internal structure of layered media. **Quantum Electronics**, v. 38, n. 6, p. 563-569, Jun 2008. ISSN 1063-7818. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000260217000008 >.
- 49 AI, J.; WANG, L. H. V. Spectral-domain optical coherence tomography: Removal of autocorrelation using an optical switch. **Applied Physics**

- Letters**, v. 88, n. 11, Mar 13 2006. ISSN 0003-6951. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000236062700015 > .
- 50 VERGNOLE, S. et al. **Common Path swept-source OCT interferometer with artifact removal - art. no. 68472W**. Conference on Coherence Domain Optical Methods and Optical Coherence Tomography in Biomedicine XII. San Jose, CA. Jan 21-23, 2008. W8472-W8472 p.
- 51 STEINER, P.; MEIER, C.; KOCH, V. M. Influence and compensation of autocorrelation terms in depth-resolved spectroscopic Fourier-domain optical coherence tomography. **Applied Optics**, v. 49, n. 36, p. 6917-6923, Dec 20 2010. ISSN 0003-6935. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000285499500015 > .
- 52 YU, F. T. S.; YIN, S.; RUFFIN, P. B. **Fiber Optic Sensors, Second Edition**. Taylor & Francis, 2010. ISBN 9781420053661. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=5KdCOguH9CsC> > .
- 53 KASHYAP, R. **Fiber Bragg Gratings**. Elsevier Science, 2009. ISBN 9780080919911. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=qTWe5aHi8doC> > .
- 54 POTSAID, B. et al. MEMS tunable VCSEL light source for ultrahigh speed 60kHz-1MHz axial scan rate and long range centimeter class OCT imaging. **Optical Coherence Tomography and Coherence Domain Optical Methods in Biomedicine Xvi**, v. 8213, 2012 2012. ISSN 0277-786X.
- 55 ZHANG, K. et al. A Surface Topology and Motion Compensation System for Microsurgery Guidance and Intervention Based on Common-Path Optical Coherence Tomography. **Ieee Transactions on Biomedical Engineering**, v. 56, n. 9, p. 2318-2321, Sep 2009. ISSN 0018-9294. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000269154200007 > .
- 56 MAGULURI, G. et al. Three dimensional tracking for volumetric spectral-domain optical coherence tomography. **Optics Express**, v. 15, n. 25, p. 16808-16817, Dec 10 2007. ISSN 1094-4087. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000251624800054 > .
- 57 FERGUSON, R. D. et al. Tracking optical coherence tomography. **Optics Letters**, v. 29, n. 18, p. 2139-2141, Sep 15 2004. ISSN 0146-9592. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000223689300011 > .
- 58 WIKIPEDIA. Aproximação para ângulos pequenos. 2013. Disponível em: < http://pt.wikipedia.org/wiki/Aproxima%C3%A7%C3%A3o_para_%C3%A2ngulos_pequenos > . Acesso em: 30/09.

- 59 YANG, Y. et al. Observations of birefringence in tissues from optic-fibre-based optical coherence tomography. **Measurement Science & Technology**, v. 14, n. 1, p. 41-46, Jan 2003. ISSN 0957-0233. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000181009200007 >.
- 60 PROSKURIN, S. G. Raster scanning and averaging for reducing the influence of speckles in optical coherence tomography. **Quantum Electronics**, v. 42, n. 6, p. 495-499, 2012. ISSN 1063-7818. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000305892800005 >.
- 61 BASHKANSKY, M.; REINTJES, J. Statistics and reduction of speckle in optical coherence tomography. **Optics Letters**, v. 25, n. 8, p. 545-547, Apr 15 2000. ISSN 0146-9592. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000086501800011 >.
- 62 LIPSON, A.; LIPSON, S. G.; LIPSON, H. **Optical physics**. Cambridge ; New York: Cambridge University Press,: 1 online resource (xvii, 572 p.) p. 2011.
- 63 JUSINO, Á. M. C. Area of Overlapping Circles. p. The purpose of this essay is to explore the area formed by the intersection of overlapping circles and how it is affected by the distance between their centers., Disponível em: < <http://jwilson.coe.uga.edu/EMAT6680Su12/Carreras/EMAT6690/Essay2/essay2.html> >. Acesso em: 14/10/2013.
- 64 HARIHARAN, P. **Basics of interferometry**. Boston: Academic Press, 1992. xvii, 213 p. ISBN 0123252180.
- 65 LINNE, M. A. **Spectroscopic Measurement: An Introduction to the Fundamentals**. Academic Press, 2002. ISBN 9780124510715. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=jM4knXBe8AkC> >.
- 66 THORLABS. Callisto Spectral Domain OCT System Operation Manual. <http://www.thorlabs.com/Thorcat/21200/CALLISTO-Manual.pdf>, Disponível em: < <http://www.thorlabs.com/Thorcat/21200/CALLISTO-Manual.pdf> >. Acesso em: 13/09/2012.
- 67 TAN, L. **Fundamentals of Analog and Digital Signal Processing**. AuthorHouse, 2008. ISBN 9781434356413. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=zhzAK282mmAC> >.
- 68 BIPM. **Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement** 2008.
- 69 OSTEN, W. **Optical Inspection of Microsystems**. CRC PressINC, 2007. ISBN 9780849336829. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=SITSDrUC13oC> >.

- 70 TAYLOR, J. R. **Introdução à Análise de Erros: O Estudo de Incertezas em Medições Físicas**. Bookman, ISBN 9788540701373. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=-KiLlh3641sC> >.
- 71 DORRER, C. et al. Spectral resolution and sampling issues in Fourier-transform spectral interferometry. **Journal of the Optical Society of America B-Optical Physics**, v. 17, n. 10, p. 1795-1802, OCT 2000 2000. ISSN 0740-3224.
- 72 FABRITIUS, T.; SAARELA, J.; MYLLYLA, R. **Determination of the refractive index of paper with clearing agents - art. no. 60530X**. International Conference on Lasers, Applications and Technologies. St Petersburg, RUSSIA: Spie-Int Soc Optical Engineering. May 11-15, 2005. X530-X530 p.