UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INTERUNIDADES EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

AUGUSTO CÉSAR RIBEIRO FIGUEIREDO

**Viabilização da Técnica de Transiluminação para Avaliação da Anatomia,
Alterações Patológicas e Presença de Materiais em Dentes**

São Carlos
2008

AUGUSTO CÉSAR RIBEIRO FIGUEIREDO

**Viabilização da Técnica de Transiluminação para Avaliação da Anatomia,
Alterações Patológicas e Presença de Materiais em Dentes**

Tese apresentada à Área de Interunidades em Ciência e Engenharia de Materiais, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Doutor em Ciência e Engenharia de Materiais

Área de Concentração: Desenvolvimento, Caracterização e
Aplicação dos Materiais

Orientador Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

SÃO CARLOS

2008

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE
TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA
FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço de Biblioteca e Informação IFSC/USP

Figueiredo, Augusto César Ribeiro.

Viabilização da técnica de transiluminação para avaliação da anatomia, alterações patológicas e presença de materiais em dentes / Augusto César Ribeiro Figueiredo; orientador Vanderlei Salvador Bagnato.--São Carlos, 2008.
173 f.

Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Interunidades Ciência e Engenharia de Materiais. Área de Concentração: Desenvolvimento, Caracterização e Aplicação dos Materiais) – Escola de Engenharia de São Carlos, Instituto de Física de São Carlos, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo.

1. Diagnóstico. 2. Transiluminação. 3. Cárie. 4. Resina. 5. Imagem. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Augusto César Ribeiro Figueiredo

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciência e Engenharia de Materiais.
Área de Concentração: Desenvolvimento, Caracterização e Aplicação de Materiais.

Aprovado em: 19/03/2008

Comissão Julgadora

Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato

Instituição: IFSC/USP

Assinatura

Prof. Dr. Denise Maria Zezell

Instituição: IPEN/São Paulo

Assinatura

Prof. Dr. José Marcos Alves

Instituição: EESC/USP

Assinatura

Prof. Dr. Lino Misoguti

Instituição: IFSC/USP

Assinatura

Profa. Dra. Osmir Batista de Oliveira Junior

Instituição: FOAr/UNESP

Assinatura

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais Kléber e Zélia por todo carinho e apoio dedicados ao longo da minha vida e por sempre terem me dado à oportunidade do estudo.

*“A ciência sem a religião é imperfeita, a religião sem a
ciência é cega”*

ALBERT EINSTEIN

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus

Pelos momentos vividos no decorrer deste curso, obrigado “Senhor”

Momentos difíceis, que me fizeram fortalecer;

Momentos solitários que me possibilitaram ficar sozinho e reavaliar valores;

Momentos onde o desespero foi vencido pela fé;

Momentos em que portas fechadas não foram obstáculos para limitar minhas conquistas, pois tu Senhor, abriste portas para mim;

Momentos em que a saudade, provocada pela distância foi sufocada pela certeza e tua determinação;

Momentos em que minha ausência foi à oportunidade que permitiu maturidade e maior companheirismo entre meu filho Vinícius e minha família;

Momentos em que a falta de conforto foi necessária para reforçar, ainda mais o valor da simplicidade da vida.

Agradeço a ilustre figura do meu Orientador, Professor **Vanderlei** que além de ser uma grande pessoa e admirá-lo muito me deu a oportunidade de realizar o Mestrado e o Doutorado, ter me ensinado a fazer Ciência e, além disso, teve paciência comigo nos meus momentos de dificuldade.

Agradeço aos meus avôs **Laerte** (*in memorian*), **Ligia** e a minha Tia **Letícia** por sempre terem me apoiado e ajudado em minhas decisões além de terem favorecido meus estudos.

Agradeço a minha irmã **Carolina** e ao meu cunhado **Márlon** por todo apoio dado desde o primeiro dia que cheguei a São Carlos para fazer o mestrado e até hoje no Doutorado.

Agradeço especialmente ao meu grande parceiro **Emery** pela sua disposição em me ajudar a realizar esse trabalho, suas explicações, sua boa vontade, sua confiança e por sua grande amizade. Dedico esse trabalho a esse irmão que me ajudou em todos os momentos dessa Tese.

Agradeço à **Raimundo** e **Beatriz** por todo apoio e consideração a mim prestados nessa jornada e todo o carinho dispensado.

Agradeço aos amigos **Sérgio** (Cazuza), **Célia** e **Serginho** pela amizade dispensada todos esses anos, o carinho com meu filho e a acolhida em sua residência.

Agradeço ao meu amigo **Fernando** e aos seus pais por me acolherem em sua casa e a disposição em me ajudar na realização dessa Tese e por sua amizade comigo, sendo mais que um amigo um irmão.

Agradeço aos amigos do Laboratório **Lili, Juliana, Daniel, Eurico, Cristina, Dirceu, Clóvis, Denis, Vitória, Adalberto, Alessandra, Mardoqueu, Fábio** e **Rosane** pela amizade e o carinho com meu filho.

Agradeço aos amigos **Elenilde, Ivan e Diogo** por todo apoio dado para a confecção da Tese, a amizade e a carreira profissional.

Agradeço aos meus tios **José Oscar e Wagner** por servirem de inspiração à minha carreira.

Agradeço aos amigos **Claudiane e Francisco** pela amizade e por todo o apoio para escrever esse trabalho.

Agradeço as amigas **Fabiana e Édina** pelo apoio dado em todos os momentos, além da amizade.

Agradeço as amigas de clínica **Maria Isabel e Fernanda** por compartilharem esse momento e por terem sempre me apoiado.

Agradeço a minha tia **Nenê** e as minhas primas **Adriana** (*in memorian*), **Andréa** e **Amanda** por todo o cuidado e carinho que sempre tiveram comigo.

Agradeço a minha doce **Karla** pelo seu apoio e seu incentivo nessa jornada e na minha nova etapa de vida.

Agradeço a **FAPESP** pelos recursos financeiros e ao laboratório.

Agradeço à empresa **MMOPTICS** por todo apoio dado e pela confecção do equipamento led utilizado no experimento.

Agradeço ao **CNPq** pelos recursos financeiros.

RESUMO

A proposta desse trabalho é demonstrar a viabilidade da técnica de transiluminação com a captação de imagens digitais através de uma pastilha de resina com pinos metálicos posicionados sobre sua superfície e imagens geradas a partir de elementos dentais, também, foram realizados processamentos matemáticos com base na transformada rápida de Fourier. Para a geração das imagens foram utilizadas fontes de laser e led com comprimentos de onda que vão do visível ao infravermelho. A análise das imagens mostrou que imagens formadas com led foram superiores as imagens formadas com laser e a cor azul não apresentou contraste suficiente independente da fonte de iluminação. Os resultados mostraram que o uso de Lasers não obteve sucesso devido à difração da luz pelos pinos e à interferência entre as radiações laser, o que provocou imagens com baixa resolução. No entanto, usando a fonte de led, foi possível definir a morfologia dos pinos na resina. Como conclusão verificou-se que os efeitos ópticos de absorção e espalhamento da luz pela resina e pelo dente, a difração da luz pelos pinos e a interferência da luz coerente foram os fatores de maior influência para a análise das imagens.

Palavras-chave: Diagnóstico. Transiluminação. Cárie. Resina. Imagem.

ABSTRACT

The propose of this work is to demonstrate the feasibility of the technique of transillumination to capture digital images through a resin with metal pins placed on its surface and images generated from dental elements. In addition has been made on the basis of mathematical processing transformed rapidly from Fourier. For the generation of images were used sources of laser and led with a wavelength ranging from visible to infrared. The analysis of the images showed that images formed with higher led the images were formed with laser and the blue not presented sufficient contrast independent of the source of illumination. The results showed that the use of Lasers not succeeded because of diffraction of light by pins and the interference between the laser radiation, which caused images with low resolution. However, using the source of led, it was possible to define the morphology of pins in the resin. In conclusion we note that the effects of optical absorption and scattering of light by the resin and the tooth, the diffraction of light by pins and interference of light were consistent factors of greater influence for the analysis of images.

Keywords: Diagnosis. Transillumination. Caries. Resin. Image.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Espectro eletromagnético	26
Figura 2 - Interações fóton-átomo	35
Figura 3 - Estrutura dental macroscópica - esmalte, dentina e polpa	50
Figura 4 - À esquerda laser de HeCd e a direita laser de Nd:YAG dobrado	63
Figura 5 - Dispositivo Led montado pela empresa MMOptics (São Carlos - SP)	63
Figura 6 - Espectro dos Leds utilizados no experimento	64
Figura 7 - Esquema do processamento das imagens	67
Figura 8 - desenho esquemático do posicionamento dos pinos no corpo de prova e suas dimensões.....	68
Figura 9 - esquema (superior) e foto (inferior) do sistema montado para a aquisição das imagens.....	69
Figura 10 - Convenção dos eixos para a representação de imagens digitais.....	71
Figura 11 - escolha da região de interesse	79
Figura 12 – Alisamento	79
Figura 13 - Antes do ajuste linear (esquerda) e depois do ajuste (direita)	79
Figura 14 - Imagens captadas no formato RGB (observe o efeito de "pixels apagados" nas amostras iluminadas com lasers)	86
Figura 15 - Imagens convertidas para o padrão RGB para a escala de cinza com o somatório e médias realizadas (observe a presença de "pixels apagados").....	87

Figura 16 - Seleção da área de trabalho, sendo na figura da esquerda imagem captada e delimitada a área de trabalho e a figura da direita a imagem que será realizada os processamentos.....	87
Figura 17 - Gráfico da intensidade na escala de cinza.....	89
Figura 18 - Esses gráficos representam as intensidades após a remoção do ruído.....	90
Figura 19 - sobreposição das figuras 17 e 18	91
Figura 20 - figura ajustada no range (escalonada)	93
Figura 21 - gráfico escalonado após a realização da Transformada inversa de Fourier.....	95
Figura 22 - imagens após o término do processamento	96
Figura 23 – Delimitação dos bordos na figura (threshold).....	101
Figura 24 - Medida de lux nas amostras.....	105
Figura 25 - Aparato Led infravermelho construído pelo LAT	105
Figura 26 - pastilha de dentina	107
Figura 27 - Pastilha de esmalte mais dentina.....	107
Figura 28 - Pastilha de dentina transiluminada.....	111
Figura 29 - Transiluminação da pastilha esmalte e dentina.....	113
Figura 30 - Pastilha de esmalte e dentina (acima) e dentina (abaixo) transiluminadas com infravermelho	114
Figura 31 - gráfico mostrando o contraste entre o pino e a área de dentina (acima) e esmalte e dentina (abaixo).....	115
Figura 32 -Diagrama esquemático da difração da luz no interior da resina	126
Figura 33 - Curva teórica do parâmetro S em função do comprimento de onda	126
Figura 34 - Gráfico da absorbância da resina Z250 cor A2.....	128
Figura 35 - Histograma das imagens AJUSTE usando o laser de Nd:YAG e o led verde.....	131

Figura 36 - Imagens do incisivo sadio geradas por transiluminação	138
Figura 37 - Transiluminação do pré-molar sadio.....	140
Figura 38 - Imagens geradas por transiluminação do molar sadio	142
Figura 39 - Imagens formadas a partir de dente com lesão.....	145
Figura 40 - Dente com lesão transiluminado	147
Figura 41 - dente com lesão transiluminado.....	149
Figura 42 - Imagem do dentes sem lesões geradas por transiluminação com infravermelho incisivo (A), pré-molar (B) e molar (C)	160
Figura 43 - Dentes com lesões transiluminados com infravermelho.....	161
Figura 44 - Raiz artificial feita a partir de dente bovino e pino metálico, fibra de carbono e fibra de vidro	163
Figura 45 - Imagens produzidas a partir da raiz artificial	164
Figura 46 - Dentes sadios usados no experimento de transiluminação (A) incisivo, (B) pré-molar e (C) molar.....	171
Figura 47 - Dentes com lesões usadas para a transiluminação.....	172

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comprimento de onda emitido pelos LEDs utilizados na transiluminação das amostras	61
Tabela 2 - Quadro resumo das medidas obtidas dos pinos na pastilha de resina.....	98
Tabela 3 - Espessura dos bordos dos pinos 1 e 2 iluminados com os leds vermelho e verde.	98
Tabela 4 – Resumo das etapas que envolvem o processamento das imagens	102

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Conversão de RGB para a intensidade de cinza	74
Equação 2 - Para obter a imagem média temporal.....	75
Equação 3 - Equação linear que rege o ajuste linear	78
Equação 4 - Equação linear após a realização do ajuste	78
Equação 5 - Transformada rápida de Fourier	81
Equação 6 - Transformada rápida inversa de Fourier	82
Equação 7 – índice de refração	118
Equação 8 – equação para o cálculo da alteração da velocidade da luz na alteração de meio	119
Equação 9 - Lei de Snell para a refração.....	119
Equação 10 – equação que fornece o novo comprimento de onda em função da nova velocidade.....	120
Equação 11 – Coeficiente de espalhamento	122

LISTA DE SIGLAS

nm	nanômetros
mm	milímetros
μm	micrômetros
λ	comprimento de onda
CCD	charge-coupled devices (dispositivos de carga acoplada)
RGB	color padrão de cor baseado no vermelho, verde e azul
Bit	simplificação para dígito binário, “Binary digiT” em inglês
LED	é a sigla em inglês para Light Emitting Diode, um dispositivo semicondutor emissor de luz
LASER	light amplification by stimulated emission of radiation ou amplificação da luz por emissão estimulada de radiação
He-Cd	laser que o meio ativo é o hélio-cádmio
Nd:YAG	laser que o meio ativo é o neodímio:ítrio-alumina-granada (Yttrium Aluminium Garnet)
BMP	Formato de gravação de arquivos, difundido pela Microsoft Windows, no qual as informações são gravadas utilizando um

"bitmap".

DPI	Medida da resolução da imagem de uma impressora ou monitor (dots per inch ou pontos por polegada).
pixel	abreviação de “picture element” (elementos de figura).
V_G	valor do pixel verde na matriz RGB
V_R	valor do pixel vermelho na matriz RGB
V_B	valor do pixel azul na matriz RGB
I_C	valor de intensidade de cinza
FFT	Transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform)
IFFT	Transformada Rápida Inverse de Fourier
Bis-GMA	Bis-fenol glicidilmetacrilato
TEGDMA	triétilenoglicol dimetacrilato

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	24
REVISÃO DE LITERATURA	33
ABSORÇÃO E ESPALHAMENTO.....	33
REFLEXÃO E REFRAÇÃO	36
MECANISMOS FÍSICOS DA REFLEXÃO E REFRAÇÃO	37
REFLEXÃO DIFUSA E REFLEXÃO ESPECULAR.....	38
REFLEXÃO INTERNA TOTAL.....	38
DISPERSÃO	39
INTERFERÊNCIA E DIFRAÇÃO.....	39
DIFERENÇA DE FASE E COERÊNCIA	40
MODELO DE PROPAGAÇÃO DE LUZ	41
LUZ TRANSMITIDA	42
SPECKLES	43
LASER.....	43
POLARIZAÇÃO	44
O ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO	45
IMAGEM EM DENTES	45
COMPOSIÇÃO ESMALTE E DENTINA	49
PROPRIEDADES ÓPTICAS DO TECIDO DENTAL	51
MATERIAIS E MÉTODOS	58

CÂMERA DIGITAL.....	58
FONTES DE ILUMINAÇÃO	60
CORPO DE PROVA	61
SOFTWARE DE PROCESSAMENTO DAS IMAGENS.....	65
CONVERSÃO DE PADRÕES DE IMAGEM.....	72
IMAGEM MÉDIA TEMPORAL	74
REGIÃO DE INTERESSE.....	75
ALISAMENTO DAS INTENSIDADES (SMOOTHING)	76
AJUSTE LINEAR	77
DETECÇÃO DE BORDAS	80
RESULTADOS	85
MATERIAIS E MÉTODOS 2	104
RESULTADOS	108
DISCUSSÃO	116
CONCLUSÃO	152
REFERÊNCIAS.....	154
APÊNDICE A - TRABALHOS FUTUROS	159
APÊNDICE B - ROTINA EXECUTADA NO MATLAB	165
APÊNDICE C - IMAGENS.....	170

OBJETIVO

O objetivo desse trabalho é demonstrar a viabilidade da técnica de transiluminação em estrutura dental e materiais odontológicos usando fontes de laser e led com comprimentos de onda no visível e infravermelho, além de usar um processamento matemático das imagens para facilitar sua interpretação.

“Se você quer transformar o mundo, experimente primeiro promover o seu aperfeiçoamento pessoal e realizar inovações no seu próprio interior. Essas atitudes se refletirão em mudanças positivas no seu ambiente familiar. Desse ponto em diante, as mudanças se expandirão em proporções cada vez maiores. Tudo o que fazemos produz efeito, causa algum impacto.”

DALAI-LAMA

INTRODUÇÃO

A captação de imagens tem grande destaque em várias áreas como, por exemplo, em missões espaciais. Em explorações igualmente árduas como as profundezas oceânicas sempre incluem câmeras como seu principalmente componente e o sucesso dessas missões são julgadas pela qualidade das imagens retornadas.

Além das áreas macroscópicas as imagens são de suma importância na microscopia já que temos a necessidade de enxergar as informações e teorias formuladas, então, investe-se em microscópios que sejam capazes de enxergarem estruturas cada vez menores como os microscópios que usam escala atômica para observar a superfície dos corpos.

A informação na forma de imagem tem uma importância muito grande, isso é observando em instrumentos que fornecem respostas na forma de sinal e convertido para imagem para facilitar o entendimento, por exemplo, as ondas acústicas de baixa frequência produzindo imagens no sonar e as frequências na escala gigahertz produzem imagens em microscópios acústicos com resolução similar aos microscópios de luz.

Simples dispositivos ópticos como microscópio e telescópio nos permitem ver coisas que são muito pequenas ou grandes de outras maneiras. Apesar da dependência visual enxergamos um estreito espectro (400 a 700nm) quando visto a amplitude do espectro eletromagnético (Figura 1).

Algumas importantes diferenças existem entre as informações que podem ser retiradas das imagens pela visão humana e as informações que podem ser analisadas pelos computadores. A principal característica é ser primariamente qualitativa e comparativa do que quantitativa.

Os olhos não conseguem determinar características de cor e brilho dentro das imagens a menos que possam comparar, porém, mudanças graduais no brilho são geralmente ignoradas como representação na variação da iluminação, pois os olhos humanos compensam automaticamente, com isso, mudanças abruptas no brilho são constatadas mais facilmente.

A primeira diferença importante entre a visão humana e os sistemas de análise computacional são como as imagens são adquiridas. Os sensores mais comuns são as câmeras de vídeo padrão. Câmeras de estado sólido usam um chip com um array de sensores de pixel individuais. Cada detector funciona como um contador de fóton, então o sinal é lido de cada linha do detector para produzir uma voltagem análoga.

Depois de adquirida e captada as imagens é feito um trabalho de processamento delas. Essa etapa advém da necessidade de melhorar a informação visual para a interpretação e para que computadores possam saber filtrar e interpretar informações que possam ser úteis.

<FONTE: <http://br.geocities.com/neurokidsbr/vision.htm>>

Figura 1 – Espectro eletromagnético

O processamento de imagens é usado com o propósito de melhorar a apresentação das imagens para o olho humano e para preparar as imagens para que suas características e estruturas possam ser mensuradas em um computador (Russ, JC. 1995)

As medidas das imagens geralmente requerem que as características das figuras sejam bem definidas por contornos ou unicamente por brilho ou cor. Os tipos de medidas que serão feitas em toda a figura ou em características isoladas são importantes na determinação de passos apropriados para o processamento da imagem (Russ, JC. 1995).

As imagens quando são processadas por computador tem o objetivo de melhorar sua qualidade para o exame visual e/ou permitir que os computadores possam realizar a interpretação. Nesse caso, o interesse se concentra em procedimentos para extrair de uma imagem informação de uma forma adequada para o processamento computacional.

Imagens computadorizadas produzem imagens passíveis de reprodução e com um custo muito baixo. As imagens computadorizadas em relação ao olho humano têm a vantagem de ter uma capacidade maior em reconhecer mais tons que o olho humano.

Historicamente uma das primeiras aplicações de técnicas de processamento de imagem foi o melhoramento de imagens digitalizadas para jornais, enviadas por meio de cabo submarino de Londres para Nova York. A introdução do sistema Bartlane de transmissão de imagens via cabo no início dos anos 20 reduziu o tempo requerido de mais de uma semana para menos de 3 horas no transporte de imagens através do oceano atlântico.

O emprego de técnicas de computação para o melhoramento de imagens produzidas por sonda espacial iniciou-se no Jet Propulsion Laboratory (Passadena, Califórnia) em 1964,

adquirindo imagens da lua, transmitidas pelo Ranger 7, foram processadas por um computador para corrigir vários tipos de distorção de imagem inerentes à câmera de televisão a bordo. Essas técnicas serviram de base para métodos melhorados no realce e restauração de imagens das missões Surveyor para a Lua, a série Mariner de missões para Marte, os vôos tripulados da Apollo para a Lua e outros.

De 1964 até hoje, a área de processamento de imagens vem crescendo vigorosamente. Além de aplicações no programa espacial as técnicas de processamento de imagens digitais são atualmente utilizadas para resolver uma variedade de problemas. Embora, freqüentemente não relacionados, esses problemas comumente requerem métodos capazes de melhorar a informação visual para a análise e interpretação humana.

O processamento de imagens é utilizado em várias áreas, por exemplo, geógrafos usam procedimentos computacionais para melhorar o contraste ou codificar os níveis de intensidade em cores para estudar padrões de poluição em imagens aéreas ou de satélites. Procedimentos para realce e restauração são usados para processar imagens de objetos irrecuperáveis ou resultados experimentais muito caros para repetição. Em arqueologia, métodos de processamento de imagens têm restaurado com sucesso figuras fotografadas borradas, que eram os únicos registros disponíveis de artefatos raros perdidos ou danificados. Em física e áreas relacionadas, técnicas computacionais rotineiramente realçam imagens de experimentos em áreas como plasma de alta energia e microscopia eletrônica. Em medicina, procedimentos computacionais facilitam a interpretação de imagens de raios X e outras imagens biomédicas. Similarmente, aplicações de processamento de imagens podem ser encontradas em astronomia, biologia, medicina nuclear e aplicações industriais.

A odontologia vem buscando métodos que tragam mais precisão para os diagnósticos. Inicialmente investiu nas câmeras intraorais (Kairalla et al., 1997), em seguida apareceram os equipamentos que dão o resultado por meio de um sinal (Ribeiro-Figueiredo et al., 2005 e Hibst e Paulus, 1999) e agora se tem buscado transformar esses sinais em imagens para que o profissional tenha maior facilidade na interpretação de dados (Chong et al, 2007).

Há tempos as propriedades ópticas das resinas compostas odontológicas são investigadas para estudar suas características estéticas e funcionais. Fenômenos físicos como o espalhamento e absorção da luz já foram usados para investigar alterações de cor da resina (Lee, YK, 2007) ou as propriedades do esmalte (Spitzer D and Bosch JT, 1975), já a opalescência de resinas pode ser investigada usando a transmitância de luz (Lee YK et al., 2005). Em geral as propriedades ópticas dependem de características intrínsecas da matéria como o tamanho das partículas e o seu índice de refração bem como características físicas como o comprimento de onda de uma radiação que está interagindo com a matéria (Clewel DH, 1941).

Por isso, as aplicações biofotônicas na Odontologia são cada vez mais freqüentes, uma vez que uma ferramenta correta seja usada, as propriedades ópticas dos materiais possibilitam diagnósticos e tratamentos cada vez mais precisos. Um exemplo é o desenvolvimento de dispositivos para diagnósticos de cárie baseados em propriedades ópticas como a fluorescência (Hibst R, Gall R, 1998).

O raio-X é o principal recurso utilizado na clínica odontológica para o diagnóstico por imagem de lesões cariosas, principalmente caries interproximais, para avaliação de altura

óssea na Periodontia e determinar o diagnóstico de comprometimento endodôntico, bem como auxiliar no tratamento, principalmente para o posicionamento da lima dentro do canal para determinar o comprimento de trabalho (Said et al., 2006).

Outra forma para facilitar o diagnóstico são as tomadas fotográficas e em seguida a realização do processamento computacional dessas imagens (Benson et al., 2000)

Busca-se formas de processar computacionalmente as radiografias de forma a melhorar a imagem isso é feito com as radiografias tomadas na forma convencional ou em placas sensíveis ligadas a um computador, então é feita a digitalização dessa informação e usados softwares que facilitem a leitura da imagem. O inconveniente desse sistema, ainda é o uso de comprimentos de ionizantes para a realização dessas imagens. (Almeida, SM et al. 2000)

A vantagem dos sistemas de geração de imagens por comprimentos de onda visíveis é a ausência da radiação ionizante, a ausência de filme radiográfico, diagnóstico em tempo real e alta sensibilidade na detecção de lesões iniciais de cáries.

O uso de transiluminação tem potencial para:

- 1) detectar falta de homogeneidade em estruturas dentárias;
- 2) Enfatizar ou desenfatar características específicas de lesões cariosas que ajudam no diagnóstico como a desmineralização. A transmissão da luz através dos tecidos dos dentes é afetada pelo índice dos gradientes refrativos.

A transiluminação fornece uma variedade de usos quando avaliamos tecidos que possuem interação muito baixa com os tecidos sadios, porém sofrem interferência quando

atravessam alterações nesses tecidos. Dessa forma é utilizada na Medicina para a detecção de câncer de mama com a vantagem de utilizar luz visível e essa não possui efeitos ionizantes (Andersson-Engels et al., 1990).

Métodos ópticos são aplicados na Odontologia com intuito de criar ferramentas capazes de avaliar trincas em dentes (Zhang et al, 2007) pois apresentam um caráter de avaliar alterações na homogeneidade do esmalte.

A aquisição e o processamento de imagens em Odontologia é uma importante ferramenta, pois torna mais preciso os diagnósticos realizados na prática clínica. Por isso, é necessário investir em meios que facilitem a aquisição das imagens, além de fornecer imagens de boa qualidade.

*“São fúteis e cheias de erros as ciências que não nasceram da experimentação, mãe
de todo conhecimento”*

LEONARDO DA VINCI

REVISÃO DE LITERATURA

ABSORÇÃO E ESPALHAMENTO

Da mesma forma como um átomo emite um fóton ao passar de um estado de maior energia para um estado de menor energia, ele pode absorver um fóton e passar de um estado de menor energia para um estado de maior energia (Tipler, 2000).

A Figura 2 ilustra vários fenômenos que podem ocorrer quando um fóton se choca com um átomo. Na Figura 2(a), a energia do fóton é insuficiente para promover o átomo para um estado excitado, nesse caso, o átomo permanece no estado fundamental e o fóton apenas muda de direção. Como o fóton tem a mesma energia antes e depois da colisão, o fenômeno é chamado de espalhamento elástico. Quando o comprimento de onda da luz incidente é muito maior do que as dimensões do átomo, o espalhamento pode ser descrito corretamente pela teoria eletromagnética clássica e é conhecida como espalhamento de Rayleigh. A probabilidade que ocorra o espalhamento Rayleigh é inversamente proporcional ao comprimento de onda elevada à quarta potência. Isso significa que a luz azul é espalhada com muito mais facilidade que a luz vermelha (Tipler, 2000).

A Figura 2 (b) mostra o espalhamento inelástico, que ocorre quando o fóton incidente tem energia suficiente para induzir a transição do átomo para um estado de maior

energia. Nesse caso a energia do fóton espalhada é menor do que a energia do fóton incidente. O espalhamento inelástico da luz foi observado pela primeira vez pelo físico indiano C. V. Raman, por isso, é conhecido também espalhamento Raman (Tipler, 2000).

Na Figura 2 (c) a energia do fóton incidente é exatamente igual à diferença de energia entre o estado fundamental e o primeiro estado excitado do átomo. Ao absorver o fóton, o átomo sofre uma transição para o primeiro estado excitado, depois de alguns instantes, volta por emissão espontânea ao estado fundamental, emitindo um fóton cuja energia é igual ao do fóton inicial. A fase do fóton emitida não tem nenhuma relação com a fase do fóton original. O processo é conhecido como absorção ressonante (Tipler, 2000).

Na Figura 2 (d) a energia do fóton é suficiente para excitar o átomo para um estado de energia muito maior que o estado fundamental. Depois de absorver o fóton, o átomo perde energia por emissão espontânea emitindo fótons de menor energia até voltar ao estado fundamental. Um exemplo comum é quando o átomo é excitado por luz ultravioleta e emite fótons de luz visível. Este processo é chamado de fluorescência (Tipler, 2000).

Figura 2 - Interações fóton-átomo

REFLEXÃO E REFRAÇÃO

A velocidade da luz em um meio transparente é sempre menor que a velocidade no espaço livre. Todo meio transparente é caracterizado por um índice de refração.

Quando um raio luminoso atinge a superfície que separa dois meios diferentes parte da energia luminosa é refletida e parte penetra no segundo meio. Se a luz incidente não for perpendicular à superfície, o raio transmitido não será paralelo ao raio incidente. A mudança de direção do raio transmitido é chamada de refração (Tipler, 2000).

O raio refletido está no plano de incidência e faz um ângulo com a normal que é igual ao ângulo de incidência este resultado é conhecido como lei de reflexão. A lei de reflexão é válida para ondas de todos os tipos (Tipler, 2000).

Quando uma onda atravessa uma interface na qual a velocidade da onda diminui o ângulo de refração é menor do que o ângulo de incidência, em outras palavras, o raio refratado se aproxima da normal. Quando a velocidade da onda aumenta na interface o raio refratado se afasta da normal (Tipler, 2000).

Cleweel, DH, 1941, mostra que uma solução ZnO apresenta uma menor dispersão quando iluminado com verde quando o tamanho das partículas estão entre 0,2 e 0,4 μm , além disso, demonstrou que o comprimento de onda azul mostrou um maior espalhamento quando comparado com o verde e seguido pelo vermelho. Nesse seu trabalho obteve porcentagens mínimas de transmissão utilizando a luz verde quando o tamanho das partículas esteve entre 0,2 e 0,4 μm .

MECANISMOS FÍSICOS DA REFLEXÃO E REFRAÇÃO

Os mecanismos físicos responsáveis pela reflexão e refração podem ser expressos em termos da absorção e irradiação da luz pelos átomos do meio no qual a luz incide. Quando a luz que está viajando no ar atinge a superfície de um meio os átomos absorvem a luz e tornam a irradiá-la com a mesma frequência em todas as direções. As ondas irradiadas para trás pelos átomos do meio sofrem interferência construtiva apenas para um ângulo igual ao ângulo de incidência e se somam para formar a onda refletida (Tipler, 2000).

A onda transmitida é o resultado da onda incidente com a onda produzida pela absorção e irradiação da luz por parte dos átomos do meio. No caso da luz que entra no meio existe uma diferença de fase entre a onda irradiada pelos átomos do meio e a onda incidente e, portanto existe uma diferença de fase entre a onda resultante e a onda incidente. Esta diferença de fase faz com que os picos da onda transmitida se atrasem em relação aos picos das ondas incidentes. Em consequência, a onda transmitida não viaja tão longe em um dado período de tempo quanto a onda incidente, ou seja, a velocidade da onda transmitida é menor que a da onda incidente. Como a frequência da luz no segundo meio é igual a luz incidente – os átomos absorvem e irradiam a luz com a mesma frequência – e a velocidade é diferente, o comprimento de onda da luz transmitida é diferente do comprimento do comprimento de onda da luz incidente (Tipler, 2000) .

REFLEXÃO DIFUSA E REFLEXÃO ESPECULAR

Quando há vários raios luminosos emitidos por uma fonte luminosa e refletidos por uma superfície plana, esses raios refletidos divergem exatamente como se tivessem sido emitidos por outra fonte situada do outro lado da superfície refletora. A reflexão por uma superfície lisa é chamada de reflexão especular. O outro tipo de reflexão que ocorre é denominada de reflexão difusa. Esta reflexão ocorre quando a superfície refletora é irregular. Na reflexão difusa os raios são refletidos em direções aleatórias e, portanto não formam uma imagem (Tipler, 2000).

REFLEXÃO INTERNA TOTAL

Quando o ângulo de incidência aumenta o ângulo de refração também aumenta até que seja atingindo um ângulo de incidência no qual o ângulo de refração é noventa graus. Para ângulos de incidência maiores do que este ângulo crítico, não existe raio refratado toda a energia é refletida. Este fenômeno é denominado reflexão interna total (Tipler, 2000).

Porém, a reflexão interna total só ocorre quando a luz se encontra inicialmente no meio que possui o maior índice de refração (Tipler, 2000).

DISPERSÃO

O índice de refração de um material varia ligeiramente com o comprimento de onda. Em muitos materiais o índice de refração diminui à medida que o comprimento de onda aumenta. Esta variação do índice de refração com o comprimento de onda (e, portanto, com a frequência) recebe o nome de dispersão. Quando um feixe de luz branca incide na superfície de um prisma de vidro, o ângulo de refração (medido em relação à normal) é menor para pequenos comprimentos de onda do que para grandes comprimentos de onda. Assim, os raios de menor comprimento de onda são mais desviados em direção à normal do que raios os raios de maior comprimento de onda (Tipler, 2000).

INTERFERÊNCIA E DIFRAÇÃO

Interferência é a combinação de duas ou mais ondas que se encontram na mesma região do espaço e difração é o encurvamento dos raios luminosos que ocorre quando uma parte de uma frente de onda encontra um obstáculo (Tipler, 2000).

As regiões brilhantes ocorrem quando um número de ondas são somadas e produzem um máximo de intensidade, sendo chamado de interferência construtiva. A

interferência destrutiva ocorre quando um número de ondas adicionadas produzem uma intensidade mínima na onda resultante (Guenther, 1990).

DIFERENÇA DE FASE E COERÊNCIA

Quando duas ondas senoidais de mesma frequência e comprimento de onda e fases diferentes se combinam, a onda resultante é uma onda senoidal cuja amplitude depende da diferença de fase. Se a diferença de fase é zero ou um múltiplo inteiro de 360° , as ondas estão em fase e interferem construtivamente, então a amplitude resultante é igual a soma das amplitudes individuais e a intensidade é máxima. Se a diferença de fase é de 180° ou um múltiplo ímpar de 180° , as ondas estão fora de fase e interferem destrutivamente, com isso, a amplitude resultante é a diferença das amplitudes individuais e a intensidade é mínima. Se as amplitudes são iguais, a intensidade máxima é quatro vezes maior que a intensidade de uma das ondas e a intensidade mínima é zero (Tipler, 2000).

A diferença de fase entre duas ondas muitas vezes se deve a uma diferença nas distâncias percorridas pelas ondas. Uma diferença de um comprimento de onda na distância percorrida resulta em uma diferença de fase de 360° que equivale a uma diferença de fase nula, já um comprimento de fase de meio comprimento de onda resulta em uma diferença de fase de 180° (Tipler, 2000).

Outra causa de diferença de fase é a mudança de fase de 180° que as ondas às vezes sofrem ao serem refletidas na interface de dois meios (Tipler, 2000).

A interferência de ondas produzidas por duas ou mais fontes não é observada a menos que as fontes sejam coerentes. Como um raio luminoso em geral é o resultado da irradiação independente de milhões de átomos, a diferença de fase entre as ondas produzidas por duas fontes varia de forma aleatória muitas vezes por segundo (Tipler, 2000).

MODELO DE PROPAGAÇÃO DE LUZ

Muitos dos recentes avanços que descrevem a transferência da energia laser nos tecidos são baseados na teoria de transporte. Essa teoria é preferida na avaliação ótica de tecidos, ao invés, das ferramentas analíticas que usam a equação de Maxwell devido a falta de homogeneidade dos tecidos biológicos. De acordo com a teoria de transporte a radiância $L(r, s)$ ($W \cdot m^{-2} \cdot sr^{-1}$) da luz na posição r seguindo uma direção do vetor s é diminuído pela absorção e espalhamento mas é aumentado pela luz que é espalhada na direção s' dentro da direção s . A equação do transporte de radiação que descreve a interação da luz é:

$$s \cdot \nabla L(r, s) = -(\mu_a + \mu_s) L(r, s) + \mu_s \int_{4\pi} p(s, s') L(r, s') d\omega'$$

Onde μ_a (m^{-1}) é coeficiente de absorção, μ_s (m^{-1}) é coeficiente de espalhamento, μ_t (m^{-1}) é o coeficiente de atenuação, $d\omega'$ é o ângulo diferencial na direção s' , e $p(s, s')$ é a fase da função. O coeficiente total de atenuação é:

$$\mu_t = \mu_a + \mu_s$$

A função de fase descreve a distribuição angular para os eventos de espalhamento simples (Cheong et al., 1990).

Usualmente a forma da função de fase não é conhecida. Nesses casos a função de fase é caracterizada por um parâmetro simples g chamada de média dos cossenos de fase. O parâmetro g é algumas vezes chamado de coeficiente de anisotropia. Ele faz a medida de assimetria das características de espalhamento (Cheong et al., 1990).

LUZ TRANSMITIDA

A luz transmitida pela matéria que não sofre o processo de espalhamento sofre um processo de atenuação exponencial seguindo a lei de Beer. Para a luz que passa diretamente de um lado ao outro do tecido com espessura t sem sofrer refletância na superfície, a transmissão é dada por:

$$T_c = e^{-\mu t.t}$$

Onde T_c é a luz transmitida que não sofreu espalhamento (algumas vezes também chamada como transmissão primária ou colimada) (Cheong et al., 1990).

SPECKLES

Speckles é um efeito que reduz a resolução das imagens quando elas são realizadas com fontes de iluminação coerente (laser). A luz coerente que caminha variadamente por todo caminho óptico interferirá e produzirá uma imagem com variações de intensidades. Esse efeito é denominado speckles (Guenther, 1990).

As variações das intensidades dependem do caminho percorrido e da rugosidade superficial (Guenther, 1990).

LASER

O laser (light amplification by stimulated emission of radiation) é um dispositivo que usa a emissão estimulada para produzir um feixe intenso de fótons coerentes. Considere um sistema constituído por átomos que estão no estado fundamental e quando excitados vão

para um estado excitado. Se esses átomos são irradiados com fótons os átomos que se encontram no estado fundamental podem absorver um fóton e sofrer uma transição para o estado excitado, os que já estão no estado excitado podem ser estimulados a decair para o estado fundamental. As probabilidades relativas de absorção e emissão estimulada foram calculadas por Einstein, que eram exatamente iguais. Como à temperatura ambiente quase todos os átomos estão no estado fundamental, em condições normais o efeito predominante é o da absorção. Para que a emissão estimulada se torne mais provável que a absorção, é preciso fazer com que haja mais átomos no estado excitado do que no estado fundamental. Esse fenômeno é conhecido como inversão da população. Como característica feixe de luz produzido por um laser é coerente, estreito e intenso (Tipler, 2000).

POLARIZAÇÃO

As ondas eletromagnéticas no espaço livre são ondas transversais, as vibrações ocorrem em um plano perpendicular à direção de propagação da onda. Quando a vibração se mantém sempre na mesma direção diz-se que a onda é linearmente polarizada (Tipler, 2000).

As ondas produzidas por fontes Leds não são polarizadas diferentemente das ondas produzidas por fontes laser.

O ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO

A diferença entre as várias ondas eletromagnéticas – ondas luminosas, ondas de rádio, raios-X, raios gama, microondas e outras – está apenas no comprimento de onda e na frequência. A Figura 1 mostra o espectro eletromagnético evidenciando a estreita faixa do espectro visível que aproximadamente está da faixa de 400 nm até os 700 nm esse intervalo é conhecido como a faixa de luz visível.

As diferenças entre os comprimentos de onda dos vários tipos de ondas eletromagnéticas têm importantes consequências do ponto de vista prático. O comportamento das ondas varia consideravelmente de acordo com a relação entre o comprimento de onda e as dimensões dos objetos ou aberturas que a onda encontra pela frente. Os comprimentos de onda da luz visível, por ocuparem uma faixa estreita que vai de 400 a 700 nm, são muito menores que a maioria dos obstáculos (Tipler, 2000).

IMAGEM EM DENTES

Almeida et al. (2000), avaliou um sistema de radiografias digitais em resoluções de 150, 300 e 600 dpi utilizando-se de uma lima endodontica número 08 em um dente unirradicular e os examinadores avaliavam o comprimento da lima dentro do canal. Os autores verificaram que a resolução de 150 dpi forneceu resultados estatisticamente piores

do que quando utilizou resoluções de 300 e 600 dpi, porém não encontrou diferença estatística entre essas duas últimas resoluções.

Keem e Elbaum (1997) apresentam um método de processamento de imagens independente da posição que as imagens são realizadas e que seja robusto as alterações de iluminação.

Benson et al. (2000) analisaram o uso de imagens computadorizadas para medir a área de desmineralização da superfície lingual de um dente e analisar os efeitos que provocam nas medidas variando o ângulo que são feitas essas imagens. Flash interferiu nas imagens bem como o ângulo provocaram interferência da área medida. Imagens computadorizadas têm mostrada boa reprodutibilidade.

van der Veen e ten Bosh (1995) observaram cáries artificiais através da reprodução de imagem após a iluminação com laser azul tem-se notado a predominância da fluorescência do verde.

Zhang et al (2007) avaliaram as propriedades de fadiga e fratura dos ossos e dentes a partir de imagens formadas para a compreensão de trincas iniciais e crescimento em tecidos duros do corpo humano descrevendo uma técnica experimental desenvolvida para o exame das propriedades de fadiga e fratura dos tecidos duros. Para isso apresenta uma metodologia validando sua aplicação e transferindo seu resultado para o estudo de fraturas em tecidos duros. Para a avaliação foram utilizadas ferramentas ópticas para a caracterização e quantificação da extensão da trinca. Para a realização das imagens microscópias foi utilizados um microscópio de luz stéreo.

Said et al., 2006 automatizaram o processo de identificação pós-morte de indivíduos usando gravações dentais . A segmentação dos dentes a partir de radiografias periapicais é um passo essencial para a realização automatizada para identificação pós-morte. Nesse trabalho eles oferecem uma ferramenta matemática para resolver o problema de segmentação. Além disso, propõe um contraste na escala de cinza ampliada para melhorar o desempenho da segmentação dos dentes. Compararam o trabalho de segmentação deles com outras literaturas. Como resultado de manipulação de radiografias periapicais e interproximais seu método obteve menos falha que os métodos comparados.

Culjat et al. (2005) na busca por melhores diagnósticos de trincas nos dentes usaram aparelho de ultrassom. Esse aparelho tem a habilidade de penetrar em tecidos duros e detectar descontinuidades. Nesse trabalho para obter melhores resultados as imagens com ultrassom foram processadas matematicamente.

Constantino e Silva (2000) apresentam um trabalho demonstrando as variadas formas de utilizar a transformada de Fourier para diferentes finalidades com programas escritos em Basic. Os autores demonstram a facilidade de uso FFT programada em BASIC facilitando o acesso a todas as rotinas e facilitando a manipulação.

Andersson-Engels. et al. (1990) avaliaram uma técnica *time-gated* por transiluminação para verificar a possibilidade do seu uso na detecção de tumores em mama com o intuito de verificar um aumento no contraste e conseqüentemente diminuindo o espalhamento da luz no tecido e como resultado verificaram a superioridade da técnica.

Fischer et al. (2002) propõem um novo método para diagnosticar cárie baseado na autofluorescência da cárie e aplicação da transformada rápida de Fourier em imagem de

microscopia. Esse dispositivo providencia o espectro de fluorescência para todos os pixels de forma simultânea. Por esse método foi possível detectar cáries em estágios iniciais. Os autores concluíram que houve uma facilidade em se usar a transformada rápida de Fourier para analisar e diagnosticar cáries em estágios precoces.

Bill et al. (1998), desenvolveram um protótipo de um OCT (tomografia de coerência óptica) para imageamento de tecidos duros e moles da cavidade oral. Imagens de alta resolução tem sido obtido *in vitro*. As imagens mostram claramente esmalte, cemento e gengiva. OCT mostra-se como uma técnica potencial para o diagnóstico de doenças periodontais.

Yasui et al. (2004), determinaram a orientação da fibra colágena baseado na medida de polarização do tipo de reflectância da geração da segunda harmônica induzida por luz e o grau de organização das fibras colágenas

Voznesenski et al. (2003), discutiram um modelo de transmissão de luz na estrutura com diâmetros comparáveis com comprimentos de onda na escala do visível. Um modelo escalar de onda de luz meios sem homogeneidades é usado para calcular a intensidade da distribuição. O resultado dos cálculos são comparados com as características observadas no microscópio obtidos quando as seções de dentina são iluminadas com luz branca.

Benson et al (2000), investigaram o uso de imagens computadorizadas para análise das medidas de área da superfície vestibular desmineralizadas e análise do efeito das medidas variando o ângulo que as imagens são fotografadas. Nesse trabalho os autores usaram 22 dentes com áreas desmineralizadas e fotografados nos ângulos de 0, 20 e 40°. As imagens mostraram redução do tamanho quando o ângulo aumento para 40°.

Bodier-Houllé et al. (2000), investigaram nesse trabalho a relação entre esmalte e dentina de modo a evidenciar o guia da dentina mineralizada durante a formação do esmalte. Os resultados foram obtidos a partir de microscopia eletrônica de alta resolução, em seguida as imagens foram digitalizadas e em seguida foram analisadas por um software de forma a obter um difratograma digital dos cristais individuais.

COMPOSIÇÃO ESMALTE E DENTINA

O esmalte é a camada mais externa do dente dura e resistente composta de cristais de hidroxiapatita arranjado em prismas com orientação essencialmente perpendicular a junção esmalte-dentina. Localizado abaixo do esmalte temos a dentina, sendo o maior substrato do dente em volume e sua composição é aproximadamente 45%vol de matéria orgânica, 30%vol de material orgânico e 25%vol de água (Ten Cate, 1998). Os componentes orgânicos e inorgânicos consistem de uma rede de fibras colágenas e cristais de apatita. A dentina é cortada por uma rede de túbulos que se estendem da polpa dental até a junção amelo-dentinária. A luz dos túbulos possui diâmetro interno entre 1 e 2 μm . e cada orifício é rodeado por tecido mineralizado e é chamada de dentina peritubular (Figura 3).

Figura 3 - Estrutura dental macroscópica - esmalte, dentina e polpa

PROPRIEDADES ÓPTICAS DO TECIDO DENTAL

As propriedades ópticas dos tecidos biológicos podem ser quantitativamente descritas definindo as constantes ópticas – a absorção (μ_a) e o coeficiente de espalhamento (μ_s) – que representa a probabilidade do fóton incidente ser absorvido ou espalhado, bem como a função da fase de espalhamento ϕ ($\cos \theta$), que é uma função matemática que descreve a natureza direcional do espalhamento (Cheong et al., 1990)

Os parâmetros ópticos para o esmalte e dentina normais foram reportados para comprimentos de onda em uma escala de 200 a 700 nm. Para o esmalte, a absorção da luz é muito fraca na escala da luz visível ($\mu_a < 1 \text{ cm}^{-1}$, $\lambda = 400$ a 700 nm) e aumenta no ultravioleta ($\mu_a > 10 \text{ cm}^{-1}$, $\lambda < 240$ nm). Para a dentina na escala de 400 a 700 nm o coeficiente de absorção é essencialmente independente do comprimento de onda, com valores de $\mu_a \sim 4 \text{ cm}^{-1}$. O espalhamento no esmalte é mais intenso perto do ultravioleta e diminui com o comprimento de onda ao cubo com o aumento do comprimento de onda. Em contraste, o espalhamento na dentina ocorre fortemente ao longo de todo comprimento de onda (ultravioleta próximo, visível e infravermelho próximo) (Fried et al., 1995a)

Fried et al., em 1995b avaliaram as propriedades do espalhamento de luz do esmalte dental e da dentina medindo a 543, 632 e 1053 nm. Além disso, observou o espalhamento variando o ângulo de 0 a 180° . O espalhamento da superfície foi minimizado imergindo a amostra em um líquido de mesmo índice. O coeficiente de absorção e espalhamento e a função de fase de espalhamento foi deduzido comparando a medida de espalhamento com a simulação de espalhamento de Monte Carlo. Esmalte espalhou fracamente a luz entre 543

nm e 1.06 μm , com o coeficiente de espalhamento de 15 a 105 cm^{-1} . O espalhamento na dentina é muito forte no visível e infravermelho próximo ($\mu\text{s} = 260 \text{ cm}^{-1}$) e fraca absorção ($\mu\text{a} = 4 \text{ cm}^{-1}$).

Kairalla et al., 1997 demonstraram em seu trabalho uma comparação in vitro da efetividade de três métodos de diagnóstico da lesão de cárie em 26 sítios de interesse, dispostos na face palatina de 20 coroas de dentes caninos permanentes de humanos. Quatro examinadores receberam orientação teórico-prática para o diagnóstico, através de três métodos: inspeção visual; tátil (inspeção visual - sonda exploradora com ponta romba); e videoscópico (sistema AcuCam). Para a validação dos dados, os dentes foram seccionados paralelamente ao seu longo eixo por um disco de diamante e analisados histologicamente em um microscópio estereoscópico com aumento de 40X. Diagnósticos compatíveis com o exame histológico apresentaram percentual de acerto no método de inspeção visual de 40,4%, no exame tátil de 38,5% e no videoscópico de 41,3%, resultados que não demonstraram diferença estatisticamente significativa. Concluiu, pelos resultados obtidos, que os três métodos apresentaram acuidade semelhante no diagnóstico da lesão de cárie; dentre os métodos estudados, o exame ao videoscópio foi o que mais se aproximou do histológico, seguido pelo visual; o mais distante foi o tátil. Constatou-se também uma elevada porcentagem de erro de diagnósticos (59,9%), o que conseqüentemente acarretaria uma conduta terapêutica inadequada

Ribeiro-Figueiredo et al., 2005 compararam o espectro de fluorescência obtido a partir da excitação de três comprimentos de onda em esmalte e dentina sadios e dentina cariada. Os resultados foram analisados usando uma figura de mérito (razão do pico de retroespalhamento pela amplitude máxima de fluorescência) Os resultados mostraram que

o melhor comprimento de onda de excitação para a detecção da cárie oferecendo o maior contraste entre o tecido sadio e cariado foram 442 e 632 nm. Os resultados demonstraram a escolha da luz vermelha viável para o diagnóstico da cárie.

Hibst e Paulus, 1999 avaliaram o laser vermelho iluminando cárie para a detecção e observaram que a fluorescência total diminui com o aumento do comprimento de onda, mas essa diminuição é muito mais pronunciada para o esmalte do que a cárie de esmalte ou dentina cariada. Para 640 nm ou 655 nm como excitação tem-se a fluorescência em 680 nm com a fluorescência do tecido cariado sendo maior que o do tecido sadio. Essa característica permite detectar carie através da intensidade de fluorescência fazendo uma análise espectral. Com base nesses resultados foi construído um sistema com diodo emissor de luz e um foto diodo combinado com um filtro passa alta. Isso tornou viável a reprodução quantitativa das medidas e detecção e monitoramento de cárie.

Chong et al., 2007 avaliaram a hipótese que a inibição da desmineralização em vitro simulando um modelo de cárie com diferentes agentes com flúor foram monitorados usando um método não destrutivo através da tomografia óptica coerente na superfície do esmalte ao redor de brackets ortodônticos. Nesse experimento foram usados 60 molares humanos divididos em 4 grupos de 15. Os grupos consistiam de um controle, cimento de ionômero de vidro, adesivo com flúor e uma solução de flúor. A reflexão das superfícies dos dentes foram monitorados um PSOCT com diferentes tempos depois de expostos a um ciclo de pH de remineralização e desmineralização. O microscópio de luz polarizada foi usado para examinar a profundidade das lesões depois de 15 dias de ciclo. Como resultado o PSOCT foi efetivo para medir as diferenças de reflectividade entre os grupos controle e com flúor demonstrando um poder efetivo do flúor em ionômero de vidro e solução de flúor.

Lee et al., 2005 avaliaram a opalescência, onde o espalhamento da luz de pequenos comprimentos de onda do espectro visível dando ao material uma aparência azulada quando a luz era refletida e alaranjado/amarronzado quando a luz era transmitida. Tiveram como objetivo determinar a opalescência das resinas compostas com a medida da cor por um espectrofotômetro. Usaram resinas da cor A2 e esmalte e mediram a refletância e transmitância e compararam os parâmetros de opalescência e calcularam a diferença nas coordenadas azul-amarelo e os parâmetros vermelho-verde entre as cores transmitidas e refletidas nos corpos de prova com 1 mm de espessura. A escala dos parâmetro de opalescência foi 5,7-23,7, sendo maior para as resinas sem carga. Entretanto, houve diferença significativa entre as resinas compostas.

Lee YK, 2007 avaliou a cor e a distribuição espectral de sete resinas compostas devido a importância do efeito de translucidez do material para determinar a influencia do espalhamento e as características de absorção incluindo a translucidez e a opalescência nas coordenadas de cor CIE das resinas compostas. A cor e a distribuição espectral de sete resinas compostas foi medida a reflectância e a transmitância. As constantes ópticas incluindo os coeficientes de espalhamento, absorção, reflexão foram calculados a partir do espectro de reflectância usando a equação de Kubelka. O parâmetro de opalescência foi calculado como a diferença entre as coordenadas amarelo-azul e vermelho-verde entre as cores refletidas e transmitidas. O parâmetro de translucidez foi calculado pela translucidez com uma correlação simples entre cada CIE medido usando protocolos variados com parâmetros ópticos foi determinado e múltiplas análises determinou-se a influencia significativa de várias coordenadas de cor. Os valores CIE foram influenciados por todos os parâmetro ópticos. As características de espalhamento e absorção influenciam a cor da

resina composta. O controle do tamanho e a fração do volume das cargas controlados levam a uma melhor reprodução das cores considerando os índices de refração da carga e da matriz.

Spitzer e ten Bosch, 1974 mediram a refletância e a transmitância pelo esmalte dental entre os comprimentos de onda de 220 a 700 nm por meio de uma esfera integradora. Nos resultados os coeficientes de espalhamento e absorção foram computados através de um modelo teórico. O espectro de absorção de componentes orgânicos dissolvidos do esmalte foi determinado. O pico de absorção em 270 nm é comum em todo espectro. Esse pico no esmalte bovino é cerca de 3 vezes maior que o espectro do esmalte humano. O pico do material dissolvido é tal alto quanto no esmalte humano. Concluem que os componentes orgânicos são presumivelmente aminoácidos aromáticos e são responsáveis por quase toda a absorção óptica observada.

Clewell, 1941 publica um artigo demonstrando o espalhamento de luz em meios turvos esse artigo baseia-se em discussão teórica do espalhamento Rayleigh em função do tamanho da partícula, onde ele conclui na sua justificativa teórica que a função do espalhamento foi empiricamente derivada da tentativa qualitativa de descrever o espalhamento como uma função do tamanho da partícula em uma ampla escala de tamanhos de índices de refração. O espalhamento por difração, se considerado como a base do fenômeno na região de extremo espalhamento tal como é exibido por uma fina e alto índice de pigmentos imediatamente valor para o fato que todo pigmento que tem escala de tamanho com seu vizinho de metade do comprimento de onda da luz visível possui o máximo de espalhamento.

ten Bosch e Zijp (1987) observaram em seu trabalho que a dentina na escala de comprimento de onda de 400 a 700 nm apresentou o coeficiente de absorção essencialmente independente do comprimento de onda com valor de $\mu_a \sim 4 \text{ cm}^{-1}$.

Angmar-Mansson e ten Bosch (1987) verificaram que o aumento da porosidade das lesões leva a um aumento do retroespalhamento na superfície das lesões e aumento do espalhamento no corpo da lesões, com isso, produzindo um aumento na magnitude da reflectância difusa.

*“Competência, planejamento, determinação, espírito de equipe e amor
são as qualidades essenciais para ser dono do futuro. Mas também é
preciso ter fé, acreditar.”*

Roberto Schinyashiki

MATERIAIS E MÉTODOS

CÂMERA DIGITAL

Dois elementos são necessários para a aquisição de imagens digitais. O primeiro é um dispositivo físico que seja sensível a uma banda do espectro de energia eletromagnética (como raios X, ultravioleta, visível ou banda infravermelha) e que produza um sinal elétrico de saída proporcional a um nível de energia percebido. O segundo, chamado digitalizador é um dispositivo para a conversão da saída elétrica de um dispositivo de sensoriamento físico para a forma digital. Nesse experimento utilizamos uma câmera CCD (dispositivos de carga acoplada / charge-coupled devices), nesse equipamento os detectores estão dispostos na forma de arranjos em matrizes.

Para o processamento de imagens a primeira etapa é a aquisição das imagens por meio digital, para fazer isso, necessitamos de um sensor capaz de captar as imagens, no caso foi uma câmera CCD colorida com captação das imagens em RGB (câmera LG – color RGB). Essas imagens depois de captadas eram enviadas a um computador para o seu armazenamento.

Essa câmera contém um arranjo de diodos que funcionam como coletores de luz que entra nos semicondutores elevando os elétrons de valência para bandas de condução, então

o número de elétrons é diretamente medido da intensidade de luz. Os diodos possuem uma característica perfeitamente regular sem nenhuma distorção da imagem ou sensibilidade a mudanças de campos a vantagem desses dispositivos é o baixo custo e sua robustez, quando comparado com as câmeras de tubo.

Essa CCD funciona captando a imagem em sensores que estão dispostos lado a lado e cada sensor capta uma quantidade de luz estes dispositivos de captação são os pixels e cada pixel capta o sinal luminoso e o transforma em carga elétrica essa carga elétrica corresponde a luz que esta chegando na CCD.

Quando a imagem chega ao computador há um conversor análogo-digital que transforma impulsos elétricos em informação digital numérica as informações são guardadas em código binário simples para um computador. Um conversor análogo-digital de 12 bits, ou digitalizador, produzirá imagens monocromáticas de 12 bits que contém 4096 cores na escala de cinza (pois, 2^{12} é igual a 4096). Fazendo a mesma comparação uma digitalização de 8 bits produzirá uma imagem monocromática de 8 bits contendo 256 tonalidades de cinza (2^8 é igual a 256). Essas tonalidades de cinza vão do 0 que é o preto absoluto ao 255 que é o branco absoluto.

FONTES DE ILUMINAÇÃO

As fontes de luz utilizadas para transiluminação foram dois lasers de baixa potência e três LEDs com diferentes comprimentos de onda. Essas fontes possuem algumas características que as diferenciam na emissão da luz, pois o laser produz radiação eletromagnética com monocromaticidade (possui frequência muito bem definida), coerência (possui relações de fase bem definidas) e colimada (propaga-se como um feixe). Na geração o laser funciona a partir da excitação de um número mínimo de átomos de determinado material para um nível de energia superior de modo a se obter uma inversão da população e amplificação dos fótons emitidos estimulados pelos primeiros. Os Lasers utilizados foram um de He-Cd emitindo luz azul em 442nm e com intensidade óptica de 5mW e um laser de Nd:YAG dobrado (figura. – 4) emitindo luz verde em 532nm e com 7mW de potência óptica.

A outra fonte de iluminação utilizada foi o LED, que diferentemente do laser que possui somente um comprimento de onda, esse apresenta uma faixa de emissão e é produzida pela interação energética dos elétrons através da junção de duas pastilhas P-N, através da recombinação de lacunas e elétrons. Essa recombinação exige que a energia possuída por esse elétron, que até então era livre, seja liberada, o que ocorre na forma de calor ou fótons de luz. Uma característica importante observada nessa radiação é que, em lugar de sua frequência ser aleatória, como no caso da lâmpada incandescente que se espalha pelo espectro, ela tem uma frequência muito bem definida, que depende do tipo de material empregado no semicondutor.

Os LEDs usados foram montados como um dispositivo pela empresa MM Optics Ltda (São Carlos – SP) (figura – 5) possuindo as pontas intercambiáveis para troca do led permitindo emitir três faixas de onda nas cores azul, verde e vermelho do mesmo equipamento. O espectro dos Leds foram medidos em espectrofotômetro no laboratório de Biofotônica do Grupo de Óptica e em seguida, usando o software Origin® esses espectros foram normalizados em suas intensidades. O espectro do Led Azul ficou centrado em 456 nm, do led verde em 521 nm e do led vermelho em 666 nm (figura - 6) – ver tabela 1.

Tabela 1 - Comprimento de onda emitido pelos LEDs utilizados na transiluminação das amostras

	Comprimento de Onda (nm)
Led Azul	456
Led Verde	521
Led Vermelho	666

CORPO DE PROVA

O corpo de prova foi confeccionado em resina composta dental da marca Z250 (3M) na cor A2 Lote 5FJ com tempo de cura de 40s. A pastilha teve as dimensões de 1 cm de diâmetro e 1,5 cm de espessura a distância entre os pinos foi de 1 mm de uma borda externa a outra borda externa do outro pino havia 3 mm de distância (figura - 8). A resina

foi polimerizada por um LED azul com pico de emissão em 470 nm, sendo a potência de polimerização de 400 mW/cm².

Os pinos utilizados são de aço com diâmetro de 1 mm de formato cilíndrico e foram fixados para impedir sua movimentação durante a realização dos experimentos. Além disso, foi confeccionada uma máscara em torno da pastilha para evitar passagem de luz diretamente da fonte de iluminação para a câmera, desse modo, permitiu que a câmera captasse somente a luz que passou pelo corpo de prova (figura. 9).

Figura 4 - À esquerda laser de HeCd e a direita laser de Nd:YAG dobrado

Figura 5 - Dispositivo Led montado pela empresa MMOptics (São Carlos - SP)

Figura 6 - Espectro dos Leds utilizados no experimento

SOFTWARE DE PROCESSAMENTO DAS IMAGENS

O processamento da imagem envolve procedimentos que são geralmente expressos em forma algorítmica, assim, com exceção da aquisição e exibição da imagem, a maioria das funções de processamento foram implementadas em um programa, sendo que a rotina para o processamento das imagens foi escrita no software MATLAB® (The Math Works, Natick, Massachusetts, USA).

O trabalho de processamento das imagens constitui de uma rotina que foi escrita de forma a promover o somatório de todas as imagens (foram utilizadas para cada processamento 16 captações) e conversão do padrão RGB para a escala de cinza, em seguida, foi feita a média temporal das imagens seguida da escolha da região de interesse, o próximo passo consistiu na realização do alisamento das intensidades (feito linha a linha na imagem), depois o ajuste linear, finalmente, a detecção de borda através da filtragem das altas frequências e para melhorar a visualização final da imagem aplicou-se um passo que chamamos de threshold, essa etapa tem o objetivo de destacar as bordas dos pinos na imagem para melhorar a visualização.

Todas as etapas de processamento das imagens podem ser resumidas em seis etapas principais (figura 7):

- 1) Somatório e conversão das imagens de RGB para escala de cinza;
- 2) Média temporal das imagens;
- 3) Escolha da Região de Interesse;
- 4) Alisamento das intensidades;

- 5) Ajuste linear; e
- 6) Detecção de borda através da filtragem das altas frequências.

MONTAGEM EXPERIMENTAL

A montagem deste experimento consistiu em posicionar dois pinos sobre uma pastilha de resina composta dental fotopolimerizada (Z250 – 3M) com os pinos e a resina fixados em uma máscara metálica. A máscara tem a função de evitar que a luz da fonte de excitação chegue até a câmera. Os pinos foram posicionados de forma que ficassem em contato com a resina.

A espessura de cada pino era de 1mm e estes foram posicionados a 1 mm de distancia entre si. A fonte de luz foi posicionada o mais próximo possível dos pinos para permitir uma maior concentração da energia luminosa no corpo de prova.

A câmera foi posicionada perpendicularmente ao corpo de prova de forma que a imagem captura da ocupasse toda a tela e a face que foi gravada é a oposta aos pinos, por isso, a imagem formada estava sendo resultado da sombra que os pinos formavam e do espalhamento que a luz sofria ao passar pela massa de resina. A figura 9 mostra o esquema da montagem experimental.

Figura 7 - Esquema do processamento das imagens

Figura 8 - desenho esquemático do posicionamento dos pinos no corpo de prova e suas dimensões

Figura 9 - esquema (superior) e foto (inferior) do sistema montado para a aquisição das imagens

A câmera CCD também foi posicionada perpendicularmente à amostra e a fonte de luz para a captação das imagens, sendo gravadas no formato bitmap (.bmp) com resolução de 480 x 640 pixels e 96 dpi de resolução no padrão RGB.

No padrão RGB cada pixel da imagem é formada pela composição de três cores primárias: vermelho, verde e azul.

Após a obtenção da imagem digital, o próximo passo trata de pré-processar a imagem essa etapa tem a função chave no pré-processamento que é melhorar a imagem de forma a aumentar as chances para o sucesso dos passos seguintes. O próximo passo trata da segmentação que definida em termos gerais divide uma imagem de entrada em partes ou objetos constituintes.

Para ser adequado para o processamento computacional, uma função $f(x, y)$ precisa ser digitalizada tanto espacialmente quanto em amplitude. A digitalização das coordenadas espaciais (x, y) é denominada amostragem da imagem e a digitalização da amplitude é chamada quantização em níveis de cinza. Cada pixel (abreviação de “picture element”, elementos de figura) é montado na forma de uma matriz com cada valor representando o valor da intensidade do pixel. Como as imagens digitais são mostradas com um discreto ajuste do brilho dos pontos, a habilidade do olho humano em diferenciar entre os diferentes níveis de brilho é uma importante consideração na apresentação como resultado das imagens processadas.

Figura 10 - Convenção dos eixos para a representação de imagens digitais

O termo imagem monocromática refere-se a função bidimensional de intensidade da luz $f(x, y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor de f em qualquer ponto (x, y) é proporcional ao brilho (ou níveis de cinza) da imagem naquele ponto (figura - 10), em resumo o termo imagem refere-se a uma função de intensidade de luz bidimensional, denotada por $f(x, y)$, onde o valor ou amplitude de f nas coordenadas espaciais (x, y) dão a intensidade (brilho) da imagem naquele ponto.

O principal uso da adição de imagem ocorre ao se fazer média de imagens esse recurso é utilizado com o intuito de se reduzir o ruído da figura. A subtração da imagem é uma ferramenta básica em imagens médicas, onde é usada para remover informações estáticas de fundo. Um dos principais usos da multiplicação (ou divisão) de imagens é para corrigir sombras de níveis de cinza produzidas por não uniformidade da iluminação ou sensor utilizado para aquisição de imagens.

Operações aritméticas envolvem apenas uma posição espacial de pixel por vez, de modo que elas possam ser feitas no local, no sentido que o resultado da operação aritmética feita na posição (x, y) possa ser armazenada naquela mesma posição em uma das imagens existentes, visto que essa posição não mais será visitada.

CONVERSÃO DE PADRÕES DE IMAGEM

As imagens foram captadas por uma câmera CCD no formato RGB em um total de 16 imagens para cada fonte de iluminação. Foram várias imagens para que seja possível fazer o somatório das imagens com sua respectiva média e conseqüentemente diminuir o ruído óptico no momento do processamento.

Cada imagem capturada pelo sistema de aquisição de imagens é inicialmente armazenada no padrão RGB. Neste padrão cada pixel da imagem apresenta uma cor que é formada pela composição de intensidades das cores vermelho, verde e azul. Assim, o arquivo computacional da imagem apresenta informações binárias das componentes RGB de cada pixel necessária para a formação da imagem (Gonzales, 1992).

Para que as informações sobre o contraste entre as cores da imagem sejam obtidas a imagem deve ser convertida para o padrão em escala de cinza. Nele a imagem apresenta a intensidade visual de cada cor e representa cada uma das cores numa escala linear de tonalidade de cinza, variando desde o preto ao branco.

Todas as imagens foram convertidas para a escala de cinza para padronização e trabalharmos com intensidade, isso faz diminuir o erro já que na escala de cinza as tonalidades estão em uma escala de cinza de 0 a 1, enquanto na escala de RGB as cores vão de 0 a 255 e esses números são inteiros. Para a formação da figura média cada pixel da imagem é somado e dividido por 16 figuras gerando a nossa figura de trabalho. No Apêndice B esta escrita a rotina usada no Matlab® para transformar a figura de RGB para a escala de cinza.

Um arquivo computacional de uma imagem em escala de cinza apresenta informações de intensidade e não da cor. Assim, os dados do arquivo são valores numéricos

que variam entre 0 e 1 quando os dados estão normalizados. Aqui o valor zero é associado ao preto e o um ao branco, os valores entre eles estão associados aos tons de cinza. Todas as cores existentes são representadas por um único valor neste padrão, por isso, o contraste existente entre cores diferentes pode ser comparado.

Na escala de cinza, uma cor que apresente alta intensidade estará mais próxima do branco, a de menos intensidade, mais próxima do preto. As intensidades intermediárias estão distribuídas nos demais tons de cinza.

Uma cor no padrão RGB pode ser convertida para escala de cinza através de uma transformação linear. Seja uma cor qualquer composta dos valores V_R para o vermelho, V_G para o verde e V_B para o azul, a intensidade I desta cor em escala de cinza será calculada através da equação (Gonzalez, 1992):

$$I_C = 0,299 \cdot V_R + 0,587 \cdot V_G + 0,114 \cdot V_B$$

Equação 1 - Conversão de RGB para a intensidade de cinza

IMAGEM MÉDIA TEMPORAL

A imagem média temporal é utilizada para diminuir o ruído óptico presente na imagem causado por uma possível flutuação da fonte de luz ou pela emissão aleatória de fótons que atravessam a resina. A imagem média temporal I_T é o resultado da média

aritmética de N imagens capturadas num intervalo de tempo. Neste processamento, cada uma das imagens capturadas ($I_1, I_2, \dots, I_m$) é tratada como uma matriz de valores numéricos, e um pixel de I_T localizado na coordenada (i, j) será calculado através da equação:

$$I_T(i, j) = \frac{1}{N} \sum_{m=1}^N I_m(i, j) \quad (\text{eq. 2})$$

Equação 2 - Para obter a imagem média temporal

Quanto maior o número N de imagens mais o resultado se aproxima da média (Gonzalez, 1992).

REGIÃO DE INTERESSE

O próximo passo do procedimento é determinar a região de interesse da imagem esse passo tem a função de determinar a região que será trabalhada no processamento. A importância desse passo é eliminar informações indesejáveis como, por exemplo, a máscara

(fig. 11), então a região de interesse escolhida foi a região central da figura. A rotina no programa do MATLAB® para a delimitação da área é:

```
% ROI – delimitação da figura
im2=im1(120:370,130:380);
[m,n]=size(im2)
figure, imshow(im2);
xmax=m/48;
c=mean(im2);
Fft1=fft(c);
xw=[0:1/(m-1):1];
xs=[0:xmax/(m-1):xmax];
```

A dimensão e a posição da área delimitada da figura são dadas pela segunda linha da rotina acima. Na figura 16 observamos a delimitação da área de interesse, onde preocupamos eliminar todas as interferências.

ALISAMENTO DAS INTENSIDADES (SMOOTHING)

O quarto passo do processamento é o alisamento das intensidades da imagem. O alisamento é utilizado para eliminar um ruído de alta frequência causado pela não-uniformidade da intensidade detectada pela câmera. Essa não-uniformidade ocorre principalmente por causa da irregularidade do material na superfície. A Figura 12 mostra a

curva de intensidade em escala de cinza de uma linha de uma imagem antes e depois do alisamento da curva.

No alisamento, cada ponto j da curva C é recalculado através da média ou da mediana de k pontos da vizinhança do ponto j . Assim, para fazer o alisamento de um ponto j da curva C um vetor de k posições deve ser definido e preenchido por k pontos da curva C relativos à vizinhança de j e em seguida a média ou a mediana desse vetor é calculada e atribuída ao novo valor de j .

Para que cada lado da vizinhança contribua igualmente no novo valor de j o número de posições k deve ser sempre ímpar. Assim, $(k-1)/2$ pontos da curva serão da vizinhança da direita, o mesmo valor para a esquerda e a última posição será do próprio valor j . Neste trabalho, optou-se por um alisamento pela média de 9 pontos da curva.

AJUSTE LINEAR

O ajuste linear é um processamento matemático aplicado às imagens em escala de cinza que busca incrementar ainda mais o contraste entre regiões claras e escuras da imagem. Neste procedimento o valor de cada pixel é reajustado por uma função linear que escalona os dados da imagem para o máximo intervalo de valores possível, assim, a imagem abrangerá uma maior tonalidade de cores. A Figura 13 mostra a aplicação do ajuste linear

numa imagem obtida. Com esse passo o pixel de menor valor passa a ser 0 e o valor mais alto passa a ser 1. Essa etapa é regida por uma equação linear do tipo:

$$Y = a + bx$$

Equação 3 - Equação linear que rege o ajuste linear

onde depois da conversão passa a ser:

$$Y' = a' + b'x$$

Equação 4 - Equação linear após a realização do ajuste

Figura 11 - escolha da região de interesse

Figura 12 – Alisamento

Figura 13 - Antes do ajuste linear (esquerda) e depois do ajuste (direita)

DETECÇÃO DE BORDAS

A detecção das bordas foi feita através da observação das altas frequências espaciais da imagem, pois quando vamos do branco (região da resina sem pino) para o preto (região da resina com pino) ocorre uma região de alta frequência. Para chegar ao ponto de detectar essa região de transição foi necessário filtrar as baixas frequências e as frequências intermediárias, ou seja, remover essas regiões da figura para que a imagem resultante apresentasse apenas altas frequências. Nas imagens, as altas frequências espaciais mostram as regiões onde ocorrem altas variações dos valores, e como as bordas, eventualmente, são regiões de fronteira entre dois meios, é nela que a tonalidade de cinza varia com maior intensidade.

Devido à característica do tipo da imagem obtida, havia variação nas tonalidades apenas em um único sentido, o transversal aos pinos. No sentido paralelo aos pinos não há variação de interesse nas tonalidades. Dessa forma, a filtragem espacial deve ser unidimensional.

Para obter dados precisos sobre as bordas em toda região espacial o processamento foi aplicado a cada linha da imagem. Inicialmente é necessário obter o espaço de frequências de cada linha, e isso é obtido aplicando a Transformada Rápida de Fourier Discreta (FFT) ao vetor (eq. 3):

$$F(u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} f(n) \exp \left[\frac{-j2\pi un}{N} \right]$$

Equação 5 - Transformada rápida de Fourier

Essencialmente a transformada de Fourier consiste em, dada uma quantidade h como função do tempo $[h(t)]$, determinar a correspondente quantidade H como função da frequência $[H(f)]$, geralmente como um número complexo que também indica a fase, e vice-versa: dada $H(f)$, determinar $h(t)$. Neste trabalho referimo-nos, naturalmente, a cálculo numérico, onde $h(t)$ é uma coleção de N números que indicam, por exemplo, a intensidade em função do tempo de certa função periódica. A transformada de Fourier correspondente será outra coleção de N números que indicarão a intensidade de cada frequência presente na função periódica original. Inversamente, se forem conhecidas as intensidades das frequências, a transformada fornecerá a função $h(t)$.

O resultado é o vetor de frequências da imagem. Ele possui a quantidade de frequências existentes num espaço de frequências normalizado. Um espaço de frequências normalizado apresenta frequências relativas e não absolutas, com isso, ele permite que um mesmo filtro seja usado para vários conjuntos de frequências.

Em seguida houve a confecção do filtro e esse é um terceiro vetor, de comprimento idêntico ao vetor de frequências da imagem, e com valores nulos em algumas frequências e não-nulos em outras, as frequências com amplitude nula são filtradas.

O filtro usado foi um filtro passa-altas tipo degrau com frequência de corte em 0,9. Esse filtro é útil, apesar de ser um modelo de implementação apenas computacional, por

que transmite as altas frequências da imagem com amplitude máxima. A aplicação da filtragem das frequências é feita através da multiplicação escalar do vetor de frequências da imagem e o filtro.

Finalizando o processamento, a Transformada Rápida Inversa de Fourier (IFFT) era aplicada ao resultado da multiplicação (eq. 4). Esse vetor obtido mostra os dados de uma linha da imagem apenas com altas frequências. Como último passo há a organização das linhas para montar a imagem.

$$f(n) = \frac{1}{N} \sum_{u=0}^{N-1} F(u) \exp \left[\frac{j2\pi un}{N} \right]$$

Equação 6 - Transformada rápida inversa de Fourier

Então, a detecção de bordos consiste na remoção das baixas frequências, essas frequências correspondem aos locais que não existem mudanças bruscas de valor. Para que seja possível utilizar essa técnica o gráfico passa por um processo de alisamento para remover as altas frequências do gráfico nas regiões que pertencem as baixas frequências. Por exemplo, uma região de baixa frequência é a porção da resina composta que esta sendo atravessada pela luz onde não há a sobreposição do pino na imagem final, mas devido a difusão da luz essa região de baixa frequência apresenta uma oscilação muito grande, então procedemos a um alisamento do gráfico para remover essa componente de todo eixo e assim, essa componente que é apenas ruído na imagem final passa e é totalmente eliminada de todas as regiões.

Esse passo no processamento da imagem faz com que a região de alta frequência seja apenas a região que implica na transição da região iluminada, isto é a região que a luz atravessa a resina sem a sobreposição do pino, para a região de sombra que corresponde a porção da resina que possui sobreposição do pino.

*A boa educação é moeda de ouro, em toda
parte tem valor.*

(Pe. Antônio Vieira, padre jesuíta e educador)

RESULTADOS

Na captação das imagens observamos ser possível observar a “olho nu” a sombra dos pinos projetada no corpo da resina, este fato foi observado independente da fonte de iluminação.

Na captação das imagens no padrão RGB observamos que as imagens geradas com as fontes de laser apresentam “chuvisco” na imagem, é como se a imagem formada apresentassem pixels acessos e apagados, porém as imagens geradas a partir de leds não foi observado esse efeito. Mesmo após a conversão das imagens para a escala de cinza observamos que as fontes de laser apresentam essa característica de pixels acessos e apagados (figura 14 e 15).

O próximo passo do processamento foi a transformação das imagens em dados gráficos para possibilitar a avaliação das imagens. Esse passo é muito importante, pois estamos convertendo uma imagem em um dado numérico possibilitando uma melhor observação e análise dos dados. Na figura 17 observamos o gráfico de intensidade para todas as iluminações essa linha corresponde a linha central da imagem.

led vermelho

led verde

led azul

Nd:YAG

HeCd

Figura 14 - Imagens captadas no formato RGB (observe o efeito de "pixels apagados" nas amostras iluminadas com lasers)

Figura 15 - Imagens convertidas para o padrão RGB para a escala de cinza com o somatório e médias realizadas (observe a presença de "pixels apagados")

Figura 16 - Seleção da área de trabalho, sendo na figura da esquerda imagem captada e delimitada a área de trabalho e a figura da direita a imagem que será realizada os processamentos

Nos gráficos apresentados na figura 17 observamos no eixo Y a intensidade luminosa em unidades arbitrárias pelo tamanho da área que foi escolhida no passo de delimitação da área.

Todos os gráficos apresentam algumas características gerais como dois vales que representam o corpo do pino. Um pico entre os vales que representa a região entre os pinos que apresenta apenas a massa de resina e ao lado de cada vale observamos regiões de pico que são caracterizadas por apenas apresentar resina.

Nesse processamento inicial observamos que as imagens com led vermelho e verde apresentaram contrastes maiores do que com o led azul, já as imagens formados com os lasers observamos um grande ruído, que pode ser observado pela oscilação do sinal. Para diminuir o ruído foi feito um alisamento do sinal que pode ser observado na figura 18. Com o intuito de ter uma melhor observação do efeito de alisamento mostramos na figura 19 a sobreposição das figuras 17 e 18.

Na figura 17 observa,os que as imagens com led vermelho e verde apresentam ruído da ordem de 0,01 u.a. de intensidade, enquanto que o led azul o ruído está abaixo desse valor. Enquanto que as imagens com Laser o ruído tem uma amplitude de cerca de 0,02 u.a. de intensidade.

Na figura 18, já realizado o alisamento observamos que o Led vermelho apresentam vales com 0,05 u.a. de intensidade, o led verde apresenta vales com 0,03 u.a. de intensidade, enquanto que com o led azul observamos vales com 0,01 u.a. de intensidade.

Led vermelho

Led verde

Led azul

Nd:YAG

HeCd

Figura 17 - Gráfico da intensidade na escala de cinza

Led vermelho

Led verde

Led azul

Nd:YAG

HeCd

Figura 18 - Esses gráficos representam as intensidades após a remoção do ruído

Led vermelho

Led verde

Led azul

Nd:YAG

HeCd

Figura 19 - sobreposição das figuras 17 e 18

Para o laser verde observamos vales com ordem de 0,04 u.a. de intensidade, enquanto que para o laser azul observamos vales com ordem de 0,03 u.a. de intensidade.

Na figura 18 é possível observar claramente que mesmo após as imagens formadas com laser terem passado pelo processo de alisamento ainda há a persistência de ruído. Esse ruído continua persistindo, pois, a amplitude do ruído nessas imagens no momento da captação era muito alto. Sua presença irá prejudicar o processamento da imagem já que durante o processamento o programa irá observar essas áreas como regiões de alta frequência e que na verdade são regiões de baixa frequência.

Na figura 19 podemos observar nas imagens formadas com laser que o ruído tem uma amplitude tão elevada que no momento do alisamento ele não foi interpretado como ruído.

Após o alisamento da imagem foi feito um escalonamento para aumentar o contraste da imagem, então com esse passo as imagens com led vermelho passaram a ter vales com amplitude de 0,25 u.a. de intensidade, para o led verde vales com 0,20 u.a. de intensidade e para o led azul 0,10 u.a. de intensidade. Para os lasers verde vales com 0,10 u.a. de intensidade e para o laser azul vales com ordem de 0,10 u.a. de intensidade. Porém com esse passo aumentamos também o ruído para as fontes de laser.

Led vermelho

Led verde

Led azul

Nd:YAG

HeCd

Figura 20 - figura ajustada no range (escalonada)

Em seguida foi realizada a transformada rápida discreta de Fourier e realizado um filtro de corte passa-alta no range 0,9, porque as bordas do pino é o ponto, onde ocorre a maior presença de altas frequências. Após esses passos, realizamos a transformada inversa de Fourier e em seguida seu escalonamento (fig. 21). Como resultado para o Led vermelho medimos o pino 1 na posição 1,025 e 2,322 o que dá um tamanho de pino de 1,297 mm, para o pino 2 medimos nas posições 3,033 e 4,602 consequentemente temos um tamanho de pino de 1,569 mm e o espaço entre pinos foi medido nas posições 2,322 e 3,033 obtendo um resultado final de 0,711 mm.

Para o Led verde medimos o pino 1 na posição 1,067 e 2,405 com isso temos um tamanho de pino de 1,338 mm e para o pino 2 foi medido as posições de 2,907 e 4,413, consequentemente tendo um tamanho de 1,506 mm e o espaço entre pinos foi medido em 2,405 e 2,907 resultando em 0,502 mm.

Para o Led azul e os lasers de Nd:YAG e HeCd não foi possível delimitar os bordos.

Na figura 22 observamos a imagem reconstruída após o processamento as áreas escuras representa as bordas externas do pino, além disso, vemos que não foi possível formar imagem a partir do laser.

Led vermelho

Led verde

Led azul

Nd:YAG

HeCd

Figura 21 - gráfico escalonado após a realização da Transformada inversa de Fourier

Led vermelho

Led verde

Led azul

Nd:YAG

HeCd

Figura 22 - imagens após o término do processamento

Nesse experimento o pino 1 e o pino 2 tem um tamanho original de 1 mm, bem como, o espaço entre pinos apresenta um tamanho de 1 mm. Após o processamento verificamos que quando iluminamos o corpo de prova com Led vermelho obtivemos no pino 1 uma ampliação de 29,7% para o pino 2 a ampliação foi de 56,9% e o espaço entre pinos teve uma redução de 28,9% do tamanho original. Para o Led verde tivemos uma ampliação de 33,8% para o pino 2 a ampliação foi 50,6% e o espaço entre pinos teve uma redução de tamanho de 49,8% (tabela 2).

Por fim, para facilitar a visão, foi feita uma rotina no MATLAB® para delimitar as bordas de forma que facilitasse a visualização esse passo não modifica matematicamente as características da figura (fig. 23), esse passo denominamos de threshold.

Tabela 2 - Quadro resumo das medidas obtidas dos pinos na pastilha de resina

	Led Vermelho	Led Verde
Tamanho pino 1 (mm)	1,297	1,338
Tamanho pino 2 (mm)	1,569	1,506
Espaço entre pinos (mm)	0,711	0,502
Ampliação pino 1 (%)	29,7	33,8
Ampliação pino 2 (%)	56,9	50,6
Redução do espaço entre pinos (%)	28,9	49,8

A largura de borda foi definida a partir da intensidade de cinza de 0,05 u.a. Esse valor foi escolhido de forma que as bordas das imagens geradas com o Led vermelho e verde pudessem ser geradas. Para o Led vermelho tivemos a primeira borda em 0,9831 e 1,067 com largura de 0,0839 mm e a segunda borda foi medida em 2,259 – 2,405 com largura de 0,146 mm. Para o pino 2 a primeira borda ocorreu em 2,97 – 3,096 com uma espessura de 0,126 mm e para borda 2 do pino 2 foi 4,56 – 4,664 tendo uma espessura de 0,104 mm. Com o Led vermelho para o bordo 1 do pino 1 as medidas ocorreram em 1,004 – 1,129 com espessura de 0,125 mm para o bordo 2 foi em 2,238 – 2,489 com espessura de 0,251 e para o pino 2 o bordo 1 foi em 2,677 – 3,012 com espessura de 0,335 mm e para o bordo 2 foi 4,372 – 4,455 com espessura de 0,083 mm (tabela 3).

Tabela 3 - Espessura dos bordos dos pinos 1 e 2 iluminados com os leds vermelho e verde

		Pino 1	Pino 2
Led vermelho	Bordo 1	0,0839	0,126
	Bordo 2	0,146	0,104
Led verde	Bordo 1	0,125	0,335
	Bordo 2	0,251	0,083

Na tabela 4 mostramos um quadro resumo das etapas de processamento dispostas em um arranjo, onde as linhas equivalem aos grupos e as colunas um resumo dos passos que ocorreu no processamento das imagens, entretanto, as linhas indicam a fonte de luz como o Led vermelho ou o laser de Nd:YAG, por exemplo. Seguindo, as colunas indicam o passo do processamento das imagens. RGB é uma das 16 imagens para cada grupo de imagens coletadas pelo sistema de aquisição, GRAY é a média das 16 imagens coletadas e é de onde é retirada a região de interesse. O AJUSTE é o resultado do ajuste linear aplicado na escala de cinza. O FILTRO é o resultado da detecção das bordas no ajuste e THRESHOLD é o limite das bordas do FILTRO em detalhe.

Um grupo experimental é distinto do outro pelo tipo de luz usado no experimento, Para efetuar as medidas experimentais foi necessário saber o tamanho real da amostra para determinar quantos pixels da imagem equivalem a uma unidade de medida. As distâncias entre os pinos e a espessura de cada pino foi medida apenas pela contagem dos pixels.

Depois do processamento é possível observar que as fontes de luz Led foram mais eficientes na detecção dos bordos dos pinos, porém quando usamos as fontes de laser não foi possível detectar os bordos dos pinos.

Led vermelho

Led Verde

Led Azul

Nd:YAG

HeCd

Figura 23 – Delimitação dos bordos na figura (threshold)

Tabela 4 – Resumo das etapas que envolvem o processamento das imagens

	RGB	GRAY	AJUSTE	FILTRO	THRESHOLD
LED VERMELHO
LED VERDE
LED AZUL
He-Cd
Nd:YAG

*A morte do homem começa no instante que ela
desiste de aprender.*

(Albino Teixeira, poeta português)

MATERIAIS E MÉTODOS 2

Esse experimento da continuidade ao trabalho anterior usando a mesma montagem experimental do experimento 1, porém aqui passa a ser utilizados dentes ao invés de resina. Primeiramente, usando dente bovino extraído, limpo e autoclavado para realizar a assepsia, foi confeccionado uma pastilha de dentina e uma pastilha de dentina mais esmalte.

Nessas pastilhas foram posicionados um pino metálico e realizado a transiluminação desses pinos com vários comprimentos de onda e usando várias intensidades de iluminação padronizadas em lux.

Essas intensidades foram: 60, 130, 250, 350, 550, 800, 1100, 1500, 2000, 3000, 5000, 10000 lux (Figura 24)

Essas intensidades foram usadas para os comprimentos de onda visíveis azul, verde e vermelho iluminado com os leds. Além do comprimento de onda visível foi utilizado um comprimento de onda infravermelho próximo a partir de uma fonte de led. O aparato led foi construído pelo Laboratório de Apoio Tecnológico (LAT) (Figura 25)

Da mesma forma que foi realizado nas pastilhas de resina, nas pastilhas de dente foi utilizado transiluminação, onde a fonte de luz foi posicionado de frente as amostras com o pino metálico, enquanto que a câmera CCD ficou do lado oposto para a captação das imagens.

Figura 24 - Medida de lux nas amostras

Figura 25 - Aparato Led infravermelho construído pelo LAT

Da mesma forma foi realizado um processamento matemático para melhorar a qualidade das imagens e pode ser trabalhado e interpretado de uma melhor forma. Todo esse processamento usou como ambiente matemático o MatLab.

Toda ordem de processamento foi caracterizado nos materiais e métodos da pastilha de resina. A diferença nesse experimento foi o uso de corpos de prova confeccionados a partir de pastilhas de dentina e outro corpo de prova a partir de dentina mais esmalte bovinos.

A confecção dessas pastilhas partiram da incisivos bovinos e a primeira pastilha que foi confeccionada a partir de dentina foi feita de dentina da raiz (Figura 26), enquanto que a outra pastilha foi confeccionada a partir da dentina da coroa por causa da presença do esmalte (Figura 27).

Estas pastilhas foram cortadas e arredondadas com discos de carborudum em baixa rotação e seguida de polimento com pasta diamantada (FGM) e discos soft-lex (3M).

O polimento tem a função de diminuir a irregularidades superficiais e com isso diminuir a reflexão da luz incidente.

Figura 26 - pastilha de dentina

Figura 27 - Pastilha de esmalte mais dentina

RESULTADOS

A partir da transiluminação das amostras com diversas intensidades obtivemos as seguintes imagens para dentina (Figura 28) e para a dentina mais esmalte (Figura 29).

Além das imagens realizadas com comprimentos de onda no espectro visível foram realizadas imagens com comprimento de onda no espectro infravermelho para as duas pastilhas (Figura 30).

Essas imagens sofreram a mesma forma de processamento das imagens feitas com a pastilha de resina. Esse processamento tem o intuito de melhorar a qualidade das imagens e com isso ter um melhor rendimento no momento de tirar as informações das imagens.

O gráfico da Figura 31 mostra o contraste entre a área com pino em comparação com a área sem pino. No eixo y temos o contraste que é dado por um número absoluto e sem escala, enquanto no eixo x temos a luminosidade em lux que foi utilizada para iluminar as amostras iniciando em 60 lux até 10000 lux. Nesse gráfico observamos que a cor vermelha sai com um contraste maior logo seguido do verde e azul. O contraste da cor vermelha sobe até 550 lux e a partir de 800 lux a cor verde e a cor azul passam a ter mais contraste, ou seja, maior capacidade de diferenciar uma região com mais luz de uma região com menos luz.

O contraste com em 550 lux atinge 27 no vermelho, 16 com o verde e 12 com o azul. No entanto quando vamos para 10000 lux verificamos que o contraste com o verde e o azul continua aumentando atingindo os valores de 35 para o verde 29 para o azul e apenas 19

para o vermelho, ou seja, apresentando um contraste inferior quando a iluminação foi com 550 lux.

Em 800 lux que a cor vermelha tem perda de contraste seu valor fica em 20 muito próximo ao valor de 350 lux que é 19 e volta ter valores semelhantes as cores azul e verde para 800 lux que é 20 e 21, respectivamente.

Quando avaliamos o gráfico da Figura 31 para o esmalte e dentina observamos um comportamento muito semelhante com a cor vermelha que é a queda do contraste em 5000 lux, enquanto que as cores verde e azuis continua melhorando o contraste é bom lembrar que a amostra nesse caso é mais espessa que a amostra de dentina.

Em 3000 lux que é o máximo de contraste alcançado pela cor vermelha é de 26, enquanto as cores azul e verde são 24 e 29, respectivamente. Quando chega a 10000 lux a cor verde atinge o seu máximo de contraste com 36, o azul com 31 e o vermelho com 21. Esse contraste do vermelho passa a equiparar com o contraste com 1500 lux.

Em ambos os gráficos tanto com esmalte como com a dentina observamos que a cor vermelha diminui o contraste após atingir um nível de luminosidade.

Figura 28 - Pastilha de dentina transiluminada

Figura 29 - Transiluminação da pastilha esmalte e dentina

Figura 30 - Pastilha de esmalte e dentina (acima) e dentina (abaixo) transiluminadas com infravermelho

Figura 31 - gráfico mostrando o contraste entre o pino e a área de dentina (acima) e esmalte e dentina (abaixo)

DISCUSSÃO

A busca por meios que auxiliem o diagnóstico do profissional vem crescendo nos últimos anos, por isso, várias técnicas vêm surgindo para auxiliar, como por exemplo a fluorescência (Hibst e Paulus, 1999).

Essa busca por instrumentos que facilitem o diagnóstico do profissional ocorre porque não basta mais apenas observar as imagens intrabucais com uma câmera intra-oral, por exemplo, é necessário técnicas que sejam capazes de extrair mais informações das imagens, além de proporcionarem diagnósticos cada vez mais precoces.

A transiluminação de tecidos é uma modalidade de diagnóstico baseada nas características de absorção da luz pelos diferentes tecidos dentários e materiais de restauração do dente. Dessa forma buscamos comprimentos de onda que tenham baixa absorção pelos tecidos que não são interessantes para serem analisados, mas que tenham uma alta absorção pelos tecidos que nos interessam a sua análise.

Verificamos que os comprimentos de onda de melhor comportamento foram o vermelho e verde irradiados por leds, as fontes de led apresentaram resultados melhores devido a emissão incoerente dessas fontes. O efeito do espalhamento provocado no tecido leva a uma diminuição do contraste das imagens. Uma técnica utilizada para diminuição do espalhamento é o *time-gating*, porém envolve maiores custos já que é necessário um

aparato maior, tal como, um laser de argônio e um laser de corante (Andersson-Engels et al., 1990).

Nesse trabalho buscou-se analisar e encontrar um processamento das imagens geradas por transiluminação e os resultados mostram que o uso dos LEDs vermelho e verde como fontes de luz propiciaram contraste suficiente para haver a detecção de pinos através de transiluminação da resina composta e que com o led azul e os lasers de Nd:YAG dobrado e HeCd não foram capazes de determinar boas imagens.

Foi evidenciado que o contraste obtido na aquisição das imagens varia com a cor utilizada, característica típica do espalhamento da luz, e com o tipo de luz que irradia, pois a luz dos Lasers piora a resolução da imagem tornando impossível fazer a detecção.

Assim a discussão deste trabalho fica direcionada para dois tópicos: sobre a dependência do contraste entre regiões com e sem o pino com a cor e sobre a mudança na resolução da imagem quando as fontes são LEDs ou LASERs.

Os princípios físicos que governam a discussão do primeiro tópico são o espalhamento e a absorção da luz pela resina e a difração da luz pelas bordas dos pinos. Quanto maior o espalhamento da luz pela resina menor será o contraste entre uma região com e sem o pino, pois espalhar a luz significa distribuir a intensidade luminosa aleatoriamente, atingindo também às regiões onde não deveria haver luz por causa da presença dos pinos. A difração pelas bordas dos pinos cria uma distribuição de luz que depende do ângulo de difração da luz que por sua vez depende do comprimento de onda da radiação.

A velocidade da luz em um meio transparente, como o ar, a água ou o vidro, é sempre menor que a velocidade $c = 3 \times 10^8$ m/s no espaço livre. Todo meio transparente é caracterizado por um índice de refração, definido como a relação entre a velocidade da luz no espaço livre, c , e a velocidade da luz no meio, v :

$$n = \frac{c}{v}$$

Equação 7 – índice de refração

que define o índice de refração no meio. Quando a luz atinge a superfície da resina uma parte da energia luminosa é refletida e parte penetra na resina. As ondas que não são perpendiculares a superfície da resina a onda transmitida não será paralela a superfície incidente essa mudança é caracterizada como refração.

Quando a luz atinge a superfície da resina encontra uma interface (resina/ar) e essa interface também ocorre quando a luz sai do dente e volta novamente ao ar, essa onda incidente atinge a superfície com um ângulo θ_1 entre o raio incidente e a normal (ou seja, uma reta perpendicular à interface) é denominado ângulo de incidência, o plano definido pelo raio incidente e pela normal é chamado plano de incidência. O raio refletido está no plano de incidência e faz um ângulo θ'_1 com a normal que é igual ao ângulo de incidência, configurado como lei da reflexão.

Quando a onda de luz atravessa a interface (ar/resina) a velocidade é alterada e quando esse raio atravessa novamente a interface (resina/ar) sua velocidade novamente é

alterada. Se v_1 é a velocidade da onda no ar e v_2 é a velocidade na resina, os ângulos de incidência e refração obedecem a seguinte equação:

$$\frac{1 \sin \theta_1}{v_1} = \frac{1 \sin \theta_2}{v_2}$$

Equação 8 – equação para o cálculo da alteração da velocidade da luz na alteração de meio

Em termos dos índices de refração dos meios n_1 e n_2 a equação anterior assume a seguinte forma:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$$

Equação 9 - Lei de Snell para a refração

Os mecanismos físicos responsáveis pela reflexão e pela refração podem ser expressos em termos da absorção e irradiação da luz pelos átomos do meio no qual a luz incide. Quando a luz que está viajando no ar atinge a superfície do bloco de resina, os átomos da resina absorvem a luz e tornam a irradiá-la com a mesma frequência em todas as direções. As ondas irradiadas para trás pelos átomos de resina sofrem interferência construtiva apenas para um ângulo igual ao ângulo de incidência e se somam para formar a onda refletida (Tipler, PA; 2000)..

A onda transmitida é o resultado da interferência da onda incidente com a onda produzida pela absorção e irradiação da luz por parte dos átomos de resina. No caso da luz

Viabilização da Técnica de Transiluminação para Avaliação da Anatomia, Alterações Patológicas e Presença de Materiais em Dentes

que entra na resina vindo do ar, existe uma diferença de fase entre a onda irradiada pelos átomos da resina e a onda incidente. Esta diferença de fase faz com que os picos das ondas transmitidas se atrasem em relação aos picos das ondas incidentes. Em consequência, a velocidade da onda transmitida é diferente da onda incidente. Como a frequência da luz no segundo meio é igual à da luz incidente – os átomos absorvem e irradiam a luz com a mesma frequência – e a velocidade é diferente, o comprimento de onda da luz transmitida é diferente do comprimento de onda de uma onda luminosa no espaço livre é λ , o comprimento de onda λ' desta mesma onda em um meio de índice de refração n será (Tipler, PA; 2000):

$$\lambda' = \frac{v}{f} = \frac{\frac{c}{n}}{f} = \frac{\lambda}{n}$$

Equação 10 – equação que fornece o novo comprimento de onda em função da nova velocidade

Quando um fóton se choca com um átomo e a energia do fóton é insuficiente para promover o átomo para um estado excitado esse átomo permanece no estado fundamental e o fóton muda apenas de direção. Como o fóton tem a mesma energia antes e depois da colisão, o fenômeno é chamado de espalhamento elástico. Quando o comprimento de onda da luz incidente é muito maior do que as dimensões do átomo, o espalhamento pode ser descrito corretamente pela teoria eletromagnética clássica e é conhecido como

espalhamento de Rayleigh. A probabilidade de que ocorra o espalhamento Rayleigh é inversamente proporcional ao comprimento de onda elevado à quarta potência. Isso significa que a luz azul é espalhada com muito mais facilidade que a luz vermelha, o que explica a dificuldade no processamento de imagens com luz azul (Tipler, PA, 2000 e Clewell, DH; 1941).

Nas regiões que as partículas são muito grandes o espalhamento é causado por reflexão regular da luz ao redor da partícula e o espalhamento aumenta quando as partículas são mais finas e o espalhamento aumenta com a aspereza da partícula (Clewell, DH; 1941).

Na situação de espalhamento intermediário por reflexão regular e espalhamento Rayleigh as partículas não são grandes suficientes para refletir a luz incidente mas tem tamanho suficiente para dispersar a onda frente a incidência quando seu índice relativo de reflexão é grande. As partículas tornam-se uma nova fonte para a radiação incidente passar através e a radiação será espalhada por difração. O espalhamento por difração será muito intenso e envolverá toda luz que choca com a partícula (Clewell, DH; 1941).

Pela resina polimerizada ser um material sólido seu espalhamento total depende mais do espalhamento devido à difração da luz pelas moléculas que do espalhamento devido a flutuações do campo elétrico das moléculas, por isso o espalhamento estudado foi o difrativo (Bohren, Huffman, 1983).

Quando vamos avaliar as imagens captadas no fotodetector e avaliamos as imagens que estão sendo capturadas por luz difusa, ou seja, a luz que atravessa a massa de resina sem o pino, ela apresenta com uma intensidade luminosa muito constante, já que a resina composta é um material homogêneo em todo seu volume, então, quando os fótons

penetram na resina saem de maneira uniforme, ou seja, fornece as informações da imagem que são constantes. Porém, quando vamos verificar as intensidades captadas pela câmera vemos que as intensidades apresentam um nível de ruído no sinal de baixa freqüência que é provocado pelo por fótons balísticos. Esse fótons saem da fonte geradora atravessa toda a massa de resina e chega ao fotodetector promovendo picos na linha de baixa freqüência.

O que se observa dos resultados é que o espalhamento diminui com o aumento do comprimento de onda radiação. A teoria de Rayleigh para o espalhamento da luz por partículas esféricas trata do espalhamento em materiais e pode ser aplicada em diversos casos. É possível, a partir da teoria de Rayleigh, propor uma formulação que serve como solução semi-empírica do problema do espalhamento da luz em pigmentos, uma vez que o coeficiente de espalhamento S pode ser definido por (Clewel, 1941):

$$S \cong \frac{\left[\frac{(n^2 - 1)}{(n^2 + 2)} \right]^2}{d \left[\left(\frac{0.61\lambda}{n_0 d} \right)^2 - 1 \right]^2 + \frac{\lambda^2}{n_0^2 d a \left[(n - 1)^2 + \frac{1}{a} \right]}}$$

Equação 11 – Coeficiente de espalhamento

onde n_0 é o índice de refração da resina, n é o índice de refração da molécula em relação à resina, d é o diâmetro da partícula, λ é o comprimento de onda e a é uma constante que depende da resina e foi adicionada à equação para evitar descontinuidades.

Nos resultados verificamos que os pinos apresentaram uma assimetria tanto em tamanho quanto em espessura esse fato ocorre por motivos de difração, assim a assimetria

da resina em relação aos pinos onde o primeiro pino esta posicionado mais distante da borda da resina quando comparado com o segundo pino promove uma maior massa de resina, ou seja, um maior espalhamento da luz. Quanto maior for a espessura da resina maior será a massa de resina o que levará a um maior espalhamento.

Então, se tivéssemos um meio transparente no lugar da resina veríamos uma região com transmissão de luz (borda da resina até a borda do pino 1), seguido por uma sombra (pino 1), depois outra região com transmissão de luz (entre pinos), em seguida uma sombra (pino 2) e finalmente outra região com transmissão de (borda do pino 2 até a borda da resina). Levando em consideração uma pastilha de resina com uma espessura considerável e se fossemos analisar a primeira camada de resina que corresponde a camada superficial a mais próxima da interface ar/resina verificaríamos inicialmente uma intensidade de luz máxima entre as bordas das resinas livres do pino e na região dos pinos verificaríamos a sombra dos pinos com seus tamanhos originais, porém se aumentássemos na profundidade da resina veríamos que a região sem a presença dos pinos já começaria a ocorrer uma diminuição da intensidade luminosa devido ao aumento da difração, veríamos também a presença de uma sombra nas bordas dos pinos e a medida que aumentássemos e avaliássemos em profundidade na resina observaríamos que haveria um aumento na difração fazendo com os pinos desaparecessem.

Observamos que o pino 1 é cerca de 25% maior que o pino 2 tanto quando iluminado com o vermelho quanto com o verde isso ocorre porque a massa de resina do lado do pino 1 é aproximadamente 25% maior que a massa de resina ao lado do pino 2. Como a massa de resina ao lado do pino 1 é maior leva a uma maior difração da luz.

A difração leva a um erro na borda dos pinos no momento do processamento, já que utilizamos a transformada de Fourier em altas frequências como filtro, ou seja, o momento de alta frequência ocorre na transição de luz para a ausência de luz (da resina para o pino) e devido a difração ocorre que próximo ao pino a intensidade começa a cair e é esse momento que o processamento começa avaliar como borda. Ilustrando a explicação acima, na figura 46 é apresentado um diagrama esquemático da difusão da luz no interior da resina conforme foi montado o experimento, onde temos a fonte de iluminação posicionada na frente dos pinos com esses posicionados em contato com a resina composta e na frente da resina há uma câmera que capta as imagens. Dessa forma na primeira profundidade δ_0 , ou seja, a profundidade de interface, idealmente estaria comportando-se como um corpo transparente permitindo a passagem de toda luz pela resina e a sombra dos pinos com o seu tamanho próprio, aprofundando na resina para uma profundidade δ_1 já começaríamos a observar uma ampliação da sombra nas imagens dos pinos e uma diminuição da intensidade luminosa nas porções de resina devido a presença da difração em uma profundidade δ_2 haveria um aumento da sombra dos pinos por haver uma maior difração nessa região, ou seja, estaria chegando mais fótons a essa região provenientes de desvios que estariam ocorrendo no interior da resina e na espessura δ_3 a resina teria uma espessura maior do que a que utilizamos no experimento, nesse caso a difração seria tão intensa que a sombra dos pinos desapareceriam e a intensidade chegando as lentes da câmera também seria menor pela perda dos fótons.

De acordo com a literatura, para garantir o melhor aspecto estético e funcional de uma restauração com compósito, a translucidez das cargas deve ser similar ao da estrutura

dentária, e para garantir a translucidez o índice de refração da carga deve ser pelo menos bem próximo ao da resina (Anusavice, 1998).

Segundo o fabricante, a composição da Z-100 é basicamente BIS-GMA e TEGDMA adicionado de zircônia e silício e o diâmetro médio das partículas é de aproximadamente 0.6 μm . Todos esses materiais possuem índice de refração entre 1,46 e 1,55, resultando um índice de refração da resina composta em torno de 1,5 (Anusavice, 1998). Assim, o índice de refração de qualquer uma das moléculas em relação ao da resina composta n não será maior que 1,03. Com esses dados é possível traçar o perfil teórico do espalhamento em função do comprimento de onda da radiação variando os valores de a , como mostra a Fig. 47.

DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DE DIFRAÇÃO NA RESINA

Figura 32 -Diagrama esquemático da difração da luz no interior da resina

Figura 33 - Curva teórica do parâmetro S em função do comprimento de onda

O gráfico mostra que mesmo variando o valor da constante o perfil teórico do parâmetro S ainda mostra que o espalhamento da resina composta deve ser maior para radiações com comprimento de onda menor. Esse perfil teórico explica o comportamento experimental do contraste entre pinos metálicos e resina composta como função do comprimento de onda.

O outro princípio físico que está associado à característica estrutural da resina composta é a absorção de luz. O gráfico da Fig. 48 mostra o espectro de absorção da amostra utilizada no experimento na região do espectro visível.

Nesse gráfico é possível ver que o coeficiente de absorção da amostra para radiação em 427 nm é aproximadamente 50% maior que o coeficiente de absorção em 608 nm, logo, o resultado experimental esperado, quando usada a irradiação com o LED azul, seria uma imagem de RGB muito mais escura que a imagem de RGB usando o LED vermelho, e isso não ocorre experimentalmente. Observando as imagens de RGB usando LED azul e vermelho pode ser visto que a luminosidade que sai da amostra em direção da CCD é bem alta, por isso, é possível observar a olho nu a sombra dos pinos nas imagens de RGB. Provavelmente a luminosidade emitida pelos dois LEDs é suficiente para saturar a absorção da resina e ainda assim atravessar a amostra em direção à CCD.

Figura 34 - Gráfico da absorvância da resina Z250 cor A2

Sobre a mudança na resolução da imagem obtida por LASER ou LED como fonte de luz, os resultados mostram que imagens feitas por irradiação do LASER são impróprias para detectar os pinos devido ao caráter aleatório das intensidades dos pixels da imagem. Esse caráter ocorre devido à interferência da luz LASER que ocorre na resina, por isso a discussão será direcionada para os fenômenos físicos da difração e da interferência.

A difração ocorre porque as bordas dos pinos são responsáveis por desviar a luz do LASER segundo a teoria da difração de Fraunhofer (Hecht, 1974). Essa teoria mostra que quando um feixe de luz encontra um obstáculo no seu caminho óptico ele sofre um desvio nas extremidades do obstáculo, e esse desvio tem dependência com o comprimento de onda do feixe de luz. Uma vez que o feixe é praticamente monocromático, como nos LASERs, o desvio é fixo e constante.

Depois da difração, a luz entra na resina e outros fenômenos ópticos ocorrem como a refração e o espalhamento da luz, porém a interferência é o fenômeno mais importante a ser analisado. A interferência ocorre por causa da sobreposição de ondas ópticas com comprimento de onda iguais dentro da resina. Quando a interferência é construtiva os campos elétricos das ondas se somam e a intensidade da luz aumenta, quando a interferência é destrutiva os campos se subtraem e a intensidade é bem pequena. Se os comprimentos de onda são distintos uma onda não interfere na outra.

É isso que ocorre quando o LASER é usado como fonte; a difração desvia a luz do LASER e a interferência entre duas ondas propicia tonalidades mais claras ou mais escuras. Como o LASER possui coerência temporal e espacial e o seu feixe é praticamente monocromático, a interferência é observada e o resultado é uma quantidade grande pixels

em algumas poucas tonalidades de cinza. Esse efeito não é tão observado no uso do LED, pois este dispositivo não possui caráter de coerência e ainda emite fótons numa larga banda, como foi mostrado na figura 6 que mostra o espectro dos Leds usados no experimento. O caráter aleatório dos LEDs forma uma imagem com sentido de média, e o resultado é um grande número tonalidades de cinza na imagem, mas com poucos pixels em cada tonalidade. A Figura 49 mostra os histogramas das imagens ADJUST para o Nd:YAG e para o LED verde. Um histograma mostra o número de pixels em cada tonalidade da escala de cinza. Através desses gráficos é possível ver o efeito do LASER e do LED na formação da imagem.

A escala de níveis de intensidade de luz que um sistema visual pode adaptar é enorme – na ordem de 10^{10} – de um ponto mais luminoso até um ponto de escuridão total. Consideráveis evidências experimentais indicam que o brilho subjetivamente (brilho como percepção para um sistema visual humano) é uma função logarítmica da intensidade de luz incidente no olho.

O olho humano quando submetido a um nível de intensidade de brilho ele consegue distinguir poucos níveis de intensidade redor, pois o olho humano tem a capacidade de adaptação ao brilho enxergado naquele momento. Onde até um determinado brilho aos olhos humanos enxergam como preto e na outro ponto enxerga como branco.

Figura 35 - Histograma das imagens AJUSTE usando o laser de Nd:YAG e o led verde

O método de processamento utilizado mostrou-se eficaz, pois além de detectar as bordas a técnica foi capaz inclusive de determinar a leve angulação que os pinos estavam posicionados.

Além disso, no processamento optamos por não trabalhar na escala RGB porque quando usamos a escala de cinza trabalhamos com valores inteiros que variam de 0 a 255.

A captação das 16 imagens para o trabalho com as imagens e a conversão para escala de cinza é feita para diminuir o ruído óptico que é provocado pelo espalhamento dos fótons que atravessam a resina e chegam a câmera CCD sensibilizando-a, pois no momento da captação da imagem alguns fótons podem não está sensibilizando o fotodetector da CCD e que deveriam estar sensibilizando em outro momento que ocorre a aquisição da imagem podemos captar aquele fóton que não foi captado na imagem anterior.

Os modelos para propagação da luz em tecidos biológicos consideram a teoria de transporte. Essa teoria é preferida na óptica dos tecidos ao invés das ferramentas analíticas usando a equação de Maxwell devido a falta de homogeneidade dos tecidos biológicos. A porção da luz que não sofre espalhamento contém toda luz que não interagiu com o tecido que satisfaz a lei de Beer e a equação de transmissão.

Para avaliação dos tecidos por transiluminação o principal fator avaliado é a quebra de homogeneidade que sofre a luz quando é espalhada dentro da amostra. Nos casos onde apresenta tecido cariado no elemento dental é possível verificar o processo de absorção da luz pela cárie. E quando atravessa materiais como resina composta que restauram a estrutura dental é observado uma diferença no espalhamento da luz e essa diferença no espalhamento ocorre quando atravessa a interface dente/resina. Essas diferenças no

espalhamento e absorção da luz viabiliza o diagnóstico por transiluminação, pois é possível analisar a imagem através da quantidade de luz que atravessou a amostra.

Quando vamos avaliar a quantidade de luz capaz de atravessar uma amostra devemos considerar a espessura dessa amostra, pois é muito bem conhecida em Física com as propriedades dadas pela lei de Beer, onde a intensidade da luz decai exponencialmente com a distância percorrida. Por isso é necessário considerar intensidades diferentes de luz para irradiar diferentes tipos de dentes. Isso quer dizer que quando vamos irradiar um incisivo inferior que é o dente com menor espessura da boca é necessário utilizar intensidades menores quando comparados com os molares que são os dentes com maiores espessuras.

A intensidade de luz que irradiamos amostra é fator essencial, pois se irradiamos com intensidades constantes diferentes espessura de tecido dental pode ocorrer com muita facilidade a saturação da CCD da câmera o que pode levar a interpretações errôneas as imagens.

Outro fator que deve ser considerado na avaliação das imagens é a anisotropia do tecido dental o que leva a um alto espalhamento da luz, pois a amostra, pois três camadas distintas para atravessar, sendo uma camada de esmalte, uma de dentina, uma de tecido pulpar e como estamos fazendo captação de imagens por transiluminação essa luz ainda terá que atravessar uma camada de dentina e uma camada de esmalte para que a luz possa atravessar por completa a amostra. E é conveniente lembrar que camada tecidual apresenta composição diferente e entre cada tecido há uma disposição diferente de material.

Métodos ópticos são aplicados na Odontologia com intuito de criar ferramentas capazes de avaliar trincas em dentes (Zhang et al, 2007) pois apresentam um caráter de avaliar alterações na homogeneidade do esmalte.

A luz quando atravessa o esmalte e a dentina sofre um grande processo de difusão devido as características estruturais desses elementos, onde o esmalte dental esta arranjado como um conjunto de bastões de cristais de apatita cercados por uma matriz formada por proteínas, lipídios e água. Esses cristais possuem aproximadamente de 30 a 40 nm de diâmetro e podem ter comprimentos de até 10 μm . Os cristais estão agrupados em prismas de 4 μm e as rugosidades ficam perpendicular a superfície do dente. A dentina é como um favo de mel, sendo que os túbulos apresentam um diâmetro de 1 a 3 μm . Cada um desses túbulos é rodeado por uma matriz, sendo compostos por hidroxiapatita, proteínas e muito colágeno. Como possui uma natureza muito complexa esses materiais a distribuição do espalhamento é geralmente anisotrópica e depende da orientação do tecido em relação a irradiação da fonte de luz, além da polarização da luz incidente.

Os parâmetros ópticos para o esmalte e dentina normais foram reportados para comprimentos de onda em uma escala de 200 a 700 nm. Para o esmalte, a absorção da luz é muito fraca na escala da luz visível ($\mu\alpha < 1 \text{ cm}^{-1}$, $\lambda = 400$ a 700 nm) e aumenta no ultravioleta ($\mu\alpha > 10 \text{ cm}^{-1}$, $\lambda < 240 \text{ nm}$). Para a dentina na escala de 400 a 700 nm o coeficiente de absorção é essencialmente independente do comprimento de onda, com valores de $\mu\alpha \sim 4$ a 10 cm^{-1} . O espalhamento no esmalte é mais intenso perto do ultravioleta e diminui com o comprimento de onda ao cubo com o aumento do comprimento de onda. Em contraste, os espalhamento na dentina ocorre fortemente ao longo de todo comprimento de onda (ultravioleta próximo, visível e infravermelho próximo) (Fried et al., 1995)

Esse trabalho demonstra bem os resultados alcançado por Fried et al., 1995 que ele encontrou que a dentina possui baixo coeficiente de absorção para comprimentos de onda na escala do visível e infravermelho próximo, pois a dentina deixa passar a luz quando está sendo realizada a transiluminação, porém quando existe algum defeito no tecido, bactéria ou resíduo bacteriano nessa região há um aumento da absorção da luz e a análise da imagem é feita nessas regiões.

Para as regiões de desmineralização inicial do dente há aumento do retroespalhamento da luz, por isso elas são vistas como lesões brancas

Quando analisamos os gráficos da Figura 31 observamos uma perda de contraste a partir de 3000 lux para a pastilha de esmalte e dentina e uma perda de contraste a partir de 550 lux para a pastilha de dentina. É possível observar inclusive que esse contraste diminui. Enquanto que nas cores verde e azul esse contraste continua aumentando e sempre o verde com mais contraste que o azul. Quando analisamos as imagens das Figura 28 e Figura 29. Observamos que passa a ter mais luz vermelha atravessando o corpo de prova. Isso em decorrência da cor vermelha ser mais transparente do que as cores azul e verde. Como esta passando mais luz vermelha o sensor da câmera CCD acaba saturando pelo excesso de intensidade luminosa que esta chegando aos sensores.

Como a pastilha de esmalte e dentina é mais espessa a satura do sensor CCD leva mais alguns lux para chegar a saturação. A partir do ponto de saturação da CCD a intensidade luminosa vai aumentando com o aumento da intensidade da CCD o que leva a um aumento da saturação o que faz os valores de contraste diminuírem da forma que o contraste vai aumentando.

Quando a espessura dos corpos de prova aumentam como quando foi utilizado dentes inteiros e sadios como nas Figura 36, Figura 37 e Figura 38 observamos que os comprimentos de onda menores como o azul e o verde apresentam maior dificuldade em atravessar toda a estrutura do elemento dental diferentemente da cor vermelha que possui maior facilidade em atravessar o elemento dental.

No dente de maior espessura que é o elemento dental da Figura 38 as cores verde e azul não conseguem atravessar todo o dente o que torna impossível a captação das imagens por transiluminação desses elementos.

Mesmo quando o dente de espessura média foi iluminado Figura 37 verificamos que as cores verde e azul não conseguiram atravessar todo o elemento dental.

Essas cores de menor penetração somente conseguiram atravessar todo elemento quando iluminaram dentes mais finos como o incisivo Figura 36.

1100 lux
1500 lux
2000 lux
3000 lux
5000 lux
10000 lux

800 lux			Imagem não visível
550 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
350 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
250 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
130 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
60 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível

Figura 36 - Imagens do incisivo sadio geradas por traniluminação

10000 lux
5000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
3000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
2000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1500 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1100 lux		Imagem não visível	Imagem não visível

800 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
550 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
350 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
250 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
130 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
60 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível

Figura 37 - Transiluminação do pré-molar sadio

10000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
5000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
3000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
2000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1500 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1100 lux		Imagem não visível	Imagem não visível

800 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
550 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
350 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
250 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
130 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
60 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível

Figura 38 - Imagens geradas por transiluminação do molar sadio

E quando vamos iluminar dentes que apresentam lesões ou materiais de restauração verificamos que a cárie ou outras lesões passam a ser pontos que absorvem com grande intensidade a luz. Para isso precisamos de iluminação que tenha uma capacidade maior de atravessar o elemento dental como a cor vermelha (figura 46, 47 e 48).

10000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
5000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
3000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
2000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1500 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1100 lux		Imagem não visível	Imagem não visível

800 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
550 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
350 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
250 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
130 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
60 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível

Figura 39 - Imagens formadas a partir de dente com lesão

10000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
5000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
3000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
2000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1500 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1100 lux		Imagem não visível	Imagem não visível

800 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
550 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
350 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
250 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
130 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
60 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível

Figura 40 - Dente com lesão transiluminado

10000 lux
5000 lux			Imagem não visível
3000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
2000 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1500 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
1100 lux		Imagem não visível	Imagem não visível

800 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
550 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
350 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
250 lux		Imagem não visível	Imagem não visível
130 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível
60 lux	Imagem não visível	Imagem não visível	Imagem não visível

Figura 41 - dente com lesão transiluminado

O dente funciona como um meio turvo e qualquer lesão ou material de restauração também vai agir como um meio turvo para o dente. Os meios turvos tem a propriedade de tornar a luz difusa. Os diâmetros das partículas podem ser enquadradas na teoria de Rayleigh, ou seja, elas podem ser consideradas ter o mesmo tamanho do comprimento de onda. Quando fazemos essa consideração permitimos que a onda incidente indo diretamente a uma partícula do meio penetrando na superfície seja do dente ou da resina composta sofre uma diminuição da velocidade mas não o suficiente para deixar a luz fora de fase com a luz que passa imediatamente através da partícula vizinha.

Para o esmalte existe uma absorção muito fraca da luz para os comprimentos de onda na escala do visível podendo ser visto nas imagens de pastilha de esmalte mais dentina a intensa passagem de luz mesmo para as amostras que apresentam estruturas espessas de esmalte sadio. Esses achados vão de encontro com o trabalho de Spitzer e ten Bosch (1975) que mediram uma fraca absorção da luz no esmalte para os comprimentos de ondas visíveis, porém mediram um aumento da absorção para o comprimento de onda ultravioleta. Esse aumento de absorção da luz no ultravioleta pelo esmalte explica a melhor formação de imagens com comprimentos de onda vermelho, pois para a geração de imagens é necessário a passagem do fóton pela amostra. No entanto, ten Bosch e Zijp (1987) mostraram em seu trabalho que para dentina não há alteração no coeficiente de absorção na escala do visível.

O aumento do retroespalhamento da região desmineralizada para as lesões de cárie incipientes (manchas brancas) é a base para a aparência visual das lesões brancas. Angmar-Mansson e ten Bosch (1987) verificaram que o aumento da porosidade das lesões leva a um aumento do espalhamento na superfície das lesões e um aumento no espalhamento no corpo da lesão produzindo um aumento na magnitude da reflectância difusa.

*Não confunda jamais conhecimento com sabedoria. Um
ajuda a ganhar a vida; o outro a construir uma vida.*

(Sandra Carey, escritora norte americana)

CONCLUSÃO

Nos últimos anos novas aplicações da fotônica na Odontologia têm apresentado soluções para problemas antigos, como métodos para a avaliação dos tecidos dentais e de materiais odontológicos. A detecção da anatomia interna dos dentes pode auxiliar a visualização dos canais radiculares e substituir a luz visível que é um comprimento de onda não ionizante favorece toda a Odontologia, pois não há efeitos deletérios as células.

Os resultados mostram que essa técnica de processamento de imagens é capaz de detectar pinos em resina composta dental posicionados sobre uma pastilha de resina.

As imagens geradas a partir dos leds vermelho e verde foi possível detectar as borda de ambos os pinos.

Com essa técnica foi possível a realização das medidas e, também, determinar a morfologia e a distância entre os pinos.

Entretanto, com o uso de outras fontes de luz não obtivemos resultados satisfatórios, pois a técnica não pode detalhar as bordas para os pinos com as imagens geradas a partir dos lasers e led azul.

O espalhamento da luz pela resina é o efeito físico de maior relevância neste experimento devido ao espalhamento da luz, é possível obter contraste suficiente para poder detectar as bordas através da filtragem das frequências espaciais baixas e

intermediárias, e como o espalhamento depende dos tamanhos das partículas dos componentes da resina, certamente os parâmetros de espalhamento são exclusivos de cada material que compõe a resina.

A outra conclusão é que o LASER não pode ser usado nesta técnica como fonte de luz para formação de imagens, pois qualquer objeto presente no caminho óptico do feixe LASER implica difração do feixe e a própria resina implica interferência da radiação emitida pela fonte; o resultado é a baixa resolução da imagem e a incapacidade de detectar as bordas dos pinos.

Comprimento de onda vermelho mostrou-se o melhor para detectar lesões já que o tecido dental apresenta uma menor influência física

Os comprimentos de onda verde e azul são mais afetados pela estrutura dental, então eles precisam de maiores potências para conseguirem transiluminar a estrutura dental.

REFERÊNCIAS

ALLEN, E. P. et al. Annual review of selected dental literature: report of the committee on scientific investigation of the American Academy of restorative dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, v.90, n.1, p. 39-71, July 2003.

ALMEIDA, S. M. et al. Avaliação da qualidade das imagens digitais adquiridas com diferentes resoluções em um sistema de armazenamento de fósforo. **Pesq. Odontol. Bras.**, v. 14, n. 3, p. 262-267, jul./set. 2000.

ANDERSSON-ENGELS, S.; BERG, R.; SVSNBERG, S. Time-resolved transillumination for medical diagnostics. **Opt. Lett.**, v. 15, n. 21, p. 1179-1181, 1990.

ANGMAR-MANSSON, B.; TEN BOSCH, J. J. Optical methods for the detection and quantification of caries. **Adv. Dent. Res.**, v.1, n. 1, p. 14-20, 1987

ANUSAVICE, K. J. **Phillips Materiais Dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412p.

BENSON, P. E.; PENDER, N.; HIGHAM, S. M. Enamel demineralization assessed by computerised image analysis of clinical photographs. **Am. J. Dent.**, v. 28, p. 319-326, 2000.

BILL, W. Imaging of hard- and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography. **Appl. Opt.**, v. 37, n. 16, Jun. 1998.

BODIER-HOULLÉ, P. High-resolution electron-microscopic study of the relationship between human enamel and dentin crystals at the dentinoenamel junction. **Cell Tissue Res.**, v. 301, p. 389-395, 2000.

BOHREN, C. F.; HUFFMAN, D. R. **Absorption and scattering of light by small particles**. New York: John Wiley & Sons, 1983. 544p.

CARLSON, F. P. **Introduction to Applied Optics for Engineers**. New York: Academic Press. 1977. 277p.

CHEONG, W.F.; PRAHL, S. A.; WELCH, A. J. A Review of the optical-properties of biological tissues. **IEEE J. Quant. Electron.**, v. 26, n. 12, p. 2166-2185, Dec. 1990.

CHONG, S. L.; DARLING, C. L.; FRIED, D. Nondestructive measurement of the inhibition of demineralization on smooth surfaces using polarization-sensitive optical coherence tomography. **Lasers Surg. Med.**, v. 39, n. 5, p. 422-427, Jun. 2007.

CLEWELL, D. H. Scattering of light by pigment particles. **J. Opt. Soc. Am.**, v. 31, n. 8, p. 521-527, 1941.

CONSTANTINO, M. G.; SILVA, G. V. J. A transformada de Fourier em Basic. **Quím. Nova**, v. 23, n. 3, p. 413-417, 2000.

CULJAT, M. O. et al. Ultrasound crack detection in a simulated human tooth. **Dentomaxillofac. Radiol.**, v. 34, p. 80–85, 2005.

FISCHER, M.; FELLER, L.; SCHECHTER, I. Tooth-carries early diagnosis and mapping by Fourier transform spectral imaging fluorescence. **Instrum. Sci. Technol.**, v. 30, n. 2, p. 225–232, 2002.

FRIED, D. et al. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. **Appl. Opt.**, v. 34, n. 7, p. 1278-1285, 1995a.

FRIED, D. et al. Nature of light scattering in dental enamel and dentine at visible and near-infrared wavelengths. **Appl. Opt.**, v. 34, n. 7, p. 1278–1285, 1995b.

GONGALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Processamento de imagens digitais**. São Paulo: Editora Edgard Blücher. 1992. 509p.

GUENTHER, R. **Modern Optics**. New York: Wiley, 1990. 696p.

HECHT, E. **Optics**. New York: Addison-Wesley Publishing Company, 1974, 565p.

HIBST, R.; GALL, R. Development of a diode laser-based fluorescence caries detector (abstract). **Caries Res.**, v. 32, p. 294, 1998.

HIBST, R.; PAULUS, R. A new approach on fluorescence spectroscopy for caries detection. **SPIE**, v. 3593, p. 141-147, 1999.

KAIRALLA, E. C.; LAGE-MARQUES, J. L.; RODE, S. M. Avaliação de métodos de diagnóstico da lesão de cárie. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v.11, supl.1, p. 27-34, 1997.

KEEM, S.; ELBAUM, M. Wavelet Representations for Monitoring Changes in Teeth Imaged with Digital Imaging Fiber-Optic Transillumination. **IEEE Trans. Med. Imaging**, v. 16, n. 5, p. 653-663, oct. 1997.

LEE, Y. K. Influence of scattering\absorption characteristics on the color of resin composites. **Dent. Mater.**, v. 23, n. 1, p. 124-131, jan. 2007.

LEE, Y. K.; LU, H.; POWERS, J. M. Measurement of opalescence of resin composites. **Dent. Mater.**, v. 21, p. 1068-1074, 2005.

MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H. **Processamento Digital de Imagens**. Rio de Janeiro: Brasport Livros e Multimídia Ltda. 1999. 406p.

RIBEIRO-FIGUEIREDO, A. C.; KURACHI, C.; BAGNATO, V. S. Comparison of fluorescence detection of carious dentin for different excitation wavelengths. **Caries Res.**, v. 39, p. 393-396, 2005.

RUSS, J. C. **The image processing Handbook**. 2. ed. New York: CRC Press, 1995. 674p.

SAID, E. H. et al. Teeth Segmentation in Digitized Dental X-Ray Films Using Mathematical Morphology. **IEEE Trans. Inf. Forensics Security**, v. 1, n. 2, p. 178-189, 2006.

SHARAFF, M.; ILLMAN, D.; KOWALSKI, B. **Chemometrics**. New York: John Wiley & Sons, 1986. 332 p.

SPITZER, D.; BOSCH, J. T. The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. **Calc. Tiss Res.**, v. 17, p. 129-137, 1975.

TEN BOSCH, J. J., ZIJP, J. R. Optical properties of dentin. In: THYLSTRUP, A.; LEACH, S.A.; QVIST, V., eds. **Dentine and Dentine Research in the Oral Cavity**. Oxford : IRL Press, 1987. p. 59-65.

TEN CATE, A. R. **Oral Histology**: development, structure, and function. 5. ed. St Louis: Mosby-Year Book. 1998. 395p.

TIPLER, P. A. **Física**: eletricidade e magnetismo, ótica. 4. ed. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos, 2000. v. 2. 476p.

VAN DER VEEN, M. H.; TEN BOSH, J. J. Autofluorescence of bulk sound and *in vitro* demineralized human root dentin. **Eur. J. Oral Sci.**, v. 103, p. 375-381, 1995.

VOZNESENSKI, N.B.; ZOLOTAREV, V. M.; KALINICHEV, K. Y. Scalar modelling of light propagation in multiwaveguide structures. **J. Opt. Technol.**, v. 70, p. 6–11, Jan. 2003.

YASUI, T.; TOHNO, Y.; ARAKI, T. Determination of collagen fiber orientation in human tissue by use of polarization measurement of molecular second-harmonic-generation light. **Appl. Opt.**, v. 43, n. 14, p. 2861-2867, 2004.

ZHANG et al. Methods for Examining the Fatigue and Fracture Behavior of Hard Tissues. **Exp. Mech.**, v. 47, p. 325-336, 2007.

APÊNDICE A - TRABALHOS FUTUROS

Como continuidade a esse trabalho deve-se seguir com o emprego da iluminação infravermelha para a análise da estrutura dental. As Figura 42 e Figura 43 mostram um piloto com iluminação infravermelha.

As áreas escuras representam as áreas que não houve a passagem da luz por presença de cárie ou trincas. Enquanto que nas áreas claras representam a presença de tecido sadio. Observe na Figura 42 a separação entre o esmalte e a dentina.

Figura 42 - Imagem do dentes sem lesões geradas por transiluminação com infravermelho incisivo (A), pré-molar (B) e molar (C)

Figura 43 - Dentes com lesões transiluminados com infravermelho

Para dar continuidade devemos avaliar também com o aumento de espessura do elemento dental com a passagem de luz. Esse exemplo pode ser visto na figura 44, onde confeccionamos uma raiz artificial a partir de raiz bovina com as paredes apresentando espessura de 1 mm realizado com desgaste de dente bovino.

As imagens geradas a partir dessa estrutura pode ser vista na figura 45, onde podemos visualizar o pino por translucidez, além de uma amostra controle sem pino.

Figura 44 - Raiz artificial feita a partir de dente bovino e pino metálico, fibra de carbono e fibra de vidro

Figura 45 - Imagens produzidas a partir da raiz artificial

APÊNDICE B - ROTINA EXECUTADA NO MATLAB

Rotina executada no MatLab para processamento das imagens:

```
clc
clear
disp('Quantos arquivos deseja processar?');
Narq=input('em media 30 seg por arquivo: ');
%Entrada dos arquivos para calcular a imagem media
for i=1:Narq
    disp(i);
    file=input('Arquivo: ','s');
    arq(i,1)={file};
end
% Matriz Media das imagens
file=char(arq(i,1));
Matriz=imread(file);
[m,n,p]=size(Matriz);
soma=zeros(m,n);
for s=1:Narq
    arqv=char(arq(s,1));
    MatAux=imread(arqv);
    MatIn=rgb2gray(double(MatAux)./255);
    soma = soma + MatIn;
```

```

end

im1=soma./Narq;

% ROI – delimitação da figura
im2=im1(120:370,130:380);

[m,n]=size(im2)

figure, imshow(im2);

xmax=m/48;

c=mean(im2);

Fft1=fft(c);

xw=[0:1/(m-1):1];

xs=[0:xmax/(m-1):xmax];

% Alisamento

im5=im2;

im4=zeros(m,n);

for i=1:m

    for j=4:(n-3)

        im4(i,j)=(im5(i,j-3)+im5(i,j-2)+im5(i,j-1)+im5(i,j)+im5(i,j+1)+im5(i,j+2)+im5(i,j+3))./7;

    end

    im4(i,1)=(im5(i,1)+im5(i,2)+im5(i,3)+im5(i,4))./4;

    im4(i,2)=(im5(i,1)+im5(i,2)+im5(i,3)+im5(i,4)+im5(i,5))./5;

    im4(i,3)=(im5(i,1)+im5(i,2)+im5(i,3)+im5(i,4)+im5(i,5)+im5(i,6))./6;

    im4(i,n)=(im5(i,n)+im5(i,n-1)+im5(i,n-2)+im5(i,n-3))./4;

    im4(i,n-1)=(im5(i,n)+im5(i,n-1)+im5(i,n-2)+im5(i,n-3)+im5(i,n-4))./5;

    im4(i,n-2)=(im5(i,n)+im5(i,n-1)+im5(i,n-2)+im5(i,n-3)+im5(i,n-4)+im5(i,n-5))./6;

end

d=mean(im5);

c=mean(im4);

% gráfico antes do alisamento

```

```

figure, plot(xs,d);
% gráfico depois do alisamento
figure, plot(xs,c);
% gráfico das duas juntas
figure, plot(xs,d,'--ro',xs,c);
Fft2=fft(c);
% Ajuste linear da escala de cinza
% mostrar que o ajuste linear incrementa as altas frequências
k=min(min(im4));
l=max(max(im4));
im6=imadjust(im4, [k l], [0 1]);
% Imagem do ajuste linear
e=mean(im6);
figure, plot(xs,e);
%figure, imshow(im6);
% Aqui no ajuste linear podemos comprovar que o espalhamento da resina se
% da de forma nao-uniforme como esperado, por isso o melhor a se fazer eh
% uma media das linhas da imagem para definir a espessura medida.
c=mean(im6);
% figure, plot(c);
Fft3=fft(c);
% figure, plot(xw,Fft1,'r',xw,Fft2,'g',xw,Fft3,'b');
% Filtragem por filtro passa-alta tipo caixa
disp('Iniciando o processo de filtragem');
Fc=input('Escolha a frequencia de corte: [0 - 1] ');
Pc=round((m-1).*Fc+1);
Filtro=cat(2,zeros(1,Pc),ones(1,m-Pc));
% filtragem de cada linha da figura por fourrier

```

```

im5=zeros(m,n);
for i=1:m
    Fft4=fft(im4(i,:));
    ft=Fft4.*Filtro;
    iFft4=ifft(ft);
    im5(i,:)=iFft4;
    if i==100
        figure, plot(xw,Fft4);
        figure, plot(xw,Filtro);
        figure, plot(xw,ft);
        figure, plot(xs,iFft4);
    end
end
im6=abs(real(im5));
figure, plot(xs,im6(100,:));
k=min(min(im6));
l=max(max(im6));
im7=imadjust(im6, [k l], [0 1]);
figure, plot(xs,im7(100,:));
figure, imshow(im7);
% filtragem apenas da media horizontal da imagem e composicao da imagem da
% transformada a partir dessa linha.
ft2=Fft3.*Filtro;
iFft3=ifft(ft2);
for i=1:m
    im5(i,:)=iFft3;
end
im2=abs(real(im5));

```

```
k=min(min(im2));  
l=max(max(im2));  
im4=imadjust(im2, [k l], [0 1]);  
%figure, imshow(im4);  
% deixando a imagem soh preto e branco  
for i=1:m  
    for j=1:n  
        if im7(i,j)<0.05  
            im7(i,j)=1;  
        else  
            im7(i,j)=0;  
        end  
        if im4(i,j)<0.05  
            im4(i,j)=1;  
        else  
            im4(i,j)=0;  
        end  
    end  
end  
figure, imshow(im7);  
%figure, imshow(im4);
```

APÊNDICE C - IMAGENS

Nesse apêndice segue as imagens dos dentes usados nesse experimento na Figura 46 são as imagens dos dentes sadios e na Figura 47 são as imagens dos dentes com lesão.

Figura 46 - Dentes saudáveis usados no experimento de transiluminação (A) incisivo, (B) pré-molar e (C) molar

Figura 47 - Dentes com lesões usadas para a transiluminação

“Não nos transformamos em Mestres porque sabemos repetir o quê os mestres fazem, mas porque aprendemos a pensar por nós mesmos. Descubra sua própria luz, ou passará o resto da vida sendo um pálido reflexo da luz alheia”.

Paulo Coelho