

Universidade Federal Fluminense



Processamento de padrões de *speckle* digitais para o diagnóstico de desmineralização do esmalte dentário

Vitória de Macedo Castilho

Volta Redonda
2020

Vitória de Macedo Castilho

**Processamento de padrões de *speckle* digitais
para diagnóstico de desmineralização do esmalte dentário**

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal Fluminense, como parte dos requisitos necessários para obtenção do Título de Mestre em Física.

Universidade Federal Fluminense – UFF

Instituto de Física

Instituto de Ciências Exatas

Programa de Pós-Graduação em Física

Orientador: Prof. Dr. José Augusto Oliveira Huguenin

Volta Redonda – RJ

2020

Ficha catalográfica automática - SDC/BIF
Gerada com informações fornecidas pelo autor

C352p Castilho, Vitória de Macedo
Processamento de padrões de speckle digitais para o diagnóstico de desmineralização do esmalte dentário / Vitória de Macedo Castilho ; José Augusto Oliveira Huguenin, orientador. Niterói, 2020.
72 f. : il.

Dissertação (mestrado)-Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2020.

DOI: <http://dx.doi.org/10.22409/PPGF.2020.m.14077365740>

1. Desmineralização do dente. 2. Erosão do esmalte. 3. Padrão de speckle. 4. Depolarização. 5. Produção intelectual. I. Huguenin, José Augusto Oliveira, orientador. II. Universidade Federal Fluminense. Instituto de Física. III. Título.

CDD -

Vitória de Macedo Castilho

**Processamento de padrões de *speckle* digitais
para diagnóstico de desmineralização do esmalte dentário**

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação em Física da Universidade Federal Fluminense, como parte dos requisitos necessários para obtenção do Título de Mestre em Física.

Trabalho aprovado. Volta Redonda – RJ, 27 de julho de 2020:

**Prof. Dr. José Augusto Oliveira
Huguenin**
Orientador

**Prof. Dr. Gabriel Horácio Aguilar
(UFRJ)**
Membro Externo

**Profa. Dra. Carla Regina Alves
Carvalho (UFF)**
Membro Interno

Volta Redonda – RJ
2020

Dedico este trabalho a todos aqueles que me apoiaram durante este período, em especial à minha família, ao meu namorado e ao meu orientador, a eles a minha gratidão eterna.

Agradecimentos

Durante estes dois anos do Mestrado, Deus enviou pessoas muito especiais para contribuírem em minha formação e na construção desta Dissertação. A elaboração deste trabalho não teria sido possível sem a colaboração, encorajamento e solicitude de diversas pessoas das quais tive o prazer de trabalhar junto, discutir ideias e receber orientações valiosas. Gostaria de expressar toda a minha gratidão e admiração a todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho se tornasse uma realidade. A todos quero manifestar os meus sinceros agradecimentos. Em especial,

A **Deus** por sempre iluminar meus passos e ter me dado forças e sabedoria para que pudesse chegar nesse momento único. Obrigado por me permitir errar, aprender e crescer, por sua compreensão e por seu infinito amor.

À minha **mãe** e ao meu **pai** pela sólida formação, pelo apoio incondicional, por todas as lições de amor, amizade, dedicação, compreensão para eles não há agradecimentos suficientes. Ao meu **irmão** e minha **prima/irmã** sempre prontos para me incentivar e apoiar durante esse percurso.

Ao meu **orientador** por toda dedicação, paciência, amizade e por sua imensa generosidade. Agradeço a sua disponibilidade, forma criativa de arguir as ideias para elaboração deste trabalho, orientação, profissionalismo e por todos os ensinamentos compartilhados de forma admirável.

A minha querida amiga **Laíz**, pelas horas de estudos e disciplinas realizadas em conjunto e, principalmente, pela sua amizade, generosidade e apoio constantes. A todos os demais amigos e amigas da Pós-graduação, obrigada pelo convívio, conversas, partilhas de experiências e momentos descontração.

Ao meu ex-orientador e amigo **Prof. Wagner**, que generosamente contribuiu com este trabalho. Seus ensinamentos são e serão sempre marcos significativos em minha vida.

A **Dr.^a Adriana Marques Nunes** e a **Dr.^a Laís Gevisiez de Abreu** que tão gentilmente aceitaram participar e contribuir com esta dissertação.

Aos professores do ICex campus Volta Redonda, os quais participaram diretamente da minha formação, meus sinceros agradecimentos pela atenção, benevolência ao transmitir os conhecimentos, incentivo e reflexões.

Ao **Prof. Ladário** pela receptividade, ensinamentos, conselhos e prestatividade.

Aos meus **amigos** e **familiares** que nunca estiveram ausentes, agradeço a amizade e o carinho que sempre me disponibilizaram. Em especial ao meu querido amigo de toda

uma vida, **Rodrigo**, por todo apoio e carinho.

Ao meu **namorado**, agradeço todo carinho, admiração e pelo companheirismo desde a faculdade até a conclusão deste trabalho.

A todos o meu agradecimento, obrigada por participarem da minha história.

E por fim, à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (**CAPES**) pela concessão da bolsa de estudos.

Na vida, não existe nada a se temer, apenas a ser compreendido.
(Marie Curie)

Resumo

Neste trabalho é apresentado um estudo *in vitro* para detectar a erosão do esmalte dentário causada pelo processo de desmineralização. A constante desmineralização do esmalte é o primeiro passo para instalação da cárie, um dos problemas mais comuns encontrados nos consultórios odontológicos e aflige grande parte da população mundial. Este processo pode ser analisado pela capacidade da superfície dentária, ao receber o condicionamento ácido, aumentar sua rugosidade e espalhar a luz incidente. A desmineralização foi simulada artificialmente através de ataque ácido, onde utilizou-se o ácido fosfórico a 37% de forma a provocar variação de rugosidade mais rapidamente. O fenômeno do espalhamento da luz, produzido por uma superfície rugosa quando incidida por um feixe laser polarizado, foi observado na superfície do esmalte dentário para análise da desmineralização através dos padrões de *speckle*. Os padrões de *speckle* foram analisados estatisticamente através da função *hazard* cumulativa (*CHF*, sigla em inglês), que mostrou ser muito sensível à erosão do esmalte. Além disso, evidenciou-se que o processo de depolarização da luz espalhada oferece a possibilidade de utilização da razão de polarização cruzada (*CPR*, sigla em inglês) como parâmetro para detectar a erosão do esmalte. Ao realizar um ataque ácido sequencial, observou-se uma variação da rugosidade superficial do esmalte, que foi claramente detectada pelo índice *CPR* calculado a partir dos padrões de *speckle*. O resultado obtido contribuiu com novas formas de caracterização da erosão do esmalte, que pode ser um poderoso instrumento para o diagnóstico precoce da desmineralização dos dentes.

Palavras-chaves: desmineralização do dente. erosão do esmalte. padrão de *speckle*. depolarização.

Abstract

In this work an *in vitro* study is presented to detect the erosion of tooth enamel caused by the demineralization process. The constant demineralization of enamel is the first step towards the installation of cavity, one of the most common problems found in dental offices which afflicts a large part of the world population. This process can be analyzed by the capacity of the dental surface, by receiving the acid conditioning, increasing its roughness and spreading the incident light. Demineralization was artificially simulated by acid attack, where 37% phosphoric acid was used to cause roughness variation more rapidly. The phenomenon of scattering produced of a polarized laser beam was observed on the surface of the tooth enamel for demineralization analysis through speckle patterns. The speckle patterns were statistically analyzed through the cumulative hazard function (*CHF*), which proved to be very sensitive to enamel erosion. In addition, it was shown that the process of depolarization of scattered light offers the possibility of using the cross-polarization ratio (*CPR*) as a parameter to detect enamel erosion. When performing a sequential acid attack, a variation of the enamel surface roughness was observed, which was clearly detected by the *CPR* index calculated from speckle patterns. The result obtained contributed to new ways of characterizing enamel erosion, which can be a powerful tool for the early diagnosis of tooth demineralization.

Key-words: teeth demineralization. enamel erosion. speckle patterns. depolarization.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Padrão de <i>speckle</i> característico obtido através da incidência de um feixe laser polarizado na superfície do esmalte dentário, que não sofreu ataque ácido.	28
Figura 2 – Plano de Incidência. Fonte: Elaborada pela Autora (2020)	29
Figura 3 – Região de formação do <i>speckle</i> . Fonte: Imagem adaptada de [33].	30
Figura 4 – Plano difração. Fonte: Imagem adaptada de [33]	31
Figura 5 – Plano Imagem. Fonte: Imagem adaptada de [33]	31
Figura 6 – Procedimento de discretização de uma imagem. Fonte: Imagem adaptada de [35, 37]	32
Figura 7 – Representação da trajetória do vetor campo elétrico para alguns modos de polarização definidos pela defasagem das componentes E_x e E_y . As setas indicam o sentido de rotação do campo elétrico. Fonte: Imagem adaptada de [30]	35
Figura 8 – Representação da trajetória do vetor campo elétrico para polarização circular, onde os campos E_{0x} e E_{0y} possuem o mesmo módulo. As setas indicam o sentido de rotação do campo elétrico. Fonte: Imagem adaptada de [30]	36
Figura 9 – Reflexão de um feixe incidindo em uma superfície lisa. Fonte: Imagem adaptada de [39]	37
Figura 10 – Depolarização de um feixe incidindo em uma superfície rugosa. Fonte: Imagem adaptada de [39]	37
Figura 11 – Ilustração da depolarização da luz na direção normal à superfície, que forma o padrão de <i>speckle</i> . Fonte: Elaborada pela Autora (2020)	38
Figura 12 – Anatomia dental. Fonte: Elaborada pela Autora (2020)	39
Figura 13 – Estágios de progressão da lesão cáries. (a) Desmineralização maior. (b) Lesão de cárie. (c) Diagnóstico de cárie. (d) Cavidade de cárie. Fonte: [46]	41
Figura 14 – Representação da configuração experimental. Fonte: [20]	42
Figura 15 – (a) Quantização e (b) Codificação dos níveis de cinza para cada elemento da matriz. Fonte: Autora (2020)	49
Figura 16 – (a) Transformação da matriz em um vetor linha. (b) Ordenação das intensidades. Fonte: Autora (2020)	49
Figura 17 – Histograma referente as distribuições de intensidade. Fonte: Autora (2020)	50
Figura 18 – Gráfico da função estatística CHF pela escala de cinza. Fonte: Autora (2020)	51

Figura 19 – Imagens obtidas pelo microscópio confocal LEICA [®] DCM3D para as amostras 1 e 2. (a) superfície da Amostra 1 sem ataque ácido, (b) superfície da amostra 1 com 30s de ataque ácido. (c) superfície da amostra 2 sem ataque ácido e (d) superfície da amostra 2 com 15s de ataque ácido.	55
Figura 20 – Esquema experimental: O feixe laser passa por um filtro neutro (<i>NF</i>) antes de incidir sobre a amostra. A luz espalhada pela amostra passa por um polarizador (<i>PBS</i> , sigla em inglês) a $\theta_e = 20^\circ$ da incidência normal da amostra. Este polarizador separa o feixe incidente em dois feixes polarizados que são: transmitido e refletido através das portas <i>H</i> e <i>V</i> , respectivamente. A luz de cada uma destas saídas é captada por uma câmara <i>CCD</i> . Os padrões de <i>speckle</i> são observados na direção normal, $\theta_i = 0^\circ$, e oblíqua, $\theta_i = 20^\circ$	56
Figura 21 – Imagens obtidas para os padrões de <i>speckle</i> da superfície do esmalte dentário, para as amostras 1 e 2. Analisadas para as incidências normais, $\theta_i = 0^\circ$, e oblíquas, $\theta_i = 20^\circ$, para as saídas <i>H</i> e <i>V</i>	60
Figura 22 – Gráficos da função estatística <i>CHF</i> pela escala de cinza, traçado para Amostra 1. (a) Incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, saída <i>H</i> . (b) incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, saída <i>V</i> . (c) incidência oblíqua, $\theta_i = 20^\circ$, saída <i>H</i> e (d) incidência oblíqua, $\theta_e = 20^\circ$, saída <i>V</i> . Nos gráficos, a curva vermelha (faixa sólida) representa o tempo de ataque de 0s e a curva azul (faixa pontilhada) representa o tempo de ataque de 30s.	61
Figura 23 – Gráficos da função estatística <i>CHF</i> pela escala de cinza, traçado para Amostra 2. (a) Incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, saída <i>H</i> . (b) incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, saída <i>V</i> . (c) incidência oblíqua, $\theta_e = 20^\circ$, saída <i>H</i> e (d) incidência oblíqua, $\theta_i = 20^\circ$, saída <i>V</i> . Nos gráficos, a curva vermelha (faixa sólida) representa o tempo de ataque de 0s e a curva azul (faixa pontilhada) representa o tempo de ataque de 15s.	62
Figura 24 – Gráficos para <i>CPR</i> e R_a em função do tempo de ataque ácido para as amostras 1 e 2. (a) e (b) amostra 1, incidência normal e oblíqua, respectivamente, 0s e 30s de tempo de ataque ácido, (c) e (d) amostra 2, incidência normal e oblíqua, respectivamente, 0s e 15s de tempo de ataque ácido	64
Figura 25 – Imagens obtidas para os padrões de <i>speckle</i> da superfície do esmalte dentário, para a amostra 3. Analisadas para as incidências normal, $\theta_i = 0^\circ$, e oblíqua, $\theta_i = 20^\circ$, para as saídas <i>H</i> e <i>V</i>	65
Figura 26 – Gráfico para <i>CPR</i> e R_a em função do tempo de ataque ácido para a amostra 3 que foi submetida a um processo cumulativo de desmineralização.(a) incidência normal e (b) incidência oblíqua.	66

Lista de tabelas

Tabela 1 – Dados de contagem de variações de níveis de cinza.	50
Tabela 2 – Funções estimadas.	51
Tabela 3 – Amostras 1 e 2 com indicações do tempo de ataque ácido e suas respectivas rugosidades.	55
Tabela 4 – Amostra 3 com as indicações para rugosidade correspondente a cada ataque ácido.	66

Lista de abreviaturas e siglas

CAS	Correlação Angular de <i>Speckle</i> .
CCD	Dispositivo de Carga Acoplada, do inglês <i>Charge Coupled Device</i> .
CHF	Função <i>Hazard</i> Cumulativa, do inglês <i>Cumulative Hazard Function</i> .
CMOS	Semicondutor de Óxido de Metal Complementar, do inglês <i>Complementary Metal Oxide Semiconductor</i> .
CPR	Razão de Polarização Cruzada, do inglês <i>Cross Ratio Polarization</i> .
DDPS	Estado Sólido Bombeado por Diodo, do inglês <i>Diode-Pumped Solid-State</i> .
ESPI	Interferência Eletrônica de Padrões de <i>Speckle</i> , do inglês <i>Electronic Speckle Pattern Interferometer</i> .
H	Expoente de Hurst.
NF	Filtro Neutro, do inglês <i>Neutral Density Filter</i> .
PBS	Divisor de feixe polarizado, do inglês <i>Polarization Beam Splitter</i> .
R_a	Rugosidade Média.

Sumário

	Introdução	23
1	PADRÕES DE <i>SPECKLE</i> DIGITAIS	27
1.1	Propriedades gerais de padrões de <i>speckle</i>	27
1.1.1	Geometrias de produção de padrões de <i>speckle</i>	28
1.1.2	Planos de observação do padrão de <i>speckle</i>	30
1.2	Padrões de <i>speckle</i> digitais	32
1.3	Processo de polarização de padrões de <i>speckle</i>	34
1.3.1	Polarização da luz	34
1.3.2	Depolarização	35
2	DESMINERALIZAÇÃO DO ESMALTE DENTÁRIO	39
2.1	Definição	39
2.2	Diagnóstico de desmineralização por padrões de <i>speckle</i>	41
3	PROCESSAMENTO DE PADRÕES DE <i>SPECKLE</i> DIGITAIS	45
3.1	Processamento de imagens na análise de padrões de <i>speckle</i>	45
3.2	Análise de padrões de <i>speckle</i> com <i>CHF</i>	47
3.2.1	A análise de risco por função hazard cumulativa (<i>CHF</i>)	47
3.2.2	<i>CHF</i> para padrões de <i>speckle</i>	48
3.3	Cálculo do <i>CPR</i> através do padrão de <i>speckle</i>	51
4	PRODUÇÃO <i>IN VITRO</i> DE PADRÕES DE <i>SPECKLE</i> POR DENTES DESMINERALIZADOS	53
4.1	Preparação e caracterização das amostras	53
4.2	Geração de padrões de <i>speckle</i> em dentes desmineralizados com laser polarizado	55
5	DIAGNÓSTICO DE DESMINERALIZAÇÃO ATRAVÉS DA ANÁLISE DE PADRÕES DE <i>SPECKLE</i>	59
5.1	Análise dos padrões de <i>speckle</i> gerados por dentes desmineralizados com <i>CHF</i>	59
5.2	Análise dos padrões de <i>speckle</i> gerados por dentes desmineralizados com <i>CPR</i>	63
5.3	Monitoramento sequencial da erosão pelo <i>CPR</i>	64
	Conclusão	67

REFERÊNCIAS 69

Introdução

Métodos ópticos tem ampla aplicação em metrologia e caracterização de materiais. Uma das técnicas mais usadas envolve a obtenção e processamento dos padrões de *speckle* [1]. Os padrões de *speckle* podem ser produzidos pelo espalhamento da luz em superfícies opticamente rugosas [1] e são amplamente utilizadas para metrologia óptica, como propõe [2]. O padrão de *speckle* é o resultado da interação entre uma superfície rugosa e o feixe laser coerente que a ilumina. O resultado deste tipo de interação produz o conjunto de grânulos que conhecemos como padrões de *speckle*, resultantes do processo de interferência das ondas eletromagnéticas defasadas oriundas do feixe incidente. A superposição coerente destas ondas procede em um padrão de interferência, das quais as intensidades variam, originando a formação de pontos luminosos, claros e escuros. As superfícies opticamente rugosas são caracterizadas pelas suas irregularidades, micro relevos distribuídos randomicamente que são capazes de espalhar a luz incidente em várias direções. A rugosidade é uma característica que desperta muito interesse da indústria, por conta do controle no processo de fabricação, e de pesquisadores acerca da avaliação destas superfícies.

Na área de engenharia mecânica, qualidade e caracterização de superfícies são essenciais para performance e segurança de peças e/ou dispositivos. Para superfícies metálicas, por exemplo, a deformação [3] e a corrosão [4] já foram investigadas. Vários trabalhos apresentam diferentes tratamentos estatísticos de padrões de *speckle* para medir a rugosidade da superfície como contraste [5], correlação do *speckle* [6], expoente de Hurst [7, 8], dimensão fractal e limiar de Tsallis [9], entre outros. Recentemente, foi apresentada uma proposta utilizando a Razão de Polarização Cruzada (*CPR*, sigla em inglês) [10], com aplicação potencial para medir a rugosidade superficial por meio da medição da intensidade dos padrões de *speckle* [11].

Os métodos ópticos de análise vêm sendo também amplamente empregados em estudos biológicos. Por exemplo, a espessura e topologia de superfície de biofilmes vivos foi investigada por microscopia óptica interferométrica [12]. No estudo odontológico, por meio de radiometria fototérmica e luminescência modulada, foi produzida a remineralização do esmalte humano desmineralizado artificialmente [13]. Vários trabalhos foram dedicados à investigação da erosão por diferentes técnicas ópticas, como a micrografia transversal e a tomografia de coerência óptica [14, 15]. Entretanto, o método comumente utilizado nos consultórios odontológicos para diagnóstico de cárie e erosão dentária ainda é o método visual-tátil, associados a imagem radiográfica [16]. O padrão de *speckle* surge neste contexto com funcionalidades nas análises dos processos corrosivos [4], possibilitando a correlação de características da superfície, como a rugosidade.

Em relação aos estudos dentários com padrões de *speckle*, as modificações que acometem a estrutura dentária foram investigadas através da utilização da interferometria de *speckle* laser [17]. A vitalidade da polpa do dente foi avaliada através de imagens de *speckle* laser [18]. Através da análise do mapa de contraste do *speckle* laser produzido por dentes atacados, a região de erosão do esmalte mostrou uma assinatura clara nos padrões de *speckle* [19]. Neste estudo os autores produziram padrões de *speckle* através da iluminação das superfícies dentárias, utilizando um feixe laser com incidência normal e oblíqua. Os padrões de *speckle* gerados pelo laser polarizado foram utilizados para diagnosticar precocemente da erosão dentária [20]. Neste caso, foi possível observar que a imagem obtida do laser polarizado é sensível à erosão dentária. Vale ressaltar que todas as técnicas ópticas utilizadas relacionam a erosão das superfícies dentárias como uma assinatura do processo de desmineralização.

A desmineralização dentária é um processo identificado pela perda de minerais no esmalte do dente. Estes minerais são os responsáveis pela dureza da camada externa da estrutura dentária, o esmalte. Esta estrutura rígida é formada, em grande parte, por minerais como o cálcio e o flúor [21]. O processo de desmineralização ocorre quando os dentes sofrem exposição ácida, levando à erosão dentária e ao desgaste abrasivo [22]. A perda de minerais que compõem o esmalte dentário propicia a formação de cavidades e irregularidades na superfície do esmalte, aumentando a proliferação de placas bacterianas. A erosão dentária é um problema clínico grave que pode levar à perda do esmalte [23], e posteriormente, ao surgimento de cáries.

Atualmente, o consumo de alimentos industrializados contendo ácidos têm levado a um número alarmante de pessoas com essa patologia, [24, 25]. O diagnóstico clínico é atualmente feito pelo dentista. Muitas vezes, quando a patologia é observada, já se encontra numa fase avançada. O diagnóstico antecipado tem sido o principal método de prevenção a danos irreversíveis do esmalte [26, 27]. A importância do diagnóstico precoce leva os investigadores de todo o mundo a apresentarem diferentes técnicas capazes de detectar a erosão dentária [28, 29].

Neste trabalho, foi realizado um estudo *in vitro* da dispersão de luz na superfície de três dentes anteriores que sofreram ataques ácido, a fim de simular o processo de desmineralização artificial. Os padrões de *speckle* foram produzidos pela iluminação das superfícies dentárias com um feixe laser polarizado horizontalmente (H). O laser incide na direção normal e oblíqua nas amostras. Nos dois casos, os padrões de *speckle* foram registrados por uma câmera *CCD*, capturando separadamente as componentes horizontal (*H*) e vertical (*V*) da luz espalhada pela superfície do esmalte. A componente vertical é produzida pelo processo de depolarização. Todos os padrões de *speckle* foram analisados estatisticamente usando a função *hazard* cumulativa (*CHF*, sigla em inglês). Além disso, foi utilizada a razão de polarização cruzada (*CPR*, sigla em inglês), mostrando que a

erosão pode ser detectada através da simples medição da intensidade da luz espalhada.

Esta dissertação está organizada em 5 capítulos. No capítulo 1 será abordado os padrões de *speckle* digitais, com descrições sobre as propriedades gerais de padrões de *speckle*, discussão das diferentes geometrias de produção e observação destes padrões e formação de uma imagem digital. O encerramento do capítulo analisa o processo de depolarização de padrões de *speckle* e explora a polarização da luz. No capítulo 2 será detalhado o efeito de desmineralização no esmalte dentário e uma proposta de diagnóstico para desmineralização por padrões de *speckle*, com enfoque em métodos ópticos para reconhecimento precoce da erosão dentária.

No capítulo 3 será apresentado o processamento de padrões de *speckle* digitais, algumas técnicas de processamento de imagens digitais para obtenção de informação e os métodos utilizados para o cálculo de *CHF* e *CPR*. O capítulo 4 será dedicado à preparação e caracterização das amostras, bem como a configuração óptica para a produção dos padrões de *speckle*. Estes são gerados a partir da incidência de um laser polarizado nas amostras dentárias antes e depois de serem expostas ao condicionamento ácido. O último capítulo é reservado para apresentação dos resultados obtidos e discussões, apresentando as principais conclusões deste processo.

1 Padrões de *speckle* digitais

Diversos são os fenômenos que podem ser envolvidos no processo de interação da luz com a matéria, sendo estes: absorção, reflexão, transmissão, dispersão e espalhamento [30]. Este último é motivo de interesse, pois é essencial na formação do grânulo óptico, que é o aspecto visual apresentado pelos padrões de *speckle* [1].

Sabe-se que quando um feixe incide sobre uma superfície lisa ocorre um fenômeno óptico conhecido como reflexão especular, que pode ser observado em superfícies completamente lisas como um espelho [31]. No entanto, ao incidir o mesmo feixe em uma superfície rugosa, o fenômeno óptico observado é conhecido como reflexão difusa [32]. No caso, têm-se superfícies opticamente rugosas, ou seja, a rugosidade média, que é proveniente dos micro-relevos (picos e vales), tem dimensões comparáveis com o comprimento de onda da luz incidente. As ondas eletromagnéticas, oriundas do feixe que incide sobre a superfície, são espalhadas com suas fases variando aleatoriamente. Os caminhos percorridos por essas frentes de ondas são arbitrários para cada ponto do plano de observação e a superposição coerente destas ondas resultam em um padrão de interferência, cujas intensidades variam. O padrão de *speckle*, então, surge da interferência entre vários feixes espalhados a partir de uma superfície rugosa [1].

Neste capítulo apresentam-se propriedades gerais dos padrões de *speckle*, bem como formas de observação destes a partir do espalhamento em superfícies rugosas. O processo de digitalização do padrão *speckle* é discutido e demonstrado sua utilização para o processamento de imagens. Apresenta-se também uma discussão sobre o processo de depolarização dos padrões de *speckle*.

1.1 Propriedades gerais de padrões de *speckle*

As superfícies rugosas, quando incididas por um feixe laser coerente, apresentam um padrão de aparência granular característico [1]. Este padrão é surpreendentemente complexo, pois não tem correlação explícita com as características superficiais macroscópicas da superfície iluminada. Este comportamento granular é irregular e aleatório. Então, ao iluminar uma superfície rugosa com uma luz coerente, a onda refletida desta superfície apresenta um espalhamento aleatório da luz. Os espalhadores são as irregularidades, picos e vales, contidos na área iluminada. Quanto mais aleatória e acentuada forem estas irregularidades, mais difusa é a reflexão, mais espalhamento é observado [1].

Ao incidir um feixe de luz coerente em uma superfície opticamente rugosa, obtêm-se uma imagem que apresenta uma distribuição de intensidades luminosas particular. Os

vários componentes irregulares presentes na superfície provocam o espalhamento aleatório das ondas eletromagnéticas, o que influencia nos mais variados trajetos ópticos que a luz espalhada percorreu, provocando defasagens aleatórias no plano de observação [33]. Estas ondas defasadas podem se encontrar tendo como consequência a coerente superposição destas, dando origem a um padrão de interferência. Estes pontos de interferência, construtiva ou destrutiva, resultam em um padrão granular que é conhecido como *speckle* [1].

A Figura 1 exemplifica uma imagem característica dos padrões de *speckle*. É possível observar pontos brilhantes, onde a interferência é construtiva; pontos escuros, em que a interferência é destrutiva e níveis de luminosidade entre esses limites. Deste modo, o padrão de luminosidade apresenta uma distribuição contínua de valores de intensidade com aparência de “grânulos”, distribuídos aleatoriamente.

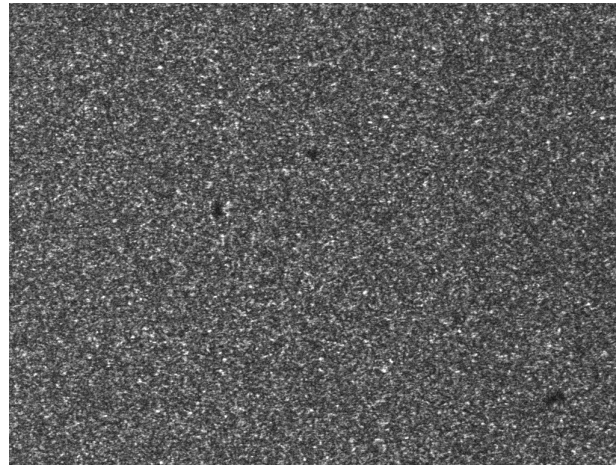


Figura 1 – Padrão de *speckle* característico obtido através da incidência de um feixe laser polarizado na superfície do esmalte dentário, que não sofreu ataque ácido.

O conjunto de pontos claros e escuros que visualiza-se na Fig. 1 é conhecido como **padrão de *speckle***. Esse padrão é característico da área que está sendo iluminada na superfície. Quando se altera a área iluminada, o padrão de *speckle* também é modificado, visto que uma nova área da superfície está sendo iluminada e em uma superfície rugosa as micro-imperfeições estão aleatoriamente distribuídas. Muda-se, portanto, os espalhadores e uma nova distribuição de intensidades resultará deste processo de interferência. Portanto, os padrões de *speckle* possuem características particulares à própria superfície e à área iluminada. Deste modo, estes fatores influenciam no padrão observado.

1.1.1 Geometrias de produção de padrões de *speckle*

Para descrever as diferentes geometrias de produção e observação dos padrões de *speckle*, considere a incidência de um feixe laser em uma superfície lisa, como um espelho. Conforme ilustrado na Figura 2, o feixe de luz incide formando um ângulo θ_i com a reta normal à superfície. Esse é o ângulo de incidência.

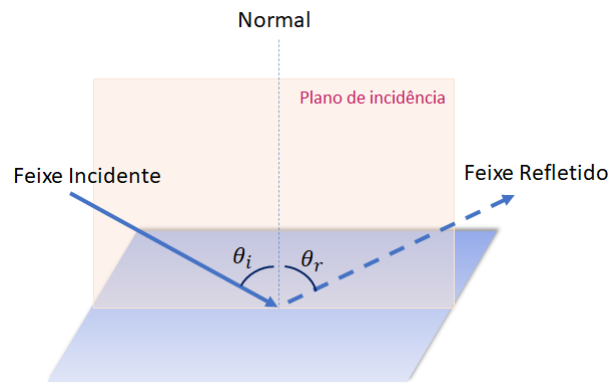


Figura 2 – Plano de Incidência. Fonte: Elaborada pela Autora (2020)

De acordo com a Fig. 2, quando um feixe de luz incide sobre uma superfície lisa e bem polida, observa-se um fenômeno conhecido como **reflexão especular**. Nesta situação, o feixe de luz refletido apresenta sempre o mesmo comportamento em relação ao feixe de luz incidente.

O fenômeno da reflexão especular pode ser caracterizado pelas leis da reflexão. De acordo com a 1^a **lei da reflexão**, a reta normal à superfície e os feixes de luz, incidente e refletido, estão contidos no mesmo plano. O plano formado pelo feixe incidente e a reta normal é definido como *plano de incidência*. De maneira análoga, o *plano de reflexão* contém o feixe refletido e a reta normal. Já a 2^a **lei da reflexão** propõe que o ângulo de incidência, θ_i , é igual ao ângulo de reflexão, θ_r , formado pelo feixe refletido e a reta normal. Vale ressaltar que a reflexão de um feixe luminoso é o fenômeno em que o feixe de luz incidente pode alterar sua direção e/ou sentido, mas permanece no mesmo meio de propagação.

Considere o caso do feixe de luz incidir perpendicularmente à superfície, $\theta_i = 0$, conhecido como **incidência normal**. O que acontece com o feixe de luz refletido? Para uma superfície lisa, a reflexão especular se dá na direção $\theta_r = 0$, logo o feixe refletido volta sobre o feixe incidente e não veremos separadamente o feixe refletido.

Na natureza, contudo, as superfícies lisas e polidas não são comumente encontradas. Deste modo, pode ocorrer a reflexão difusa, com o feixe de luz sendo parcialmente espalhado em várias direções e sentidos. Assim, mesmo com a incidência normal, é possível observar a luz espalhada em outras direções, formando padrões de *speckle* [34].

Por outro lado, para o caso onde $\theta_i \neq 0$, conhecido como **incidência oblíqua**, na direção $\theta_r = \theta_i$ teremos a reflexão especular, contendo a maior parte da energia luminosa incidente. Contudo, para superfícies rugosas observa-se também a luz espalhada em outras direções, inclusive na direção normal à superfície, onde é possível observar novamente padrões de *speckle*.

A Figura 3 ilustra estes casos. O feixe incidente faz um ângulo θ_i com a reta normal.

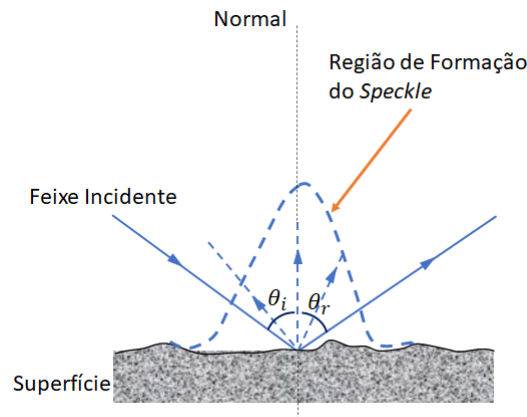


Figura 3 – Região de formação do *speckle*. Fonte: Imagem adaptada de [33].

Identifica-se a luz espalhada na direção especular (θ_i) ou em outra direção qualquer ilustrada pela semi-circunferência que define a região de formação do padrão de *speckle*. Nesta dissertação, consideram-se duas geometrias para formação de padrões de *speckle*: 1) incidência oblíqua e observação do padrão na direção normal e, 2) incidência normal e observação do padrão em uma direção oblíqua.

Nesta ilustração, a região de formação é definida no plano de incidência, como em geral se faz, porém vale destacar que é observado um plano perpendicular à direção de formação. Estes planos de observação serão definidos na próxima subseção.

1.1.2 Planos de observação do padrão de *speckle*

Quanto a observação da luz espalhada, ela pode se dar em dois planos fundamentais: o **plano de difração** e o **plano imagem** [1].

O **plano de difração** é obtido com a projeção da luz espalhada propagada de forma livre, sem nenhum elemento óptico posicionado entre a superfície espalhadora e o plano de observação conforme ilustra a Fig. 4. Como é possível observar, a área da superfície é iluminada por um feixe incidente a um ângulo θ fixo e o padrão de *speckle* forma-se no anteparo posicionado a uma distância D da superfície, propagando-se livremente. O padrão formado no anteparo define o plano de observação. Sendo a distância entre a superfície espalhadora e o plano de observação suficientemente grande comparada aos espalhadores, considera-se a difração de Fraunhofer, observando-se o campo distante [30].

Por outro lado, o **plano imagem** ocorre quando a observação é realizada com auxílio de um sistema óptico posicionado entre a superfície espalhadora e o plano de observação. A imagem da superfície iluminada é projetada no plano de observação, como esboçado na Fig. 5. Uma lente é colocada de maneira a formar a imagem da região iluminada no plano de observação (anteparo). Nesta geometria, a observação é feita do

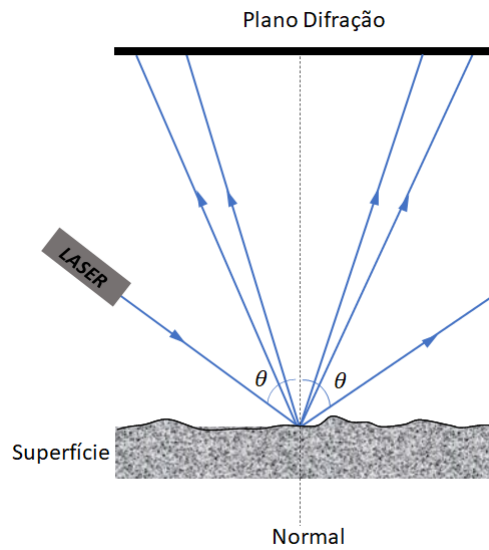


Figura 4 – Plano difração. Fonte: Imagem adaptada de [33]

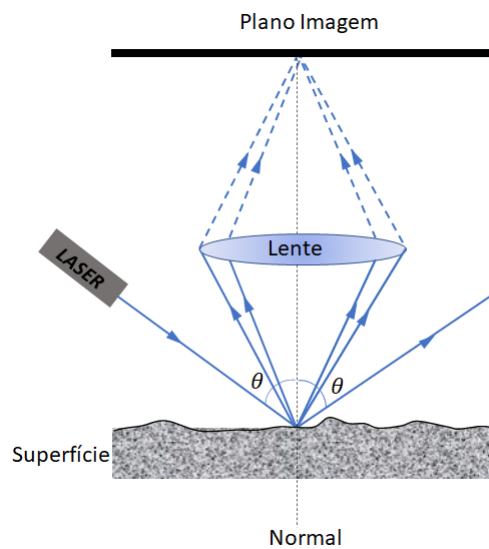


Figura 5 – Plano Imagem. Fonte: Imagem adaptada de [33]

campo próximo, ou seja, temos a difração de Fresnel. Nesta dissertação, todos os padrões de *speckle* foram observados no plano de difração.

Em relação ao registro dos padrões de *speckle*, ele pode ser analógico (através de filmes) ou digital, (através de câmeras CCD) [35]. Este último tem sido cada vez mais utilizado para implementação de técnicas de caracterização, pois a digitalização do padrão permite uma gama de operações de processamentos que relacionam o padrão de *speckle* com a superfície espalhadora. Na próxima seção apresenta-se este processo de digitalização.

1.2 Padrões de *speckle* digitais

A imagem digital é a representação bidimensional construída a partir de um conjunto finito de *pixels*. O *pixel* é a menor parte da imagem e quando agrupados, esses pontos diminutos formam a imagem digital em 2D. Em uma imagem em preto e branco, cada *pixel* tem associado a si um valor de intensidade, o qual é chamado de níveis de cinza [35]. Estes níveis consistem em uma escala que pode variar em um intervalo de 0 a 255, onde os valores próximos de 0 representam as regiões mais escuras e os valores próximos de 255 denotam as regiões mais claras, ou brilhantes. As imagens coloridas precisam de mais de um valor para caracterização de cada pixel. São necessários 3 valores para representação de qualquer cor, sendo estes: vermelho, verde e azul. Esse formato é conhecido como *RGB*: Red (vermelho), Green (verde) e Blue (azul). A combinação de tons destas cores possibilita a geração de quaisquer outras cores.

Uma imagem digital é formada, então, por um conjunto de *pixels* colocados lado a lado, contendo, por exemplo, N *pixels* na horizontal e M na vertical. Diz-se que a imagem tem $N \times M$ *pixels*. Neste arranjo, pode-se usar uma notação matricial para descrever a imagem. Cada *pixel* representa um elemento (i, j) da matriz e sua intensidade, com o valor do elemento dado em níveis de cinza. Esse modelo matricial utiliza os elementos da matriz para o armazenamento das intensidades em cada pixel da imagem digitalizada [36]. A matriz, então, tem N colunas e M linhas.

De outra maneira, pode-se dizer que uma imagem digital é um sinal bidimensional representado por uma função $f(x, y)$, onde x e y são coordenadas espaciais e f é a amplitude de intensidade, ou brilho, de cada ponto (x, y) sendo estas posições finitas e discretas.

Uma imagem digital pode ser adquirida através da digitalização da imagem analógica, em um processo de aproximação de uma cena real em uma imagem digital. Na Fig. 6 pode-se observar o processo de conversão analógico/digital dado através da discretização de uma imagem, onde é possível observar a amostragem, a quantização e a codificação do nível de cinza para cada elemento da matriz.

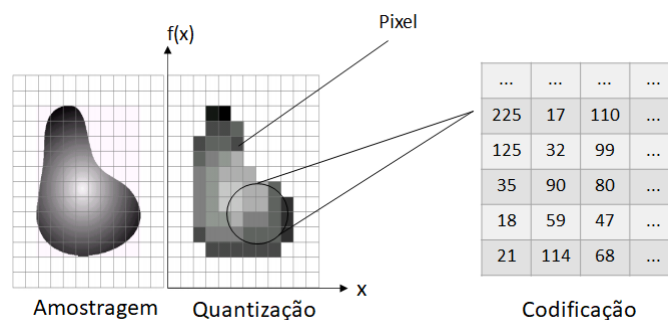


Figura 6 – Procedimento de discretização de uma imagem. Fonte: Imagem adaptada de [35, 37]

A obtenção da digitalização de uma imagem em preto e branco acontece por meio da amostragem espacial e da quantização da função $f(x, y)$, onde x e y são números inteiros. Classifica-se como amostragem a medição do valor dos pontos que está relacionado à totalidade do número de pixels, tanto horizontalmente como verticalmente. A quantização é definida pelo valor da intensidade do ponto, medido através do seu nível de cinza [37].

A digitalização é feita através de câmeras digitais *CCD* ou *CMOS*, por exemplo. Nesta dissertação utilizou-se a câmera *CCD*. A câmera *CCD* (*Charge Coupled Device*) é responsável por capturar a luz advinda dos objetos e transformá-la em imagem. As seções do sensor *CCD* produzem a imagem a partir da captação de sinais elétricos de maneira proporcional à intensidade da luminosidade percebida. Este sensor possui transdutores fotossensíveis cuja principal função é converter em carga elétrica a energia luminosa captada. Cada ponto da imagem, representado por um *pixel*, corresponde a uma única seção do sensor e estão organizados em forma matricial com o objetivo de capturar a imagem.

As cargas elétricas são recolhidas pelos capacitores e transferidas para um amplificador, exibindo a imagem como uma série de voltagens. Essas voltagens são quantidades analógicas que devem passar pela conversão analógico-digital [38]. O digitalizador é o dispositivo que converte o sinal elétrico analógico produzido na saída do sensor em um sinal digital. Assim, este sinal poderá ser lido e gravado em valores numéricos, formando-se a imagem digital.

A imagem digitalizada assume um tamanho adimensional, em pixels. As dimensões em *pixels* medem o número total destes ao longo da largura e da altura de uma imagem. Neste trabalho, as imagens analisadas tinham as seguintes dimensões: 768 *pixels* de altura, ou número de linhas, por 1024 *pixels* de largura, ou número de colunas, totalizando 786.432 *pixels* ou número de elementos da matriz. Para mensurar a qualidade da amostra, deve-se conhecer a razão entre o número de *pixels* e o tamanho real da imagem, em um processo denominado resolução. A resolução da imagem irá expressar o rigor no processo de digitalização e está ligada diretamente ao número de *pixels*. Quanto maior for o número de *pixels*, melhor será a resolução da imagem.

Neste trabalho, para obtenção das imagens digitais, foi utilizada uma câmera *CCD* e o registro digital foi armazenado no computador. Com o auxílio do Software MATLAB[®] realizou-se o processamento da imagem. A análise do processamento de imagens digitais se dá pela transformação desta em matriz cuja ordem equivale aos tons de cinza do sistema. Como visto anteriormente, a imagem digital é simplesmente uma matriz de *pixels*, onde cada *pixel* é um número que representa o valor do seu nível de cinza em determinada posição.

As funções de processamento de imagem consistem na análise das imagens para o reconhecimento de padrões e de informações afim de serem extraídas para investigação.

Nos próximos capítulos os padrões de *speckle* digitais serão usados para relacionar as variações de intensidade com a rugosidade.

1.3 Processo depolarização de padrões de *speckle*

Esta seção discutirá a polarização da luz e o processo de depolarização devido ao espalhamento.

1.3.1 Polarização da luz

A luz é uma onda eletromagnética que resulta da oscilação dos campos elétrico e magnético. As ondas eletromagnéticas são classificadas como transversais, pois o vetor campo elétrico e o vetor campo magnético são perpendiculares à direção de propagação. Somente as ondas transversais podem passar pelo processo de polarização [30].

A polarização de uma onda eletromagnética é definida através do comportamento temporal do vetor campo elétrico em relação a sua direção de propagação, sendo estes ortogonais. Assim, se o campo elétrico oscilar em uma determinada direção pode-se dizer que esta luz foi polarizada. A luz não polarizada, ou a luz natural, é a composição de diversas ondas eletromagnéticas que vibram em diversos planos perpendiculares à direção de propagação [30].

O fenômeno da polarização ocorre após as ondas transversais atravessarem um dispositivo capaz de selecionar uma direção em que o campo elétrico oscile e impede que esta passe pelas outras direções de oscilação. Este dispositivo é chamado de polarizador. Existem diferentes tipos de polarização apresentadas por um feixe de luz, destacando-se: linear, elíptica e circular.

Para uma melhor compreensão dos tipos de polarização, pode-se escrever o campo elétrico associado a uma onda plana, num determinado instante de tempo e propagando-se ao longo do eixo z . Assim, o campo elétrico pode ser escrito da seguinte forma [30]

$$\vec{E}(z, t) = (E_{0x} \hat{i} + e^{i\delta} E_{0y} \hat{j}) e^{i(kz - \omega t)} \quad (1.1)$$

onde E_{0x} e E_{0y} são as componentes transversais no plano de oscilação xy e δ é a diferença de fase entre as componentes, $\delta = \delta_y - \delta_x$. Essa diferenciação será feita impondo alguns valores específicos para a diferença de fase [33].

Quando a diferença de fase é dada por $\delta = n\pi$, onde n pode assumir os seguintes valores $0, \pm 1, \pm 2, \dots$ assim a polarização observada será do tipo linear, onde as direções de oscilação do campo elétrico e magnético se mantém fixa. No entanto, o módulo e o sentido do campo elétrico mudam no tempo. A definição matemática para **polarização linear** da luz é dada por

$$\vec{E}(z, t) = (E_{0x} \hat{i} \pm E_{0y} \hat{j}) e^{i(kz - \omega t)} \quad (1.2)$$

e

$$\tan(\theta) = \frac{E_{0y}}{E_{0x}} \quad (1.3)$$

onde o sinal + e – representam os valores para n par e ímpar, respectivamente, e θ é o ângulo entre a direção de polarização e o eixo x . Para **polarização elíptica**, considere as seguintes condições: $E_{0y} \neq E_{0x}$ e $\delta = n\pi + \pi/2$ onde $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$. Assim, a Eq.1.1 pode ser escrita como

$$\vec{E}(z, t) = (E_{0x} \hat{i} \pm i E_{0y} \hat{j}) e^{i(kz - \omega t)} \quad (1.4)$$

onde o sinal + refere-se a n par e o sinal – refere-se a n ímpar. Uma onda cuja extremidade do vetor campo elétrico descreve uma elipse é chamada de elipticamente polarizada. Para n par, temos que o sentido de rotação do campo elétrico é **horário** e a **polarização é elíptica à esquerda** e para n ímpar temos que o sentido de rotação do campo é **anti-horário** e a **polarização é elíptica à direita**. Na Fig. 7 encontram-se alguns tipos de polarização linear e elíptica da luz, causados pelas defasagens entre as componentes E_x e E_y do campo elétrico.

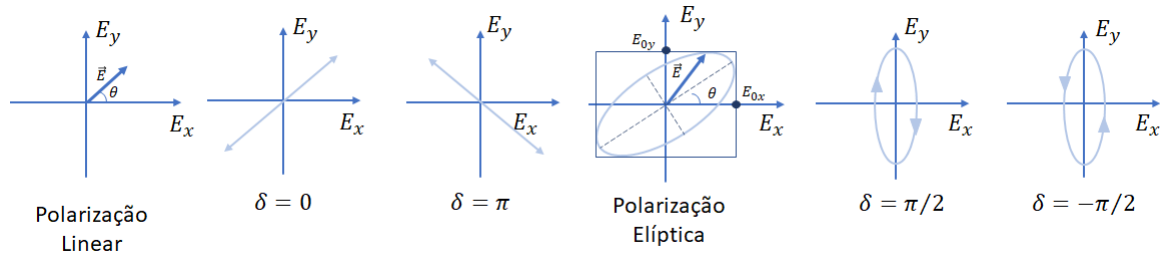


Figura 7 – Representação da trajetória do vetor campo elétrico para alguns modos de polarização definidos pela defasagem das componentes E_x e E_y . As setas indicam o sentido de rotação do campo elétrico. Fonte: Imagem adaptada de [30]

Para **polarização circular** da luz deve-se estabelecer as seguintes condições: $E_{0y} = E_{0x}$ e $\delta = n\pi + \pi/2$ onde $n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$. Como consequência a Eq.1.1 se reduz a

$$\vec{E}(z, t) = (E_{0x} \hat{i} \pm i E_{0y} \hat{j}) e^{i(kz - \omega t)} \quad (1.5)$$

onde o sinal + e – representam os valores para n par e ímpar, respectivamente. Um detalhe importante se refere ao sentido de rotação do campo elétrico. Quando n for par o campo elétrico gira no sentido **anti-horário**, ou seja, **onda polarizada à esquerda**. Para o caso que n é ímpar o campo gira no sentido **horário**, ou seja, **onda polarizada à direita**. Na Fig. 8 encontram-se alguns tipos de polarização circular da luz.

1.3.2 Depolarização

Ao incidir um feixe de luz polarizada em uma superfície rugosa, o processo de espalhamento produz uma mudança na polarização da luz espalhada, conhecido como

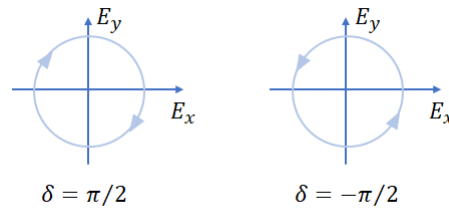


Figura 8 – Representação da trajetória do vetor campo elétrico para polarização circular, onde os campos E_{0x} e E_{0y} possuem o mesmo módulo. As setas indicam o sentido de rotação do campo elétrico. Fonte: Imagem adaptada de [30]

depolarização [32]. Este efeito não é observado na reflexão especular em superfícies lisas, como espelhos. Por outro lado é acentuado na reflexão difusa, dependendo dos espalhadores, que são irregularidades presentes na superfície. Na ocorrência de uma distribuição randômica dos espalhadores, o espalhamento irá girar aleatoriamente a polarização da luz incidente, de maneira que a luz espalhada tem sua polarização inicial modificada, se depolarizando. Com a depolarização perde-se totalmente a polarização inicial, ou seja, as direções de oscilação do campo elétrico da luz espalhada não possui uma direção preferencial, portanto, não polarizada. Na sequência, apresenta-se uma discussão sobre depolarização seguindo-se a Referência [39].

Antes de iniciar essa discussão, deve-se definir as direções de polarização s e p . Estas se referem às componentes da polarização perpendicular (s) e paralela (p) ao plano de incidência. No exemplo ilustrado na Figura 9 para direção s , a polarização está ao longo no plano xz e para direção p , a polarização está no plano xy .

Considere, a princípio, um feixe de luz polarizado na direção p incidindo em uma superfície plana e lisa. A Fig. 9 demonstra essa situação. O feixe incidente tem uma intensidade I_{ip} (representado pela seta à esquerda) e faz um ângulo θ_i em relação à normal, logo, o plano incidente é xy . Diante disso, obtém-se o caso da reflexão especular, onde $\theta_i = \theta_r$ no qual o feixe incidente com intensidade I_{ip} é refletido I_{rp} em uma única direção de saída. Neste caso, não se observa mudança na polarização, ou seja, a polarização continua no mesmo plano após ser refletida e conclui-se que a luz não sofreu depolarização.

Se a superfície for rugosa, conforme ilustra a Figura 10, além da reflexão especular, parte da luz é espalhada em várias direções, além da especular. Ocorre neste caso o processo de depolarização, evidenciado pelo surgimento de uma polarização cruzada que é a polarização ortogonal a do feixe incidente, polarizado no plano xz . Caso seja feita uma medida projetiva em polarização do feixe na direção especular, esta passa a ser percebida como componente de polarização s , onde o campo eletromagnético oscila no plano xy , neste exemplo. Sendo assim, é possível detectar a intensidade da luz nas polarizações s e p , observadas em qualquer direção. Conseqüentemente, pode-se analisar a quantidade da

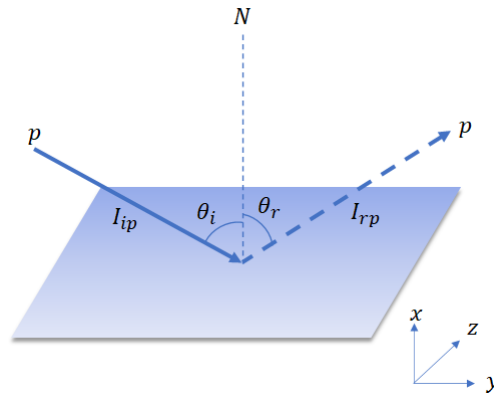


Figura 9 – Reflexão de um feixe incidindo em uma superfície lisa. Fonte: Imagem adaptada de [39]

luz que não sofreu depolarização, I_{rp} , e a intensidade da luz depolarizada, I_{rs} [32].

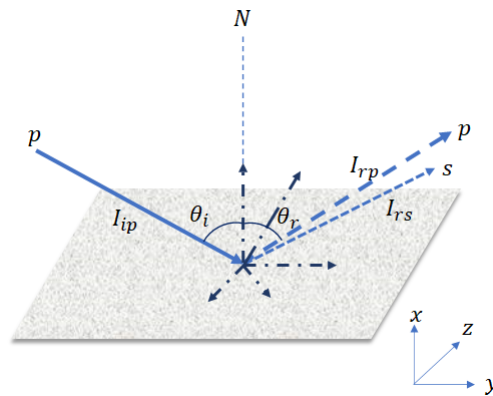


Figura 10 – Depolarização de um feixe incidindo em uma superfície rugosa. Fonte: Imagem adaptada de [39]

Em um novo cenário da superfície rugosa, ao invés de observar na direção especular, analisa-se o padrão de *speckle* na direção normal. A Fig.10 ilustra esta situação. Um feixe de luz com polarização p e intensidade I_{ip} incide em uma superfície irregular, com alguma rugosidade. Nesta situação, a análise não é realizada uma única direção, mas em todo o plano do padrão de *speckle*. De acordo com a Fig.11, é possível observar a depolarização da luz em diferentes pontos do padrão de *speckle*, ou seja, cada pequena região do padrão tem uma dada intensidade, representadas na figura por I' e I'' . O padrão de *speckle*, então, apresentará intensidades com polarizações como I_{rp} (sem depolarização), I_{rs} (polarização cruzada), além de polarizações em direções α quaisquer, cuja $I_{r\alpha}$ pode ser projetada na base $\{s, p\}$.

Portanto, quando um feixe linearmente polarizado incide em uma superfície e modifica sua polarização, levando em consideração o plano de incidência, a luz refletida é capaz de alterar as componentes das intensidades e fases [32]. Essas variações carregam

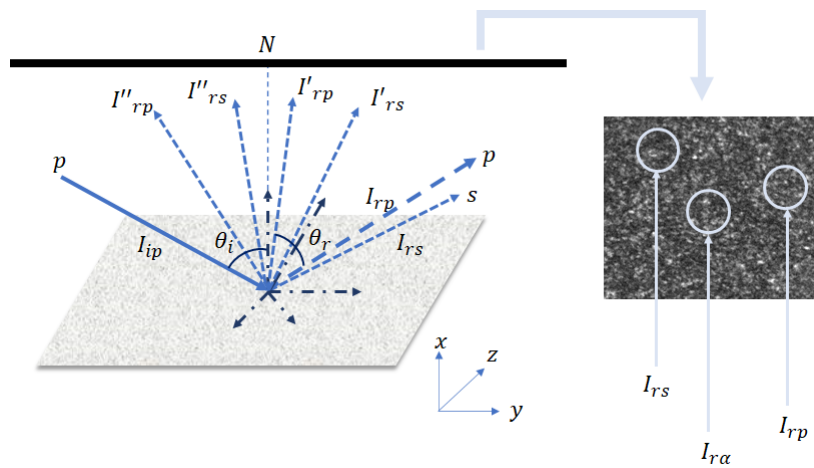


Figura 11 – Ilustração da depolarização da luz na direção normal à superfície, que forma o padrão de *speckle*. Fonte: Elaborada pela Autora (2020)

as informações da superfície em análise, podendo ser investigadas com o intuito de caracterização desta superfície.

O próximo capítulo apresentará uma breve introdução ao problema clínico que será abordado nesta dissertação com a finalidade de diagnóstico via processamento de padrões de *speckle* digitais: a desmineralização do esmalte dentário.

2 Desmineralização do esmalte dentário

Neste capítulo, será apresentado de forma um pouco mais detalhada o efeito de desmineralização.

2.1 Definição

O dente é uma estrutura rígida que tem participação essencial no processo digestivo. Esta rigidez se deve à sua constituição mineralizada [40]. O elemento dental é constituído pelo esmalte, dentina e polpa como podemos ver na Fig. 2.1. A porção mais externa do dente é a coroa, a parte exposta do dente na cavidade oral. Já a parte abaixo da coroa dentária, que se encontra escondida sob a gengiva, é conhecida como a raiz do dente.

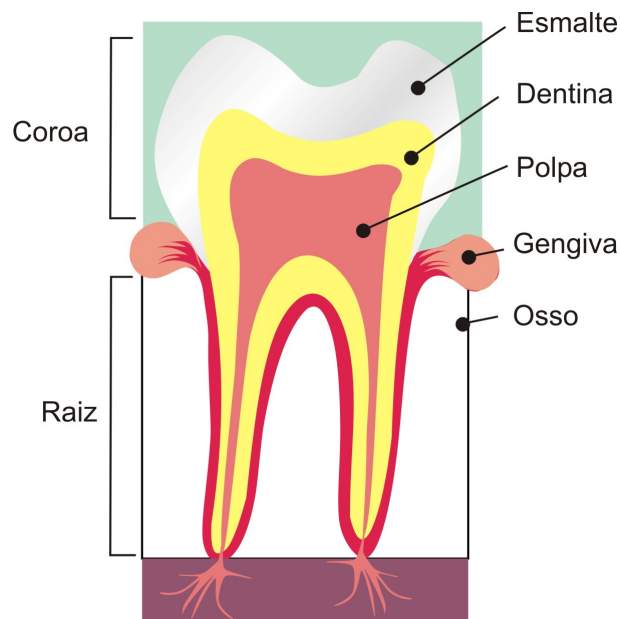


Figura 12 – Anatomia dental. Fonte: Elaborada pela Autora (2020)

O esmalte é a camada externa que reveste a superfície da coroa dentária e é extremamente dura. Essa é a parte mais mineralizada da estrutura dentária tendo como função principal proteger as estruturas internas como a dentina e a polpa. A dentina é a parte que fica localizada atrás do esmalte e do cimento¹, desde a coroa dentária até a raiz do dente, apresentando uma estrutura menos dura que o esmalte. A polpa dentária é a parte em que se localizam os vasos sanguíneos e terminações nervosas, responsáveis pela vitalidade do elemento dental [40]. As estruturas citadas anteriormente funcionam de forma harmônica, sendo assim, é nítida a dependência entre esses elementos para constituírem

¹ É a camada que recobre a raiz do dente.

um sorriso saudável. O direcionamento desta dissertação está relacionada ao estudo dos fenômenos que acometem o esmalte dentário.

Um acometimento muito comum que pode ser observado no esmalte é a desmineralização ou processo de erosão dentária. O processo de desmineralização pode ocorrer nos seres humanos em qualquer fase da vida, desde a infância à fase adulta, envolvendo tanto a dentição decídua como a dentição permanente [41]. A erosão dentária é a deterioração que agride a estrutura mais externa do dente, o esmalte. O processo no qual têm-se interesse é caracterizado pela ação de substâncias químicas que acometem a superfície visível do dente, a coroa. Essas substâncias podem ser provenientes de causas extrínsecas e intrínsecas [41].

Classificam-se como fatores intrínsecos algumas patologias como o refluxo gastroesofágico e transtornos alimentares como a bulimia. Estes provocam a regurgitação do suco gástrico. Nestas situações os ácidos estomacais passam pela boca e entram em contato com os dentes, provocando a erosão ácida. Os fatores extrínsecos estão relacionados a influência da dieta individual e higienização bucal. Uma alimentação rica em carboidratos, principalmente a sacarose, propicia a produção de ácidos pelas bactérias presentes na cavidade bucal, ocasionando a desmineralização do esmalte. O consumo excessivo de alimentos ácidos, encontrados em refrigerantes e sucos feitos à base de frutas cítricas, provocam reações químicas e desmineralizam a estrutura dentária. Quando a higiene bucal é insuficiente ou inadequada favorece o acúmulo de resíduos alimentares, ocasionando a proliferação das placas bacterianas. Estas bactérias produzem ácidos que atacam o esmalte do dente, causando a desmineralização [41].

Durante a primeira fase da digestão, o alimento sofre ação da enzima amilase salivar, cujo pH ótimo para seu funcionamento é 7, correspondente na escala à neutralidade. Uma saliva considerada saudável deve apresentar um pH entre 6,8 e 7,2, que ainda é considerado como neutro [42] [43]. Em meio a esta etapa o pH da boca sofre variação e diminui, tornando-se mais ácido, ocasionando a desmineralização. No entanto, este é um processo que ocorre naturalmente e é conhecido como Des-Re, ou seja, desmineralização e remineralização.

Os fatores etiológicos modificam a estrutura dental, começando com enfraquecimento do esmalte e à perda progressiva do tecido, propiciando a aderência das placas bacterianas à superfície [44]. Contudo, é possível reverter o processo de desmineralização com a remineralização. Ela pode ocorrer de maneira natural através da saliva, que possui alta capacidade de tamponamento regulando as variações do pH bucal. A saliva possui em sua composição química uma alta concentração de cálcio e fosfato, colocados na estrutura dental para recuperar o processo de Des-Re. Quando ocorre um desequilíbrio, o processo de Des-Re não é suficiente para impedir a perda de minerais que compõem o esmalte dentário. Este se torna mais fino e propicia a formação de cavidades, onde as bactérias podem se alojar e formar a cárie. A cárie ocorre quando o processo de desmineralização prevalece [41].

A cárie dentária é um processo anormal [45] que progride de forma lenta. O primeiro sinal clínico da lesão cariosa é uma mancha branca, que corresponde ao sinal visual da desmineralização do esmalte. Essa lesão inicial pode ser reversível, no entanto, com a ausência de tratamento acelera a progressão dos danos e leva à destruição da estrutura dentária. Na Fig. 2.1 observa-se os estágios de progressão da lesão cariosa.

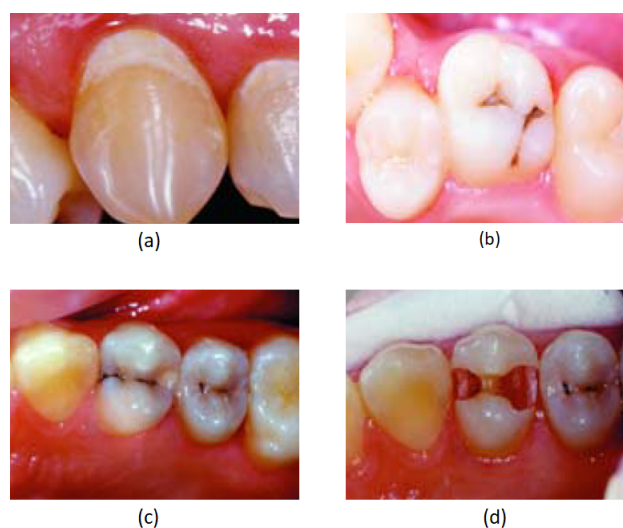


Figura 13 – Estágios de progressão da lesão cariosa. (a) Desmineralização maior. (b) Lesão de cárie. (c) Diagnóstico de cárie. (d) Cavidade de cárie. Fonte: [46]

A erosão e a cárie dentária são caracterizadas como os problemas mais frequentemente encontrados nos consultórios odontológicos. O diagnóstico dessas lesões envolve diversos métodos de detecção. Os frequentemente usados pelos profissionais da área são a inspeção visual-tátil associado ao exame radiográfico. Já os métodos mais modernos consistem em: Transiluminação por Fibra Óptica (FOTI, sigla no inglês), Detecção Através de Laser (Diagnodent[®]), Quantificação da Fluorescência induzida por Luz (QLF, sigla no inglês) e Medição de Condutância Elétrica (ECM, sigla no inglês) [47]. Novos métodos se apresentam nesse contexto como alternativas eficientes para a detecção precoce da desmineralização dentária.

2.2 Diagnóstico de desmineralização por padrões de *speckle*

Na introdução da dissertação são citadas algumas propostas que usam padrões de *speckle* produzidos pelo esmalte dentário com a finalidade de diagnóstico do processo de desmineralização [17–20].

O trabalho da Ref. [20] propõe o diagnóstico precoce da desmineralização que acomete a superfície dentária, utilizando padrões de *speckle* produzidos por dentes sadios e desmineralizados, explorando a polarização da luz. Esta análise, como em geral se baseiam técnicas que usam *speckle*, se dá a partir das alterações em propriedades ou característica

da luz espalhada em decorrência de mudanças que surgem na superfície espalhadora, neste caso, a parte externa do dente em consequência do ataque ácido, sugerindo um aumento da rugosidade superficial. Por se tratar de um procedimento de diagnóstico não invasivo (pois permite a medição em *in vivo*) e pouco dispendioso, valida-se a potencialidade dos métodos óticos para quantificação da erosão dentária.

A análise foi feita para uma amostra de 5 molares que não apresentavam sinais visíveis de desmineralização, sendo previamente avaliados visualmente por dentistas. Os dentes passaram por diferentes ciclos de imersão, em uma bebida ácida com $pH = 3.4$. O processo foi realizado todos os dias no período de duas semanas, tornando o ataque cumulativo. Após a exposição, os dentes foram lavados com água mineral e secos. Em seguida, as amostras foram usadas para produzir os padrões de *speckle* produzidos tanto pelas superfícies sem ataque e que sofreram o ataque ácido em ambos os lados do dente. Evidenciou-se que mesmo após a exposição, os dentes não foram desmineralizados a ponto de detecção visual e por métodos convencionais, como o raio x.

O arranjo experimental proposto pelo artigo está esboçado na Fig. 2.2. Esta configuração conta com feixe laser verde, cujas especificações técnicas consistem em: $543nm$ de comprimento de onda e $5mW$ de potência. Este feixe incide através de um polarizador na amostra, para garantir a polarização linear do feixe incidente no dente. A luz espalhada pela superfície do dente na direção oblíqua, $\theta = 20^\circ$ com respeito a normal, passa por um analisador e é capturada por uma câmera *CMOS*. Nesta configuração, é possível perceber que a observação do padrão de *speckle* é realizada na direção oblíqua com o feixe incidente na direção normal à amostra. O tempo de exposição para obtenção das imagens de *speckle* foram de $10ms$.

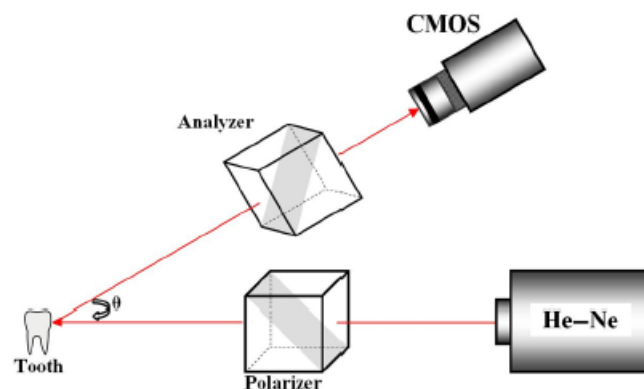


Figura 14 – Representação da configuração experimental. Fonte: [20]

Um dos critérios utilizados para análise dos padrões de *speckle* consiste na **razão**

de extinção, que é dada pela equação

$$E_r = \frac{I_{\perp}}{I_{\parallel}}, \quad (2.1)$$

onde I_{\parallel} é a intensidade média da luz, na face da câmera, com polarização igual a da luz incidente e I_{\perp} é a intensidade média da luz com polarização linear ortogonal à polarização incidente. Nota-se que E_r pode variar de 0 a 1, fornecendo uma informação sobre a preservação total ou a perda total da polarização incidente, respectivamente. Com isso, foi possível verificar que a polarização do padrão de *speckle* é modificado.

Houve também o acompanhamento da desmineralização na superfície dos dentes, antes e após a exposição, obtida através da avaliação de contraste do laser (*LASCA*), assim pode-se analisar o **contraste médio** na imagem de *speckle*,

$$C = \frac{\sigma}{\langle I \rangle} \quad (2.2)$$

onde $\langle I \rangle$ é o valor médio da intensidade na imagem de *speckle* e σ é o seu desvio padrão. A relação de contraste é estabelecida pela seguinte relação

$$CR = 1 - \frac{\langle C_{\text{saudável}} \rangle}{\langle C_{\text{erodido}} \rangle} \quad (2.3)$$

onde $\langle C_{\text{saudável}} \rangle$ e $\langle C_{\text{erodido}} \rangle$ representam o contraste da imagem obtida para superfície dentária que não sofreu condicionamento ácido e a que sofreu ataque ácido, respectivamente.

Os resultados obtidos no trabalho da Ref. [20] demonstram a sensibilidade dos parâmetros escolhidos às alterações ocorridas na superfície dentária. Conclui-se que as imagens de padrão de *speckle* e a polarização da luz espalhada são sensíveis a detecção da desmineralização em seu estágio inicial, mesmo que as erosões não sejam visíveis a olho nu.

Estes resultados serviram de motivação para estudar o problema de desmineralização com outras ferramentas de processamento de imagens, usando pela primeira vez a análise de *speckle* com a função *hazard* acumulada (*CHF*, sigla em inglês) e a razão de polarização cruzada (*CPR*, sigla em inglês). A seguir, serão apresentadas estas duas técnicas de processamento de imagens que foram utilizadas de forma inédita neste problema.

3 Processamento de padrões de *speckle* digitais

O estudo da rugosidade vem ganhando cada vez mais espaço, com grande relevância na área da indústria e na análise de materiais biológicos. Quando se fala em rugosidade, examina-se a textura da superfície a partir das asperezas e irregularidades. Uma medida indireta da superfície pode ser obtida através dos métodos ópticos, quando um feixe laser coerente incide sobre ela. Deste modo obtém-se a análise da variação de intensidade dos pontos luminosos por meio das imagens de padrões de *speckle* geradas.

A iluminação de uma superfície ópticamente rugosa promove a formação de uma imagem com padrões de interferência, chamada padrões de *speckle*. A detecção, aquisição e processamento das imagens digitais proporciona a caracterização da superfície através dos padrões observados, que descrevem suas características físicas. As imagens digitais são formadas por um conjunto de *pixels*, sendo estes representados na forma matricial $M \times N$. M representa a quantidade de pixels dispostos horizontalmente e N , a quantidade vertical. Cada pixel é caracterizado por um valor de intensidade, que podem variar em uma escala de cinza 0 a 255, de acordo com as tonalidades de cinza da imagem. A seguir serão analisados alguns métodos de processamento de padrões *speckle*.

3.1 Processamento de imagens na análise de padrões de *speckle*

A utilização de padrões de *speckle* em protocolos de metrologia acontece por meio de técnicas de processamento de imagens digitais para obtenção de informação. Em linhas gerais são definidos parâmetros ou propriedades dos padrões de *speckle* que mudam conforme a grandeza/propriedade que se deseja medir.

A análise da rugosidade pode ser feita através da técnica de correlação angular de *speckle* (CAS, sigla abreviada). Este método é baseado na correlação entre padrões de *speckle*, obtidos a partir da incidência de um feixe coerente em uma superfície rugosa sob a mudança dos ângulos incidentes. A técnica é fundamentada no confronto das diferenças e semelhanças entre as imagens digitais adquiridas para os padrões de *speckle*. Elas são obtidas através das análises feitas sob diversos ângulos de incidência. Obtém-se o padrão de *speckle* de referência e em conseqüente é realizada a mudança do ângulo de incidência, onde é feito o registro para cada ângulo incidente. Estas diferenças nas imagens são calculadas observando-se a correlação entre duas imagens. Caso as imagens sejam idênticas, a correlação entre elas é 1, podendo variar esse valor para imagens semelhantes, com valores próximos de 1. No caso de imagens pouco semelhantes, a correlação entre estas é

próxima de zero [48].

Um método também muito utilizado é o de interferência eletrônica de padrões de *speckle* (ESPI, sigla em inglês). Esta técnica permite medições interferométricas de deslocamentos estáticos e dinâmicos de componentes em numerosos tipos de superfícies opticamente rugosas. As medidas são feitas a partir da correlação entre duas imagens digitais do padrão de *speckle*, obtidas a partir da interferência entre o feixe laser e a superfície iluminada por um laser. Quando duas imagens contrastadas são sobrepostas obtém-se outra imagem, formada através da subtração de contrastes. Estas imagens são analisadas previamente e posteriormente a um acontecimento que danifique a superfície em análise. Uma das desvantagens do interferômetro eletrônico é seu alto valor comercial, tornando o equipamento pouco acessível para utilização em laboratório [49].

Desenvolvida no Laboratório de Óptica do *ICEx*, o expoente de Hurst é uma das ferramentas estatísticas utilizadas para medida de rugosidade, utilizando o padrão de *speckle*. Com ampla aplicabilidade na análise de séries temporais, este expoente foi empregado inicialmente para calcular correções em fenômenos naturais. A análise feita por Hurst consistia em observações dos níveis das inundações do rio Nilo, em um recorte histórico de 800 anos. Com estes estudos observou-se um comportamento padrão, persistente e não aleatório. Atualmente sua abrangência pode ser observada em outras áreas, como biologia, medicina, economia, entre outras. Este padrão de verificação tornou-se o método de “análise R/S ” que é representado pela razão adimensional entre o alcance de observações (range, R) e o desvio padrão (S). O expoente de Hurst, H , pode apresentar valores entre 0 e 1 permitindo a classificação das séries temporais. Para H variando entre $0 \leq H < 0.5$ classifica-se a série como antipersistente, isto é, o sistema possui uma tendência de reversão onde o comportamento dos pontos presentes na série tende a não se repetir. Quando $0.5 < H \leq 1$ a série é considerada persistente, ou seja, o sistema possui a tendência de manter o comportamento. Finalmente para o último caso $H = 0.5$ classifica-se a série como aleatória, sem tendência [33].

Nesta dissertação, serão apresentadas duas contribuições originais para processamento dos padrões de *speckle*, que é a análise de sobrevida a partir da função *hazard* cumulativa (*CHF*, sigla no inglês), e a adaptação do cálculo do parâmetro da razão de polarização cruzada (*CPR*, sigla em inglês). Estas duas técnicas serão apresentadas nas próximas seções.

3.2 Análise de padrões de *speckle* com CHF

3.2.1 A análise de risco por função hazard cumulativa (CHF)

A função *hazard* também é conhecida como função de risco ou função de probabilidade condicional de falha. Esta descreve a taxa condicional de falha dado um evento em um intervalo de tempo t de sobrevivência. O intervalo de tempo de sobrevivência pode ser estimado como o tempo necessário que decorre até que um acontecimento se verifique, partindo de um instante inicial até alcançar o ponto de interesse. Por exemplo, o tempo de resposta de um tratamento (remissão ou morte) ou o período que leva até uma pessoa encontrar um emprego. Estas estimativas podem ser aplicadas nas áreas biomédica, financeira, marketing, negócios, ciências sociais entre outras [50].

O tempo de sobrevivência de um dado evento pode ser classificado por três funções: função sobrevivência (*survival function*), função de densidade de probabilidade (*probability density function*) e a função *hazard* [50]. Estas funções estão relacionadas de tal forma que em cada uma delas é possível encontrar as outras duas. Essa classe de modelos estocásticos, ou estatisticamente aleatórios, são utilizadas para analisar características e fatores relacionados ao intervalo de ocorrência de um evento de interesse até um tempo arbitrário. A função *hazard* é de grande importância para análise dos dados de sobrevivência e é dada por [51, 52]

$$h(t) = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{P(t + \Delta t > T > t | T > t)}{\Delta t} \quad (3.1)$$

onde o tempo T é uma variável aleatória positiva relacionada ao evento de falha, t o tempo corrido ou tempo de sobrevivência e Δt o intervalo de tempo em que se busca a falha.

Observando a Eq. 3.1, tem-se a razão entre o evento de falha e o evento de sobrevivência. A função *hazard* pode ser crescente (o risco aumenta com o passar do tempo), decrescente (o risco diminui à medida que o tempo passa), constante (o risco não se altera com o passar do tempo) ou demonstrar um processo mais complicado. Esta função pode variar de zero até o infinito, sendo classificada como sem risco ou a evidência de falha nesse instante.

Em muitas aplicações, uma análise possível é através da função *hazard* cumulativa, (CHF, sigla em inglês), $H(t)$. Nesta abordagem, é feita uma análise da quantidade de risco acumulada até determinado instante, podendo ser escrita como

$$H(t) = \int_0^t h(t) dt. \quad (3.2)$$

Logo, $H(t)$ é a integral da função *hazard*, ou função perigo variando em um intervalo de 0 a t , onde t é o instante que se busca a falha ou tempo de sobrevivência. Vale ressaltar que $H(t)$ é uma função de distribuição de risco acumulada.

Muito aplicada em estudos biomédicos, a função *hazard*, dada pela Eq.3.1, pode ser escrita de forma discreta, envolvendo o universo dos agentes em estudo. Um exemplo que pode ser citado é a aplicação da função *hazard* no estudo de pacientes que morreram durante um tratamento, realizado por Elisa Lee e John Wang [50]. Eles propuseram uma nova interpretação para função *hazard*, escrevendo-a da seguinte forma,

$$h(t) = \frac{\text{Número de pacientes que morreram em } (t \leq T < t + \Delta t \mid T \geq t)}{\text{Número de pacientes que sobreviveram a } t}. \quad (3.3)$$

A função *hazard*, dada pela Eq.3.3, é estimada como a fração de pacientes que morreram em um intervalo por unidade de tempo, desde que estes tenham sobrevivido ao início do intervalo [50]. Nesta forma discreta, pode-se escrever a função *hazard* cumulativa como a soma discreta dos intervalos de tempo

$$H(t) = \sum_t h(t). \quad (3.4)$$

A partir desta discretização, uma contribuição inédita deste trabalho é a aplicação da análise de padrões de *speckle* com o método da função *hazard* cumulativa (*CHF*) que será apresentada na próxima seção.

3.2.2 CHF para padrões de speckle

Na adaptação proposta neste trabalho, T representa uma variável randômica que está relacionada ao número de *pixels* no intervalo de $t < T < t + \Delta t$, t são os valores dos níveis de cinza de 8 bits de uma imagem digital e Δt é o intervalo de variações dos níveis de cinza.

É importante mencionar que cada contagem corresponde a um pixel brilhante (acima de um limite) em um intervalo da escala de cinza. Neste cenário, a probabilidade está associada à contagem da escala de cinza no intervalo entre $t < T < t + \Delta t$ e $T > t$. Além disso, a probabilidade de um evento ocorrer num intervalo entre $t < T < t + \Delta t$ é o limite de um evento de falha e a escala de cinza em $T > t$ corresponde à probabilidade do evento de sobrevivência. Para estudar a função *hazard* dos padrões de *speckle*, a imagem do padrão de *speckle* foi convertida em um vetor de 768×1024 elementos, com cada elemento variando entre 0 e 255 - nível da escala de cinza.

Apresentar-se-á um exemplo ilustrativo de forma a introduzir os procedimentos desta adaptação da função *CHF* para análise dos padrões de *speckle*. Considere uma imagem 5x5 com 25 *pixels* variando de acordo com a escala de cinza no processo de **quantização** ilustrado na Fig.15-a). Os níveis de cinza, da imagem em análise, variam entre 110 e 255. Assim, têm-se a **codificação** dos níveis de cinza para cada elemento da matriz ilustrado na Fig.15-b). Deve-se transformar essa matriz em um vetor linha, convertendo todas as linhas em colunas, dispendo-as lado a lado como representado na

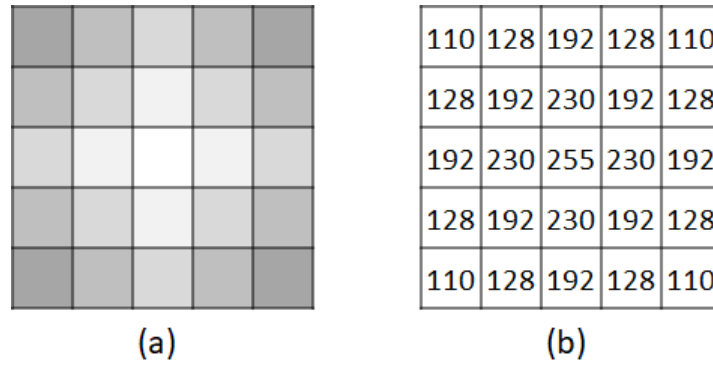


Figura 15 – (a) Quantização e (b) Codificação dos níveis de cinza para cada elemento da matriz. Fonte: Autora (2020)

Fig.16-a). Posteriormente ordena-se esse vetor de acordo com as intensidades de cinza como representado na Fig.16-b).

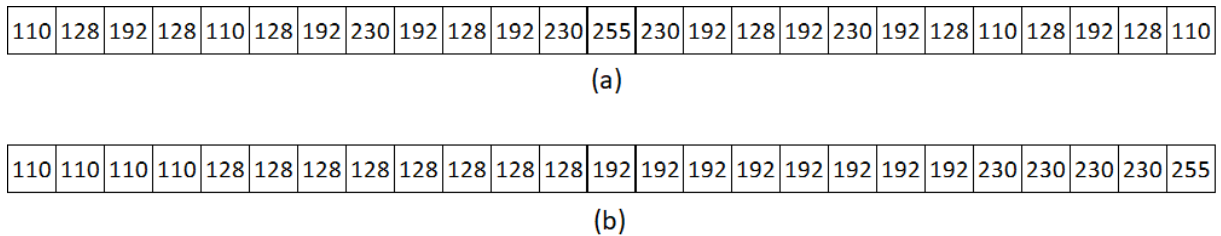


Figura 16 – (a) Transformação da matriz em um vetor linha. (b) Ordenação das intensidades. Fonte: Autora (2020)

De acordo com essas informações, é possível construir um histograma relacionando a distribuição de intensidade e a quantidade de *pixels* referentes a esta. Assim, de acordo com o histograma ilustrado na Fig. 17, consta que para cada intervalo de intensidade associa-se a ele uma certa quantidade de *pixels*. Por exemplo, dos 25 *pixels* existem 4 *pixels* que estão no intervalo de intensidade de 110 na escala de cinza. Já para o intervalo de intensidade de 128, têm-se 8 *pixels* que corresponde a este. O mesmo pode ser feito para as demais intensidades quando observa-se o vetor dado por Fig.16-b).

Fazendo o mapeamento da Eq.3.3 para o número de *pixels*, tem-se que o paciente corresponde a um *pixel* em um intervalo da escala de cinza. Então, para o caso em análise, a função *hazard* pode ser escrita como

$$h(t) = \frac{\text{Número de } \textit{pixels} \text{ com tons de cinza em } (t \leq T < t + \Delta t \mid T \geq t)}{\text{Total de } \textit{pixels} \text{ definido em } t} \quad (3.5)$$

Para este exemplo, o tempo t passa a ser os tons de cinza e considera-se $\Delta t = 1$, pois pretende-se obter a contribuição de todos as tonalidades de cinza. Para facilitar os cálculos da função *hazard*, a Tabela 1 apresenta as informações disponíveis para os dados de contagem dos níveis de cinza. De acordo com Tabela1 110 é o menor tom de cinza para

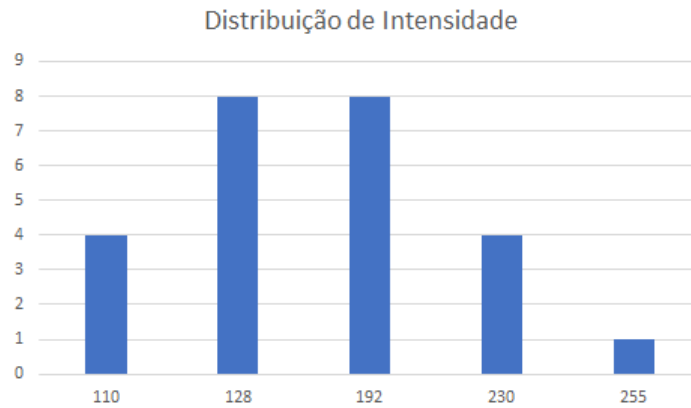


Figura 17 – Histograma referente as distribuições de intensidade. Fonte: Autora (2020)

Intervalo de variações do níveis de cinza (t)	Total de <i>pixels</i> definido em (t)	Número de <i>pixels</i> com tons de cinza em ($t \leq T < t + \Delta t \mid T \geq t$)
110	25	4
128	21	8
192	13	8
230	5	4
255	1	1

Tabela 1 – Dados de contagem de variações de níveis de cinza.

o exemplo, então o número de *pixels* definidos para esse intervalo são 25, quantidade inicial, pois estes possuem intensidade maior ou igual a 110. O número de *pixels* que possuem o tom de cinza igual a 110 são 4, como demonstrado no Histograma 17. Para a segunda menor intensidade do nível de cinza, 128, têm-se 21 dos 25 *pixels* anteriores. Pois deve-se descontar os 4 *pixels* definidos para o intervalo de 110, analisando somente os *pixels* que são maiores ou iguais a 128. O número de *pixels* detectados nesse intervalo são 8, como pode ser observado no Histograma 17. O mesmo deve ser feito para os demais dados de contagem para as variações de tons de cinza. Agora pode-se proceder o cálculo para a função *hazard* e para função *hazard* cumulativa, como segue adiante

$$h(110) = \frac{4}{25}; \quad h(128) = \frac{8}{21}; \quad h(192) = \frac{8}{13} \dots \quad (3.6)$$

Para calcular a função *hazard* cumulativa deve-se realizar a soma de todos termos obtidos por 3.6, essa soma é possível pois o exemplo é discreto, assim o cálculo para *CHF* encontra-se a abaixo,

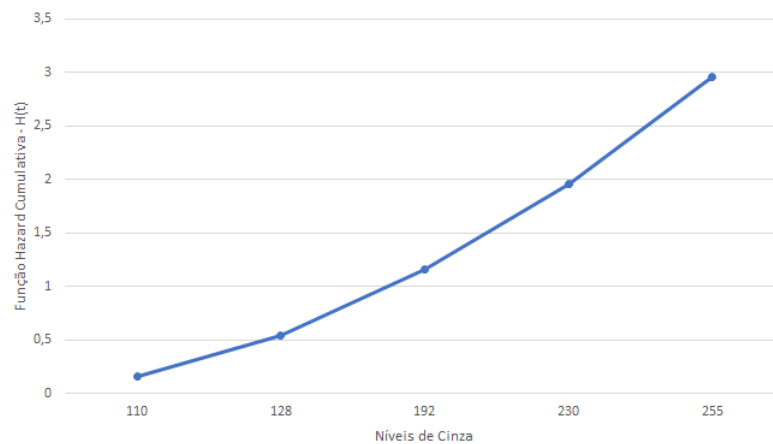
$$H(t) = \frac{4}{25} + \frac{8}{21} + \frac{8}{13} + \frac{4}{5} + 1 = 2,956 \quad (3.7)$$

Assim, os valores estimados para a função *hazard* e para função *hazard* cumulativa estão representados na Tabela 2.

Intervalo de variações do nível de cinza (t)	$h(t)$	$H(t)$
110	0,160	0,160
128	0,381	0,541
192	0,615	1,156
230	0,800	1,956
255	1	2,956

Tabela 2 – Funções estimadas.

Com essas funções estimadas é possível montar o gráfico para função *hazard* cumulativa, onde o eixo vertical representa a função *hazard* cumulativa e o eixo horizontal, os níveis de cinza. Com os pontos cumulativos plotados no gráfico, pode-se fazer a interpolação dos pontos, como representado pela Fig. 18. Assim, como o gráfico produzido pelo MATLAB[®], deve-se fazer a interpolação dos pontos calculados pela *CHF*. Usa-se para o cálculo da *CHF* uma sub-rotina, já implementada no MATLAB[®], que realiza de forma direta esse cálculo. Para isto basta fornecer ao software a imagem dos padrões de *speckle*, transformá-las em uma matriz de níveis de cinza e posteriormente transforma-se essa matriz em um vetor linha. Para o estudo proposto na dissertação tem-se 255 pontos para os níveis de cinza diferente desse exemplo que só consideramos 5 tons de cinza.

Figura 18 – Gráfico da função estatística *CHF* pela escala de cinza. Fonte: Autora (2020)

Agora será apresentada a outra forma de análise de padrões de *speckle* utilizada neste trabalho: a razão de polarização cruzada (*CPR*, sigla em inglês).

3.3 Cálculo do *CPR* através do padrão de *speckle*

Ao incidir um feixe laser linearmente polarizado em uma superfície opticamente rugosa, observa-se o espalhamento do feixe em várias direções, como visto na seção 3.2. A

quantidade de luz espalhada pela superfície ao ser mensurada permite a caracterização das superfícies rugosas. A análise do processo de dispersão da luz é uma maneira elegante de estudar a depolarização da luz incidente, baseando-se no padrão de *speckle*.

De acordo com [10] o grau de depolarização pode ser deduzido pela quantidade de intensidade luminosa polarizada na direção transversal da polarização incidente. O parâmetro que pode quantificar o processo de depolarização é a razão de polarização cruzada (*CPR*, sigla em inglês). Nesta experiência, o feixe incidente tem polarização horizontal (H) e a polarização transversal, portanto, está na direção vertical (V). O *CPR* é, então, calculado como [10]

$$CPR = \frac{I_V}{I_H + I_V}, \quad (3.8)$$

onde I_V é a intensidade da componente vertical (polarização cruzada ou componente refletida) e I_H é a intensidade da componente horizontal (polarização incidente ou componente transmitida). Note que se não ocorrer depolarização, $I_V = 0$ e, por consequência, $CPR = 0$. *CPR* é um parâmetro muito poderoso que pode ser obtido a partir de medições de intensidades simples. Neste caso, a análise da rugosidade a partir do efeito de depolarização da luz permitiu uma avaliação relativamente simples usando a intensidade da luz depolarizada através do índice *CPR*.

Neste experimento, obteve-se a intensidade a partir do processamento das imagens dos padrões de *speckle* obtidos, feito com o auxílio do software MATLAB[®]. As imagens foram quantificadas e codificadas, transformadas em matriz de intensidades de cinza. Com isso é possível calcular as intensidades, ou seja, somar todas as linhas e colunas obtendo assim um valor para intensidade total da imagem em análise. Em seguida, implementa-se o cálculo para o índice *CPR*, usando a Eq.3.8. Contudo, é possível fazer a leitura com detectores de intensidade simples, potencializando o uso da técnica de forma mais acessível.

Analisar a rugosidade a partir desse índice permitiu o acompanhamento da desmineralização do esmalte dentário. Este processo pode ser observado pela capacidade da superfície do dente, que recebeu o condicionamento ácido, espalhar a luz incidente.

4 Produção *in vitro* de padrões de *speckle* por dentes desmineralizados

A seguir será apresentado todo processo de estudo *in vitro* do espalhamento da luz na superfície de três dentes anteriores humanos que sofreram condicionamento ácido artificial. O esquema experimental utilizado para produzir os padrões de *speckle* digitais e observar as mudanças ocorridas na superfície do esmalte dentário durante o processo de desmineralização, antes e após o condicionamento ácido. Estas mudanças foram acompanhadas pelo monitoramento das imagens obtidas para o padrão de *speckle* e complementado pela abordagem do estudo da rugosidade média (R_a) obtidas pelo microscópio confocal Leica[®] DCM3D.

4.1 Preparação e caracterização das amostras

Para este estudo experimental foram utilizados três dentes anteriores humanos, extraídos por razões ortodônticas (doença periodontal). A pesquisa foi submetida ao comitê de ética e aprovada sob o número de autorização CAAE 26575119.7.0000.5237. Os dentes selecionado não apresentavam sinais visuais clínicos de desmineralização do esmalte e as amostras foram armazenadas em álcool a 70% [53], em ambiente com temperatura controlada a 23°C.

A desmineralização foi artificialmente causada pela exposição das amostras ao ácido fosfórico a 37% (CONDAC 37 - FGM, Brasil[®]) em diferentes intervalos de tempo. O objetivo foi provocar a desmineralização em curto espaço de tempo de forma verificar a variação da rugosidade nos padrões de *speckle* produzidos pelas amostras submetidas ao ácido. Este produto é empregado para o condicionamento ácido no esmalte e/ou dentina proporcionando uma melhor adesão dos materiais resinosos, usados nas restaurações odontológicas.

Antes da exposição ao ácido, as amostras foram submetidas a profilaxia com pasta de pedra-pomes e água corrente. O procedimento foi necessário para remover a presença da placa bacteriana na superfície do esmalte, a fim de permitir uma boa interação do ácido com o esmalte dentário. Esta medida profilática foi necessária devido à deposição de placas sobre a superfície do esmalte.

As alterações que ocorreram no esmalte dentário durante o processo de desmineralização foram caracterizadas pelo monitoramento da erosão do esmalte através de sua rugosidade média (R_a). As medidas foram realizadas por um microscópio confocal

(Leica[®] DCM3D), com o qual foi possível obter o perfil de superfície de cada amostra. O microscópio confocal também pode exportar os dados brutos para um arquivo de dados com as coordenadas, ou seja, a posição e altura desse ponto no perfil. Para cada imagem, foi obtido um conjunto de 35 perfis associados à superfície do dente. Eles foram usados para calcular a rugosidade média de cada um deles. A rugosidade média adotada (R_a) neste trabalho é a média aritmética de todas as 35 rugosidades medidas e seu desvio padrão, o erro assumido [54].

O primeiro dente (amostra 1) foi exposto ao ataque ácido na sua superfície vestibular por 30s e o segundo dente (amostra 2) foi exposto por 15s. Após cada exposição, as amostras eram lavadas em água corrente à baixa velocidade para remoção do ácido, este agente condicionador é removido facilmente com água, e secagem ao ar livre. Para essas duas amostras, as medidas ópticas foram realizadas antes e depois do ataque ácido. Vale ressaltar que as medidas foram obtidas para a mesma região da superfície dentária.

Na figura 19 são apresentadas as imagens da superfície dental obtidas pelo microscópio confocal para as amostras 1 e 2, onde observa-se as imagens anteriormente e posteriormente ao condicionamento ácido. Nas imagens das Figuras 19-a) e 19-b) é apresentada a superfície da amostra 1 antes e depois do ataque, respectivamente. É possível observar um aumento da porosidade do esmalte quando o ataque ácido expõe os prismas, que identificam sua desmineralização. Nesta imagem é possível observar que a estrutura geral da superfície (ranhuras horizontais) permanece evidente na Fig.19-b).

As imagens das Figuras 19-c) e 19-d) mostram imagens da superfície para a amostra 2. Para esta amostra, o ataque se mostrou mais eficaz quando a superfície foi completamente alterada, com a remoção de fissuras observadas antes do ataque ácido (Fig. 19-c). A porosidade do esmalte também pode ser observada para a amostra 2, caracterizando a sua desmineralização.

As rugosidades medidas de ambas as amostras são apresentadas na Tabela 3. A amostra 2 apresentou maior rugosidade inicial e também a maior variação de R_a , de acordo com a discussão sobre imagens de superfície da Fig.19. É válido ressaltar que a amostra 1 apresentou uma rugosidade inicial menor e provou ser mais resistente ao ataque ácido, uma vez que sua rugosidade aumentou num fator de aproximadamente 7,2% para um ataque ácido de 30s. A Amostra 2 provou ser mais sensível, dado que após um ataque ácido de 15s sua aspereza aumentou por um fator de aproximadamente 22,4%.

O experimento ocorreu na seguinte sequência: o dente é higienizados, sua superfície é caracterizada pelo microscópio confocal e padrões de *speckle* são produzidos a partir de sua superfície. Este procedimento forneceu o estado inicial das amostras. Em seguida, o ataque ácido foi realizado em um determinado intervalo de tempo. As amostras foram lavadas com água corrente e o ataque foi interrompido. Uma nova caracterização com o microscópio confocal é feita, e também novos padrões de *speckle* foram produzidos e

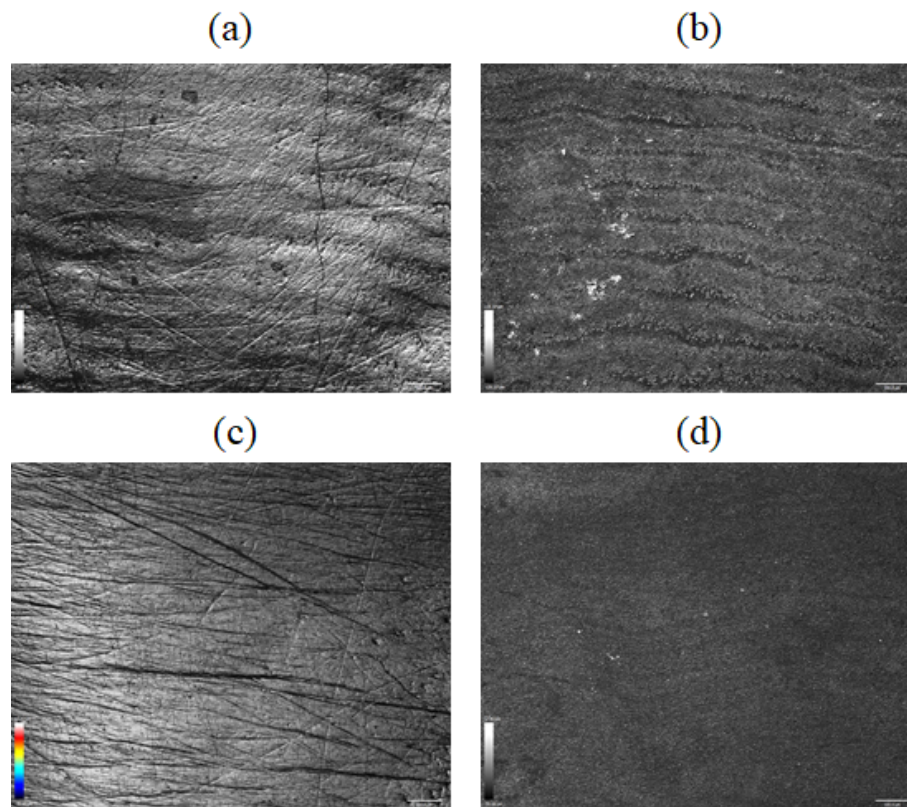


Figura 19 – Imagens obtidas pelo microscópio confocal LEICA[®] DCM3D para as amostras 1 e 2. (a) superfície da Amostra 1 sem ataque ácido, (b) superfície da amostra 1 com 30s de ataque ácido. (c) superfície da amostra 2 sem ataque ácido e (d) superfície da amostra 2 com 15s de ataque ácido.

Amostra e Tempo de Ataque	$R_a(\mu m)$
Amostra 1 sem ataque	8.99 ± 0.02
Amostra 1 30s de ataque	9.68 ± 0.02
Amostra 2 sem ataque	19.69 ± 0.02
Amostra 2 15s de ataque	25.28 ± 0.02

Tabela 3 – Amostras 1 e 2 com indicações do tempo de ataque ácido e suas respectivas rugosidades.

registrados. Ao fim, os padrões de *speckle* foram processados a fim de encontrar assinaturas que se correlacionassem com as mudanças na superfície do dente devido à desmineralização.

4.2 Geração de padrões de *speckle* em dentes desmineralizados com laser polarizado

A produção de padrões de *speckle* gerada pelo dente desmineralizado é representada pela configuração disposta na Figura 20. Um laser de estado sólido bombeado por diodo (DPSS) emite um feixe com comprimento de onda 532 nm , potência 1 mW , perfil circular

de diâmetro em torno de 1.0 mm e horizontalmente polarizado. O feixe passa por um filtro de densidade neutra variável (NF), que foi utilizado para controlar a intensidade do laser incidente nas amostras, a fim de evitar a saturação da imagem na câmera CCD . A potência foi mantida fixa ($104\ \mu W$) para todas as amostras.

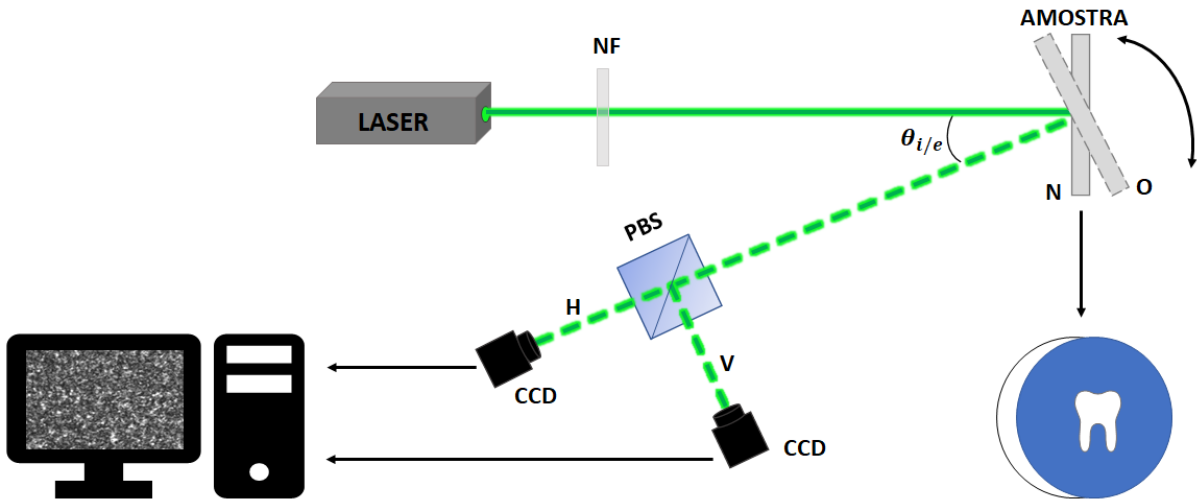


Figura 20 – Esquema experimental: O feixe laser passa por um filtro neutro (NF) antes de incidir sobre a amostra. A luz espalhada pela amostra passa por um polarizador (PBS , sigla em inglês) a $\theta_e = 20^\circ$ da incidência normal da amostra. Este polarizador separa o feixe incidente em dois feixes polarizados que são: transmitido e refletido através das portas H e V , respectivamente. A luz de cada uma destas saídas é captada por uma câmara CCD . Os padrões de *speckle* são observados na direção normal, $\theta_i = 0^\circ$, e oblíqua, $\theta_i = 20^\circ$.

Após o filtro neutro (NF), o feixe laser incide no centro da face vestibular da amostra, apoiada sobre uma base rotativa. A luz espalhada passa através de um divisor de feixe polarizado (PBS) posicionado ao longo de uma direção que faz um ângulo de 20° em relação à direção normal da amostra definida inicialmente pela incidência normal do feixe laser. O PBS separa a luz espalhada pela superfície do esmalte dentário da seguinte forma: reflete a componente vertical de polarização (neste caso, a componente s) e transmite a componente horizontal (p). Ressalta-se que a polarização do feixe incidente é horizontal (H/p) e a polarização cruzada, devido à depolarização, é vertical (V/s). A luz proveniente de cada uma destas portas de saída, identificadas como H e V , devido às polarizações, foi captada por uma câmara CCD , posicionada junto às saídas do PBS . Nenhuma lente foi usada e a luz se propaga diretamente para o sensor CCD . Portanto, foram obtidos padrões de *speckle* no plano de difração, conforme discutido na subseção 1.1.2.

Foram realizadas duas medidas diferentes, variando o ângulo de incidência. Primeiro, a base rotativa é ajustada de modo a obter **incidência normal** do feixe laser na superfície da amostra ($\theta_i = 0^\circ$ - amostra na posição N). Para incidência normal, o PBS projeta a

polarização da luz espalhada ao longo de uma direção que faz um ângulo $\theta_e = 20^\circ$ com a direção normal da amostra. Ao girar a base, ajustou-se a base rotativa para **incidência oblíqua** com um ângulo de incidência $\theta_i = 20^\circ$ (amostra na posição O). Nesta situação, o *PBS* projeta a polarização da luz espalhada na direção normal da amostra. As imagens foram adquiridas e armazenadas em um computador para serem processadas para a obtenção das características estatísticas e numéricas, que serão associadas posteriormente às condições de desmineralização.

5 Diagnóstico de desmineralização através da análise de padrões de *speckle*

A erosão dentária é uma das consequências do processo de desmineralização, problema clínico grave que pode levar a perda progressiva do esmalte. Uma das consequências observadas pode ser a formação de cavidades na estrutura dentária ocasionada pela perda de minerais. Nessas cavidades as bactérias se alojam e se proliferam, tornando o dente mais suscetível ao aparecimento de cárie.

A dieta individual e os alimentos industrializados, que contém ácidos, têm levado a um número alarmante de pessoas com esta patologia [24, 25]. O consumo excessivo de carboidratos, especialmente a sacarose, e alimentos ácidos provocam a desmineralização da estrutura dental, aumentando a predisposição para o surgimento de cáries.

O diagnóstico, contudo, é feito clinicamente pelo dentista. Frequentemente, quando a patologia é observada, já se encontra em estágio avançado. Entretanto, quanto mais precoce for o diagnóstico mais simples será o método de correção. Devido à dificuldade de reconhecimento inicial novas técnicas têm sido propostas para detecção precoce do processo de desmineralização.

Neste capítulo será verificada a sensibilidade dos padrões de *speckle* à desmineralização dentária, com intenção de identificar os sinais de erosão na superfície do esmalte. Estas variações foram analisadas por meio da *CHF* e do índice *CPR*.

5.1 Análise dos padrões de *speckle* gerados por dentes desmineralizados com *CHF*

A figura 21 apresenta os padrões de *speckle* capturados para as amostras 1 e 2. O ângulo θ_i indica os ângulos de incidência do laser que são: 0° para incidência normal e de 20° para incidência oblíqua, respectivamente. H e V representam a saída da porta *PBS* onde as imagens foram capturadas. Estas imagens estão associadas à polarização incidente (H) e cruzada (V), respectivamente. Para a amostra 1, $\theta_i = 0^\circ$, é possível observar que para $t = 0s$, amostra que não sofreu condicionamento ácido, é obtido um padrão de *speckle* menos intenso, observa-se a predominância de pontos escuros na porta H . O padrão de *speckle* observado na porta V está associado à polarização cruzada. Isto explica porque o padrão da porta V é mais intenso para $t = 30s$, uma vez que uma maior rugosidade produziu uma depolarização mais acentuada, onde é possível observar mais pontos brilhantes na imagem. Este comportamento também é observado para $\theta_i = 20^\circ$.

A amostra 2 apresenta, em geral, o mesmo comportamento tanto para $\theta_i = 0^\circ$ como para $\theta_i = 20^\circ$. Todas as imagens são visualmente muito semelhantes. No entanto, a sua distribuição estatística pode ser diferenciada.

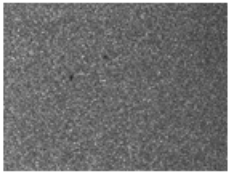
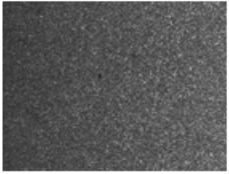
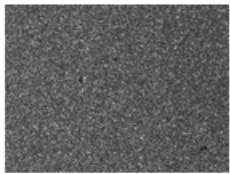
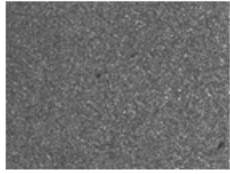
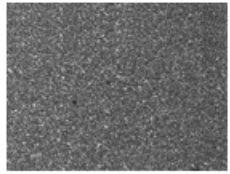
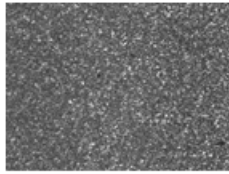
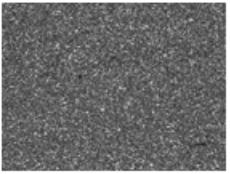
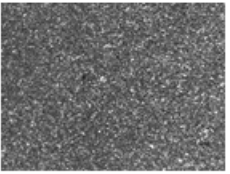
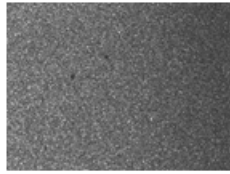
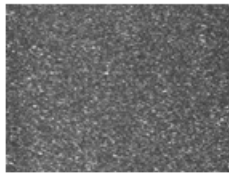
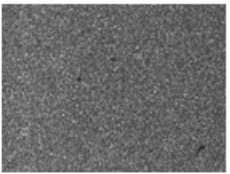
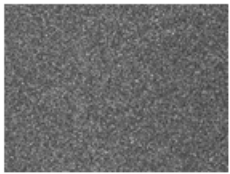
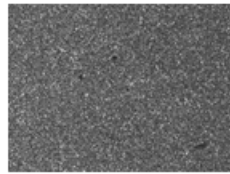
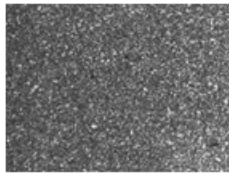
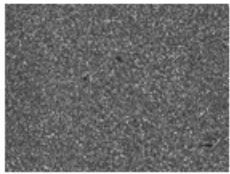
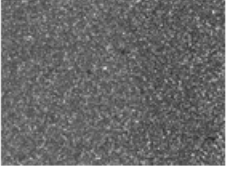
θ_i	Amostra 1		Amostra 2	
	H	V	H	V
0°	 $t = 0s$	 $t = 0s$	 $t = 0s$	 $t = 0s$
	 $t = 30s$	 $t = 30s$	 $t = 15s$	 $t = 15s$
20°	 $t = 0s$	 $t = 0s$	 $t = 0s$	 $t = 0s$
	 $t = 30s$	 $t = 30s$	 $t = 15s$	 $t = 15s$

Figura 21 – Imagens obtidas para os padrões de *speckle* da superfície do esmalte dentário, para as amostras 1 e 2. Analisadas para as incidências normais, $\theta_i = 0^\circ$, e oblíquas, $\theta_i = 20^\circ$, para as saídas H e V.

A análise do padrão de *speckle*, da Fig. 21, foi realizada através da CHF. Os resultados para a amostra 1 estão representados na Fig. 22.

A Fig. 22-a) apresenta os resultados para incidência normal ($\theta_i = 0^\circ$), porta H. A faixa sólida (curva vermelha) apresenta CHF para o padrão de *speckle* produzido pela superfície que não sofreu condicionamento ácido e a faixa tracejada (curva azul) apresenta o resultado para o padrão de *speckle* produzido após o ataque ácido na superfície do esmalte. Estas curvas estão muito próximas umas das outras de acordo com os padrões de *speckle* apresentados na Fig.21, $\theta_i = 0^\circ$, porta H, tempo de ataque $t = 0s$ (curva vermelha)

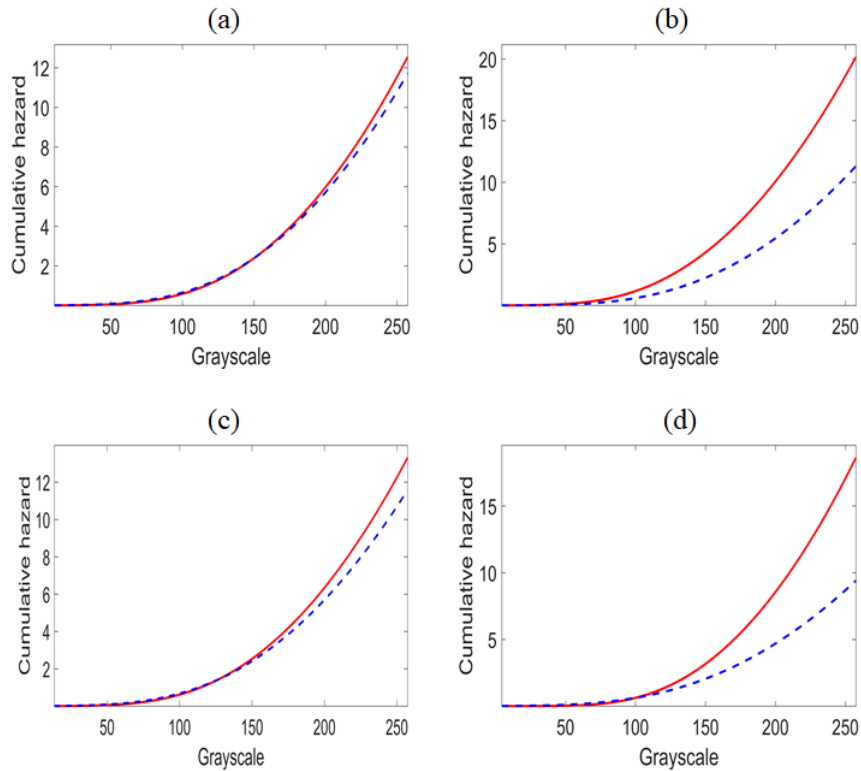


Figura 22 – Gráficos da função estatística CHF pela escala de cinza, traçado para Amostra 1. (a) Incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, saída H . (b) incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, saída V . (c) incidência oblíqua, $\theta_i = 20^\circ$, saída H e (d) incidência oblíqua, $\theta_e = 20^\circ$, saída V . Nos gráficos, a curva vermelha (faixa sólida) representa o tempo de ataque de $0s$ e a curva azul (faixa pontilhada) representa o tempo de ataque de $30s$.

e $t = 30s$ (curva azul). Os padrões de *speckle* são muito semelhantes para a polarização incidente, mas o valor final de CHF pode distinguir a amostra antes e depois do ataque ácido, mesmo que as imagens dos padrões de *speckle* estejam visualmente semelhantes.

A Fig. 22-b) apresenta os resultados para incidência normal ($\theta_i = 0^\circ$), porta V . Note que para este caso, temos uma divergência mais acentuada da CHF , de acordo com os padrões de *speckle* apresentados em Fig.21, $\theta_i = 0^\circ$, porta V , tempo de ataque $t = 0s$ e $t = 30s$. Ao atacar a superfície do esmalte dentário, aumenta-se a rugosidade e com isso pode-se perceber que a superfície que foi atacada produz maior depolarização, de acordo com os trabalhos anteriores [10, 11, 20]. Os padrões de *speckle* formados pela luz espalhada, refletida, apresentaram uma maior sensibilidade para CHF .

A Fig. 22-c) apresenta os resultados para incidência oblíqua ($\theta_i = 20^\circ$), porta H . Nota-se que para esta configuração, a diferença entre a CHF calculada para o dente sem ataque ($t = 0s$) e com ataque ($t = 30$) do esmalte é mais acentuada, incluindo para polarização incidente (porta H) comparado com incidência normal (Fig. 22-a). Em relação aos padrões de *speckle* com polarização cruzada, a incidência oblíqua foi mais sensível à

variação da rugosidade do que a incidência normal.

A Fig. 22-d) apresenta os resultados da incidência oblíqua ($\theta_i = 20^\circ$), porta V . Neste caso, há uma diferença maior entre as curvas e o valor final de CHF é muito maior se comparado com todas as outras situações. De fato, a percepção da diferença visual do padrão de *speckle* é mais clara entre as imagens de Fig.21, $\theta_e = 20^\circ$, porta V , $t = 0s$ e $t = 30s$. Também para incidência oblíqua, os padrões de *speckle* foram mais sensíveis na porta de saída V (polarização cruzada). Estes resultados são abrangentes uma vez que a desmineralização causa variação de rugosidade, a principal fonte de depolarização da luz [10].

Os resultados para a amostra 2 estão representados na Fig. 23 onde, novamente, a faixa sólida (curva vermelha) e a faixa tracejada (curva azul) representam os resultados para o esmalte dentário que não sofreu ataque e o que sofreu ataque, respectivamente.

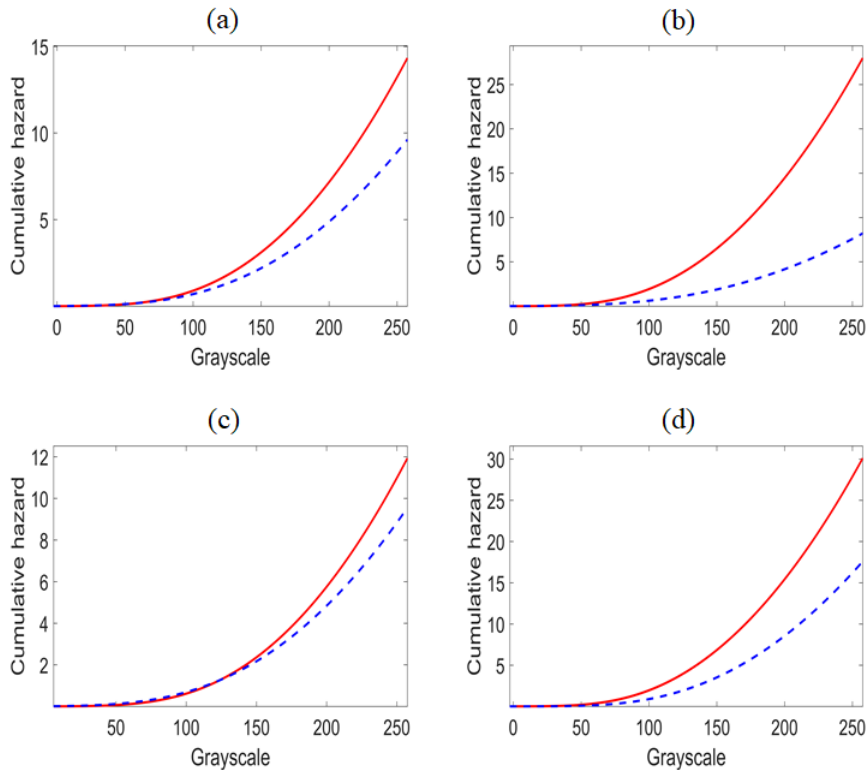


Figura 23 – Gráficos da função estatística CHF pela escala de cinza, traçado para Amostra 2. (a) Incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, saída H . (b) incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, saída V . (c) incidência oblíqua, $\theta_e = 20^\circ$, saída H e (d) incidência oblíqua, $\theta_i = 20^\circ$, saída V . Nos gráficos, a curva vermelha (faixa sólida) representa o tempo de ataque de 0s e a curva azul (faixa pontilhada) representa o tempo de ataque de 15s.

O comportamento geral observado para a amostra 1 também é observado para a amostra 2. Fig. 23-a) apresenta os resultados para incidência normal ($\theta_i = 0^\circ$), porta H . Fig. 23-b) apresenta os resultados para incidência normal ($\theta_i = 0^\circ$), porta V . Note

que, para este caso, temos uma divergência mais acentuada da CHF , de acordo com os padrões de *speckle* apresentados na Fig.21, $\theta_i = 0^\circ$, porta V , $t = 0s$ e $t = 15s$, mostram uma maior sensibilidade do padrão de *speckle* com polarização cruzada. Comparando com a Fig. 22-b), os valores finais de CHF é maior para os dentes que apresentaram maior variação de rugosidade.

Os resultados para incidência oblíqua ($\theta_i = 20^\circ$), porta H são mostrados na Fig. 23-c). Comparando com a Fig. 22-c) nota-se uma separação claramente maior para a amostra 2, de acordo com a maior variação da R_a . Fig. 23-d) apresenta os resultados para incidência oblíqua ($\theta_i = 20^\circ$), porta de saída V . Têm-se aqui uma divergência mais pronunciada da CHF , de acordo com os padrões de *speckle* apresentados em Fig.21, $\theta_i = 0^\circ$, porta V , $t = 0s$ e $t = 15s$, atestando novamente a maior sensibilidade dos padrões de *speckle* com polarização cruzada.

Para a amostra 2, a sensibilidade da CHF foi mais acentuada para a incidência normal. Considerando que temos dentes diferentes de doadores distintos, é abrangente observar comportamentos particulares para dispersão da luz. Entretanto, vale mencionar que, para ambas as amostras, a CHF mostrou ser sensível à variação da rugosidade devido à desmineralização do esmalte dentário e, consistentemente, os padrões de *speckle* com polarização cruzada mostraram ser mais sensíveis.

5.2 Análise dos padrões de *speckle* gerados por dentes desmineralizados com CPR

Os resultados para o índice CPR foram calculados pela Eq.3.8. Os gráficos apresentados na Fig. 24 possuem colorações que representam: R_a (faixa sólida - vermelho) e CPR (faixa tracejada - azul) como função do tempo de ataque para as incidências normal e oblíqua, respectivamente. De acordo com as Figs.24-a) e b), para a amostra 1 (que sofreu um ataque ácido de 30s), pode-se perceber uma semelhança entre o comportamento do CPR e da R_a . Ambos, R_a e CPR , mostram-se crescentes após o ataque. A partir desses resultados, ficou evidente, para outro parâmetro de análise, que a depolarização é sensível à variação da rugosidade causada pela desmineralização das superfícies dentárias. As Figs. 24-c) e d) apresentam resultados análogos para a amostra 2 (que sofreu ataque ácido de 15s), onde o mesmo comportamento foi observado.

É importante salientar que CPR é um parâmetro calculado a partir de intensidades e não necessita de processamento de imagem como CHF e outras análises [17–19]. Isto significa que o CPR pode ser um parâmetro adequado para monitorar o processo de desmineralização através da rugosidade.

Os resultados apresentados aqui mostram claramente a dependência do CPR e dos

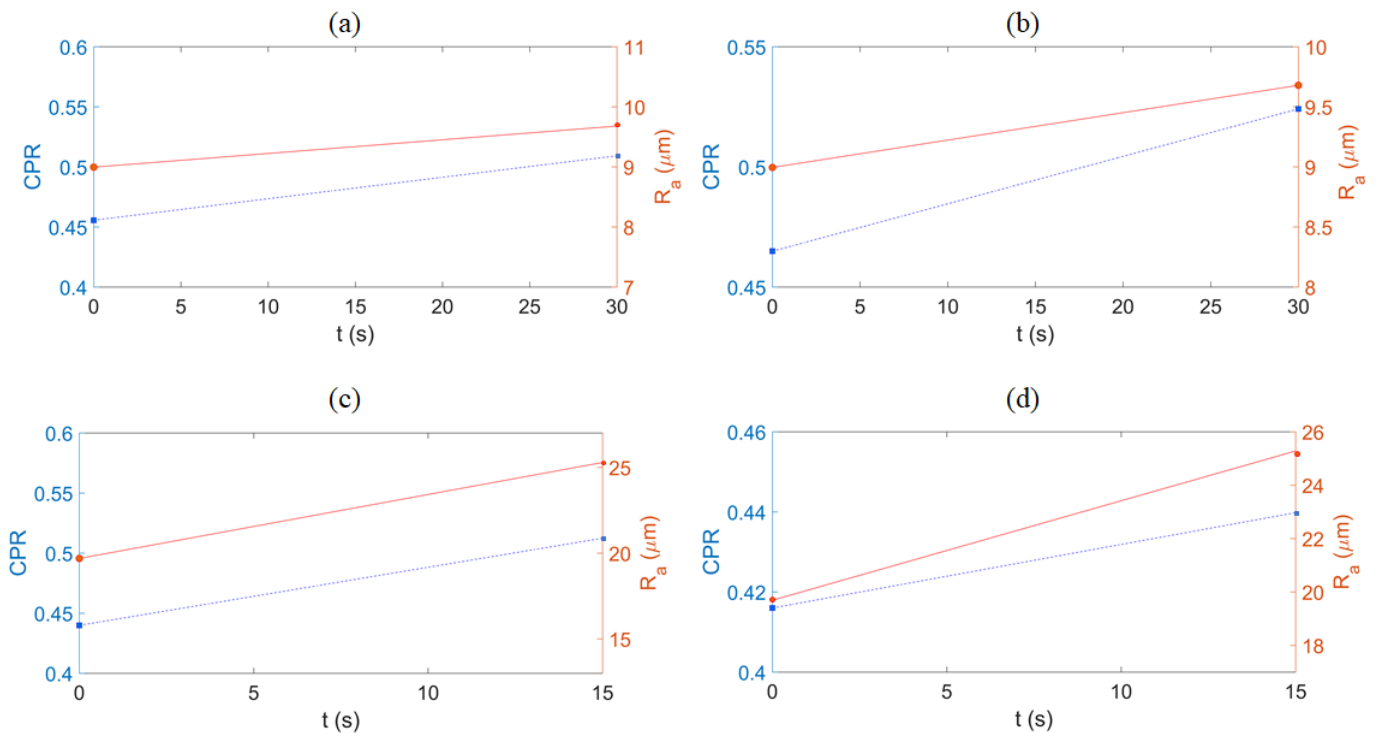


Figura 24 – Gráficos para CPR e R_a em função do tempo de ataque ácido para as amostras 1 e 2. (a) e (b) amostra 1, incidência normal e oblíqua, respectivamente, 0s e 30s de tempo de ataque ácido, (c) e (d) amostra 2, incidência normal e oblíqua, respectivamente, 0s e 15s de tempo de ataque ácido

padrões de *speckle* com a desmineralização, através da erosão do esmalte. Por ser o CPR um parâmetro obtido a partir de medidas diretas de intensidades, sem a necessidade de processamento de imagens, é um resultado com grande possibilidade de geração tecnológica para uso clínico. Por isso, na próxima seção serão analisados o CPR dos padrões de *speckle* após ataques ácidos sucessivos para simular uma evolução de variação de rugosidade.

5.3 Monitoramento sequencial da erosão pelo CPR

Para apresentar uma prova de princípio da proposta de monitoramento de erosão através do índice CPR para os padrões de *speckle*, utilizou-se uma terceira amostra para realizar um ataque ácido sequencial para simular uma evolução da erosão. A desmineralização do esmalte foi feita com diferentes intervalos de aplicação: 0s (sem ataque), 15s, 30s e 45s, atacando sempre a mesma região do dente. Após cada exposição, o dente foi lavado em água corrente, a fim de interromper o processo de desmineralização, à baixa vazão e seco ao ar livre. As medidas ópticas foram realizadas posteriormente.

A Fig.25 apresenta os padrões de *speckle* obtidos para amostra 3. O ângulo $\theta_{i/e}$ indica os ângulos de incidência, $\theta_i = 0^\circ$ normal e $\theta_i = 20^\circ$ oblíqua do laser. H e V representam

as saídas do *PBS*, associadas à polarização incidente e cruzada respectivamente, onde as imagens foram capturadas. Para a amostra 3, $\theta_i = 0^\circ$, é possível observar que para $t = 0s$ é obtido um padrão dissemelhante dos demais na porta *H*. Para a incidência normal, $\theta_i = 0^\circ$, as imagens obtidas para o padrão de *speckle* são visualmente muito semelhantes. Este comportamento também é observado para $\theta_i = 20^\circ$. Contudo, a sua distribuição estatística pode ser diferenciada pelo índice *CPR*.

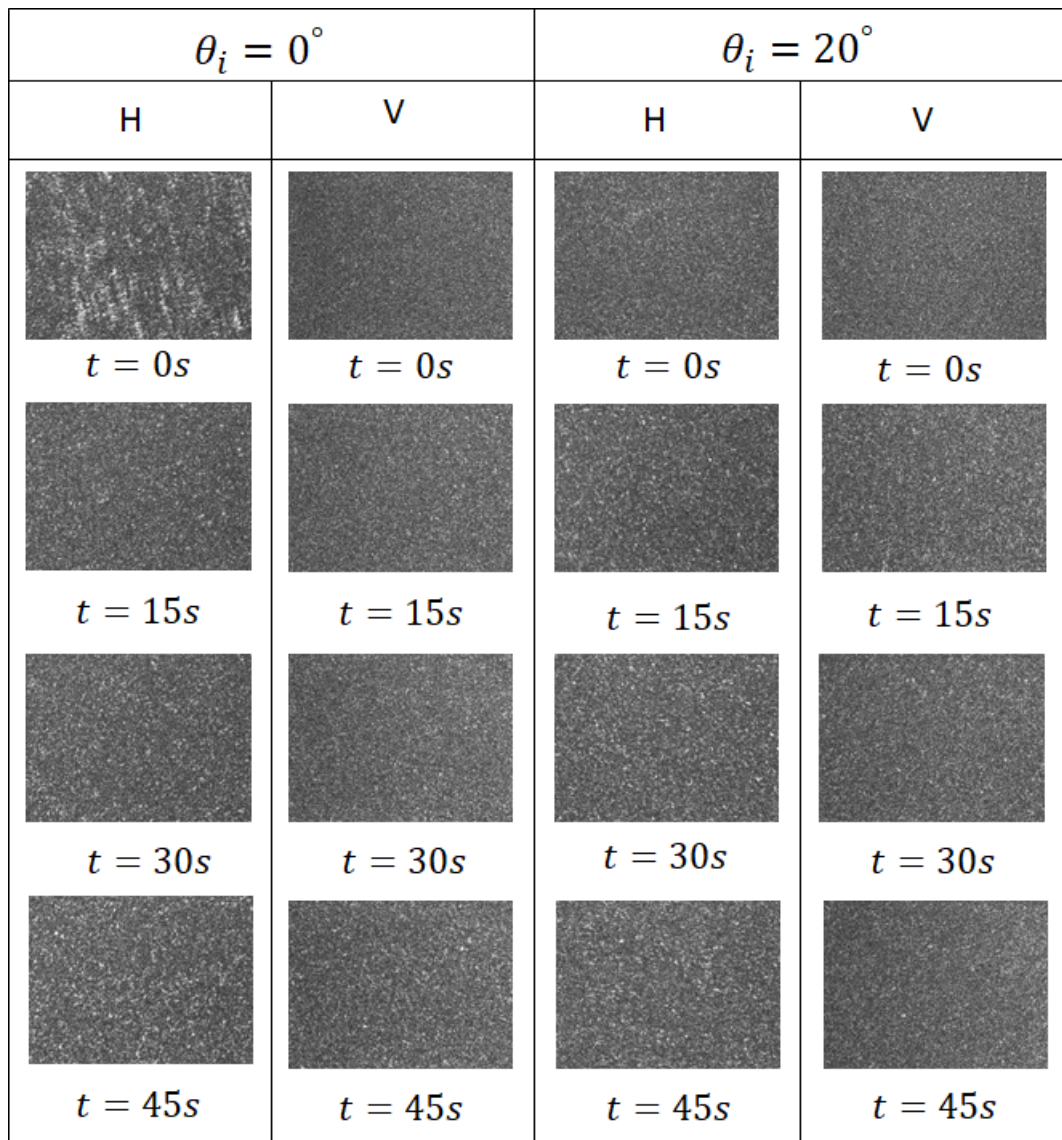


Figura 25 – Imagens obtidas para os padrões de *speckle* da superfície do esmalte dentário, para a amostra 3. Analisadas para as incidências normal, $\theta_i = 0^\circ$, e oblíqua, $\theta_i = 20^\circ$, para as saídas *H* e *V*.

A tabela 4 apresenta R_a para cada etapa do ataque sequencial. Para a primeira aplicação, observa-se um incremento de R_a . Nos ataques subsequentes, o R_a diminui, como esperado para os ataques ácidos contínuos [55]. Para ataques ácidos contínuos a rugosidade superficial aumenta e diminui em consequente. Isso ocorre porque a rugosidade provocada pelo ácido aumenta as irregularidades presentes na superfície, os micro-vales e micro-picos.

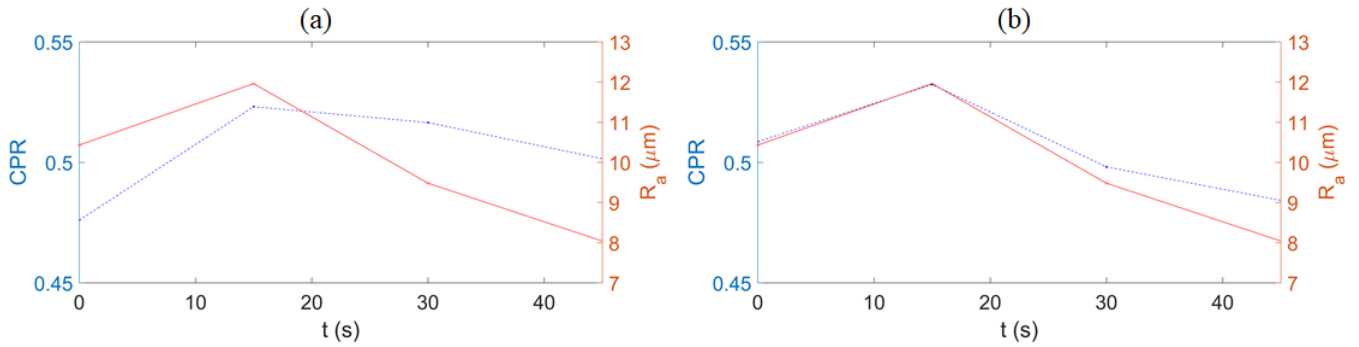


Figura 26 – Gráfico para CPR e R_a em função do tempo de ataque ácido para a amostra 3 que foi submetida a um processo cumulativo de desmineralização. (a) incidência normal e (b) incidência oblíqua.

Mas ao provocar o mesmo processo algumas vezes temos uma regulação da rugosidade superficial, onde os picos acabam sendo corroídos e os vales preenchidos, deixando a superfície mais regular e como consequência, menos rugosa. Se fossem provocados ataques posteriores a esses seria possível perceber a rugosidade aumentar novamente.

Tempo de Ataque (s)	R_a (μm)
0	10.43 ± 0.02
15	11.96 ± 0.02
30	9.48 ± 0.02
45	8.04 ± 0.02

Tabela 4 – Amostra 3 com as indicações para rugosidade correspondente a cada ataque ácido.

As Figs.26 a) e b) apresentam tanto R_a (faixa sólida - vermelho) como CPR (faixa tracejada - azul) em função do ataque temporal para incidência normal e oblíqua, respectivamente. Como podemos ver, CPR acompanha a variação da R_a . Note que o aumento e a diminuição da rugosidade do esmalte, R_a , é seguido pelo índice CPR calculado a partir de padrões de *speckle* para ambos os ângulos de incidência analisados. Então, em princípio, é possível preparar um procedimento para monitorar a desmineralização dentária. Naturalmente, testes *in vivo* serão necessários.

Conclusão

No decorrer desta dissertação, foi apresentado um estudo onde provou-se experimentalmente as variações estatísticas dos padrões de *speckle* produzidas pelo espalhamento do laser polarizado incidido na superfície desmineralizada do esmalte dentário. Os métodos de análise foram empregados na obtenção de informação a partir dos grânulos ópticos. O processo de condicionamento ácido foi realizado artificialmente em três dentes anteriores humanos. A desmineralização foi realizada por meio de ataque ácido artificial em diferentes intervalos de tempo para três amostras. As amostras 1 e 2 foram expostas ao ataque ácido durante 30s e 15s, respectivamente, e as medidas ópticas foram realizadas antes e depois do ataque ácido. Para a amostra 3 optou-se por um monitoramento da desmineralização através de um ataque ácido sequencial, a fim de simular o processo evolutivo da erosão dentária. Esse processo foi analisado nos seguintes intervalos: 0s (sem ataque), 15s, 30s e 45s.

As medidas para os padrões de *speckle* foram observadas em duas posições distintas para incidência do feixe na amostra, $\theta_i = 0^\circ$ e $\theta_e = 20^\circ$ para incidência normal e oblíqua, respectivamente. As imagens adquiridas pela câmera *CCD* eram provenientes das saídas *H* e *V* do *PBS*, que separa a luz espalhada pela superfície do esmalte, com polarização no sentido horizontal (transmitido) e vertical (depolarizado), respectivamente. Essas imagens foram investigadas e processadas com o propósito de obter a distribuição estatística e numérica, as quais foram associadas às condições de desmineralização.

Os sinais de erosão que surgiram na superfície do esmalte, à medida que se promovia o condicionamento ácido, pode ser acompanhado por intermédio das técnicas *CHF* e o *CPR*. O processamento das imagens foram feitos com o auxílio do software MATLAB®, propondo duas contribuições originais para a análise dos padrões de *speckle*.

A função *hazard* cumulativa (*CHF*) mostrou que os padrões de *speckle* produzidos pela luz espalhada, depolarizada captada pela câmera *CCD* na saída *V* do *PBS*, para as amostras 1 e 2 (incidência oblíqua) é mais sensível à variação da rugosidade do esmalte provocada pelo processo de desmineralização. Contudo, tanto a incidência normal quanto a oblíqua se mostraram eficientes, por mais que as imagens obtidas para os padrões de *speckle* fossem visualmente muito semelhantes. Deste modo a distribuição estatística pode ser diferenciada. As curvas obtidas por *CHF* apresentaram um maior distanciamento entre elas. Para porta *V* incidência oblíqua, esta saída capta um sinal melhor, associada à diferença de intensidade e à forma como o padrão de *speckle* está distribuído na imagem. Como esperado, a curva referente ao ataque ácido (curva azul), superfície mais rugosa, está posicionada abaixo da curva sem o ataque ácido (curva vermelha).

Comprovou-se que com o aumento da rugosidade pode-se perceber que a superfície atacada espalha mais a luz incidente, produzindo maior depolarização. Então, as imagens obtidas pelas superfícies com maior rugosidade apresentam uma maior quantidade de pontos claros, pontos brilhantes, nas imagens obtidas para os padrões de *speckle*. Sendo assim, quanto maior a intensidade, imagem com mais pontos claros, menor será a inclinação da curva e quanto menor a intensidade, imagem com mais pontos escuros, maior a inclinação da curva como esperado para *CHF*.

Além disso, o cálculo para razão de polarização cruzada (*CPR*) mostrou-se também um parâmetro sensível à variação da rugosidade do esmalte tanto para as incidências normal e oblíqua, embora as imagens obtidas para os padrões de *speckle* fossem visualmente muito semelhantes. Esse parâmetro foi utilizado para análise das amostras 1, 2 e 3. No ataque cumulativo, amostra 3, foi possível simular uma evolução da variação de rugosidade da superfície dentária que sofreu a desmineralização. Optou-se somente por acompanhar a desmineralização sequencial com o índice *CPR* pois este é um parâmetro que pode ser calculado a partir de medidas diretas e simples das intensidades e não necessita do processamento de imagens. Esta técnica apresenta um grande potencial para perspectiva de desenvolvimento tecnológico para uso clínico. Os resultados que foram obtidos demonstraram a dependência do *CPR* de dos padrões de *speckle* com a desmineralização, através da erosão do esmalte. O índice *CPR* calculado a partir dos padrões de *speckle* acompanhou a variação da R_a , se mostrando sensível para monitorar o processo de erosão do esmalte através da rugosidade.

Em princípio, um procedimento para monitorar a desmineralização usando padrões de *speckle* pode ser construído explorando a *CHF* e o *CPR*. Neste estudo verificou-se a sensibilidade dos padrões de *speckle* à desmineralização dentária, de forma a tentar estabelecer um processo de diagnóstico precoce. Este procedimento foi elaborado a fim de identificar os sinais de erosão mesmo não sendo visíveis ao profissional especializado durante a realização de um acompanhamento de rotina. Então, nossos resultados poderiam contribuir futuramente para viabilizar o monitoramento do processo desmineralização dentária, proporcionando o diagnóstico precoce desse problema clínico. Viabilizando métodos de tratamento mais simples, indicados pelos profissionais especializados, impedindo a perda progressiva do esmalte.

No campo das perspectivas e trabalhos futuros pretende-se estudar a viabilização de técnicas que possam realizar o monitoramento da desmineralização individual, de cada paciente, nos consultórios odontológicos. O fato de ser um procedimento não invasivo é uma das vantagens na aplicação de diagnósticos odontológicos. Examinar os métodos de análise e proporcionar contribuições para as interpretações *in vivo*, tornando a técnica viável financeiramente, acessível e sem muita complexidade para os profissionais que a utilizarão.

Referências

- 1 GOODMAN, J. W. Some fundamental properties of speckle. *JOSA*, Optical Society of America, v. 66, n. 11, p. 1145–1150, 1976.
- 2 YOSHIKAWA, T. *Handbook of optical metrology: Principles and Applications*. [S.l.]: CRC Press, 2017.
- 3 WANG, Z.; LIU, Y. Investigation on deformation behavior of sheet metals in viscous pressure bulging based on espi. *Journal of Materials Processing Technology*, Elsevier, v. 210, n. 11, p. 1536–1544, 2010.
- 4 FRICKE-BEGEMANN, T. et al. Corrosion monitoring with speckle correlation. *Applied optics*, Optical Society of America, v. 38, n. 28, p. 5948–5955, 1999.
- 5 LEONARD, L. C.; TOAL, V. Roughness measurement of metallic surfaces based on the laser speckle contrast method. *Optics and Lasers in Engineering*, Elsevier, v. 30, n. 5, p. 433–440, 1998.
- 6 PERSSON, U. Surface roughness measurement on machined surfaces using angular speckle correlation. *Journal of Materials Processing Technology*, Elsevier, v. 180, n. 1-3, p. 233–238, 2006.
- 7 SAMPAIO, A. L. et al. Hurst exponent determination for digital speckle patterns in roughness control of metallic surfaces. *Optics and lasers in engineering*, Elsevier, v. 49, n. 1, p. 32–35, 2011.
- 8 SOARES, H. C. et al. Hurst exponent analysis of moving metallic surfaces. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, Elsevier, v. 392, n. 21, p. 5307–5312, 2013.
- 9 SOARES, H. C. et al. Tsallis threshold analysis of digital speckle patterns generated by rough surfaces. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, Elsevier, v. 432, p. 1–8, 2015.
- 10 LIU, L.; LI, X.; NONAKA, K. Light depolarization in off-specular reflection on submicro rough metal surfaces with imperfectly random roughness. *Review of Scientific Instruments*, AIP Publishing LLC, v. 86, n. 2, p. 023107, 2015.
- 11 CAMARGO, A. L. P. et al. Roughness measurement of oriented surface by depolarization of scattered light. *Optics and Lasers in Engineering*, Elsevier, v. 112, p. 87–92, 2019.
- 12 LARIMER, C. et al. In situ non-destructive measurement of biofilm thickness and topology in an interferometric optical microscope. *Journal of biophotonics*, Wiley Online Library, v. 9, n. 6, p. 656–666, 2016.
- 13 HELLEN, A. et al. Quantitative remineralization evolution kinetics of artificially demineralized human enamel using photothermal radiometry and modulated luminescence. *Journal of biophotonics*, Wiley Online Library, v. 4, n. 11–12, p. 788–804, 2011.

- 14 WILDER-SMITH, C. H. et al. Quantification of dental erosions in patients with gerd using optical coherence tomography before and after double-blind, randomized treatment with esomeprazole or placebo. *The American journal of gastroenterology*, NIH Public Access, v. 104, n. 11, p. 2788–2795, 2009.
- 15 CHAN, K. H. et al. A method for monitoring enamel erosion using laser irradiated surfaces and optical coherence tomography. *Lasers in surgery and medicine*, Wiley Online Library, v. 46, n. 9, p. 672–678, 2014.
- 16 KOCH, G. et al. *Pediatric dentistry: a clinical approach*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2017.
- 17 ZASLANSKY, P. et al. Relations between shape, materials properties, and function in biological materials using laser speckle interferometry: in situ tooth deformation. *Advanced Functional Materials*, Wiley Online Library, v. 16, n. 15, p. 1925–1936, 2006.
- 18 STOIANOVICI, C.; WILDER-SMITH, P.; CHOI, B. Assessment of pulpal vitality using laser speckle imaging. *Lasers in surgery and medicine*, NIH Public Access, v. 43, n. 8, p. 833, 2011.
- 19 KOSHOJI, N. H. et al. Laser speckle imaging: a novel method for detecting dental erosion. *Plos one*, Public Library of Science, v. 10, n. 2, 2015.
- 20 NADER, C. A. et al. Early diagnosis of teeth erosion using polarized laser speckle imaging. *Journal of biomedical optics*, International Society for Optics and Photonics, v. 21, n. 7, p. 071103, 2015.
- 21 HICKS, J.; GARCIA-GODOY, F.; FLAITZ, C. Biological factors in dental caries enamel structure and the caries process in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 2). *Journal of clinical pediatric dentistry*, v. 28, n. 2, p. 119–124, 2005.
- 22 CORRER, G. M. et al. In vitro wear of primary and permanent enamel. simultaneous erosion and abrasion. *American journal of dentistry*, v. 20, n. 6, p. 394–399, 2007.
- 23 LUSSI, A.; JÄGGI, T. Erosion—diagnosis and risk factors. *Clinical oral investigations*, Springer, v. 12, n. 1, p. 5–13, 2008.
- 24 MURAKAMI, C. et al. Risk indicators for erosive tooth wear in brazilian preschool children. *Caries research*, Karger Publishers, v. 45, n. 2, p. 121–129, 2011.
- 25 BARTLETT, D. A new look at erosive tooth wear in elderly people. *The Journal of the American Dental Association*, Elsevier, v. 138, p. S21–S25, 2007.
- 26 AMAECHI, B. T.; HIGHAM, S. M. Dental erosion: possible approaches to prevention and control. *Journal of dentistry*, Elsevier, v. 33, n. 3, p. 243–252, 2005.
- 27 JAGER, D. H. J. et al. Estimated erosive potential depends on exposure time. *Journal of dentistry*, Elsevier, v. 40, n. 12, p. 1103–1108, 2012.
- 28 GRENBY, T. H. Methods of assessing erosion and erosive potential. *European journal of oral sciences*, Wiley Online Library, v. 104, n. 2, p. 207–214, 1996.

- 29 SCHLÜTER, N. et al. Methods for the measurement and characterization of erosion in enamel and dentine. *Caries research*, Karger Publishers, v. 45, n. Suppl. 1, p. 13–23, 2011.
- 30 HECHT, E. et al. *Optics*. [S.l.]: Addison Wesley San Francisco, 2002. v. 4.
- 31 FEYNMAN, R. P.; LEIGHTON, R. B.; SANDS, M. *Lições de física de Feynman: edição definitiva*. [S.l.]: Bookman, 2008. v. 1.
- 32 LIU, L.; LI, X.; NONAKA, K. Light depolarization in off-specular reflection on submicro rough metal surfaces with imperfectly random roughness. *Review of Scientific Instruments*, AIP Publishing LLC, v. 86, n. 2, p. 023107, 2015.
- 33 PASSOS, M. H. M. Padrões de speckles produzidos por vórtices óticos e sua aplicação na medida de rugosidade. Volta Redonda.
- 34 HECHT, E. *Óptica. 2ª edição*. [S.l.: s.n.], 2002.
- 35 SHAWAL, S. et al. Fundamentals of digital image processing and basic concept of classification. *International Journal of Chemical and Process Engineering Research*, Conscientia Beam, v. 1, n. 6, p. 98–108, 2014.
- 36 JÄHNE, B. *Digital Image Processing 6th revised and extended edition*. [S.l.]: Springer, Berlin, 2005.
- 37 SCURI, A. E. Fundamentos da imagem digital. *Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro*, p. 13, 1999.
- 38 WATZLAWICK, L. F.; MADRUGA, P. R. de A.; PEREIRA, R. S. Ccd (charge coupled device) funcionamento e sua aplicação em sensoriamento remoto. *Ciência e Natura*, v. 24, n. 24, p. 63–76, 2002.
- 39 CAMARGO, A. L. P. Espalhamento de luz laser em superfícies metálicas: aplicação no estudo de rugosidade. Volta Redonda.
- 40 SERRA, O. D.; FERREIRA, F. V. *Anatomia dental*. [S.l.: s.n.], 2012. 334–334 p.
- 41 MANGUEIRA, D. F. B. et al. Cárie e erosão dentária: uma breve revisão. *Odontologia Clínico-Científica (Online)*, CRO/PE, v. 10, n. 2, p. 121–124, 2011.
- 42 AFRAMIAN, D.; DAVIDOWITZ, T.; BENOLIEL, R. The distribution of oral mucosal ph values in healthy saliva secretors. *Oral diseases*, Wiley Online Library, v. 12, n. 4, p. 420–423, 2006.
- 43 TEIXEIRA, K. I. R.; BUENO, A. C.; CORTÉS, M. E. Processos físico-químicos no biofilme dentário relacionados à produção da cárie. *Quim. nova esc*, v. 32, n. 3, p. 145–50, 2010.
- 44 SALAS, M. M. S. et al. Erosão dentária na dentição permanente: epidemiologia e diagnóstico. *Revista da Faculdade de Odontologia-UPF*, v. 20, n. 1, 2015.
- 45 LIMA, J. E. O. Cárie dentária: um novo conceito. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, SciELO Brasil, v. 12, n. 6, p. 119–130, 2007.

- 46 MELO, P.; TEIXEIRA, L.; DOMINGUES, J. A importância do despiste precoce da cárie dentária. *Revista Portuguesa de Medicina Geral e Familiar*, v. 22, n. 3, p. 357–66, 2006.
- 47 SOARES, G. G. et al. Métodos de detecção de cárie. *Revista Brasileira de Odontologia*, v. 69, n. 1, p. 84, 2012.
- 48 JUNIOR, R. P.; MURAMATSU, M. Desenvolvimento de um rugosímetro a laser. *Revista de física aplicada e instrumentação*, v. 17, n. 2, p. 60–69, 2004.
- 49 MOORE, T. R. A simple design for an electronic speckle pattern interferometer. *American journal of physics*, American Association of Physics Teachers, v. 72, n. 11, p. 1380–1384, 2004.
- 50 LEE, E. T.; WANG, J. *Statistical methods for survival data analysis*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2003. v. 476.
- 51 CLEVES, M. et al. *An introduction to survival analysis using Stata*. [S.l.]: Stata press, 2008.
- 52 HAMELRYCK, T.; MARDIA, K.; FERKINGHOFF-BORG, J. *Bayesian methods in structural bioinformatics*. [S.l.]: Springer, 2012.
- 53 DEMENECH, L. S. et al. Avaliação de métodos de manutenção da esterilidade do órgão dental humano extraído para armazenamento em banco de dentes. *Revista da ABENO*, v. 17, n. 3, p. 55–65, 2017.
- 54 NUNES, A. M.; GOUVEA, J. P.; SILVA, L. da. Influence of different disinfection protocols on gutta-percha cones surface roughness assessed by two different methods. *Journal of Materials Research and Technology*, Elsevier, v. 8, n. 6, p. 5464–5470, 2019.
- 55 JUNIOR, C. F. L. et al. Analysis of copper and zinc alloy surface by exposure to alcohol aqueous solutions and sugarcane liquor. *Journal of Materials Research and Technology*, Elsevier, 2020.