

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ABC
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Dissertação de Mestrado

Cristine Letícia Grandisoli

Viabilidade da Transiluminação para Visualização de Estruturas Dentais Internas

Santo André
2015

Curso de Pós-graduação em Engenharia Biomédica

Dissertação de Mestrado

Cristine Letícia Grandisoli

Viabilidade da Transiluminação para Visualização de Estruturas Dentais Internas

Trabalho apresentado como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica, sob Orientação do Professor Doutor Emery Cleiton C. C. Lins e coorientação da Professora Doutora Patrícia Aparecida da Ana.

Santo André
2015



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
Fundação Universidade Federal do ABC
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Avenida dos Estados, 5001 – Bairro Santa Terezinha – Santo André – SP
CEP 09210-580 · Fone: (11) 4996-0017
ppgebm@ufabc.edu.br

FOLHA DE ASSINATURAS

Assinaturas dos membros da Banca Examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado do candidato Cristine Letícia Grandisoli, realizada em 16 de julho de 2015:

Prof.(a) Dr.(a) **Patricia Aparecida da Ana** (UFABC) – Presidente

Prof.(a) Dr.(a) **Nasser Ali Daghanli** (UFABC) – Membro Titular

Prof.(a) Dr.(a) **Denise Maria Zezell** (IPEN) – Membro Titular

Prof.(a) Dr.(a) **Ilka Tiemy Kato** (UFABC) – Membro Suplente

Prof.(a) Dr.(a) **Thiago Martini Pereira** (UNIFESP) – Membro Suplente



Universidade Federal do ABC

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, de acordo com as observações levantadas pela banca no dia da defesa, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

Santo André, 15 de outubro de 2015.

Assinatura do autor: _____




Assinatura do orientador: _____

Dedicatória

Dedico este trabalho aos familiares e amigos: minha base, meu suporte,
aqueles que fazem a vida valer a pena.

Em especial este trabalho é dedicado aos meus três lindos sobrinhos:
Pedro Henrique, Leonel e Gabrielle, para que se lembrem de que o
esforço traz as devidas conquistas.

Em especial também aos irmãos que tanto amo: Gabriel, Nicolas e
Peterson.

Ao Arnaldo e à Nadeje.

Agradecimentos

Sou grata a Deus.

À minha família e amigos, pelo suporte, amor, atenção e paciência que sempre tiveram, entendendo minha ausência e distância.

Aos colegas da Universidade Federal do ABC com quem muito convivi, aprendi, e que sempre vou recordar com muito carinho.

Sou especialmente grata ao Rafael, por sempre me ajudar, me ouvir e me ensinar.

Obrigada ao meu Orientador Emery Lins, que me forneceu subsídio para este trabalho e também para meu crescimento pessoal e profissional. Sou particularmente grata à minha Coorientadora Patrícia da Ana, ao meu lado nos momentos mais difíceis.

Agradeço aos professores da Engenharia Biomédica, à minha banca de qualificação e à banca de defesa, por suas críticas e opiniões, as quais foram muito importantes para o amadurecimento deste texto e dessa pesquisa.

Finalmente sou grata à Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, em especial à Prof^a. Dr^a. Sônia M. Malmonge.

*“Comece fazendo o que é necessário, depois o que é possível, e de repente você
estará fazendo o impossível”.*
São Francisco de Assis

RESUMO

A verificação da vitalidade do tecido pulpar é uma evidência significativa sobre um dano nervoso permanente no dente e propicia ao clínico maior poder de decisão sobre um tratamento adequado. O protocolo atual de diagnóstico da vitalidade da polpa envolve a análise do histórico de dor do paciente e a realização de testes de sensibilidade e de fluxo sanguíneo da polpa. Infelizmente, o resultado dos testes de sensibilidade depende da interpretação subjetiva do paciente ao reconhecer o estímulo aplicado, enquanto o resultado do fluxo sanguíneo depende da espessura dos tecidos dentais e do posicionamento da ponta de prova do equipamento.

Neste aspecto, esta área diagnóstica poderia utilizar de uma técnica de imagens objetiva para ser utilizada como uma ferramenta auxiliar ao diagnóstico. A transiluminação dental poderia, então, ser uma técnica alternativa explorada como ferramenta de diagnóstico dental; considerando que já foi usada com sucesso na detecção de cáries iniciais e se baseia no princípio de formar imagens das estruturas do dente a partir de radiação infravermelha transmitida.

Com o objetivo de estudar a viabilidade desta técnica, um estudo foi realizado, buscando validar a transiluminação dental para a visualização de estruturas dentais internas. O experimento visou utilizar a transiluminação dental para reconhecer padrões nas propriedades ópticas das amostras que possam ser exploradas a fim de distinguir as diferentes anatomias dentais existentes. Para tal, dois grupos de estudo foram montados: um a partir de dentes humanos e outro utilizando dentes bovinos, ambos tendo sido aprovados nos devidos comitês de ética.

A instrumentação utilizada foi analisada em detalhes, assim, também como sua influência para a formação de imagens. Os dentes foram posicionados entre a fonte de luz e a câmera de aquisição para confecção de cada uma das imagens, que foram por fim processadas para extração de dados.

As imagens reportaram contraste significativamente diferente para delineamento das estruturas dentais internas. Outras observações em relação à instrumentação utilizada foram colocadas e que tendem a guiar futuras iniciativas.

Ao final do estudo, foi possível concluir que a Transiluminação Dental é técnica viável para futuras aplicações relacionadas à visualização de estruturas dentais internas, necessitando, porém, do refino instrumental para a iluminação e aquisição de imagens.

ABSTRACT

The verification of the vitality of pulp tissue is a significant evidence of a permanent nerve damage in the tooth, and provides the clinician greater power to decide on appropriate treatment. The current protocol for diagnosing vitality of pulp involves analysis of the patient's pain history and execution of tests of sensitivity and pulp blood flow. Unfortunately the result of sensitivity testing depends on the subjective interpretation of the patient to recognize the stimulus applied as the result of blood flow depends on the thickness of the dental tissues and the positioning of the probe of the equipment.

In this aspect, this area could use images for an objective diagnostic technique and use it as an auxiliary tool for the diagnosis. The dental transillumination could then be explored as an alternative technique for dental diagnose considering that such technique has already been used successfully in detecting early tooth caries and is based on the principle of forming images of structures of the tooth from transmitted infrared radiation.

In order to study the feasibility of this technique a study was conducted to validate dental transillumination for viewing internal dental structures. The experiment aimed to recognize patterns in the optical properties of the samples which could be exploited to distinguish the different dental anatomy. For this purpose two groups were gathered, one from human teeth and a second using bovine teeth, both having the consent of the following ethical committees.

The instrumentation used was analyzed in detail so as to influence their imaging. The teeth were placed between the light source and the acquisition camera for achieving each image, later processed for data extraction.

The images showed significantly different contrast for the lineation of dental internal structure. Other comments were brought to surface in regard to the instruments used, so future initiative could be guided.

At the end of the study it was concluded that the Dental Transillumination is feasible technique for future applications related to viewing internal dental structures, though is necessary further development of the instruments used for lightening and image acquisition.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - O dente e sua estrutura de suporte. 8
- Figura 2 - Corte de tomografia computadorizada em feixe cônico vertical dos molares e pré-molares mandibulares. Os espaços escuros dentro da estrutura dental delineiam a câmara pulpar. 9
- Figura 3 - Comparação entre técnicas A) Vista lateral de uma seção do dente de espessura de 3 mm com uma lesão simulada. B) A lesão não pode ser vista utilizando transiluminação com luz visível e uma câmara CCD. C) A lesão é claramente visível na transiluminação com NIR. D) Um raio-x da seção usando filme indica a pequena diferença de contraste entre a lesão simulada e esmalte. As camadas de esmalte [e] e de dentina [d] são facilmente distinguíveis em todas as técnicas. 13
- Figura 4 - Esquema ilustrativo do desenho experimental proposto. À esquerda, a Fonte NIR ilumina as amostras localizadas no centro da montagem. À direita, o conjunto óptico é composto por 3 componentes: 1) Filtros ópticos, 2) Lentes objetivas e 3) Câmera. 17
- Figura 5 - Espectro de detecção do sensor da câmera FPA em função do comprimento de onda da radiação incidente. (58)..... 18
- Figura 6 - Caracterização dos filtros ópticos utilizados no primeiro experimento. No gráfico são mostradas as passagens de banda dos quatro diferentes filtros utilizados: 1000 nm \pm 10 nm, 1100 nm \pm 10 nm, 1200 nm \pm 10 nm e 1300 nm \pm 30 nm (59)..... 19
- Figura 7 - Montagem experimental pronta para a aquisição das imagens. São mostradas a fonte de radiação (A), em seguida (B) a fibra óptica, o local de posicionamento das amostras (C), a roda de filtros (D), a lente objetiva (E) e por fim a câmera FPA (F)..... 20

Figura 8 - Controle do desgaste realizados nas amostras. A) Amostra em formato cúbico, B) Espessura da face iluminada (EIL), C) Espessura da face imageada (EIM) e por fim D) Diâmetro do canal radicular.....	24
Figura 9 - Arranjo experimental final para as amostras de dentes bovinos. A) Fonte de Iluminação, B) Amostras, C) Lentes Objetivas e D) Câmera FPA.....	25
Figura 10 - Fluxograma básico de processamento das imagens dos dentes humanos	28
Figura 11 - Processamento das imagens de dentes humanos. Cada amostra original, conforme mostrado no item “A” teve sua imagem processada de acordo com a escolha de uma região de interesse (Item “B”). O processamento cria uma máscara que atribui o valor de pixel 0 para o lado de fora da região selecionada e 1 para a região de dentro da seleção (Item “C”). Com isso se obtém as imagens dos Itens “D” e “E”, que representam os pixels isolados para as duas exposições propostas de 1ms e de 20 ms	29
Figura 12 - Fluxograma básico de processamento das imagens dos dentes bovinos ..	30
Figura 13 - Processamento das imagens dos dentes bovinos. Assim, como feito para os dentes humanos, cada amostra teve sua imagem processada de acordo com a escolha agora de duas regiões de interesse. A imagem original é mostrada no Item “A”, enquanto a seleção do canal e do tecido total do dente são mostradas respectivamente em “B” e “C”. Por fim, as seleções isoladas são mostradas nos Itens “D” e “E”.....	32
Figura 14- Imagens realizadas com a utilização do filtro óptico de 1.000 nm ± 10 nm e 1.100 nm ± 10 nm . As imagens mostradas como exemplo e são referentes à amostra 1 de dentes humanos.....	34
Figura 15 - Imagens realizadas com a utilização do filtro óptico de 1.200 nm ± 10 nm e 1.300 nm ± 30 nm . As imagens mostradas como exemplo e são referentes à amostra 1 de dentes humanos.....	35

Figura 16 - Exemplo de um conjunto de imagens obtidas para a amostra 1, que mostram o resultado dos diferentes tipos de imageamento testados, sem utilizar os filtros ópticos, para a iluminação tomada à distância.	36
Figura 17 - Exemplo de um conjunto de imagens obtidas para a amostra 2, que mostram o resultado dos diferentes tipos de imageamento testados, sem utilizar os filtros ópticos, para a iluminação tomada em contato.....	37
Figura 18 - Exemplo de um conjunto de imagens obtidas para as amostras de 1 a 5, que exemplificam o resultado dos diferentes tipos de imageamento testados, com a utilização do filtro óptico de 1300 nm e sem o uso da fibra óptica.	38
Figura 19 - Dados da intensidade de radiação que atingiu ao detector em função da espessura da amostra. As diferentes curvas mostram as diferentes formas de realizar o imageamento, ora com a fibra óptica, ora sem; ora alternando a exposição do detector da câmera InGaAs.	42
Figura 20 - Dados obtidos para a instrumentação sem o uso de fibra óptica. Aqui a fonte de radiação foi posicionada em contato e distante das amostras	43
Figura 21 - Imagens da transiluminação dental (amostras humanas) em diferentes situações: com a iluminação sendo posicionada em contato com a amostra e com a iluminação sendo colocada distante da amostra. Diferentes exposições do sensor da câmera também foram testados.....	44
Figura 22 - Contrastes relativos obtidos para as amostras de dentes bovinos em contato.	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Medida da espessura média das fatias delgadas de cada grupo experimental. –.....	21
Tabela 2 - Composição dos grupos de dados obtidos para dentes humanos.....	22
Tabela 3 - Resultados obtidos para o experimento com dentes bovinos	23
Tabela 4 - Composição esperada dos Grupos Experimentais	26
Tabela 5 - Composição Final dos Grupos Experimentais	33
Tabela 6 - Exemplo de uma célula de dados correspondente ao resultado de 0,5 mm de espessura amostral, com utilização da fibra óptica, e o erro associado a cada medida.	39
Tabela 7 - Exemplo de uma célula de dados correspondente ao resultado de 0,5 mm de espessura amostral, sem utilização da fibra óptica, e o desvio padrão associado a cada medida	40
Tabela 8 - Exemplo de uma célula de dados correspondente ao resultado de 0,5 mm de espessura amostral para cada uma das faces de dente bovino, sem utilização da fibra óptica, e o desvio padrão associado a cada medida. Seleção do sensor em 1ms de exposição.....	40
Tabela 9 - Exemplo de uma célula de dados correspondente ao resultado de 0,5 mm de espessura amostral para cada uma das faces de dente bovino, sem utilização da fibra óptica, e o erro associado a cada medida. Seleção do sensor em 20ms de exposição.	41
Tabela 10- Resultado da análise de variância (ANOVA) entre os resultados obtidos para os grupos de espessura estudados	47

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVOS	3
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
3.1	<i>TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO DA VITALIDADE PULPAR</i>	4
3.2	<i>ANATOMIA, HISTOLOGIA E PROPRIEDADES DO TECIDO DENTAL</i>	7
3.3	<i>APLICAÇÕES DA TÉCNICA DE TRANSILUMINAÇÃO DENTAL</i>	11
4	MATERIAL E MÉTODO	16
4.1	<i>DELINEAMENTO EXPERIMENTAL</i>	16
4.2	<i>MONTAGEM DO SISTEMA DE IMAGEAMENTO</i>	16
4.3	<i>PREPARO DAS AMOSTRAS E COMPOSIÇÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS</i>	20
4.3.1	<i>Experimento 1</i>	20
4.3.2	<i>Experimento 2</i>	22
4.3.3	<i>Delineamento experimental final</i>	25
4.4	<i>PROCESSAMENTO DAS IMAGENS</i>	26
5	RESULTADOS	33
5.1	<i>IMAGENS OBTIDAS</i>	33
5.2	<i>RESULTADOS DOS PROCESSAMENTOS</i>	39
5.3	<i>RESULTADOS DOS DADOS OBTIDOS A PARTIR DE DENTES HUMANOS</i>	41
5.4	<i>RESULTADOS DOS DADOS OBTIDOS A PARTIR DE DENTES BOVINOS</i>	45
6	DISCUSSÃO	48
7	CONCLUSÃO	51
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	53
9	ANEXOS	60
9.1	<i>CÓDIGO-FONTE UTILIZADO TANTO PARA O PROCESSAMENTO DAS AMOSTRAS DE DENTES HUMANOS QUANTO PARA AMOSTRAS DE DENTES BOVINOS</i>	60

9.1.1 Código Fonte utilizado para processamento dos dados das amostras de dentes humanos.....	60
9.1.2 Código Fonte utilizado para processamento dos dados das amostras de dentes bovinos.....	61
9.2 IMAGENS OBTIDAS COM A UTILIZAÇÃO DE FILTROS	64
9.3 IMAGENS OBTIDAS SEM A UTILIZAÇÃO DE FILTROS.....	80
9.4 IMAGENS OBTIDAS DURANTE OS EXPERIMENTOS COM AMOSTRAS DE DENTES BOVINOS	88
9.5 RESULTADOS OBTIDOS PARA O PROCESSAMENTO DAS IMAGENS DE DENTES HUMANOS SEM A UTILIZAÇÃO DE FILTROS ÓPTICOS	94
9.6 RESULTADOS OBTIDOS PARA O PROCESSAMENTO DAS IMAGENS DE DENTES BOVINOS SEM A UTILIZAÇÃO DE FILTROS ÓPTICOS	96

1 INTRODUÇÃO

O diagnóstico da condição pulpar de forma correta é o ponto chave para o planejamento apropriado da necessidade ou não do tratamento endodôntico. A sistemática de coleta de dados de um caso clínico é complexa e envolve, dentre outras ferramentas (1), técnicas empregadas a fim de extrair a informação correspondente à vitalidade do tecido pulpar. Técnicas, estas, que variam desde estímulos térmicos e elétricos até testes variados de fluxo sanguíneo e demais possibilidades de imageamento.

Uma técnica moderna de visualização das estruturas superficiais dos elementos dentais é a transiluminação por infravermelho próximo ou transiluminação dental (TD). Nesta técnica uma fonte emissora de radiação no espectro do infravermelho próximo (900nm-1700nm) irradia um elemento dental e a porção de radiação que é transmitida através dos tecidos internos é detectada por uma câmera que compõe imagens da transiluminação (2).

Uma vez que nesta região do espectro eletromagnético os tecidos dentais proporcionam baixa absorção e baixo espalhamento, a quantidade de radiação transmitida através do dente é considerável e a imagem formada apresenta um contraste significativo, comparando com imagens obtidas no espectro visível. Radiações com comprimentos de onda em torno de 1300 nm são as menos absorvidas pelo esmalte dental e, também, são fracamente absorvidas pela água, a qual compõe parte relevante da polpa dental e da dentina. Também, neste comprimento de onda, o coeficiente de atenuação no tecido dental é de apenas 2 a 3 cm^{-1} , um fator 20 a 30 vezes mais baixo que o mesmo coeficiente no espectro de luz visível (3).

A ascensão da utilização desta técnica tem sido frequente em função dos avanços tecnológicos no desenvolvimento de sensores que permitem melhor captação da radiação no espectro do infravermelho próximo (ou *Near Infra-red* (NIR)). Ainda em estudos de cárie em estado inicial, foi verificado (4) que os sensores fabricados com o material *InGaAs* (Arseneto de Gálio dopado com Índio), devido à sua maior resolução e tamanho otimizado, proporcionam maior detalhamento das imagens da região oclusal,

o que auxilia na visualização das variações na gravidade das lesões em face da complexidade da topografia desta região.

A TD vem sendo utilizada com sucesso para observação de trincas e de cáries em fase inicial em dentes humanos. Recentemente, o imageamento obtido na região do infravermelho próximo em 1310 nm foi comparado à radiologia durante um estudo *in vivo* de lesões em superfícies dentais proximais (3). Nas faces oclusais, o sucesso da técnica também se comprova, pois permite a difusão da luz através da coroa dental, revelando pontos onde a radiação é consideravelmente atenuada, nos quais as áreas desmineralizadas são mostradas mais escuras em comparação com os tecidos adjacentes (5). Nestes testes o contraste mensurável e normalizado apresenta valores entre 0.2 e 0.6, de acordo com a espessura do elemento.

Considerando que esta técnica não emprega radiação ionizante, não existem restrições para a aquisição de imagens, (6) sua aplicação se revela adequada para o monitoramento de lesões ao longo do tempo, além de agir em prol do diagnóstico através do imageamento em múltiplos ângulos.

Com a sua aplicação para a visualização de cáries, a TD oferece potencial para se explorada com outras finalidades, e neste sentido é necessário explorar a técnica a fundo, a fim de compreender quais outras aplicações podem ser incorporadas, ou o quanto se pode extrair de informação a partir das imagens de transiluminação dental. Uma possibilidade para a técnica de transiluminação dental seria aplicação das imagens para a visualização de estruturas dentais internas e posteriormente estudar a vitalidade pulpar com base no contraste verificado em dentes com diferentes graus de patologia.

Frente às aplicações já existentes, é considerável o grande benefício fornecido possibilidade de incorporação da modalidade de TD à rotina odontológica, tendo em vista que a técnica não utiliza radiações ionizantes, é inerte à dependência de subjetividade da resposta do paciente, e tem potencial para superar a baixa especificidade dos métodos de fluxometria.

Relatos científicos, datados de 1960 (2), já contemplam a técnica de TD como uma possível ferramenta de detecção e identificação da vitalidade pulpar. Com o avanço da tecnologia e desenvolvimento de novos sensores, espera-se que tais

estudos sejam retomados, buscando-se verificar o potencial desta técnica como auxiliar no diagnóstico da condição pulpar em futuras aplicações clínicas.

Este trabalho contou com as aprovações dos respectivos comitês de ética (CAAE CEP: 47479515.5.0000.5594 e CI 60/15/ CEUA).

2 OBJETIVOS

Este trabalho visou utilizar da técnica de transiluminação para imageamento de estruturas dentais internas. Através deste estudo pretende-se analisar:

1. Quais instrumentações seriam mais adequadas à técnica.
2. Em quais valores de espessuras de tecidos esta técnica seria aplicável.
3. Se o instrumental proposto e seus resultados são, de fato, relevantes para um possível desenvolvimento de uma técnica futura de visualização das estruturas dentais internas.

Este estudo faz parte de uma linha de pesquisa que tem objetivos em longo prazo. Tais objetivos visam desenvolver uma técnica de imagens para uso no ambiente clínico odontológico, que possa discriminar a vitalidade pulpar e que entregue esta informação para o clínico em tempo real. Para atingir este objetivo geral, é necessário inicialmente verificar a viabilidade de formar imagens das estruturas dentais internas, em especial das câmaras pulpares e dos canais radiculares. Um novo sistema de imagens precisaria ser configurado para atender às características da dentina, já que a literatura propõe amplamente as configurações necessárias para o imageamento do esmalte, e neste sentido se dá o desafio tecnológico do projeto.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O diagnóstico pulpar é um procedimento complexo no qual devem se considerar variáveis diversas para um veredicto completo. Assim, como para outras técnicas de imagem, o laudo técnico, por si, pode possuir pouco valor, se não validado do ponto de vista clínico e em conjunto com as características observadas junto ao paciente durante a anamnese (1). Este capítulo visa revisar as técnicas de auxílio ao diagnóstico pulpar, as características anatômicas e histológicas dos dentes e proporcionar o contexto de aplicação da Transiluminação na ciência e na instrumentação utilizada até o momento.

Tendo em vista tais características, convém à comunidade científica buscar técnicas de imageamento modernas e que sejam capazes de extrair a quantidade máxima de informações, a fim de auxiliar o profissional no dia-a-dia clínico.

3.1 *TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO DA VITALIDADE PULPAR*

A Odontologia conta com diversas ferramentas que auxiliam no diagnóstico da vitalidade pulpar, dentre as quais são utilizados testes de sensibilidade elétrica e térmica, testes de fluxo sanguíneo, e utilização de imageamento radiológico convencional, entre outras técnicas.

Os testes de sensibilidade elétrica e térmica são amplamente utilizados e profundamente conhecidos, tal que, o histórico de utilização dos testes de sensibilidade elétrica data de 1890 (7), época em que os testes já eram utilizados para verificação da vitalidade pulpar.

A técnica de sensibilidade elétrica, apesar de antiga e bem conhecida, tende a ser entendida como desvantajosa em função do instrumental e preparação necessária ao teste (8-13). Seu uso se faz menos comum, também, em função do perigo apresentando quando aplicado a pacientes portadores de dispositivos implantáveis como o marca-passo, além de outros tipos de influência, como bandas ortodônticas metálicas, restaurações extensas ou próteses (13, 14), dentes permanentes ainda jovens (15, 16), entre outras particularidades que podem vir a desviar o diagnóstico (13, 17, 18).

Já os testes térmicos, tendo sido inicialmente referenciados e conceituados nos anos de 1898 e 1899 (19, 20), visam identificar o estímulo, tanto através da energia térmica cedida, que acaba por ser convertida em impulsos elétricos - captados pelos terminais receptores presentes na região pulpo-dentinal (21) - quanto por promover expansão ou contração dos tecidos pulpares, que, por sua vez, provocam pressão sobre as fibras nervosas (22).

Em relação às técnicas utilizadas para o diagnóstico via teste térmico, um grande percalço a ser superado é o controle da temperatura. Para pontas de prova “quentes”, o superaquecimento tende a causar severa sensibilidade dolorosa, enquanto o aquecimento insuficiente poderia resultar em um falso negativo (23). O estímulo com “frio” foi amplamente empregado, inicialmente, em forma de bastão de gelo (24) a ponto de ser considerado um método confiável (25), até que, posteriormente, sua temperatura foi dada como insuficiente e com possíveis falhas em pacientes adultos (26). Dessa forma novos métodos foram viabilizados, dando origem ao uso de gases refrigerantes, fornecendo maior confiabilidade para o uso da técnica (27).

Os testes de sensibilidade são, sem dúvida, de grande auxílio no meio clínico, porém a literatura relata fortemente a correlação existente entre os falsos diagnósticos e a resposta subjetiva do paciente, em relação à dor ou desconforto. Neste sentido, qualquer tentativa de correlacionar a intensidade da resposta com a condição pulpar é afetada por esta subjetividade (28). Isto é exemplificado em relatos da literatura (13) (29) que relatam um aumento significativo de falsos diagnósticos, quando jovens ou pacientes ansiosos são testados e antecipam a sensibilidade do estímulo nervoso, mesmo sem ter sido induzido.

Quanto aos testes de fluxo sanguíneo, ou também conhecidos como testes fisiométricos, os mesmos se baseiam em verificar a condição da oxigenação do tecido examinado. Muitos testes eficazes são enquadrados nesta categorização, tais como a espectrofotometria, fotopletismografia, fluxometria, a termografia, reflexão óptica e a oximetria de pulso (30 - 32).

A espectrofotometria - por duplo comprimento de onda - visa mensurar oxigenação sanguínea independentemente do pulso vascular do tecido analisado (31), detectando, apenas, a ausência ou presença de sangue oxigenado na estrutura dental.

A fotopletismografia, por sua vez, é um método também não invasivo para monitoração da oxigenação da circulação sanguínea (30), porém utiliza radiação em comprimentos de onda diferentes daqueles utilizados pela espectrofotometria.

Outro método não invasivo é a termografia no infravermelho, mas altamente complexo (33) em função de fatores como o período de aclimação do paciente, isolamento do dente, sensibilidade do equipamento, etc. Bons resultados foram obtidos para esta técnica quando pesquisadores demonstraram (34) que dentes desvitalizados, após o teste com estímulo frio, aqueciam mais lentamente, comparado aos dentes vitais.

O método de reflexão óptica é similar à oximetria de pulso por verificar o pulso e a vitalidade pulpar, através das radiações, em geral, vermelha e infravermelha (32). Nesta técnica, a detecção do resultado se dá através da absorção de luz pelo dente, fator este determinado pela quantidade de luz refletida que atinge o detector.

A oximetria de pulso é uma técnica tradicional que revela a quantidade percentual de oxigênio saturado na corrente sanguínea, através da medida de absorção de radiação vermelha e/ou infravermelha pela hemoglobina (Hb) e pela oxihemoglobina (HbO₂) (35 - 38).

Um tipo de fluxometria, com uma vasta área de pesquisa, é a fluxometria *laser* Doppler (FLD), pela qual é possível mensurar o fluxo sanguíneo através do efeito Doppler. Os primeiros pesquisadores a trabalharem com a técnica o fizeram em 1964, a fim de estimar a velocidade das células vermelhas nos capilares, porém, somente em 1986, a técnica foi aplicada a odontologia, comparando sintomas de vitalidade pulpar de incisivos hígidos com dentes adjacentes (39) submetidos a tratamento endodôntico, experimento, no qual obteve-se a confirmação da eficiência da técnica.

A FLD mede a velocidade das partículas contidas nos vasos sanguíneos também através do espalhamento de radiação vermelha ou infravermelha. Dessa forma indica indiretamente a existência de um fluxo sanguíneo na polpa (40, 41).

Tanto para a oximetria de pulso, quanto para a FLD, pode-se notar a dependência de prerrogativas como a espessura do esmalte e da dentina, fatores influentes como a presença de pigmentos ou restaurações na coroa e o

posicionamento da ponta de prova sobre o dente, o que pode aumentar a taxa de falsos diagnósticos (28, 35 - 37, 40, 41).

A radiografia periapical é uma técnica comum nos consultórios odontológicos e fornece ao clínico informações que podem levantar suspeita a respeito da existência de processos degenerativos, podendo identificar lesões cariosas ocultas, reabsorções radiculares, presença de processos inflamatórios periapicais, calcificação do canalradicular, fraturas de raiz, e afecções periodontais passíveis de diagnóstico radiológico (42).

Conforme esperado, o desenvolvimento de novas ferramentas e, mesmo a aplicação das ferramentas já existentes, implica na necessidade de entender o meio em que está sendo estudado. Neste contexto convém demonstrar a complexidade do tecido e anatomia dental.

3.2 ANATOMIA, HISTOLOGIA E PROPRIEDADES DO TECIDO DENTAL

Anatomicamente, o dente é dividido entre coroa - porção, em geral exposta e visível -, e raiz, parte frequentemente oculta ao exame clínico, responsável pelo suporte e fixação do dente. O conjunto de estruturas que fixam o dente é formado por osso alveolar, ligamento periodontal e cimento, elementos envolvidos pela gengiva (43).

A complexidade desta estrutura se dá pela presença de tecidos altamente especializados, sendo: polpa, cimento, dentina e esmalte. A polpa dental é o tecido mais interno da anatomia dental, revestida pela dentina e, mais externamente, pelo esmalte (parte coronária) ou pelo cimento (parte radicular) (44), conforme mostrado na Figura 1.

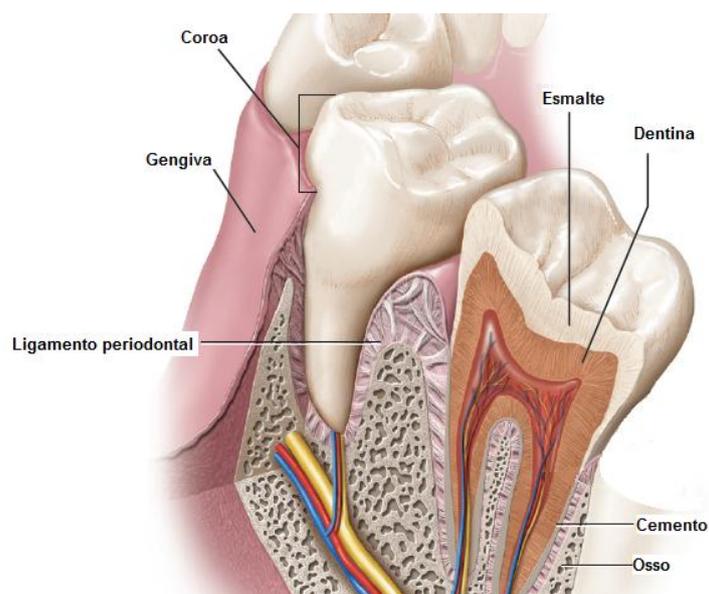


Figura 1 - O dente e sua estrutura de suporte.
 Fonte: Adaptada de ten Cate: Histologia oral /Antônio Nanci
 [tradução Marcelo Sampaio Narciso]. Rio de Janeiro : Elsevier,
 2013 (45)

A dentina é o alicerce do dente, suportando o esmalte e compensando suas propriedades quebradiças (46). Este tecido é altamente mineralizado, elástico, de cor branco-amarelado, avascular e permeia a câmara pulpar. Uma característica especial da dentina é sua formação com túbulos transversais ao longo de toda a sua espessura, que contem extensões citoplasmáticas das células que uma vez auxiliaram em sua formação e ajudam a mantê-la. Estas células são denominadas odontoblastos e seus corpos celulares estão alinhados ao longo da borda interna da dentina, onde formam a fronteira periférica da polpa dentária. A própria existência de odontoblastos faz da dentina um tecido muito diferente de esmalte. A dentina é um tecido sensível e, mais importante, é capaz de se reparar, pois os odontoblastos ou as células da polpa podem ser estimulados para depositar mais dentina.

Quanto à polpa (45) trata-se de tecido conjuntivo mole situado na câmara pulpar central, rodeada por dentina. Histologicamente, é prática comum distinguir a dentina da polpa. A dentina é um tecido duro; enquanto a polpa é macia e se perde em dentes secos, deixando uma câmara vazia claramente reconhecível, de acordo com a Figura 2.

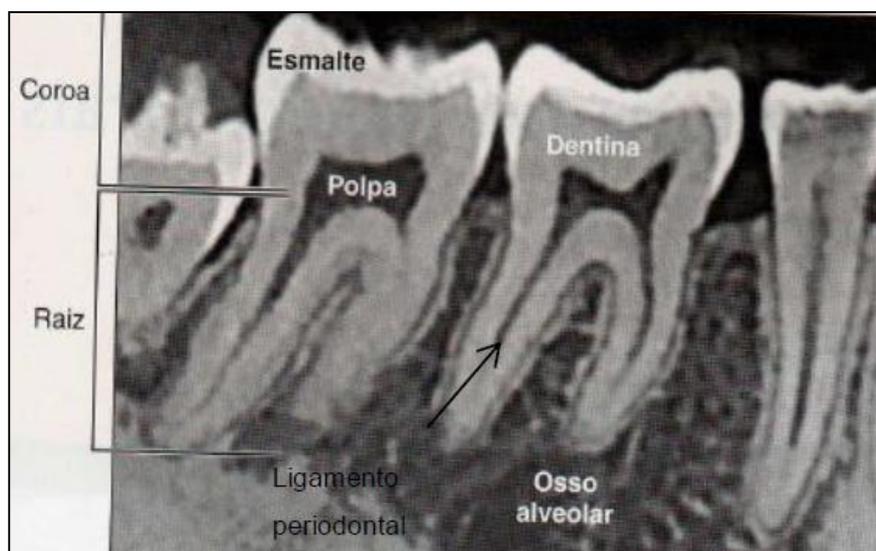


Figura 2 - Corte de tomografia computadorizada em feixe cônico vertical dos molares e pré-molares mandibulares. Os espaços escuros dentro da estrutura dental delineiam a câmara pulpar.

Fonte: Adaptada de Ten Cate: Histologia oral / Antônio Nanci [tradução Marcelo Sampaio Narciso]. Rio de Janeiro : Elsevier, 2013 (45)

Ainda que muito distintas, estas duas estruturas se relacionam muito proximamente e isto se exemplifica através das funções clássicas da polpa sendo: formação, na medida em que produz a dentina que a rodeia; nutritiva, em que ela alimenta a dentina avascular; de proteção, através da qual carrega nervos que dão sensibilidade à dentina; e de reparação, na medida em que é capaz de produzir mais dentina quando necessário.

De forma geral, as propriedades dos dentes consistem em dois tecidos: o esmalte acelular e a dentina com função de suporte. A dentina é um tecido conjuntivo especializado, conferindo aos dentes as propriedades de dureza e resistência. Sua indestrutibilidade dá aos dentes especial importância no ramo da paleontologia e da ciência forense, por exemplo, como um meio de identificação.

Em relação à sua composição, os tecidos dentários são quimicamente compostos de matriz orgânica, matriz inorgânica e água, diferindo em quantidade e disposição. A dentina possui 48% em volume de material inorgânico, 29% de material orgânico e 23% de água (47 - 48), sendo que o componente de maior volume consiste principalmente de um fosfato de cálcio semelhante à hidroxiapatita, componente

mineral que está presente também no esmalte, cimento e osso em diferentes proporções.

A célula unitária de apatita biológica é hexagonal e, quando em conjunto, formam a trama estrutural de um cristal. Esses cristais, quando concatenados, formam uma estrutura macroscópica. De forma geral, os cristais formados sob condições biológicas são pequenos e têm formato de agulha ou de placa (47, 49). Uma camada de água, chamada de concha de hidratação, existe em volta de cada cristal .

Cada cristal de apatita há três compartimentos: o interior do cristal, a superfície do cristal e a capa de hidratação, todos os quais se encontram disponíveis para trocas iônicas. Nessas estruturas da apatita biológica podem ser observados diferentes íons substituintes que podem ser adsorvidos à superfície dos cristais por atração eletrostática ou associados à capa de hidratação, alterando a rede cristalina e mudando suas propriedades cristalográficas (45 - 49).

O osso se encontra em fase constante de remodelagem através de uma interação orquestrada entre a remoção de osso velho e sua substituição por osso novo. Os demais tecidos duros (cimento, dentina, esmalte) não se remodelam, mas são degradados e removidos durante os processos fisiológicos normais envolvidos no amadurecimento dos dentes (46).

Quanto às suas características ópticas, a forte dispersão de luz no esmalte em comprimentos de onda no espectro visível, de 400 - 700 nm, inibe a imagiologia através do dente nesta faixa do espectro. Estudos anteriores demonstraram que a magnitude desta dispersão diminui exponencialmente em comprimentos de onda mais longos (37) (41).

Por outro lado, o esmalte e a dentina apresentam, quando iluminados na região do infravermelho próximo, um coeficiente de espalhamento da luz ($15 - 280 \text{ cm}^{-1}$) muito maior que seu coeficiente de absorção (de 1 a 4 cm^{-1}) (50) o que facilita o desenvolvimento de técnicas de diagnóstico nessa faixa espectral. Estudos mostraram que os coeficientes de atenuação de esmalte dentário medidos entre 1310 nm e 1550 nm foram $3,1 \text{ cm}^{-1}$ e $3,8 \text{ cm}^{-1}$, respectivamente, e a magnitude de espalhamento nestes comprimentos de onda foi 30 vezes menor do que a mesma medida na escala da luz visível (35). Isto se traduz em um caminho livre médio de 3,2 mm para fótons em 1310

nm, indicando que o esmalte é de fato transparente em comprimentos de onda do infravermelho próximo. Em comprimentos de onda acima de 1550 nm, não se espera que o coeficiente de atenuação diminua, devido ao aumento do coeficiente de absorção de água (3).

Conforme já observado (51) a análise de uma amostra de dentina de 300 μm de espessura denotou forte anisotropia no que diz respeito à orientação dos túbulos dentinários. Normalmente, os túbulos têm tamanho de 1 - 3 μm de diâmetro e, preferencialmente, difratam a luz no plano perpendicular à sua orientação. Em uma amostra de dentina 80 μm de espessura, aproximadamente 35% da luz difundida foi confinada em uma estreita faixa de menos de 3° no mesmo plano incidente e, de acordo com os pesquisadores, estas foram as primeiras medições de anisotropia de dispersão relatadas, juntamente com a fase de dispersão encontrada para o complexo esmalte dentina. O elevado valor da anisotropia de dispersão é semelhante aos valores relatados na literatura (52) para outros tecidos biológicos

A partir das características citadas, percebe-se a alta afinidade de técnicas que sugeriram o auxílio diagnóstico através de instrumentos na faixa de comprimento de onda do NIR.

Neste sentido, até pouco tempo atrás, eram poucos os recursos tecnológicos disponíveis e que permitissem dispositivos de pequeno porte para a captura de radiação. Com o avanço da tecnologia as aplicações da transiluminação dental voltaram a tomar forma.

3.3 *APLICAÇÕES DA TÉCNICA DE TRANSILUMINAÇÃO DENTAL*

As técnicas ópticas aplicadas à tecidos dentais são inerentemente complexas em função da não-homogeneidade e da natureza anisotrópica dos materiais biológicos presentes (53).

De forma geral, a transiluminação é entendida como o fenômeno de transmissão de radiação com parâmetros pré-definidos por um obstáculo, desta maneira, a luz transmitida se torna portadora de informações a respeito do objeto. Em outras palavras, a transiluminação pode ser definida como um método de análise que utiliza a

passagem de luz através de tecidos ou uma cavidade do corpo e tem sido abordada como uma técnica de diagnóstico em fase de desenvolvimento intenso (54).

Graças às propriedades ópticas seletivas das células e da arquitetura tecidual, os métodos de medição via meios ópticos podem ser utilizados para a determinação das características essenciais de conjuntos de tecidos, particularmente úteis em diagnóstico não invasivo (54). Com o uso de radiação óptica, inofensiva para os seres humanos quando empregada sob baixas densidades de energia (no espectro da luz infravermelha e visível), é possível determinar os parâmetros de tecidos que permitem a reprodução de propriedades anatômicas e funcionais.

A TD foi utilizada com sucesso em um trabalho (3) no qual é mencionado que a transiluminação óptica pode ser semelhante a outras modalidades de imagem de projeção como raios-x convencionais, no entanto, a imagem de contraste surge a partir de alterações na dispersão de tecidos em oposição a variações na densidade dos tecidos. Além disso os autores e destacam que, por esse ponto de vista, este método pode ser mais sensível do que os raios-x para a resolução de lesões precoces de cárie. Ainda de acordo com o mesmo estudo, os profissionais são treinados para diagnosticar no baixo contraste a lesão descrita na radiografia da Figura 3, mas o elevado contraste na imagem NIR sugere que as lesões simuladas são mais sensíveis para a detecção óptica.

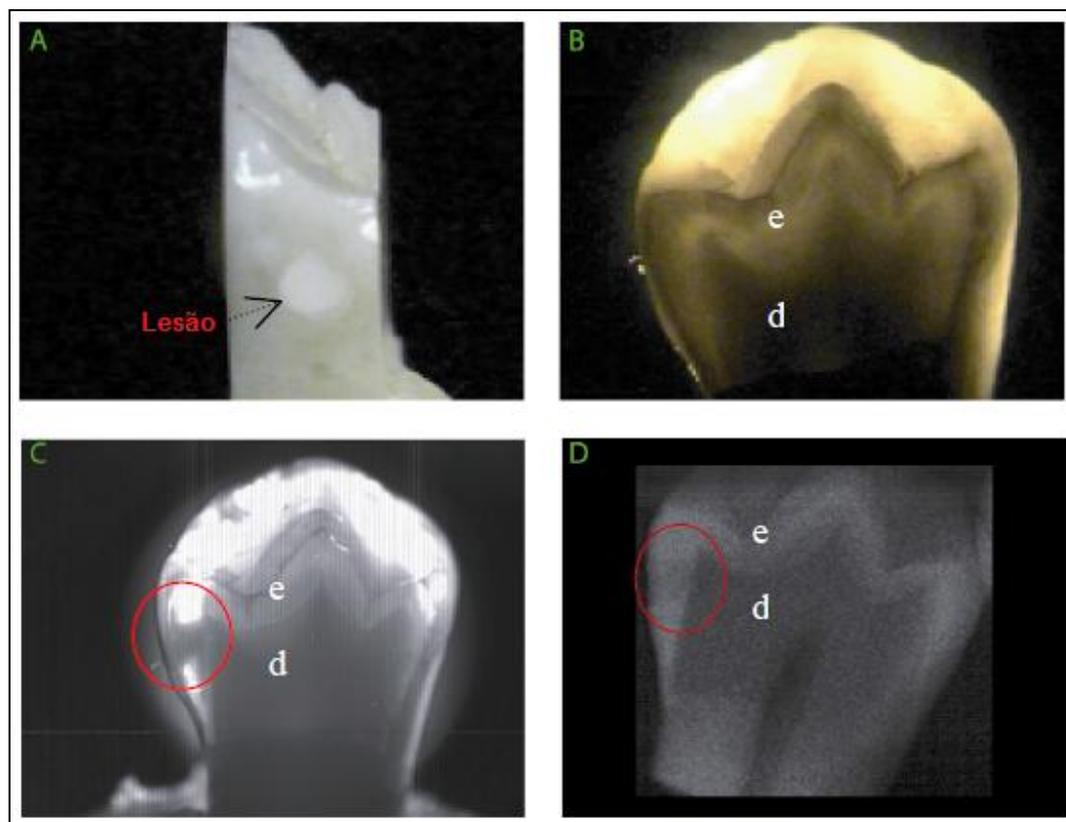


Figura 3 - Comparação entre técnicas A) Vista lateral de uma seção do dente de espessura de 3 mm com uma lesão simulada. B) A lesão não pode ser vista utilizando transiluminação com luz visível e uma câmara CCD. C) A lesão é claramente visível na transiluminação com NIR. D) Um raio-x da seção usando filme indica a pequena diferença de contraste entre a lesão simulada e esmalte. As camadas de esmalte [e] e de dentina [d] são facilmente distinguíveis em todas as técnicas.

Fonte: Adaptada de: Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay. Optical Society of America, 2003 (3)

Em um trabalho com lesões oclusais (5) a transiluminação no NIR é citada como tendo um potencial considerável como ferramenta para a triagem de rotina para diagnóstico de lesões de cárie em toda a dentição. Uma grande vantagem deste método é que ele permite que o dentista inicie o tratamento de cáries dentárias incipientes de forma não invasiva, considerando que as mesmas são passíveis de remineralização. Segundo os autores, o potencial do imageamento no NIR já pretende superar algumas das limitações dos métodos convencionais de detecção de cárie. Neste caso, a principal limitação deste método é o alto custo da tecnologia de imagem originada a partir de sensores InGaAs, porém cita-se como provável que, em um futuro próximo, a tecnologia NIR venha a ser disponibilizada com um custo mais baixo ou que

sistemas alternativos sejam desenvolvidos operando a 830 nm ou 1550 nm, equilibrando custo, sensibilidade e desempenho.

Ainda relacionadas a lesões oclusais (54), algumas medições no NIR podem ser utilizadas para mostrar a estrutura, profundidade e gravidade das lesões de cárie naturais nesta superfície e têm potencial para a avaliação não destrutiva da gravidade das lesões de cárie na oclusal, superfície na qual a maioria das lesões de cárie são encontrados.

Mais recentemente, em 2014, a técnica de transiluminação no infravermelho próximo (780 nm) foi aplicada à 130 pacientes, experimento que possibilitou a detecção clínica de cáries das superfícies proximais e oclusais, evitando o uso de imageamento com radiação ionizante (55).

As práticas de pesquisa aplicadas à detecção de cáries têm sido fomentadas através da ampla divulgação das características ópticas do esmalte, porém o infravermelho próximo é promissor também para a dentina. Verificando-se o interesse dos pesquisadores em desenvolverem e explorarem o estudo das propriedades deste tecido, conforme trabalho publicado em 2014 (56), que teve seu foco em analisar a reflectância da dentina sob incidência da luz infravermelha, no comprimento de onda de 1300 a 1650 nm, em espessuras de amostras controladas. O coeficiente de atenuação óptica da luz infravermelha na dentina para este caso esteve entre 20 e 40 cm^{-1} , identificando que a atenuação aumentou significativamente em função do aumento do comprimento de onda.

Já em relação à Transiluminação para fins de diagnóstico pulpar, pouco ainda é encontrado na literatura. Autores mencionam (57) uma técnica chamada de Imageamento *Laser Speckle* (LSI), na qual um laser HeNe 633 nm (30 mW de potência) foi usado para transiluminar cada amostra de dente. O resultado final da LSI sugere a técnica como método promissor para identificar a presença do fluxo de sangue na câmara pulpar. Trabalhos futuros envolvem o desenvolvimento robusto de um instrumento que permita avaliar a variabilidade da LSI entre amostras de um mesmo paciente e entre pacientes.

Um trabalho publicado por pesquisadores da UFABC em 2014 (58), menciona a possibilidade de imageamento de estruturas dentais com até 2,5 mm, nas quais foi possível identificar sinais de delineamento das estruturas internas dos dentes.

Muitos dos trabalhos atualmente encontrados fazem referência à utilização da TD como técnica de imageamento de cáries e lesões em estágio inicial e apenas poucos fazem referência à técnica com aplicação para o diagnóstico a vitalidade do tecido pulpar.

Por isso, também, a necessidade de se implementar uma linha de estudos com a finalidade de aprofundar os resultados da TD, não somente para a detecção de cáries, mas, também, para entender até que ponto a técnica pode ser utilizada clinicamente com sucesso para diagnóstico das condições pulpares.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O trabalho baseou-se na execução de dois experimentos *in vitro*: um, destinado a estudar inicialmente a viabilidade da técnica de transiluminação e outro, que procurou detalhar os requisitos das amostras, do tipo iluminação necessária e de aquisição de imagens. O primeiro experimento utilizou 15 amostras de dentes humanos em forma de fatias delgadas, enquanto o segundo experimento utilizou 29 dentes bovinos com espessura de dentina controlada.

A metodologia experimental baseou-se, então, em montar o instrumental de captação de dados, preparar as amostras dos dois experimentos e coletar as imagens, que foram posteriormente processadas para que se obtivesse o conjunto final de dados para análise. Neste sentido este capítulo apresentará: 1) a montagem e caracterização do sistema de imageamento; 2) o preparo das amostras; e, por fim, 3) o processamento das imagens e consolidação dos dados.

4.2 MONTAGEM DO SISTEMA DE IMAGEAMENTO

O esquema do sistema de imagens foi composto por uma câmera, uma fonte de iluminação, filtros ópticos de passagem de banda e lente óptica para o ajuste de imagem, de acordo com a Figura 4.

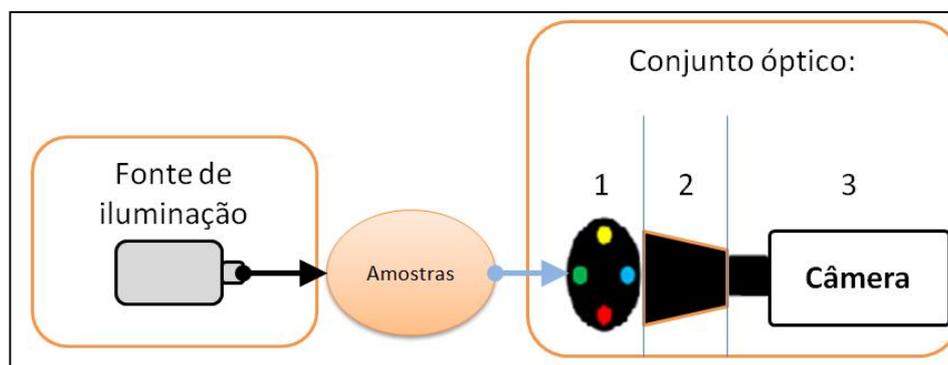


Figura 4 - Esquema ilustrativo do desenho experimental proposto. À esquerda, a Fonte NIR ilumina as amostras localizadas no centro da montagem. À direita, o conjunto óptico é composto por 3 componentes: 1) Filtros ópticos, 2) Lentes objetivas e 3) Câmera.

De acordo com a Figura 4, a Fonte NIR, à esquerda, ilumina as amostras localizadas no centro do arranjo. A radiação passa pelas amostras e segue para os filtros ópticos, localizados no conjunto óptico da direita (componente número 1), onde também atravessa a lente objetiva (componente número 2) e, por fim, atinge a câmera (componente número 3).

Ao longo de todo o experimento, utilizou-se uma câmera com detecção do tipo FPA, modelo Xeva 1.7-320 (Xenics, Inc., Bélgica) que possui sensor de InGaAs, que detecta com maior eficiência as radiações da região do infravermelho próximo. O sensor de InGaAs possui tamanho de 9,6 mm × 7,58 mm em uma matriz de 320 × 256 pixels. A câmera permite ajustes no tempo de integralização do sensor de acordo com a calibração presente. Neste estudo foram utilizadas as calibrações em 1 ms e 20 ms para integralização do sinal óptico. O diferencial desta câmera, e o que levou à escolha deste tipo de detecção para a instrumentação é a sensibilidade do sensor de Arseneto de Gálio dopado com Índio (InGaAs), que cobre o espectro de 900 nm a 1700 nm, conforme ilustrado na Figura 5.

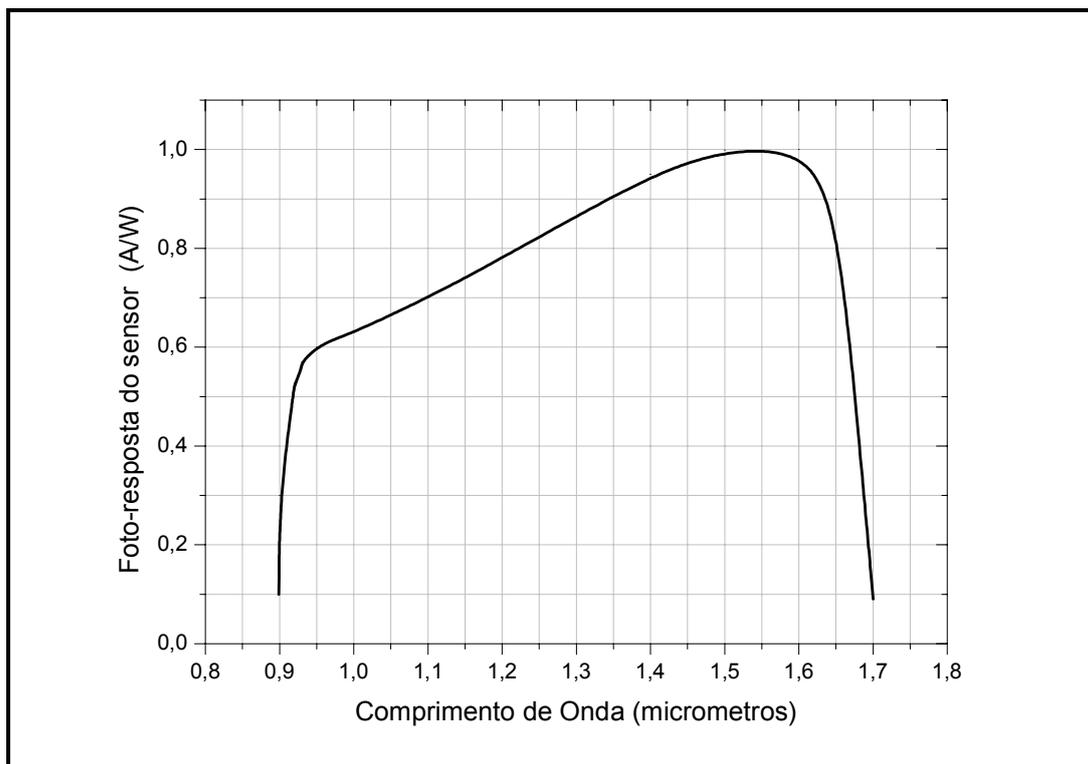


Figura 5 - Espectro de detecção do sensor da câmera FPA em função do comprimento de onda da radiação incidente. (59)

Na Figura 5 a foto-resposta do sensor dada em Ampère por Watt, quantifica a capacidade do sensor em converter potência óptica proveniente do feixe de fótons em corrente elétrica de acordo com o comprimento de onda do fóton incidente. Função do diferencial de absorver comprimentos de onda no espectro do infravermelho próximo, a câmera se faz adequada por ir de encontro com as propriedades do esmalte, que tende a se tornar transparente neste espectro, enquanto que para a dentina esta é a região de maior espalhamento (3).

Quanto à iluminação, foi utilizada uma fonte modelo HL-2000 (Ocean Optics, EUA), a qual funciona a base de uma lâmpada halógena com Tungstênio e emite radiação em banda larga do espectro na faixa do visível e NIR, mais especificadamente entre 350 nm e 1900 nm; com potência elétrica consumida de 20 W o que a permite emitir um feixe de até 4,75W de potência óptica. Em um primeiro momento, a luz foi conduzida da fonte até as amostras através de uma fibra óptica e, posteriormente, a fibra foi removida.

Considerando a faixa de comprimento de onda utilizada, foram utilizados filtros ópticos tipo passa-bandas de 1000 ± 10 nm, 1100 ± 10 nm, 1200 ± 10 nm, 1300 ± 30 nm, atendendo a uma faixa de interesse dentro do espectro NIR, conforme mostrado na Figura 6.

Adicionalmente uma lente objetiva, modelo 54-363 (Edmund Optics, EUA), foi utilizada em conjunto com a câmera para ajuste do campo de visão, a fim de obter a melhor resolução possível.

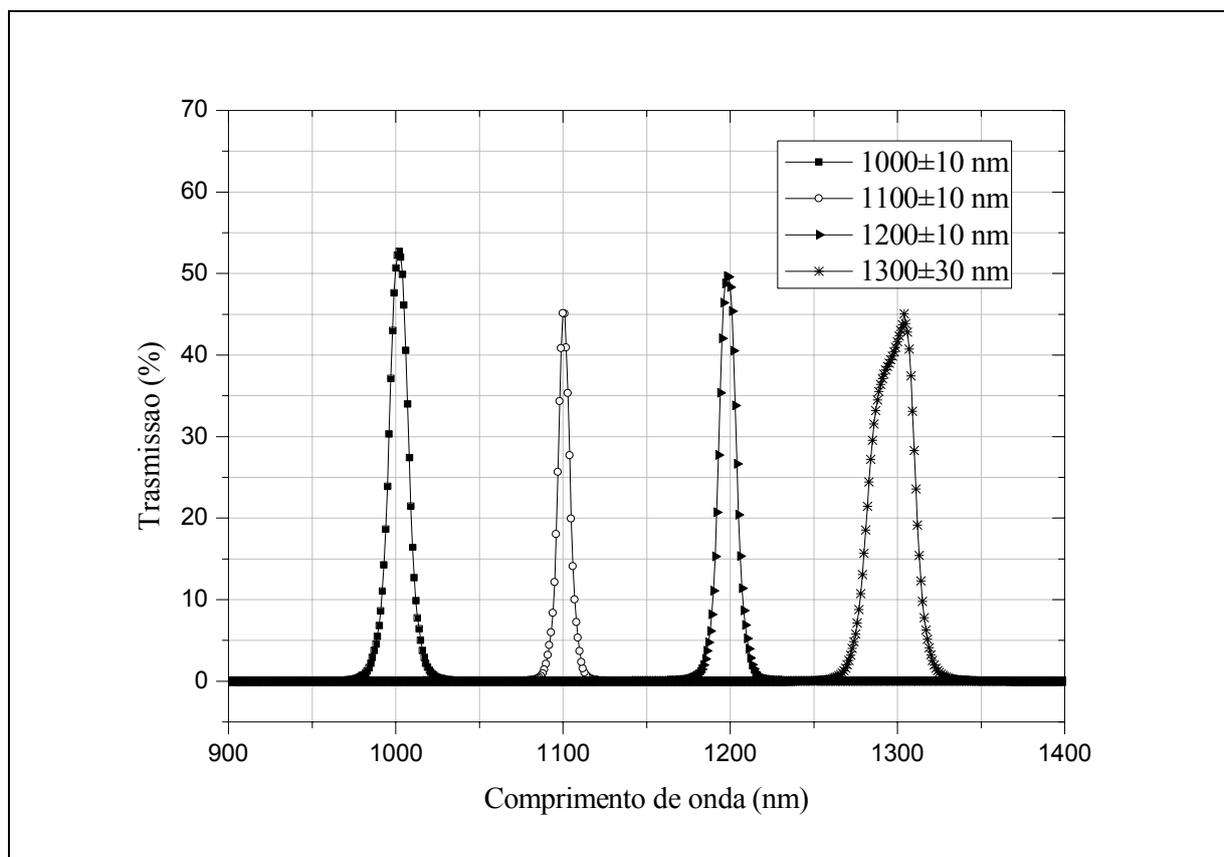


Figura 6 - Caracterização dos filtros ópticos utilizados no primeiro experimento. No gráfico são mostradas as passagens de banda dos quatro diferentes filtros utilizados: $1000 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$, $1100 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$, $1200 \text{ nm} \pm 10 \text{ nm}$ e $1300 \text{ nm} \pm 30 \text{ nm}$ (60)

O arranjo experimental proposto envolveu o alinhamento horizontal dos componentes ópticos, no qual as amostras foram posicionadas ao centro, entre a Fonte NIR e o conjunto, contendo os filtros ópticos, lente objetiva e câmera.

A Figura 7 mostra uma foto do sistema montado e pronto para a aquisição de imagens.

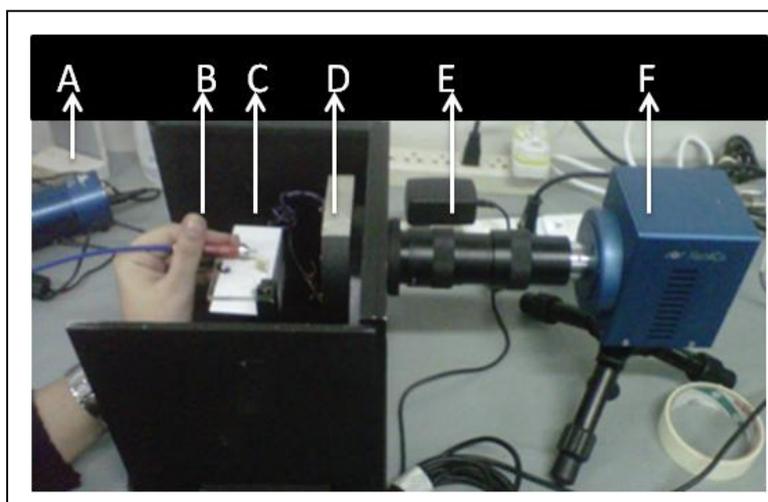


Figura 7 - Montagem experimental pronta para a aquisição das imagens. São mostradas a fonte de radiação (A), em seguida (B) a fibra óptica, o local de posicionamento das amostras (C), a roda de filtros (D), a lente objetiva (E) e por fim a câmera FPA (F).

4.3 PREPARO DAS AMOSTRAS E COMPOSIÇÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS

Dois experimentos distintos foram executados no presente estudo, sendo um que envolveu o uso de dentes humanos e outro que envolveu o uso de dentes bovinos.

4.3.1 Experimento 1.

Um total de 15 dentes permanentes humanos foram utilizados neste experimento, dentre os quais haviam 12 espécimes de molares e 3 espécimes de incisivos, todas cortadas no sentido longitudinal da peça dental, considerando cortes paralelos à face mesial e distal.

Os dentes foram seccionados em cortadeira metalográfica (IsoMet® 1000, Buehler, USA) e posteriormente lixados (Aropol 2V, Arotec, Brasil) para a obtenção de

fatias divididas em cinco grupos de espessuras aproximadas: de 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm e 2.5 mm. Esta espessura foi aferida por meio da utilização de um paquímetro digital (Digimess Ltda., Brasil). Posteriormente, as peças foram dispostas em placas de acrílico transparentes, para que fosse possível a captação de imagens.

Os cinco grupos de espessuras dimensionados são mostrados na Tabela 1, através das nomenclaturas numeradas de A1 até A5, com suas respectivas medidas de espessura.

Tabela 1 - Medida da espessura média das fatias delgadas de cada grupo experimental. –

Grupo	Amostra	Espessura individual (mm)	Esp. Inicial Proposta (mm)	Espessura média final obtida (mm)	Desvio padrão (mm)	Erro médio (%)
A1	1	0,40	0,50	0,49	0,08	2,00
	2	0,47				
	3	0,60				
A2	4	0,73	1,00	1,03	0,22	3,33
	5	1,16				
	6	1,21				
A3	7	1,24	1,50	1,48	0,20	1,56
	8	1,46				
	9	1,73				
A4	10	1,75	2,00	1,89	0,12	5,50
	11	1,88				
	12	2,04				
A5	13	2,24	2,50	2,61	0,28	4,53
	14	2,69				
	15	2,91				

A Tabela 1 mostra quais foram os grupos experimentais formados, de acordo com a numeração de cada uma das amostras, a espessura alcançada após o processo de lixa e corte, a espessura inicial planejada, e a espessura final obtida. O desvio padrão associado à medida é mostrado na penúltima coluna, e o erro médio associado ao experimento é mostrado em seguida.

Após a obtenção de fatias delgadas dos elementos dentais, as amostras foram submetidas a diferentes tipos de iluminação, variando-se a distância das amostras e a utilização ou não de uma fibra óptica para conduzir a luz da fonte até as amostras.

Desta forma, o delineamento para o Experimento 1 deste trabalho é sumarizado na Tabela 2.

Tabela 2 - Composição dos grupos de dados obtidos para dentes humanos

Tipo de Iluminação/Sensor	Sem o uso da Fibra Óptica		Com Uso da Fibra Óptica	
	1 ms	20 ms	1 ms	20 ms
Distante 5 cm da amostra	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Em contato com a amostra	Grupo 5	Grupo 6	Grupo 7	Grupo 8

Além das variações propostas relativas ao tipo e posicionamento da iluminação, foi ainda estudado como a exposição do sensor influenciou para a formação das imagens, e dessa forma duas calibrações possíveis foram utilizadas: com o sensor exposto durante 1 ms e também durante 20 ms. Dessa forma, a composição do experimento com amostras de dentes humanos propôs realizar imagens de acordo com oito configurações de instrumental.

Conforme mostrado na Tabela 2, vários Grupos de Imagens foram compostos. Por exemplo, o Grupo 1 manteve a exposição do sensor fixa em 1 ms, realizou as imagens sem o uso da fibra óptica, e manteve as amostras a uma distância de 5 cm da fonte de iluminação, enquanto o Grupo 8 gerou imagens com o sensor exposto por 20 ms, utilizando-se de uma fibra para conduzir a iluminação, mantida em contato com a amostra.

4.3.2 Experimento 2

Neste segundo experimento foram utilizadas 30 amostras de dentes incisivos bovinos íntegros, dentre as quais foi possível estabelecer critérios de seleção para as peças, tais como o tamanho do corpo do dente e tamanho do canal radicular. Uma das amostras foi inutilizada por possuir muitas imperfeições, diferentemente das demais.

O tamanho do corpo do dente deveria ter uma dimensão similar em todas as amostras escolhidas, assim, também, como o canal radicular. A preferência foi dada a peças dentais com canais de menor diâmetro e que, por consequência, possuem imageamento mais complexo para o delineamento de estruturas. Como o menor

diâmetro da estrutura interna dental concentra-se, em geral, na porção radicular do dente, a coroa das amostras foi removida com o uso de uma cortadeira metalográfica, a fim de concentrar o experimento apenas no imageamento das raízes e na visualização das estruturas radiculares e com menor espessura

As 29 raízes de dentes bovinos foram armazenadas em ambiente úmido sob refrigeração (algodão umedecido com timol e geladeira) (61) até o procedimento de desgaste.

O desgaste se deu até que as amostras adquirissem um formato cúbico com dimensões controladas da espessura do espécime (Figura 8) , de acordo com grupos experimentais pré-determinados. Os seis grupos experimentais resultantes, de nomenclatura B1 a B6, são mostrados na Tabela 3.

Tabela 3 - Resultados obtidos para o experimento com dentes bovinos

Grupo	Am.	EIL (mm)	DC (mm)	EIM (mm)	Espessura Inicial Proposta (mm)	Esp. Média da Dentina: Média da soma EIL + EIM (mm)	Desvio Padrão (mm)	Erro Médio (%)
B1	1	0,61	1,21	0,34	1,00	1,02	0,27	1,80
	2	0,47	1,38	0,30				
	3	0,48	1,46	0,23				
	4	0,55	0,93	0,68				
	5	0,53	0,82	0,90				
B2	1	1,19	1,99	1,03	2,00	2,06	0,10	2,90
	2	1,14	1,21	0,92				
	3	0,95	0,92	0,99				
	4	1,06	1,41	0,91				
	5	1,19	1,30	0,91				
B3	1	1,58	1,02	1,53	3,00	3,04	0,19	1,27
	2	1,47	1,4	1,29				
	3	1,74	1,3	1,55				
	4	1,60	1,28	1,54				
	5	1,41	1,40	1,48				
B4	1	1,68	1,40	1,71	4,00	3,98	0,48	0,60
	2	1,66	1,12	2,00				
	3	2,05	1,39	1,93				
	4	2,25	1,17	1,79				
	5	2,54	1,92	2,27				
B5	1	2,67	1,76	2,10	5,00	4,77	0,11	4,68
	2	2,46	0,85	2,36				
	3	2,40	1,27	2,30				
	4	2,22	0,95	2,39				
	5	2,43	0,71	2,50				
B6	1	2,81	1,71	2,73	6,00	5,80	0,15	3,42
	2	2,87	0,93	2,94				
	3	2,64	1,05	3,25				
	4	2,72	1,84	3,22				

Assim como mostrado para o conjunto de dentes humanos, a Tabela 3 fornece na primeira coluna a nomenclatura dos grupos amostrais, a numeração de ordenação das amostras, as espessuras da Face Iluminada (EIL), da Face Imageada (EIM) e do diâmetro do canal (DC). Nesta Tabela também são verificadas as espessuras inicialmente sugeridas, a espessura média obtida, o desvio padrão desta medida, e o erro médio obtido. O erro médio é resultado da diferença percentual entre a espessura inicialmente dimensionada e a espessura obtida.

Em relação ao desgaste das amostras, o mesmo foi realizado em cada uma das faces das amostras experimentais. Em todos eles a espessura desgastada foi monitorada com uso de um paquímetro digital, a fim de atingir a espessura determinada para cada grupo. As espessuras das amostras passaram por uma diferenciação no experimento com dentes bovinos, sendo mensuradas as espessuras de duas faces principais do dente e que, para fins deste experimento, foram chamadas de: face iluminada (EIL) e a face imageada (EIM), conforme a Figura 8.

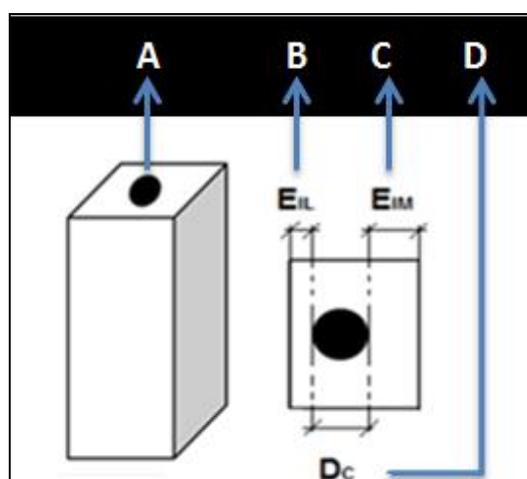


Figura 8 - Controle do desgaste realizados nas amostras. A) Amostra em formato cúbico, B) Espessura da face iluminada (EIL), C) Espessura da face imageada (EIM) e por fim D) Diâmetro do canal radicular

Os valores para cada uma destas faces foram pré-determinadas com valores de 0,5 mm, 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, 2,5 mm e 3,0 mm, de forma que os grupos experimentais finais almejavam possuir espessuras de 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5

mm e 6 mm. Números, estes, resultantes da soma dos valores de EIL e EIM.. Essa variação dependeu do desgaste realizado e do diâmetro do canal radicular de cada raiz r (DC). Em cada um dos grupos a espessura desgastada foi monitorada com uso de um paquímetro digital, a fim de atingir a espessura determinada para cada grupo.

Após o preparo as amostras foram posicionadas para a formação das imagens da transiluminação, conforme apresentado no esquema da Figura 9.

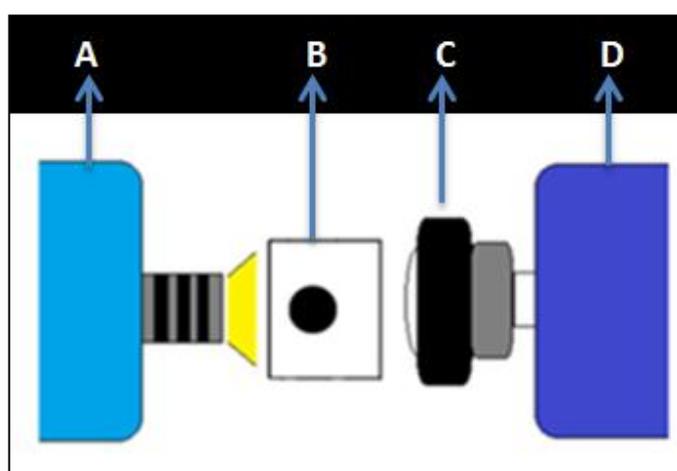


Figura 9 - Arranjo experimental final para as amostras de dentes bovinos. A) Fonte de Iluminação, B) Amostras, C) Lentes Objetivas e D) Câmera FPA

Uma vez preparadas as amostras e a instrumentação, o alinhamento de todos os componentes foi dado conforme disposto previamente na Figura 9. Em relação ao experimento com dentes bovinos, utilizou-se somente a fonte de iluminação em contato com as amostras, sem o uso da fibra óptica.

4.3.3 Delineamento experimental final

O quadro experimental final contou com o conjunto de dados mostrado na Tabela 4 na qual se considera a utilização de filtros, as exposições do sensor da câmera, o tipo de iluminação e necessidade de utilizar a fibra óptica. Esta divisão visou eleger um experimento piloto no qual fosse possível testar o maior numero de

hipóteses disponíveis, para então verificar o refino da técnica através de um segundo experimento no qual seriam mapeadas as condições ótimas de formação de imagem.

Tabela 4 - Composição esperada dos Grupos Experimentais

Grupo Experimental	Filtro (nm)					Exposição (ms)		Iluminação		Fibra Óptica	
	1000	1100	1200	1300	Sem filtro	1	20	Contato	Distante	Com Fibra	Sem Fibra
Amostras de dentes humanos	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
Amostras de dentes bovinos					X	X	X	X			X

De acordo com a Tabela 4 o experimento com dentes humanos utilizou o maior número de possibilidades de imageamento, utilizando filtros de passagem de banda, duas exposições diferentes do sensor da câmera, dois tipos de iluminação e de condução da radiação. O experimento com dentes bovinos por sua vez utilizou-se somente dos melhores resultados da técnica aplicada em dentes humanos, sendo realizado sem a utilização de filtros, com as exposições de 1 e 20 ms para o sensor, apenas a iluminação da fonte em contato das amostras, e sem a utilização da fibra óptica.

4.4 PROCESSAMENTO DAS IMAGENS

Uma vez captadas, as imagens das amostras passaram por um processamento computacional em Matlab® para extração dos dados de estudo.

O processamento se concentrou em extrair a informação da transmissão de luz através das amostras com base em uma região de interesse escolhida ou ROI (*Region of Interest*). Cada uma das imagens foi normalizada, atribuindo-se valores de 0 a 1 para a intensidade de cada pixel, equivalentes à passagem de luz na amostra, sendo 1 o ápice de passagem de luz, e 0 a ausência de recepção de luz pela câmera.

A média da intensidade dos pixels de cada uma das ROI e seu desvio padrão foram calculados para que se obtivesse o valor total de passagem de luz, ainda que em escala relativa.

O fluxograma mostrado na Figura 10 descreve o processamento do software programado em Matlab® para o processamento das imagens de dentes humanos:

O processo básico para processamento dos dentes humanos conta com 16 passos de processamento. No Passo 1 o programa lê a quantidade de arquivos existentes na pasta de dados que se deseja processar e identifica este número como sendo “i”. Uma vez identificado que a pasta contém arquivos em formato de imagem, o programa segue para o Passo 2, no qual um arquivo é escolhido para ser tido como imagem base para o processamento. O Passo 3 identifica o tamanho da matriz de pixels da imagem base, enquanto o Passo 4 define o formato de saída de dados. Ainda na primeira etapa do processamento, no Passo 5, é feita a criação de uma máscara de seleção de Região de Interesse (ROI), para que então seja iniciado o Loop de processamento de cada imagem, no Passo 6.

Dentro do Loop de processamento, mostrado nos Passos 7 a 16 da Figura 10, cada uma das imagens é aberta (Passo 7) e tem sua escala de cores padronizada (Passo 8). Após a padronização da imagem, a máscara ou ROI, primeiramente definida em uma imagem base (Passo 5), é aplicada no arquivo, a fim de delinear qual a região a ser estudada/ processada dentro da imagem (Passo 9).

Para coleta e armazenamento dos dados da região de interesse são criados vetores (Passo 10 e 11) e com base nos valores que compõe este vetor é calculada e armazenada a média dos valores de pixels da ROI (Passos 12 e 13). O mesmo é realizado para cálculo e armazenamento do desvio padrão dos dados (Passos 14 e 15).

O programa segue então para o Passo 16, reiniciando o Loop através do acréscimo de uma unidade ao contador. Quando todas as imagens são processadas o programa termina seu fluxo.

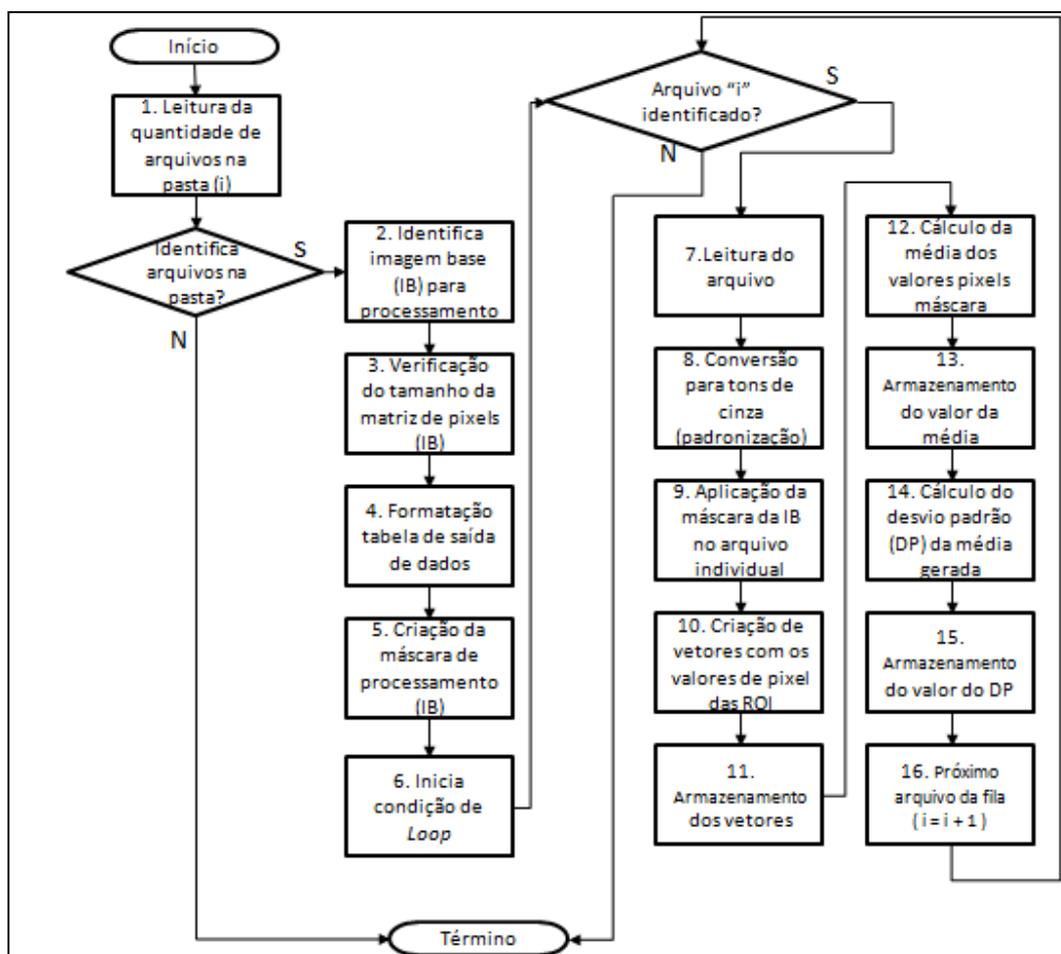


Figura 10 - Fluxograma básico de processamento das imagens dos dentes humanos

A Figura 11 ilustra o cerne do processamento do primeiro experimento, que consistiu em selecionar cada uma das imagens originais, conforme a Figura 11A, apontar uma região de interesse na amostra, conforme a Figura 11B, e gerar, a partir desta seleção, uma máscara (Figura 11C). Com a máscara é possível isolar o foco de estudo da imagem original e então obter os objetos que resultarão na composição dos vetores, mostrados nas Figura 11D e Figura 11E, na qual é possível isolar somente a região onde se tem interesse em analisar. No caso das Figura 11D e Figura 11E são mostrados o processamento para duas exposições disponíveis para a câmera: 1ms e 20ms.

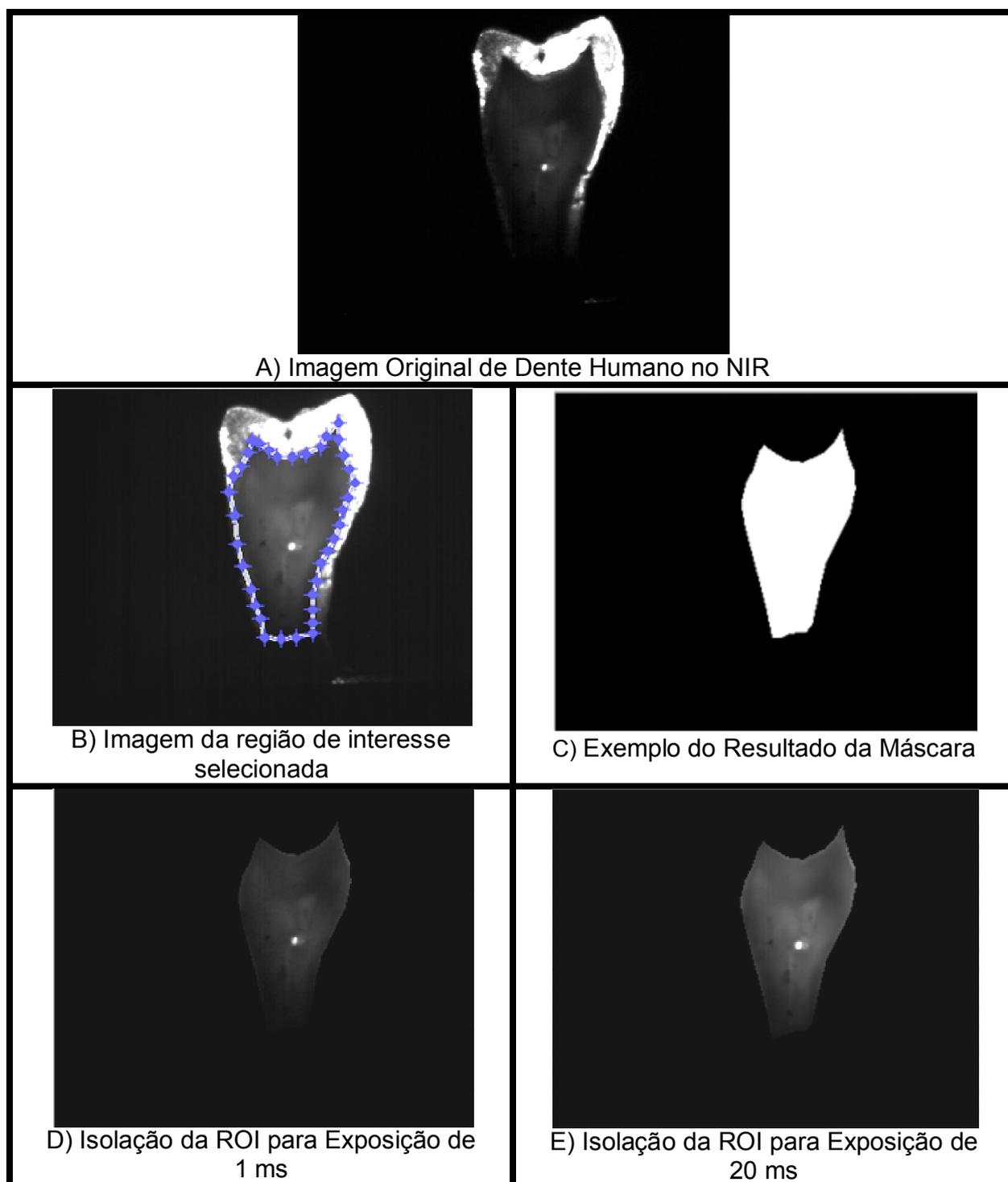


Figura 11 - Processamento das imagens de dentes humanos. Cada amostra original, conforme mostrado no item "A" teve sua imagem processada de acordo com a escolha de uma região de interesse (Item "B"). O processamento cria uma máscara que atribui o valor de pixel 0 para o lado de fora da região selecionada e 1 para a região de dentro da seleção (Item "C"). Com isso se obtém as imagens dos Itens "D" e "E", que representam os pixels isolados para as duas exposições propostas de 1ms e de 20 ms

O mesmo raciocínio de processamento foi utilizado para as amostras de dente bovino, porém nesta etapa do estudo, foram separadas duas regiões de interesse: uma relativa à estrutura aparente do canal e outra ROI relativa ao conjunto de tecidos remanescentes.

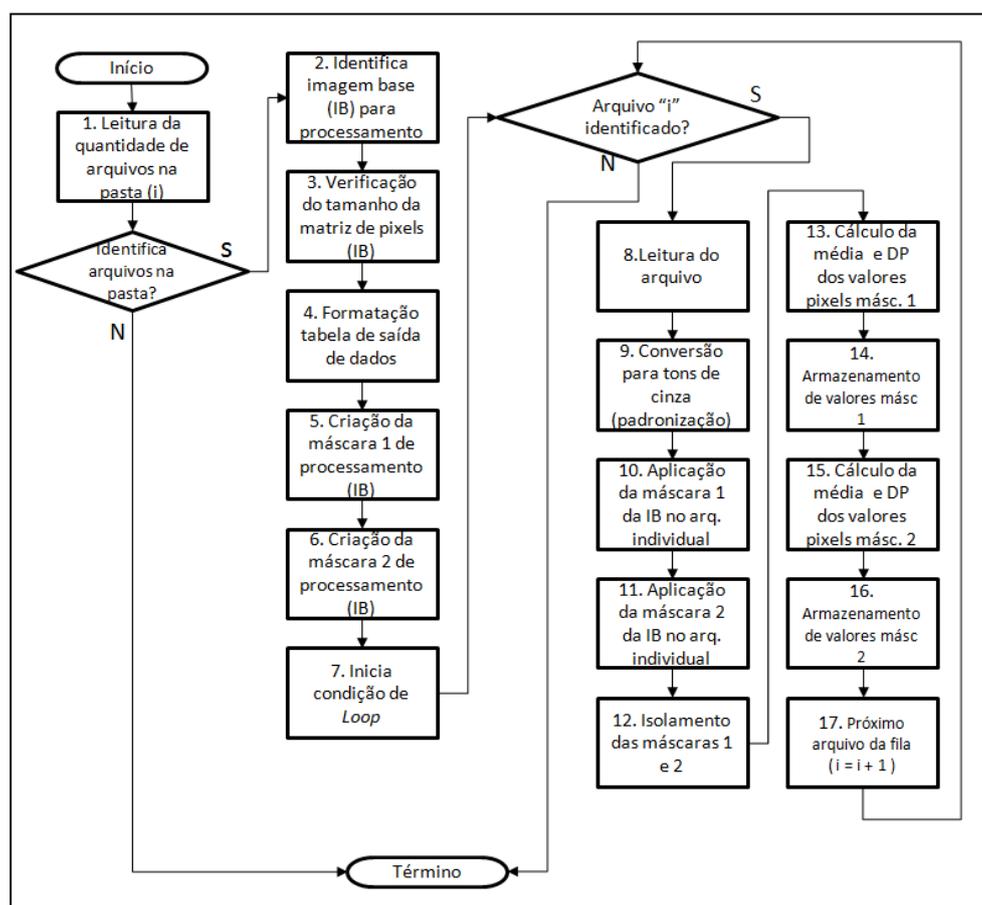


Figura 12 - Fluxograma básico de processamento das imagens dos dentes bovinos

O passo adicional principal e que diferencia o processamento das imagens dos dentes bovinos é o Passo 6 da Figura 12. Neste passo uma máscara adicional é criada, para cobrir a seleção das região adjacente ao canal aparente e, sendo assim, dois parâmetros diferentes são analisados para estas amostras: os valores de passagem de luz nas regiões do suposto canal e na região da dentina.

Os Passos 12 a 15 do fluxograma mostrado na Figura 12 também são diferentes, pois além de calcular a média dos valores de pixels das máscaras 1, é

necessário subtrair os valores de pixels provenientes da máscara 1 na máscara 2. Dessa forma, a região resultante da subtração das duas máscaras é que tem sua média e desvio padrão calculada. Este cenário é mais claramente demonstrado a partir da Figura 13.

Para calcular duas regiões de interesse complementares, a imagem original representada na Figura 13A foi selecionada e, então, delimitada a região equivalente ao canal radicular, conforme a Figura 13B (máscara 1). Após esta primeira seleção, uma nova ROI capturou a região total do dente, mostrada na Figura 13C (máscara 2). A subtração da região total do dente e da região do canal (Figura 13D) resultou na obtenção do dado de passagem de luz na região equivalente a dentina e tecidos adjacentes, conforme a Figura 13E.

Os códigos-fonte utilizados tanto para o processamento das imagens das amostras humanas, quanto bovinas, são apresentados no Anexo 9.1.

A partir de então, foi possível delimitar as diferenças de passagem de luz tanto na região caracterizada como canal radicular, quanto na região da dentina.

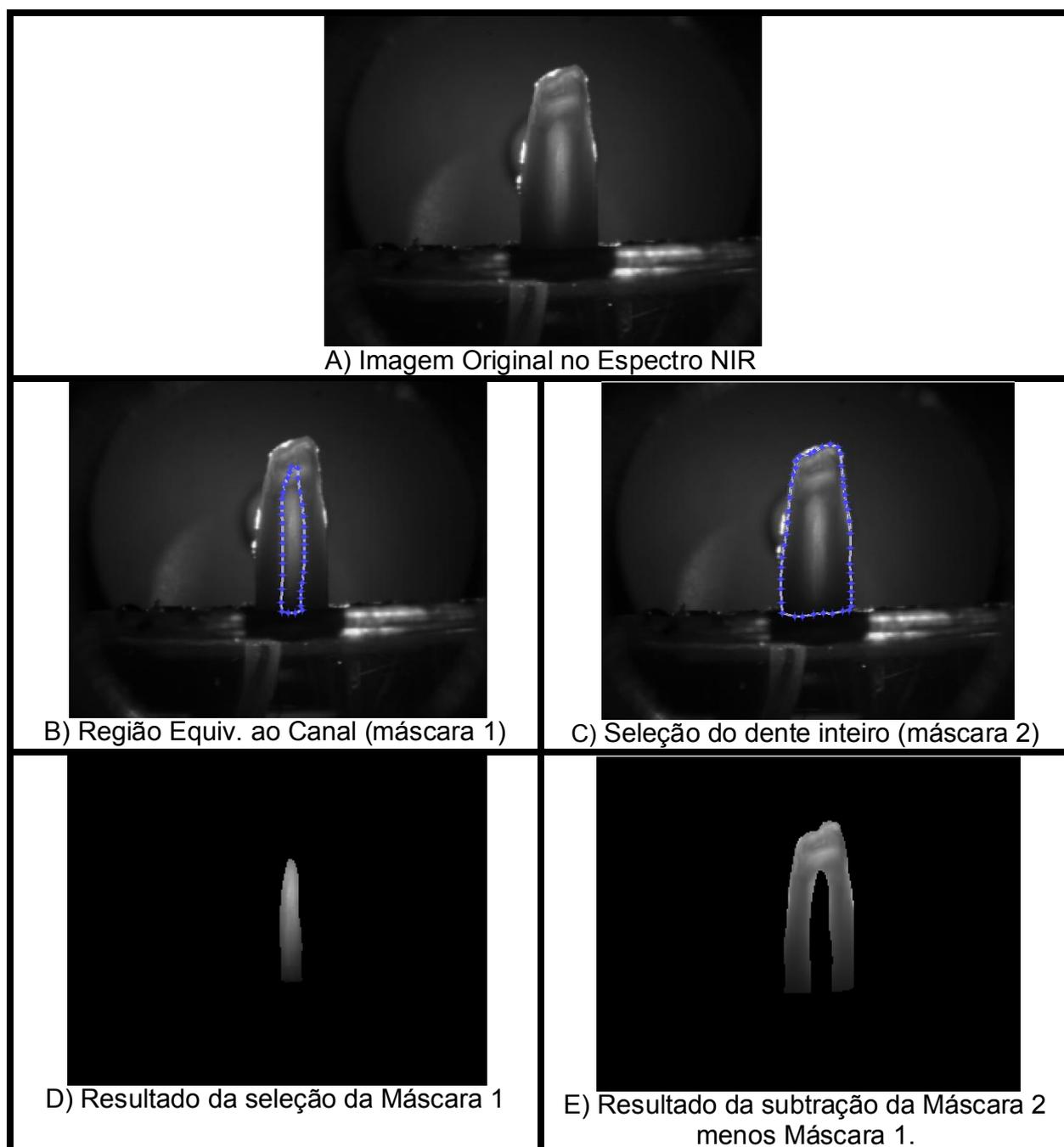


Figura 13 - Processamento das imagens dos dentes bovinos. Assim, como feito para os dentes humanos, cada amostra teve sua imagem processada de acordo com a escolha agora de duas regiões de interesse. A imagem original é mostrada no Item "A", enquanto a seleção do canal e do tecido total do dente são mostradas respectivamente em "B" e "C". Por fim, as seleções isoladas são mostradas nos Itens "D" e "E".

5 RESULTADOS

5.1 IMAGENS OBTIDAS

Conforme proposto no Experimento 1, havia-se previsto a utilização de filtros ópticos de passagem de banda e de uma fibra óptica para condução da radiação, a fim de delinear quais seriam as melhores faixas de transiluminação através das amostras. Estas imagens são mostradas nas Figura 14 e 15, e serão discutidas em relação a sua aplicabilidade para este estudo, já que as imagens que utilizaram fibra óptica não geraram contraste suficiente para distinção das estruturas e não apresentaram diferenciação de contraste também durante o processamento matemático. Tais imagens se encontram em sua totalidade no Anexo 9.2.

Com base na primeira experiência com os filtros para as imagens de dentes humanos, foi decidido que as imagens em amplo espectro seriam o foco da análise matemática para os dentes humanos, enquanto que, para os dentes bovinos seria utilizado o filtro óptico de 1300 nm e sem nenhum filtro.

Adicionalmente, também durante o experimento com dentes humanos, conforme exemplo mostrado nas Figura 16 e Figura 17, verificou-se que a utilização da fibra óptica proporcionou sucesso apenas para algumas espessuras específicas e, desta forma, o experimento com dentes bovinos teve seu imageamento realizado somente sem a utilização de fibra óptica, conforme mostrado no exemplo da Figura 18. As imagens utilizadas para a composição dos resultados se encontram no Anexo deste trabalho, nas seções 9.3 e 9.4.

O quadro experimental final contou com o seguinte cenário, mostrado na Tabela 5.

Tabela 5 - Composição Final dos Grupos Experimentais

Grupo Experimental	Filtro (nm)		Exposição (ms)		Iluminação		Fibra Óptica	
	1300	Sem filtro	1	20	Cont.	Dist.	Com Fibra	Sem Fibra
Amostras de dentes humanos	.	X	X	X	X	X	X	X
Amostras de dentes bovinos	X	X	X	X		X		X

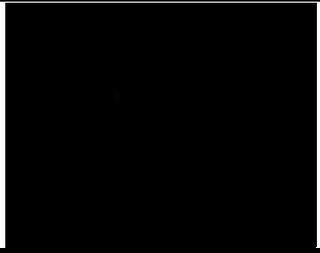
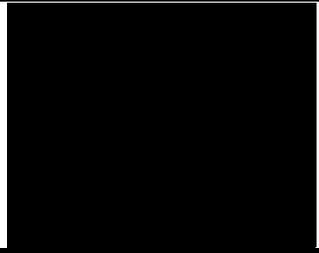
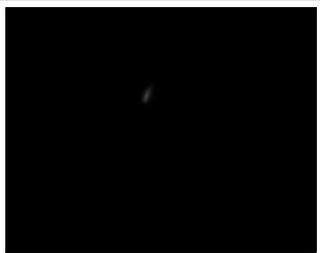
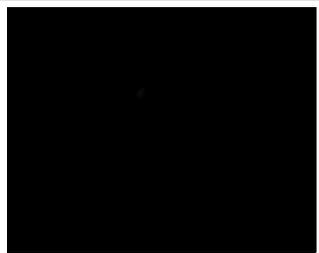
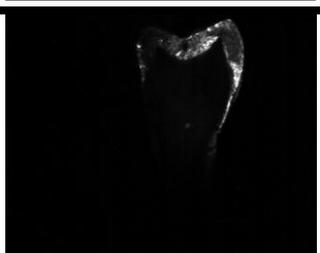
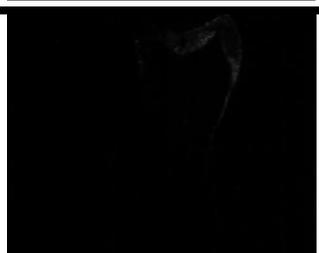
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>		
	$1.000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1.100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	
AMOSTRA 1	Sensor exposto por 1ms		
	Iluminação em contato		
	Iluminação a distancia		
	Sensor exposto por 20ms		
	Iluminação em contato		
	Iluminação a distancia		

Figura 14- Imagens realizadas com a utilização do filtro óptico de $1.000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ e $1.100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$. As imagens mostradas como exemplo e são referentes à amostra 1 de dentes humanos

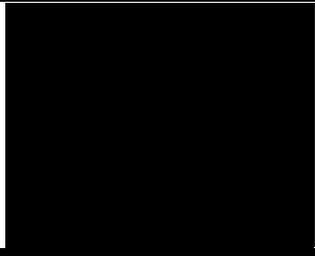
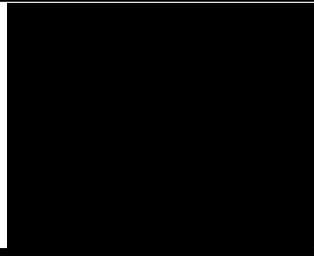
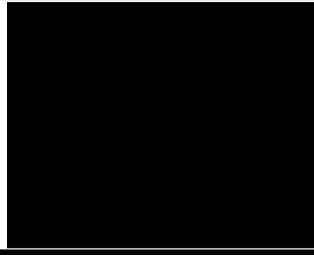
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>		
	$1.200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1.300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 1	Sensor exposto por 1ms		
	Iluminação em contato		
	Iluminação a distancia		
	Sensor exposto por 20ms		
	Iluminação em contato		
	Iluminação a distancia		

Figura 15 - Imagens realizadas com a utilização do filtro óptico de $1.200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ e $1.300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$. As imagens mostradas como exemplo e são referentes à amostra 1 de dentes humanos

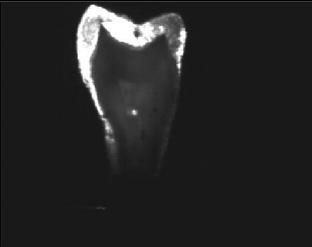
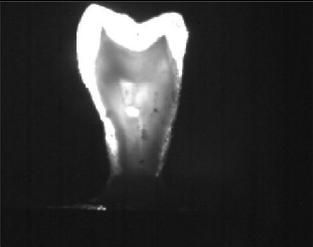
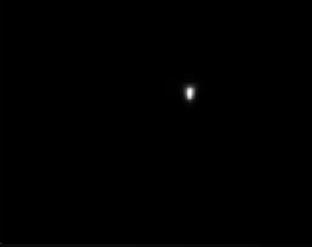
TIPOS DE IMAGEAMENTO			<i>Iluminação a distância</i>	
			Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 1	<i>Iluminação a distância</i>	Com Fibra Óptica		
		Sem Fibra Óptica		
	<i>Iluminação em contato</i>	Com Fibra Óptica		
		Sem Fibra Óptica		

Figura 16 - Exemplo de um conjunto de imagens obtidas para a amostra 1, que mostram o resultado dos diferentes tipos de imageamento testados, sem utilizar os filtros ópticos, para a iluminação tomada à distância.

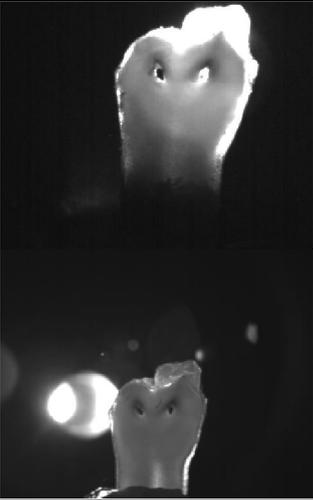
TIPOS DE IMAGEAMENTO			<i>Iluminação a distância</i>	
			Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 2	<i>Iluminação a distância</i>	Com Fibra Óptica		
		Sem Fibra Óptica		
	<i>Iluminação em contato</i>	Com Fibra Óptica		
		Sem Fibra Óptica		

Figura 17 - Exemplo de um conjunto de imagens obtidas para a amostra 2, que mostram o resultado dos diferentes tipos de imageamento testados, sem utilizar os filtros ópticos, para a iluminação tomada em contato

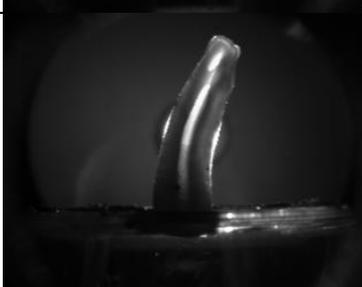
TIPOS DE IMAGEAMENTO Sem Fibra Óptica	<i>Iluminação em contato</i>	
	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 1		
AMOSTRA 2		
AMOSTRA 3		
AMOSTRA 4		
AMOSTRA 5		

Figura 18 - Exemplo de um conjunto de imagens obtidas para as amostras de 1 a 5, que exemplificam o resultado dos diferentes tipos de imageamento testados, com a utilização do filtro óptico de 1300 nm e sem o uso da fibra óptica.

5.2 RESULTADOS DOS PROCESSAMENTOS

Após o imageamento e processamento das imagens obtidas, os dados finais provenientes do processamento foram organizados em tabelas contendo os valores médios dos valores de pixels de cada uma das regiões de interesse selecionadas durante a rotina computacional, e também o erro relativo ao cálculo desta média.

Para os dados coletados em amostras de dentes humanos, o processamento se concentrou em avaliar a passagem de luz através da estrutura dental de forma geral, selecionando apenas uma região de interesse. Esta região circundou a dentina e as demais estruturas dentais internas, em especial, a câmara pulpar, conforme Figura 11B, na qual a seleção excluiu os contornos referentes ao esmalte, cujas propriedades de transiluminação não são alvo deste estudo. Dessa forma, para os dentes humanos, as tabelas de dados apresentam o valor médio da seção única selecionada.

As Tabela 6 e Tabela 7 mostram como cada um dos indicadores foi montado para os dentes humanos utilizando, por exemplo, dos dados obtidos para a espessura de 0,5 mm de espessura. A média dos valores de pixels de cada ROI foi adquirida através do processamento no software MATLAB®, para cada uma das amostras dentro deste grupo de espessura e, então, calculado o desvio padrão resultante do cálculo da média proveniente dos valores das ROI.

Tabela 6 - Exemplo de uma célula de dados correspondente ao resultado de 0,5 mm de espessura amostral, com utilização da fibra óptica, e o erro associado a cada medida.

Espessura de 0,5 mm	Com Fibra							
	Em contato 1ms		Em contato 20 ms		A distância 1ms		A distância 20ms	
Am.	MED	DP	MED	DP	MED	DP	MED	DP
1	0,005	0,002	0,081	0,215	0,081	0,033	0,481	0,169
2	0,005	0,003	0,005	0,004	0,082	0,059	0,447	0,192
3	0,004	0,000	0,004	0,000	0,086	0,057	0,483	0,259
MÉDIA TOTAL	0,005	0,002	0,030	0,123	0,083	0,014	0,470	0,047

Tabela 7 - Exemplo de uma célula de dados correspondente ao resultado de 0,5 mm de espessura amostral, sem utilização da fibra óptica, e o desvio padrão associado a cada medida

Espessura de 0,5 mm	Sem Fibra							
	Em contato 1ms		Em contato 20 ms		A distância 1ms		A distância 20ms	
Am.	MED	DP	MED	DP	MED	DP	MED	DP
1	0,495	0,157	0,599	0,159	0,193	0,042	0,274	0,050
2	0,553	0,177	0,657	0,178	0,223	0,033	0,311	0,038
3	0,586	0,133	0,691	0,132	0,262	0,042	0,354	0,048
MÉDIA TOTAL	0,545	0,022	0,649	0,023	0,226	0,006	0,313	0,007

O mesmo procedimento foi realizado para os dentes bovinos, porém, com o diferencial de distinguir no processamento qual porção das imagens estava relacionada com o canal radicular e qual porção tinha correlação com a dentina. Desta forma, conforme anteriormente mencionado, o conjunto de dados para dentes bovinos é composto dos valores de transmissão de luz na suposta região do canal radicular e na suposta região da dentina, a fim de poder diferenciar estas estruturas através de uma variação de contraste, conforme mostrado nas Tabela 8 e Tabela 9.

Tabela 8 - Exemplo de uma célula de dados correspondente ao resultado de 0,5 mm de espessura amostral para cada uma das faces de dente bovino, sem utilização da fibra óptica, e o desvio padrão associado a cada medida. Seleção do sensor em 1ms de exposição.

Núm da Amostra	Iluminação em contato				
	1 ms				
	Canal		Dentina		CR 1MS
	MED	DP	MED	DP	MED
Amostra 1	0,393	0,170	0,269	0,130	0,124
Amostra 2	0,857	0,187	0,482	0,208	0,375
Amostra 3	0,629	0,317	0,393	0,252	0,237
Amostra 4	0,620	0,287	0,317	0,205	0,304
Amostra 5	0,491	0,307	0,243	0,155	0,247
	MÉDIA TOTAL CR 1 ms				0,257

Tabela 9 - Exemplo de uma célula de dados correspondente ao resultado de 0,5 mm de espessura amostral para cada uma das faces de dente bovino, sem utilização da fibra óptica, e o erro associado a cada medida. Seleção do sensor em 20ms de exposição.

Núm da Amostra	Iluminação em contato				
	20 ms				
	Canal		Dentina		CR 1MS
	MED	DP	MED	DP	MED
Amostra 1	0,466	0,164	0,341	0,139	0,125
Amostra 2	0,876	0,162	0,550	0,201	0,326
Amostra 3	0,689	0,291	0,463	0,245	0,226
Amostra 4	0,695	0,274	0,397	0,212	0,299
Amostra 5	0,568	0,299	0,315	0,168	0,253
MÉDIA TOTAL CR 20 ms					0,246

A partir dos valores de transmissão de luz encontrados para a Dentina e para o Canal Radicular foi possível construir uma diferença de contraste, mostrada como “CR” nas Tabela 8 e Tabela 9, que se entendeu ser mais adequada para a análise, pois se pode prever a partir deste dado, como a diferença de contraste é afetada em função da alteração da espessura da amostra.

Todos os conjuntos de dados tiveram suas respectivas tabelas montadas de acordo com os dados processadas, e encontram-se organizadas no Anexo 9.5 e 9.6.

5.3 RESULTADOS DOS DADOS OBTIDOS A PARTIR DAS AMOSTRAS DE DENTES HUMANOS

Com a coleta e organização dos dados, foi possível montar elementos gráficos que foram de auxílio para entender como a luz se comportou em diferentes grupos de espessuras dentais.

Primeiro serão analisados os dados das imagens em função da instrumentação com e sem o uso de fibra óptica para conduzir a radiação até as amostras. O resultado da transiluminação de acordo com esta conformação pode ser observado através da Figura 19.

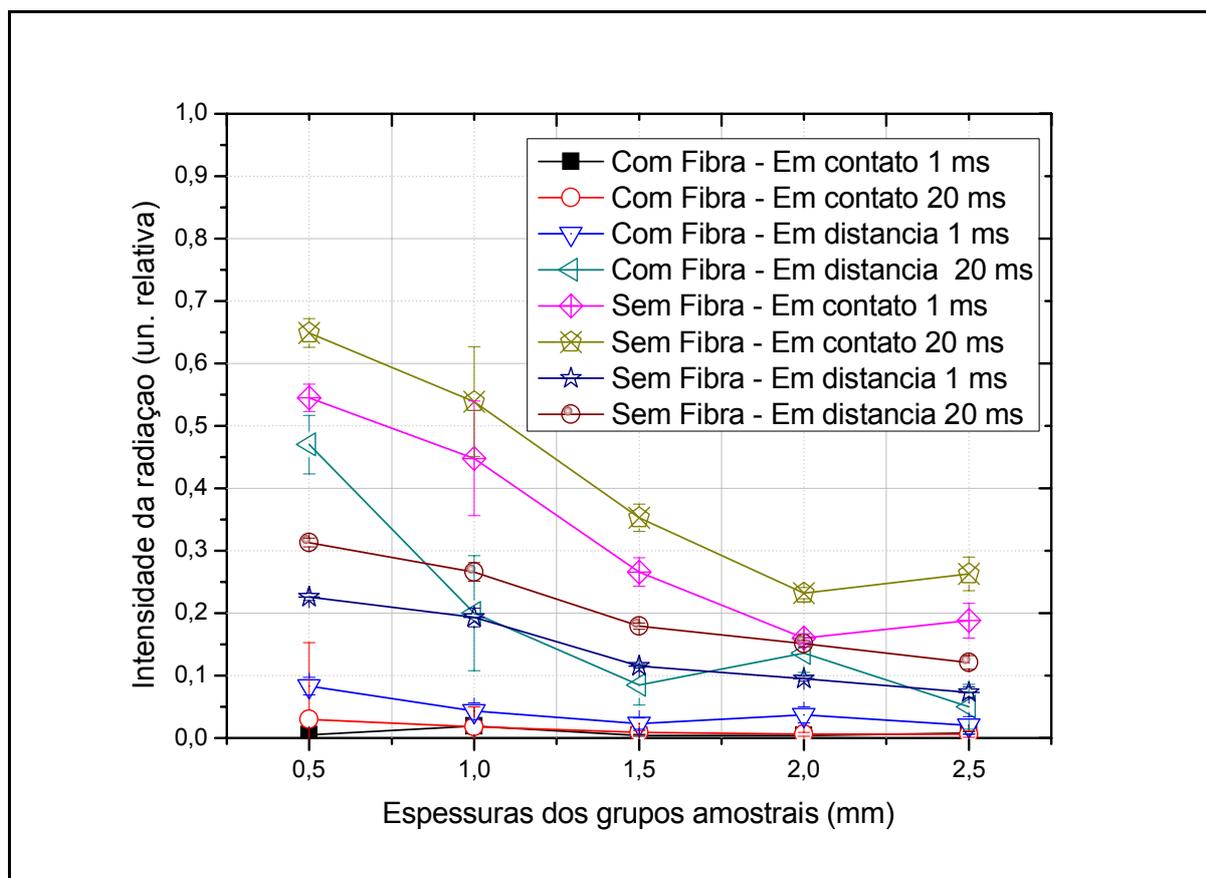


Figura 19 - Dados da intensidade de radiação que atingiu ao detector em função da espessura da amostra. As diferentes curvas mostram as diferentes formas de realizar o imageamento, ora com a fibra óptica, ora sem; ora alternando a exposição do detector da câmera InGaAs.

O elemento gráfico Figura 19 toma como base uma escala de intensidade de radiação detectada em unidades relativas. Isto se dá em função do tipo de processamento realizado, onde a escala de cores das imagens foi convertida para uma escala de máximos e mínimos, através da qual o pixel mais claro é tido como elemento de valor 1, enquanto o pixel mais escuro é tido como elemento de valor 0. Nesta escala, valores mais próximos de 1 significam maior passagem de luz através das amostras, e por consequência, maior índice de transiluminação dental.

Através da Figura 19 é possível verificar que os processamentos de todas as imagens realizadas através do uso da fibra óptica resultaram em uma baixa detecção de luz para todas as espessuras disponíveis. Mesmo alternando a exposição da câmera, a quantidade de radiação que chegou ao detector foi baixa, não chegando a alcançar o valor de 0,1 na escala relativa de 0 a 1.

Em um primeiro momento se faz interessante então analisar em detalhes como se deu a iluminação através do uso apenas da fonte, e sem o uso da fibra óptica para conduzir a radiação.

Os mesmos dados da Figura 19 que delineiam o comportamento das amostras iluminadas sem fibra óptica são apresentados na Figura 20 onde também foi realizada a análise do decaimento da passagem de luz em função do aumento da espessura.

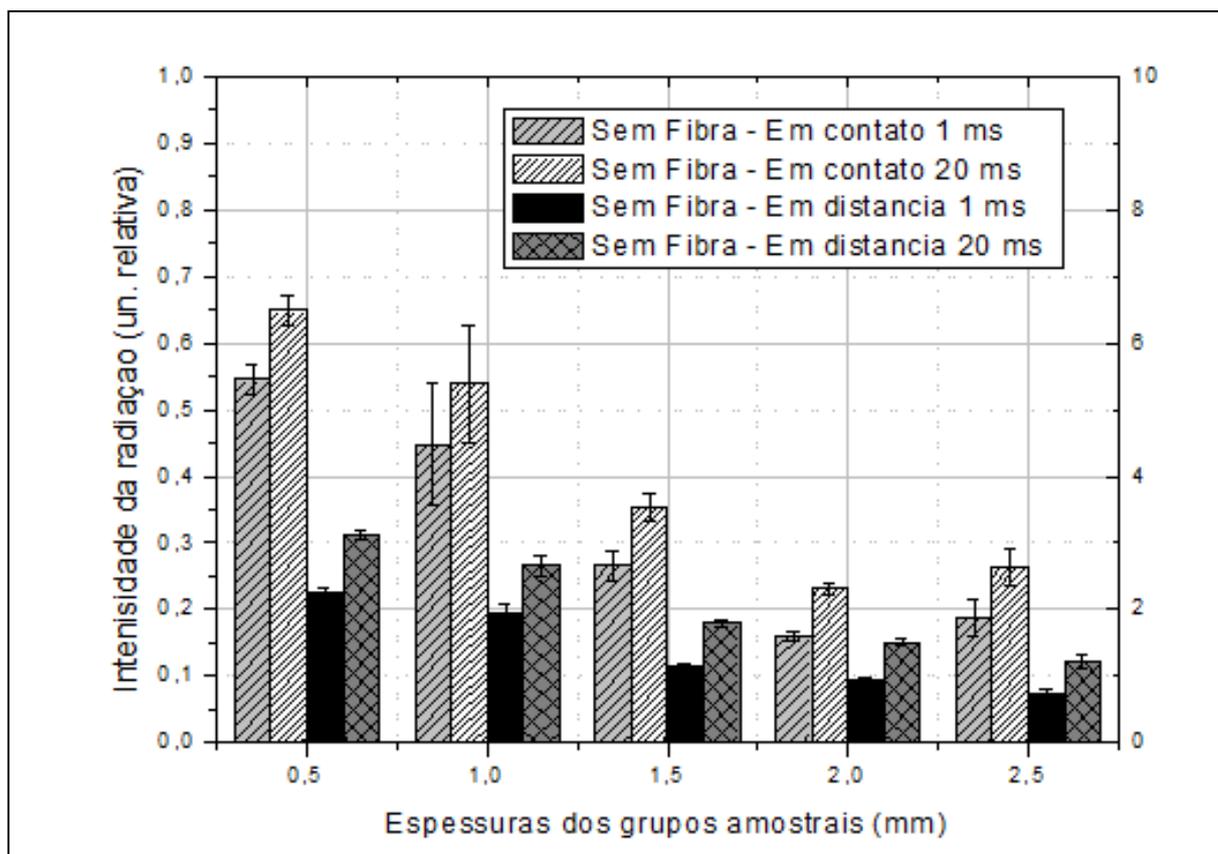


Figura 20 - Dados obtidos para a instrumentação sem o uso de fibra óptica. Aqui a fonte de radiação foi posicionada em contato e distante das amostras

A diferença entre utilizar a fonte de radiação distante e em contato com as amostras é clara no que diz respeito às amostras de menor espessura, como visto para o grupo de espessuras de 0,5 a 1,5 mm. Nestas amostras a diferença de luz que passou pelas estruturas varia de 15% a 35% aproximadamente, quando comparadas diferentes exposições da mesma espessura.

Mesmo que a iluminação tomada em contato tenha sido mais favorável para a passagem de luz, o que se observou nas imagens foi que o contraste relativo aparente diminuiu, o que fez com que as estruturas dentais internas ficassem menos delineadas.

Isto pode ser comprovado através da inspeção visual das imagens deste grupo experimental, nas quais em função da alta passagem de luz, pouco se pode delinear a respeito das diferentes estruturas, conforme a Figura 21.

Delineamento das estruturas	Exposição de 1 ms	Exposição de 20 ms
Imagens com a fonte de iluminação em contato		
Imagens com a fonte de iluminação a distância		

Figura 21 - Imagens da transiluminação dental (amostras humanas) em diferentes situações: com a iluminação sendo posicionada em contato com a amostra e com a iluminação sendo colocada distante da amostra. Diferentes exposições do sensor da câmera também foram testados.

As imagens nas quais a fonte de iluminação ficou muito próxima das amostras definiram que de fato mais luz foi transiluminada, porém isto não significou maior delineamento das estruturas. Como mostrado na Figura 21, as imagens coletadas com a fonte de iluminação em contato perderam a informação crucial deste estudo, que seria a verificação da estrutura de polpa ou canal radicular. Para as imagens que foram

coletadas com a fonte de iluminação distante, conforme a mesma Figura, a diferenciação das estruturas internas ficou mais evidente.

5.4 RESULTADOS DOS DADOS OBTIDOS A PARTIR DAS AMOSTRAS DE DENTES BOVINOS

Para o grupo de dentes bovinos, ao invés de analisar a passagem total de luz através das amostras, preferiu-se analisar o contraste verificável entre as estruturas dentais internas.

Por este motivo também o processamento de tais imagens visou escolher duas regiões de interesse distintas, através das quais seria possível encontrar a variação do contraste entre ambas.

Chama a atenção o quanto a mudança espessura tem influência para a transiluminação dental. Recordando que no grupo de dentes bovinos, em função do controle da espessura realizado, todos os espécimes do grupo “1 mm” continham por volta de 0,5 mm em sua face iluminada e 0,5 mm em sua face imageada. O mesmo se aplica às amostras de 2 mm, que continham 1 mm de espessura em cada uma de suas faces.

Desta forma, seria possível encontrar, mesmo para peças dentais de até 3 mm um contraste na faixa de 0,05 a 0,25, o que significa uma diferença que pode apresentar de 5% a 25% de contraste entre as estruturas dentais internas.

Na Figura 22 são mostrados os valores dos contrastes relativos para as amostras de dentes bovinos não tendo sido possível encontrar diferença significativa para as diferentes exposições propostas.

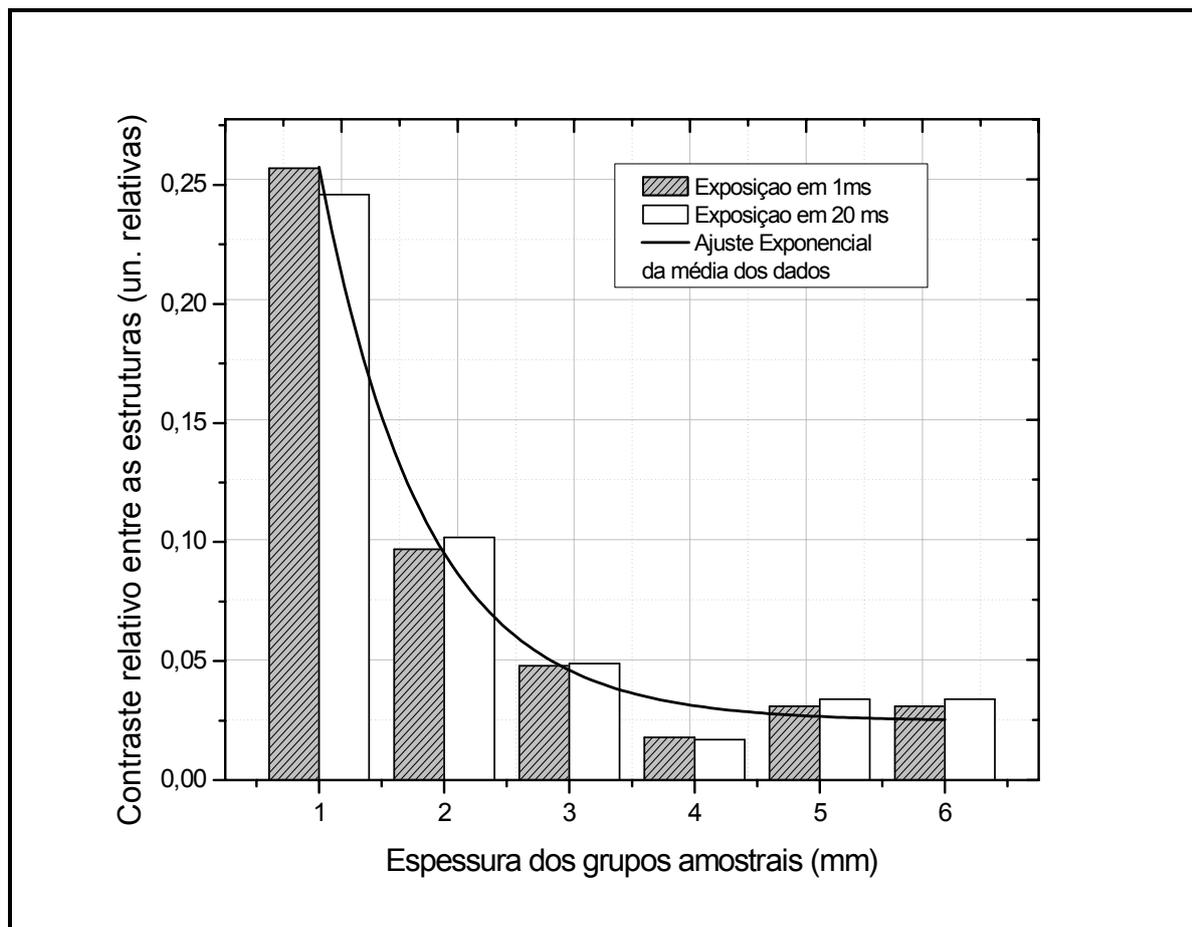


Figura 22 - Contrastes relativos obtidos para as amostras de dentes bovinos em contato.

O decaimento da transmissão de luz em função da espessura se deu em função da seguinte expressão:

$$I = 0,767e^{-D/0,83} + 0,024 \quad (1)$$

onde I é a intensidade de luz transmitida, e D é a soma das espessuras controladas da face imageada e da face iluminada. Este ajuste exponencial obteve coeficiente de correlação de 0,99, o que confirma fortemente o decaimento exponencial como característico para os tecidos dentais.

A fim de avaliar se de fato os dados obtidos diferiam entre si, foi calculada a análise de variância para os grupos amostrais em questão, através da qual foi obtido o seguinte resultado mostrado na Tabela 10.

Tabela 10- Resultado da análise de variância (ANOVA) entre os resultados obtidos para os grupos de espessura estudados

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	Estatística F
Entre Grupos	0,2124	5	0,0424	8,7738
Dentro dos Grupos	0,1162	24	0,0048	-
Total	0,3286	-	-	-

Na análise de variância foram consideradas duas hipóteses, das quais a H_0 definiu que não haveria diferenciação significativa ($p < 0,05$) entre os contrastes obtidos para as amostras de 1 ms. Conforme mostrado na Tabela 10, o fator de Fischer para 5 graus de liberdade no numerador e 24 graus de liberdade no denominador, o $F_{\text{calculado}}(5;24)$, é igual a 8,7738, enquanto de acordo com a Tabela de Fischer para os mesmos graus de liberdade o valor correspondente, $F_t(5,24)$, é igual a 2,62, e dessa forma:

$$F_{\text{calculado}}(5;24) = 8,7738 > F_t(5;24) = 2,62,$$

pode-se afirmar, de acordo com um intervalo de confiança de 5% que os grupos amostrais apresentam de fato diferença entre si, quando comparados os valores de contraste de cada um deles.

6 DISCUSSÃO

Analisando as espessuras atingidas para as amostras, as deformidades e imperfeições dos espécimes foram um percalço superado durante a confecção das unidades de estudo, e este fato teve grande influência no que tange a obter a espessura exata, provisionada inicialmente. Mesmo neste contexto o erro médio associado a cada grupo amostral de dentes humanos ficou entre 1,56% e 5,50%, sendo pequeno o suficiente a ponto de garantir que a margem de erro de cada grupo amostral não sobrepujasse os grupos vizinhos entre si. O mesmo se deu para os dentes bovinos, que contaram com um erro percentual entre 0,60 e 4,68.

Os modelos de iluminação escolhidos visaram diminuir os efeitos das deformidades das amostras, uma vez que, durante a fase preliminar de imageamento, notou-se que estes pontos heterogêneos, acabavam por gerar saturações na imagem.

Um ponto observado para as amostras de dentes humanos foi o fato de terem suas espessuras gerais controladas, ou seja, a espessura da amostra não levou em consideração as espessuras dos diferentes tecidos em relação a sua anatomia. Em alguns casos de amostras, ora por terem sido confeccionadas muito finas e ora por apresentarem espaços vazios em sua estrutura – como nos casos onde a polpa foi exposta durante o processo de lixa –, as amostras foram praticamente transpassadas, ao invés de serem transiluminadas, gerando a saturação da imagem, já que a luz não transitava dentro dos tecidos dentais a ponto de carregar a informação do tecido biológico até o sensor.

A escolha por dentes bovinos para esta segunda etapa do projeto se deu em função da alta equivalência entre os tecidos bovinos e os humanos, por sua maior disponibilidade (62, 63).

O estudo com dentes bovinos visou o controle da espessura dos tecidos, necessidade fortemente percebida no experimento com dentes humanos, e que foi aplicada a partir da estruturação e divisão das amostras de acordo com duas faces a serem consideradas: a face que seria iluminada pela fonte de NIR, e a face que seria imageada pela câmera FPA.

Controlando-se as espessuras destas duas faces foi possível suprir à necessidade do experimento com dentes humanos, ao passo que, também, forneceu maior confiabilidade em relação à contribuição da dentina para a espessura real das amostras estudadas.

Em relação ao uso de filtros ópticos, o resultado atingido denota o não imageamento das estruturas ou, até mesmo, uma fraca diferença de contraste encontrada, mas ainda insuficiente para a visualização de estrutura dental. O possível motivo que acarreta este resultado não necessariamente está correlacionado somente ao uso dos filtros por si, mas sim ao uso da fonte de iluminação conciliado ao uso da fibra óptica.

Não somente filtros como polarizadores são amplamente utilizados com sucesso em pesquisas que abordam a transiluminação no espectro do infravermelho próximo (2, 6, 57, 64). Nestes trabalhos os filtros utilizados concentram a passagem radiação nos comprimentos de onda de melhor resposta do material e, para o conjunto esmalte/dentina, este seria o comprimento de 1.310 nm. Dessa forma o filtro de 1300 nm \pm 30 nm foi suficiente para a realização de imagens.

Ao contrário, os demais filtros, de 1.000 nm, 1.100 nm e 1.200 nm, não foram suficientemente aplicáveis para a formação de imagens. Isto nos casos em que o tipo da iluminação utilizada se deu através da utilização da fibra óptica. De acordo com observações realizadas durante os experimentos a utilização da fibra óptica acabou por atenuar o feixe inicial de radiação e a luz que chegou até as amostras não foi suficiente vencer o trajeto dentro do tecido e possibilitar o imageamento.

Ainda em relação à instrumentação, por mais que os dados de imageamento em contato tenham fornecido uma taxa de transiluminação mais alta para todas as amostras, é possível visualizar nas imagens da Figura 21 que nem sempre maior transmissão de luz significa melhor visualização das estruturas dentais internas, e por este motivo, para o desenvolvimento desta técnica, deve-se levar em consideração as medidas de contraste entre as estruturas, e não a taxa de passagem de luz.

A partir desta linha de pensamento, o mais indicado para o processamento das imagens seria uma rotina computacional que selecionasse e delineasse

automaticamente as áreas com diferença significativa de contraste, a fim de trazer à tona estes pontos com maior variação.

Ainda, levando em consideração as alterações de contraste presentes nas imagens, um fator a ser considerado é a exposição do sensor da câmera, que pode ser alterada de acordo com as configurações de cada instrumento de medição.

Além das exposições de 1 ms e 20 ms, a câmera utilizada para estes dois experimentos dispunha ainda de outras calibrações de exposição do sensor, que poderiam ser utilizadas para a definição de diferenças de contrastes. Para os dados de dentes bovinos deste experimento, a exposição dos sensor não teve influencia sobre o imageamento dos espécimes, porém, considerando todas as possíveis configurações aplicáveis e, como por exemplo, que esta câmera proporcionava exposições de até 100 ms, esta variável se torna interessante como foco de estudo já que não implica em nenhuma alteração de uma possível rotina clinica, e pode auxiliar a melhor sequência de imagens.

Foi notado através dos resultados obtidos para os dentes bovinos que existe relevância significativa entre os grupos de diferentes espessuras. Este mesmo fato foi observado na literatura (3), quando a TD foi utilizada para detecção de cáries, analisando dentes com espessuras controladas de 2 mm a 7 mm.

Uma dificuldade deste trabalho foi em não encontrar referencias bibliográficas diretamente comparáveis, como no caso do estudo citado, a passagem de luz foi medida e considerada para o esmalte, enquanto os produtos deste trabalho concentraram-se em estudar a dentina e as estruturas relativas ao canal radicular.

Em geral, os casos de literatura encontrados fazem referencia ao esmalte e a verificação de cáries em estado inicial, mas até o momento não foi possível encontrar referencias a pesquisas que tenham considerado os tecidos dentais das estruturas internas.

Em relação ao contraste obtido nas imagens de transiluminação, por mais que seja de interesse comparar o contraste obtido nas imagens de TD com o contraste obtido para o raio-x, entende-se que a radiologia é utilizada também como método *auxiliar* e indireto no diagnóstico da saúde pulpar e não como tecnologia de referência para esta modalidade clínica. A Radiografia é considerada como técnica de ouro para o

diagnóstico de cáries e é referenciada em textos científicos com especificidades declaradas acima de 90 por cento (6). Quando se compara a técnica de TD com a radiografia, é importante ressaltar que, até o momento, não foram encontrados dados científicos que concordem em aceitar esta técnica como objetiva a ponto de isoladamente ser considerada como técnica de referência para o diagnóstico pulpar. Ao mesmo tempo, não se deve descartar o fato de que a técnica de raios-x tem grande utilidade, pois ajuda a identificar indícios de uma possível doença pulpar.

A comparação direta da técnica de TD com a técnica de ouro de diagnóstico pulpar deve surgir de um experimento futuro e específico a ponto de certificar que já existe uma instrumentação madura para a transiluminação a ponto de permitir esta primeira comparação.

7 CONCLUSÃO

Através deste trabalho foi possível analisar como se comporta o decaimento da radiação infravermelha quando se aplica para a avaliação da transiluminação dental.

Com base neste estudo foi possível avaliar:

1. Que uma vez utilizando filtros ópticos, uma alternativa para o sucesso do imageamento seria utilizar uma fonte de iluminação com maior potência, ou uma menor faixa de radiação.
2. Que o posicionamento da iluminação se torna decisivo para a montagem do instrumento, já que esta escolha tem impacto direto para ao contraste da imagem e para o desenvolvimento da instrumentação.
3. Que mesmo para as amostras bovinas de maior espessura, o contraste relativo obtido foi adequado ao imageamento dos espécimes.
4. Que existe diferença entre os contrastes relativos dos grupos amostrais estudados, o que viabiliza o delineamento primário das estruturas dentais internas, porém melhoras na instrumentação são altamente necessárias para que a resolução da imagem permita o desenvolvimento de uma possível técnica de diagnóstico pulpar.

5. Que os dados apresentados neste trabalho são novos para a literatura, tendo em vista que os dados de comparação foram utilizados a partir de técnicas semelhantes mas com poucas características próximas desta que está sendo proposta.

Finalmente, os primeiros passos desta linha de pesquisa demonstram que existe ainda muito a ser feito, principalmente no que se refere ao refino da instrumentação e por consequência, da aquisição e processamento das imagens, porém o investimento será recompensado, ao conseguir desenvolver esta técnica inovadora, por se tratar de novo foco de aplicação, sem utilizar radiação ionizante ou estar submetida à subjetividade da resposta do paciente. Este trabalho, de acordo com sua linha de pesquisa, ainda será foco de futuros desenvolvimentos, tendo em vista tantos pontos que podem ser lapidados e considerando o potencial da técnica citada.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Millard, H.D. Techniques of clinical diagnosis of impotence to the dentist. *Dent Clin North Am.* 1963, 21:39.
2. Cysewska-Sobusiak, A.R. e Wiczyrski, G. Examples of Transillumination Techniques Used in Medical Measurements and Imaging Robot Motion and Control. *LNCIS.* 335, 2006, 351-364.
3. Jones, R.S., et al. Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay. *Optics Express.* 2003, Vol. 11, 2259-2265.
4. Fried, W.A., et al. High Contrast Reflectance Imaging of Simulated Lesions on Tooth Occlusal Surfaces at Near-IR Wavelengths. *Lasers in Surgery and Medicine.* 2013, Vol. 45, 533-541.
5. Bühler, C.M., Ngaotheppitak, P. e Fried, D. Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm. *Lasers in Surgery and Medicine.* 2005, Vol. 2, 573-582.
6. Staninec, M., et al. In Vivo Near-IR Imaging of Approximal Dental Decay at 1,310nm. *Lasers in Surgery and Medicine.* 2010, Vol. 42, 292–298.
7. Reynolds, R.L. The determination of pulp vitality by means of thermal and electrical stimuli. *J Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1966, Vol. 2, 231-40.
8. Mumford, J.M. Pain threshold of normal human anterior teeth. *Arch Oral Biol.* 1963, Vol. 8, 493-501.
9. Millard, H.D. Electric pulp testers. *J Am. Dent Assoc.* 1973, Vol. 86, 872-3.
10. Civjan, S., Barone, J.J. e Vaccaro, G.J. Electric pulp vitality testers. *J Dent Res.* 1973, Vol. 52, 120-6.
11. Matthews, B. e Searle, B.N. Some observations on pulp testers. *British Dent J.* 1974, Vol. 137, 307-12.

12. Grossman, L.L. Endodontic practice 9th ed. Philadelphia : Lea&Febiger, 1978.
13. Cooley, R.L. e Robison, S.F. Variables associated with electric pulp testing. J Am Dent Assoc. 1980, Vol. 50, 66-73.
14. Baumann, R. Vitalitätsprüfung MIT CO₂ – Schnee, billig und einfach.; . Quintess Zahnartzl Lit. 15, 1964, Vol. 11, 49-50.
15. Aun, C.E., et al. Avaliação da vitalidade pulpar em dentes permanentes hovens com rizogenese completa. Rev Odontol FZL. 4, 1992, Vol. 2, 95-104.
16. Fuss, Z., et al. Assesment of reliability of electrical and thermal pulp testing agents. J Endod. 12, 1986, Vol. 7, 301-5.
17. Burnside, R.R., Sorenson, F.M. e Buck, D.L. Electric pulp vitality testing in orthodontic patients. Angle Orthodontist. 1974, Vol. 44, 213-7.
18. Wooley, L.H., Woodworth, J. e Dobbs, S.L. A preliminary evaluation of the effects of electrical pulp testers on dog with artifitial pacemakers. J Am Dent Assoc. 1974, Vol. 89, 1099-1101.
19. Dummer, P.M.H., Hicks, R. e Huws, D. Clinical signs and symptoms in pulp disease. Int Endod K. 1980, Vol. 13, 27-35.
20. Chambers, G. The role and methods of pulp testing in oral diganosis: a review. Int Endod J. . 1982, Vol. 15, 1-5.
21. Trowbridge, H.O., et al. Sensory response to thermal stimulation in human teeth. Journal Of Endodontics. 1980, Vol. 6, 405-412.
22. Naylor, M.N. Studies on sensation to cold stimulation in human teeth. British Dent Journal. 1964, Vol. 117, 482-6.
23. Lundy, T. e Stanley, H.R. Correlation of pulpal histopathology and clinical symptoms in human teeth subjected to experimental irradiation. Oral Surg Oral Med Oral Pathology. 1969, Vol. 27, 187-201.

24. Austin, L.T. e Waggener, D.T. Vitality tests with particular reference to the use of ice. *J Am Dent Assoc.* 1941, Vol. 28, 1044-49.
25. Dachi, S.F., Haley, J.U. e Sanders, J.E. Standardization of a test for dental sensitivity to cold. *Oral Surg Oral Med Oral Pathology.* 1967, Vol. 24, 687-92.
26. Erhmann, E.H. Pulp testers and pulp testing with particular reference to the use of dry ice. *Aust Dent Journal.* 1977, Vol. 22, 272-9.
27. Caldeira, C.L., et al. Avaliação da resposta pulpar aos testes de vitalidade com frio em dentes com deposição de dentina reparativa. . *Revista de Pós-Graduação da Un de São Paulo.* . 1995, Vol. 2, 157-60.
28. Gopikrishna, V., Pradeep, G. e Venkateshbabu, N. Assessment of pulp vitality: a review. *International Journal of Paediatric Dentistry.* 2009, Vol. 19, 3-15.
29. Bender, I.B., et al. The optimum placement-site of the electrode in electric pulp testing of the 12 anterior teeth. *J Am Dent Assoc.* 1989, Vol. 118, 305–310.
30. Ikawa, M., Horicuchi, H. e Ikawa, K. Optical characteristics of human extracted teeth and the possible application of photo plethymography to the human pulp. *J Arch Oral Biol.* 39, 1994, Vol. 10, 821-7.
31. Nissan, R., et al. Dual wavelength spectrofotometry as a diagnostic test of the pulp chamber contents. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 74, 1992, 508-14.
32. Oikarinen, K., et al. Detection of pulse in oral mucosa and dental pulp by means of optical reflection method. *Endod Dent Traumatol.* 1996, Vol. 12, 54-59.
33. Kells, B.E., et al. Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part. 2. Rewarming of healing human teeth following a controlled cold stimulus. *Int Endod J.* 2000, Vol. 33, 448-62.
34. Pogrel, M.A., Yen, C.K. e Taylor, R.C. Studies in tooth crown temperature gradients with the use of infrared thermography. *Oral Surg.* 1989, Vol. 67, 583-7.

35. Jafarzadeh, H. e Rosenberg, P.A. Pulse Oximetry: Review of a potential aid in endodontic diagnosis. *Journal of Endodontics*. 2009, Vol. 35, 329–333.
36. Abrão, C.V. A oximetria de pulso como recurso auxiliar na determinação da vitalidade pulpar de dentes permanentemente traumatizados. Dissertação de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração: Endodontia, da Universidade de São Paulo. 2006.
37. Kataoka, S.H.H. A oximetria de pulso como recurso na determinação da vitalidade pulpar em pacientes submetidos à radioterapia para tumores malignos intraorais de orofaringe. Dissertação de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração: Endodontia, da Universidade de São Paulo. 2010.
38. Setzer, F.C., et al. Clinical Diagnosis of Pulp Inflammation Based on Pulp Oxygenation Rates Measured by Pulse Oximetry. *Journal Of Endodontics*. 2012, Vol. 38, 880-3.
39. Gazelius, B., et al. Non-invasive recording of blood flow in human dental pulp. *Endod Dent Traumatol*. 1986, Vol. 2, 219-21.
40. Eduardo, F.T.O.P. Avaliação da fluxometria laser Doppler como teste da vitalidade pulpar. Dissertação de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências, área de concentração: Tecnologia Nuclear - Materiais, do Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares. 2004.
41. De Moraes, M.R. Fluxometria laser Doppler da polpa dental após clareamento com laser de diodo. Dissertação de mestrado profissional do Programa de Pós-Graduação em Ciências, área de concentração: Laser em Odontologia, do Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares. 2006.
42. Cohen, S. e Hargreaves, K.M. *Pathways of the pulp*, 9th ed. s.l. : Mosby Elsevier, 2006.

43. ten Cate, A.R. Histologia Bucal - Desenvolvimento e função. Rio de Janeiro : Guanabara, 1988.
44. Scheid, R.C. e Weiss, G. Dental Anatomy, 8a ed. Philadelphia : Woelfel's Wolters Kluwer & Lippincott Williams and Wilkins., 2010.
45. ten Cate, Nanci A. Histologia oral. [trad.] Marcelo Sampaio Narciso. Rio de Janeiro : Elsevier, 2013.
46. —. ten Cate's Oral Histology - Development, Structure and Function. s.l. : Elsevier, 2013.
47. Cárie dentária: a doença e seu tratamento clínico. Fejerskov, O. e Kidd, E. 44-48, 210-231., São Paulo : Santos, 2011.
48. Zezell, D.M. e Bachmann, L. Estrutura e composição do esmalte e da dentina: tratamento térmico e irradiação com lasers emissores no infravermelho. 1.ed. São Paulo: : Livraria da Física, 2005.
49. Rabelo Neto, J.S. Hidroxiapatita sintética nanoestruturada e esmalte dental aquecidos e irradiados por laser Er,Cr:YSGG. Caracterização por FTIR e por DRX. Dissertação (Mestrado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo : s.n., 2009.
50. Kishen, A. e Asundi, A. Fundamentals and Applications of Biophotonics in Dentistry. s.l. : Imperial College Press Singapore 1st ed., 2007.
51. Fried, D., et al. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. Applied optics. 43, 1995, Vol. 7, 1278-1285.
52. Cheong, W.F., Pahl, S.A. e Welch, A.J. A review of the optical properties of biological tissues. IEEE J. Quantum Electron. 1990, Vol. 26, 2166–2185.
53. Zuerlein, M.J., et al. Optical Properties of Dental Enamel in the Mid-IR Determined by Pulsed Photothermal Radiometry. IEEE Journal Of Selected Topics In Quantum Electronics. 5, 1999, Vol. 4, 1083-9.

54. Staninec, M., et al. Non-destructive Clinical Assessment of Occlusal Caries Lesions Using Near-IR Imaging Methods. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2011, Vol. 43, 951-959.
55. Soechtig, Friederike, Hickel, Reinhard e Kuehnisch, Jan. Caries detection and diagnostics with near-infrared light transillumination: Clinical experiences. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL*, 2014, Vol. 45, 6.
56. Chan, Andrew C., Darling, Cynthia L. e Chan, Kenneth H. Attenuation of near-IR light through dentin at wavelengths from 1300-1650-nm. *LASERS IN DENTISTRY XX*. 2014, Vol. 8929.
57. Stoianovici, C., Wilder-Smith, P. e Choi, B. Assessment of Pulpal Vitality Using Laser Speckle Imaging. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2011, Vol. 43, 833-837.
58. Grandisoli, C. L., et al. Viability of imaging structures inside human dentin using dental transillumination. *Proceedings of SPIE - Conference on Lasers in Dentistry XX* . 2014, Vol. 8929 .
59. Xenics, Inc. Xeva-1.7-320 VisNIR. Xenics Infrared Solutions. [Online] Xenics, 23 de Ago. de 2014. <http://www.xenics.com/pt/camera/xeva-17-320-visnir>.
60. ThorLabs Inc. Filtros passa-banda para o Infravermelho Próximo e para Linha Laser: Comprimento de Onda Central em 700-1650nm. ThorLabs. [Online] ThorLabs Inc. https://www.thorlabs.de/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=1000 .
61. Ana, P.A. Estudo in vitro da resistência à desmineralização e da retenção de flúor em esmalte dental irradiado com laser de Er,Cr:YSGG. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. 2007.
62. Laurance-Young, P., et al. A review of the structure of human and bovine dental hard tissues and their physicochemical behaviour in relation to erosive challenge and remineralisation. *Journal of Dentistry* . 2011, Vol. 39, 266-272.

63. Yassen, G.H., Platt, J.A. e Hara, A.T. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of Oral Science*. 53, 2011, Vol. 3, 273-282.

64. Fried, D., et al. Early Caries Imaging and Monitoring with Near-Infrared Light. *The Dental Clinics of North America*. 2005, Vol. 49, 771–793.

9 ANEXOS

9.1 CÓDIGO-FONTE UTILIZADO TANTO PARA O PROCESSAMENTO DAS AMOSTRAS DE DENTES HUMANOS QUANTO PARA AMOSTRAS DE DENTES BOVINOS.

9.1.1 Código Fonte utilizado para processamento dos dados das amostras de dentes humanos

```

clear;
clc;
End=input('Digite o endereço da pasta que contém as imagens para
processamento:', 's');
cd(End);
files=dir('*.png'); % Revela os arquivos .png contidos na pasta fornecida

FileNames={files.name}; %As linhas 7 a 9 identificam os arquivos e a
quantidade dos mesmos na pasta diretório
arquivol = FileNames;
arquivos = char(arquivol);

[f,g] = size(arquivol); %Cria-se uma matriz para armazenamento dos dados
posteriormente

TabOut=zeros(g,3); % Cria-se uma tabela onde g ainda é desconhecido,
dependente da quantidade de imagens dentro da pasta.

LerImagem=imread(FileNames{1}); %Comando para leitura das imagens
ImAux=rgb2gray(double(LerImagem)./255); %Comando para transformação das
imagens em formato passível de processamento

MaskDentina=roipoly(ImAux); %Criação da máscara na imagem auxiliar

for Imagem=1:g % Rodando sobre todas as imagens da pasta, onde g corresponde
ao n° de figuras dentro da pasta selecionada
clc;

NomeIm = (FileNames{Imagem});
ImLoad=imread(NomeIm, 'png');
ImagemLoaded=rgb2gray(double(ImLoad)./255);
ImDentina=MaskDentina.*ImagemLoaded; %Multiplicação da máscara pela imagem
auxiliar a fim de obter a imagem total da dentina
figure, imshow(ImDentina);

VarD=0; %Início do cálculo do vetor de pixels, pela atribuição da variável
VarD
[m,n]=size(ImAux);

for i=1:m %Construção do vetor de pixels para a imagem do canal
for j=1:n
if ImDentina(i,j)~=0; %Dentro da imagem resultante para o canal, serão

```

```

processados os valores diferentes de 0
VarD= VarD + 1;%
VetDentina(1,VarD)=ImDentina(i,j);
end
end
end
MedDentina=mean(VetDentina); %Cálculo da média do vetor dentina
DpDentina=std(VetDentina); %Cálculo do desvio padrão do vetor da dentina

TabOut (Imagem,1)=Imagem; %Tabela de saída de dados a respeito da passagem de
luz
TabOut (Imagem,2)=MedDentina; TabOut (Imagem,3)= DpDentina;
end
close;
dlmwrite('TabelaDados.dat', TabOut, 'delimiter', '\t');
close all %fecha as imagens automaticamente

```

9.1.2 Código Fonte utilizado para processamento dos dados das amostras de dentes bovinos

```

clear;
clc;
End=input('Digite o endereço da pasta que contém as imagens para
processamento:', 's');
cd(End);
files=dir('*.bmp'); % Revela os arquivos .bmp contidos na pasta fornecida

FileNames={files.name}; % As linhas 7 a 9 identificam os arquivos e a
quantidade dos mesmos na pasta diretório
arquivol = FileNames;
arquivos = char(arquivol);

[f,g] = size(arquivol); %Cria-se uma matriz para armazenamento dos dados
posteriormente

TabOut=zeros(g,5); % Cria-se uma tabela onde g ainda é desconhecido,
dependente da quantidade de imagens dentro da pasta.

LerImagem=imread(FileNames{1}); %Comando para leitura das imagens
ImAux=rgb2gray(double(LerImagem)./255); %Comando para transformação das
imagens em formato passível de processamento

MaskCanal=roipoly(ImAux); %Criação da máscara na imagem auxiliar
MaskCanalDouble=double(MaskCanal);

MaskDentinaECanal=roipoly(ImAux);
MaskDentinaECanalDouble=double(MaskDentinaECanal);

for Imagem=1:g % Rodando sobre todas as imagens da pasta, onde g corresponde
ao n° de figuras dentro da pasta selecionada
clc;

```

```

NomeIm = (FileNames{Imagem});
ImLoad=imread(NomeIm,'bmp');

ImagemAux=rgb2gray(double(ImLoad)./255);
ImCanal=MaskCanal.*ImagemAux; %Multiplicação da mascara pela imagem a fim de
obter a imagem do canal
DataDentina=MaskDentinaECanal.*ImagemAux;
ImDentina=DataDentina-ImCanal; %Subtração das imagens para obter a informação
a respeito da dentina

New='_';
NewNomeIm=strcat(New,NomeIm);
A= subplot(1,2,1), subimage(ImCanal) , subplot(1,2,2), subimage(ImDentina);
saveas(A,NewNomeIm,'bmp'); %Saída das imagens processadas
figure, imshow(ImagemAux);
figure, imshow(ImDentina);
figure, imshow(ImCanal);

VarC=0; VarD=0; %Início do cálculo do vetor de pixels, , pela atribuição da
variável VarC e VarD

[m,n]=size(ImAux);

for i=1:m %Construção do vetor de pixels para a imagem do canal
for j=1:n
if ImCanal(i,j)~=0; %Dentro da imagem resultante para o canal, serão
processados os valores diferentes de 0
VarC= VarC + 1;
VetCanal(1,VarC)=ImCanal(i,j);
end
end
end
MedCanal=mean(VetCanal); %Cálculo da média do vetor canal
DpCanal=std(VetCanal); %Cálculo do desvio padrão do vetor do canal

for i=1:m %Construção do vetor de pixels para a Imagem da Dentina
for j=1:n
if ImDentina(i,j)~=0; % Dentro da imagem resultante para a dentina, serão
processados os valores diferentes de 0
VarD= VarD + 1;
VetDentina(1,VarD)=ImDentina(i,j);
end
end
end
MedDentina=mean(VetDentina); %Cálculo da média do vetor dentina
DpDentina=std(VetDentina); %Cálculo do desvio padrão do vetor da dentina

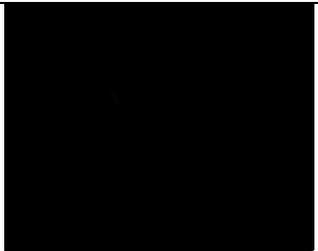
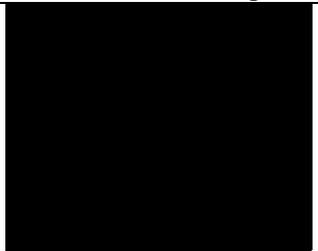
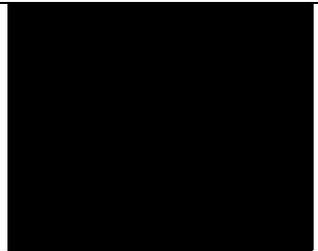
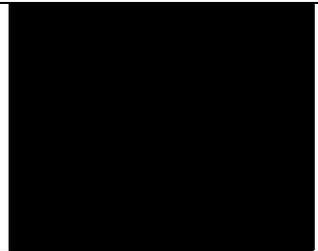
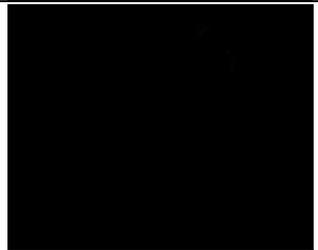
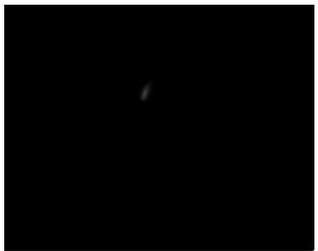
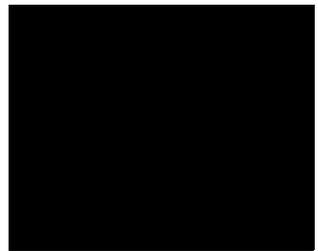
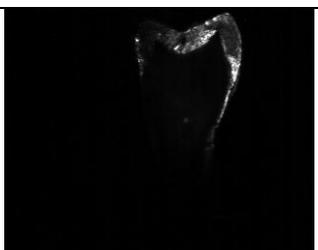
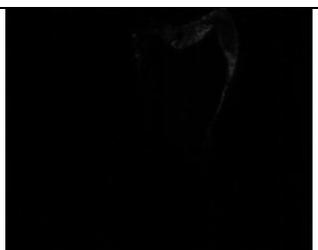
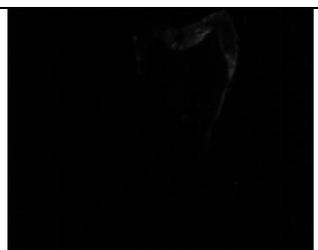
TabOut(Imagem,1)=Imagem; %Tabela de saída de dados a respeito da passagem de
luz
TabOut(Imagem,2)=MedCanal; TabOut(Imagem,3)=
DpCanal;TabOut(Imagem,4)=MedDentina; TabOut(Imagem,5)= DpDentina;

end

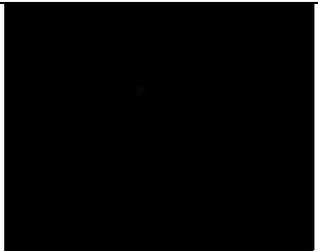
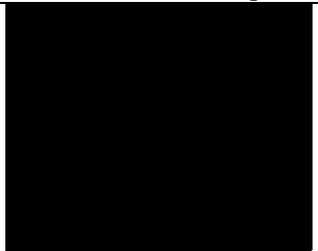
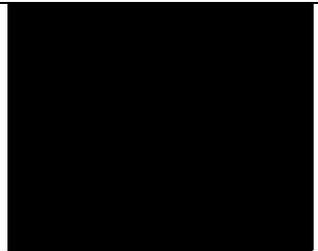
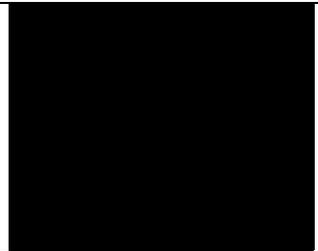
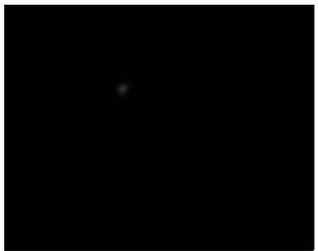
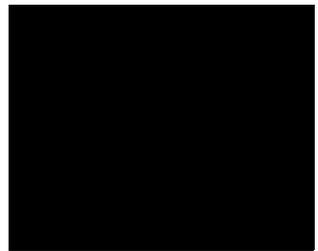
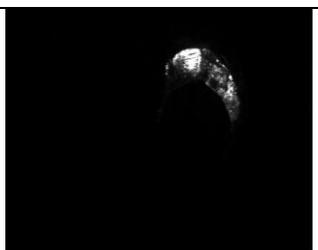
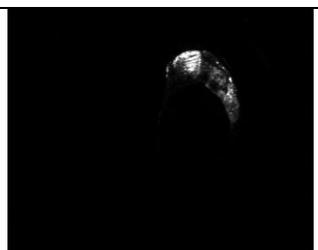
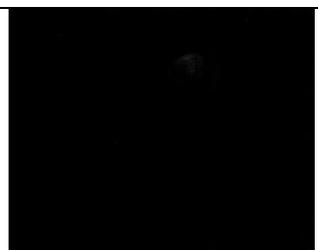
```

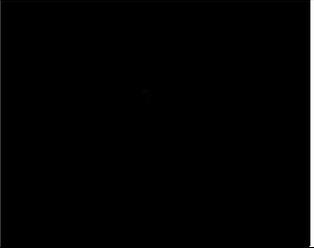
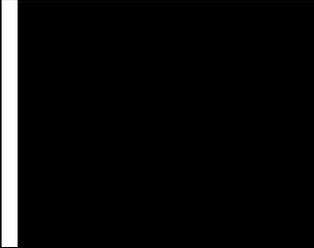
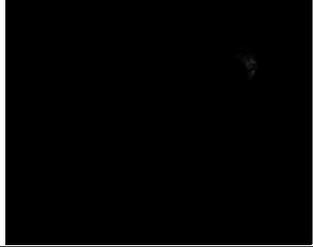
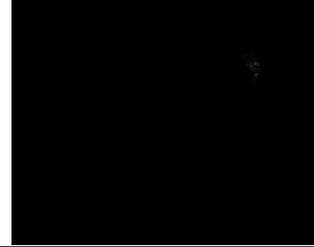
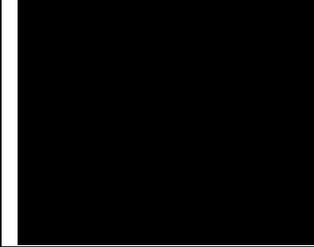
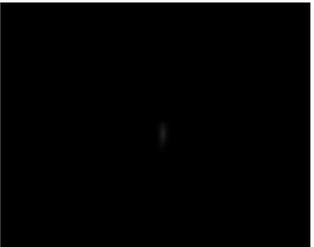
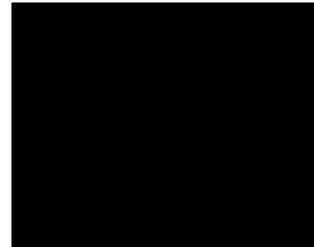
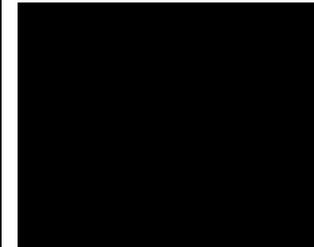
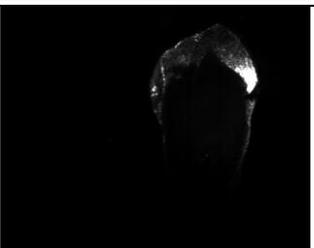
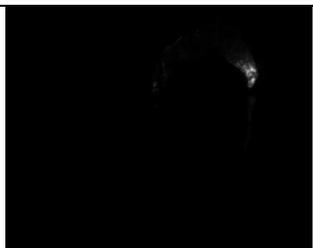
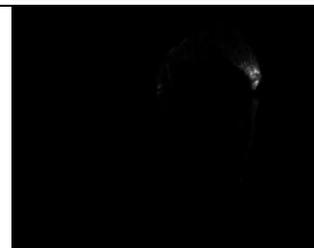
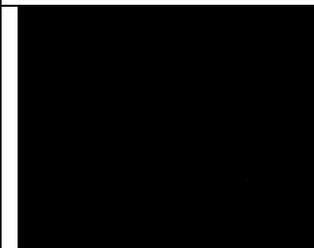
```
dlmwrite('TabelaDados.dat', TabOut, 'delimiter', '\t');  
close all %fecha as imagens automaticamente
```

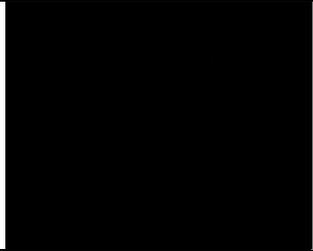
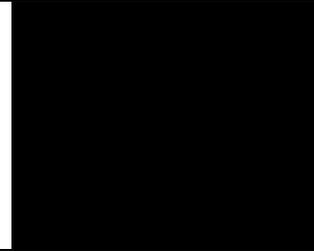
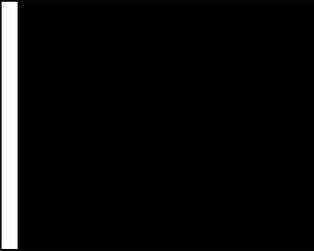
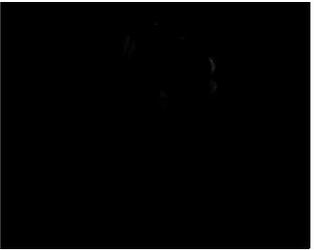
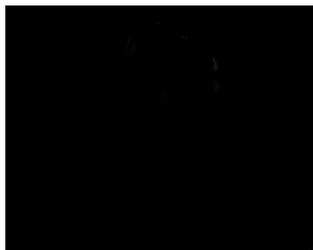
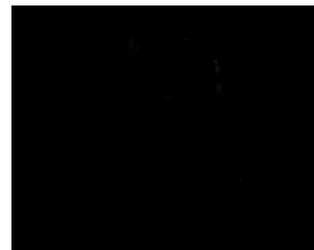
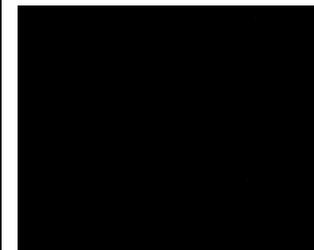
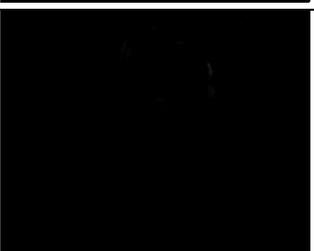
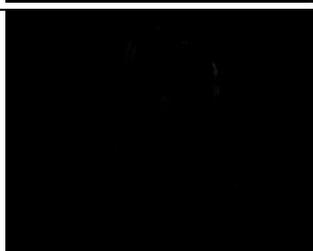
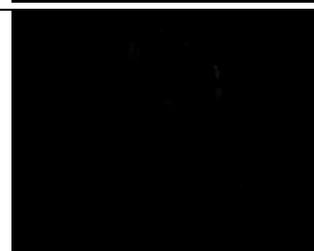
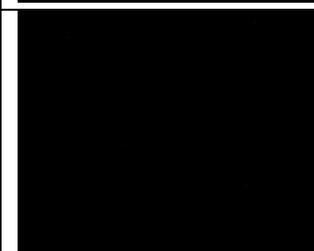
9.2 IMAGENS OBTIDAS COM A UTILIZAÇÃO DE FILTROS

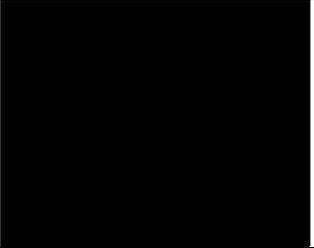
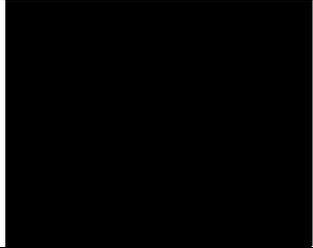
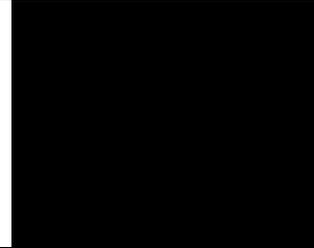
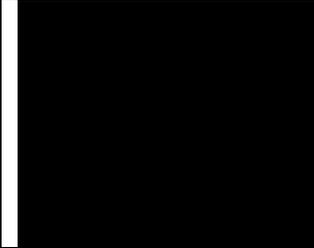
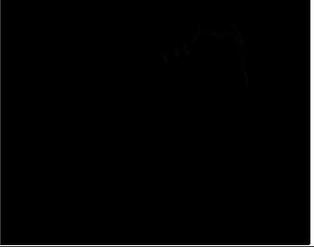
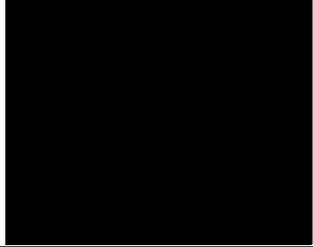
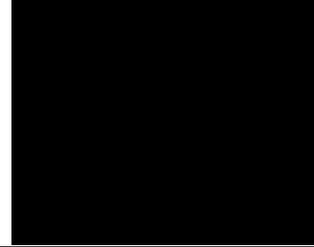
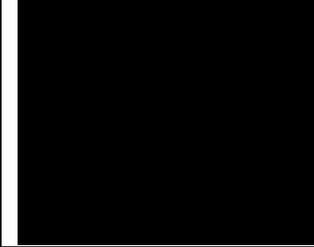
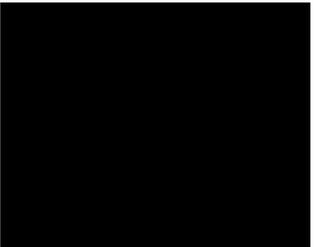
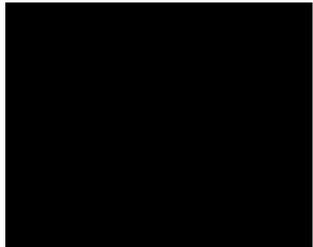
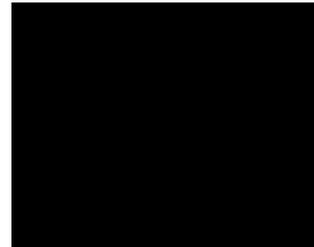
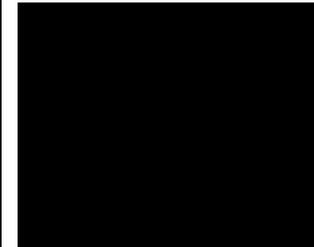
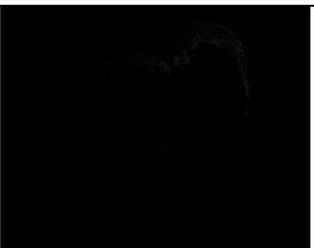
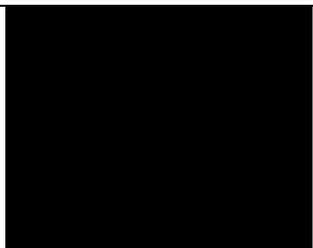
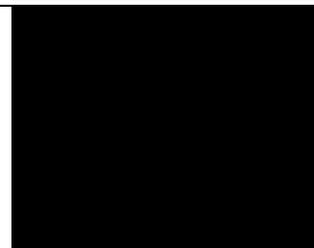
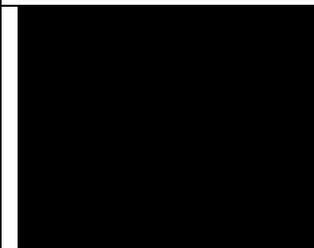
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 1	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA		<i>Filtros</i>				
		$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 2		Sensor exposto por 1ms				
		Iluminação em contato				
		Iluminação a distancia				
		Sensor exposto por 20ms				
		Iluminação em contato				
		Iluminação a distancia				

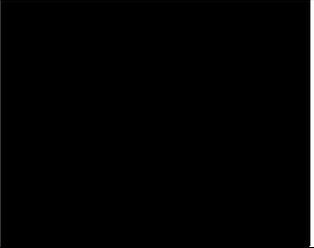
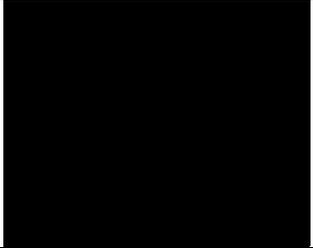
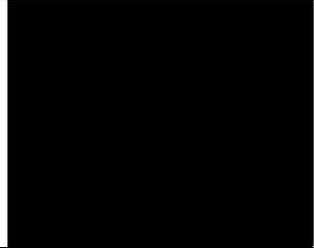
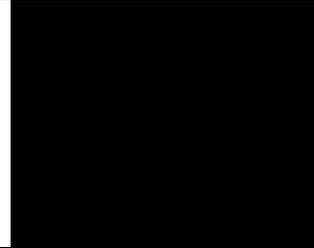
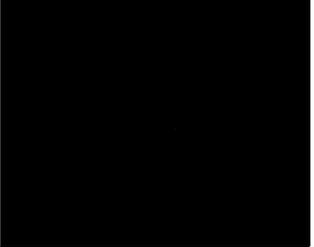
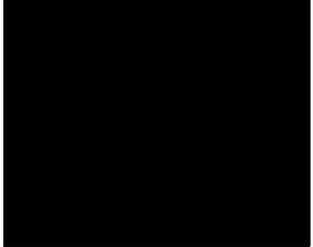
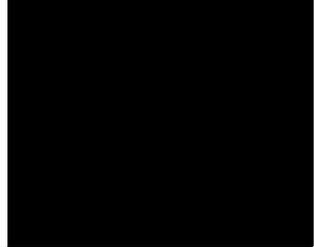
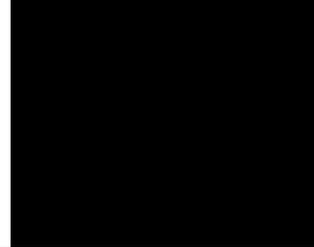
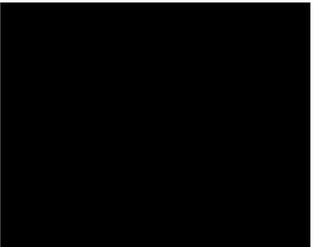
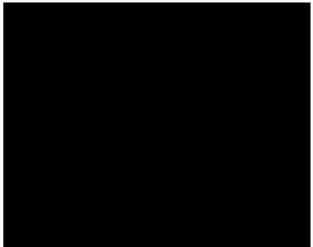
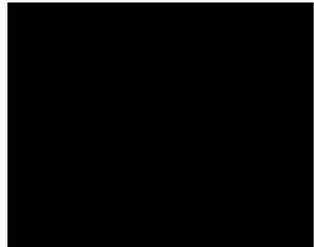
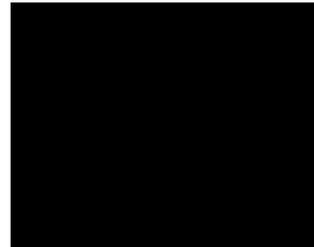
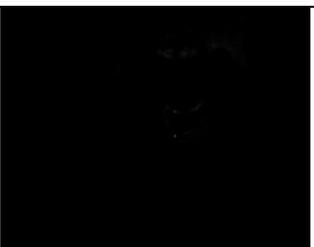
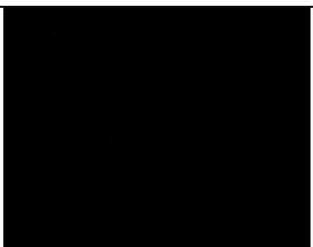
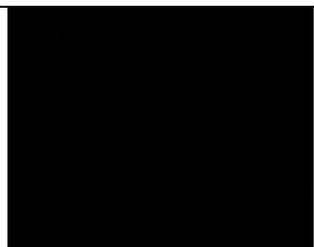
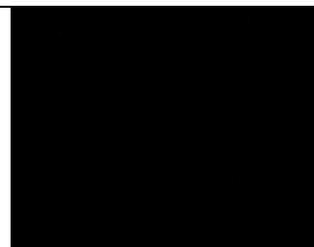
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA		<i>Filtros</i>			
		$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$
AMOSTRA 3	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

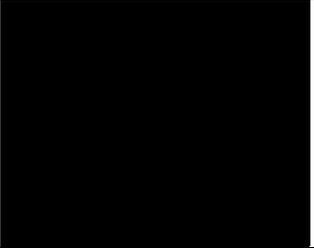
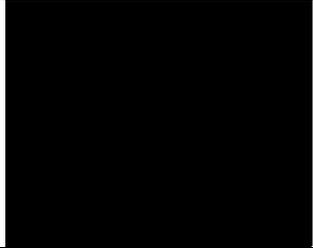
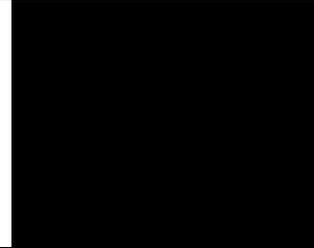
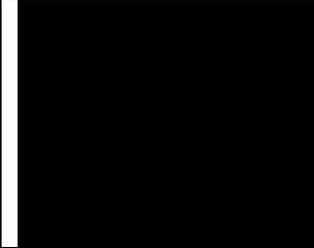
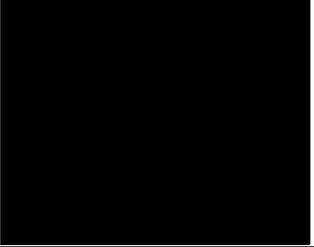
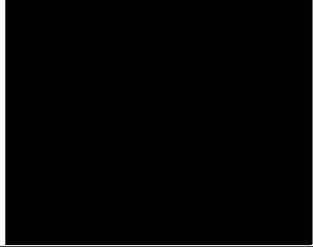
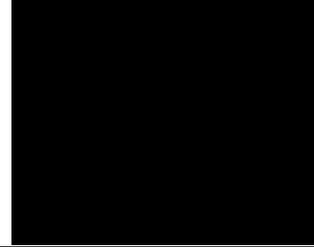
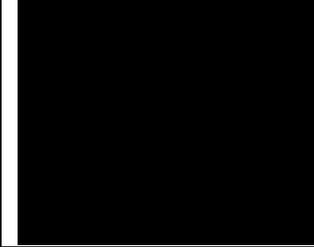
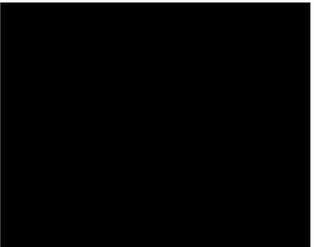
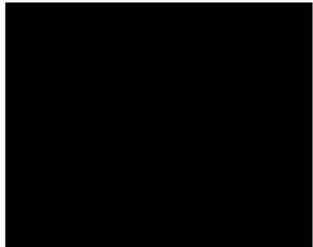
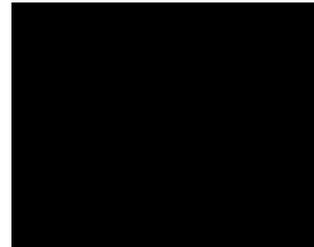
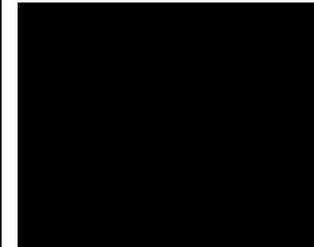
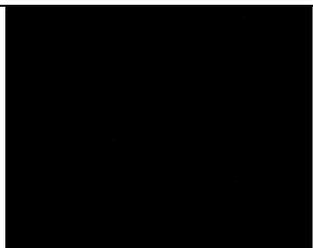
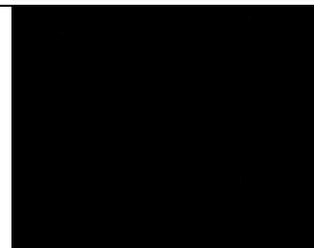
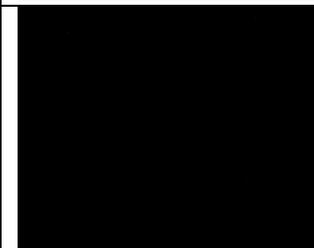
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 4	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

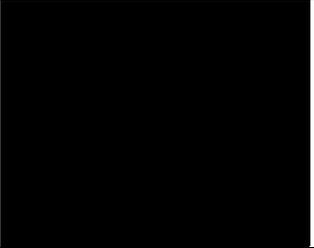
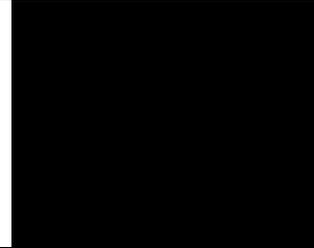
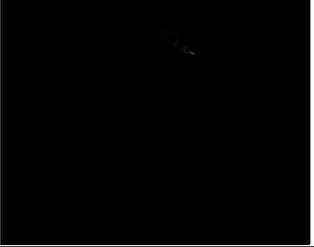
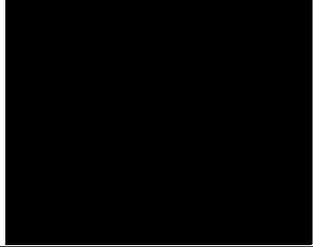
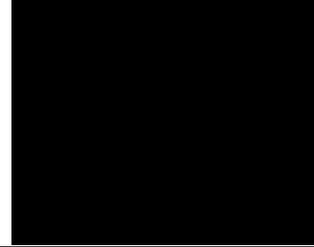
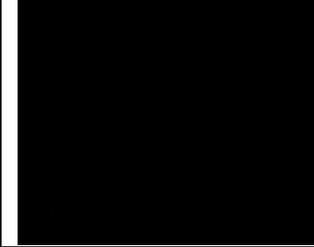
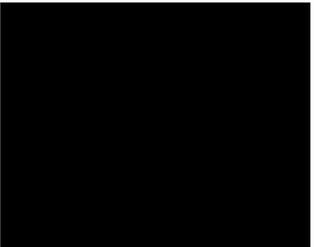
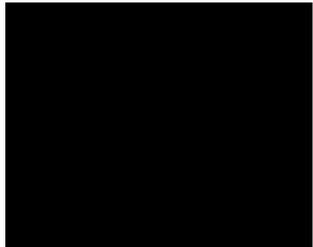
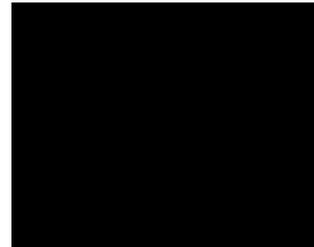
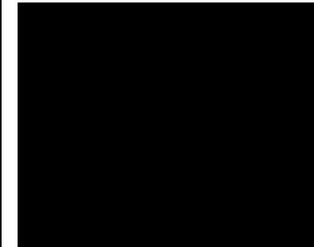
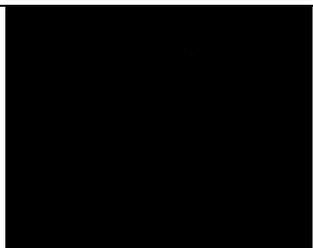
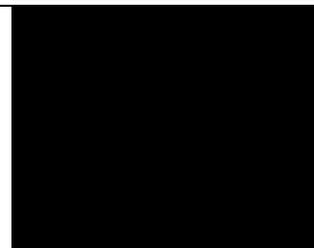
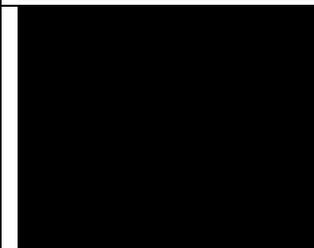
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 5	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

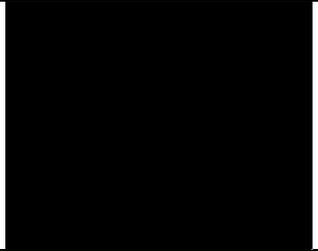
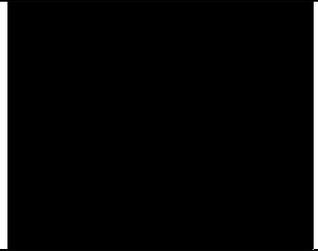
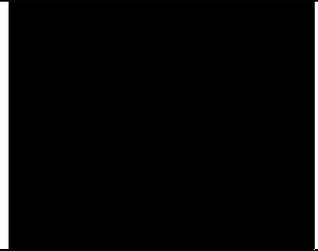
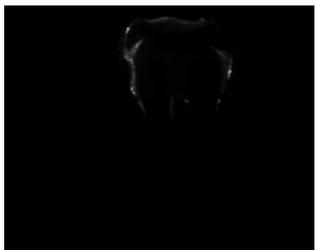
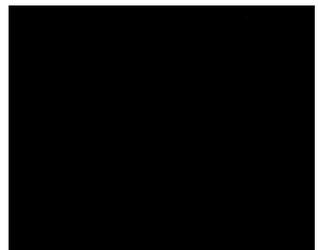
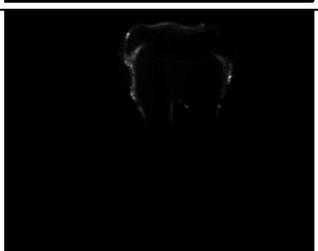
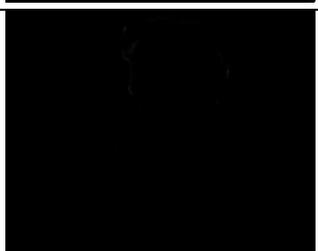
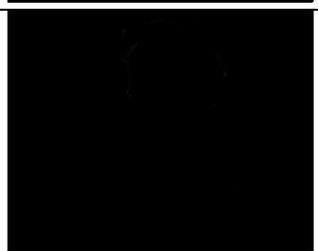
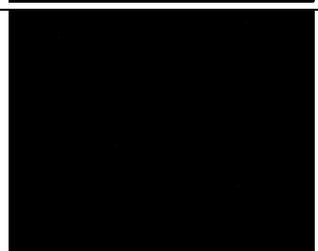
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 6	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

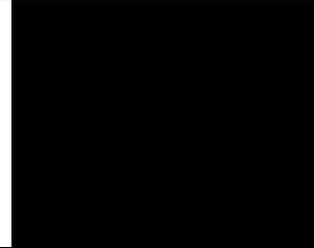
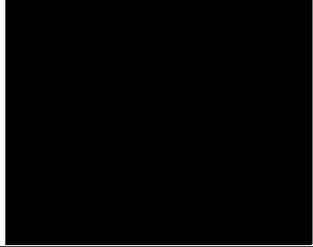
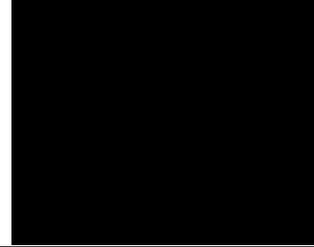
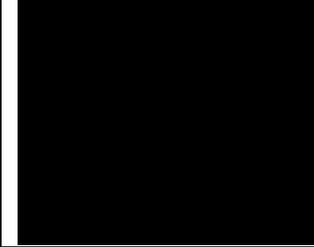
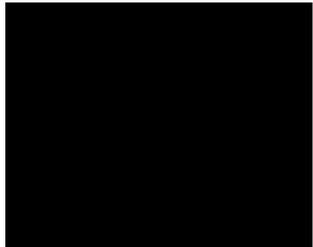
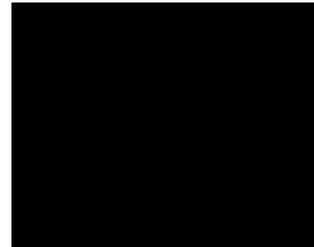
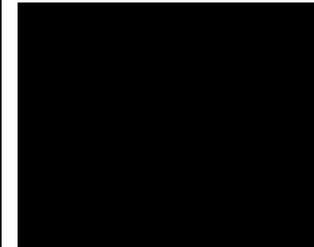
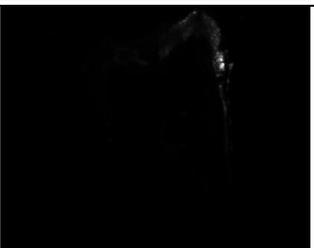
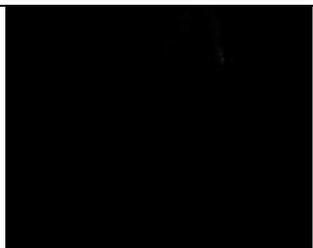
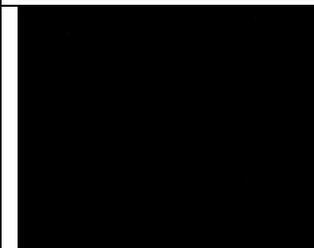
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 7	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

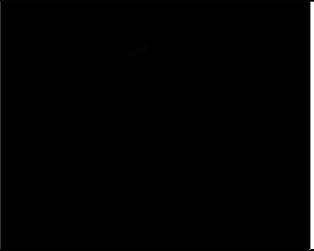
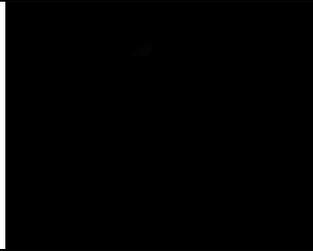
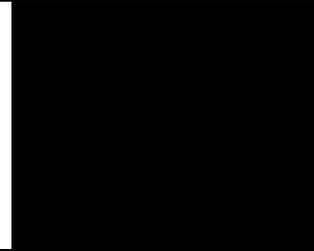
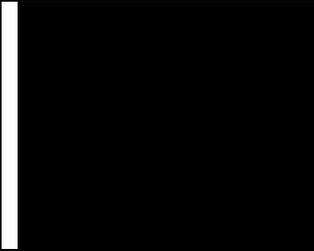
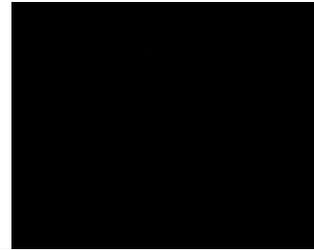
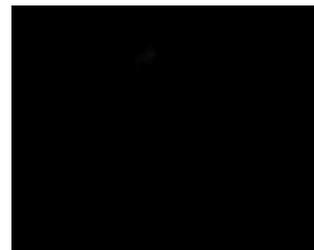
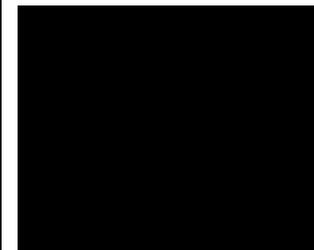
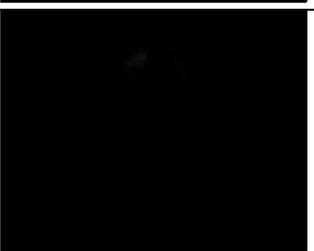
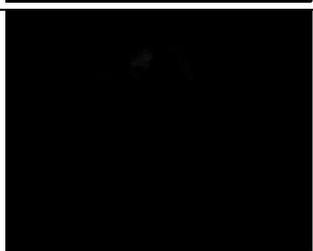
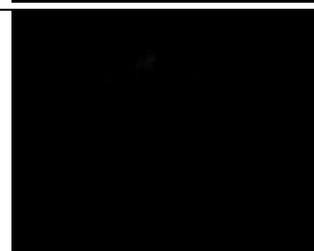
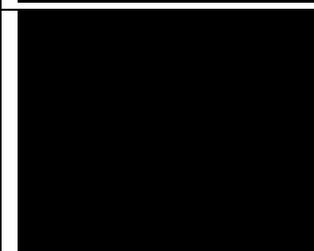
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 8	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 9	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 10	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

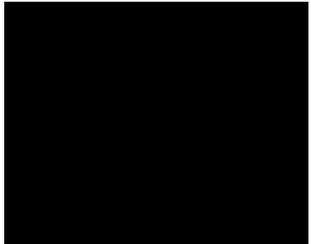
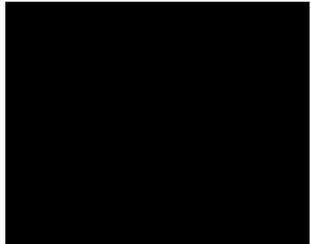
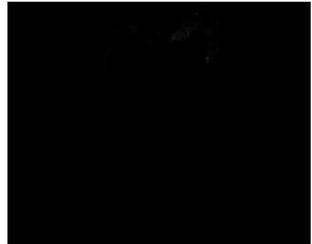
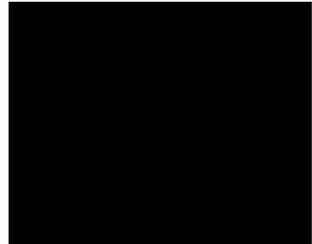
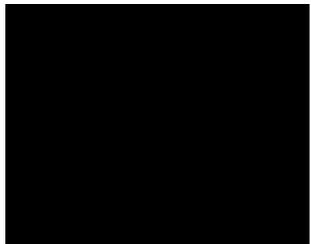
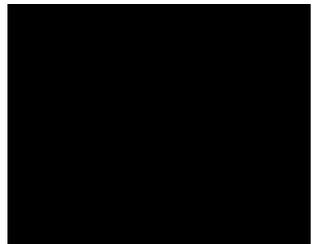
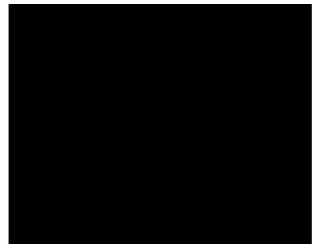
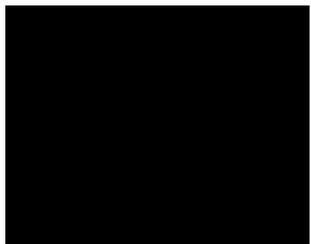
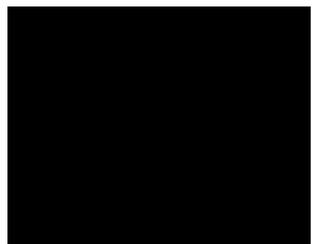
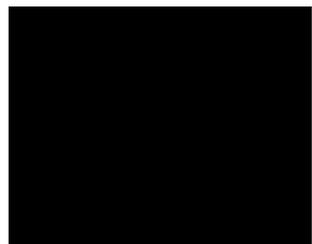
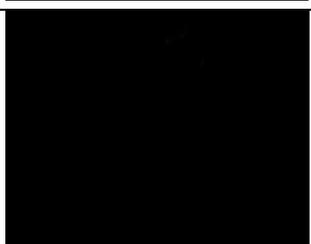
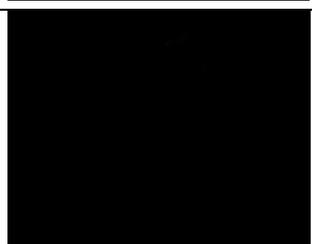
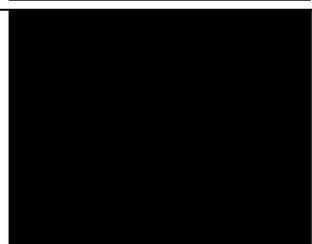
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA11	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 12	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 13	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

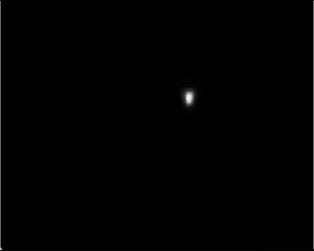
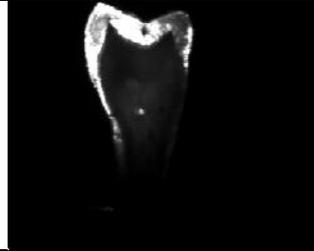
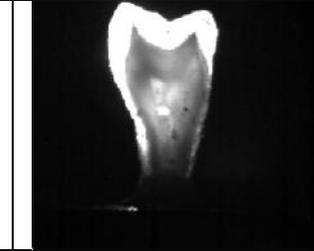
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 14	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 15	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20 ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

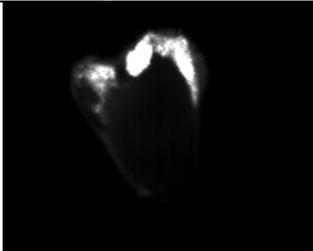
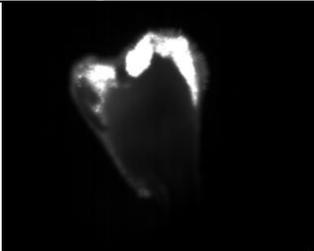
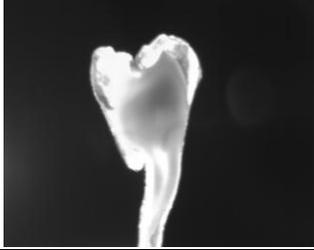
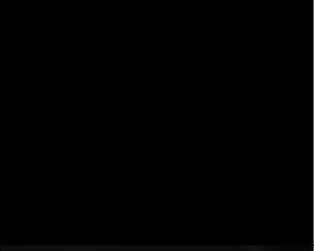
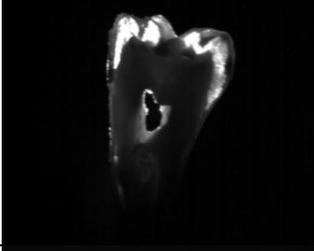
TIPOS DE IMAGEAMENTO COM FIBRA ÓPTICA	<i>Filtros</i>				
	$1000\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1100\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1200\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$	$1300\text{ nm} \pm 30\text{ nm}$	
AMOSTRA 16	Sensor exposto por 1ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				
	Sensor exposto por 20ms				
	Iluminação em contato				
	Iluminação a distancia				

9.3 IMAGENS OBTIDAS SEM A UTILIZAÇÃO DE FILTROS

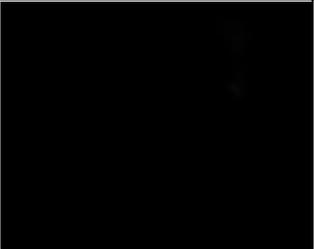
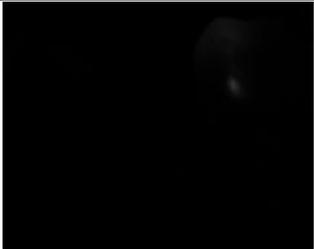
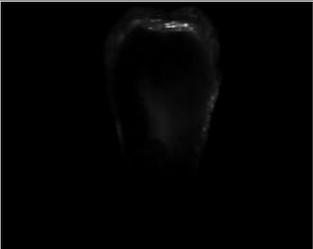
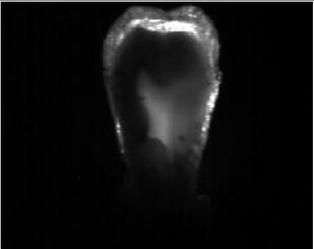
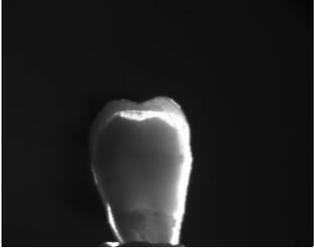
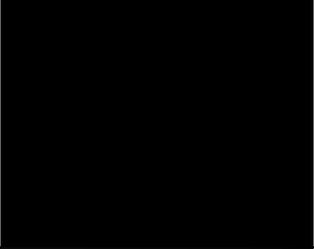
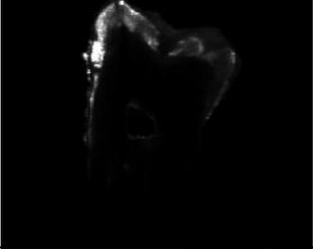
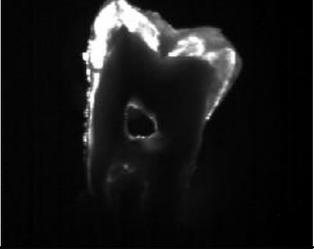
Imagens das amostras de dentes humanos

TIPOS DE IMAGEAMENTO		<i>Iluminação em contato</i>		<i>Iluminação a distância</i>	
		Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 1	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				
AMOSTRA 2	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				

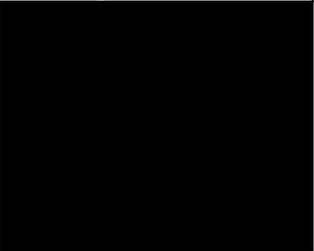
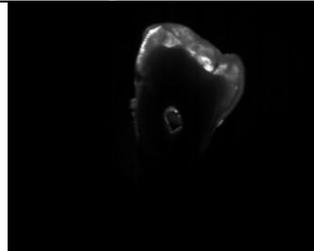
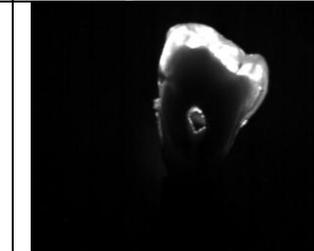
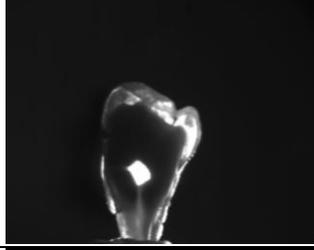
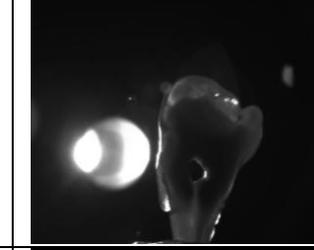
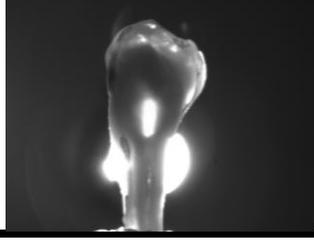
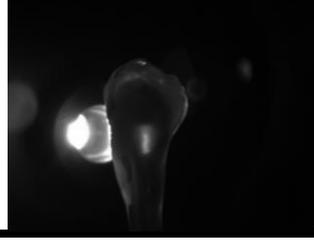
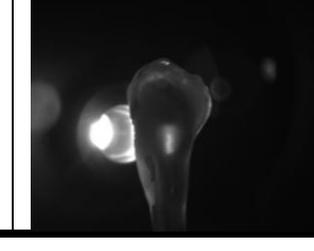
TIPOS DE IMAGEAMENTO		<i>Iluminação em contato</i>		<i>Iluminação a distância</i>	
		Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 3	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				
AMOSTRA 4	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				

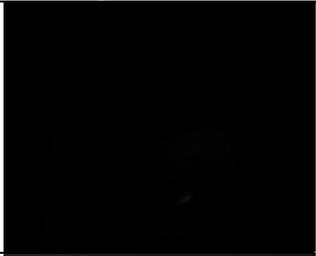
TIPOS DE IMAGEAMENTO		<i>Iluminação em contato</i>		<i>Iluminação a distância</i>	
		Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 5	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				
AMOSTRA 6	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				

TIPOS DE IMAGEAMENTO		<i>Iluminação em contato</i>		<i>Iluminação a distância</i>	
		Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 7	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				
AMOSTRA 8	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				

TIPOS DE IMAGEAMENTO		<i>Iluminação em contato</i>		<i>Iluminação a distância</i>	
		Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 9	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				
AMOSTRA 10	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				

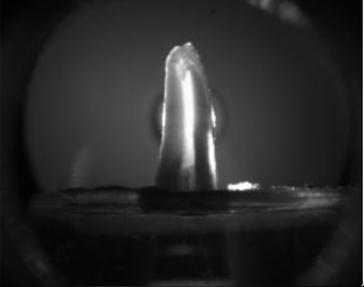
TIPOS DE IMAGEAMENTO		<i>Iluminação em contato</i>		<i>Iluminação a distância</i>	
		Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 11	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				
AMOSTRA 12	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				

TIPOS DE IMAGEAMENTO		<i>Iluminação em contato</i>		<i>Iluminação a distância</i>	
		Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 13	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				
AMOSTRA 14	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				

TIPOS DE IMAGEAMENTO		<i>Iluminação em contato</i>		<i>Iluminação a distância</i>	
		Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 15	Com Fibra Óptica				
	Sem Fibra Óptica				

9.4 IMAGENS OBTIDAS DURANTE OS EXPERIMENTOS COM AMOSTRAS DE DENTES BOVINOS

Imagens das amostras de dentes bovinos

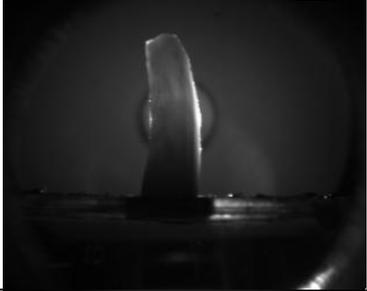
TIPOS DE IMAGEAMENTO Sem Fibra Óptica	<i>Iluminação a distância</i>	
	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 1		
AMOSTRA 2		
AMOSTRA 3		
AMOSTRA 4		
AMOSTRA 5		

TIPOS DE IMAGEAMENTO Sem Fibra Óptica	<i>Iluminação a distância</i>	
	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 6		
AMOSTRA 7		
AMOSTRA 8		
AMOSTRA 9		
AMOSTRA 10		

TIPOS DE IMAGEAMENTO Sem Fibra Óptica	<i>Iluminação a distância</i>	
	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 11		
AMOSTRA 12		
AMOSTRA 13		
AMOSTRA 14		
AMOSTRA 15		

TIPOS DE IMAGEAMENTO Sem Fibra Óptica	<i>Iluminação a distância</i>	
	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 16		
AMOSTRA 17		
AMOSTRA 18		
AMOSTRA 19		
AMOSTRA 20		

TIPOS DE IMAGEAMENTO Sem Fibra Óptica	<i>Iluminação a distância</i>	
	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 21		
AMOSTRA 22		
AMOSTRA 23		
AMOSTRA 24		
AMOSTRA 25		

TIPOS DE IMAGEAMENTO Sem Fibra Óptica	<i>Iluminação a distância</i>	
	Sensor exposto por 1 ms	Sensor exposto por 20 ms
AMOSTRA 26		
AMOSTRA 27		
AMOSTRA 28		
AMOSTRA 29		

9.5 RESULTADOS OBTIDOS PARA O PROCESSAMENTO DAS IMAGENS DE DENTES HUMANOS SEM A UTILIZAÇÃO DE FILTROS ÓPTICOS

Espessura de 0,5 mm	Com Fibra								Sem Fibra							
	contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms		contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms	
Am.	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP
1	0,005	0,002	0,081	0,215	0,081	0,033	0,481	0,169	0,495	0,157	0,599	0,159	0,193	0,042	0,274	0,050
2	0,005	0,003	0,005	0,004	0,082	0,059	0,447	0,192	0,553	0,177	0,657	0,178	0,223	0,033	0,311	0,038
3	0,004	0,000	0,004	0,000	0,086	0,057	0,483	0,259	0,586	0,133	0,691	0,132	0,262	0,042	0,354	0,048
Méd.	0,005	0,002	0,030	0,123	0,083	0,014	0,470	0,047	0,545	0,022	0,649	0,023	0,226	0,006	0,313	0,007

Espessura de 1,0 mm	Com Fibra								Sem Fibra							
	contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms		contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms	
Am.	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP
4	0,009	0,009	0,005	0,003	0,074	0,042	0,402	0,224	0,388	0,113	0,490	0,116	0,216	0,043	0,301	0,051
5	0,042	0,060	0,042	0,060	0,039	0,030	0,095	0,054	0,608	0,179	0,708	0,171	0,217	0,067	0,293	0,074
6	0,006	0,003	0,007	0,008	0,015	0,017	0,103	0,077	0,350	0,295	0,420	0,289	0,147	0,070	0,204	0,079
Méd.	0,019	0,031	0,018	0,032	0,043	0,013	0,200	0,092	0,448	0,092	0,539	0,088	0,193	0,015	0,266	0,015

Espessura de 1,5 mm	Com Fibra								Sem Fibra							
	contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms		contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms	
Am.	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP
7	0,004	0,000	0,009	0,004	0,025	0,037	0,062	0,055	0,227	0,153	0,315	0,172	0,120	0,042	0,189	0,051
8	0,004	0,001	0,009	0,004	0,021	0,025	0,044	0,039	0,355	0,159	0,451	0,165	0,093	0,042	0,148	0,054
9	0,004	0,000	0,008	0,009	0,023	0,019	0,148	0,101	0,215	0,118	0,294	0,131	0,132	0,036	0,199	0,044
Méd.	0,004	0,001	0,009	0,003	0,023	0,009	0,085	0,032	0,266	0,023	0,353	0,022	0,115	0,003	0,179	0,005

Espessura de 2,0 mm	Com Fibra								Sem Fibra							
	contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms		contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms	
Am.	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP
10	0,004	0,000	0,008	0,006	0,013	0,012	0,085	0,060	0,158	0,085	0,229	0,101	0,090	0,037	0,145	0,049
11	0,004	0,000	0,004	0,000	0,025	0,024	0,139	0,121	0,173	0,071	0,248	0,086	0,098	0,033	0,155	0,042
12	0,004	0,000	0,006	0,003	0,073	0,038	0,184	0,097	0,149	0,078	0,219	0,083	0,097	0,041	0,153	0,052
Méd.	0,004	0,000	0,006	0,003	0,037	0,013	0,136	0,031	0,160	0,007	0,232	0,009	0,095	0,004	0,151	0,005

Espessura de 2,5 mm	Com Fibra								Sem Fibra							
	contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms		contato 1ms		contato 20 ms		distancia 1ms		distancia 20ms	
Am.	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP	MD	DP
13	0,012	0,000	0,004	0,002	0,031	0,035	0,078	0,089	0,091	0,055	0,144	0,069	0,056	0,021	0,098	0,029
14	0,005	0,004	0,009	0,010	0,013	0,009	0,035	0,023	0,248	0,104	0,335	0,117	0,083	0,025	0,135	0,033
15	0,007	0,003	0,006	0,003	0,015	0,014	0,038	0,033	0,226	0,103	0,311	0,115	0,079	0,038	0,128	0,050
Méd.	0,008	0,002	0,006	0,005	0,020	0,014	0,050	0,036	0,188	0,028	0,263	0,027	0,073	0,009	0,121	0,011

9.6 RESULTADOS OBTIDOS PARA O PROCESSAMENTO DAS IMAGENS DE DENTES BOVINOS SEM A UTILIZAÇÃO DE FILTROS ÓPTICOS

Espessura de 0,5 mm	Iluminação à distância									
	1ms					20 ms				
	Canal		Dentina		CR 1MS	Canal		Dentina		CR 20MS
Am	MED	DP	MED	DP	MED	MED	DP	MED	DP	MED
1	0,393	0,170	0,269	0,130	0,124	0,466	0,164	0,341	0,139	0,125
2	0,857	0,187	0,482	0,208	0,375	0,876	0,162	0,550	0,201	0,326
3	0,629	0,317	0,393	0,252	0,237	0,689	0,291	0,463	0,245	0,226
4	0,620	0,287	0,317	0,205	0,304	0,695	0,274	0,397	0,212	0,299
5	0,491	0,307	0,243	0,155	0,247	0,568	0,299	0,315	0,168	0,253
	MÉDIA TOTAL CR 1 MS				0,257	MÉDIA TOTAL CR 20 MS				0,246

Espessura de 1,0 mm	Iluminação à distância									
	1ms					20 ms				
	Canal		Dentina		CR 1MS	Canal		Dentina		CR 20MS
Am	MED	DP	MED	DP	MED	MED	DP	MED	DP	MED
6	0,282	0,146	0,240	0,138	0,042	0,368	0,165	0,318	0,153	0,050
7	0,634	0,292	0,292	0,167	0,342	0,701	0,270	0,378	0,177	0,323
8	0,395	0,151	0,322	0,132	0,073	0,490	0,163	0,412	0,143	0,078
9	0,255	0,084	0,238	0,083	0,016	0,342	0,095	0,322	0,096	0,020
10	0,971	0,016	0,960	0,114	0,011	0,412	0,060	0,371	0,107	0,042
	MÉDIA TOTAL CR 1 MS				0,097	MÉDIA TOTAL CR 20 MS				0,102

Espessura de 1,5 mm	Iluminação à distância										
	1ms					20 ms					
	Canal		Dentina		CR 1MS	Canal		Dentina		CR 20MS	
Am	MED	DP	MED	DP	MED	MED	DP	MED	DP	MED	
11	0,197	0,036	0,127	0,067	0,070	0,268	0,046	0,252	0,068	0,016	
12	0,176	0,055	0,195	0,117	0,019	0,354	0,111	0,300	0,113	0,053	
13	0,282	0,098	0,221	0,096	0,061	0,372	0,112	0,302	0,111	0,070	
14	0,173	0,053	0,140	0,042	0,033	0,249	0,067	0,209	0,051	0,040	
15	0,232	0,092	0,175	0,069	0,057	0,316	0,109	0,249	0,084	0,067	
MÉDIA TOTAL CR 1 MS					0,048	MÉDIA TOTAL CR 20 MS					0,049

Espessura de 2,0 mm	Iluminação à distância										
	1ms					20 ms					
	Canal		Dentina		CR 1MS	Canal		Dentina		CR 20MS	
Am	MED	DP	MED	DP	MED	MED	DP	MED	DP	MED	
16	0,169	0,057	0,141	0,072	0,028	0,241	0,071	0,206	0,077	0,035	
17	0,226	0,085	0,229	0,094	0,003	0,307	0,101	0,310	0,107	0,003	
18	0,859	0,186	0,890	0,170	0,031	0,289	0,079	0,277	0,085	0,013	
19	0,098	0,024	0,093	0,038	0,005	0,154	0,032	0,146	0,046	0,008	
20	0,206	0,079	0,185	0,084	0,021	0,286	0,096	0,259	0,099	0,027	
MÉDIA TOTAL CR 1 MS					0,018	MÉDIA TOTAL CR 20 MS					0,017

Espessura de 2,5 mm	Iluminação à distância										
	1ms					20 ms					
	Canal		Dentina		CR 1MS	Canal		Dentina		CR 20MS	
Am	MED	DP	MED	DP	MED	MED	DP	MED	DP	MED	
21	0,125	0,039	0,133	0,065	0,009	0,185	0,049	0,195	0,076	0,009	
22	0,169	0,067	0,230	0,084	0,061	0,243	0,083	0,312	0,094	0,069	
23	0,205	0,078	0,240	0,100	0,035	0,285	0,095	0,322	0,114	0,036	
24	0,214	0,073	0,205	0,083	0,009	0,295	0,086	0,283	0,096	0,011	
25	0,182	0,078	0,224	0,122	0,041	0,257	0,095	0,301	0,131	0,044	
MÉDIA TOTAL CR 1 MS					0,031	MÉDIA TOTAL CR 20 MS					0,034

Espessura de 3,0 mm	Iluminação à distância										
	1ms					20 ms					
	Canal		Dentina		CR 1MS	Canal		Dentina		CR 20MS	
Am	MED	DP	MED	DP	MED	MED	DP	MED	DP	MED	
26	0,192	0,045	0,197	0,084	0,005	0,270	0,057	0,271	0,082	0,001	
27	0,153	0,055	0,192	0,099	0,038	0,220	0,068	0,265	0,110	0,045	
28	0,187	0,113	0,233	0,154	0,046	0,257	0,134	0,309	0,170	0,052	
29	0,248	0,146	0,211	0,101	0,037	0,326	0,167	0,288	0,119	0,037	
MÉDIA TOTAL CR 1 MS					0,031	MÉDIA TOTAL CR 20 MS					0,034