

Universidade de São Paulo

Escola de Engenharia de São Carlos

MICHEL BESSANI

Viabilidade de um sistema para auxílio no diagnóstico
de cáries através de imagens de fluorescência e
processamento digital de imagens

São Carlos

2012

MICHEL BESSANI

**VIABILIDADE DE UM SISTEMA PARA AUXÍLIO
NO DIAGNÓSTICO DE CÁRIES ATRAVÉS DE
IMAGENS DE FLUORESCÊNCIA E
PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia de São Carlos, da
Universidade de São Paulo.

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em
Eletrônica

Orientador: Prof. Dr. Carlos Dias Maciel

São Carlos

2012

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

B554v Bessani, Michel
Viabilidade de um sistema para auxílio no diagnóstico de cáries através de imagens de fluorescência e processamento digital de imagens / Michel Bessani; orientador Carlos Dias Maciel. São Carlos, 2012.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2012.

1. Cárie dental. 2. Auxílio no diagnóstico. 3. Imagem de fluorescência. 4. Processamento digital de imagens. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Michel Bessani

Título: "Viabilidade de um sistema para auxílio no diagnóstico de cáries através de imagens de fluorescência e processamento digital de imagens"

*Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 26/11/2012,*

com NOTA 9,7 (nove, sete), pela Comissão Julgadora:

Prof. Associado Carlos Dias Maciel (Orientador)
SEL/EESC/USP

M.Sc. Mardoqueu Martins da Costa
SEL/EESC/USP

M.Sc. Jen John Lee
SEL/EESC/USP

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Associado Homero Schiabel

Dedico este trabalho aos meus pais, Oscar e Irene, que sempre estiveram presentes, me apoiando em todas as minhas decisões e me orientando, mesmo que a distância, me fazendo sentir querido e amado, com certeza são os maiores responsáveis por esta etapa superada.

Agradecimentos

Aos meus pais e minha irmã, e toda minha família, por serem os principais responsáveis por aquilo que me tornei hoje, e tudo que um dia irei me tornar, sempre apoiando e incentivando as minhas decisões e fornecendo as condições necessárias para os meus estudos.

A Viviane Jin Hee Kim, minha namorada, que fez toda a diferença neste meu último ano de graduação, foi um dos alicerces para a conclusão deste trabalho, por todo o companheirismo, amizade e paciência para ouvir minhas ideias e conseguir passar paz e tranquilidade em momentos de preocupação.

A Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, e ao Departamento de Engenharia Elétrica, obrigado a todos os docentes e funcionários que me auxiliaram durante toda a graduação.

Ao Prof. Carlos Dias Maciel, que me orientou de forma construtiva, e também ao seu aluno de doutorado Jen Lee que juntos colaboraram para o desenvolvimento coerente deste projeto, discutindo as propostas e os resultados obtidos.

Aos companheiros da Empresa BioPDI, onde cada qual a sua maneira participou do desenvolvimento deste projeto, seja discutindo ou ouvindo minhas ideias, e influenciaram diariamente no meu desenvolvimento pessoal deste último ano, principalmente o meu chefe Mardoqueu Martins da Costa, que me incentivou e criticou de forma construtiva nos âmbitos profissional e acadêmico, contribuindo de forma efetiva para o desenvolvimento deste projeto.

Aos amigos da empresa Victor Vision, por todo o companheirismo diário e influencia no meu desenvolvimento profissional e pessoal.

A minha prima Gabriella Fiquene, graduanda em odontologia, pela opinião na área odontológica durante a finalização deste trabalho.

Aos amigos da minha turma e da graduação, principalmente aos que moraram na mesma república comigo de 2006 até 2010, inclusive aqueles que sempre frequentaram a nossa casa, e aos que moraram comigo nos anos de 2011 e 2012, proporcionando ótimos momentos de convivência e reflexão.

A todos os amigos de São Luís que sempre me incentivaram e me recebem até hoje como se nunca tivesse saído de lá, tornando os momentos de descanso em casa sempre muito prazerosos e nostálgicos.

A todos os membros do Grupo de Som CAASO e da gestão 07/08 do CAASO com os quais tive o prazer de trabalhar junto, poucos sabem como é árduo o trabalho de manter o CAASO funcionando sem o reconhecimento de praticamente ninguém, foi lá que entendi o que é um coletivo, um grupo e que uma parte é muito importante para o funcionamento do todo, fora o desenvolvimento moral, político e pessoal.

Aos novos amigos que fiz este ano, na República PegaEu, tornando este último ano de graduação muito melhor do que eu esperava, sempre proporcionando ótimos momentos de alegria e gargalhadas e me ajudando sempre que possível.

A todos os professores que tive até hoje, cada qual com seus métodos peculiares para ensinar, mas sempre transmitindo o seu conhecimento, principalmente ao Prof. José Roberto, que me auxiliou e acreditou em mim durante um momento decisivo e de dificuldade.

*"Grandes realizações não são feitas por impulso,
mas por uma soma de pequenas realizações."*

Vincent Van Gogh

Resumo

BESSANI, M. (2012) **Viabilidade de um Sistema para Auxílio no Diagnóstico de Cáries através de Imagens de Fluorescência e Processamento Digital de Imagens**. Monografia (Graduação) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

Um diagnóstico prematuro e correto da cárie possibilita um tratamento rápido e com o mínimo de intervenções invasivas, a política atual de flúor na água consumida pela população causou uma mudança no perfil contemporâneo da cárie, que prevalece em estágios iniciais, dificultando o diagnóstico pelos métodos clássicos. Este trabalho analisou um sistema de aquisição de imagens de fluorescência de dentes cariados *in vitro*, visando explorar as alterações ópticas causadas pela desmineralização no esmalte do dente utilizando imagens de fluorescência. As imagens obtidas foram tratadas digitalmente, tanto para melhoramento de contraste, quanto para segmentação das regiões de interesse. Montou-se em bancada um sistema óptico para a correta aquisição das imagens de fluorescência das amostras *in vitro*, constituído de: um diodo emissor de brilho na faixa do ultravioleta; um sistema de aquisição de imagens digitais; e um conjunto de filtros ópticos. As imagens obtidas foram tratadas primeiramente através de um pré-processamento para acentuar o seu contraste e evidenciar as características das regiões cariosas e dos microorganismos patogênicos nas imagens de fluorescência. Em seguida, estas imagens ajustadas foram segmentadas por três algoritmos diferentes, cada qual com uma abordagem, buscando-se analisar a possibilidade da extração de informações sobre a real situação das amostras de forma computacional. Dentre as três amostras utilizadas, duas apresentam sinais evidentes da cárie à luz branca, e estas serviram de parâmetro de comparação para os resultados obtidos com a outra amostra, uma vez que esta não possui esses sinais. O pré-processamento das imagens forneceu um resultado satisfatório, realçando de forma expressiva as regiões de interesse, os algoritmos de segmentação alcançaram uma boa acurácia para este primeiro momento, considerando-se que se utilizou apenas processamento de baixo nível nas imagens. Esta abordagem mostrou-se promissora, uma vez que conseguiu evidenciar as regiões com sinais de lesões cariosas e microorganismos patogênicos nas amostras, e também realizar uma segmentação coerente destas, principalmente nas imagens da amostra com cárie em estágio inicial. Os resultados mostram que o desenvolvimento de um sistema de imagens de fluorescência para auxílio no diagnóstico prematuro de lesões cariosas pode ser desenvolvido, e em outro nível de processamento pode fornecer informações qualitativas e quantitativas sobre a lesão e as bactérias, além de ser um método não invasivo e não biologicamente destrutivo e que possibilita uma análise em “tempo real”.

Palavras-chave: Cárie dental. Auxílio no diagnóstico. Imagem de fluorescência. Processamento digital de imagens.

Abstract

BESSANI, M. (2012) **Viability of a system to Aid in the Diagnosis of Caries through Fluorescence Imaging and Digital Image Processing**. Monografia (Graduação) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

A premature and correct diagnosis of caries enables a quick treatment and with minimal invasive interventions, the current policy of fluoride in water consumed by the population caused a change in present-day profile of caries, which prevails in the early stages, which difficult diagnosis by classic methods, like x-rays. This work examined a fluorescence image acquisition system for demineralized teeth's *in vitro*, trying to explore the optics changes caused by tooth enamel demineralization using fluorescence images. The images obtained were treated digitally, for contrast enhancement and segmentation of regions of interest. An optical system was mounted on a bench for the correct acquisition of fluorescence imaging of *in vitro* samples, consisting of: one LED in the ultraviolet range; digital image acquisition system; and a set of optical filters. The images obtained received primarily a preprocessing to accentuate your contrast and highlight the characteristics of carious regions and pathogenic microorganisms in the fluorescence images. Then these pictures were segmented by three different algorithms, each one with an approach seeking to analyze the possibility of extracting information about the real situation of the samples by a computational processing. About the three samples used, two of them have obvious signs of caries with white light, and these served as a parameter of comparison for the results obtained with the another sample, since this doesn't have these signs. The preprocessing of the images provided a satisfactory result, since significantly enhanced the regions of interest, the segmentation algorithms have achieved a satisfactory accuracy for this first moment, considering that was used only low-level imaging processing on the images. This approach proved to be promising, once managed to highlight areas with signs of carious lesions and foreign matter on the samples, and also perform a consistent segmentation of these, particularly on the sample images with caries in initial stage. The results show that the development of a fluorescence imaging system to aid in the diagnosis of early carious lesions can be developed, and on another level of processing can provide qualitative and quantitative information about the injuries and the pathogenic microorganisms, besides being a non-invasive and not biologically destructive method that enables an analysis in real-time.

Keywords: Dental caries. Aid in the diagnosis. Fluorescence image. Digital image processing.

Lista de Ilustrações

Figura 1 – Três níveis diferentes de cárie, adaptada de [8].	25
Figura 2 – As partes de um dente, adaptada de [9].	26
Figura 3 – Evolução progressiva da cárie dental, adaptada de [10].	26
Figura 4 – Imagens de um dente com evidências de cárie: (a) realizada com luz branca, (b) imagem de fluorescência.	29
Figura 5 – Imagens de um dente sem evidências de cárie: (a) realizada com luz branca, (b) imagem de reflexão do infravermelho próximo.	29
Figura 6 – Espectro Eletromagnético e espectro visível, adaptada de [19].	31
Figura 7 – Absorção e Emissão de Energia no processo de fluorescência em nível eletrônico (Diagrama de Jablonski de níveis de energia), adaptada de [22, 23].	31
Figura 8 – Exemplos de Diagramas de Jablonski, adaptada de [22].	32
Figura 9 – Alguns filtros ópticos, adaptada de [25].	33
Figura 10 – Comportamentos dos tipos de filtros LP, BP e SP, adaptada de [24].	34
Figura 11 – Características de um Filtro Passa-banda, adaptada de [24].	34
Figura 12 – Imagem em Escala de Cinza, adaptada de [30].	35
Figura 13 – Cubo de representação do sistema de cores RGB, adaptada de [15].	36
Figura 14 – Histograma da imagem em escala de cinza da Figura 12.	37
Figura 15 – (a) Imagem original em escala de cinza, (b) imagem equalizada.	37
Figura 16 – Histograma da Figura 15.	38
Figura 17 – (a) Imagem original em escala de cinza, (b) imagem binarizada com o limiar de Otsu.	38
Figura 18 – (a) Imagem original em escala de cinza, (b) imagem com três níveis de cinza.	39
Figura 19 – Amostras <i>in vitro</i> utilizadas para obtenção das imagens em bancada.	41
Figura 20 – LED ultravioleta e lente convergente utilizado para excitação das amostras.	42
Figura 21 – Espectro luminoso do LED ultravioleta fornecido pelo fabricante.	42
Figura 22 – Câmera CMOS USB 2.0 utilizada no sistema de aquisição de imagens, adaptada de [31].	43
Figura 23 – Lente com foco ajustável utilizada no sistema de aquisição de imagens, adaptada de [32].	44
Figura 24 – Espectrofotômetro - USB4000, retirada de [29].	45
Figura 25 – Interface do software SpectraSuite®.	46
Figura 26 – Fonte de referência luminosa: HL-2000-CAL, adaptada de [33].	46
Figura 27 – Espectro luminoso da fonte de referência – Obtido com o espectrofotômetro USB4000.	47
Figura 28 – Fotografia da montagem óptica realizada em bancada para aquisição das imagens de autofluorescência dental	48
Figura 29 – Esquemático da montagem óptica realizada em bancada – Gerada no software SolidWorks®.	48
Figura 30 – Vista explodida da montagem óptica montada em bancada – Gerada em SolidWorks®.	49
Figura 31 – Alinhamento óptico obtido com a montagem realizada em bancada.	50
Figura 32 – Filtro um – medida realizada utilizando o espectrofotômetro e a fonte de referência.	51

Lista de Ilustrações

<i>Figura 33 – Caracterização do Filtro um (LP), obtida através do tratamento dos dados em ambiente MATLAB®.</i>	51
<i>Figura 34 – Filtro dois – medida realizada utilizando o espectrofotômetro e a fonte de referência.</i>	52
<i>Figura 35 – Caracterização da transmissão do Filtro dois (Espelho Dicroico), obtida através do tratamento dos dados em ambiente MATLAB®.</i>	53
<i>Figura 36 – Representação do algoritmo de ajuste de contraste dos componentes R e G da imagem de fluorescência original.</i>	54
<i>Figura 37 – Representação do algoritmo de detecção da borda do Dente.</i>	54
<i>Figura 38 – Representação do algoritmo I de segmentação das regiões de interesse nas imagens de fluorescência.</i>	55
<i>Figura 39 – Representação do algoritmo II de segmentação das regiões de interesse nas imagens de fluorescência.</i>	56
<i>Figura 40 – Representação do algoritmo III de segmentação das regiões de interesse nas imagens de fluorescência.</i>	56
<i>Figura 41 – Amostra um - (a) Imagem com luz branca, (b) imagem de fluorescência.</i>	57
<i>Figura 42 – Amostra dois - (a) Imagem com luz branca, (b) imagem de fluorescência.</i>	58
<i>Figura 43 – Amostra três – face um – (a) Imagem com luz branca, (b) imagem de fluorescência.</i>	58
<i>Figura 44 – Amostra um - face dois – (a) Imagem com luz branca, (b) imagem de fluorescência.</i>	59
<i>Figura 45 – Amostra um – (a) Imagem de fluorescência original, (b) imagem de fluorescência ajustada.</i>	60
<i>Figura 46 – Amostra dois – (a) Imagem de fluorescência original, (b) imagem de fluorescência ajustada.</i>	60
<i>Figura 47 – Amostra três – face um - (a) Imagem de fluorescência original, (b) imagem de fluorescência ajustada.</i>	60
<i>Figura 48 – Amostra três – face dois – (a) Imagem de fluorescência original, (b) imagem de fluorescência ajustada.</i>	61
<i>Figura 49 – Amostra um – (a) Imagem de entrada, (b) borda detectada do dente.</i>	62
<i>Figura 50 – Amostra um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo I.</i>	62
<i>Figura 51 – Amostra dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo I.</i>	63
<i>Figura 52 – Amostra três – face um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo I.</i>	63
<i>Figura 53 – Amostra três – face dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo I.</i>	64
<i>Figura 54 – Amostra um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo II.</i>	64
<i>Figura 55 – Amostra dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo II.</i>	65
<i>Figura 56 – Amostra três – face um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo II.</i>	65
<i>Figura 57 – Amostra três – face dois – (a) Imagem de entrada, resultado obtido com o algoritmo II.</i>	66
<i>Figura 58 – Amostra um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo III.</i>	66
<i>Figura 59 – Amostra dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo III.</i>	67
<i>Figura 60 – Amostra três – face um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo III.</i>	67

Lista de Ilustrações

Figura 61 – Amostra três – face dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo III. _____ 68

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Características principais da Câmera CMOS USB _____ 43

Tabela 2 – Características do Espectrofotômetro USB4000. _____ 45

Lista de Abreviaturas

AF – Autofluorescência
AFD – Autofluorescência dental
BP – *Band-Pass* (Passa-Banda)
FN – Falso Negativo
FP – Falso Positivo
IA – Inteligência artificial
IV – Infravermelho
IVP – Infravermelho próximo
LED – *Light emission diode* (diodo emissor de luz)
LP – *Longpass* (Passa-Alta)
mW – Miliwatts
mA – Miliampère
nm – Nanômetro
NI – Não invasivo
PB – *Passband* (banda de passagem)
PDI – Processamento digital de imagens
Pixel – *Picture element* (elemento de uma imagem)
RGB – Red Green Blue
SP – *Shortpass* (Passa-Baixa)
UV – Ultravioleta
V – volt

Lista de Símbolos

α – Ângulo de incidência

λ – Comprimento de onda

λ_C – Comprimento de onda de corte

λ_L – Comprimento de onda de corte inferior

λ_H – Comprimento de onda de corte superior

S_0 – Estado fundamental

S_1 – Primeiro estado excitado

S_2 – Segundo estado excitado

Sumário

1. Introdução.....	25
1.1 Descrição	26
1.2 Motivação.....	27
1.3 Objetivo.....	30
1.4 Organização.....	30
2. Fundamentos.....	31
2.1 Fenômenos Ópticos	31
2.1.1 Espectro Eletromagnético	31
2.1.2 Fluorescência	31
2.2 Filtros Ópticos	33
2.2.1 Filtros Passa-Banda (BP)	33
2.2.2 Filtros Passa-Baixa e Passa-Alta (<i>SP & LP</i>)	34
2.2.3 Nível de atenuação e faixa de atenuação	34
2.2.4 Ângulo de incidência (α)	34
2.2.5 Espelho Dicróico.....	35
2.3 Processamento Digital de Imagens	35
2.3.1 Imagem Digital.....	35
2.3.2 Imagens digitais coloridas.....	36
2.3.3 Histograma	37
2.3.4 Binarização.....	38
2.3.5 Agrupamento do histograma.....	39
2.3.6 Vizinhaça	39
2.3.7 Filtros digitais espaciais	39
2.3.8 Análise de Textura.....	40
3. Materiais e Métodos.....	41
3.1 Amostras <i>in vitro</i>	41
3.2 Fonte de Excitação.....	41
3.3 Sistema de Aquisição de Imagens Digitais	43
3.4 Componentes e Montagem Óptica	44
3.4.1 Instrumentos de medidas ópticas.....	44
3.4.2 Montagem Óptica	47
3.4.3 Caracterização dos componentes ópticos utilizados	50

3.5	Processamento Digital de Imagens	53
3.5.1	Ajuste de Contraste	53
3.5.2	Detecção da borda do dente.....	54
3.5.3	Algoritmo I.....	55
3.5.4	Algoritmo II.....	55
3.5.5	Algoritmo III.....	56
4.	Resultados e Discussão.....	57
4.1	Montagem Óptica	57
4.2	Processamento Digital de Imagens	59
4.2.1	Ajuste de contraste	59
4.2.2	Detecção da borda do dente.....	61
4.2.3	Algoritmo I.....	62
4.2.4	Algoritmo II.....	64
4.2.5	Algoritmo III.....	66
5.	Conclusão.....	69
6.	Referências Bibliográficas.....	71
7.	Apêndices	74
I.	Ajuste de contraste.....	74
II.	Detecção da borda	75
III.	Algoritmo I	76
IV.	Algoritmo II	77
V.	Algoritmo III	79

1. Introdução

Um diagnóstico prematuro da cárie dentária é fundamental para a adoção de tratamentos menos invasivos ou até mesmo não cirúrgicos e que podem fazer com que a doença seja paralisada ou até mesmo revertida, [1 - 6], para tanto a evolução dos métodos atuais é tão necessária quanto à proposta de novos métodos.

W. D. Miller ,em 1890, descreveu o fenômeno de surgimento da cárie dentária em “*Os microrganismos da boca humana*”, [7].

[...] carboidratos retidos em torno dos dentes eram fermentados por componentes microbianos da flora normal da cavidade oral e os ácidos resultantes determinavam a descalcificação do esmalte dentário; então, outras bactérias invadiam o dente através da lesão inicial, destruindo a dentina subjacente.

A cárie dentária, visualizada na Figura 1, é uma patologia multifatorial progressiva que afeta o esmalte dentário, [6], se inicia em um nível subclínico, podendo levar à destruição do dente.



Figura 1 – Três níveis diferentes de cárie, adaptada de [8].

O esmalte dentário, região mais externa do dente, definida na Figura 2, é o tecido mais mineralizado do nosso organismo, [5, 6], possui 95% de sua massa em material inorgânico, sendo o restante constituído por proteínas e água. A hidroxiapatita carbonatada (rica em carbonato), é o principal mineral formador do esmalte dentário.



Figura 2 – As partes de um dente, adaptada de [9].

No meio bucal circundante, este tecido está sempre realizando trocas iônicas, essas trocas ocorrem quando o pH do meio se torna ácido (normalmente com a ingestão de alimentos ricos em açúcares), consequência da presença de microrganismos que metabolizam estes alimentos, [5, 6] produzindo ácidos orgânicos. Este processo de troca de minerais entre o tecido e o meio ocorre várias vezes ao dia, a cárie é consequência da perda mineral maior que o posterior ganho durante estas ocorrências, a evolução da cárie dental é exemplificada na Figura 3 abaixo.



Figura 3 – Evolução progressiva da cárie dental, adaptada de [10].

A desmineralização provoca alterações nas propriedades ópticas do tecido, [5, 6], inicialmente a nível microscópico, com o decorrer do tempo ocorre o surgimento de uma mancha branca, clinicamente visível, exemplificado na Figura 1.

1.1 Descrição

Neste projeto serão analisadas as alterações ópticas causadas pela desmineralização do tecido dentário através de imagens de fluorescência.

A partir das imagens de fluorescência obtidas em bancada, serão aplicadas técnicas de processamento digital de imagens, a fim de analisar a viabilidade da extração de informações sobre o nível da cárie e dos microrganismos patogênicos nas amostras

e também melhorar o resultado obtido com as imagens de fluorescência através de uma melhoria do contraste.

1.2 Motivação

O diagnóstico prematuro e correto possibilita um tratamento rápido e com desgaste mínimo a estrutura dental, tratamentos menos invasivos e por consequência menos agressivos ao paciente.

Nos métodos atuais, como no método radiográfico, por exemplo, o grau de experiência e treinamento do examinador é fundamental para um diagnóstico correto, além deste não apresentar sensibilidade suficiente para diagnósticos da cárie em estágios iniciais, [3 - 5, 11].

Resultados falsos positivos (FP) podem resultar em um tratamento curativo-restaurador sem necessidade, [11, 12], podendo causar um dano irreversível ao dente, além de ser um desperdício de recursos humanos e financeiros, os diagnósticos falsos negativos (FN) permitem que as lesões atinjam níveis mais avançados, [5], dificultando o tratamento no futuro e tornando este mais invasivo e destrutivo.

Além do método radiográfico e inspeção clínica visual e tátil, existem vários outros métodos de auxílio ao diagnóstico, [4, 5, 12], como por exemplo, a medida de condutividade elétrica (ECM), transiluminação por fibra óptica (FOTI), transiluminação por fibra óptica digitalizada (DIFOTI), câmera intraoral (ACUCAM®), e laser fluorescente (DIAGNOdent®).

Apesar de o método DIFOTI permitir uma análise da estrutura interna do dente, [4], as imagens resultantes necessitam de uma análise do especialista, o que demanda recursos humanos e financeiros, além de experiência na área. Praticamente todos os métodos existentes hoje realizam uma análise qualitativa da situação do esmalte dental, [2, 4].

O aparelho DIAGNOdent® apesar de fornecer uma informação quantitativa, ponto a ponto do dente, [2, 4, 6], é utilizado normalmente para definir tratamentos invasivos e raramente para a prevenção e diagnósticos prematuros, isto é devido a sua alta complexidade de aplicação e tempo necessário para sua utilização na prática clínica.

Nenhum método utilizado de forma separada é indicado para um diagnóstico correto da cárie, [4, 6, 12, 13], a associação de diferentes métodos é o mais recomendável devido às divergências nos diagnósticos dos especialistas, esta é explicável por diferentes fatores: as diferentes experiências profissionais de cada um; diferenças na formação acadêmica entre estes e a análise subjetiva realizada por cada profissional.

Outro fator referente a estes métodos são seus elevados custos, [13 - 15, 20], que os tornam poucos viáveis nas práticas clínicas e principalmente em análises epidemiológicas em campo.

Além disso, atualmente tem-se buscado novos métodos para lidar com o perfil atual da cárie, [2, 5, 11, 13 - 15, 19], consequência da política de utilização de flúor na água consumida pela população, causando alterações macromorfológicas na desmineralização. Este contato com os compostos fluoretados fortalece o esmalte oclusal que pode mascarar uma lesão de cárie dentária (cárie oclusal incipiente) e também diminuição na velocidade de progressão da mesma, que acaba prevalecendo em estágios iniciais de desenvolvimento e de difícil diagnóstico pelos métodos clássicos.

A exploração das alterações nas propriedades ópticas causadas pela desmineralização, juntamente com um processamento digital das imagens adquiridas por câmeras, [4, 5], pode realçar características importantes para o diagnóstico de lesões cariosas, e fornecer informações mais precisas, além de apresentar um diálogo mais amigável com o paciente.

A área de processamento digital de imagens teve início na década de 60, motivada pelos programas espaciais da NASA. Por processamento digital de imagens entende-se a análise e manipulação de imagens digitais, [18, 19], buscando extrair informações ou transformar a imagem, como por exemplo, ajustar o contraste ou o brilho.

Foi claro o avanço e as soluções obtidas nesta área nas últimas décadas, [17, 18], tanto no âmbito teórico quanto no prático, uma vez que vários conceitos desta ciência se transformaram em tecnologias aplicadas nas mais variadas áreas do conhecimento, algumas aplicações destacáveis são nas áreas da biometria, medicina, navegação autônoma, avaliação de impactos ambientais e arqueologia, [17 - 19].

O processamento digital de imagens sempre busca adquirir informações de imagens através de diversas abordagens, [18], podendo ser voltada para uma interpretação humana ou para a área de interpretação por máquina, onde estas podem realizar inferências com base em informações visuais, que é um dos ramos da inteligência artificial (IA), onde o objetivo é emular a inteligência humana na tomada de decisão.

Na literatura não ocorre um consenso entre a definição das áreas de visão computacional e de processamento digital de imagens, uma vez que a intersecção entre as duas é muito grande, neste projeto será utilizado o termo processamento digital de imagens, PDI.

Entre os possíveis fenômenos ópticos resultantes da interação de radiação eletromagnética com o tecido dentário, temos a absorção, reflexão e transmissão.

Neste primeiro momento será explorada a absorção da radiação, através de imagens do fenômeno da autofluorescência dental (AFD) no espectro visível, como exemplificado na Figura 4.

Quando o dente é excitado na faixa do ultravioleta, [2, 5, 20], este responde com uma AFD na faixa do verde, assim as regiões desmineralizadas apresentaram uma intensidade menor, já as bactérias do meio bucal apresentam uma AF na faixa do vermelho para esta mesma excitação.

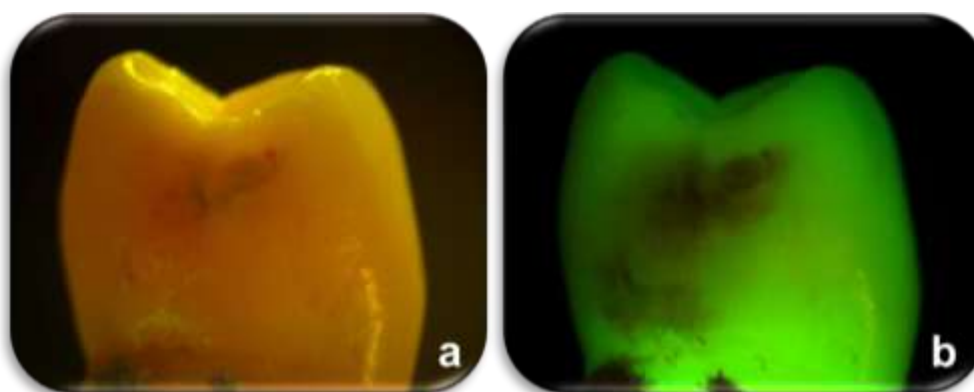


Figura 4 – Imagens de um dente com evidências de cárie: (a) realizada com luz branca, (b) imagem de fluorescência.

Por ser uma técnica não-invasiva (NI) e que pode fornecer um diagnóstico coerente do real estado da desmineralização, [5, 20], este é um método promissor para o diagnóstico da cárie.

Os demais fenômenos podem ser explorados através de excitação com o infravermelho próximo (IVP), exemplificado na Figura 5. Métodos de diagnóstico de cáries utilizando o IVP foram bastante exploradas em décadas passadas como ferramenta de diagnóstico e atualmente voltam a ser estudadas em busca de métodos mais eficazes para um diagnóstico prematuro [3, 21].

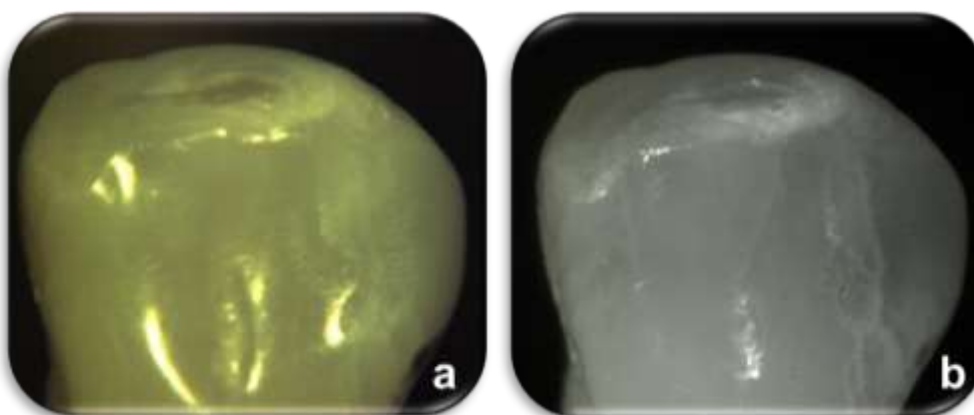


Figura 5 – Imagens de um dente sem evidências de cárie: (a) realizada com luz branca, (b) imagem de reflexão do infravermelho próximo.

1.3 Objetivo

O objetivo é mostrar a viabilidade da exploração destas alterações ópticas causadas pela cárie através de imagens de fluorescência e utilização de técnicas de processamento digital de imagens, evidenciando assim as modificações ópticas nas amostras *in vitro* utilizadas, também podendo revelar a existência de microorganismos patogênicos no meio bucal.

1.4 Organização

Pelo fato da interdisciplinaridade do projeto e para a correta compreensão dos materiais e métodos utilizados e dos resultados obtidos, além da abordagem feita anteriormente sobre a cárie, serão explanados de forma rápida no capítulo 2 os fundamentos necessários sobre o fenômeno da fluorescência, filtros ópticos e processamento digital de imagens.

No capítulo 3, serão descritos os materiais e métodos utilizados para aquisição das imagens de fluorescência e posterior processamento digital destas. Este capítulo está organizado da seguinte maneira:

- Amostras *in vitro*;
- Fonte de Excitação;
- Sistema de aquisição das imagens;
- Componentes e Montagem e óptica;
- Algoritmos de processamento digital de imagens.

Em seguida serão exibidos os resultados obtidos e será feita uma discussão sobre estes. Por último as conclusões sobre o trabalho, seguidas da referência bibliográfica e dos apêndices do trabalho.

2. Fundamentos

2.1 Fenômenos Ópticos

2.1.1 Espectro Eletromagnético

A luz visível é uma porção do espectro eletromagnético entre 400 e 750nm, cujo olho humano é sensível, é a faixa entre a radiação ultravioleta (UV) e o infravermelho (IV), na Figura 6 observa-se o espectro visível detalhado juntamente com o espectro eletromagnético.

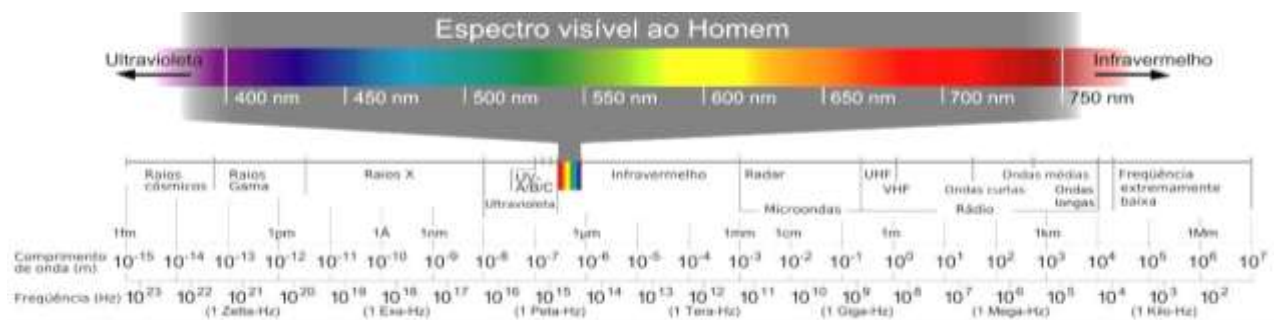


Figura 6 – Espectro Eletromagnético e espectro visível, adaptada de [19].

2.1.2 Fluorescência

Fluorescência é a emissão de luz de uma substância quando esta é exposta a radiação, normalmente visível ou UV, [22, 23, 24], a substância ou material fluorescente absorve a radiação, fazendo com que alguns elétrons passem do estado fundamental (S_0) para estados mais energéticos, os estados excitados (S_1 ou S_2), estes elétrons perdem esta energia de algumas formas, uma delas é em forma de radiação eletromagnética, retornando a S_0 , como na Figura 7, este processo tem duração de nanosegundos e é dependente da formação e organização molecular.

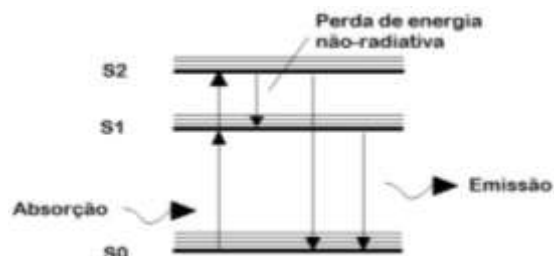


Figura 7 – Absorção e Emissão de Energia no processo de fluorescência em nível eletrônico (Diagrama de Jablonski de níveis de energia), adaptada de [22, 23].

O processo de absorção e emissão de radiação é normalmente ilustrado pelo diagrama de Jablonski, [22, 23], que relaciona as quantidades de energia absorvida e emitida de acordo com os comprimentos de onda de cada uma, temos dois exemplos na Figura 8 abaixo.

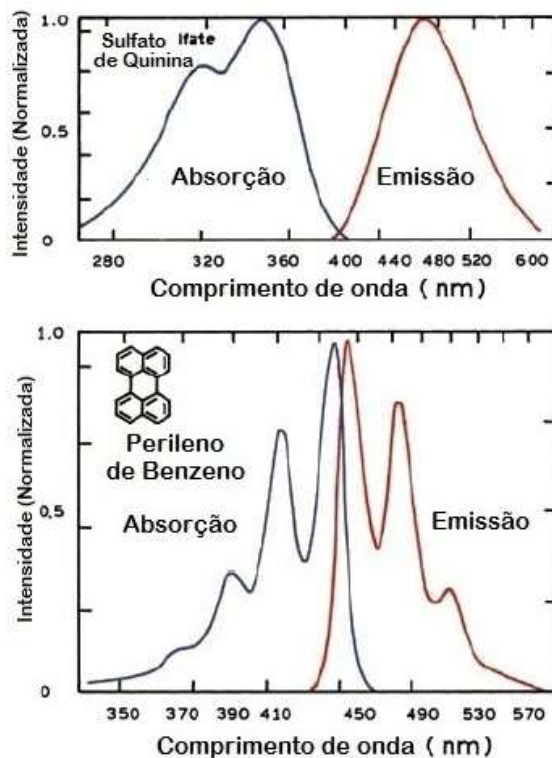


Figura 8 – Exemplos de Diagramas de Jablonski, adaptada de [22].

Analisando o diagrama de Jablonski temos que a energia total na emissão é tipicamente menor que a absorvida, o fenômeno da fluorescência normalmente ocorre com perda de energia, isto é, a emissão em comprimentos de onda maiores que os aplicados na excitação.

A intensidade da fluorescência pode ser diminuída por diversos fatores, [22], como por exemplo, diminuição da potência utilizada para a excitação ou colisões entre os elétrons excitáveis e alguma outra molécula na solução. Neste último caso os elétrons que poderiam ser excitados acabam formando complexos não fluorescentes com estas outras moléculas.

A primeira observação do fenômeno da fluorescência ocorreu em uma solução de quinina exposta à luz do sol, relatada por Sir John Frederick William Herschel, em 1845, e descrita como uma “bela cor azul celestial”, [18].

Nas últimas décadas ocorreu um crescimento no uso da fluorescência nas ciências biológicas, [20, 22 - 24], é uma metodologia aplicada na biotecnologia, citometria de fluxo, diagnósticos médicos, análise genética, práticas forenses, entre outras aplicações.

Como já citado, a fluorescência está intimamente ligada à organização molecular do material excitado e da radiação utilizada para esta excitação. O fato de cada tecido biológico apresentar uma composição e organização molecular distinta nos permite caracterizá-los através da análise deste fenômeno óptico, [23, 24], por isso a autofluorescência dos tecidos biológicos (sem necessidade de agentes adicionais), pode ser considerada uma “assinatura” dos compostos presentes nestes tecidos, podendo diferenciar tecidos saudáveis de tecidos alterados, além de ser um método de análise não invasiva, não necessitando nenhuma intervenção cirúrgica para análise do tecido, como uma biópsia por exemplo.

2.2 Filtros Ópticos

Filtros ópticos, exemplificados na Figura 9, são estruturas descritas de acordo com suas respostas a luz incidente, [27], como por exemplo, comprimentos de onda (λ) transmitidos e refletidos.



Figura 9 – Alguns filtros ópticos, adaptada de [25].

2.2.1 Filtros Passa-Banda (BP)

Tais filtros só permitem a passagem de uma faixa conhecida de valores de λ , [27, 28], são classificados de acordo com o seu comprimento de onda central de transmissão (λ_c) e pela sua banda de passagem (PB).

A PB é relacionada aos comprimentos de onda de corte inferior (λ_L) e superior (λ_H), e é definida como $PB = \lambda_H - \lambda_L$, onde λ_H e λ_L são respectivamente o último e o primeiro valores de λ que atingem 50% do valor de pico da intensidade na transmissão (T_{PK}), já λ_c é definido como o comprimento de onda central da transmissão, estas definições se encontram melhor exemplificadas na Figura 10.

2.2.2 Filtros Passa-Baixa e Passa-Alta (*SP* & *LP*)

São filtros que transmitem a luz a partir de certo valor de λ , *LP*, ou até um determinado valor de λ , *SP*, [27, 28]. Esses valores são definidos como λ_L para o *SP* e λ_H para o *LP*, recebendo a nomenclatura já definida em 2.2.1.

Na Figura 10, exemplifica-se o comportamento de cada um dos filtros ópticos mencionados até agora.

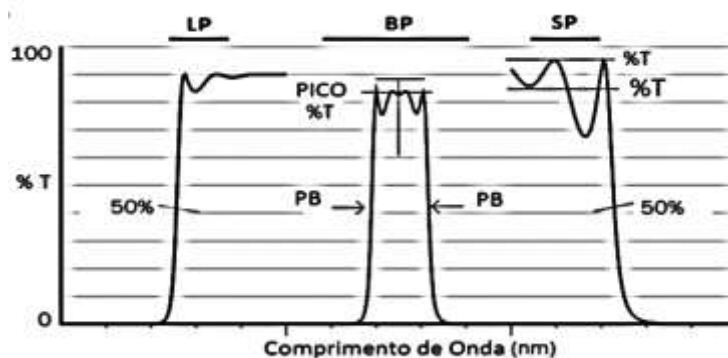


Figura 10 – Comportamentos dos tipos de filtros *LP*, *BP* e *SP*, adaptada de [24].

2.2.3 Nível de atenuação e faixa de atenuação

Também chamados de nível de bloqueio e faixa de bloqueio, são relacionados à quantidade de luz que é transmitida e a faixa de λ que é atenuada pelo filtro, [27, 28], conforme na Figura 12.

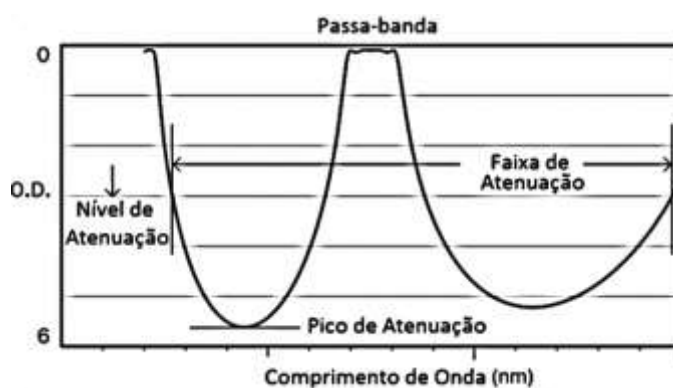


Figura 11 – Características de um Filtro Passa-banda, adaptada de [24].

2.2.4 Ângulo de incidência (α)

É o ângulo formado entre o eixo óptico da luz incidente e o eixo normal à superfície do filtro, [27, 28].

2.2.5 Espelho Dicroico

A maioria dos filtros é desenvolvido para serem usados com α de 0° , incidência normal, porém para sistemas onde necessitamos mudar a direção de certa faixa de λ de um feixe filtrado, existe o espelho dicroico.

Espelhos dicroicos são filtros que refletem e transmitem cada faixa da luz incidente de forma distinta, [27, 28], normalmente agindo na faixa refletida como um *SP* e na transmitida como um *LP*, também é chamado de divisor de feixes.

São utilizados normalmente em montagens de fluorescência, [23, 27, 28, 29], quando se precisa separar o sinal óptico de excitação do sinal emitido pelo material fluorescente.

Na maioria das fabricações a faixa de λ que é refletida forma com o feixe incidente um ângulo de 90° .

2.3 Processamento Digital de Imagens

Através de manipulação de imagens digitais, o processamento digital de imagens busca extrair informações destas, [17, 18], seja para interpretação humana ou computacional, sempre buscando uma tomada de decisão.

2.3.1 Imagem Digital

Pode-se definir uma imagem digital como uma função matemática $F(x,y)$, bidimensional e definida numa certa região, [17, 18], onde x e y , são as coordenadas de cada ponto da imagem, *pixel*, e F a intensidade de brilho no *pixel* (x,y) , uma possível representação da intensidade é em escala de cinza, como na Figura 12, assumindo sempre valores discretos de x , y e F .



Figura 12 – Imagem em Escala de Cinza, adaptada de [30].

Pode ser também considerada um conjunto de pontos em uma matriz, onde os índices de linhas e colunas identificam um *pixel* da imagem e o valor correspondente a este *pixel* é a intensidade neste ponto, [17, 18].

O número de *pixels* que compõem uma imagem é o que define a sua resolução.

2.3.2 Imagens digitais coloridas

Existem diversos sistemas de cores para imagens digitais, [18], por exemplo, RGB, HSI, CMYK, que são sistemas de coordenadas em um subespaço, onde cada cor é representada por um único ponto.

Nesse trabalho foi utilizado o sistema RGB, onde cada cor aparece com seus componentes espectrais primários, vermelho, verde e azul, [18], o subespaço é como na Figura 13, onde os valores RGB primários estão em três vértices do cubo, às cores secundárias, ciano, amarelo e magenta estão em outros vértices, o preto está na origem e o branco no vértice mais distante a origem.

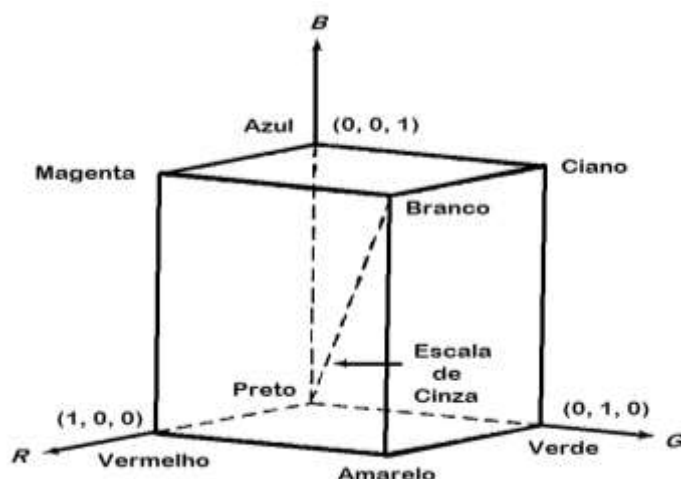


Figura 13 – Cubo de representação do sistema de cores RGB, adaptada de [15].

A Escala de Cinza está na diagonal do cubo, mostrada na Figura 31, se estendendo do preto ao branco. Nesta Figura temos um cubo unitário, mas este também pode ser representado em outros intervalos, normalmente é utilizado com 256 níveis de intensidades em todos os componentes (R, G e B), assumindo valores na faixa de 0 a 255.

Uma imagem colorida nada mais é que uma composição dos três componentes das cores primárias em uma única imagem, onde a cor de cada *pixel* será uma tripla ordenada de intensidades (R, G, B).

2.3.3 Histograma

O histograma de uma imagem em nível de cinza, Figura 14, é a distribuição probabilística da intensidade de cinza da imagem, mostrando a frequência de cada intensidade presente nesta, no caso o histograma abaixo é da imagem exibida na Figura 12.

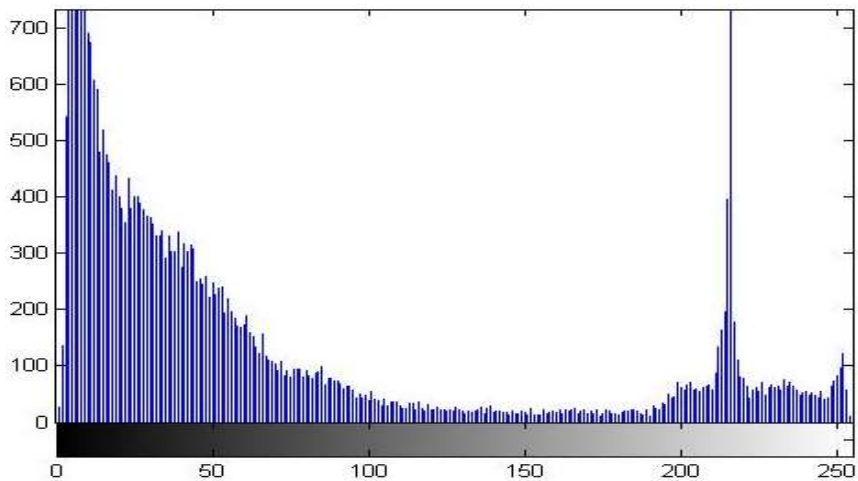


Figura 14 – Histograma da imagem em escala de cinza da Figura 12.

O histograma de uma imagem pode ser ajustado (equalizado), [18, 19, 23], o que produz uma imagem com maior contraste, consiste em distribuir os níveis de cinza de forma uniforme por toda a faixa de possíveis valores de intensidade, na Figura 15 a seguir temos a imagem original em escala de cinza (a) e a imagem equalizada (b), seguido do seu histograma equalizado na Figura 16.



Figura 15 – (a) Imagem original em escala de cinza, (b) imagem equalizada.

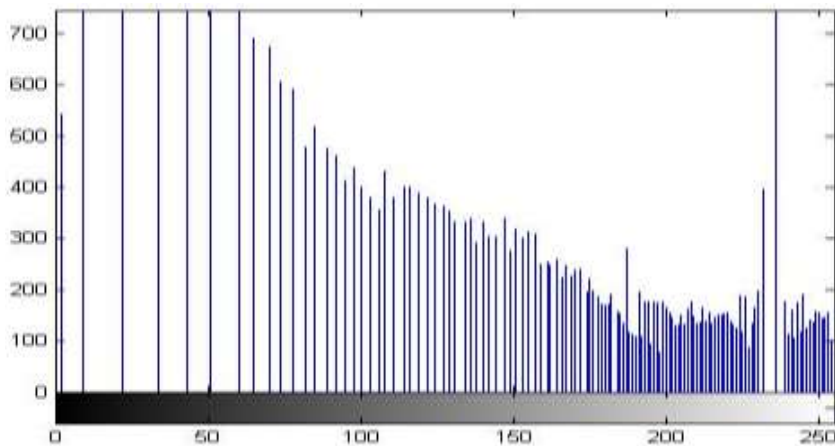


Figura 16 – Histograma da Figura 15.

2.3.4 Binarização

O processo de binarização, [18, 19], consiste em transformar uma imagem em escala de cinza para uma binária, um dos motivos dessa binarização, por exemplo, é separar o fundo de uma imagem do objeto de interesse nesta.

Essa binarização é feita através da escolha de um limiar de binarização, *threshold*, onde valores acima deste são transformados em um (branco), e valores abaixo transformados em zero (preto), pode ser um valor aleatório; um valor escolhido a partir de uma análise do histograma da imagem; ou aplicando algum método automático, como o de Otsu, exemplificado na Figura 17, imagem original em escala de cinza (a), imagem binarizada utilizando o limiar de Otsu (b).



Figura 17 – (a) Imagem original em escala de cinza, (b) imagem binarizada com o limiar de Otsu.

2.3.5 Agrupamento do histograma

É a escolha de mais de um valor de *threshold*, chamados de *thresholds* locais, nada mais é que uma quantização dos níveis de cinza, a intenção assim como antes é separar a imagem em partes, como na Figura 18, e normalmente são selecionados através de uma análise do histograma da imagem original.

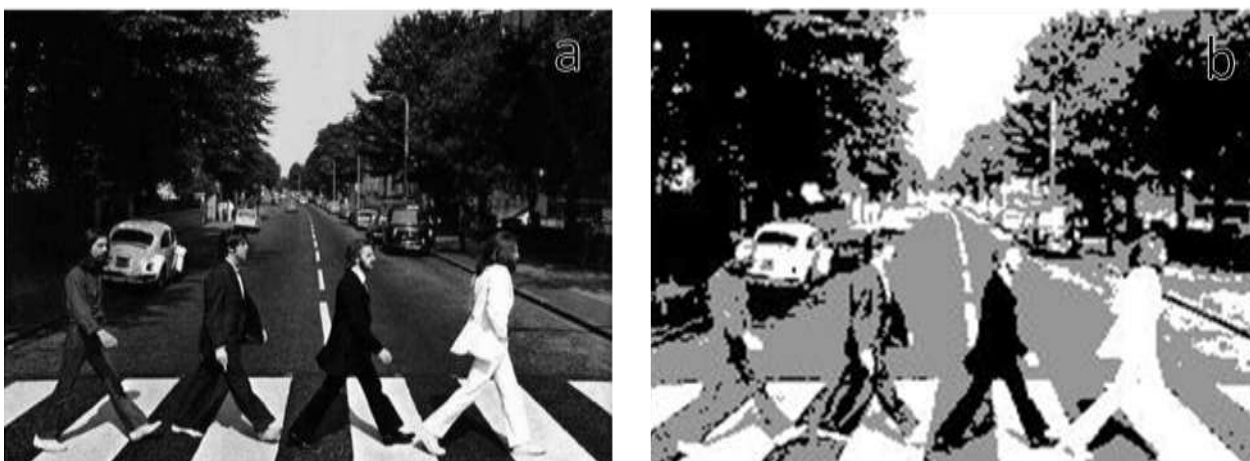


Figura 18 – (a) Imagem original em escala de cinza, (b) imagem com três níveis de cinza.

2.3.6 Vizinhaça

Um *pixel* (x, y) possui quatro *pixels* vizinhos horizontais e verticais, [18], que são na forma $(x + 1, y)$, $(x - 1, y)$, $(x, y + 1)$, $(x, y - 1)$, esses *pixels* são chamados de vizinhaça-4, conjunto $N_4(p)$.

O mesmo *pixel* também possui quatro vizinhos diagonais, que são da forma $(x + 1, y + 1)$, $(x - 1, y + 1)$, $(x + 1, y - 1)$, $(x - 1, y - 1)$, conjunto $D_4(p)$.

A união desses dois conjuntos é chamado de vizinhaça-8, $N_8(p)$.

2.3.7 Filtros digitais espaciais

Um filtro é constituído de uma vizinhaça e uma operação predefinida realizada sobre os *pixels* da imagem incluídos nessa vizinhaça, [18], o filtro percorre todos os *pixels* da imagem substituindo estes por novos *pixels* com coordenadas iguais à coordenada do centro da vizinhaça do filtro aplicado, sendo que o valor dos novos *pixels* é o resultado da operação atribuída à filtragem para cada *pixel* da imagem original e da vizinhaça especificada no filtro.

Quando esta operação é linear, o filtro é chamado linear, e quando a operação é não linear, o filtro é chamado de não linear, alguns dos filtros são:

i. Filtro de Média (Suavização):

É um filtro linear que remove altas frequências da imagem filtrada através da média de todos os *pixels* na vizinhança definida pelo filtro, [17, 18, 23], caso a filtragem seja muito brusca pode acabar borrando a imagem, uma vez que as bordas de uma imagem são mudanças bruscas de intensidades entre *pixels* vizinhos, é utilizado normalmente para remover ruídos.

ii. Filtro de Mediana:

É um tipo de filtro estatístico, por isto é não linear, [17, 18, 23], substitui o *pixel* central em que o filtro está atuando pelo valor mediano de todos os *pixels* da vizinhança, também são utilizados para remover ruídos, apresenta um resultado melhor que o filtro de média, uma vez que resulta em um borramento consideravelmente menor.

iii. Filtro Passa-Alta

Também chamado de filtro de aguçamento, detecta na imagem mudanças abruptas de níveis de cinza, [17, 18, 23], como detalhes finos e bordas e atenua ou remove baixas frequências, é uma forma de descrever as regiões de fronteira de uma imagem digital.

2.3.8 Análise de Textura

É uma das formas de analisar uma imagem digital e descrever as diferentes regiões desta.

A análise de textura fornece informações sobre a suavidade, rugosidade e regularidade de uma imagem, [18], essas informações são baseadas em análises estatísticas do histograma, uma das possíveis abordagens é a descrição por entropia média, medida da aleatoriedade dos elementos de uma imagem, através desta análise é possível definir as diferentes regiões desta.

3. Materiais e Métodos

3.1 Amostras *in vitro*

Foram utilizados três dentes humanos extraídos de forma que estes apresentam todas as raízes inteiras. Sendo que cada um possui um nível distinto de lesões cariosas, um em estágio inicial e os outros dois em estágios mais avançados visíveis a uma inspeção a luz branca.

As amostras foram cedidas pela empresa BioPDI - Indústria, Comércio, Importação e Exportação de equipamentos Médicos e Odontológicos LTDA, e podem ser visualizadas na Figura 19.



Figura 19 – Amostras *in vitro* utilizadas para obtenção das imagens em bancada.

3.2 Fonte de Excitação

Para excitar a amostra e gerar o fenômeno da AFD em bancada, foi utilizado um LED ultravioleta de 400mW, modelo EDEV-SLC1-R, fabricado pela Edson (Taiwan) montado em um dissipador, juntamente com uma lente convergente para colimar o feixe de luz emitido, garantindo assim uma maior intensidade de excitação nas amostras e por consequência um maior sinal de fluorescência, estes componentes estão na Figura 20.



Figura 20 – LED ultravioleta e lente convergente utilizado para excitação das amostras.

O sinal do espectro luminoso do LED medido em bancada forneceu uma banda de operação entre 370nm e 430nm, com o pico ocorrendo em torno de 400nm, o resultado foi coerente com o fornecido pelo fabricante, Figura 21, os instrumentos de medida utilizados para esta medição estão descritos no subcapítulo 3.4.1.

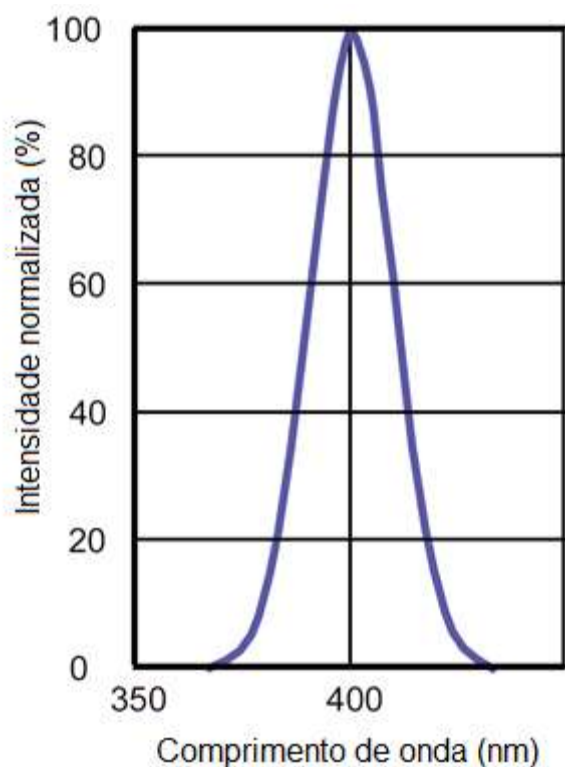


Figura 21 – Espectro luminoso do LED ultravioleta fornecido pelo fabricante.

Para adquirir as imagens de AFD em bancada, o LED Ultravioleta foi alimentado com 700mA e 3.7V, o posicionamento do LED no sistema óptico também está descrito no subcapítulo 3.4.2.

3.3 Sistema de Aquisição de Imagens Digitais

O sistema de aquisição de imagens é constituído de uma câmera CMOS USB 2.0, modelo UCMOS OS03100KPA, Figura 22, fabricada pela ToukTek (China), [31].



Figura 22 – Câmera CMOS USB 2.0 utilizada no sistema de aquisição de imagens, adaptada de [31].

Suas principais características estão na Tabela 1 abaixo:

Tabela 1 – Características principais da Câmera CMOS USB

UCMOS OS03100KPA	
Característica	Especificação
Resolução	3.2Mp
Modelo do Sensor Óptico	APTINA MT9T001
Tamanho do Sensor Óptico	1/2"
Resposta	1.0v/lux-sec (550nm)
Relação Sinal/Ruído	43dB
Exposição	0.128 até 2000ms
Ajuste de Branco	Automático ou Manual
Modo de Captura	Imagem Estática ou Vídeo
Interface	USB 2.0
Sistema de Cores	RGB

Para realizar a aquisição das imagens digitais foi utilizado o software ToupView®, distribuído pelo fabricante da câmera, ele controla todos os parâmetros da aquisição, como o tempo de exposição e o ajuste de branco por exemplo.

Juntamente com a câmera foi utilizada uma lente com foco ajustável manualmente, a MLH-10X, Figura 23, fabricada pela Computar (USA), ela realiza ajustes de exposição através de uma íris e da distância focal, [32].



Figura 23 – Lente com foco ajustável utilizada no sistema de aquisição de imagens, adaptada de [32].

3.4 Componentes e Montagem Óptica

Primeiramente serão apresentados os instrumentos de medida utilizados e posteriormente a montagem realizada em bancada para correta análise das imagens de AFD, e por último as características dos componentes ópticos utilizados.

3.4.1 Instrumentos de medidas ópticas

Antes de abordar a montagem óptica realizada em bancada, serão listados os instrumentos de medida utilizados para caracterizar os filtros ópticos. O sistema de medidas ópticas utilizado é constituído das seguintes partes:

- Espectrofotômetro;
- *Software SpectraSuite®*;
- Fonte de referência.

Todos são do fabricante OceanOptics (U.S.A.), [33], eles estão descritos a seguir.

i. Espectrofotômetro

Para a caracterização dos espectros luminosos emitidos e transmitidos, foi utilizado o espectrofotômetro miniaturizado USB4000, Figura 24.



Figura 24 – Espectrofotômetro - USB4000, retirada de [29].

Suas principais características estão na tabela 2.

Tabela 2 – Características do Espectrofotômetro USB4000.

USB4000	
Característica	Especificação
Sensor Óptico	Toshiba TCD1304AP
Faixa de Detecção	200-1100nm
Relação Sinal/Ruído	300/1
Interface	USB 2.0
Tempo de Integração	3.8ms até 10s

ii. Software SpectraSuite®

Para utilização do USB4000, é necessário um *software* fornecido pelo fabricante OceanOptics, o SpectraSuite®, que possui controle das características ajustáveis do espectrofotômetro, como por exemplo, o tempo de integração. O *software* fornece as medidas para o usuário de duas formas, através de um gráfico 2-D e de uma tabela de valores, ambos relacionando Intensidade por λ , temos a interface do *software* na Figura 25.

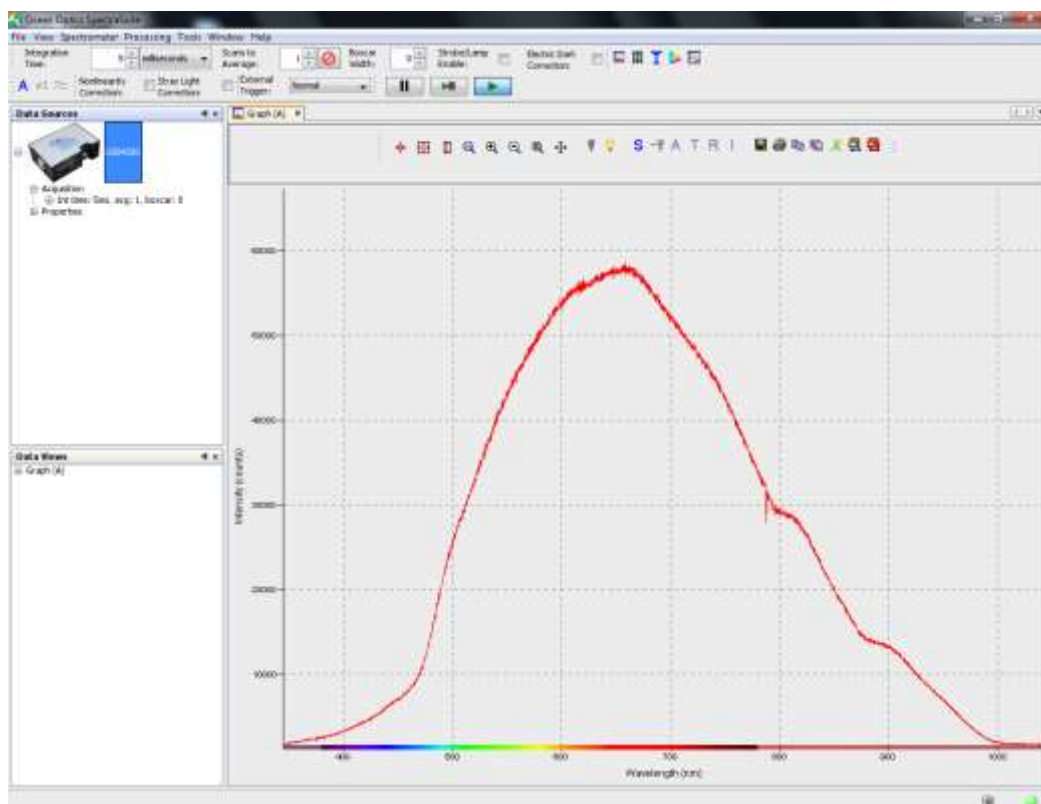


Figura 25 – Interface do software SpectraSuite®.

iii. Fonte de referência

Como referência luminosa para caracterização dos filtros ópticos utilizados, utilizou-se o HL-2000-CAL, uma fonte luminosa halógena de tungstênio calibrada, que emite radiação na faixa de 300nm até 1050nm. Na Figura 26 temos a fonte de referência, na Figura 27 temos a medida desta em bancada utilizando o espectrofotômetro USB4000 e o *software SpectraSuite®*.



Figura 26 – Fonte de referência luminosa: HL-2000-CAL, adaptada de [33].

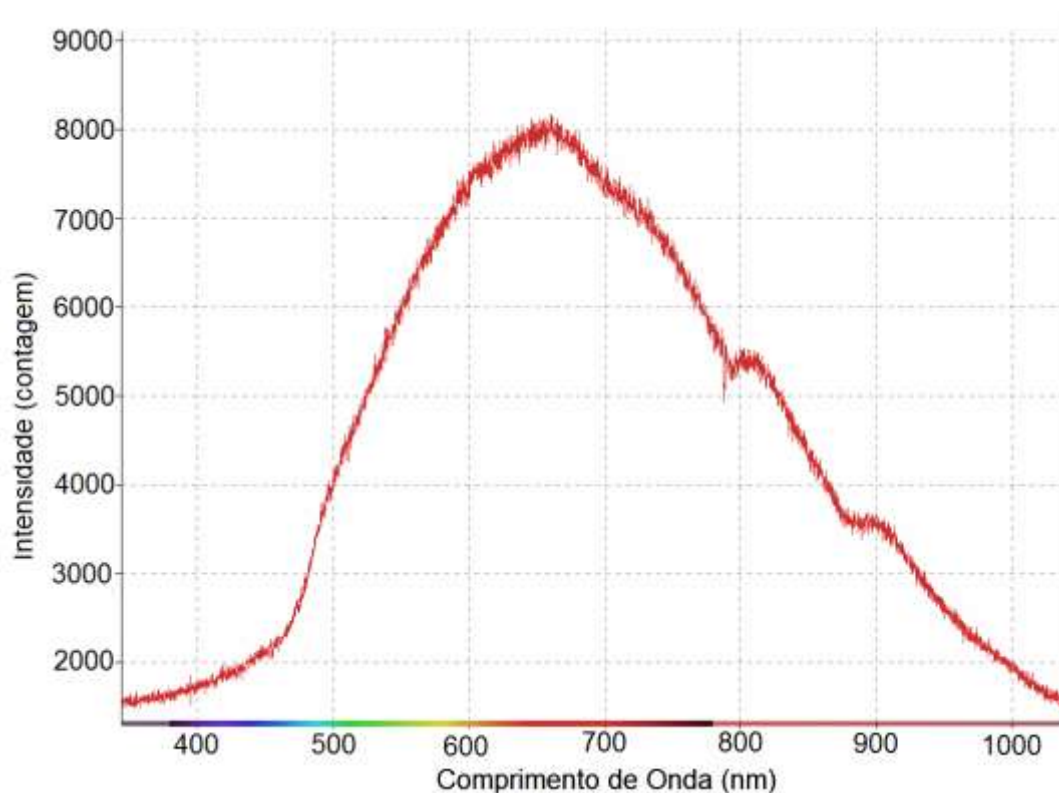


Figura 27 – Espectro luminoso da fonte de referência – Obtido com o espectrofotômetro USB4000.

3.4.2 Montagem Óptica

Para auxiliar a representação da montagem óptica realizada em bancada, foi utilizado o *software* SolidWorks® (Dassault Systemes, E.U.A.) para gerar uma representação virtual da mesma. Na montagem óptica, além dos componentes ópticos utilizados será descrito o posicionamento do sistema de aquisição, da fonte de excitação e das amostras.

A montagem realizada em bancada para análise do fenômeno de AFD nas amostras *in vitro*, se encontram nas Figuras 28 e 29, sendo a primeira uma fotografia e a segunda uma representação gerada no *software* SolidWorks®.

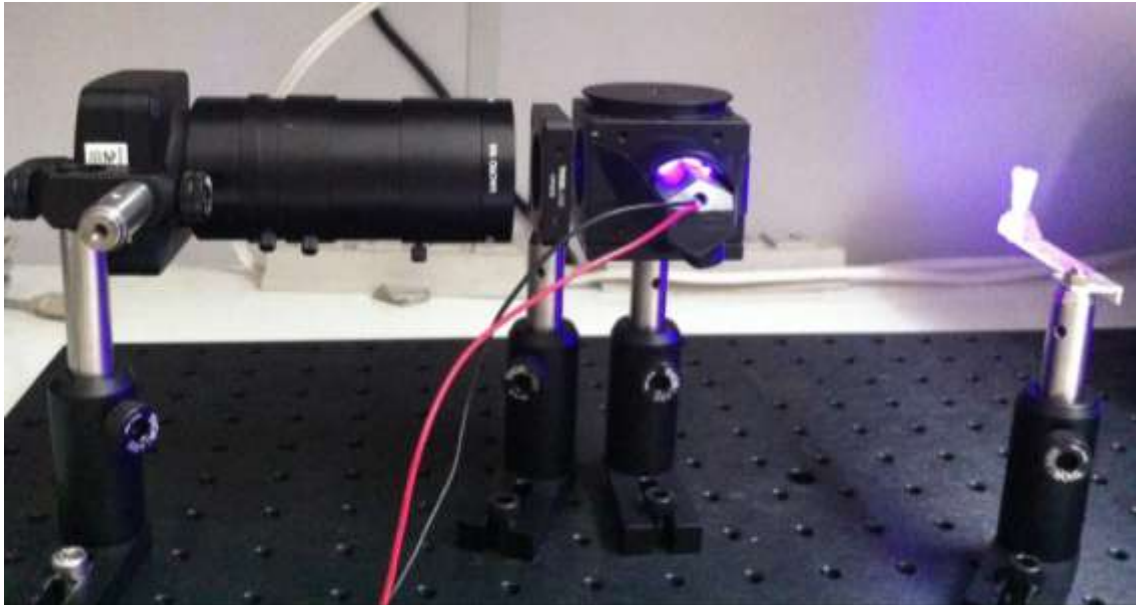


Figura 28 – Fotografia da montagem óptica realizada em bancada para aquisição das imagens de autofluorescência dental



Figura 29 – Esquemático da montagem óptica realizada em bancada – Gerada no software SolidWorks®.

Na Figura 30 abaixo temos uma vista explodida da montagem, também gerada em ambiente SolidWorks®.

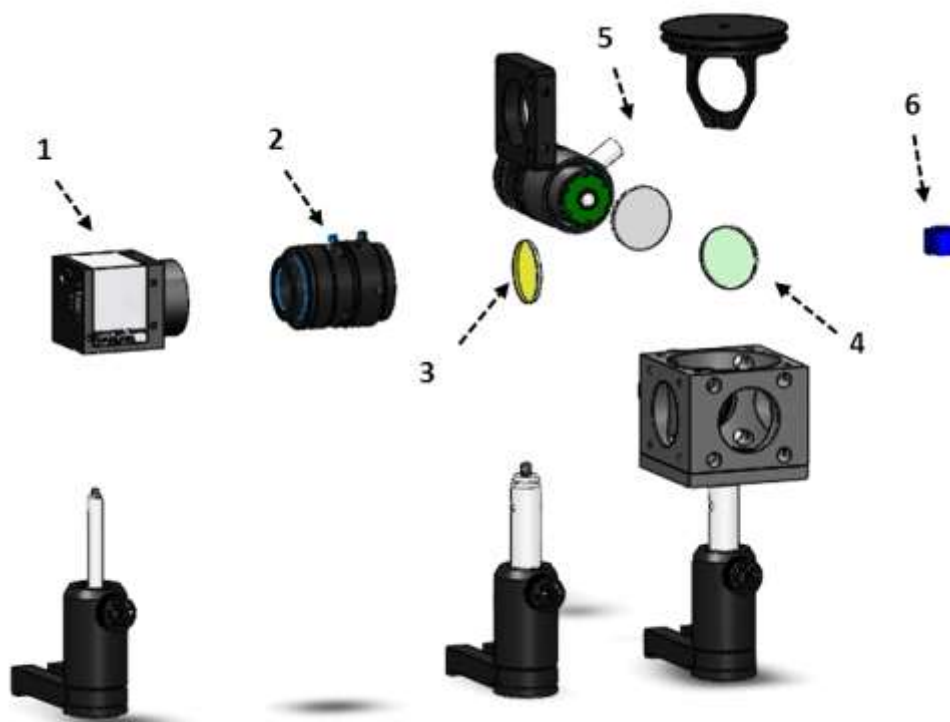


Figura 30 – Vista explodida da montagem óptica montada em bancada – Gerada em SolidWorks®.

Da direita para a esquerda temos a Câmera USB (1), seguida da lente com foco ajustável (2), o filtro um em amarelo (3), o filtro dois em verde(4), ao fundo o LED junto da lente convergente (5) e por último, à direita da imagem está representada a amostra *in vitro* em azul (6).

Na Figura 31 abaixo, também gerada em ambiente SolidWorks®, observa-se o alinhamento óptico necessário para correta aquisição das imagens de AF pela câmera, sendo o filtro um em paralelo com o sistema de aquisição, e o filtro dois em um ângulo de 45° tanto com o LED quanto com o eixo do filtro um, configuração que garante a aquisição dos sinais de fluorescência em separado do sinal de excitação.

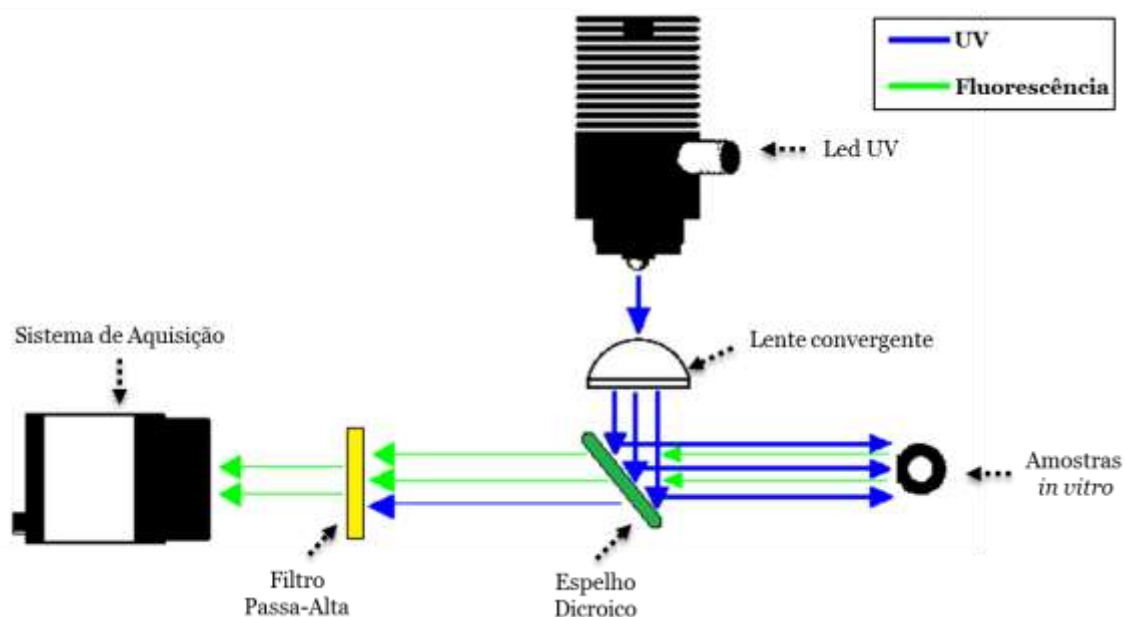


Figura 31 – Alinhamento óptico obtido com a montagem realizada em bancada.

3.4.3 Caracterização dos componentes ópticos utilizados

Os filtros ópticos utilizados são do fabricante Thorlabs, [30], todos os componentes ópticos serão enumerados e caracterizados abaixo.

A caracterização foi feita utilizando os valores tabelados fornecidos pelo sistema de medidas (fonte de referência, espectrofotômetro e *software* SpectraSuite®), estes valores foram tratados em ambiente MATLAB® (MathWorks, U.S.A.) aplicando uma normalização do sinal transmitido em relação ao sinal de referência da fonte utilizada.

i. Filtro um – Passa-Alta (*LP*)

O componente um é um Filtro Passa-Alta (*LP*), modelo FGL495, com λ_c em torno de 495nm, a função desse filtro é atenuar qualquer parte do sinal originado do LED ultravioleta e transmitir apenas o sinal emitido pela amostra, ocorrendo assim à aquisição apenas dos λ de interesse.

Na Figura 32 temos a medida realizada em bancada, em azul a fonte de referência e em vermelho o sinal filtrado pelo Filtro um.

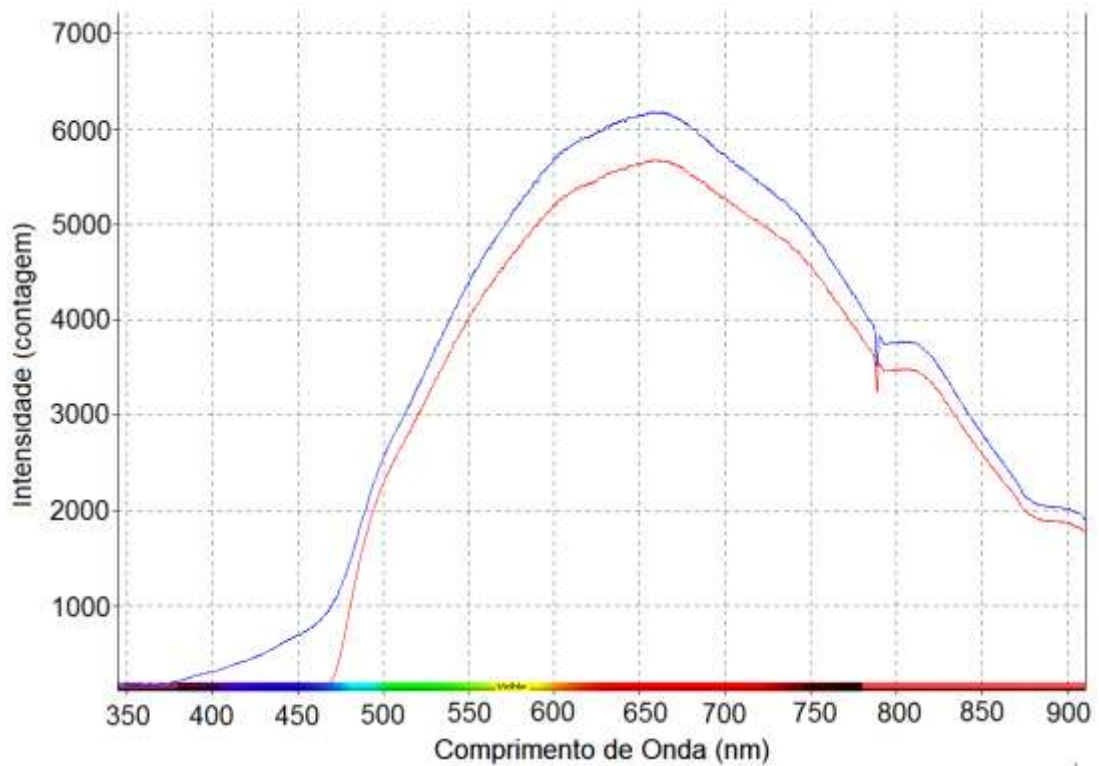


Figura 32 –Filtro um – medida realizada utilizando o espectrofotômetro e a fonte de referência.

Na Figura 33, temos a resposta normalizada do Filtro realizada em ambiente MATLAB®.

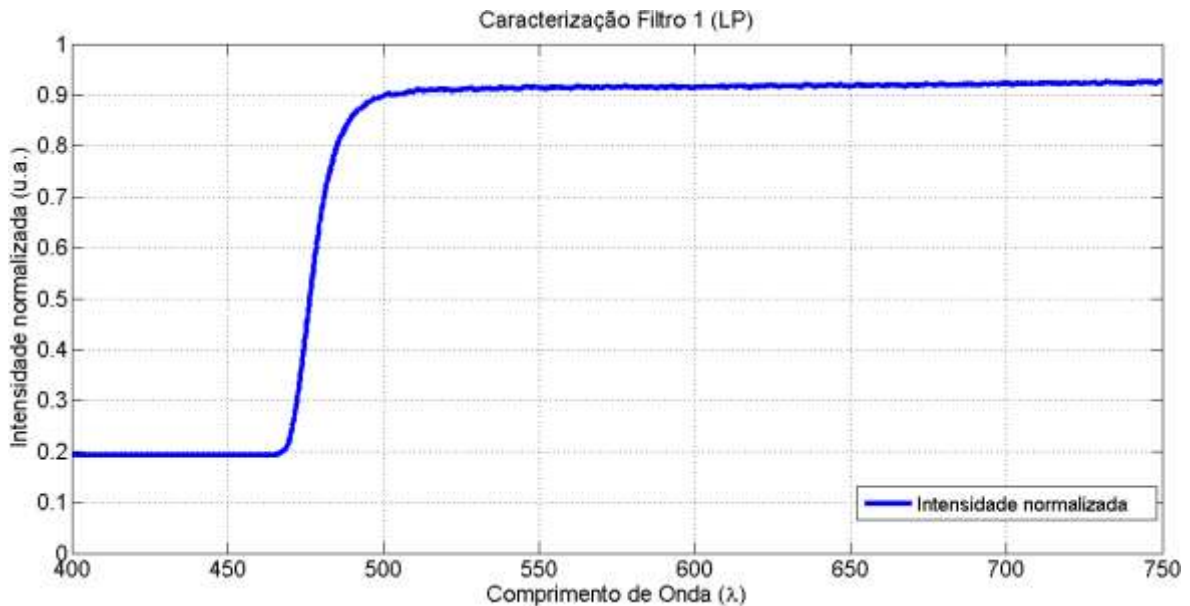


Figura 33 – Caracterização do Filtro um (LP), obtida através do tratamento dos dados em ambiente MATLAB®.

ii. Filtro dois - Espelho Dicroico

Para a separação dos sinais de excitação dos sinais emitidos e refletidos pela amostra durante o processo de excitação, foi utilizado um espelho dicroico modelo MD515.

No caso o sinal refletido pelo filtro é o do LED ultravioleta, e o sinal transmitido é o proveniente da AFD, abaixo temos as características do espelho utilizado.

Valores de λ menores que 515nm são refletidos com ângulo de reflexão igual ao ângulo de incidência (α), já valores de λ maiores que 515nm são transmitidos com ângulo de transmissão suplementar a α , como mostrado na Figura 31.

Na Figura 34, temos a medida realizada em bancada do sinal transmitido pelo filtro, em azul o sinal da fonte de referência e em vermelho o sinal transmitido.

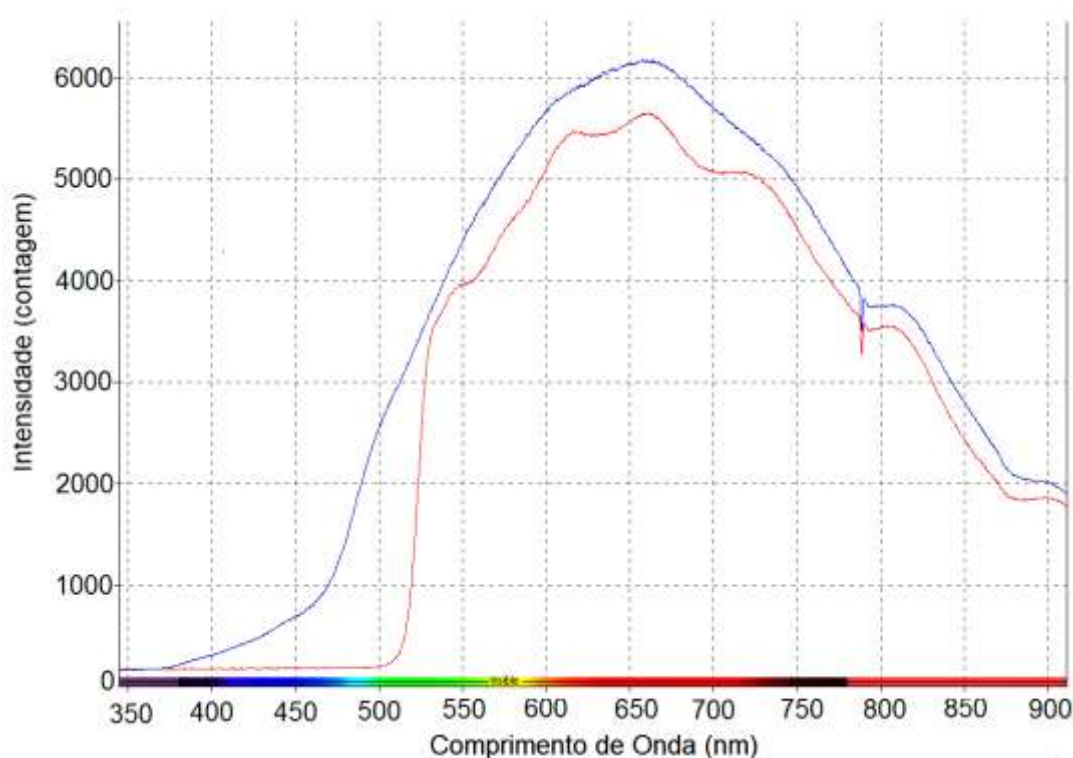


Figura 34 –Filtro dois – medida realizada utilizando o espectrofotômetro e a fonte de referência.

Na Figura 35, temos a resposta normalizada do Filtro realizada em ambiente MATLAB®.

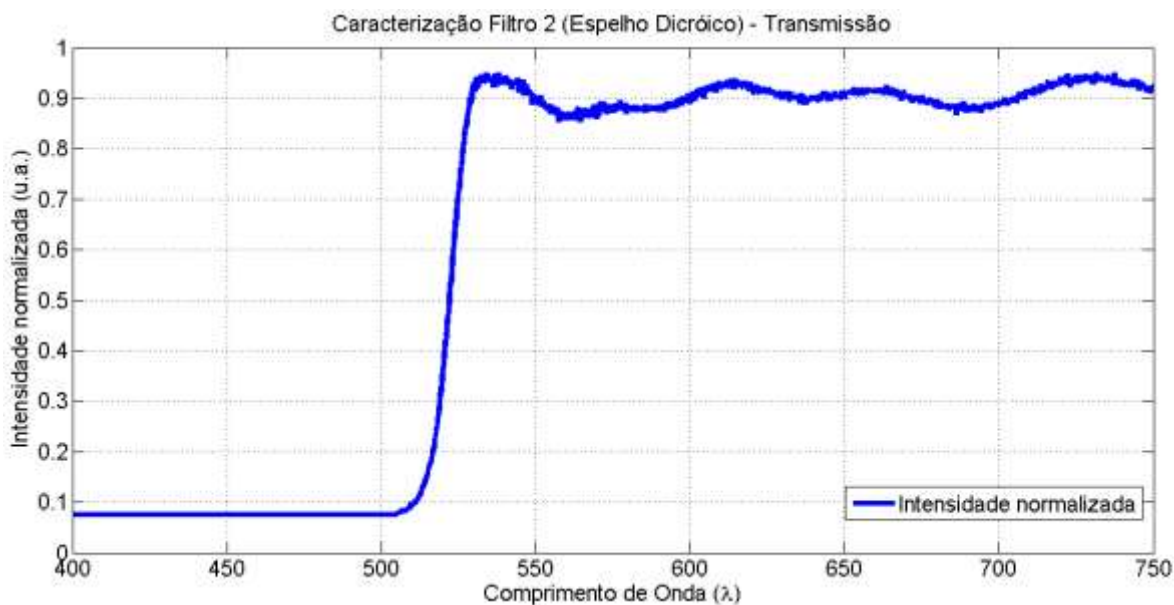


Figura 35 – Caracterização da transmissão do Filtro dois (Espelho Dicróico), obtida através do tratamento dos dados em ambiente MATLAB®.

O sinal refletido é complementar ao sinal transmitido, como já mencionado no subcapítulo 2.2.

Os resultados obtidos com o sistema óptico serão exibidos no capítulo 4, juntamente com os outros resultados.

3.5 Processamento Digital de Imagens

Todos os algoritmos de PDI utilizados foram gerados em ambiente MATLAB® e se encontram nos apêndices desta monografia.

Primeiramente foram realizados os seguintes pré-processamentos:

3.5.1 Ajuste de Contraste

Foi realizado um ajuste das intensidades dos componentes R e G das imagens de AFD obtidas em bancada para aumentar o contraste destas, uma vez que a componente azul é filtrada opticamente, este ajuste foi realizado como no diagrama de blocos da Figura 36.

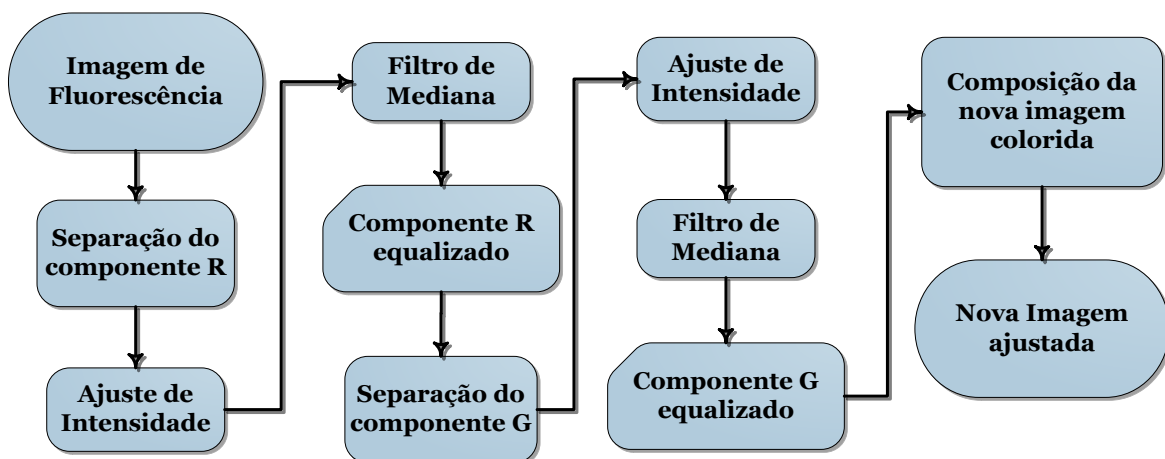


Figura 36 – Representação do algoritmo de ajuste de contraste dos componentes R e G da imagem de fluorescência original.

3.5.2 Detecção da borda do dente

Foi realizada uma detecção da borda do dente para definir a sua posição nas imagens processadas, o procedimento está descrito no diagrama de blocos da Figura 37.

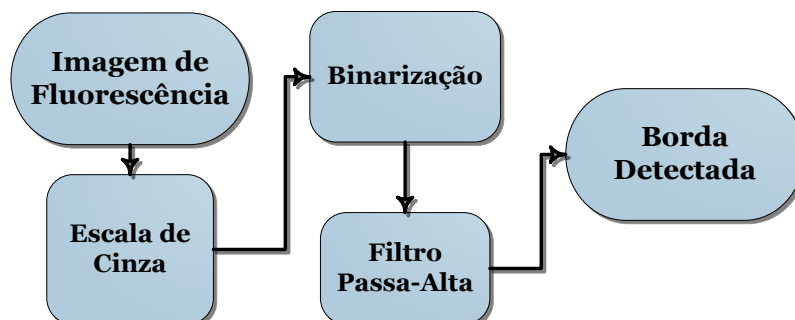


Figura 37 – Representação do algoritmo de detecção da borda do Dente.

Foram desenvolvidos três algoritmos diferentes para tentar segmentar em cada uma das amostras as áreas com evidências de desmineralização e bactérias, que são as regiões de interesse.

3.5.3 Algoritmo I

Realiza-se uma análise direta na imagem ajustada, RGBeq, utilizando uma equalização de histograma em formato de sino e posterior binarização para segmentar as regiões de interesse e somando o resultado final com a borda detectada do dente, como mostrado no diagrama de blocos a seguir, Figura 38:

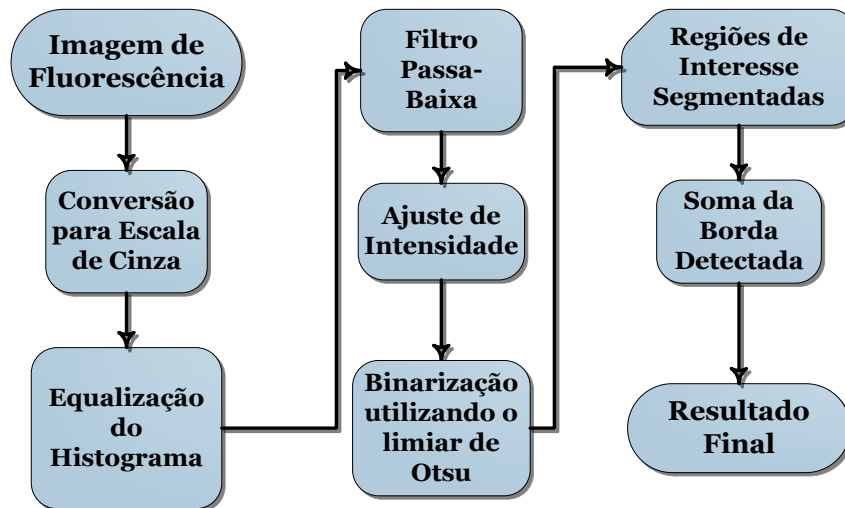


Figura 38 – Representação do algoritmo I de segmentação das regiões de interesse nas imagens de fluorescência.

3.5.4 Algoritmo II

Neste algoritmo realiza-se uma análise dos componentes R e G separadamente da imagem ajustada, realizando uma binarização em cada um deles para segmentar as regiões de interesse, seguido de uma intersecção entre as imagens binarizadas e por último a soma com a borda detectada do dente, como mostrado no diagrama de blocos abaixo, Figura 39:

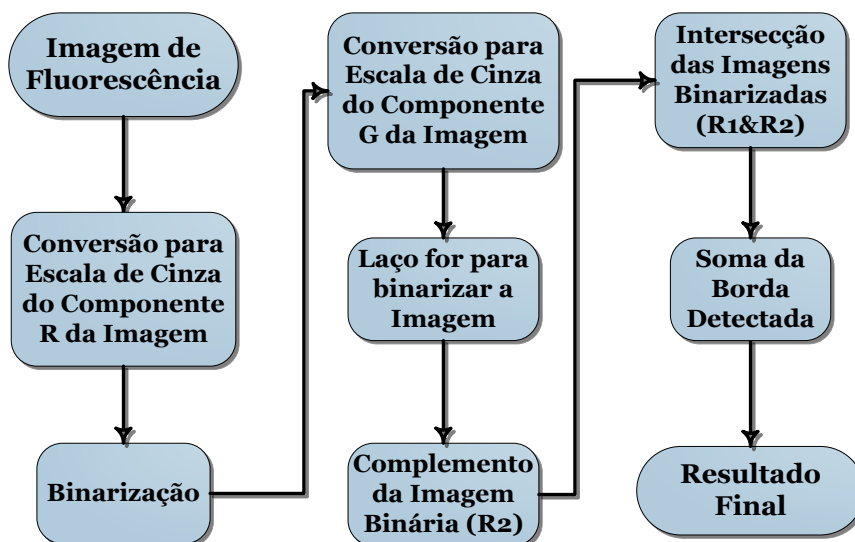


Figura 39 – Representação do algoritmo II de segmentação das regiões de interesse nas imagens de fluorescência.

3.5.5 Algoritmo III

O algoritmo III realiza a análise da componente G da imagem ajustada, realizando uma binarização que segmenta as regiões de interesse, R1, seguido de um cálculo da entropia média dos *pixels* da imagem ajustada colorida para gerar uma imagem de textura em escala de cinza, que em seguida é binarizada, R2, e por último a intersecção dos dois resultados, R1 e R2, e a soma desta intersecção com a borda detectada do dente, como mostrado no diagrama de blocos abaixo, Figura 40:

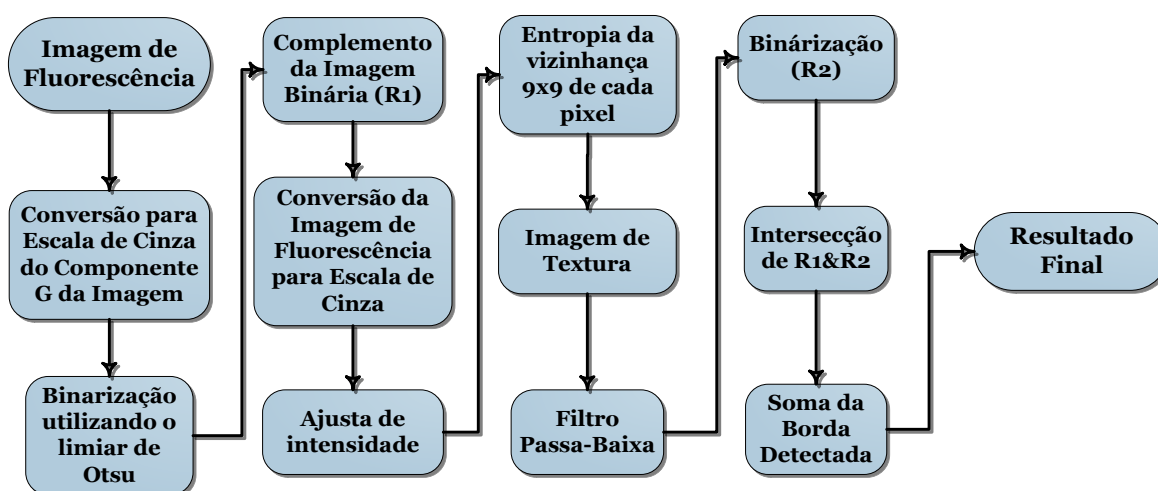


Figura 40 – Representação do algoritmo III de segmentação das regiões de interesse nas imagens de fluorescência.

Os resultados obtidos com o ajuste de contraste e cada um dos algoritmos utilizados serão exibidos e discutidos no capítulo 4.

4. Resultados e Discussão

Serão apresentados e discutidos primeiramente os resultados da aquisição de imagens de AFD das amostras *in vitro* obtidas em bancada com a montagem óptica, posteriormente temos os resultados e a discussão destes resultados obtidos com os algoritmos de processamento digital de imagens.

4.1 Montagem Óptica

Foram feitas quatro imagens das amostras, sendo que para os dentes um e dois, temos uma imagem feita com luz branca de cada um, Figuras 41(a) e 42(a), e uma imagem de fluorescência de cada, Figuras 41(b) e 42(b).

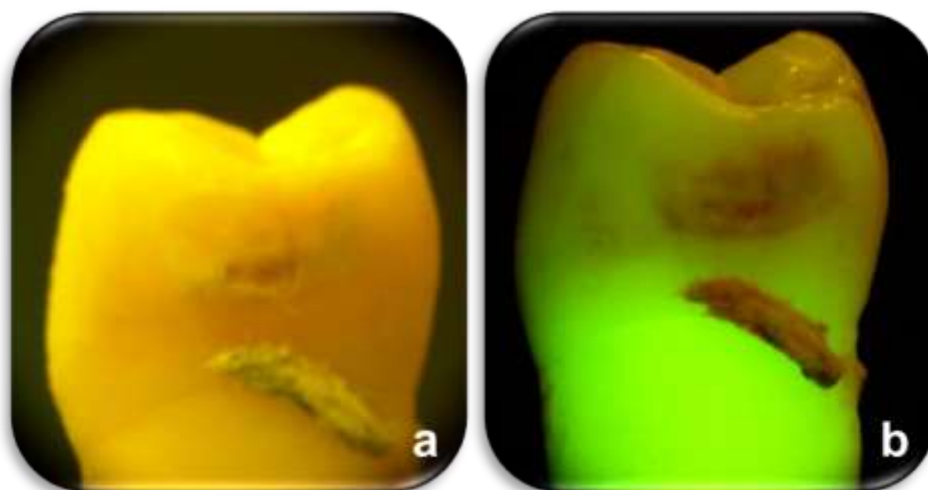


Figura 41 – Amostra um - (a) Imagem com luz branca, (b) imagem de fluorescência.

Observa-se na Figura 41(a) que a imagem realizada com luz branca possui no centro da face um orifício, e uma região em torno deste onde a coloração está diferente, uma evidência de cárie, por outro lado, na imagem de fluorescência, Figura 41(b) fica nítida as diferentes regiões na imagem de fluorescência, coloração verde bem claro e brilhante nas regiões saudáveis, e um verde mais escuro e tons de vermelho, sendo estes últimos relacionados à fluorescência das bactérias, observa-se o mesmo nas imagens da amostra dois, Figuras 42(a) e 42(b).

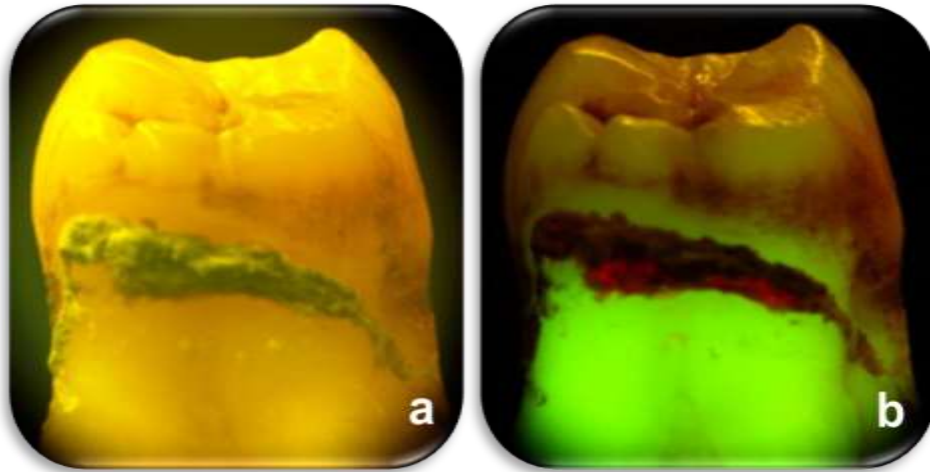


Figura 42 – Amostra dois - (a) Imagem com luz branca, (b) imagem de fluorescência.

É perceptível a relação entre a situação do esmalte dentário e o sinal de fluorescência emitido por este, analisando as imagens podemos relacionar evidências de pontos onde o esmalte dentário não se encontra em estado saudável.

Além da fluorescência dependente do estado do esmalte, nas imagens da amostra dois, verifica-se também a fluorescência das bactérias na superfície do dente, sendo bem definida em tons de vermelho. As partes onde existe a mistura do tom verde apagado e vermelho podem ser uma região com concentração de bactérias na superfície ou a fluorescência de bactérias nas partes internas do dente onde existe alguma perfuração no esmalte, sendo este orifício perceptível à luz branca na amostra um, Figura 41(a).

O dente três, por se tratar da amostra que praticamente não apresenta sinais de desmineralização a luz branca e nem de bactérias, será analisado através de duas imagens de faces diferentes, duas imagens feitas com luz branca, Figuras 43(a) e 44(a), e duas imagens de fluorescência, Figuras 43(b) e 44(b).

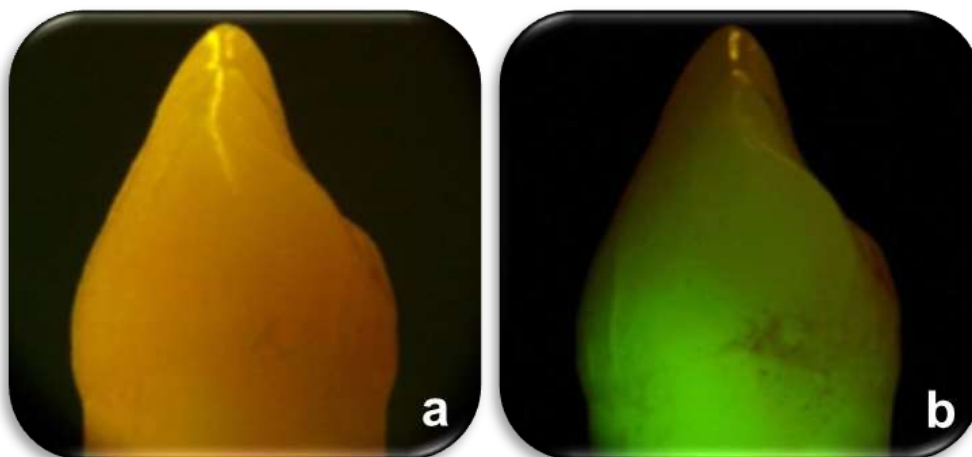


Figura 43 – Amostra três – face um – (a) Imagem com luz branca, (b) imagem de fluorescência.

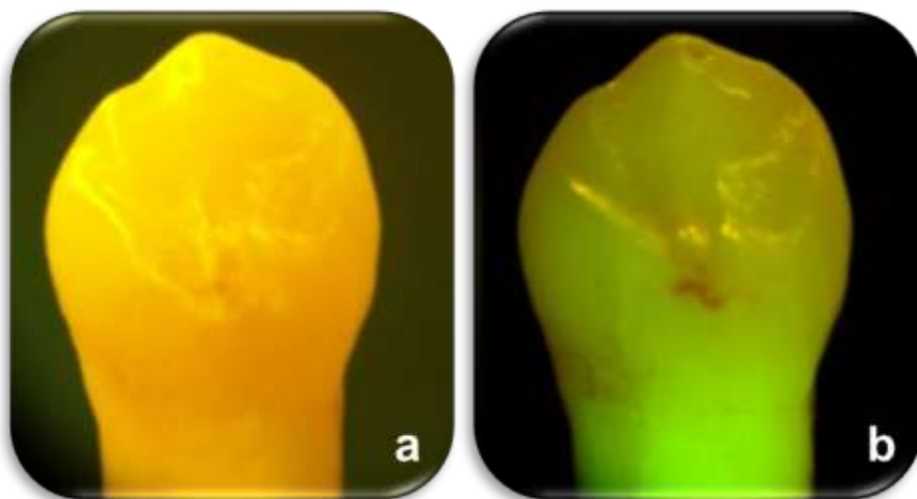


Figura 44– Amostra um - face dois – (a) Imagem com luz branca, (b) imagem de fluorescência.

As imagens feitas com luz branca não apresentam sinais evidentes de efeitos da desmineralização dental, como as imagens das amostras anteriores, porém as imagens de fluorescência deste dente apresentam as mesmas características das imagens dos dois dentes anteriores, Figuras 41(b) e 42(b), regiões onde a fluorescência está com um tom apagado e sem brilho e pontos avermelhados. Isto mostra que a aquisição de imagens de fluorescência revela a real situação do esmalte dentário diferentemente de uma imagem feita à luz branca, além de também poder revelar bactérias que estão quase imperceptíveis a inspeção visual clínica, isto está evidenciado de forma clara nas Figuras 43(b) e 44(b).

4.2 Processamento Digital de Imagens

Os resultados obtidos através do processamento digital de cada uma das imagens de fluorescência apresentadas anteriormente serão exibidos na forma de imagens, sendo sempre a imagem de entrada, e a resultante do processamento digital utilizado nesta.

4.2.1 Ajuste de contraste

A primeira abordagem foi realizar um aumento de contraste, ajustando as intensidades de cada um dos componentes R e G das imagens de fluorescência através do comando “imadjust” do MATLAB®.

As imagens de entrada e os resultados deste processamento se encontram nas Figuras a seguir, sendo as imagens de entrada, Figuras 45(a), 46(a), 47(a) e 48(a), e as imagens resultantes, Figuras 45(b), 46(b), 47(b) e 48(b), todas se encontram abaixo.

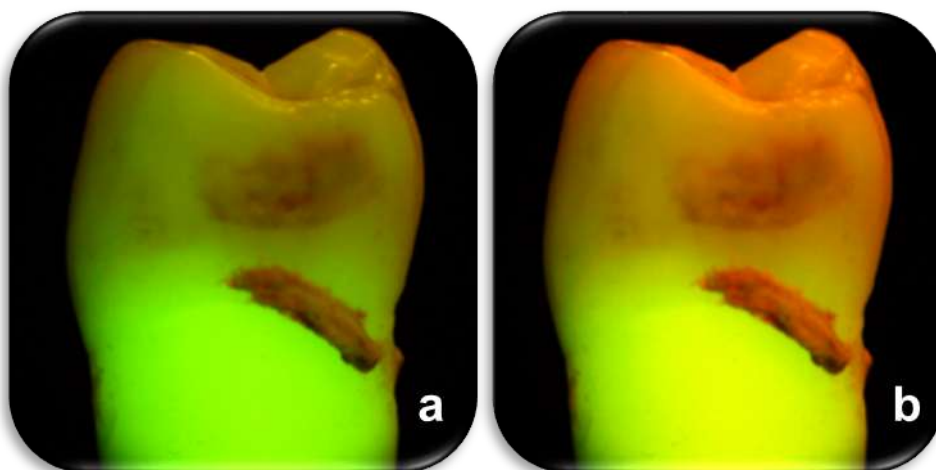


Figura 45 – Amostra um – (a) Imagem de fluorescência original, (b) imagem de fluorescência ajustada.

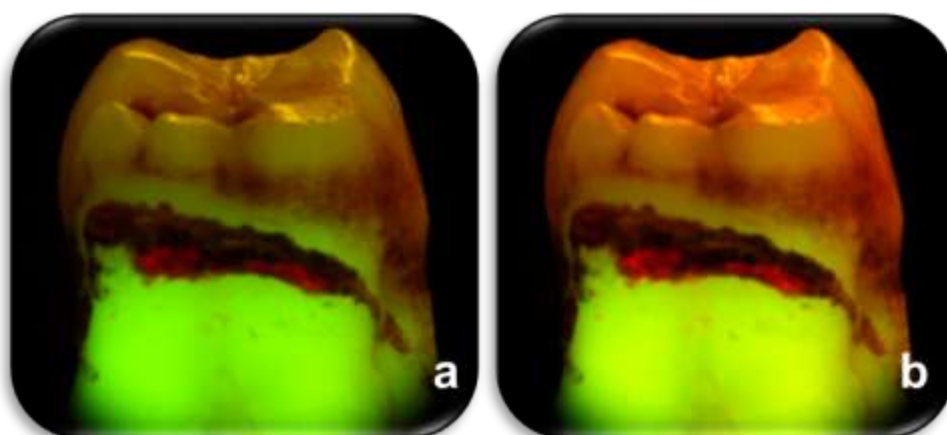


Figura 46 – Amostra dois – (a) Imagem de fluorescência original, (b) imagem de fluorescência ajustada.

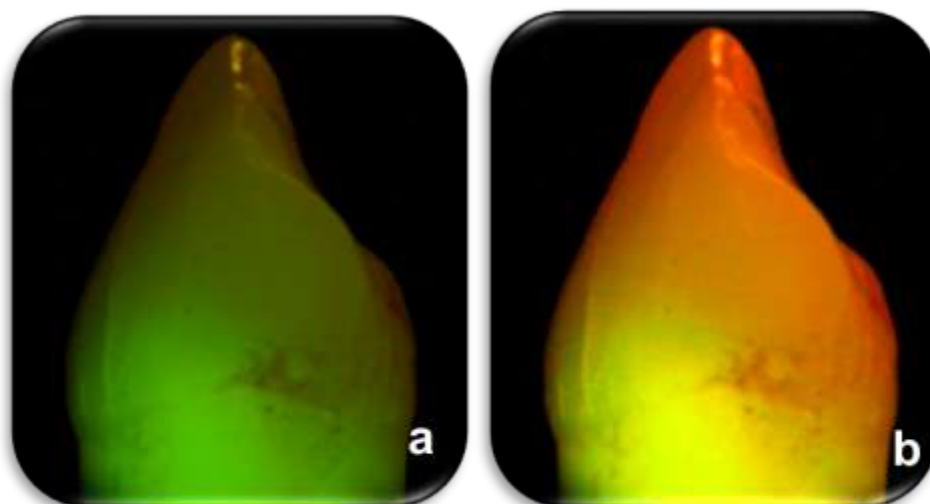


Figura 47 – Amostra três – face um - (a) Imagem de fluorescência original, (b) imagem de fluorescência ajustada.

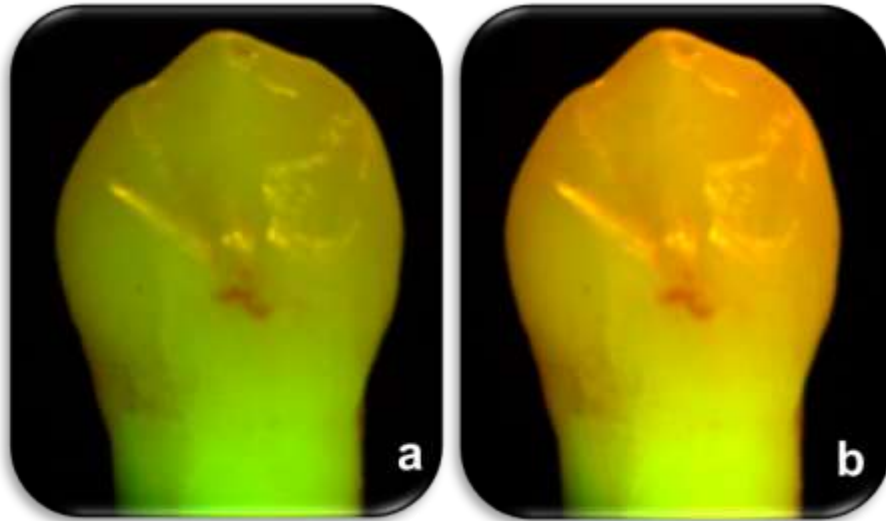


Figura 48 – Amostra três – face dois – (a) Imagem de fluorescência original, (b) imagem de fluorescência ajustada.

Este processamento foi feito considerando as características da fluorescência analisada, o esmalte dental fluorescendo em um tom de verde (G), e as bactérias em um tom de vermelho (R).

Observa-se uma melhora evidente do contraste entre as regiões saudáveis e as regiões com suspeita de desmineralização, além de evidenciar as regiões com bactérias. O resultado é bastante significativo uma vez que ressalta ainda mais os resultados obtidos com as imagens de fluorescência.

4.2.2 Detecção da borda do dente

Pelo fato das imagens terem sido feitas em bancada e apresentarem um fundo preto, sem cores, foi realizada uma detecção das bordas para melhorar os resultados dos algoritmos utilizados para segmentação das regiões de interesse, definindo assim a localização do dente nas imagens resultantes.

Devido ao baixo grau de complexidade do processamento realizado e de resultados significativos para o projeto, para a detecção de borda será exibido apenas um dos seus resultados, Figura 49(b), sendo a Figura 49(a) a imagem de entrada.

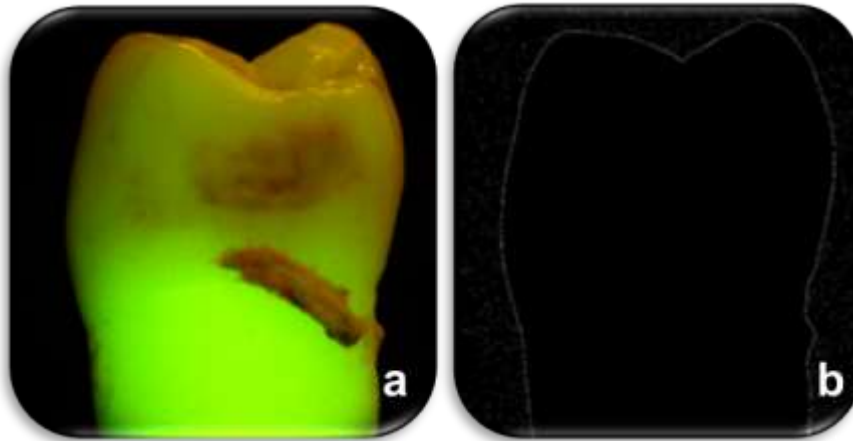


Figura 49 – Amostra um – (a) Imagem de entrada, (b) borda detectada do dente.

4.2.3 Algoritmo I

O algoritmo I realizou um processamento direto nas imagens com novo contraste, elas foram convertidas para escala de cinza e em seguida foram segmentadas, sendo que a região de interesse está apresentada na cor preta. Analisando o resultado obtido com a amostra um, Figura 50(a), observa-se que a região segmentada apresenta poucos resultados FN, porém possui resultados FP em praticamente toda a borda do dente.

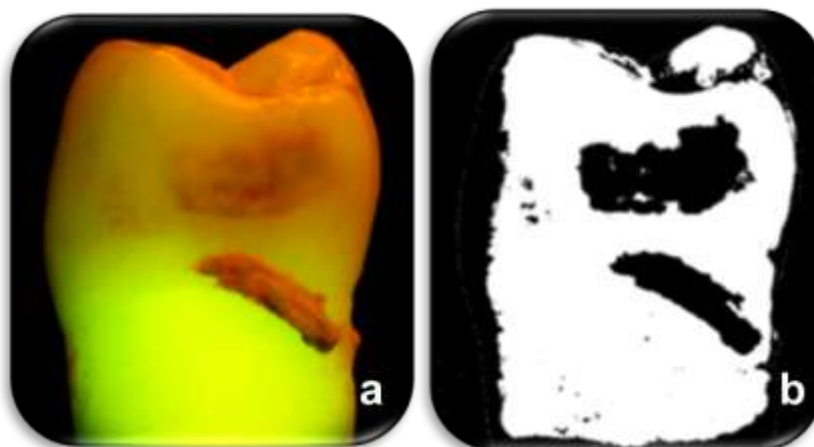


Figura 50 – Amostra um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo I.

Esta baixa especificidade na borda do dente pode ser devido à utilização de somente uma fonte frontal de excitação nas amostras, causando uma falta de uniformidade na incidência luminosa, sendo esta menor nestas regiões, e por consequência uma fluorescência de menor intensidade, isto mostra que a região onde os resultados são válidos está na parte central das imagens dos dentes.

Analisando o resultado obtido com a amostra dois, Figura 51(b), que é a amostra que possui as maiores evidências de desmineralização e de bactérias a luz branca,

observamos que o índice de FP diminuiu, devido ao fato da região da borda desta amostra apresentar sinais de desmineralização, Figura 51(a).

Porém ocorre o mesmo fato de menor incidência na borda do dente. O ponto mais importante é que este resultado reforça a boa acurácia deste algoritmo apresentando também poucos pontos de FN.

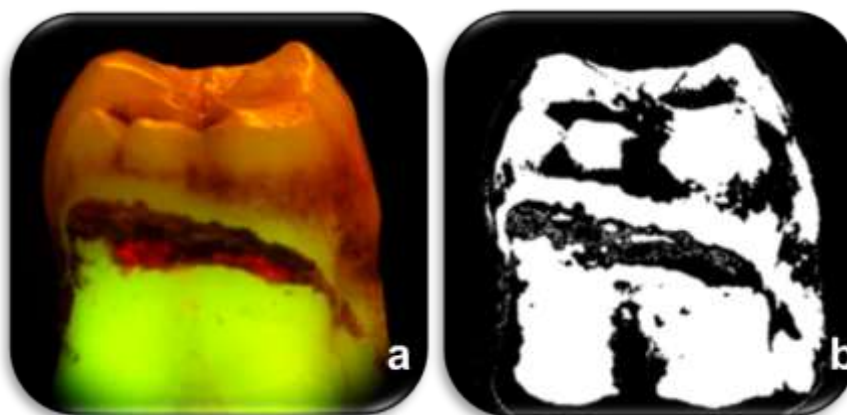


Figura 51 – Amostra dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo I.

A próxima amostra, dente três, apresenta um resultado bastante importante para o funcionamento do algoritmo, à detecção e segmentação de regiões onde o esmalte não está apresentando uma fluorescência coerente com o estado saudável, regiões de um dente que não apresenta sinais evidentes em luz branca, mas que podem estar desmineralizadas, como mostram as Figuras 52(a) e 53(a).

Os resultados obtidos, Figuras 52(b) e 53(b), também apresentam áreas de FP na borda do dente, porém é evidente que ocorreu uma correta segmentação na região central, onde a incidência do sinal de excitação é uniforme, apresentando uma alta sensibilidade para regiões com evidências de uma possível desmineralização em estágio inicial.

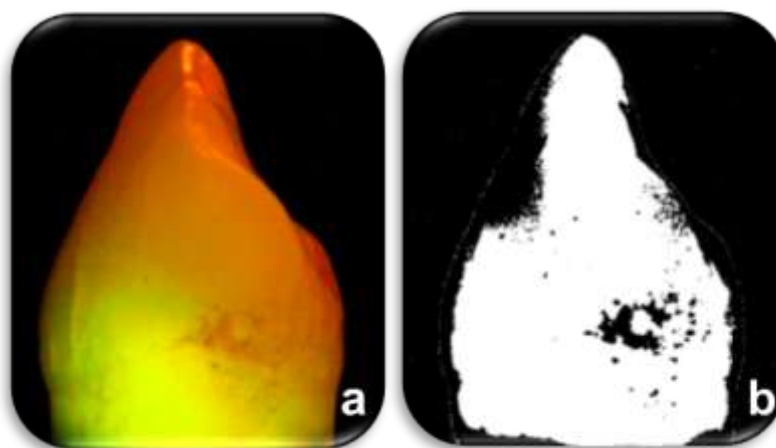


Figura 52 – Amostra três – face um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo I.

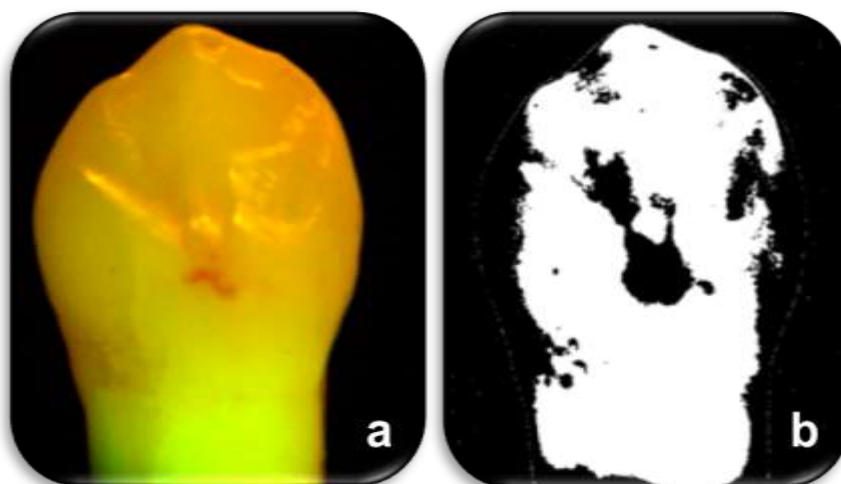


Figura 53 – Amostra três – face dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo I.

4.2.4 Algoritmo II

O algoritmo II realiza um processamento dividido em três partes, primeiramente é processado o componente verde da imagem de fluorescência ajustada, este é segmentado e em seguida o mesmo procedimento é realizado com o componente G, e por último é realizada uma intersecção entre estes resultados, uma tentativa de reduzir os resultados FP e FN obtidos com o algoritmo I, os pontos de interesse estão representados na cor branca.

Analisando a Figura 54(b), resultado do processamento na imagem da Figura 54(a), observa-se que o índice de FP se restringe a região da borda do dente, porém alguns pontos detectados pelo algoritmo I não foram segmentados corretamente pelo algoritmo II, que são resultados FN.

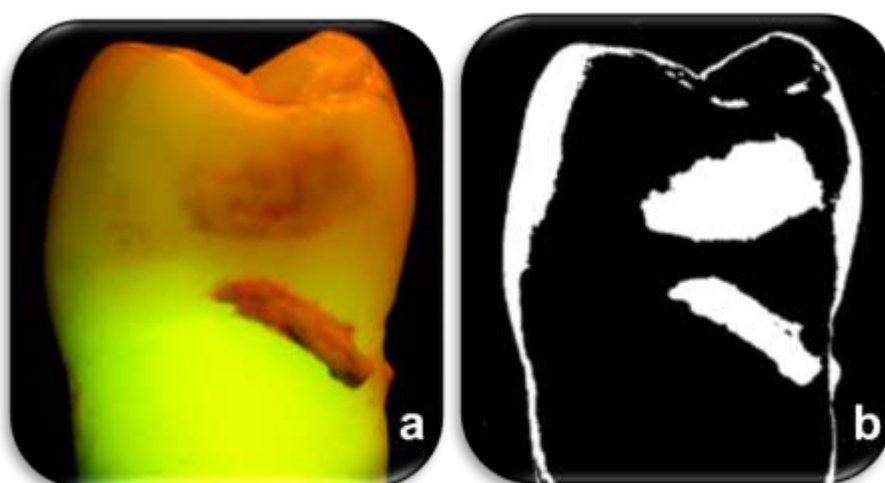


Figura 54 – Amostra um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo II.

O resultado obtido com a amostra dois, Figura 55(b), mostra que esta abordagem não apresentou boa especificidade nem sensibilidade, apresentando resultados FN em regiões onde a fluorescência apresenta menor intensidade, e FP em partes além da região da borda do dente.

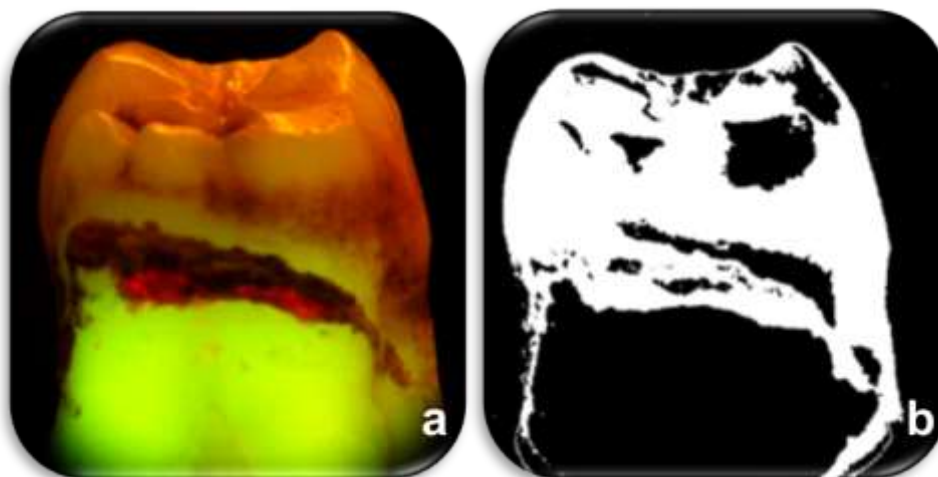


Figura 55 – Amostra dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo II.

Os resultados da amostra três mostram que esta abordagem não apresentou uma segmentação coerente, uma vez que para a face um, Figura 56(b), detectou os pontos de pouca fluorescência apenas na região da borda do dente, no resultado obtido com a imagem da face dois, Figura 57(b), detectou apenas um pequeno ponto na região central, mostrando que não apresenta eficiência para detecção de regiões que podem ser lesões cáries em um estágio inicial.

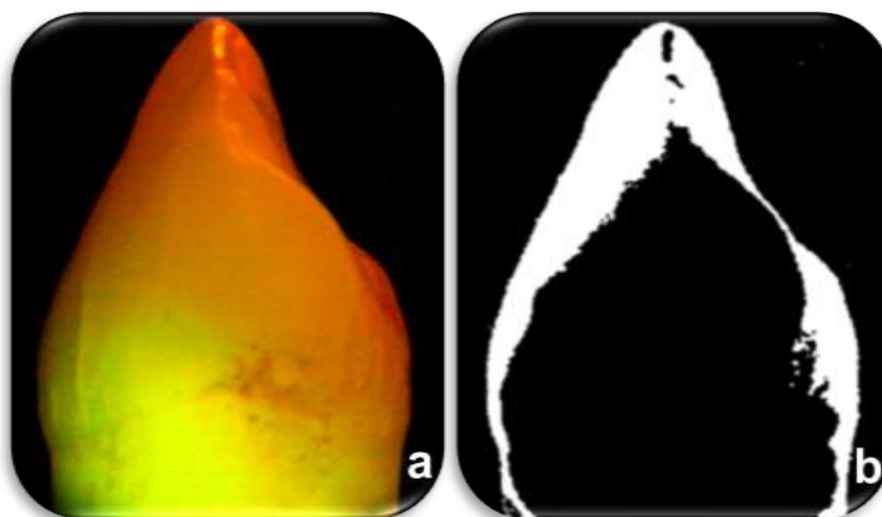


Figura 56 – Amostra três – face um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo II.

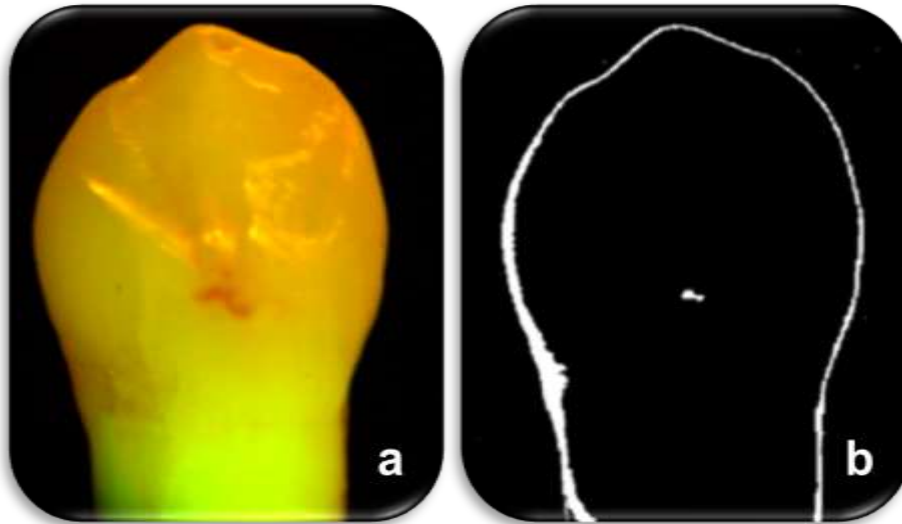


Figura 57 – Amostra três – face dois – (a) Imagem de entrada, resultado obtido com o algoritmo II.

4.2.5 Algoritmo III

O algoritmo III também realiza um processamento dividido em três partes, primeiramente é realizada uma segmentação no componente verde da imagem, em seguida é gerada uma imagem de textura através da descrição por entropia média em torno dos *pixels* da imagem de entrada, esta imagem de textura é binarizada, e por último realiza-se uma intersecção entre as duas imagens binarizadas, assim como o algoritmo II, os pontos de interesse estão representados na cor branca.

O resultado obtido com o processamento da imagem de fluorescência ajustada da amostra um, Figura 58(b), foi melhor que o obtido no algoritmo II, Figura 54(b), apresentando menos pontos de FN, e assim como os outros algoritmos apresentou resultados FP, porém neste algoritmo estes resultados se estenderam para regiões além da borda do dente.

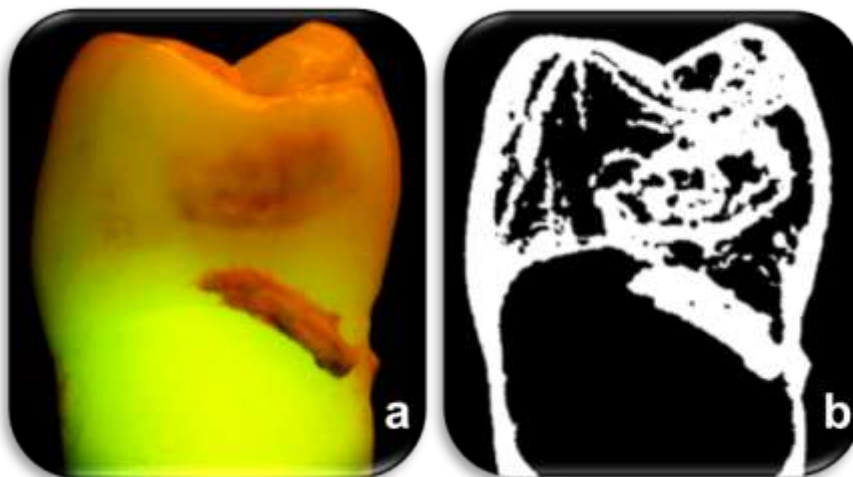


Figura 58 – Amostra um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo III.

Analisando o resultado obtido com a amostra dois, Figura 59(b), observa-se que foi semelhante ao obtido com o algoritmo II para a mesma amostra, Figura 55(b), com baixa especificidade e sensibilidade, apresentando resultados FN em regiões onde a baixa intensidade da fluorescência e ocorrência de tons avermelhados evidentes, e resultados FP em partes além da borda do dente.

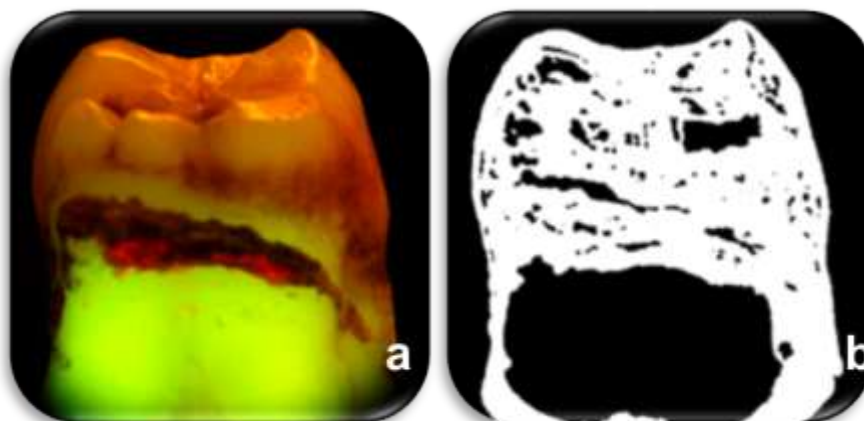


Figura 59 – Amostra dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo III.

Já os resultados obtidos com a amostra três, Figuras 60(b) e 61(b), mostram que esta abordagem apresenta resultados com um índice baixo de FP e FN na região central, principalmente no resultado da face dois, Figura 61(b), que apresentou um nível de especificidade e sensibilidade semelhante com o algoritmo I, mostrando que para casos onde existe evidência de possíveis regiões em estágio inicial de desmineralização, esta abordagem pode ser aplicável.

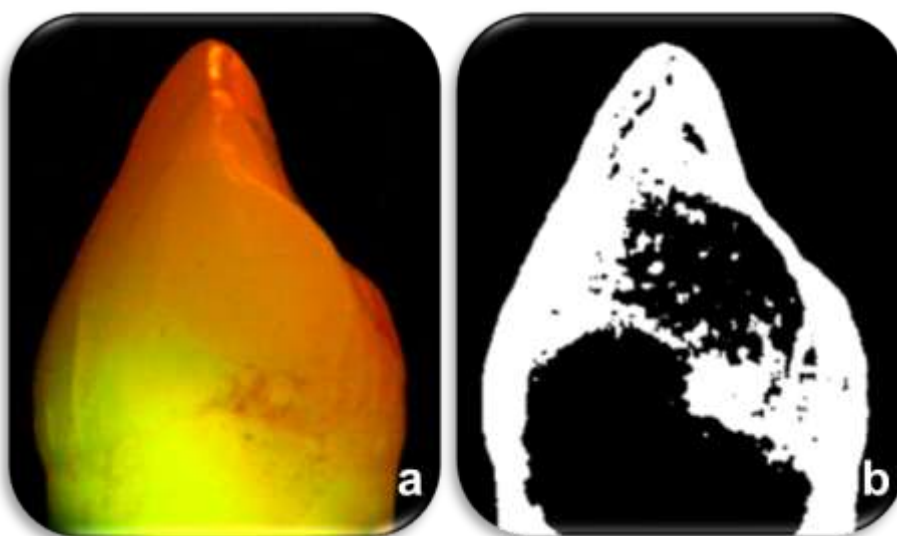


Figura 60 – Amostra três – face um – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo III.

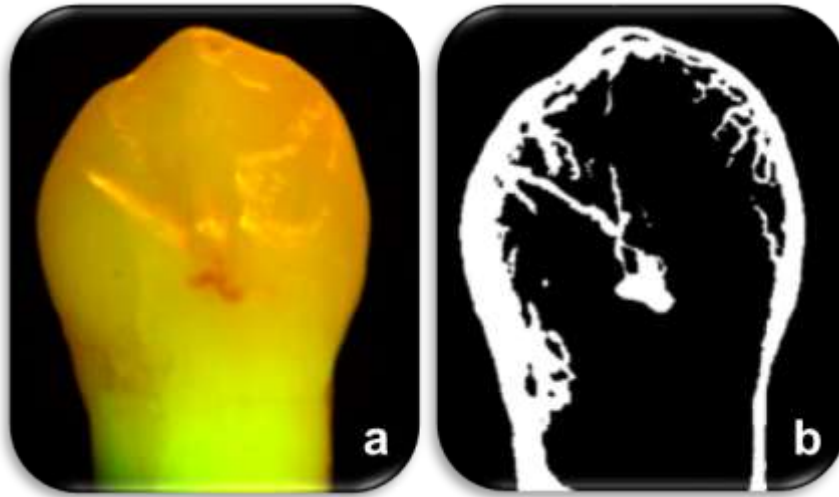


Figura 61 – Amostra três – face dois – (a) Imagem de entrada, (b) resultado obtido com o algoritmo III.

Assim como nos outros algoritmos a região próxima à borda do dente foi inteira segmentada, o que reforça o ponto desta baixa especificidade ser devido à utilização somente de uma fonte frontal de excitação para aquisição das imagens de fluorescência nas amostras *in vitro*.

5. Conclusão

A aquisição realizada pela montagem óptica, juntamente com o processamento digital das imagens para ajuste de contraste já é um resultado bastante importante para o projeto, uma vez que se utilizaram as imagens de fluorescência e um processamento de baixo nível para fornecer resultados rápidos e que evidenciam os pontos de possível desmineralização, além de revelar regiões com bactérias. Esse ponto é embasado na literatura e na comparação entre os resultados obtidos com as três amostras, sendo que uma delas não apresenta sinais evidentes à luz branca de cáries e bactérias.

Desta comparação constata-se que é viável o avanço no estudo da viabilidade de um sistema de auxílio ao diagnóstico prematuro de lesões através desta abordagem, uma vez que o perfil da cárie atual é predominantemente em estágios iniciais que é dificilmente detectada pelos métodos clássicos.

Outro ponto pertinente é que não necessita de nenhum contato entre o sistema e os dentes do paciente, sendo somente necessária uma inserção no interior da cavidade bucal, o que torna todo o processo não transportador de bactérias. A velocidade de aplicação reduziria o tempo necessário para uma análise e diagnóstico por um especialista, economizando assim recursos humanos e financeiros.

A análise através dos algoritmos de segmentação aplicados às imagens com contraste ajustado mostra que é possível uma abordagem computacional para extração de informações, considerando que todo o processamento foi realizado utilizando técnicas de baixo nível.

É necessária também a utilização de uma fonte de excitação para o fenômeno de fluorescência que atinja de forma mais uniforme toda a face analisada do dente, o que diminuiria os resultados FP nas regiões próximas as bordas, e poderia aumentar a especificidade do sistema.

A aplicação de técnicas mais avançadas possibilitaria uma segmentação mais precisa, ou seja, níveis de sensibilidade e especificidade maiores, o que pode iniciar a extração de informações quantitativas, como área afetada pela desmineralização da face analisada do dente, e também uma análise referente à profundidade da desmineralização, através de uma comparação das intensidades do componente verde nos *pixels* da imagem.

O principal ponto para este próximo passo é a necessidade de um sistema que forneça informações quantitativas e de interpretação fácil e rápida pelo especialista, lembrando que dos métodos atuais apenas o aparelho DIAGNOdent® apresenta uma análise quantitativa, porém é realizada ponto a ponto em cada dente, necessitando de tempo para uma análise das informações obtidas de todos os pontos, o que torna a

aplicabilidade deste método para determinar informações precisas uma tarefa bastante complicada e pouco aplicada em ambientes clínicos.

Outra abordagem que pode ser explorada futuramente, caso o sistema consiga atingir uma precisão coerente, seria um sistema de auxílio à tomada de decisão, utilizando as informações quantitativas e qualitativas para o reconhecimento de padrões que indiquem um diagnóstico do tipo da cárie e indicando um possível tratamento juntamente com as informações quantitativas da real situação do dente, tudo isto em “tempo real”.

Para este avanço no sistema, é necessária uma abordagem com um espaço amostral melhor definido, possibilitando assim uma análise estatística real dos resultados do sistema, tudo atrelado a uma caracterização rígida dos pontos cariados das amostras e uma análise mais rigorosa dos resultados, com auxílio de especialistas da área odontológica.

Existe também a possibilidade de mapear os diferentes tipos de bactérias presentes no meio bucal, uma vez que cada uma possui características intrínsecas que influenciam diretamente em sua fluorescência.

Além do fenômeno de fluorescência, a interação entre o infravermelho próximo e o dente também pode ser explorada utilizando uma metodologia bastante semelhante à aplicada neste projeto.

O desenvolvimento de sistemas mais sensíveis e específicos que podem fornecer resultados de forma rápida, sendo ainda não invasivos e não biologicamente destrutíveis, é muito importante para a área de diagnósticos, uma vez que estes fatores trazem inúmeros benefícios, tanto no tratamento e recuperação do paciente, como nos gastos financeiros e tempo necessário para diagnóstico e tratamento.

Além disto, reflete diretamente nos índices de saúde coletiva, uma vez que mais pessoas serão diagnosticadas prematuramente e por consequência tratadas de forma rápida e efetiva.

6. Referências Bibliográficas

- [1] PENEVA, M. (2008). **Index of Reversibility of the caries lesion**. Journal of IMAB – Annual proceeding (Scientific Papers), book 2.
- [2] JONG, E. de J. de; HIGHAM, S. M.; SMITH, P.W.; DAELEN. C. J. van; VEEN. M.H. van der. (2009) **Quantified light-induced fluorescence, review of a diagnostic tool in prevention of oral disease**. J. Appl. Phys. 105.
- [3] FRIED, D. (2001). **Optical Technology for Conservative Dentistry**. University of California, São Francisco, IEEE.
- [4] BRILLIANT, S.; NAJARIAN, K.; OLSEN, G.F.; PRIMEAUX, D. (2009). **An Image-Processing Enabled Dental Caries Detection System**. IEEE
- [5] ANALOU, M.; BANSAL, A.; EL-SHARKAWY, M.; GUNDRUM, H. (1996). **FAST PRUNED DENTAL CARIES CLASSIFIERS**. Indiana University, Purdue University, Indianapolis. IEEE.
- [6] MENDES, F.M. (2005). **Avaliação do uso de corantes fluorescentes associados ao DIAGNOdent para detecção de perda mineral decorrente da cárie dentária**. Tese (Doutorado), Faculdade de Odontologia – USP, São Paulo.
- [7] Miller, W.D. (1890). **The micro-organisms of the human mouth**. Philadelphia, PA, 1890. (Republished Basel: S. Karger, 1973).
- [8] <http://moodle.stoa.usp.br/mod/journal/view.php?id=22045>. Acesso em 15 de setembro de 2012.
- [9] http://emgeraldadiassassuncao.webnode.com.br/products/anatomia-humana-i/productscbm_644369/2/. Acesso em 15 de setembro de 2012.
- [10] <http://www.educolorir.com/imagem-evoluc-o-da-carie-dental-i7504.html>. Acesso em 15 de setembro de 2012.
- [11] CARMONA, G.P. (2004). **Influência da experiência profissional no diagnóstico radiográfico de cáries**. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação), Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, Piracicaba.
- [12] SANTOS, N.B. dos; FORTE, F.D.S.; MOIMAZ, S.A.S.; SALIBA, N.A. (2003). **Diagnóstico de cárie hoje: novas tendências e métodos**. J Bras Odontopediatr Odontol Bebê, Curitiba, v.6, n.31, p.255-262.
- [13] AGOSTINHO, J.O. (2008). **Avaliação do diagnóstico de cárie e plano de tratamento para as superfícies oclusais realizados por acadêmicos do último ano do curso de Odontologia da FOP/Unicamp no ano de 2008**. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação), Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, Piracicaba.

[14] ZANIN, L. (2002). **Avaliação Clínica de Quatro Métodos de Diagnóstico de Lesões de Cárie Oclusal**. Dissertação (Mestrado), Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, Piracicaba.

[15] KASSAWARA, A.B.C. (2007). **Avaliação Epidemiológica sob diferentes critérios de Diagnóstico da Cárie Dentária**. Tese (Doutorado), Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, Piracicaba.

[16] MIALHE, F.L. (2004). **Detecção de lesões cariosas em superfícies oclusais: Avaliação de diferentes tecnologias**. Tese (Doutorado), Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, Piracicaba.

[17] MASCARENHAS, N.D.A.; VELASCO, F.R.D. (1989). **Processamento Digital de Imagens**. 2nd ed. Buenos Aires: KAPELUSZ.

[18] GONZALES, R.C.; WOODS, R.E. (2010). **Processamento Digital de Imagens**. 3rd ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall.

[19] PITERI, M.A.; RODRIGUES, J.C. (2011). **Fundamentos de Visão Computacional**. Presidente Prudente: FCT/UNESP-PP.

[20] Vo-Dinh, T. (2003). **Biomedical Photonics Handbook**. Boca Raton: CRC Press.

[21] FRIED, D. (2003). **Early Caries Detection with Near-IR Light**. University of California, São Francisco, IEEE.

[22] LAKOWICZ, J.R. (2006). **Principles of Fluorescence Spectroscopy**. 3rd ed. New York: Springer.

[23] MURPHY, D. B. (2001). **Fundamentals of light microscopy and electronic imaging**. Wiley-Liss.

[24] COSTA, M. M. (2010). **Desenvolvimento de um sistema por imagem de fluorescência óptica para uso médico-odontológico**. Dissertação (Mestrado), Escola de Engenharia de São Carlos – USP, São Carlos.

[25] GEDDES, C.D. (2009). **Reviews in Fluorescence 2009**. Volume 6. New York: Springer.

[26] FIGUEIREDO, A.C.R. (2008). **Viabilização da Técnica de Transiluminação para Avaliação da Anatomia, Alterações Patológicas e Presença de Materiais em Dentes**. Tese (Doutorado), Interunidades em Ciência e Engenharia de Materiais – USP, São Carlos.

[27] REICHMAN, J. (2007). **Handbook of optical filters for fluorescence microscopy**. USA: Chroma Technology.

[28] ROBERT, J.L. (2008). **Precision Optical Filters for OEM Instrumentacion and Research**. 3rd ed ,Omega Optical, Inc, Technical Handbook.

[29] OMEGA OPTICAL. (2009). **Filters for Fluorescence and Life Science Instrumentation**. Catalog 2009, disponível em: www.omegafilter.com.

[30] <http://www.beatleshp.com>. Acesso em 22 de setembro de 2012

[31] <http://www.touptek.com>. Acesso em 17 de agosto de 2012

[32] <http://computarganz.com>. Acesso em 22 de agosto de 2012

[33] <http://www.oceanoptics.com>. Acesso em 26 de agosto de 2012.

[34] <http://www.thorlabs.com>. Acesso em 24 de agosto de 2012.

7. Apêndices

I. Ajuste de contraste

```
% Ajuste de contraste da imagem de AFD
% Michel Bessani
% Engenharia Elétrica com ênfase em eletrônica
% SEL/EESC/USP

clear all
imtool close all
close all
clc

%% Algoritmo para Ajuste de Contraste
X=imread('x.png');%leitura da imagem de AFD colorida na variável %X

%% Contraste do Verde
g=X(:,:,2);%g recebe o componente verde da imagem lida
g=imadjust(g);% %ajusta as intensidades do componente verde para 256
níveis
g=medfilt2(g, [5 5]);%aplica um filtro da mediana no resultado obtido
X(:,:,2)=g;%insere o componente verde ajustado na imagem original

%% Contraste do Vermelho
r=X(:,:,1);%r recebe o componente vermelho da imagem lida
r=imadjust(r);% %ajusta as intensidades do componente vermelho para 256
níveis
r=medfilt2(r);%aplica um filtro da mediana no resultado obtido
X(:,:,1)=r;%insere o componente vermelho ajustado na imagem original
figure, imshow(X)%mostra a nova imagem colorida com contraste ajustado
```

II. Detecção da borda

```
% Detecção da borda do dente
% Michel Bessani
% Engenharia Elétrica com ênfase em eletrônica
% SEL/EESC/USP

clear all
imtool close all
close all
clc

%% Algoritmo para detecção da borda do dente
X=imread(x.png);%leitura da imagem de AFD colorida na variável X
%% Borda do Dente
FG=rgb2gray(X);%converte a imagem colorida X para a escala de cinza
FPB=im2bw(X, 0.05);%converte a imagem em escala de cinza para binária com
threshold de 0.05
h8=[-1 -1 -1;-1 +8 -1;-1 -1 -1];%filtro passa-alta 3X3
b=imfilter(FPB, h8);%aplica o filtro passa-alta que detecta as bordas da
imagem binária do dente
figure, imshow(b);%mostra a imagem com a borda detectada
```

III. Algoritmo I

```
% Algoritmo I
% Análise da imagem de AFD colorida em escala de cinza
% Michel Bessani
% Engenharia Elétrica com ênfase em eletrônica
% SEL/EESC/USP

clear all
imtool close all
close all
clc

%% Algoritmo
X=imread('x.png');%leitura da imagem com contraste ajustado na variável X
%% Algoritmo de segmentação
FG=adapthisteq(FG,'clipLimit',0.15,'Distribution','rayleigh');
%ajuste adaptativo do histograma da imagem em escala de cinza, foi
utilizada uma distribuição em formato de sino.
r=fspecial('average', 5);%gera um filtro passa-baixa para retirar os
ruídos gerados pela equalização adaptativa do histograma anteriormente
FG=imfilter(FG,r);%aplica o filtro passa-baixa na imagem equalizada
g=imadjust(FG);%ajusta a intensidade da imagem.
lo=graythresh(g);%Acha o limiar de Otsu para a imagem em 256 níveis de
cinza
g1=im2bw(g,lo);%Aplica o limiar de Otsu na binarização da imagem
R=b+g1; %soma a borda do dente detectada anteriormente com o resultado da
binarização utilizando o limiar de Otsu
R=medfilt2(R);%aplica um filtro de mediana na imagem resultante
figure, imshow(R);%mostra a imagem segmentada resultante da soma anterior
```

IV. Algoritmo II

```
% Algoritmo II
% Análise da imagem de AFD nos componentes R e G
% Michel Bessani
% Engenharia Elétrica com ênfase em eletrônica
% SEL/EESC/USP

clear all
imtool close all
close all
clc

%% Algoritmo
X=imread('x.png');%leitura da imagem com contraste ajustado na variável X

%% Análise do Verde
VD=X;%VD recebe a imagem X
VD(:,:,1)=0;%a componente Vermelha da imagem RGB recebe zero
VD(:,:,3)=0;%a componente Azul da imagem RGB recebe zero
figure, imshow(VD);%f2, mostra somente a componente verde da imagem
g=VD(:,:,2);%g recebe a componente verde
figure, imshow(g);%f3, componente verde em escala de cinza
for i=1:size(g,1);%laço para binarizar a imagem manualmente
    for j=1:size(g,2);
        if(g(i,j)<100);%limiar de binarização
            g(i,j)=0;
        else g(i,j)=g(i,j)+200;
        end
    end
end

%% Análise do Vermelho
VM=X;%VM recebe a imagem X
VM(:,:,2)=0;%a componente Vermelha da imagem RGB recebe zero
VM(:,:,3)=0;%a componente Azul da imagem RGB recebe zero
figure, imshow(VM);%f8, mostra somente a componente vermelha da imagem
r=X(:,:,1);%r recebe a componente vermelha
figure, imshow(r);%f9, componente vermelha em escala de cinza
for i=1:size(r,1);%laço para binarizar a imagem manualmente
```

```
for j=1:size(r,2);
    if(r(i,j)<35);%limiar de binarização
        r(i,j)=0;
    else r(i,j)=r(i,j)+200;
    end
end
end

g=imcomplement(g);%complemento da imagem g
f=r&g;%faz a intersecção das duas imagens
f=f+b;%soma a imagem morfológicamente alterada com a borda do &dente
detectada anteriormente
figure, imshow(f)%mostra o resultado final
```

V. Algoritmo III

```
% Algoritmo III
% Análise da imagem de AFD por textura juntamente com o
% componente G
% Vermelho, Verde e Azul
% Michel Bessani
% Engenharia Elétrica com ênfase em eletrônica
% SEL/EESC/USP

clear all
imtool close all
close all
clc

%% Algoritmo
X=imread('x.png');%leitura da imagem com contraste ajustado na variável X
%% Análise de textura
xg=rgb2gray(X);%converte a imagem em escala de cinza
xg=imadjust(xg);%ajusta o histograma da imagem para 256 níveis
E = entropyfilt(xg);%calcula a entropia da imagem
Eim=mat2gray(E);%Converte a matriz em uma imagem em escala de cinza
m=fspecial('average',5);%gera um filtro passa-baixa para retirar os
%ruídos gerados pela texturização.
xg=imfilter(Eim,m);%aplica o filtro passa-baixa na imagem de textura
c = im2bw(Eim, 0.5);%converte a imagem de textura para binária

%% Análise da componente verde em escala de cinza
g=X(:, :, 2);%g recebe o componente verde da imagem original
lo=graythresh(g);%obtem o limiar de Otsu para a imagem em escala de
%cinza
g=im2bw(g,0.6);%converte a imagem utilizando o limiar de Otsu
g=imcomplement(g);%faz o complemento da imagem binária
r=c&g;%soma o resultado obtido na análise de textura com o resultado da
análise do componente verde em escala de cinza
r=r+b;%soma a borda do dente obtida anteriormente
figure, imshow(r);%mostra o resultado final
```