

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECANICA

MÉTODOS QUANTITATIVOS PARA O ESTUDO DO DESGASTE
DENTÁRIO

AGNES BATISTA MEIRELES

Belo Horizonte, 11 de agosto de 2014

Agnes Batista Meireles

**MÉTODOS QUANTITATIVOS PARA O ESTUDO DO DESGASTE
DENTÁRIO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas
Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de
Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Estevam Barbosa de Las Casas
DEES, Universidade Federal de Minas Gerais

Co-orientadora: Profa. Flávia de Souza Bastos
Departamento de Mecânica Aplicada e Computacional,
Universidade Federal de Juiz de Fora.

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2014

Dedico esta tese aos meus pais Airlton e Elaine,
e meus avós Arminda, João e Laurice (*in memoriam*)

Dedico também ao meu grande companheiro, Andrés

“Fé na vida, Fé no homem, Fé no que virá!

Nós podemos tudo,

Nós podemos mais

Vamos lá fazer o que será”

Gonzaguinha

AGRADECIMENTOS

“Ainda que cada nota tenha seu tom, somente juntas fazem uma música.”

Autor desconhecido

Meus sinceros agradecimentos aos meus orientadores e professores Estevam Barbosa de Las Casas, Flávia Souza Bastos e Tulimar Machado Cornacchia. Há alguns anos quando eu me decidi pela vida acadêmica eu vislumbrava essa carreira porque possibilitava trabalhar com ciência e com pessoas que possuíam o que o mais admiro no ser humano: desprendimento, humildade, competência e generosidade. Vocês me mostraram que isso é possível e palavras jamais poderão expressar todo o meu carinho e gratidão.

Agradeço ao professor Dr. Mário Campos (VERLab, UFMG) e os alunos do VERLab em especial aos Doutores Armando Neto, Paulo Drews, Erickson Nascimento, Antônio Wison Vieira por ajudarem na parte computacional.

Agradeço aos professores Drs. Manoel Doblaré e Javier Bayod da Universidad de Zaragoza (Espanha) por permitir que eu ampliasse meus conhecimentos na sua instituição.

Aos Drs. Ignace Naert, Bart Vandenbergue e Lívía Corpas da University of Leuven (Bélgica) por me receberem e viabilizar o estudo com o *scanner*.

À professora Cristina Godoy (UFMG) e José Daniel Biasoli (UFU) pelos ensinamentos em tribologia e pelo uso do laboratório.

Agradeço à FAPEMIG, CAPES e CNPq pelo financiamento e pela bolsa de doutorado com estágio no exterior.

Aos amigos de Zaragoza em especial a Sara Manzano, Seyed Jamaledin Mousavi, Solmaz Farzaneh, Olfa Trabelsi e Victor Acosta por ajudarem a me instalar em outro país e pela amizade que supera a distância.

A amiga Janaína Ferreira, por compartilhar seus conhecimentos estatísticos e também pela amizade verdadeira.

Aos tantos amigos, que compreenderam a minha ausência (que foram muitas!!!), agradeço por terem sido pacientes, pelo apoio e por terem torcido por mim todo esse tempo. Em especial agradeço as minhas “manas”: Tarina, Patrícia, Suéllen, Cristina, Leone, Adriani; Karlinha e Karina, as minhas amigas de infância Juliana e Marina;

Aos queridos amigos do grupo de Biomecânica e de UFMG em especial Gabi, Larissa Trojan, Renata Furlan, Tatiana Vargas, ao amigo (e agora professor) Leandro que tornaram os dias de trabalho mais leves e que dividiram comigo todas as alegrias e angústias da vida acadêmica.

Aos familiares em especial meus avós João, Arminda e Laurice (in memorian), pelo seu amor, carinho e orações, que por muitas vezes me deram “folego” para continuar.

A Andrés, que se desprende de tudo para me acompanhar. Meu companheiro das madrugadas de estudo e melhor amigo. Foi mais fácil passar por todos os obstáculos com a serenidade que só o amor oferece, *Jeili dooset daram!!*

Agradeço aos meus pais, meus amores para sempre e minha força. Nada disso seria possível se não fosse por vocês.

À Deus por me permitir chegar até aqui e me mostrar que ter fé Nele é a ferramenta mais poderosa para alcançar qualquer objetivo.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE GRÁFICOS

LISTA DE SÍMBOLOS

GLOSSÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	16
1.1) Objetivos gerais e específicos.....	17
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1) Introdução.....	19
2.2) Mecanismos de Desgaste	19
2.3) Desgaste Dentário.....	21
2.4) Perfilometria.....	29
2.5) Modelo de efeitos mistos.....	36
2.6) Modelos geométricos tridimensionais.....	38
3 MATERIAIS E MÉTODOS	43
3.1) Trabalho 1: Estudo da rugosidade superficial com perfilometria 3D.....	46
3.1.1) Dentes extraídos.....	47
3.1.2) Voluntários	49
3.2) Trabalho 2: 2D e modelo de efeitos mistos.....	51
3.3) Trabalho 3: Modelos geométricos e <i>scanner</i> intra-oral	26

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	61
4.1) Trabalho 1: Estudo da rugosidade superficial com perfilometria 3D.....	61
4.1.1) Dentes Extraídos.....	76
4.1.2) Voluntários.....	64
4.2) Trabalho 2: 2D e modelo de efeitos mistos.....	66
4.3) Trabalho 3: Modelos geométricos e <i>scanner</i> intra-oral.....	70
4.4) Sumário dos resultados e discussão.....	76
5 CONCLUSÕES.....	78
6 TRABALHOS FUTUROS.....	80
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81
ANEXO B “Parecer comitê de Ética da UFJF”	99
ANEXO C “Instrumento de doação de dentes”	101
ANEXO D “Termo de Esclarecimento e Termo de Consentimento”	102
ANEXO E “Saída estatística do modelo de efeitos mistos”	103

LISTA DE FIGURAS

2.1 Diferentes mecanismos de desgaste: triboquímico; fadiga; adesão e abrasão.....	20
2.2 Desgaste dentário.....	22
2.3 Diversas apresentações clínicas de desgaste	23
2.4 Atrito.....	24
2.5 Erosão.....	24
2.6 Abfração.....	25
2.7 Sintomas de colapso estrutural.....	26
2.8 Classificação do desgaste por Murphy (1959).....	28
2.9 Perfil de rugosidade e sua composição.....	30
2.10 Amostra para perfilometria.....	31
2.11 Exemplos de perfis diferentes com mesmo valor de Sa/Ra.....	32
2.12 Curva de distribuição gaussiana.....	34
2.13 Apresentação comercial do silicone de adição.....	36
2.14 Imagem de testes com sistema laboratorial.....	39
2.15 Fluxo de trabalho para impressões digitais.....	39
3.1 Organograma do método proposto.....	45
3.2 Organograma do Trabalho 1.....	46
3.3 Procedimento do teste para dentes extraídos	48
3.4 Vazamento do molde com silicone de adição	50
3.5 Procedimento para teste com ataque ácido	55
3.6 Ajuste dos modelos com desgaste e sem com método proposto	57
3.7 Dente desgastado com ácido fosfórico 37% após 10 minutos de exposição	59
3.8 Detalhe da zona limítrofe entre esmalte desgastado e íntegro	59
3.9 Sistema de classificação para análise visual dos modelos geométricos	60
2.9 Perfil de rugosidade e sua composição.....	30
4.1 Digitalização após 1 minuto de corrosão	71
A.1 Esquematização das estruturas dentais	89
A.2 Orientação dos prismas de esmalte.	90
A.3 Representação esquemática das superfícies dentárias	91
A.4 Representação esquemática das faces e seções dos dentes na arcada	92
A.5 Detalhe da anatomia do grupo dos incisivos	93
A.6 Detalhe da anatomia do grupo dos caninos	94
A.7 Detalhe da anatomia do grupo dos pré-molares	95
A.8 Detalhe da anatomia do grupo dos molares	96

LISTA DE TABELAS

2.1 Sistemas de <i>scanners</i> intra-orais	40
3.1 Organização dos dados para análise via modelo de efeitos mistos.	53
4.1 Média, mediana e desvio- padrão para parâmetros.....	62
4.2 Teste de variância para grupos.....	62
4.3 Resultados gerais para um ajuste de modelo de efeitos mistos.....	68
4.4 Análise de concordância intra e inter examinadores.....	74

LISTA DE GRÁFICOS

4.1 Boxplots para parâmetros de textura superficial	63
4.2 Evolução de Ssk e Sku	64
4.3 Parâmetros de rugosidade com relação ao tempo.....	66
4.4 Gráfico de resíduos	62
4.5 Estimativa de perda volumétrica.....	71
4.6 Boxplots da simulação de desgaste	73

LISTA DE SÍMBOLOS

3D: tridimensional

2D: bidimensional

λ_c : filtro de rugosidade

Sa/Ra: rugosidade média

Sq/Rq: desvio médio quadrático ou padrão das alturas da superfície

Sku/Rku: coeficiente de curtose

Ssk/Rsk: coeficiente de assimetria

μm : micrometro

CAD: *Computer Aided Design*

TWI: sistema de classificação de Smith and Knight

STL: formato de estereolitografia

ICP: “*interactive closest point*”, algoritmo de Visão Computacional

DTM: Desordem Temporomandibular

DP: desvio padrão

CPU: unidade central de processamento

GHz: giga-hertz

GB: gigabytes

RAM: memória de acesso aleatório do inglês *Random Access Memory*

AD: teste de normalidade de Anderson-Darling

IC: intervalo de confiança

GLOSSÁRIO

Registro: em ciências da computação trata-se de técnicas de alinhamento de imagens.

Análise longitudinal: método de pesquisa que visa analisar as variações nas características dos mesmos elementos amostrais ao longo do tempo.

Filtro de rugosidade: valor usado em medições da rugosidade para separar o perfil dos demais desvios de forma como ondulação e desvios macro-geométricos.

Doença multifatorial: alteração onde não há um fator causal evidente. Relativo a fatores de diferentes naturezas.

Moldar (Odontologia): ato de obter uma cópia de uma superfície de interesse para estudo ou confecção de trabalhos que serão fixados em boca.

Modelo (Odontologia): reprodução da área de interesse, geralmente em gesso. Cópia positiva.

Molde (Odontologia): conjunto de moldeira e material de moldagem que contém a reprodução (cópia negativa) da área de interesse.

Modelo Geométrico 3D: modelo de representação de um objeto tridimensional.

Debris: detritos, restos orgânicos.

Doenças sistêmicas: doenças que determinam alterações patológicas em diversos órgãos.

Superfície oclusal: face cortante ou mastigadora

Superfície vestibular: face voltada para o vestíbulo- é a parte mais externa dos dentes.

Superfície lingual: face voltada para a cavidade bucal propriamente dita- face ou superfície palatina, nos dentes superiores e lingual nos dentes inferiores.

Cúspides: elevações em forma de pirâmide quadrangulares características da face oclusal de pré-molares e molares.

RESUMO

O desgaste dentário é um condição irreversível que é comum no cotidiano clínico. Uma das principais limitações da maioria dos estudos relacionados ao desgaste é que são frequentemente baseados em sistemas subjetivos de avaliação. O objetivo deste trabalho é a avaliação do desgaste dentário considerando as informações da superfície do dente desgastado bem como propor metodologias que auxiliem o clínico em seu diagnóstico e acompanhamento. Para isso, foram realizados testes com dentes extraídos e voluntários com desgaste usando perfilometria bi(2D) e tridimensional(3D) e foram selecionado parâmetros de rugosidade de superficial para discutir mecanismos e evolução do desgaste em dentes humanos. Para o estudo com *scanner* odontológico, foram feitas varreduras de dentes com e sem desgaste e um método automático de estimativa de perda volumétrica foi apresentado em conjunto a uma avaliação subjetiva de detecção de diferenças nas imagens por dois avaliadores calibrados. Os resultados da perfilometria 3D e 2D mostraram que desgaste do dente afeta a superfície sem alterar a sua característica de distribuição simétrica. Nem todos os parâmetros estatísticos considerados no presente estudo foram eficazes para identificar o desgaste do dente. Rugosidade média e desvio médio quadrático foram inadequados para esta finalidade. Em contraste, ambos os parâmetros de assimetria e curtose foram capazes de identificar o desgaste dos dentes e podem ser úteis ao explicar os aspectos clínicos de pacientes e para identificar as superfícies. A análise dos dados da perfilometria 2D indicaram correlação para os parâmetros de superfície medidos e o tempo de medição. Essa relação com o tempo para rugosidade média e desvio médio quadrático se dá apenas para o momento atual. Para assimetria, o que aconteceu no primeiro tempo anterior é mais impactante para sua medida. Para curtose, o modelo que melhor se ajustou aos resultados foi considerado o mais simples de todos os modelos: um modelo constante. Uma equação geral para cada parâmetro foi obtida. A assimetria e curtose podem ter variações oscilatórias, tendendo a uma taxa constante durante um longo período de tempo. Os resultados para o estudo com *scanner* demonstraram ser possível detectar diretamente diferenças na superfície dos dentes, a nível milimétrico dispensando moldagens e marcações em modelos físicos. Análise de correlação entre examinadores dos modelos geométricos gerados via *scanner* auxiliou os dados obtidos com o método proposto e mostra um bom acordo na avaliação de desgaste dentário, incluindo a situação submilimétrica.

Palavras-chaves: *desgaste dentário; perfilometria; scanner intra-oral; quantificação*

ABSTRACT

Tooth wear is an irreversible condition that is common in the clinical routine. The major limitation of studies concerning wear is that these are often based on subjective analysis. The aim of this work is to evaluate tooth wear considering surface information of worn tooth and to propose methodologies to assist in the diagnosis and monitoring of tooth wear. For this purpose, tests with extracted teeth and volunteers with wear using two (2D) and three dimensional (3D) profilometrical data were performed and surface roughness parameters were selected to discuss mechanisms and evolution of wear in human teeth. For the study with the scanner, scans of teeth with and without wear and an automatic method to estimate the volumetric loss was presented in conjunction with an image evaluation to detect differences in the images performed by two calibrated observers. 2D and 3D profilometrical results demonstrated that wear does affect the surface without changing its characteristic symmetrical distribution. Not all statistical parameters considered in this study were effective in identifying tooth wear. Mean roughness and root mean squared were inadequate for this purpose. In contrast, both parameters of skewness and kurtosis were able to identify the wear of the teeth and can be useful to explain the clinical features of patients and to identify the surfaces. 2D profilometrical data analysis indicated correlation for the surface parameters and time. This relationship with time for mean roughness and root mean squared were given only to the current moment. To skewness parameter, what happened in the previous first time is more impactful. As for kurtosis, the model that best fitted was a constant model. A general equation for each parameter was obtained. The skewness and kurtosis may have oscillatory variations, tending to a constant rate over a long period of time. The results for this study demonstrated scanner can detect differences directly on the surface of the teeth, avoiding molding marks on physical models. Agreement analysis between examiners of the geometric models showed a good agreement in the assessment of tooth wear, including in the submillimeter range.

1. INTRODUÇÃO

A preservação das estruturas naturais sadias é um desejo comum ao paciente e ao profissional de Odontologia. Quando há perda de tecidos vivos, a substituição é realizada por materiais dentários. Mesmo se falando em um material otimizado para sua aplicação, não existe nenhum equivalente aos tecidos originais. Além disso, com o aumento da expectativa e qualidade de vida da população, espera-se que estes tecidos tenham igual longevidade. Um dos problemas que se contrapõem a esta realidade é o desgaste dentário. No cotidiano clínico, é comum encontrarmos pacientes apresentando facetas de desgaste em dentes naturais. Durante anos, pesquisadores têm estudado a fim de desenvolver métodos confiáveis para monitorar o desgaste dental. Uma das principais limitações da maioria desses estudos é que se tratam de avaliações frequentemente baseadas em auto-relatos, questionários e sistemas subjetivos de classificação das lesões.

Resultados quantificados são desejáveis para aumentar a objetividade de avaliações e para fornecer informações sobre os mecanismos envolvidos. Como o desgaste ocorre nas superfícies dos dentes, estudos que contemplam a rugosidade têm o potencial de apresentarem características de superfície particulares que determinam como ocorreu o processo. O grupo de Biomecânica da UFMG estuda o desgaste dentário desde 2003, estabelecendo uma abordagem multidisciplinar para o problema. As ideias debatidas em trabalhos prévios geraram outros estudos como desdobramentos e fundamentam a discussão atual (LAS CASAS *et al* , 2008; BASTOS *et al* , 2013; BASTOS *et al* , 2006). O ponto de partida é discussão sobre a análise de parâmetros funcionais e espaciais que descrevem importantes características da textura superficial de dentes humanos, através de perfilometria tridimensional (3D). Com a experiência desenvolvida questionou-se se somente a perfilometria 3D poderia fornecer os parâmetros de rugosidade ou se um rugosímetro (perfilometria bidimensional-2D) seria também útil nessa discussão em estudos realizados de forma separada.

Mais recentemente (MEIRELES *et al* 2013) questionou-se sobre a evolução desse desgaste: considerando que medidas do mesmo indivíduo sejam coletadas repetidamente ao longo do tempo, essas informações têm características de dados longitudinais (FITZMAURICE, 2004). Além do fator temporal, o que também tem implicação significativa na resposta é o fato de estes dados serem correlacionados. Por esse motivo, a utilização de uma metodologia que considere essa correlação e acomode medidas repetidas se mostra mais adequada.

Durante a coleta de dados, foram feitas fotografias intra-orais dos voluntários para ajudar no acompanhamento. Essas fotografias levantaram outro ponto de questionamento: seria possível acompanhar quantitativamente o desgaste por meio de imagens? A fotografia intra-oral é de difícil padronização com relação às tomadas fotográficas regulares. A luz do consultório, posição do paciente na cadeira e fator temporal dificultam o registro das imagens. O mais desejável seria um sistema que fosse mais robusto a essas mudanças. Optou-se pelo uso das imagens geradas via *scanners* odontológicos, que geram arquivos que descrevem a superfície de um objeto tridimensional. Para tratar as imagens obtidas foram indicados métodos de visão computacional para estimar medidas de volume em modelos tridimensionais de forma automática. As imagens utilizadas na análise foram modelos tridimensionais para dentes extraídos com e sem desgaste para testar o método, sendo que nenhuma abordagem similar foi encontrada na literatura.

Esta tese compila várias abordagens quantitativas do desgaste dentário, que se distinguem pela técnica e equipamento empregado, sem promover uma comparação direta entre eles, uma vez que tratam aspectos distintos, investigando como que cada abordagem pode contribuir no avanço na discussão sobre o tema. Para melhor compreensão do problema, bem como possíveis abordagens de sua resolução e estado da arte, foi realizado um estudo sistemático do desgaste dentário, das técnicas de análise de rugosidade e de varredura de superfície via *scanner* (Cap. 2). A descrição das abordagens escolhidas será dividida em três trabalhos: Trabalho 1: estudo da rugosidade superficial para dentes humanos extraídos com e sem desgaste e para voluntários com desgaste via perfilometria 3D (Capítulo 3, seção 3.1). Trabalho 2: Análise longitudinal da rugosidade superficial para voluntários com desgaste via perfilometria 2D (Capítulo 3, seção 3.2). Trabalho 3: Avaliação de modelos geométricos gerados via *scanner* odontológico para avaliar desgaste (Capítulo 3, seção 3.3). O Cap. 4 trata da análise e discussão dos resultados a fim de gerar argumentos conclusivos deste estudo (Cap.5).

1.1. Objetivos gerais e específicos

O objetivo geral deste trabalho é a avaliação do desgaste dentário considerando as informações da superfície do dente desgastado bem como propor metodologias que gerem informações quantitativas que auxiliem o clínico em seu diagnóstico e acompanhamento. Para tal, as seguintes metas específicas são propostas:

- Verificar se há diferença na textura superficial de dentes desgastados, através de avaliação da rugosidade de dentes extraídos com e sem desgaste, usando perfilometria 3D;
- Avaliar a rugosidade de moldes/réplicas em resina de dentes desgastados de voluntários, de forma periódica, via perfilometria 3D;
- Avaliar a rugosidade de moldes/réplicas em resina de dentes desgastados de voluntários, de forma periódica, para analisar como os dados de rugosidade se comportam ao longo do tempo (análise longitudinal), via perfilometria 2D;
- Propor e testar metodologia de comparação de modelos geométricos tridimensionais, via *scanner* intra-oral, para estimar automaticamente dados de perda volumétrica;

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1) Introdução

O fenômeno de desgaste consiste na remoção de material de uma superfície como resultado da interação com outro corpo em contato. Portanto, análises que contemplem a qualidade superficial têm o potencial de informar sobre a progressão desse desgaste. A perfilometria por contato é uma técnica que faz um estudo da superfície em escala micrométrica, o que significa que, em casos iniciais, há a possibilidade de uma eventual progressão ser detectada, sendo então uma opção para se acompanhar este paciente com menor periodicidade. Já os *scanners* odontológicos aumentaram a qualidade das suas imagens e existem disponíveis no mercado opções que podem ser aplicadas diretamente em pacientes, dispensando etapas como moldagem.

A presente tese explora o comportamento superficial por meio de uma evolução de estudos com perfilometria de contato e explora também a possibilidade de uma aplicação direta de um método para estimar a perda volumétrica usando um *scanner* intra-oral. Todas as abordagens são auxiliadas por exames e avaliações clínicas. Uma descrição do problema e o estado da arte da área é apresentada a seguir nesta seção.

2.2) Mecanismos de Desgaste

Sempre que duas superfícies movem-se uma sobre a outra ocorre o desgaste, danificando uma ou as duas superfícies, geralmente envolvendo perda progressiva de material. Na maioria dos casos o desgaste é prejudicial, levando a crescentes remoções dos componentes, liberando restrições ao movimento, gerando a perda de precisão, vibração e até fadiga (HUTCHINGS, 1992). Os mecanismos fundamentais do desgaste por deslizamento podem ser resumidos em quatro tipos, que são o desgaste por adesão, por abrasão, por fadiga e o triboquímico. A FIG. 2.1 mostra esquematicamente as diferenças entre esses

mecanismos de acordo com os conceitos de engenharia. O mecanismo de desgaste triboquímico envolve o acoplamento de processos mecânicos e químicos que agem na interface e no ambiente. Este tipo de desgaste ocorre quando uma camada de reação química formada numa superfície se desfaz pelo contato com a contraface. Uma camada de reação nova se formará na superfície exposta e será removida no próximo encontro. O material removido resultará em fragmentos (debris) que poderão se aglomerar em partículas maiores (MAIR et al 1996).

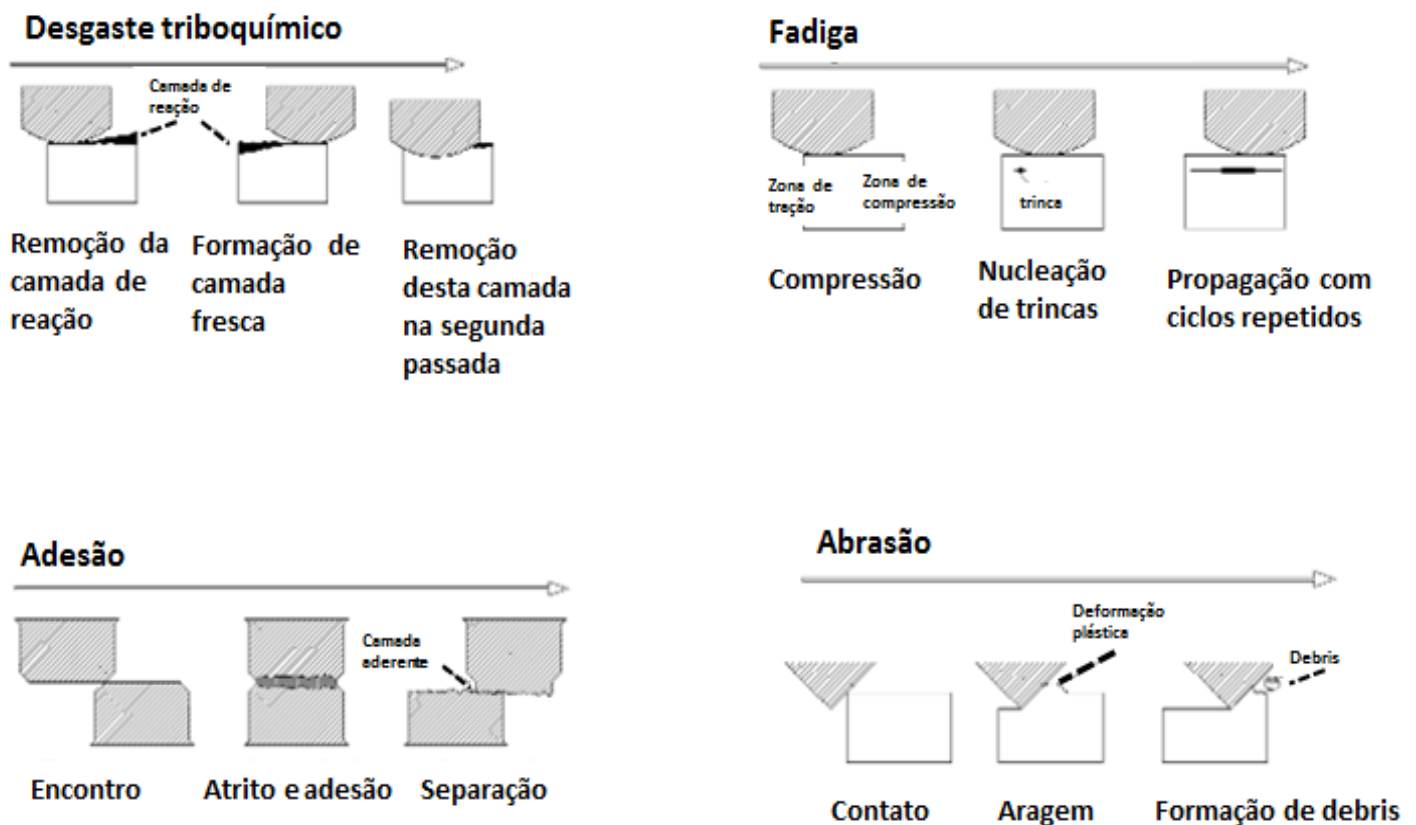


Figura 2.1: Diferentes mecanismos de desgaste mostrados esquematicamente: desgaste triboquímico; fadiga; adesão e abrasão. Adaptado de BASTOS, 2008.

O desgaste por fadiga envolve a nucleação de trincas dentro da zona plástica formada na sub-superfície do material quando este é submetido a uma série de deslizamentos repetitivos. Estas trincas crescem, unem-se e podem se estender até a superfície levando ao destacamento de um fragmento.

No desgaste por adesão, a pressão de contato pode levar a uma junção (soldagem) das asperezas quando deformadas plasticamente e o deslizamento à ruptura destas junções, sendo que a linha de separação não será necessariamente coincidente com a original. O resultado final será a transferência de material de uma superfície para a outra.

O desgaste por abrasão envolve a presença de partículas duras que são arrastadas sobre uma superfície de um material mais macio. Quando essas partículas são elementos de uma ou das duas superfícies o desgaste é conhecido como abrasão de dois corpos. Quando elas são componentes separados entre as superfícies deslizantes, então o desgaste é conhecido como abrasão de três corpos. Se as partículas são carregadas por uma corrente de gás ou um fluxo líquido sob pressão, então, em engenharia, isto é conhecido como erosão.

2.3) Desgaste dentário

O desgaste dentário (FIG. 2.2) é uma condição irreversível para a qual é relatado um aumento na prevalência (LEE, 2012). Contudo, a verdadeira natureza do desgaste dentário é desconhecida (DAVIES, 2002), sendo provavelmente multifatorial (MANFREDINI e LOBBEZOO, 2009; LOBBEZZO e HAMBURGER, 2010; JOHANSSON, 2011).

A FIG. 2.3 mostra algumas apresentações clínicas de desgaste. Atrito, abrasão, erosão e abfração são termos que também são usados na odontologia de forma intercambiável na literatura para descrever a perda da estrutura dos tecidos dentários (POWERS, 1973; CARLSSON *et al* , 1985; LEVITCH, 1994; SELIGMAN e PULLINGER 1995; MAIR *et al* 1996; PINTADO, 1997; LaVIGNE *et al* , 1999; DAVIES *et al* 2002; LAVIGNE e KATO, 2003; PERGAMALIAN, 2003; BABA *et al* , 2004; HAKETA *et al* , 2004; HIRSCH, 2004; KOYANO, *et al* , 2008; JOHANSSON, 2008; LAVIGNE *et al* , 2008; REGEZI, 2008; ABE *et al* , 2009; FIELD, 2010; GUIDONI *et al* , 2010; LOBBEZOO e MANFREDINI, 2010) divergindo algumas vezes do conceito de engenharia para os mecanismos. Na odontologia estes termos não são descritivos do processo de desgaste nem implicam no fator causal, mas descrevem as manifestações clínicas de uma série de eventos subjacentes (JOHANSSON, 2008).

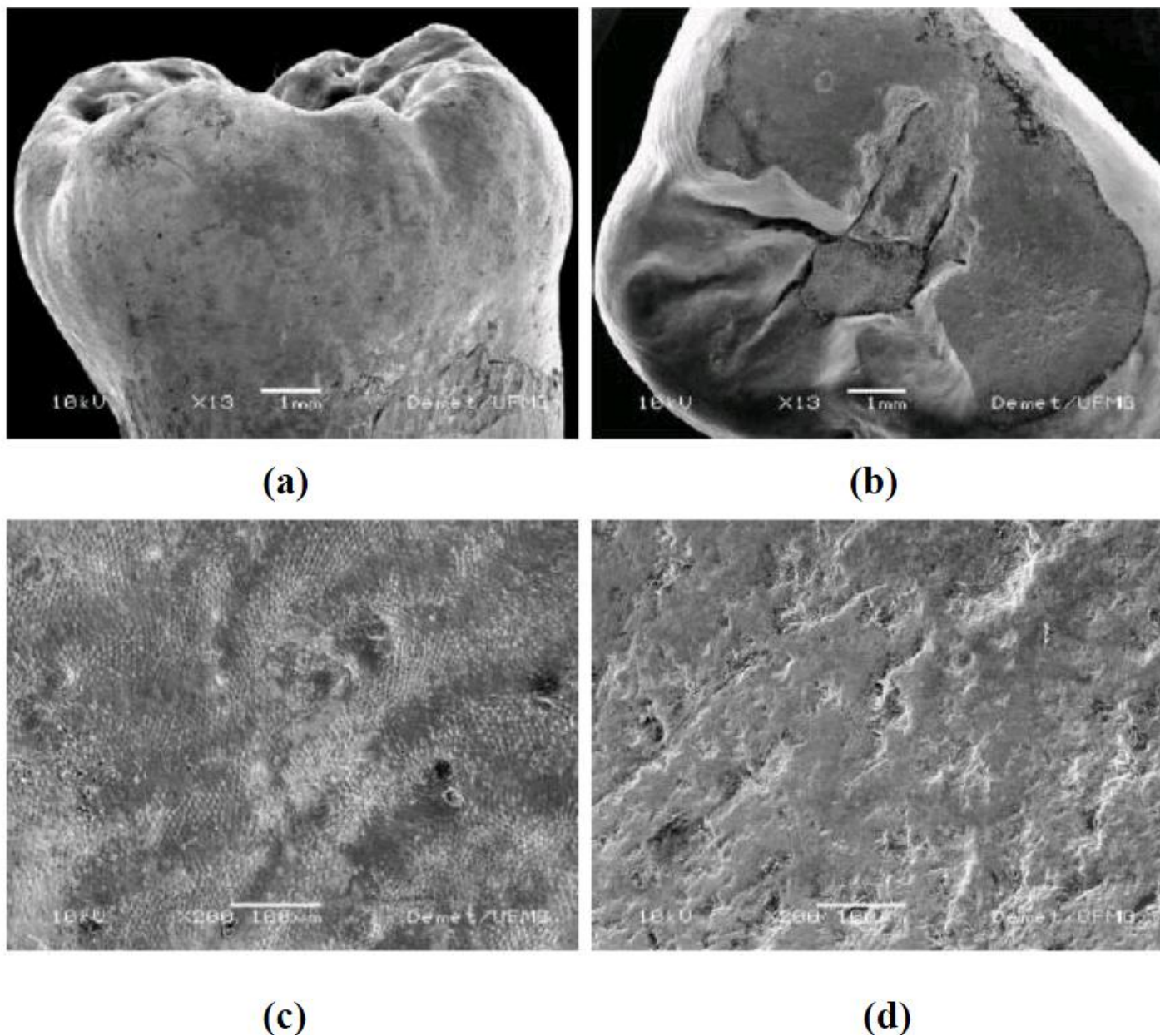


Figura 2.2: MEVs de superfícies dentárias desgastadas e sem desgaste. (a) Em terceiro molar incluso com geometria superficial preservada, usado como referência para a textura da superfície do esmalte dentário sem desgaste. (b) superfície oclusal de um molar mostrando cúspide desgastada na borda inferior direita (c) superfície preservada do terceiro molar fotografada com ampliação de 200 vezes (d) superfície do molar desgastado com ampliação de 200 vezes. Imagens cedidas pelos autores de CASAS *et al* , 2008.

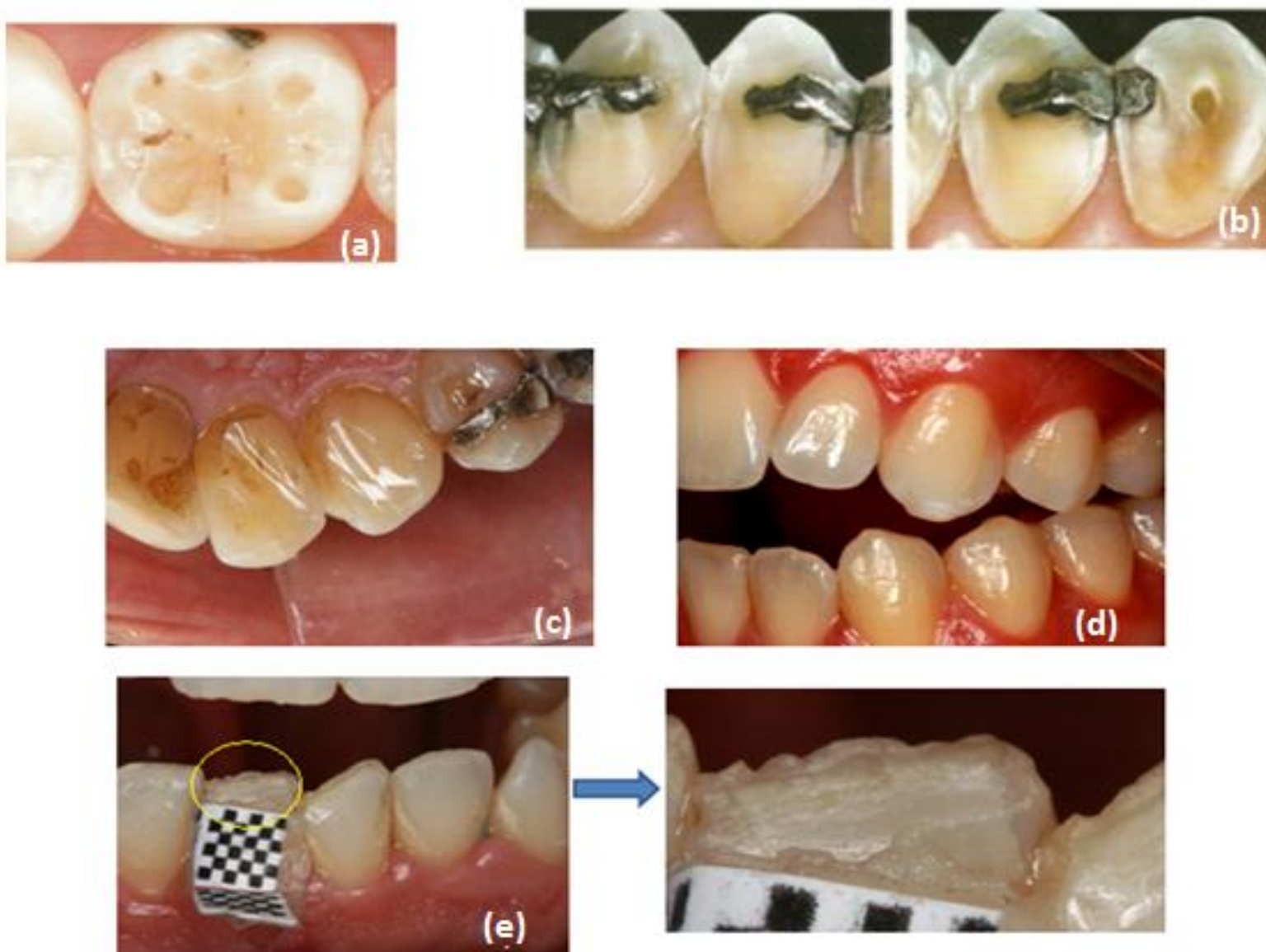


Figura 2.3: Diversas apresentações clínicas de desgaste em dentes humanos: (a) Alguns pacientes apresentam lesões relacionadas a uma dieta ácida (BARATIERI, 2002); outras lesões estão relacionadas à acidez estomacal (BARATIERI, 2002); lesões em forma de facetas podem ser grandes, lisas e brilhantes (c); discretas, em estágios iniciais (d); alguns pacientes apresentam facetas com bordas irregulares (c). Imagens (a) e (b) obtidas de BARATIERI, 2002; imagens de (c)-(f) são casos clínicos.

Clinicamente, a abrasão é relacionada ao desgaste patológico dos dentes como resultado de hábitos anormais ou pelo uso excessivo de substâncias abrasivas em contato com os dentes. O desgaste fisiológico dos dentes como resultado da mastigação é denominado atrito (FIG.2.4; REGEZI, 2008). A erosão (Figura 2.5) é descrita como perda de substância dentária devido a processo químico não bacteriano. Substâncias ácidas (do próprio ambiente de trabalho, por exemplo fábrica de baterias, ou

então da dieta como frutas cítricas ou bebidas de acidez elevada), refluxos de conteúdo gástrico, a bulimia, a anorexia nervosa são fatores desencadeadores (REGEZI, 2008). DAWSON (2008) acredita que a erosão é uma combinação de ácidos, abrasão e bruxismo (hábito de ranger ou apertar os dentes). A base de cada lesão pode variar em forma, de plana a arredondada ou a fortemente angulada, e a sua ocorrência pode surgir nas faces vestibular, lingual, oclusal ou incisal (LEVITCH et al, 1994). A descrição das faces e anatomia dental está descrita no apêndice A.



Figura 2.4: Imagem de paciente apresentando desgaste causado por atrito. (REGEZI, 2008)



Figura 2.5: Erosão dentária causada pela ingestão crônica de bebida á base de cola, (REGEZI, 2008)

A abfração (Figura 2.6) é uma fratura dos prismas de esmalte devido á tração. Quando a lesão se estende e toma maiores proporções ela é denominada recessão gengival.



Figura 2.6: Lesão de abfração (destacada pelo círculo), (REGEZI, 2008)

Além das lesões podem aparecer outros sinais e sintomas associados, como fraturas dentárias e em restaurações, dores em músculos faciais e desordens temporomandibulares (FIELD, 2010), todos relacionados com a tolerância fisiológica individual. Quando as mudanças funcionais ultrapassam um nível crítico, começa a alteração dos tecidos. Este nível é conhecido como *tolerância estrutural*. Se a tolerância estrutural de qualquer componente for excedida, ocorrerá um colapso (FIG. 2.7). O local de colapso inicial pode variar de indivíduo para indivíduo. Se as estruturas com menor tolerância estrutural no sistema forem os músculos, o indivíduo geralmente sofrerá sensibilidade muscular e dor durante os movimentos mandibulares. Se as articulações temporomandibulares (ATMs) são o elo mais fraco, frequentemente ocorre dor e sensibilidade articular. As articulações também podem produzir sons como estalidos ou crepitação. Os elos mais fracos podem ser tanto as estruturas de suporte dos dentes quanto os próprios dentes. Os dentes então apresentam mobilidade ou desgaste (OKESON, 2008).

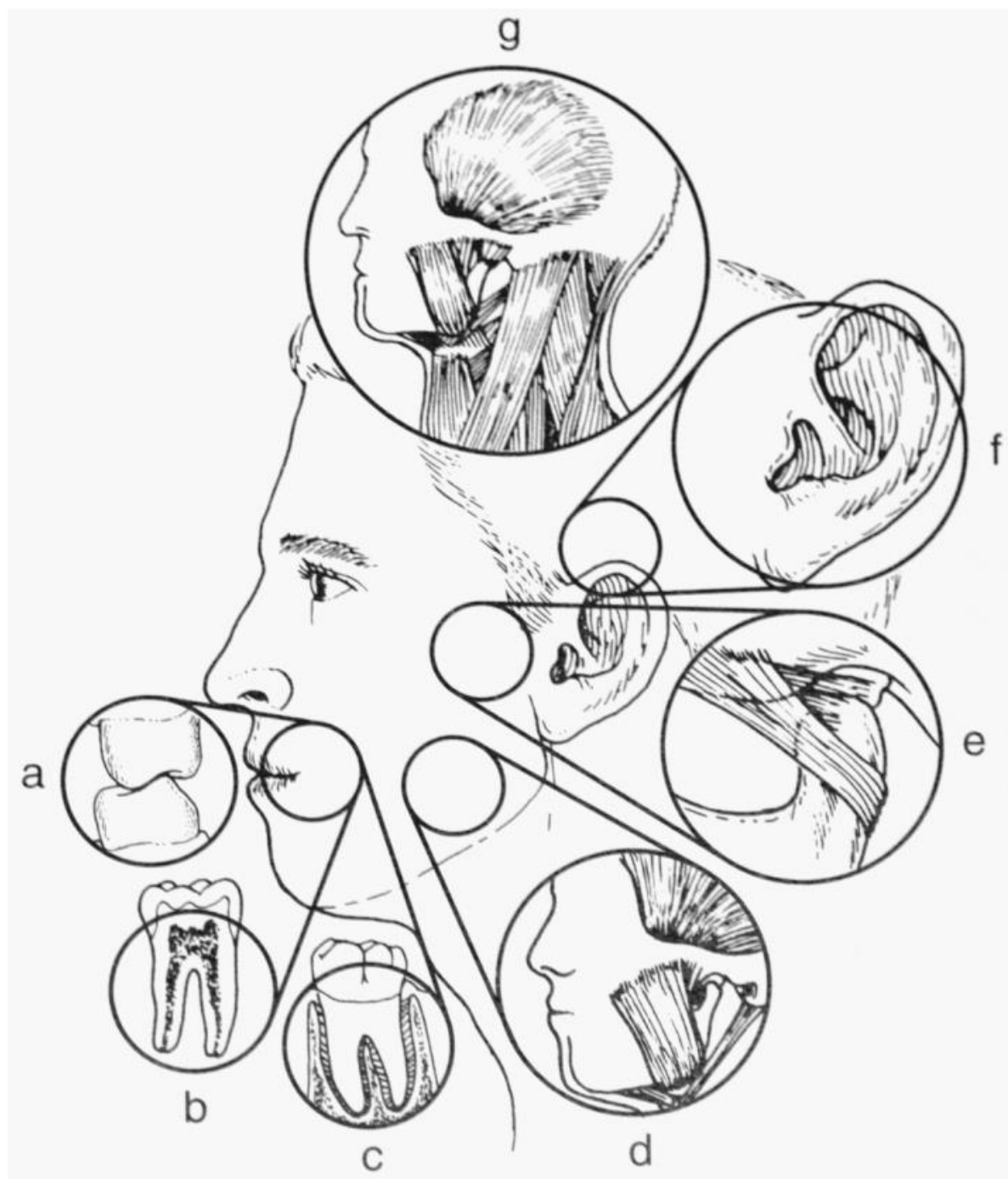


Figura 2.7: Sintomas de colapso estrutural: (a) desgaste dentário, (b) pulpite, (c) mobilidade dentária, (d) dor na musculatura, (e) dor na articulação temporomandibular, (f) dor no ouvido, (g) dor de cabeça. Fonte: OKESON, 2008.

Uma superfície pode ter seu perfil alterado por desgaste, sendo a modificação dependente do(s) mecanismo(s) de desgaste que estiver em ação. Reciprocamente, uma vez que o perfil da superfície afeta a área de contato, a taxa de desgaste também depende da topografia.

O desgaste de dente permanente é cumulativo, mas a taxa em que ocorre pode variar durante diferentes períodos da vida (SMITH e COOPER, 1971). O processo começa com a produção das facetas e, em algumas pessoas, estas começam logo quando o dente alcança o plano oclusal e então se expandem em tamanho, de forma rápida ou vagarosamente, até que a dentina seja eventualmente exposta. As cúspides diminuem e tornam-se achatadas conforme o esmalte é desgastado e a superfície de contato oclusal cresce com o tempo (WODA, 1987). Conforme a faceta de desgaste cresce em diâmetro e o número de facetas aumenta, a força oclusal por unidade de superfície se reduz e a perda de altura vertical diminui. Altas taxas de desgaste podem também ser auto-limitantes por causa da redução das tensões oclusais (LAMBRECHTS *et al*, 1989). As taxas de desgaste podem depender também da orientação dos prismas formadores do esmalte (BOYDE, 1970; POWERS *et al*, 1973) e da ação de lubrificação da saliva.

A principal limitação de estudos envolvendo avaliações de desgaste é que eles são frequentemente baseados em informações subjetivas, tais como questionários (LEE, 2012; ABE, 2009; CARLSSON, 1985) e sistemas de classificação (SMITH, 1984; BARTLETT, 2008; BARDSLEY, 2008), sendo a ferramenta diagnóstica mais utilizada para os clínicos os índices de desgaste dentário como os de Smith and Knight (CARLSSON, 1985; ZOU, 2009) e BEWE (BARTLETT, 2008; DIXON, 2012). A FIG. 2.8 contém o sistema de Smith e Knight e mostra que este tipo de sistema de classificação cobre uma avaliação macroscópica sendo pouco aplicável em casos iniciais ou ainda para predizer sobre atividade de desgaste entre as categorias. AL-OMIRI *et al* (2010) verificaram que a utilização do índice de desgaste do dente foi o método menos sensível e incapaz de identificar a progressão de desgaste, na maioria dos casos.

Estudos que abordam a quantificação de desgaste descrevem o uso de microindentação, microrradiografia, análise química, microscopia eletrônica de varredura, moldagens dos dentes e comparação dos modelos, registros eletrônicos de atividades musculares, cardíaca, respiratória e cerebral (HAKETA *et al*, 2004; MAJOR, 1999; LOBBEZOO, 2001). Estes métodos, contudo, são muitas vezes subjetivos ou dispendiosos para serem aplicados (KOYANO, 2008; LAVIGNE, 1996; 1999; AL OMIRI, 2010).

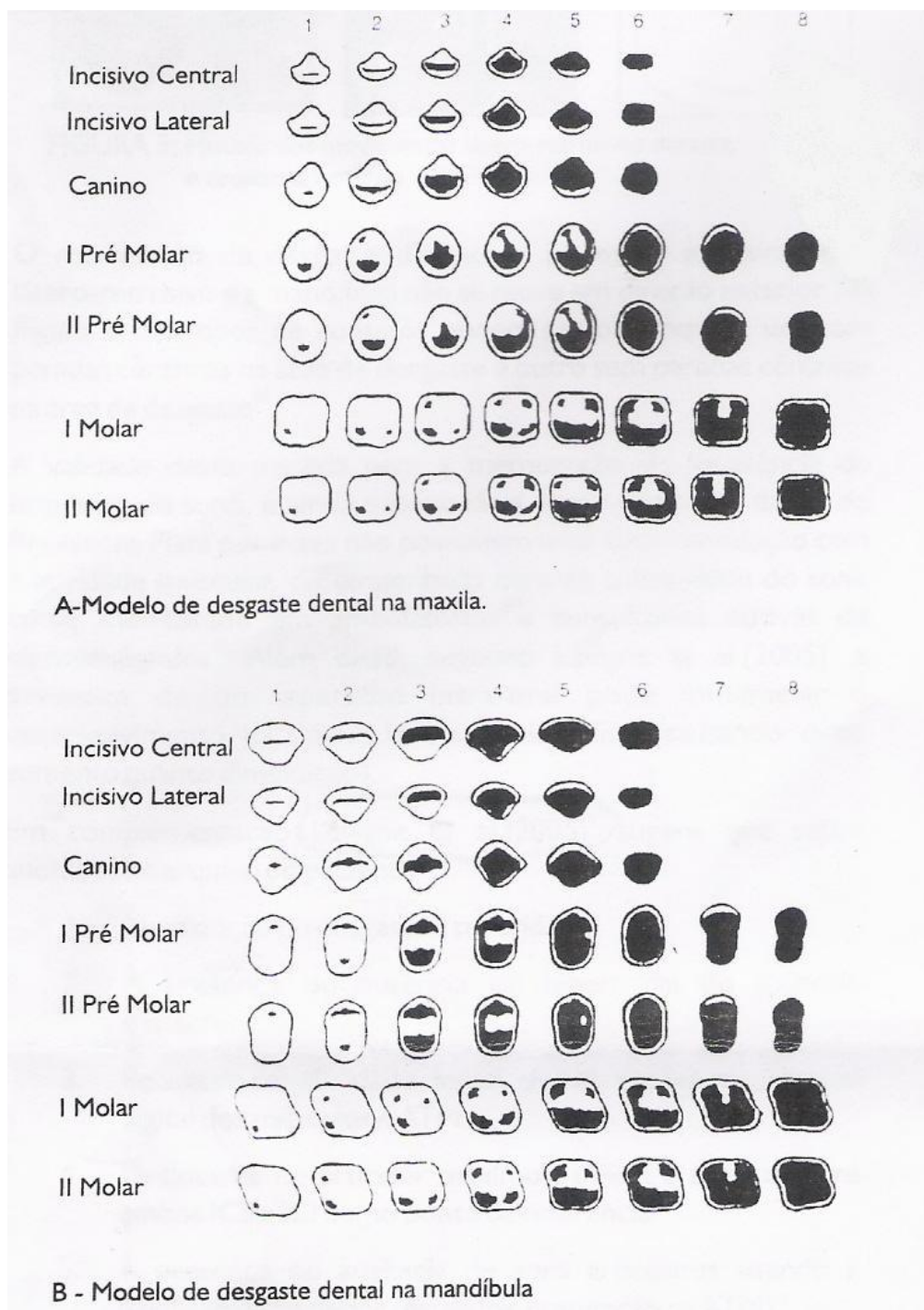


Figura 2.8: Classificação esquemática (A e B) do desgaste dental (MURPHY, 1959)

2.4 Perfilometria

A rugosidade é um conjunto de irregularidades, isto é, pequenas saliências e reentrâncias que caracterizam uma superfície (MUMMERY, 1992) e que podem influenciar o desgaste, podendo ser estudada com o uso de ferramentas como o perfilômetro. Perfilômetros são equipamentos capazes de reproduzir diversos perfis das superfícies. Existem técnicas de perfilometria tri (3D) e bidimensionais (2D). A geração de imagem tridimensional se dá pela interpolação da superfície através de diversos perfis, sendo que ambos os equipamentos geram parâmetros estatisticamente representativos. O aparelho que fornece a perfilometria bidimensional é conhecido como rugosímetro.

Basicamente, o processo de perfilometria por contato (seja ele 3D ou 2D) envolve a utilização de uma ponta fina que é deslizada sobre a superfície. O deslocamento vertical dessa ponta fina é convertido em um gráfico que representa o seu perfil. Um grande número de perfis é obtido ao longo da área selecionada. Os dados são registrados como uma distribuição de alturas (picos e vales). Cada parâmetro encontrado descreve um determinado aspecto da distribuição das alturas, o que faz com que sejam necessários mais de um deles para caracterizar uma superfície (MUMMERY, 1992).

Toda superfície é composta por diferentes escalas de irregularidades, que afetam de maneiras distintas suas propriedades funcionais, e pode ser decomposta em pelo menos duas escalas diferentes através do uso de um filtro de rugosidade λ_c . Este filtro representa uma dimensão com a qual o comprimento de onda das irregularidades é comparado. Irregularidades de comprimentos de onda menores que λ_c , ou seja, as de pequena escala, são separadas em uma nova superfície denominada de rugosidade, enquanto que as de maior escala formarão uma nova superfície denominada de ondulação (FIG. 2.9). A superposição destas duas superfícies geradas deve resultar na superfície original. A escolha do filtro λ_c é orientada por normas técnicas, como a norma "DIN EM ISO 3274:1996 - European Standard for Surface Texture: profile method for contact (stylus) instruments". A norma brasileira "NBR 6405 - Rugosidade das Superfícies", estabelece que o comprimento de medição L deve ser pelo menos 5 vezes maior que o λ_c escolhido. Essas normas tratam dos valores máximos para o filtro de rugosidade. O valor mínimo é dado pela resolução do equipamento. Foi sugerido em BASTOS *et al* (2013) um filtro de rugosidade para o caso de dentes humanos, onde as dimensões desse tipo de amostra são menores que as varridas geralmente por esses equipamentos como por exemplo aços e metais usinados. No estudo de

BASTOS et al (2013), foram testados alguns valores de filtro que foram utilizados em modelos matemáticos de contato. Nesse estudo, o valor de $\lambda_c = 0,05$ mm foi o que gerou valores de pressões de contato compatíveis com as pressões fisiológicas realizadas durante uma mordida humana (BASTOS *et al* 2013).

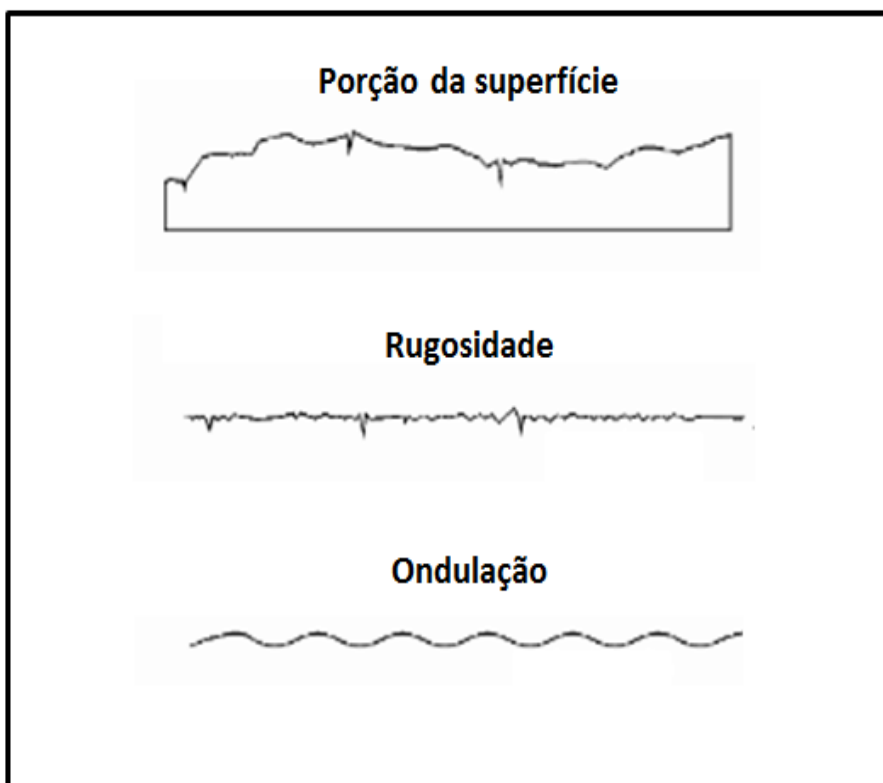


Figura 2.9: Representação de um perfil e sua composição.

No caso de dentes, a superfície avaliada não é contínua. Por exemplo, na superfície representada na FIG. 2.10, observa-se a presença de sulcos que separam as cúspides captadas, e também de fossas e fossetas. É importante selecionar regiões contínuas de desgaste para a extração dos parâmetros de textura superficial. Na FIG. 2.10 mostra-se a área selecionada e sua localização, indicada pelo retângulo na imagem total plana.

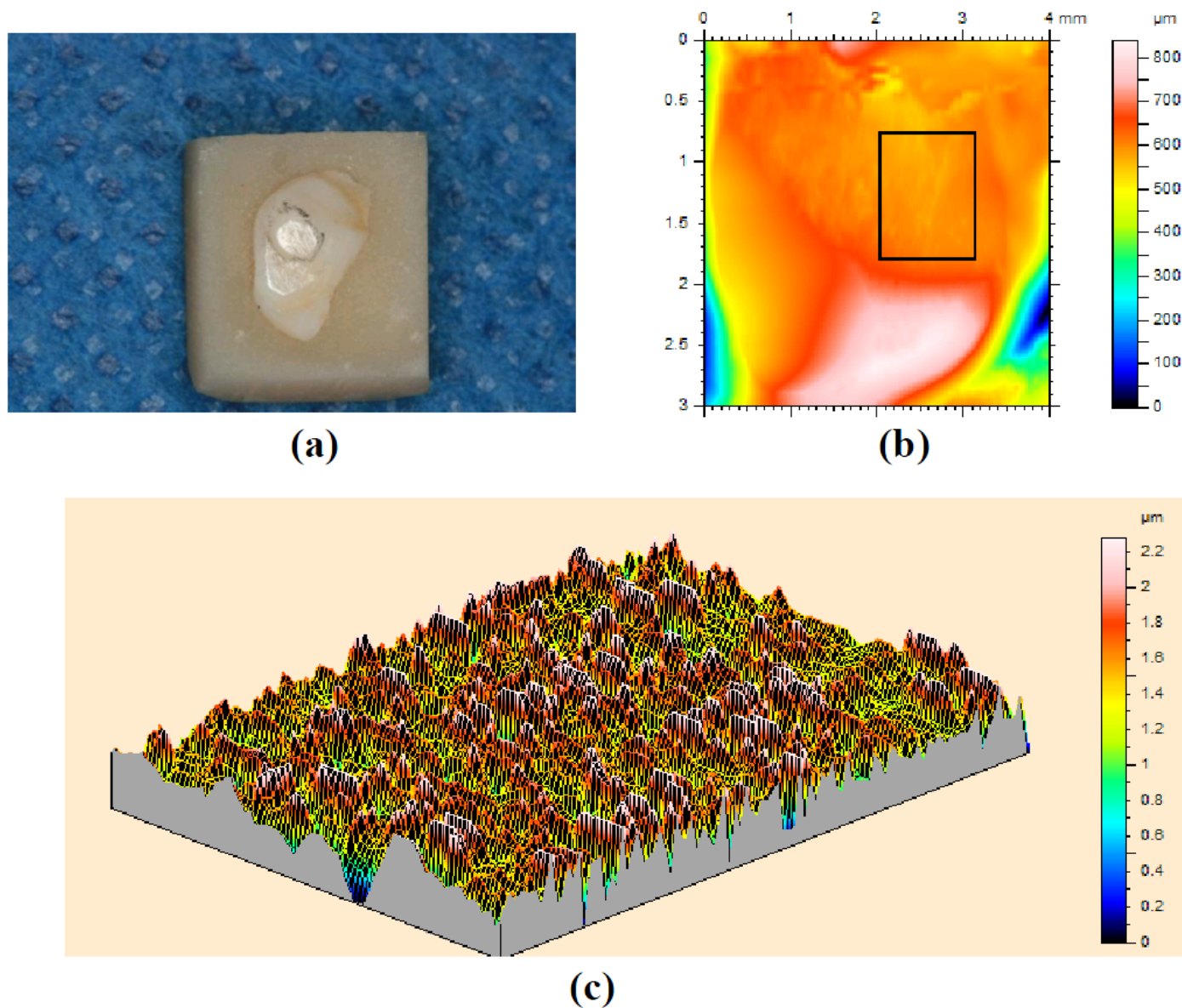


Figura 2.10: (a): Amostra preparada para ensaio de perfilometria; (b) imagem obtida via perfilometria destacando a área selecionada. (c) perfil de rugosidade da superfície desgastada de um pré-molar (notar picos e vales)

A saída de dados da perfilometria são parâmetros estatísticos de rugosidade. Existem vários parâmetros* que podem ser fornecidos. Dentre todos, destacam-se:

Parâmetros de amplitude: informam sobre a dispersão das alturas das asperezas em relação ao plano médio da superfície e são os mais relatados pela literatura (FIELD, 2010; STOUT, 1994).

*Para diferenciar os equipamentos que geraram estes dados, foram usadas as letras “S” para os dados da perfilometria 3D e “R” para os dados da perfilometria 2D.

S_a/R_a (μm): parâmetro de dispersão definido como a média aritmética dos valores absolutos da superfície acima e abaixo do plano médio.

S_q/R_q (μm): desvio médio quadrático ou padrão das alturas da superfície. É um parâmetro mais sensível a valores extremos do que S_a .

Apesar de serem usados comumente em muitas aplicações práticas e em estudos em Odontologia (CHARANTOLA et al, 2013; OLIVEIRA et al, 2012; MACHADO et al 2011), os parâmetros S_a e S_q , principalmente por não distinguirem entre picos e vales, não caracterizam bem uma superfície. A FIG. 2.11 mostra perfis claramente diferentes que possuem o mesmo valor de S_a/R_a .

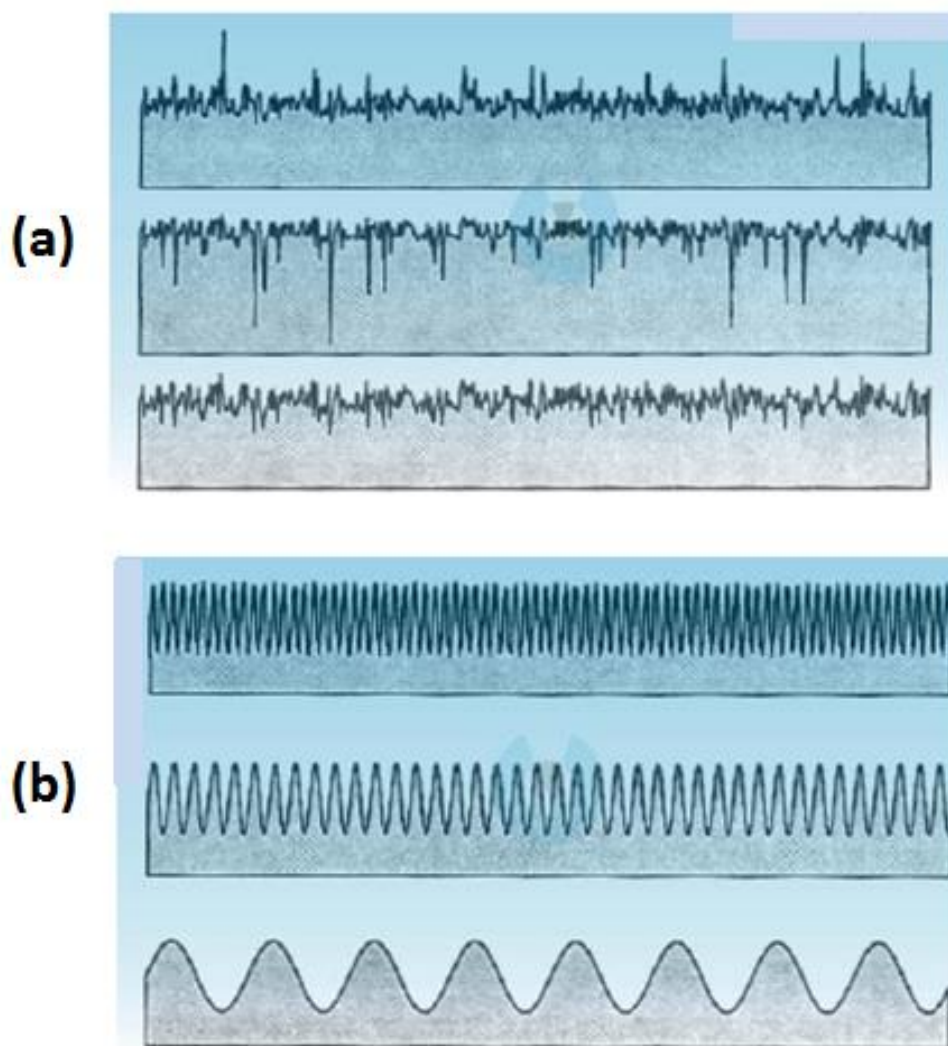


Figura 2.11: Em a e b estão exemplos de perfis diferentes com mesmo valor de R_a/S_a . Adaptado de BASTOS (2008).

Parâmetros da curva de distribuição: Estes parâmetros estão correlacionados com a curva de distribuição Gaussiana (FIG. 2.12).

Sku/Rku: coeficiente de curtose. Mede o espalhamento da distribuição.

Ssk/Rsk: coeficiente de assimetria. Mede o quanto a distribuição de alturas se afasta de uma distribuição simétrica.

Os coeficientes de assimetria e de curtose identificam o quão próxima é a distribuição das alturas em relação a uma distribuição normal. Em TAYEBI e POLYCARPOU (2004) os autores estudaram os efeitos da curtose e assimetria em diferentes níveis de rugosidade da superfície e afirmam que a combinação dos dois parâmetros pode descrever a forma de distribuição de altura de picos e vales e, conseqüentemente, identificar topografias. Em uma distribuição do tipo Gaussiana, o valor para assimetria é igual a zero e o de curtose igual a três (TAYEBI e POLYCARPOU 2004).

A descrição e avaliação do processo de réplicas podem ser encontradas em vários artigos e estudos (DELONG *et al* , 1994; LEE *et al* , 1995; SCOTT, 1982; ROSE, 1983; BEYNON, 1954) . FIELD *et al* (2010) realizaram uma revisão de literatura sobre mudanças de superfície e perda de estrutura nos casos de desgaste dental. Foram analisados 60 artigos científicos e estes autores afirmam que a perfilometria é o método mais relevante para se estudar superfície. Apesar de a perfilometria ter sido desenvolvida para análise mais detalhada da topografia, muitos autores utilizam métodos de aproximação para estimar uma perda volumétrica de forma indireta (LAMBRECHTS, 1989; PINTADO, 1997; AZZOPARDI, 2001). Nessa mesma revisão de literatura, FIELD *et al* (2010) relatam que estudos que abordam a qualidade superficial são relatados em menor quantidade, apesar de seu potencial. WHITEHEAD, (1997) e seu grupo sugerem que a necessidade de uma metodologia para quantificar o desgaste em dentes pode ser suprida pela combinação de perfilometria, com a escolha cuidadosa dos parâmetros de descrição da textura superficial.

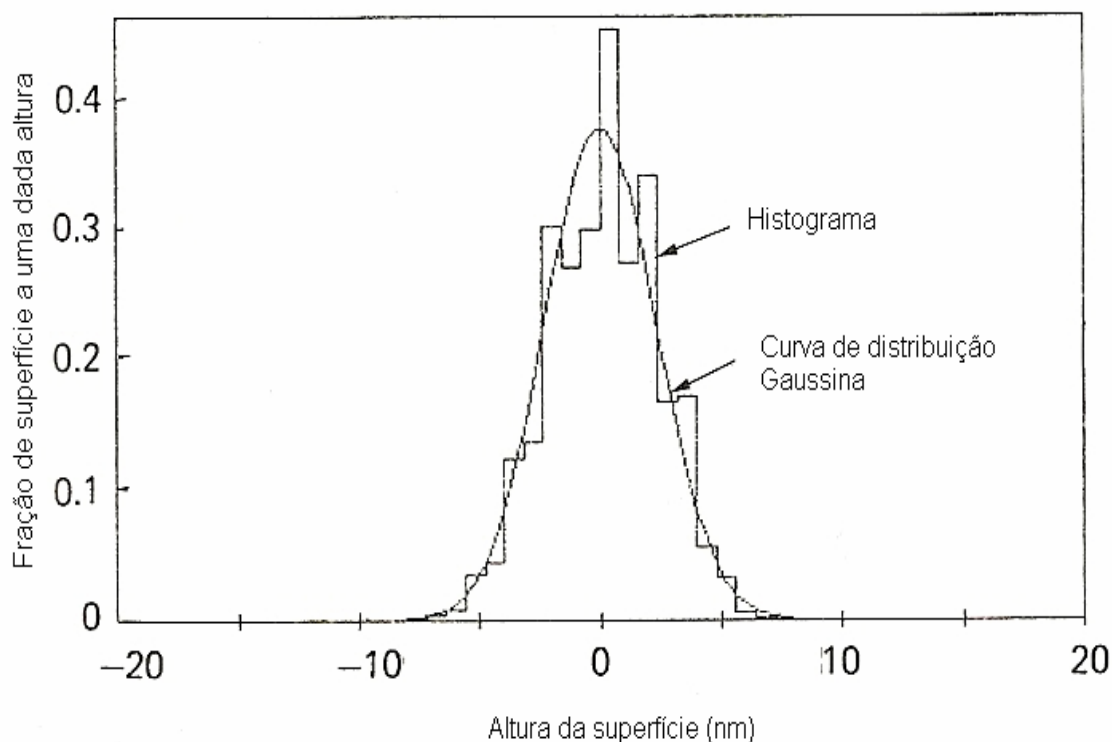


Figura 2.12: Curva de distribuição Gaussiana

Como exemplos de técnicas para estimar a perda de material indicam-se os estudos de LAMBRECHTS (1989) e PINTADO (1997). LAMBRECHTS (1989) moldou pré-molares e molares de vinte e um pacientes, com dentições completas e sem problemas de oclusão. Neste estudo, os moldes eram vazados com cobre e as réplicas eram observadas ao microscópio que gerava imagens tridimensionais computadorizadas. Estas imagens por fim forneciam a perda de estrutura. Após 4 anos, a perda total média de esmalte dentário foi de 153 μm para os molares e 88 μm para os pré-molares. As taxas de desgaste vertical reportadas foram de 38 $\mu\text{m}/\text{ano}$ durante o período instável e 29 $\mu\text{m}/\text{ano}$ durante o período estável para os molares. PINTADO (1997) também utilizou a técnica de perfilometria de contato e réplicas de dentes para a análise de desgaste. O desgaste foi avaliado pelo software computacional “AnSur” que comparava os perfis gerados pela perfilometria. A taxa vertical de desgaste anual medida por PINTADO (1997) para dentes caninos foi de 10,7 micrômetros ou 0,01 mm por ano.

Mudanças na superfície foram identificadas e medidas por comparação entre imagens “antes e depois” do desgaste em método descrito por Peters (1999). A técnica desenvolvida consiste em um

sistema de perfilometria que pode medir mudanças na textura superficial com uma precisão de 7µm para ângulos de superfície menores que 60°. Réplicas precisas da superfície foram feitas com Epoxi-Die ® e imagens digitais foram realizadas via perfilometria e comparadas usando o software computacional “AnSur” (copyrights, Regents of the University of Minnesota).

O processo de moldagem é o ato de copiar uma superfície, para esse fim existem materiais de moldagem em odontologia elastoméricos que podem ser usados, dentro desta categoria de materiais, destaca-se a silicone de adição. De acordo com ANUSAVICE (1998), a silicona de adição (Express™, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (Figura 2.13) reproduz satisfatoriamente a superfície uma vez que este material de moldagem apresenta propriedades como escoamento, recuperação elástica e estabilidade dimensional maiores quando comparada aos demais materiais. As siliconas por adição são frequentemente chamadas de materiais de moldagem de polivinilsiloxano ou vinilpolisiloxano, onde a reação de polímeros se faz pelo seu grupamento terminal, constituído pelos grupos etileno ou vinil, e suas ligações cruzadas são feitas pelos grupamentos hidreto ativados por um catalisador de sal de platina. Não existe a formação de subprodutos, contanto que as proporções de vinilsilicona e silicona hídrica sejam mantidas e não haja impurezas. A técnica selecionada é descrita na seção 3, Materiais e Métodos. BASTOS (2004), BASTOS *et al* (2013) e CASAS *et al* (2008) realizaram análises quantitativas e qualitativas da superfície desgastada de dentes. Foram utilizadas réplicas de dentes em Epóxi para analisar a topografia via perfilometria. Em seus estudos foi possível afirmar que o esmalte é bem representado por uma superfície Gaussiana e foi gerado um modelo numérico parametrizado para simular as condições de contato das superfícies oclusais dentárias, de modo a mapear e prever os mecanismos de desgaste atuantes (BASTOS, 2008; BASTOS *et al* , 2013). Além dos modelos em resina epóxi (descritos em estudos anteriores como PINTADO, 1997; LEE *et al* ., 1995; SCOTT, 1982; ROSE, 1983; BEYNON, 1954), foi testada e validada estatisticamente a utilização de cópias ou réplicas de dentes em resina de alta viscosidade para a confecção de amostras submetidas a ensaios com perfilometria (MEIRELES, 2009; MEIRELES *et al*, 2011). Os estudos mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa para os valores de parâmetros superficiais entre os dentes originais, resina epóxi e resina de alta viscosidade. O uso de réplicas auxilia o estudo *in vivo* porque torna possível a varredura das superfícies dentárias proveniente de um paciente via moldagem.



Figura 2.13: Apresentação comercial da silicona de adição.

2.5 Modelos de Efeitos Mistos

Quando mais de uma observação é obtida para um mesmo indivíduo, uma resposta desse indivíduo em uma ocasião pode predizer ou influenciar sua resposta numa ocasião no futuro, pois as respostas de um mesmo indivíduo são mais similares entre si que quando comparadas outro indivíduo

(FITZMAURICE, 2004). Os modelos de efeitos mistos foram desenvolvidos para englobar essa correlação (PINHEIRO, 1994). Os parâmetros desse modelo são os efeitos fixos (associados ao efeito médio dos preditores na resposta), os efeitos aleatórios (efeitos não observados diretamente) e o termo de erro. O objetivo principal dessa técnica é verificar a mudança na resposta ao longo do tempo e os fatores que influenciam essa mudança.

Estudos na área de Odontologia que aplicaram o modelo de efeitos mistos em suas análises foram descritos em trabalhos desenvolvidos nas áreas de ortodontia (GRAUER, WILLIAM, PROFFIT, 2011; e KIM *et al*, 2012) e materiais dentários (SCHMID-SCHWAP *et al*, 2009; e STOBER *et al*, 2014). Estes estudos evidenciam que se trata de uma análise relativamente nova quando comparada às técnicas estatísticas convencionais. Para esse tipo de análise normalmente utiliza-se o ambiente computacional para estatística R (vide <http://www.r-project.org/>). Além de verificar a mudança da resposta ao longo do tempo, de modo semelhante a uma regressão linear, essa técnica permite avaliar também se há relação entre a resposta e o tempo atual ou o tempo das avaliações anteriores, por exemplo, num estudo de desgaste um determinado valor de parâmetro de rugosidade pode estar correlacionado com um valor registrado no tempo imediatamente anterior ao analisado ($t-1$) ou pode ter relação com o valor registrado no tempo inicial (t_0) ou ainda ser independente do tempo. Essa relação com o tempo é inferida através do ajuste do modelo e com a verificação dos p valores e análise dos resíduos.

No estudo de GRAUER, WILLIAM, PROFFIT (2011) foram analisadas as diferenças entre os deslocamentos realizadas em movimentos dentários planejados por computador e os obtidos via técnicas ortodônticas usando o registro de 94 modelos de estudo. Eles avaliaram ainda se fatores como idade, tipo de dente, condição de apinhamento inicial, tipos de fios, uso de elásticos, tempo de tratamento e redução interproximal estariam correlacionados a possíveis diferenças. Um modelo de efeitos mistos linear foi ajustado e verificou-se uma pequena influência dos fatores citados sobre as pequenas diferenças de resultado encontradas entre o tratamento planejado e os resultados reais.

KIM *et al*, 2012 estudaram alterações em 3D em cristas palatinas de 56 crianças duas vezes por ano, por 9 anos, para testar se estes pontos de referência para varreduras com *scanners* são estáveis. Eles ajustaram um modelo de efeitos mistos e os resultados mostraram um ligeiro aumento nas medidas lineares no comprimento das cristas e as distâncias entre elas durante o período observado. No entanto, os valores dos incrementos foram considerados pequenos quando comparados com os valores iniciais e variabilidade aleatória individual.

SCHMID-SCHWAP *et al*, 2009 estudaram o desgaste de dentes artificiais através de moldagem dos indivíduos e superposição dos modelos gerados. Foi ajustado um modelo de efeitos mistos linear para verificar a perda de volume estimada e possível correlação com alguns fatores como indivíduo, localização, tipo de dente e tipo de material. Seus resultados apontaram que foi possível detectar desgaste através dos modelos em gesso e que o fator que demonstrou maior influência estatisticamente foi o paciente/indivíduo.

STOBER *et al*, 2014 também estudaram o desgaste de dentes de dois materiais para dentes artificiais por 24 meses em pacientes que receberam próteses totais (dentaduras). Foi realizada varredura com *scanner* digital dos modelos em gesso obtidos via moldes destes pacientes. A análise dos modelos foi executada em dois centros de estudos diferentes com análise qualitativa. Foi ajustado um modelo de efeitos mistos e os autores concluíram que, para os dois materiais de prótese de dentes, a mesma avaliação qualitativa foi obtida quando usadas medidas limitadas às zonas de desgaste.

2.6 Modelos geométricos tridimensionais

Imagens tridimensionais podem ser obtidas a partir de *scanners*, tomógrafos, perfilômetros com ou sem contato dentre outros sistemas (VANDENBERGHE *et al*, 2011a). Técnicas aplicando tecnologias ópticas tridimensionais têm sido desenvolvidas nos últimos anos (VANDENBERGHE *et al*, 2011b). Programas modeladores conhecidos como ferramentas CAD (Computer Aided Design) foram projetadas inicialmente para a indústria no planejamento de manufaturas e seu uso se estendeu para Odontologia. Os equipamentos, no geral, são empregados no intuito de gerar modelos mais fidedignos para confecção de próteses odontológicas como, por exemplo, a fresagem do bloco de zircônia. Para ser aplicada à Odontologia, a resolução do sistema deve ser mais refinada devido às dimensões reduzidas das áreas envolvidas na prática odontológica (YAMANY *et al*, 2000). A FIG. 2.14 mostra um exemplo da qualidade de imagens obtidas via *scanner* laboratorial.

Mais recentemente, desenvolveram-se tecnologias de digitalização intra-oral que superam os dispositivos laboratoriais por dispensar etapas de moldagem, reduzindo tempo de trabalho. Em uma revisão de literatura LOGOZZO *et al* (2014) apresentaram os principais dispositivos e seus mecanismos

de captura de imagens. A FIG. 2.15 e TAB. 2.1 sumariza como seria o fluxo de trabalho com *scanners* intra-orais e lista as principais marcas comerciais, respectivamente.

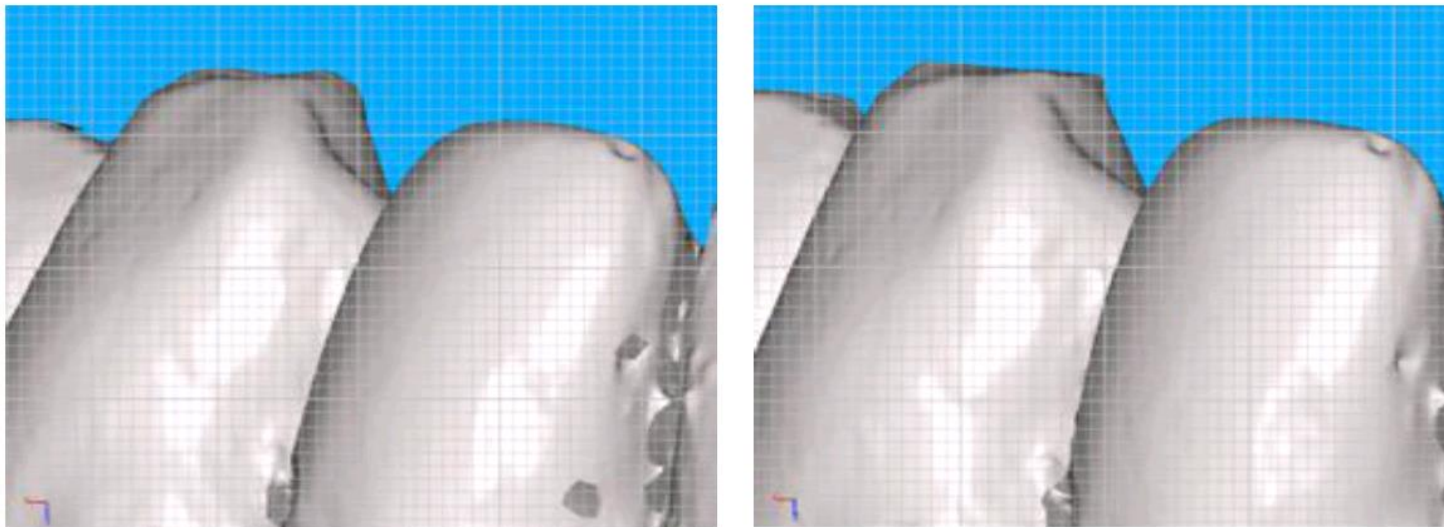


Figura 2.14: Imagem de testes com o Sistema laboratorial LAVA (3M ESPE, Seefeld, Alemanha). À esquerda: canino sem desgaste; à direita, canino com sua cúspide desgastada com uma lixa comum. O menor quadrado da imagem equivale a 2 mm. Imagens cedidas pelo Dr. Nicolas do Lab. Oral Studio, Belo Horizonte, MG.

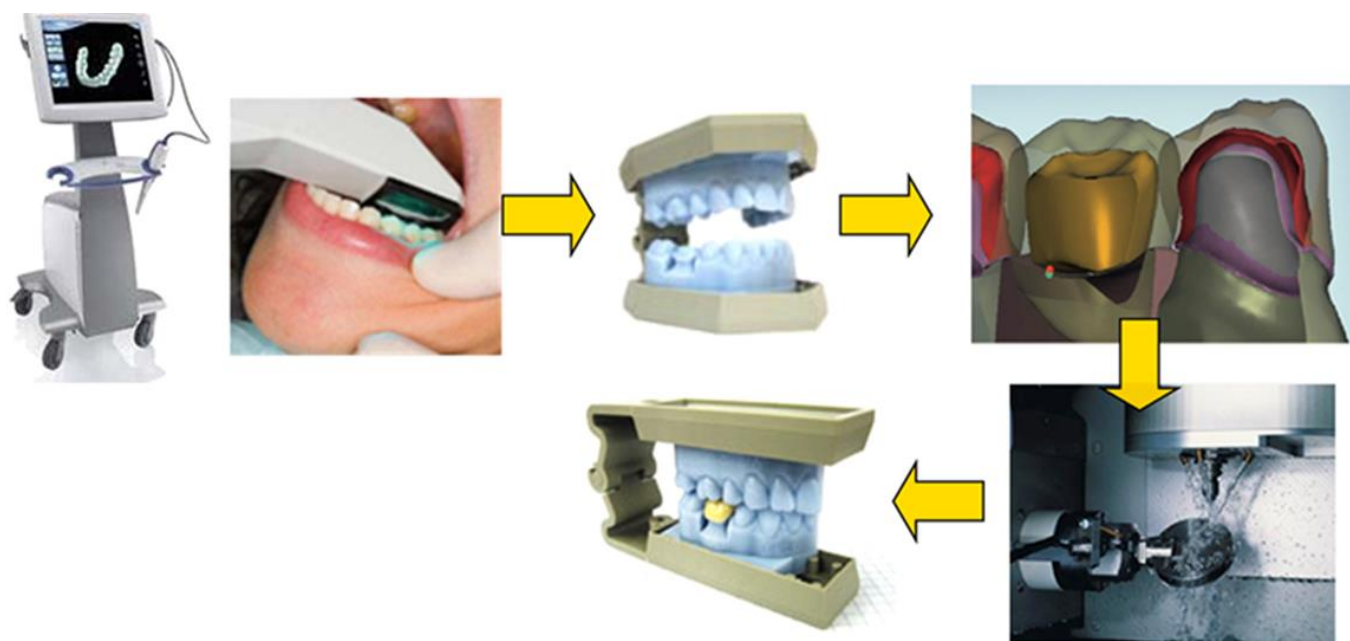


Figura 2.15: Fluxo de trabalho para impressões digitais dentárias. Adaptada de LOGOZZO *et al*, 2014.

TAB 2.1: Alguns sistemas de *scanners* intraorais e respectivas informações técnicas (Logozzo, 2011)

SISTEMA	EMPRESA	PRINCÍPIO	FONTE DE LUZ	TIPO DE IMAGEM	NECESSIDADE DE RECOBRIMENTO
CEREC®	Sirona Dental Systems GmbH, Alemanha	Triangulação ativa e microscopia confocal	Luz azul	Múltiplas imagens	Sim óxido de titânio
iTero	CADENT Ltd, Israel	Microscopia confocal paralela	Laser vermelho	Múltiplas imagens	Não
IOS FastScan	IOS Technologies, Inc., USA	Triangulação e princípio de Schleimpflug	Laser	3 imagens	Sim
Lava™ C.O.S.	3M ESPE, Alemanha	Amostragem por Frente de Ondas Ativo	Luz azul pulsátil	Vídeo	Óxido de titânio
directScan	Hint-Els GmbH, Alemanha	Estereoscopia	Não divulgado	Múltiplas imagens	Não divulgado
E4D	D4D Technologie, EUA	Tomografia de coerência ótica e microscopia confocal	Laser	Múltiplas imagens	Ocasionalmente
DPI-3D	Dimensional Photonics Intern, Inc., USA	Interferometria AFI	Laser	Múltiplas imagens	Não divulgado
MIA3d™	Densys3D Ltd., Israel	Estereoscopia	Luz visível	2 imagens	Não divulgado
3D Progress	MHT S.p.A. (Itália), MHT Op. Res. AG (Suíça)	Microscopia confocal e efeito Moiré	Não divulgado	3 imagens	Ocasionalmente
Trios	3SHAPE A/S, Dinamarca	Microscopia confocal	Não divulgado	Múltiplas imagens	Não divulgado
Bluescan®- I	A.TRON3D® GmbH, Áustria	Estereoscopia	LED UV	2 imagens	Não

VAN T SPIJKER et al (2012) empregaram um *scanner* mais simples (de mesa comum) para avaliar facetas visíveis de desgastes oclusais em modelos de gesso. Definiram uma análise de concordância intra e inter examinador e concluíram que um método bidimensional de marcação e rastreamento tem potencial de avaliar o desgaste oclusal dos dentes quantitativamente

AL OMIRI *et al* (2010) usaram um sistema CAD-CAM a laser para detecção de desgastes incisais em modelos de gesso. Eles compararam os modelos iniciais e após 6 meses e verificaram a precisão do método para medir o desgaste dos modelos de dente usando um microscópio comum e um índice de desgaste convencional, o *Smith and Knight tooth wear index* –TWI (SMITH e KNIGHT, 1984). Eles concluíram que o método CAD-CAM permitiu a detecção da progressão de desgaste, enquanto que

o TWI foi o menos sensível para a quantificação de desgaste e foi incapaz de identificar a progressão de desgaste na maioria dos casos.

HAKETA *et al* (2004) também desenvolveram uma avaliação bidimensional do desgaste através de fotografias padronizadas de modelos em gesso marcados manualmente com lápis e tinta. A maior parte dos estudos óticos investiga o desgaste dental utilizando um método indireto, ou seja, imagem em modelos físicos replicados. Recentemente, vários dispositivos óticos intra-orais têm sido desenvolvidos e otimizados para a manipulação digital direta de preparos dentários assistidos por computador com a finalidade de evitar a perda de precisão com modelos físicos replicados. Alguns autores indicam que sistemas como *scanners* orais, devido a suas características, tendem a ser cada vez mais presentes na rotina clínica (DAVIDOVITZ *et al*, 2011).

Cuperus *et al* (2012) determinaram a validade e reprodutibilidade das medições em modelos de estereolitografias (STL) e modelos dentários digitais em dez crânios humanos secos, utilizando um *scanner* óptico intra-oral (LAVA™, C.O.S., 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Após a digitalização, os arquivos foram enviados para o fabricante e, em seguida, transformados em modelos digitais. Dois examinadores calibrados mediram distâncias anatômicas sobre os crânios, os modelos em STL e os modelos digitais em macroescala. Seus resultados indicaram que STLs e os modelos digitais obtidos são métodos válidos e reprodutíveis para medir distâncias em dentes humanos. Isso indica que a imagem óptica intra-oral pode ser uma ferramenta útil para estimar o desgaste dentário, mas nenhum estudo foi encontrado investigando isso.

Técnicas de computação, mais especificamente de Visão Computacional, servem de ferramentas para a extração das dimensões desejadas a partir das imagens e modelos. Para quantificar o desgaste do dente por meio de modelos digitais é importante estabelecer um método de comparação direta dos modelos tridimensionais. Essa comparação passa por dois desafios importantes relacionados com o alinhamento e representação. O alinhamento, ou registro, é o processo de obtenção de uma transformação rígida (rotação e translação) que melhor ajusta dois modelos dados e permite uma comparação justa, apesar de qualquer desajuste devido a diferentes ângulos de aquisição da imagem. Para a recuperação de alinhamento baseados em correspondência existem na literatura vários métodos que propõem o uso de descritores de pontos (TOMBARI, 2010; JOHNSON, 1999), seguido de ajuste fino com o “*interactive closest point*” (ICP), um algoritmo utilizado para minimizar a diferença entre duas nuvens de pontos. O ICP pode ser usado para reconstruir superfícies 2D ou 3D a partir de diferentes varreduras (BESL, 1992). Uma vez realizado o alinhamento, os modelos precisam de uma representação

apropriada à comparação, de modo que essa comparação possa simplesmente detectar alterações (VIEIRA *et al* , 2012), fornecer uma medida de distância (CIGNONI, 1998) ou, mais especificamente, recuperar uma diferença volumétrica quantificada entre dois modelos dados.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Conforme afirmado no capítulo 1, esta tese visa reunir e expandir os diversos estudos tratados pelo grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG durante os últimos anos e divide-se em abordagens que serão mais bem detalhadas separadamente, conforme mostrado esquematicamente na FIG. 3.1. A divisão é proposta para auxiliar na compreensão de como o estudo foi conduzido e para explorar de forma independente os resultados obtidos em cada abordagem. A convergência dos temas se dá pelo objetivo de estudar métodos para o problema de desgaste, seja na análise de mudanças superficiais ou na proposta de uma estimativa de perda volumétricas.

Os estudos de LAS CASAS *et al* , 2008; BASTOS *et al* , 2013; BASTOS *et al* , 2006 foram o ponto de partida desta tese. Nesses estudos foram apresentados parâmetros superficiais para a descrição do esmalte dentário humano sem desgaste usando perfilometria 3D, foi defendido o uso de filtro de rugosidade mais adequado ao estudo e foi criado um modelo numérico para a análise do contato oclusal dentário.

No âmbito desta tese, foi primeiramente proposto um estudo para comparar a qualidade de superfícies dentárias com e sem desgaste utilizando perfilometria 3D para dentes extraídos. Após essa verificação, foi idealizado um estudo que avaliasse pacientes que apresentassem facetas de desgaste também com perfilometria 3D com objetivo de verificar mudanças no padrão superficial com o tempo, num intervalo de 1 ano. Esta primeira etapa de estudos está descrita em Trabalho 1 (Cap 3, seção 3.1). Os resultados do Trabalho 1 motivaram a continuidade do estudo, porém, com a avaria do equipamento de perfilometria 3D durante os ensaios com voluntários, buscaram-se alternativas mais acessíveis de análise de rugosidade. Na Universidade Federal de Juiz de Fora, instituição parceira da UFMG no estudo de desgaste dentário, pesquisadores também estudaram o uso de perfilometria para voluntários com desgaste através de tecnologia 2D (rugosímetro) de menor custo e logo mais acessível economicamente e com maior potencial de uso clínico. Como a técnica para varredura das amostras foi similar e o valor de filtro de rugosidade foi o mesmo, o banco de dados da UFJF contendo os valores dos parâmetros superficiais sobre os pacientes com desgaste acompanhados com perfilometria 2D foi cedido pela Prof^a. Bastos, gerando o Trabalho 2 (Cap 3, seção 3.2). A diferença foi que, além do equipamento ser diferente, os registros dos pacientes foram realizados de forma periódica (0, 15, 30 e 45 dias) com um

menor intervalo. Ao final de 45 dias cada paciente tinha quatro varreduras e, na análise, questionou-se sobre a dependência desses dados já que eram coletados do mesmo indivíduo. A hipótese a ser verificada foi se as medidas das rugosidades ao final têm alguma correlação ou são influenciadas pelas medidas anteriores. Em caso afirmativo, qual era o tempo em que haveria influência sobre a observação /parâmetro? O tempo imediatamente anterior à observação ou o tempo inicial, ou ainda todos os tempos em conjunto? Para verificar essa hipótese a ferramenta estatística indicada é análise de modelo de efeitos mistos, que trata de correlacionar dados de medidas repetidas ao longo do tempo.

Após explorar o campo da qualidade superficial com as ferramentas citadas, decidiu-se investigar sobre métodos de estimativa de perda volumétrica para o problema de desgaste dentário. Ferramentas computacionais têm o potencial de gerar informações precisas e permitem inferir dados sobre dimensões do objeto no mundo real a partir de sua imagem como, por exemplo, o seu volume em mm^3 . Um estudo piloto (MEIRELES 2009; MEIRELES *et al*, 2010) mostrou a dificuldade de se empregar os algoritmos de visão computacional para imagens fotográficas de dentes devido à dificuldade de padronização das tomadas ao longo do tempo. Buscaram-se então outros métodos de aquisição de imagens mais robustos a essa padronização sem prejuízos quanto à qualidade de imagens. Optou-se por testar um equipamento de *scanner* intra-oral de uso direto em pacientes, o que é descrito no Trabalho 3 (Cap. 3, seção 3.4).

As próximas seções descreverão a metodologia utilizada em cada Trabalho.

ESTUDO DO DESGASTE DENTÁRIO HUMANO

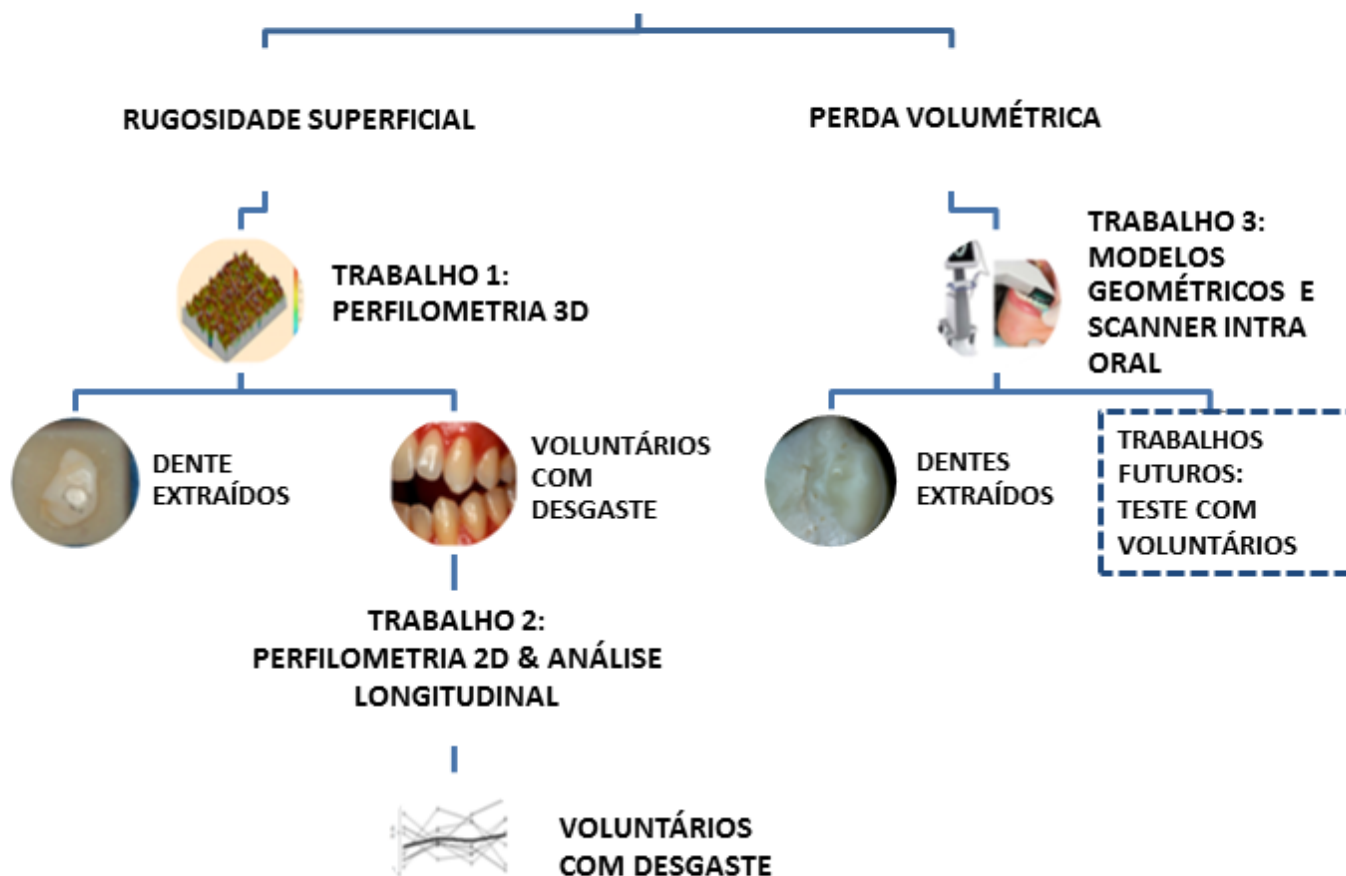


Figura 3.1: Organograma do método proposto.

3.1 Trabalho 1: Estudo da rugosidade superficial com perfilometria 3D

Baseando-se no fato de que o desgaste é um problema de contato, torna-se importante conhecer a textura superficial (a nível microscópico) utilizando perfilometria. A FIG. 3.2 mostra um organograma para o Trabalho 1.

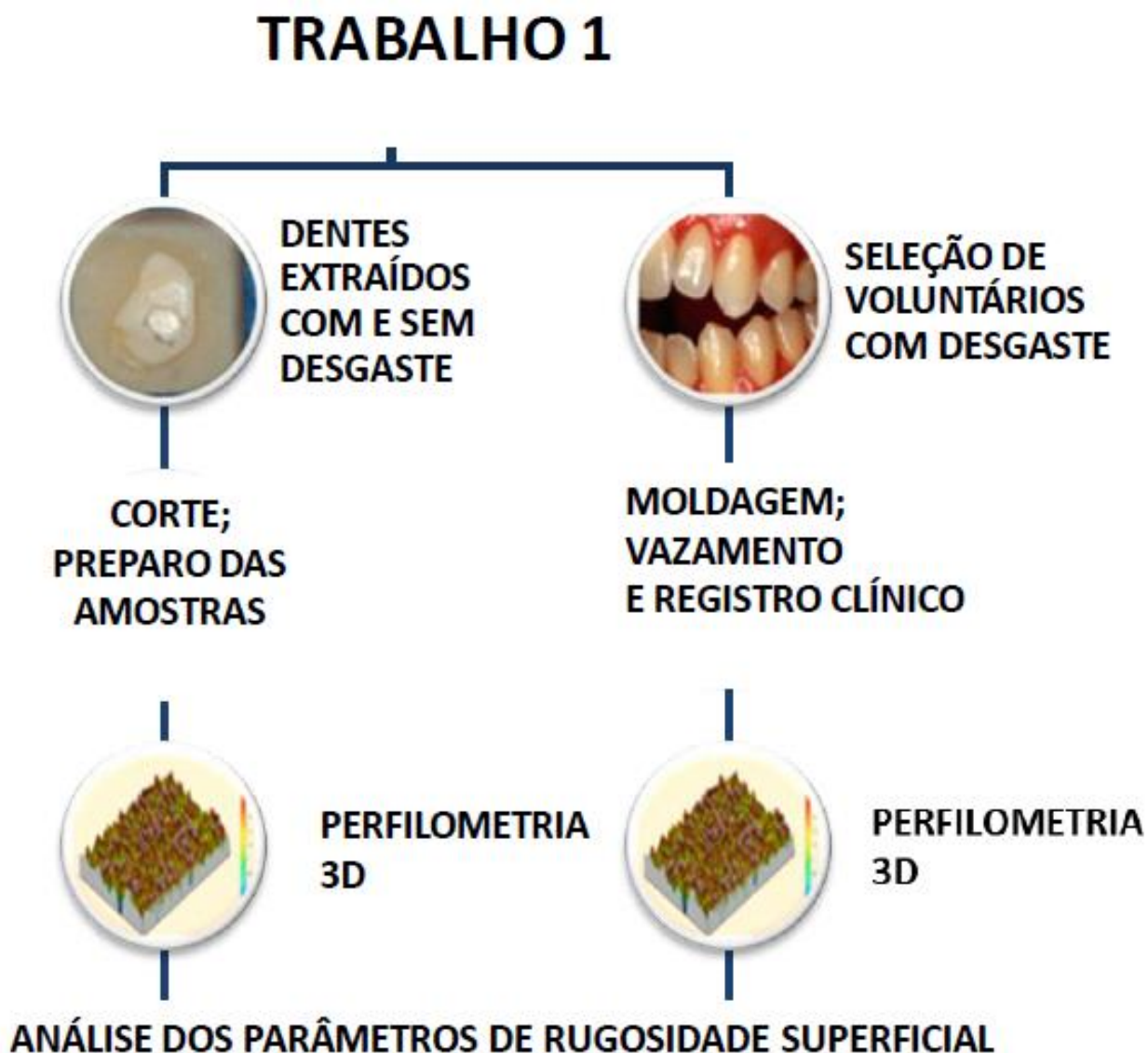


Figura 3.2: Organograma do Trabalho 1.

3.1.1 Dentes extraídos

Oito dentes com desgaste, extraídos por razões periodontais ou ortodônticas, foram obtidos de pacientes com facetas visíveis de desgaste em esmalte (projeto aprovado pelo Comitê de Ética da UFMG com o protocolo número ETIC 300/03- Anexo 1). Os pacientes que doaram seus dentes foram escolhidos a partir de listas de espera do serviço de Diagnóstico e Orientação aos Pacientes com Disfunção Temporomandibular da Faculdade de Odontologia da UFMG. Eles não podiam fazer uso de fármacos tais quais inibidores seletivos da receptação de Serotonina, Catecolaminas, Anfetaminas, Dopaminas, Cafeína, Antidepressivos Tricíclicos, Fenilalanina, Agonista da serotonina, Antipsicóticos e Ansiolíticos (como os Benzodiazepínicos), além de Relaxantes Musculares e nem estar sob terapia ortodôntica e/ou em tratamento para Desordem Temporomandibular (DTM).

Após a extração foi realizada a limpeza destes dentes com remoção de debris, preservando as facetas e seu posterior armazenamento sob refrigeração.

As oito amostras sem desgaste eram provenientes de terceiros molares humanos inclusos, que tiveram a geometria da superfície preservada do desgaste e condições orais. Portanto, as superfícies testadas foram consideradas livres de desgaste e forneceram os valores de referência para a rugosidade do esmalte, como descrito em BASTOS (2008). Os dentes doados foram extraídos por motivos ortodônticos e igualmente limpos e armazenados.

Para permitir o posicionamento no perfilômetro, todos os dentes (com e sem desgaste) foram cortados, separando as coroas de suas raízes com um disco de diamante (Extec Corp, Enfield, CT, EUA) com refrigeração (água).

As seções com as facetas de desgaste e com área de esmalte sem desgaste (dos terceiros molares não erupcionados) foram inseridas em resina acrílica (JET-Clássico). Esta inserção cobria a base da amostra sem recobrir todo o esmalte, deixando a faceta desgastada e o esmalte em um nível mais elevado do que o da resina acrílica. Uma vez que o polimento pode afetar as características das superfícies originais, este procedimento foi dispensado para evitar interferência com as informações da superfície original. A FIG. 3.3 mostra o procedimento para confecção das amostras usando um pré-molar.

A varredura das superfícies por perfilometria 3D foi realizada com perfilômetro Hommeltester T 4000 (Hommel-Etamic, Schweningen, Alemanha). Foi utilizada uma ponta cônica de diamante de 2 μm de raio e 60° de ângulo. A varredura percorreu a máxima área possível em cada amostra, dentro do

limite de deflexão da ponta móvel utilizada (TK600). Para todas as amostras foram selecionadas áreas de varredura de 0,3 x 0,48 milímetros.

As imagens das superfícies de esmalte foram visualizadas e analisadas estatisticamente com o software comercial Mountain Maps Universal (Surf Digital, Besançon, França).

Para a filtragem da superfície, separando rugosidade de ondulação, foi utilizado o filtro λc de 0,05 mm, preconizado por BASTOS (2008), descrito na seção 2.2. Após a filtragem e *threshoding* (que remove as amplitudes de picos e vales mais extremas), os parâmetros foram extraídos. Os parâmetros considerados de maior relevância foram Sa (μm): rugosidade média, Sq (μm): desvio padrão das alturas da superfície; Ssk: coeficiente de assimetria da curva de distribuição de alturas; Sku: coeficiente de curtose da curva de distribuição de alturas. O primeiro e o segundo parâmetros informam sobre a dispersão das alturas das asperezas em relação ao plano médio da superfície e os coeficientes de assimetria e de curtose identificam o quão próxima é a distribuição das alturas em relação a uma distribuição normal, como descrito na seção 2.2.

Os valores destes parâmetros foram comparados com estatística descritiva. Foram utilizados o teste T e o teste de Mann-Whitney para verificar as diferenças entre os grupos.

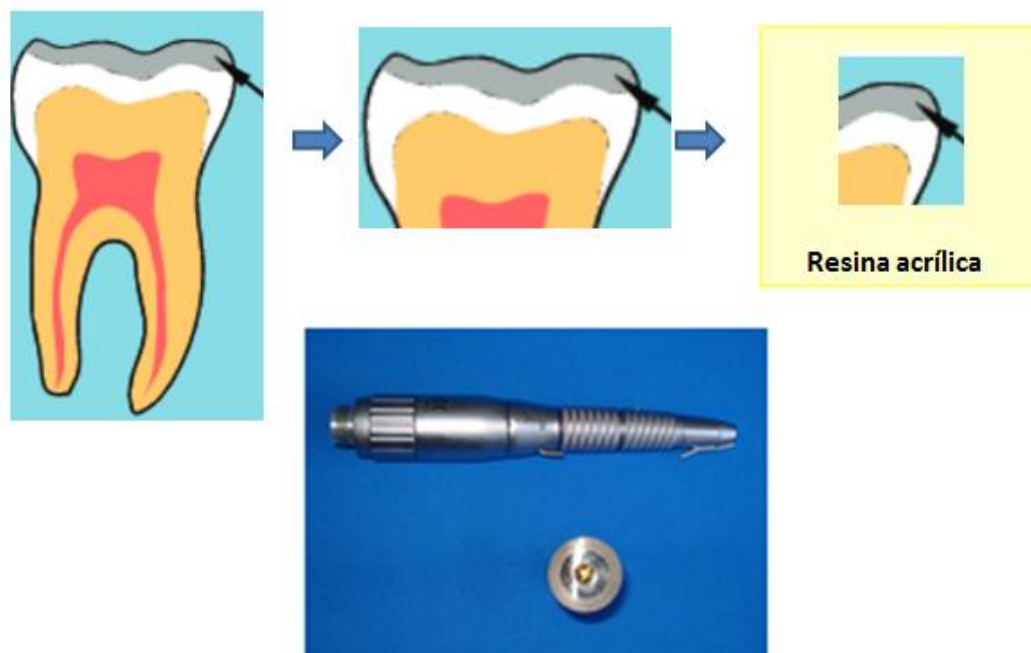


Figura 3.3: Desenho esquemático mostrando procedimento para obtenção das amostras. A seta negra indica a área desgastada de interesse para o estudo e os cortes feitos com disco diamantado, peça reta e micromotor. A seção com faceta de desgaste era inserida em resina acrílica para estabilização.

3.1.2 Voluntários

Cinco voluntários selecionados da lista de espera do serviço de Diagnóstico e Orientação aos Pacientes com Disfunção Temporomandibular da Faculdade de Odontologia da UFMG fizeram parte da amostra. Esses preenchem os seguintes requisitos: sem históricos de doenças sistêmicas, refluxo ou hábitos deletérios ou uso de medicação de uso contínuo, com dentição completa, apresentando desgaste em dentes anteriores; sem uso de fármacos tais quais inibidores seletivos da receptação de serotonina, catecolaminas, anfetaminas, dopaminas, cafeína, antidepressivos tricíclicos, fenilalanina, agonista da serotonina, antipsicóticos e ansiolíticos (como os benzodiazepínicos), além de relaxantes musculares), e não estar sob terapia ortodôntica e/ou para Desordem Temporomandibular (DTM).

Para esses voluntários foram realizados exames clínicos com registro em ficha de avaliação própria. As moldagens para obtenção de modelos para ensaios de perfilometria foram realizadas na coleta de dados inicial e após 1 ano. A moldagem envolveu a região de canino superior do lado da faceta à incisivos central e lateral também do lado que continha a faceta (utilizando para isso uma moldeira parcial perfurada), objetivando-se obter a cópia da topografia superficial dos dentes. Para a moldagem, foi escolhido um elastômero de adição (Express XT, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). A técnica de moldagem de dois passos foi adotada conforme descrito por ANUSAVICE (1998) e pelo fabricante:

- Seleção da moldeira rígida de tamanho adequado e com parede suficiente para acomodar 2-3 mm de espessura de material de moldagem;
- Homogeneização dos volumes iguais de pasta base e pasta catalisadora e inserção na moldeira;
- Remoção da amostra do molde após a presa total (cinco minutos);
- Alívio com brocas para garantir 2 mm de espaço disponível para pasta fluida;
- Injeção da pasta fluida com ajuda de um dispensador no molde;
- Remoção do modelo após a presa do material.

O vazamento dos moldes foi realizado com resina odontológica Flow de baixa viscosidade (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) previamente estudada como material para cópia da superfície dos dentes (MEIRELES 2009; MEIRELES *et al*, 2011). Esse material apresenta vantagem de controle do vazamento pelo operador e menor tempo de trabalho quando comparado à resina epóxi quanto à geração de bolhas (FIG. 3.4). O gesso odontológico é contraindicado para perfilometria uma vez que apresenta porosidades

e facilidade de fratura, que o tornam incompatíveis ao estudo uma vez que a ponta ou a garra do perfilômetro podem danificar a amostra.

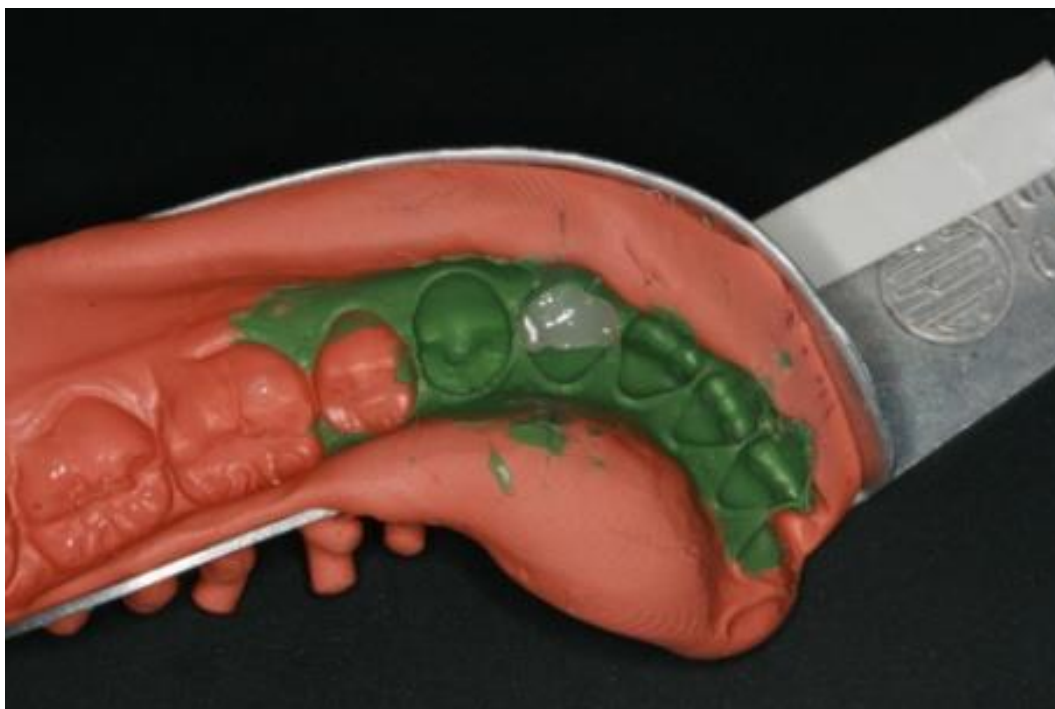


Figura 3.4: Vazamento do molde de silicone de adição.

As cópias em resina foram varridas com o mesmo perfilômetro 3D nas condições especificadas para os dentes extraídos. Após 1 ano foram realizadas novas moldagens dos 5 pacientes, seguidas por novas varreduras.

Os parâmetros de rugosidade S_a , S_q , S_{sk} , S_{ku} nos tempos 0 (inicial) e 1 ano (final) foram registrados em planilhas confeccionadas a partir do programa Excel versão 2007, analisados e discutidos.

3.2 Trabalho 2: Estudo da rugosidade superficial com perfilometria 2D e modelo de efeitos mistos

Após o Trabalho 1, optou-se pelo emprego de perfilometria 2D para o estudo do desgaste dentário. Para isso utilizou-se o banco de dados da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF) onde os pesquisadores dessa instituição realizaram um estudo com pacientes que apresentavam desgaste em dentes anteriores.

No estudo de Juiz de Fora, foram avaliadas oito mulheres entre 20 e 30 anos. Os critérios de inclusão basearam-se na ausência de doenças sistêmicas, não fazer uso de fármacos tais quais inibidores seletivos da receptação de serotonina, catecolaminas, anfetaminas, dopaminas, cafeína, antidepressivos tricíclicos, fenilalanina, agonista da serotonina, antipsicóticos e ansiolíticos (como os Benzodiazepínicos), além de relaxantes musculares, e não estar sob terapia ortodôntica e/ou para Desordem Temporomandibular (DTM). As pacientes avaliadas faziam parte da fila de espera para atendimento no Serviço de Diagnóstico e Orientação a pacientes com Desordem Temporomandibular (Serviço ATM) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora (F.O/UFJF) e apresentavam facetas de desgaste em dentes anteriores.

A moldagem foi realizada de forma similar ao estudo com voluntários descrito no Trabalho 1 e foi usada a mesma técnica e material de vazamento (resina Flow). As participantes da pesquisa foram moldadas e acompanhadas por um período de 45 dias, de 15 em 15 dias, obtendo-se quatro medidas para cada uma. Os parâmetros estudados foram Ra, Rq, Rsk, Rku que são os correspondentes a Sa, Sq, Ssk, Sku da perfilometria 3D, respectivamente. O registro do valor do pH salivar foi registrado com uma fita colorimétrica (Macherey-Nagel®, Brasil) para todas amostras em todos os momentos avaliados.

Após a obtenção da réplica, foi feito o corte da mesma, utilizando disco diamantado, centralizando a faceta desgastada de modo a obter uma amostra o mais plana possível. Em seguida, o embutimento da amostra em resina acrílica foi realizado, com o objetivo de facilitar o posicionamento da amostra em relação ao equipamento, evitando o seu movimento durante a medição. Para a análise da rugosidade superficial das amostras foi utilizado o Rugosímetro Mitutoyo SurfTest SJ-301 (Japão), onde um padrão relativo ao posicionamento da amostra e do braço do rugosímetro foi seguido, obtendo um contato apropriado da ponta do rugosímetro com a superfície a ser analisada. A calibração do equipamento em relação à amostra varrida foi realizada não só pelo próprio equipamento, mas também utilizando um dente canino extraído obtido do banco de dentes da FO/UFJF (conservado em um congelador), tendo sua rugosidade superficial analisada todas as vezes em que a leitura rugosimétrica foi

realizada. A medida da rugosidade foi realizada utilizando um filtro de rugosidade 0,05 mm. O cálculo dos parâmetros foi então realizado, seguido da análise dos dados obtidos, registrados em planilhas confeccionadas com o programa Excel versão 2007.

Para avaliar a correlação da amostra foi realizada uma análise de efeitos mistos via o ambiente computacional para estatística R (vide <http://www.r-project.org/>). Nesse tipo de ensaio, considera-se que n unidades são avaliadas ao longo do tempo e uma característica relacionada a essa degradação é medida para cada uma delas (resposta). Assume-se que essas medidas sejam tomadas em tempos pré-determinados t_{ij} ($i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m_i$), onde m_i é o número de observações levantadas para a i -ésima unidade. Essa medida/reposta é então modelada utilizando uma mesma forma funcional e as diferenças entre as unidades são incorporadas ao modelo através dos efeitos aleatórios. Por esse motivo, são chamados de Modelos Mistos. Grande parte da análise de dados longitudinais é baseada num modelo de regressão linear, assumindo a forma:

$$Y_{ij} = D_{ij} + \varepsilon_{ij} = D(t_{ij}; \alpha; \beta_i) + \varepsilon_{ij} \quad (3.1)$$

onde Y_{ij} é uma variável aleatória da i -ésima unidade no tempo especificado t_{ij} ($i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, m_i$), $D(t_{ij}; \alpha; \beta_i)$ é o perfil da unidade i no tempo j , $\alpha = (\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_p)^t$ é um vetor de efeitos fixos (que descreve as características populacionais, constante para todas as unidades), $\beta_i = (\beta_{i1}, \beta_{i2}, \dots, \beta_{ik})^t$ é um vetor de efeitos aleatórios associado à i -ésima unidade (representando as características individuais). Além disso, ε_{ij} representa o erro aleatório associado à i -ésima unidade no j -ésimo tempo ($i = 1, 2, \dots, n$ e $j = 1, 2, \dots, m_i$).

Para esses modelos, as principais suposições são:

1. Os erros são independentes e identicamente distribuídos, segundo uma distribuição Normal com média zero e variância σ^2 : $\varepsilon \sim N(0, \sigma^2)$.
2. Os efeitos aleatórios são normalmente distribuídos com média zero e matriz de covariância D : $\beta_i \sim N(0, D)$
3. Os erros (ε_{ij}) são independentes dos efeitos aleatórios (β_i).

Essas suposições precisam ser validadas através de gráficos residuais (CRAWLEY, 2007). Considerando, inicialmente, uma versão simplificada do modelo anterior, que assume uma média e apenas um efeito aleatório para cada indivíduo:

$$Y_{ij} = \alpha + \beta_i + \varepsilon_{ij} \quad i = 1, \dots, n \quad j = 1, \dots, m_i \quad (3.2)$$

onde α e β são os vetores de efeitos fixos e aleatórios, respectivamente, ε_{ij} são os erros aleatórios associados à i -ésima unidade no j -ésimo tempo, com distribuição normal com média zero e variância σ^2 e β_i são independentes e identicamente distribuídos.

Em particular, os efeitos fixos α têm interpretação em termos de mudanças na resposta média ao longo do tempo e a relação destas mudanças com as covariáveis, ou seja, os efeitos fixos influenciam apenas na média da resposta. Já os efeitos aleatórios têm impacto na variância da resposta (CRAWLEY, 2007). Entretanto, em algumas situações práticas, podemos estar interessados em prever respostas para um perfil (indivíduo) específico. Por exemplo, pode haver interesse em fazer previsões sobre o comportamento de um parâmetro para um indivíduo cujas observações foram utilizadas na análise. Isto pode ser feito obtendo-se previsões (estimativas) do vetor de efeitos aleatórios $\beta_i (i = 1, \dots, n)$ desse indivíduo.

A estrutura de organização dos dados para esta análise está descrita na TAB. 3.1.

TAB 3.1
Organização de dados para análise de modelo de efeitos mistos

Indivíduo	Momento de medida (dias)			
	0	15	30	45
1	y_{11}	y_{12}	y_{13}	y_{14}
2	y_{21}	y_{22}	y_{23}	y_{24}
\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots
8	y_{81}	y_{82}	y_{83}	y_{84}

Notação:

Y_{ij} : variável resposta do i -ésimo indivíduo ($i=1,\dots,N$) no j -ésimo tempo ($j=1,\dots,n$)

$Y_i=(Y_{i1}, Y_{i2}, \dots, Y_{in})'$: “ n ” medidas repetidas da resposta de cada indivíduo.

3.3 Trabalho 3: Modelos geométricos e *scanner* intra oral

Para este estudo foram usados oito molares extraídos por motivos ortodônticos e doados para a UFMG, limpos e armazenados sob refrigeração até o uso (projeto aprovado pelo comitê de ética da

UFMG sob o registro ETIC 300 /03). Para preparar esses dentes para o processo de digitalização, as raízes foram seccionadas preservando apenas a coroa. Essas coroas foram fixadas individualmente em uma placa de microscopia de 1,5 milímetros de largura. A placa foi importante não apenas para a fixação das amostras, mas também serviu como um padrão de referência para recuperar a transformação de valores de imagem (nuvem de pontos de cada dente) para valores do sistema de coordenadas do mundo real, em mm^3 .

Para otimizar a varredura, os dentes foram divididos em dois grupos. Cada grupo tinha quatro dentes fixados individualmente em suas placas com espaçamento de três centímetros entre eles. O conjunto “dente-placa” foi então identificado e inserido em uma camada de ImpregumTM (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) para impedir a mobilidade e uniformizar a posição de aquisição de imagem. Esta plataforma feita a partir do material de moldagem odontológico foi utilizada em toda a fase de digitalização.

Foi aplicada uma fina camada de pó de dióxido de titânio na superfície dos dentes intactos para evitar reflexão da luz na superfície.

Previamente à varredura, a câmera do *scanner* foi calibrada com um dispositivo específico do sistema semelhante a um tabuleiro de xadrez. Esta fase de calibração foi repetida para todas as varreduras subsequentes. Após a calibração e aplicação do pó de dióxido de titânio, os dentes selecionados foram escaneados com *scanner* intra oral (LAVATM C.O.S., 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Este *scanner* foi eleito pelas características de direta aplicação e precisão previamente testada (BALAKRISHNAMA, 2009) e por ser mais robusto com relação a mudanças de escala e rotação quando comparado a outros sistemas, devido ao seu princípio de funcionamento (TAB. 2.1). O fabricante afirma que o sistema apresenta uma taxa de quadros de 20 leituras completas do dado 3D por segundo.

A varredura foi realizada respeitando a seguinte sequência: início na superfície oclusal – varrendo depois a superfície vestibular – posteriormente a lingual – retornando a superfície oclusal inicial. O tempo médio para cada varredura foi cerca de 7 minutos, e, logo após a varredura, todos os dentes foram lavados com água corrente.

Estudos anteriores demonstraram que é possível alcançar 10 mm^3 de perda volumétrica ou 10 micras de perda vertical, utilizando condicionamento com ácido fosfórico durante um minuto em dentes humanos (HERMSEN,1993; PALANIAPPAN, 2011). Com base nisso, para simular o desgaste, os dentes foram individualmente desgastados com ácido fosfórico a 37% sob isolamento absoluto. A área eleita

foi a ponta da cúspide mais externa com relação à placa de microscopia. Após a corrosão por um minuto seguiu-se uma lavagem abundante com água e secagem suave, tal como a FIG. 3.5 mostra esquematicamente. A fim de verificar e comparar o desgaste simulado, outras análises adicionais foram feitas com simulação de desgaste para um total de 5 minutos e, em seguida, 10 minutos de corrosão para cada dente, utilizando a mesma técnica realizada para o ataque ácido de 1 minuto.

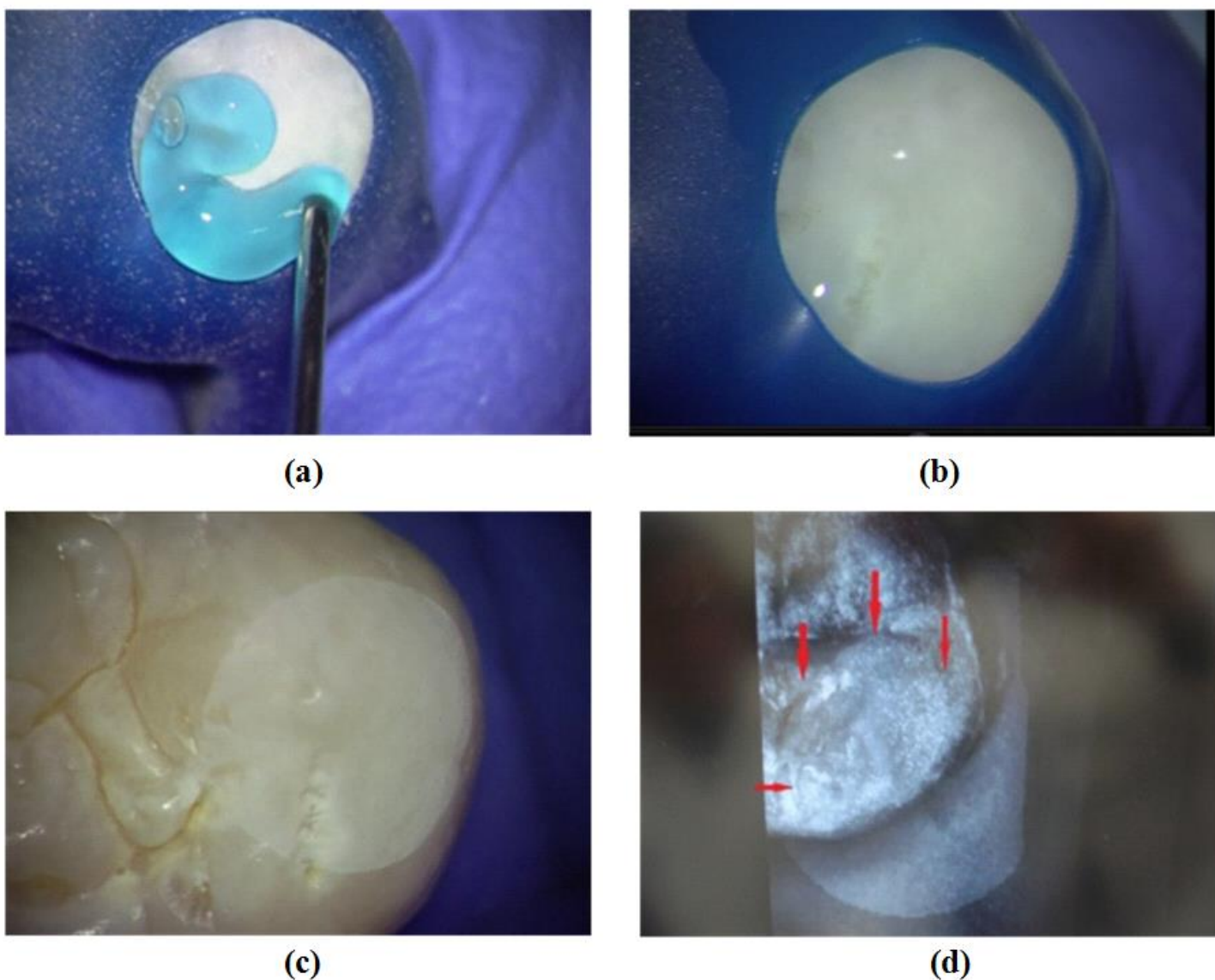


Figura 3.5: Procedimento de desgaste do molar com ácido fosfórico 37%. (a) uso isolamento com dique de borracha, para ataque ácido, seguido por completa (b) lavagem com água e (c) a secagem suave com ar. Em (d) as setas indicam a área desgastada sendo detectada durante varredura com *scanner* intra-oral (imagem direta da tela do *scanner*). (Cortesia do prof. Dr. Lambrechts, KU Leuven, Bélgica)

Após as varreduras, todas as imagens digitalizadas foram enviadas para o fabricante para aquisição dos arquivos em STL (StereoLiTographic), que é um formato que descreve a superfície de um objeto, com especificação para que não fosse realizado nenhum processo de suavização. O processo de suavização nesta etapa poderia afetar o resultado final por encobrir a área de desgaste criada.

Os arquivos STLs foram enviados ao VERLAB onde alunos de doutorado do curso de ciências da computação auxiliaram no processamento das imagens junto a pesquisadora.

O processo de visão computacional envolve o alinhamento entre dois modelos determinados. Para cada dente M_i (i de 1 a 8), havia um modelo STL de referência, M_i^0 adquirido antes da exposição ao ácido, um modelo M_i^1 adquirido 1 minuto após a exposição, um modelo M_i^5 adquirido 5 minutos após exposição e um modelo M_i^{10} adquirido 10 minutos após exposição. O STL é um formato que descreve apenas a geometria superficial de um objeto. Cada malha STL fornece uma nuvem de pontos 3D com normais tesseladas em uma malha de triângulos.

A dificuldade de padronização na aquisição de imagens intra-orais resulta em coordenadas de pontos adquiridas de pontos de vistas um pouco diferentes, transformando comparação direta inviável. Neste passo do método, o algoritmo ICP (*Iterative Closest Point*) é aplicado para encontrar uma transformação rígida (BESL, 1992) para descrever os modelos M_i^1 , M_i^5 e M_i^{10} no mesmo quadro de referência de M_i^0 . Simplificando, o ICP pode ser entendido como um método para minimizar as distâncias entre pontos registrados em duas varreduras. Para evitar a influência do desgaste durante o alinhamento dos modelos, apenas os pontos da região sem desgaste foram utilizados na aplicação do algoritmo ICP.

O algoritmo ICP seleciona iterativamente pares de vizinhos mais próximos $\{(p_j, q_j) \in M_i^0 \times M_i^1; \|p_j - q_j\| \leq \delta\}$ para um determinado limiar $\delta > 0$ e utiliza o método de mínimos quadrados para encontrar uma transformação rígida R que minimiza a função de custo

$$\sum_j \|p_j - R(q_j)\|^2$$

O Modelo M_i^1 é então atualizado usando a transformação de R . Este processo é repetido até R convergir para uma matriz identidade, o que significa que os dois modelos estão bem alinhados. Da mesma forma, M_i^5 e M_i^{10} estão alinhados para M_i^0 .

No segundo passo, uma malha triangular fornecida pelo modelo STL foi utilizada para cada dente para calcular o volume associado e recuperar a diferença volumétrica quantificada a partir de modelos M_i^1 , M_i^5 e M_i^{10} com relação ao modelo de referência M_i^0 . Considerando-se um plano de corte,

ao mesmo nível de altura para todos os dentes, cada modelo torna-se uma superfície de malha a partir da qual um volume pode ser estimado através da integração do valor absoluto do produto do vetor triplo $\mathbf{u} \cdot (\mathbf{v} \times \mathbf{w})$ para todos os elementos da malha. O desgaste é, em seguida, estimado como a diferença entre o volume do modelo de referência M_i^0 e o volume dos modelos M_i^1 , M_i^5 e M_i^{10} , adquiridos após uma exposição ao ácido durante 1, 5 e 10 minutos, respectivamente. A descrição deste método encontra-se em VIEIRA *et al* (2012) e CIGNONI (1998). Finalmente, para apresentar a estimativa de erro para o volume calculado, as regiões sem desgaste (superfícies não atacadas) foram consideradas, uma vez que nestas regiões não houve exposição ao ácido e, portanto, seria esperado que não houvesse diferença de volume. Para recuperar a transformação de valores da nuvem de pontos para cada dente para valores do sistema de coordenadas do mundo real (em mm^3) a utilização de um objeto de dimensões padronizadas e conhecidas se torna importante, neste caso a placa de microscopia atuou como “ground truth”. A variação de volume foi calculada como o seu desvio padrão (DP), considerando um erro de distribuição normal. O DP foi apresentado juntamente com os resultados. O método de ajuste é mostrado na FIG. 3.6.

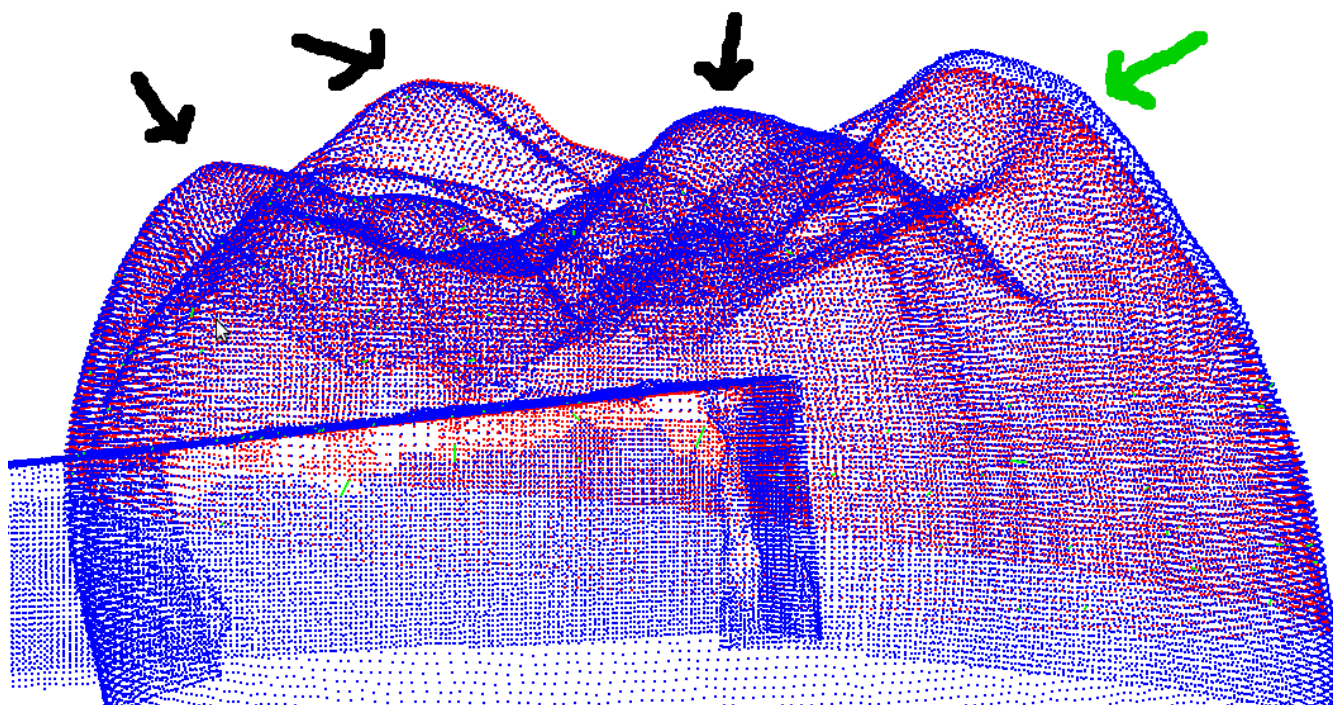


Figura 3.6: ajuste dos modelos com desgaste (vermelho) e sem (azul) com o método proposto. As setas pretas indicam a conformidade do ajuste para as áreas sem desgaste e a seta verde mostra a diferença no exato local desgastado pelo ácido. É possível ver também o ajuste da placa de microscopia.

Para verificar se seria possível detectar o desgaste via imagens do *scanner* odontológico foi realizado um teste de avaliação das imagens dos modelos por dois profissionais de odontologia. Devido ao uso de dique de borracha, a área desgastada se assemelhou a um cone localizado na ponta da cúspide mais externa de todos os dentes testados com relação à sua fixação na placa de microscopia (FIG. 3.7).

A etapa de processamento foi implementada em C++ e Open CV utilizando um computador de mesa com CPU core 2Duo a 2 GHz e 2GB de RAM. O tempo de processamento para cada ajuste foi de aproximadamente 3 segundos.

A FIG. 3.8 mostra detalhe do mesmo dente da FIG. 3.7 evidenciando a perda vertical através de varredura confocal (aumento de 20X) da zona limítrofe entre a área desgastada e a área preservada pelo dique de borracha.

Foi feita também uma análise de concordância intra e inter-examinador para determinar a confiabilidade. Os examinadores foram dois dentistas com grau de doutorado e mais de quinze anos de prática. Eles avaliaram aleatoriamente 32 imagens para os quatro tempos de exposição dos oito dentes. Para a calibração, as imagens foram apresentadas individualmente na tela do computador (FIG. 3.9). Um sistema de classificação baseado em uma evolução de desgaste e os critérios estabelecidos para a classificação das características visuais dos modelos 3D foi apresentado a cada profissional como consta a seguir:

0 – Nenhuma mudança visual perceptível;

1 – Discreta alteração da superfície, visível como uma linha ao redor da cúspide mais externa em relação à placa de microscopia correspondente à exposição ácida de um minuto;

2 - Modificação na superfície visível como linha mais grossa e mudança na lisura da superfície em torno da mesma cúspide correspondente à exposição ácida de 5 minutos;

3 - Modificação na superfície visível como linha ainda mais grossa, mudança mais notável na lisura de superfície e perspectiva em torno da cúspide correspondente à exposição ácida de 10 minutos.

Após a calibração, um teste aleatório com as 32 imagens foi realizado para cada um dos dentistas separadamente. O teste foi repetido com uma semana de intervalo. Uma análise de concordância inter e intra-examinador foi também realizada. A análise estatística foi realizada da seguinte forma: as variações volumétricas foram estimadas (em mm^3) e comparadas por meio de estatísticas descritivas. Testes não-paramétricos (Kruskal-Wallis e Mann-Whitney U) foram realizados para testar os dados de estimativa de desgaste e para testar as diferenças entre os grupos. Os valores de p foram calculados para cada grupo e comparados. A análise concordância intra- e inter-examinador foi determinada pela

avalição dos índices kappa e Kendall. A análise estatística foi realizada usando o programa Minitab (v16 Minitab, Inc., EUA).

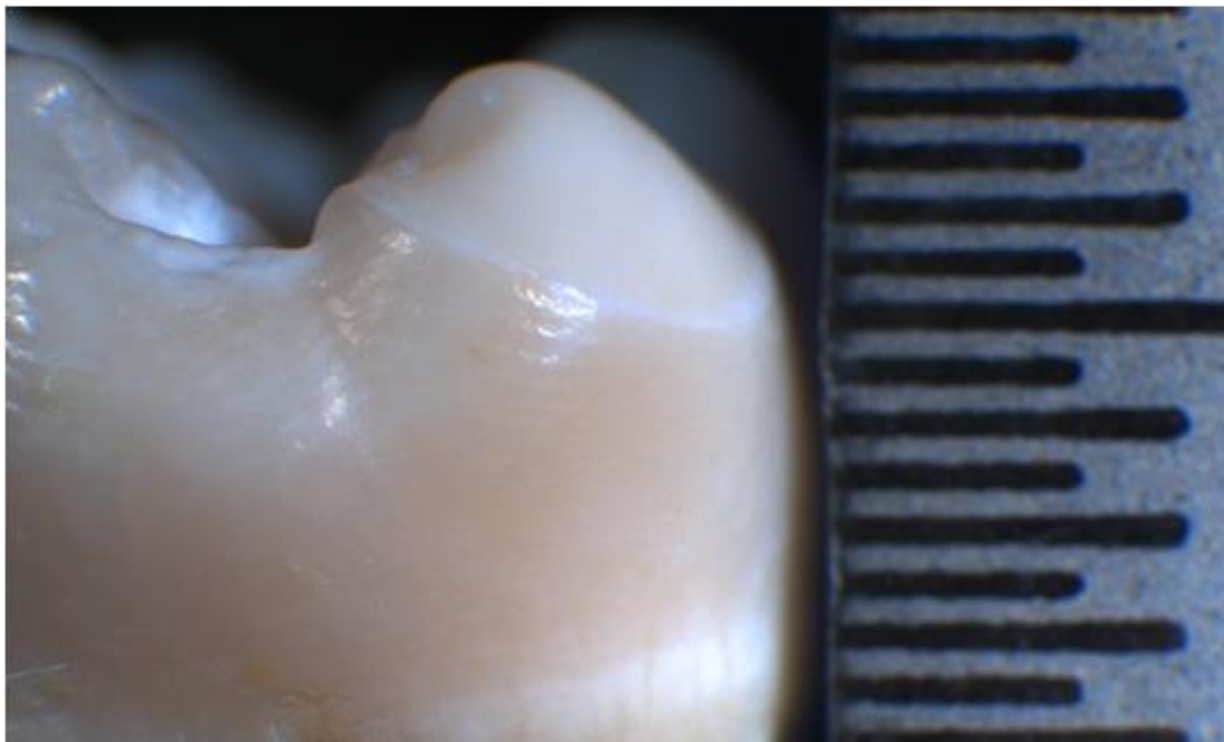


Figura 3.7: Dente desgastado com ácido fosfórico 37% após 10 minutos de exposição. Área desgastada tem forma aproximada a um cone.

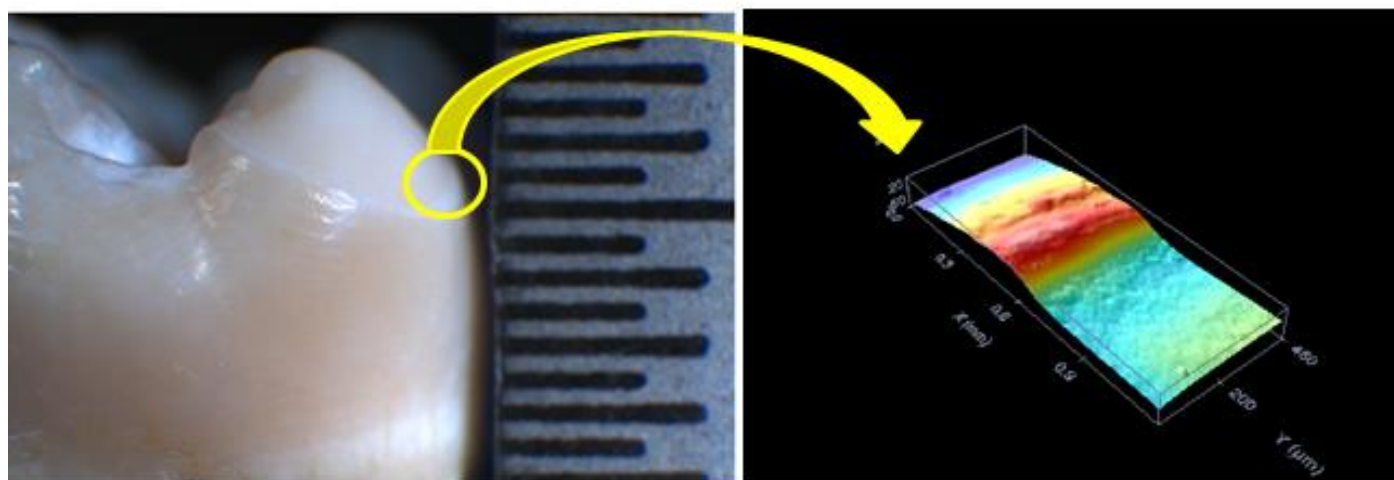


Figura 3.8: À esquerda: dente com área desgastada, destaque para a zona limítrofe entre esmalte íntegro e esmalte desgastado. Microscopia confocal mostrando a perda de estrutura vertical nesta zona.

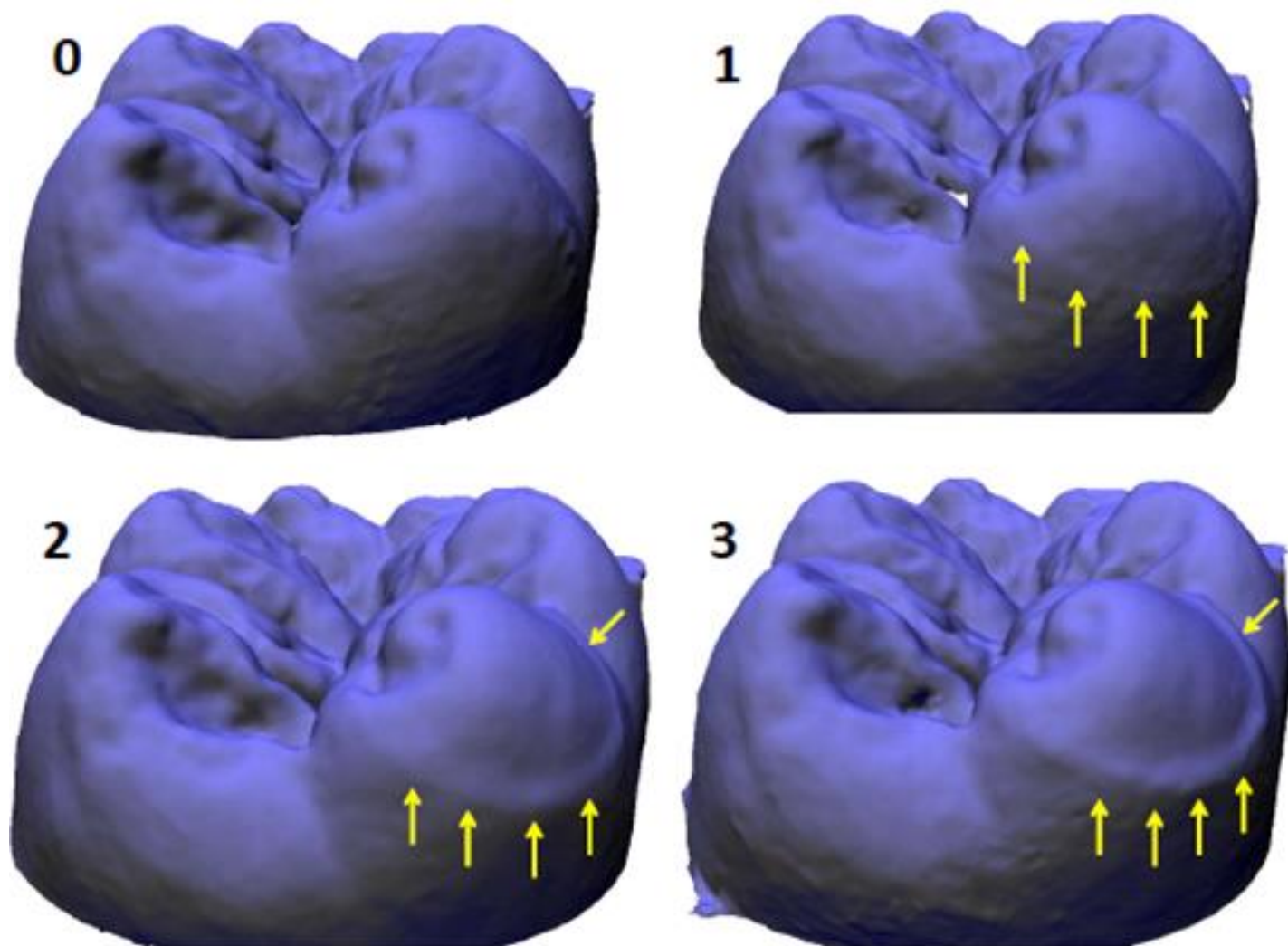


Figura 3.9: Sistema de classificação para a análise visual dos modelos geométricos gerados via *scanner*.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Trabalho 1: Estudo da rugosidade superficial com perfilometria 3D

No presente trabalho, as superfícies dentárias de dentes, com e sem desgaste foram avaliadas para amostras de dentes extraídos e para uma amostra de voluntários com desgaste. A discussão sobre alguns pontos observados nos resultados obtidos é também apresentada.

4.1.1 Dentes Extraídos

As médias, medianas e DP calculados para os parâmetros de textura média (Sa), média quadrática (Sq), assimetria (Ssk) e curtose (Sku) para a amostra de dentes extraídos usando perfilometria 3D são apresentados na TAB. 4.1. *Boxplots* contendo a mediana e os intervalos para os parâmetros de textura superficial comparando superfícies desgastadas com superfícies livres de desgaste são mostrados no GRA 4.1.

O DP foi menor para superfícies livres de desgaste para todos os parâmetros de textura, em comparação com superfícies desgastadas. Um teste de Mann-Whitney foi realizado para os pares de Sa/Sa* e Sq/Sq* (onde parâmetros com * são associados às amostras desgastadas). O teste T foi realizado para os pares Ssk/Ssk* e Sku/Sku*. Esses testes foram escolhidos após análise dos *p*-valores calculados com o teste de Anderson-Darling (AD), descritos também na TAB. 4.2.

Os valores de *p* do teste de Mann-Whitney foram 0,8336 e 0,9581 para Sa/Sa* e Sq/Sq*, respectivamente, com um intervalo de confiança (IC) de 95%. Estes valores indicam que não há diferença estatística entre as medianas desses dois parâmetros. Os *p*-valores do teste T calculados para os pares Ssk/Ssk* e Sku/Sku* foram 0,912 e 0,005, respectivamente (IC de 95% para as médias). O teste não demonstrou nenhuma diferença estatística para as médias do par Ssk/Ssk*. O oposto ocorreu para o par Sku/Sku*, revelando uma diferença estatística entre os grupos.

Adicionalmente, foi realizada uma análise de variância onde foi observado que, para todos os grupos, obteve-se uma variância não significativa, com exceção do par Ssk/Ssk*.

Embora a qualidade da superfície seja relatada com menor frequência, características particulares da superfície, como as estudadas neste trabalho, podem ser usadas para indicar como perdas estruturais podem progredir e isso é de importância clínica direta (FIELD, 2010). Deste modo, quando pequenas diferenças podem ser detectadas com precisão, um tratamento para a redução de desgaste do

dente pode ser proposto antes que se tenha macro perdas ou ainda dispensar intervenção clínica desnecessária quando for pertinente apenas o monitoramento do desgaste em pacientes.

TAB 4.1 :Médias, medianas e desvios-padrão (DP) calculados para os parâmetros

	Sa	Sa*	Sq	Sq*
P-valor**	0,016	0,353	0,027	0,297
Média	0,230	0,244	0,304	0,320
Mediana	0,206	0,227	0,274	0,302
DP	0,066	0,115	0,093	0,147
	Ssk	Ssk*	Sku	Sku*
P-valor**	0,597	0,664	0,485	0,255
Média	-0,172	-0,188	3,344	4,320
Mediana	-0,138	-0,119	3,245	4,335
DP	0,162	0,370	0,462	0,702

N=8; Valores de Sa e Sq em $\mu\text{m}/\mu\text{m}$;

** P-valores para o teste de Anderson-Darling

TAB 4.2

Teste de variância para grupos

Grupo	P-valor
Sa/Sa*	0,073
Sq/Sq*	0,124
Ssk/Ssk*	0,045
Sku/Sku*	0,292

N= 8.

No estudo apresentado para dentes extraídos, as medianas dos pares Sa/Sa* e Sq/Sq* não diferiram estatisticamente. Isto significa que estes dois parâmetros - embora amplamente usados em estudos de qualidade da superfície dos dentes humanos - são insuficientes para caracterizar adequadamente uma superfície desgastada e dizer sobre a sua evolução, devido à incapacidade de distinguir entre os picos e vales da forma da superfície conforme ilustrado na FIG.2.11 que mostra que duas superfícies distintas podem ter o mesmo valor médio de altura de picos e vales. Estes resultados estão em acordo com os achados de FIELD (2010); STOUT (1994) e MUMMERY (1992). Portanto é recomendável que uma análise perfilométrica para dentes humanos desgastados envolva a análise de outros parâmetros.

Em relação aos outros dois parâmetros, curtose foi o único parâmetro que mostrou uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos, demonstrando que o desgaste afeta a superfície dos dentes, contudo, sem mudar a sua característica de distribuição simétrica (Ssk permanece quase constante e próximo de zero).

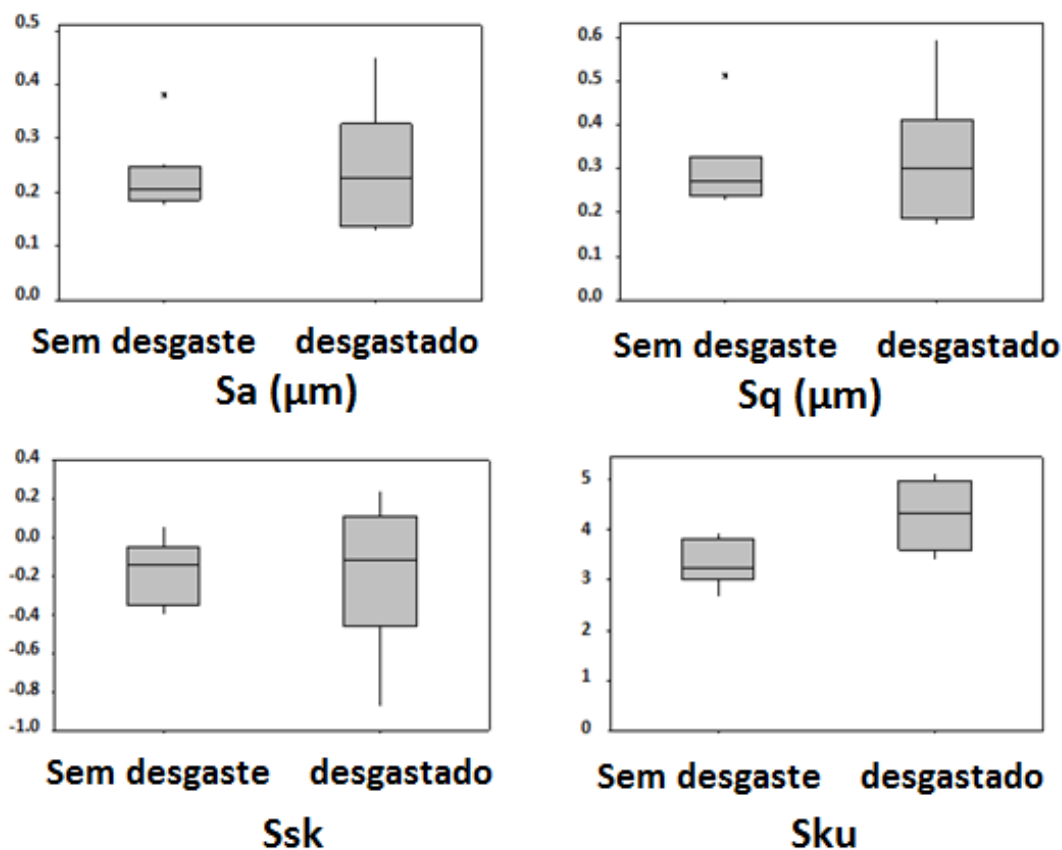
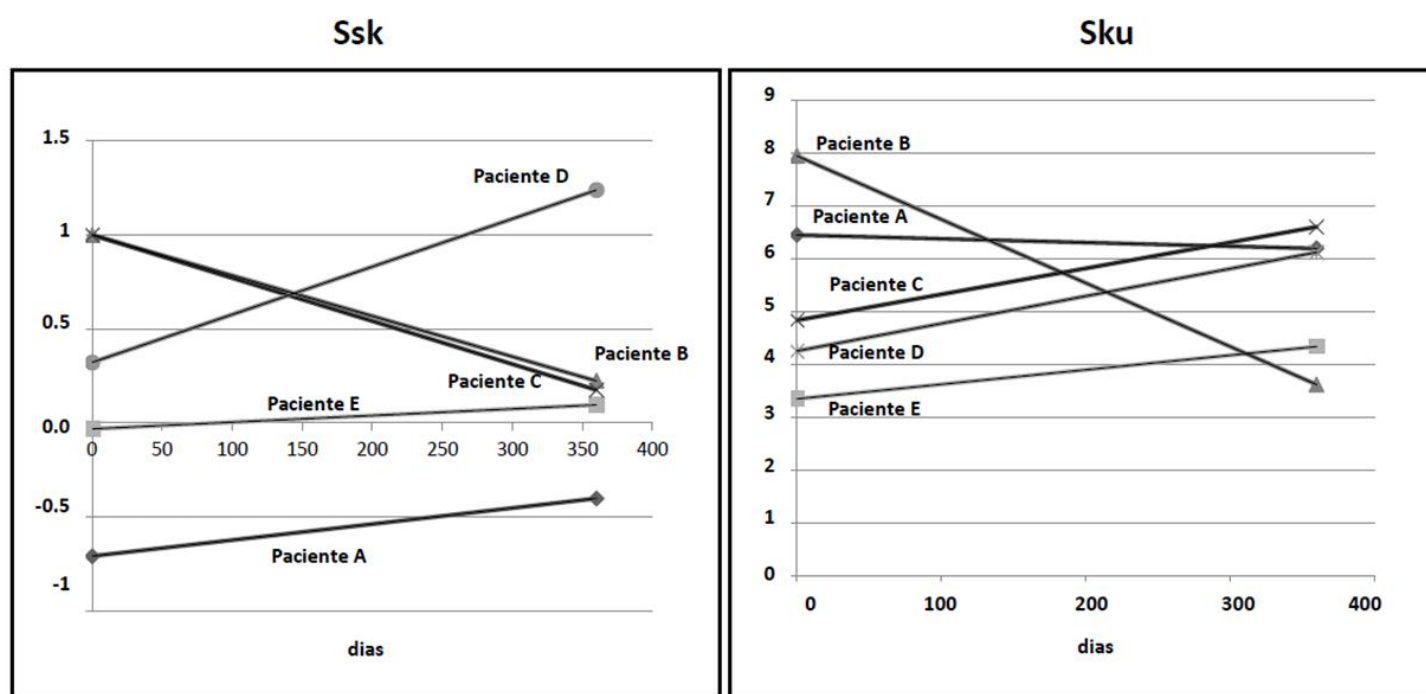


Gráfico 4.1: Boxplots para os parâmetros de texturas de superfície comparando superfícies desgastadas e sem desgaste. Valores de Sa e Sq em μm .

4.1.2 Voluntários

A amostra era composta de pacientes do sexo masculino, com idades variando de 20 a 55 anos. Em geral, além de lesões de desgaste em dentes anteriores, eles apresentaram clinicamente várias trincas verticais e horizontais (pacientes A, B e C), em alguns casos relacionados com dor na região orofacial (pacientes B e D).

Os dados dos voluntários não revelaram diferença estatística entre os valores médios de Sa/Sa^* , e de Sq/Sq^* . Após a análise dos resultados com dentes extraídos e de acordo com os achados na literatura (FIELD, 2010; STOUT, 1994 e MUMMERY, 1992), a análise de pacientes baseou-se em analisar os parâmetros de curtose (Sku) e parâmetros de assimetria (Ssk) de acordo com as conclusões de TAYEBI e POLYCARPOU (2004), citados na seção 2.2. A evolução dos parâmetros Ssk e Sku para perfilometria 3D (avaliação de 360 dias) é plotada no GRA 4.2.



(a)

(b)

Gráfico 4.2: Evolução dos parâmetros Ssk (a) e Sku (b) para perfilometria 3D para avaliação inicial de 0 e final de 1 ano.

TAYEBI e POLYCARPOU (2004) estudaram o efeito dos parâmetros de assimetria e curtose em um modelo analítico. Neste estudo, os autores usaram diferentes valores de assimetria (-1 a 1) e curtose (2-20) para um modelo numérico de atrito. Eles constataram que o coeficiente de atrito aumenta com a diminuição do valor de assimetria. O efeito para a curtose foi que o coeficiente de atrito estático aumenta com o aumento dos valores de curtose, para distribuições com curtose maior do que três, e o

contrário ocorre para distribuições com curtose menor do que três. Dois indivíduos exibiram um comportamento distinto quando comparados ao restante da amostra com um valor de Ssk próximo de 0 (indicando uma distribuição simétrica) e um valor de Sku próximo a 3 (quase uma distribuição normal). A primeira situação distinta foi observada para o paciente B, para o qual houve uma diminuição em ambos os valores Ssk e Sku (Sku encontrado na faixa superior a 5). Embora a redução de Ssk represente um aumento do coeficiente de atrito, a redução dos valores de curtose leva a uma diminuição do mesmo, como são dois comportamentos diferentes para o mesmo indivíduo, isso poderia indicar a atuação de dois mecanismos diferentes. Este paciente foi o único que relatou a ocorrência de dois mecanismos de desgaste como ranger e apertar de dentes ao mesmo tempo.

A segunda situação foi considerada para o paciente D, o único a mostrar um grande aumento em Ssk, o que representa um aumento no coeficiente de atrito e indica um aumento no processo de desgaste dentário. Na verdade, este paciente foi o único da amostra que precisou de tratamento restaurador devido a desoclusão causada pelo desgaste nos dentes ao final do estudo.

Estes indicadores preliminares precisam ser melhor investigados para obter conclusões mais definitivas que confirmem se a mudança de superfície progride lentamente ao longo da vida ou são caracterizados como surtos de atividade (BARTTLET et al, 2010).

Observou-se que há alguns parâmetros mais representativos que outros no estudo do desgaste do dente. Assimetria e curtose se mostraram úteis para esclarecer os aspectos clínicos de pacientes. O estudo apresentado fornece evidência adicional de que as informações contidas nestes parâmetros devem ser analisadas quando for considerada a evolução do processo de desgaste na superfície de esmalte.

4.2 Trabalho 2: estudo da rugosidade superficial com perfilometria 2D e modelo de efeitos mistos

No GRA 4.3 são mostrados os gráficos para os parâmetros selecionados para cada paciente. Em todos os gráficos aparece uma curva em negrito que considera o comportamento de todos os indivíduos ao longo do tempo, em média. Os gráficos mostram que há um comportamento similar entre os resultados dos parâmetros Ra e Rq. O valor foi de cerca de $0,3\mu\text{m}$ em média e com pequena variabilidade.

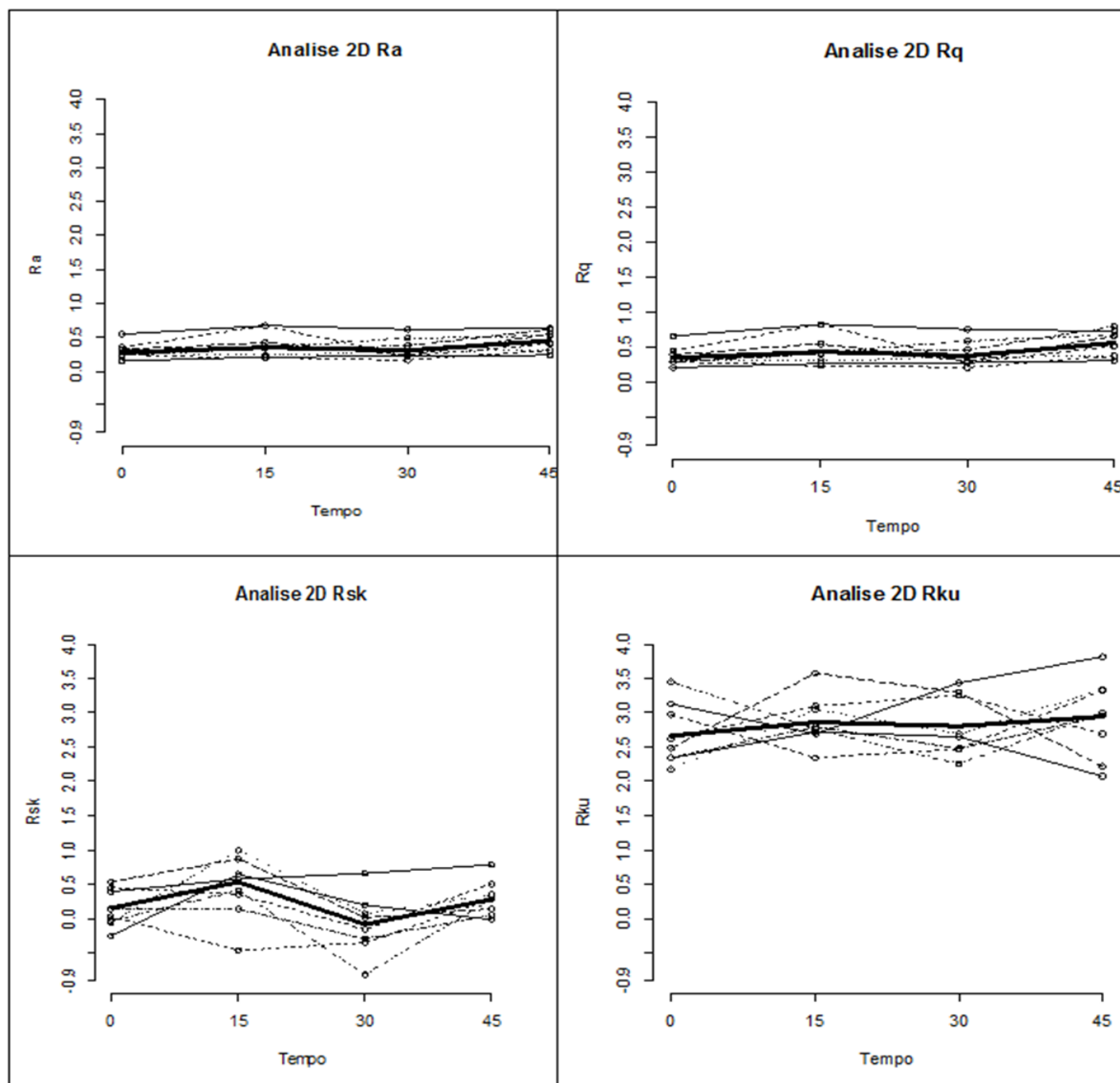


Gráfico 4.3: Parâmetros de rugosidade com relação ao tempo de avaliação para cada paciente.

O Rku e Rsk são, dentre os quatro parâmetros analisados, os que apresentam um comportamento oscilatório mais visível, principalmente o Rsk. O fato dos dois parâmetros, Ra, Rq terem variado muito pouco com o tempo e Rku ter tido um valor médio que pode ser considerado constante (linha em negrito

do gráfico) poderia sugerir que não houve desgaste ou o desgaste ocorrido foi imperceptível para o tempo de análise. Essa hipótese, no entanto, deve ser rejeitada uma vez que o parâmetro R_{sk} mostrou variação, indicando a presença de algum mecanismo atuante afetando a simetria da distribuição de alturas da topografia. Outra suposição levantada é a de que, mesmo que o desgaste ocorra, após a perda de material a nova superfície mantém suas características topográficas. De fato, os valores de R_{sk} e R_{ku} sugerem que, embora o desgaste transitoriamente modifique a superfície, a mesma mantém a sua característica isotrópica: distribuição simétrica e aproximadamente normal de asperezas (valores médios de curtose próximos a 3 e assimetria próximos a 0, como descrito em TAYEBI e POLYCARPOU, 2004 e BASTOS *et al* 2013)

De forma similar ao realizado no estudo 3D, foi explorada a associação dos valores de R_{sk} e R_{ku} para inferir informações sobre as mudanças superficiais. Uma possível interpretação seria que assimetria e curtose podem ter variações oscilatórias tendendo a uma taxa constante durante um longo período de tempo. Esse caráter oscilatório é descrito também por LAVIGNE *et al* (2001) que afirma que indivíduos podem apresentar situações de nenhuma atividade de desgaste seguida de uma intensa atividade e vice versa.

Na programa “R” foram ajustados os modelos de efeitos mistos para cada parâmetros. A saída desse programa encontra-se detalhada no Anexo E. Os p-valores para o tempo e intercepto (valor correspondente à primeira medida estudada) calculados são apresentados na TAB. 4.3. Com base na aceitação ou rejeição dos p valores é contruída a equação geral para cada parâmetro também apresentada na TAB. 4.3. O fato de que para R_a e R_q ter sido ajustado um modelo de efeitos mistos aleatórios, indica que estes parâmetros são dependentes somente do tempo atual da medição (t). Os valores de R_{ku} também se ajustaram a um modelo de efeitos mistos aleatórios porém como o p valor do tempo não foi significativo, ele foi considerado um modelo constante. Os valores de R_{sk} se ajustaram a um modelo autoregressivo de ordem 1. Isso indica que, para os valores das medidas de R_{sk} são dependentes do tempo imediatamente anterior ao tempo da medida atual ($t-1$) o que significa que o que passou na medida anterior importa para o valor encontrado na medida no momento t . Ou seja, apesar de serem dados longitudinais, nem todos os parâmetros apresentaram uma correlação com tempos anteriores.

As equações gerais foram obtidas através da aceitação ou rejeição dos p valores de intercepto e tempo (Anexo E) juntamente com o ajuste do modelo e permitem inferir valores médios dos parâmetros

no intervalo de tempo de 0 a 45 dias para essa população. Por exemplo, se deseja saber o valor médio de Ra para o tempo de 20 dias pode-se substituir o valor de t na equação $Ra = 0,3018 + 0,0026(t)$ e obtém-se o valor de 0,3538. Isso é útil para prever o comportamento da superfície dentro do intervalo de tempo estudado.

TAB 4.3: Resultados gerais para um ajuste modelo de efeitos mistos por REML

Parâmetro	Modelo	Intercepto (P-valor)	Tempo (P-valor)	Equação Geral
Ra	Modelo de efeitos mistos (intercepto e inclinação aleatórios)	0,0000	0,0298	$Ra = 0,3018 + 0,0026(t)$
Rq	Modelo de efeitos mistos (intercepto e inclinação aleatórios)	0,0000	0,0402	$Rq = 0,3732 + 0,0033(t)$
Rsk	Modelo autoregressivo de ordem 1.	0,0506	0,5054	$Rsk = 0,2436 - 0,2825(t-1)^*$
Rku	Modelo constante (somente intercepto significativo e fixo)	0,0000	0,3772	$Rku = 2,7302$

*Parâmetro de tempo para Rsk: ajuste do modelo que considera o tempo anterior ao tempo da medida atual (t-1), pois o parâmetro de tempo atual não foi significativo.

Os resíduos representam o quanto “sobrou” após o modelo ser ajustado, isto é, a diferença entre o valor ajustado e o valor observado. A análise de resíduos é útil para verificar se os erros são centrados no zero. A análise dos gráficos de resíduos para cada parâmetro (GRA 4.4) mostra um comportamento linear dentro do limite de aceitação (-2 a 2) do erro estimado. Isto reforça os resultados encontrados.

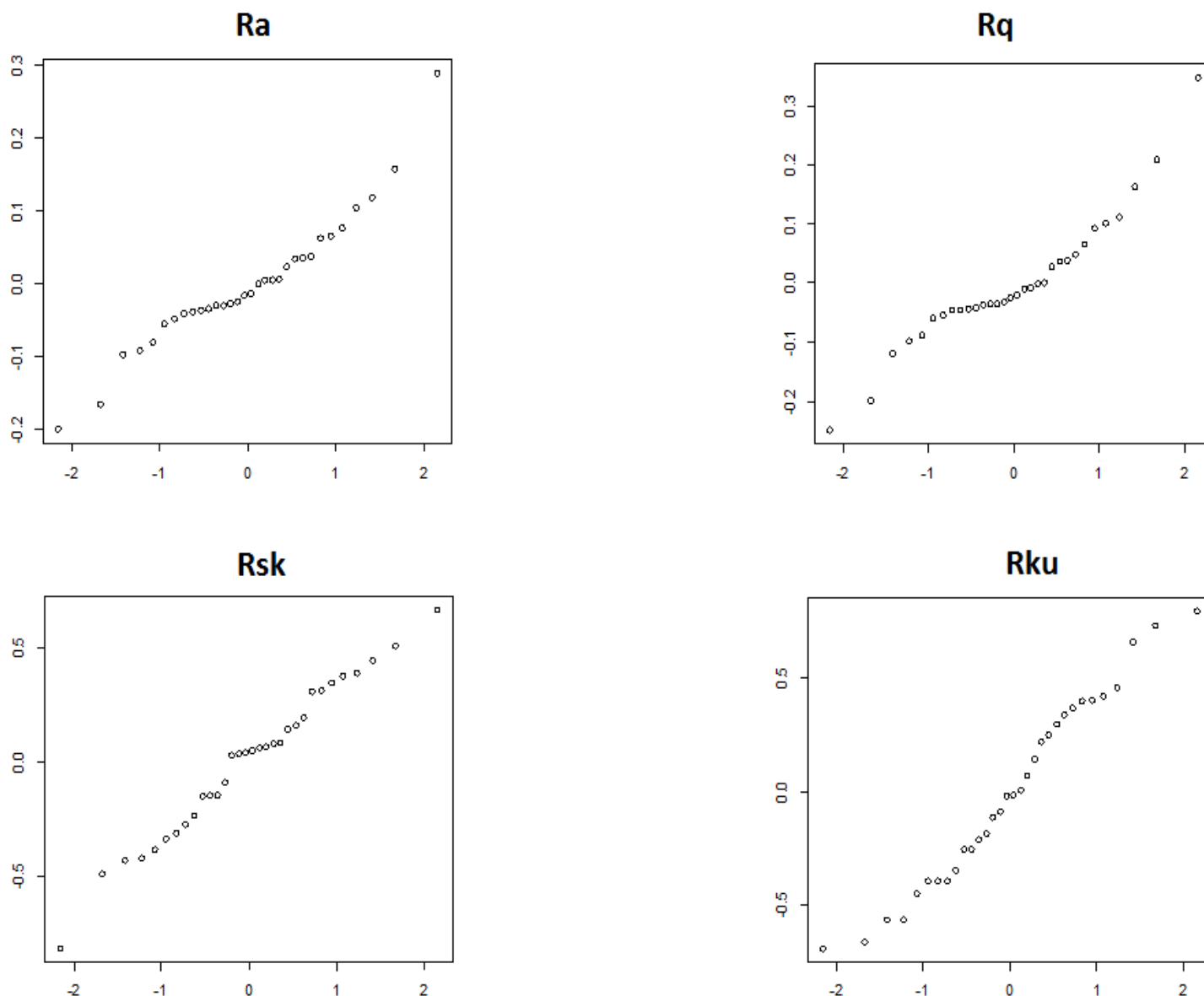


Gráfico 4.4: Gráficos de resíduos. As linhas verticais se estendem $\pm 1,96$ desvios padrão em cada direção.

O valor do pH médio para todos os pacientes foi de $7,0 (\pm 0,23)$, o que mostra que as condições de pH para esta população no período estudado foi estável. A perfilometria 2D também foi útil para identificar os indicadores de desgaste dentário e é uma técnica economicamente viável e bem estabelecida, por isso tem maior potencial de aplicação clínica quando comparada aos valores de mercado para um equipamento 3D. A análise de modelos de efeitos mistos tem fundamentos em uma estatística

aprofundada e forneceu ferramentas para o estudo da evolução com o tempo do desgaste no esmalte. Um período de tempo de 45 dias foi suficiente para detectar alterações da superfície, quando foram explorados os parâmetros apropriados. Por outro lado, um período mais longo de avaliação, com a mesma periodicidade poderia determinar se o fenômeno de desgaste se estabiliza em acordo com o proposto por LAMBRECHTS et al (1989) ou se progride lentamente apresentando surtos de atividade com o tempo como defendido por BARTTLET et al (2010). Contudo, um período maior de tempo poderia interferir no processo de tratamento do paciente caso se mostre necessária uma intervenção clínica.

4.3 Trabalho 3: Modelos geométricos e *scanner* intra oral

O GRA. 4.5 mostra a estimativa de desgaste em mm^3 e o seu desvio padrão (SD), é apresentado juntamente com os resultados para cada dente. Foi possível detectar a perda da estrutura dentária através dos modelos gerados via *scanner* de forma visual tal como apresentado na FIG. 4.10 onde foram tomadas fotografias diretamente da tela do *scanner* durante varredura com amostra desgastada pelo ácido.

O desgaste simulado foi identificado como uma área semelhante a um cone localizado na ponta da cúspide mais externa com relação à placa de microscopia e inicia-se de forma muito sutil. Seu tamanho e perspectiva aumentam progressivamente com o aumento do tempo de exposição ao ácido. O modelo de dente correspondente ao modelo de número “1” na FIG. 3.8 e a FIG. 4.1 representam os modelos de desgaste gerados para o menor tempo de ataque ácido empregado (um minuto de exposição).

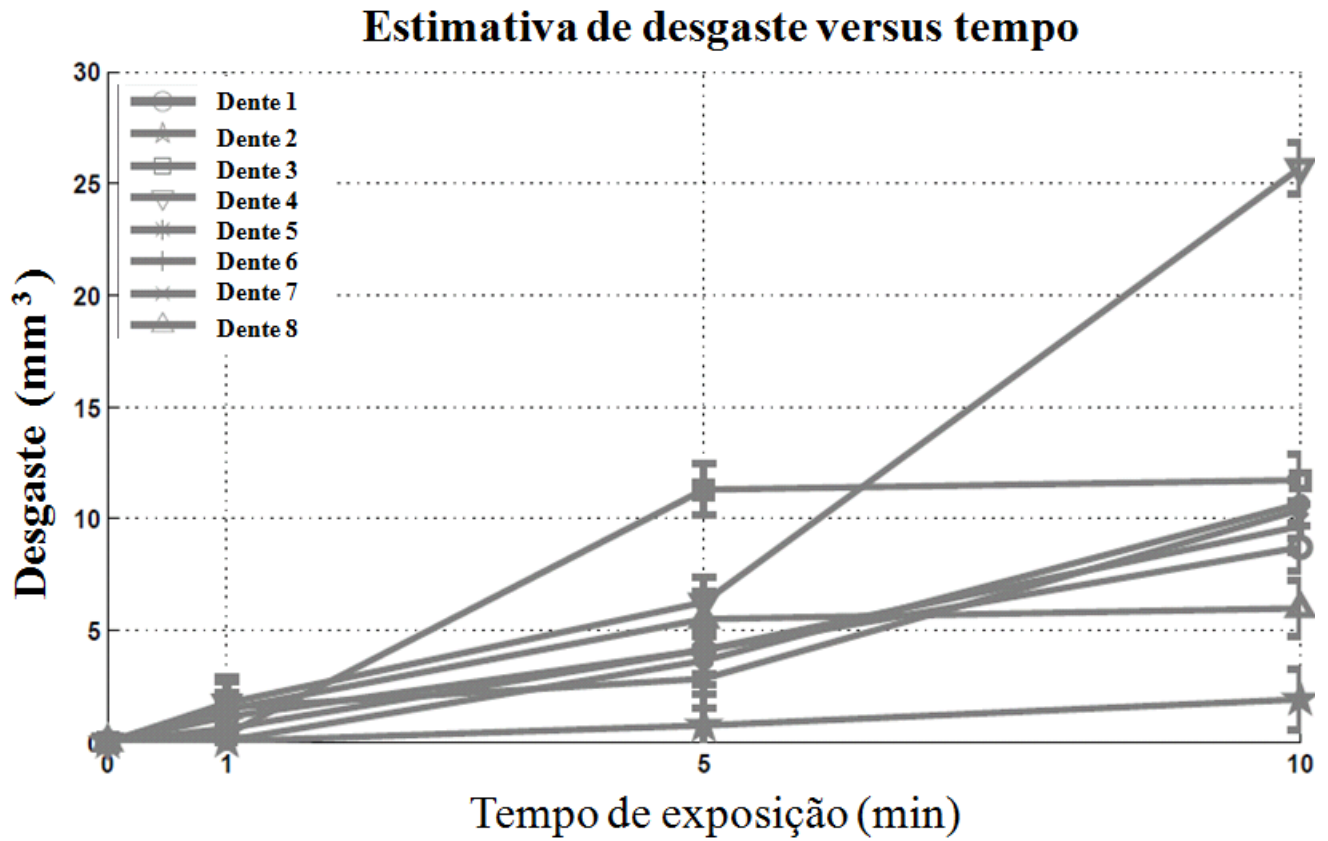


Gráfico 4.5: Estimativa de volume desgaste ao longo do tempo de exposição: O gráfico destaca a relação direta de variáveis.

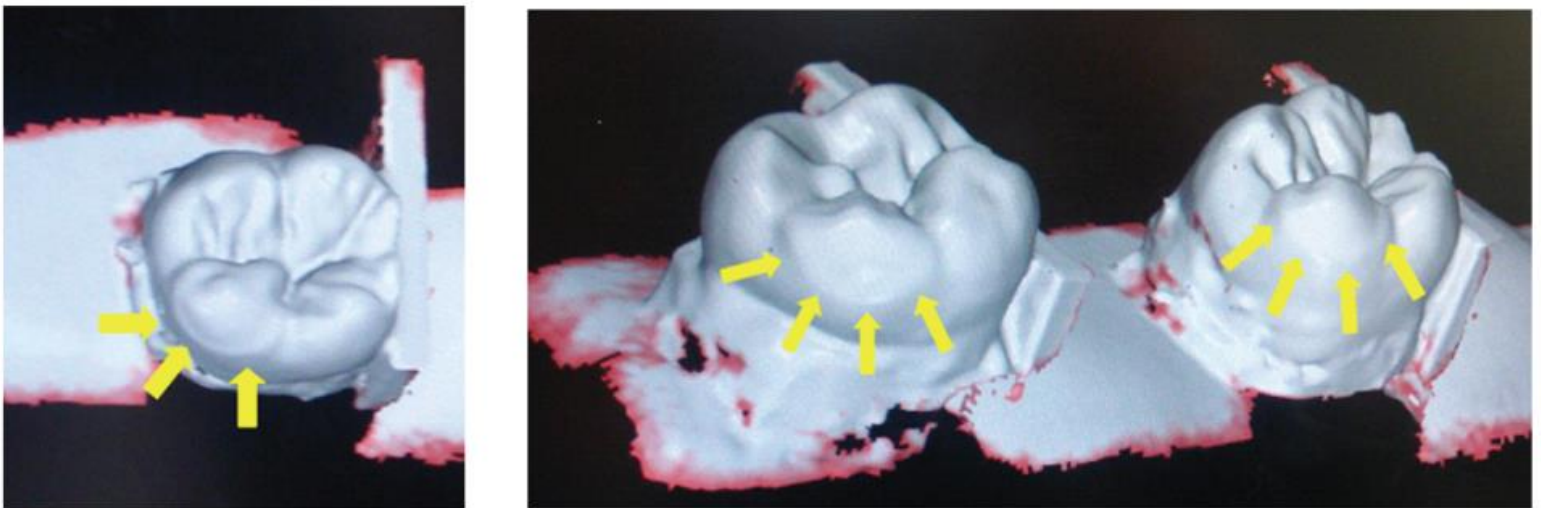


Figura 4.1: Digitalização após um minuto de corrosão. Imagem da tela do scanner. À esquerda, vista oclusal; à direita, vista lateral. Setas indicam as áreas desgastadas visíveis nos modelos gerados.

A perda de volume entre o modelo inicial, sem simulação de desgaste, e um minuto após a corrosão foi estimada pelo cálculo da diferença entre os modelos após o registo com o algoritmo ICP. O mesmo processo foi utilizado para a estimativa do volume após 5 e 10 minutos de simulação do desgaste. Inicialmente, a diferença foi determinada em número de *pixels* e depois transformada em escala métrica. Esta conversão foi dada por um objeto de dimensão conhecida que também foi escaneado em conjunto com os dentes. Neste estudo, o objeto que auxiliou nessa transformação foi a placa de microscopia de 1,5 milímetros de espessura que fixou todos os dentes no processo de varredura, tal como descrito na secção 2.1. As dimensões da placa foram medidas com um paquímetro calibrado. Para uma aplicação clínica deve-se pensar em pontos fiduciais em boca para auxiliar nesse sistema de referências, indicando-se que sejam múltiplos pontos como, por exemplo, a junção amelo-cementária, restaurações e outros pontos anatômicos do dente. Outra opção para uma aplicação clínica seria inserir um objeto de dimensões reduzidas (compatíveis com a área a ser estudada) e conhecidas para calibrar essas medidas. Em SCHLUETER *et al*, 2005, os autores validaram um método para marcação de dentes a serem escaneados com uma microestrutura metálica em forma de estrela que é também resistente à corrosão ácida. Uma adaptação deste método poderia ser aplicada futuramente. No GRA. 4.6 os boxplots revelam um aumento da perda de volume proporcional com o tempo de exposição ácida. Observando cada *box*, os dados indicam que a variabilidade de perda volumétrica com relação à exposição ácida para o tempo de um minuto é a menor dentre os oito dentes.

O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para verificar se há diferença estatística entre os valores das médias de perda volumétrica para os três períodos de exposição: 0,88 mm³ (1 min), 4,12 (5 min) e 9,19 mm³ (10 min). Os valores de *p* de 0,000 mostram que há uma diferença significativa para os três períodos de exposição. O teste de Kruskal-Wallis, no entanto, não identifica onde ocorrem as diferenças ou quais diferenças realmente ocorreram. Para esse fim, o teste de Mann-Whitney foi utilizado para comparar separadamente 1 e 5 min, 1 e 10 min, 5 e 10 min. Os valores-*p* estimados foram 0,0039; 0,0009; 0,052, respectivamente. Foi possível verificar que existe uma diferença significativa da mediana entre 1 e 5, bem como entre 1 e 10 min.

Uma análise de concordância foi realizada com programa Minitab (v16 Minitab, Inc., EUA) e os valores dos índices kappa e Kendall para a avaliação visual dos modelos geométricos pelos dois

examinadores são mostrados na TAB. 4.4. Os valores foram considerados significativos (p -valor variou 0,0000-0,0001) e aceitáveis para um intervalo de confiança (IC) de 95%. Valores de Kappa para análise de concordância entre os examinadores e para cada examinador em relação aos valores considerados padrão variaram de 0,83 a 1. Estes valores indicam uma boa concordância na avaliação de desgaste dentário utilizando modelos 3D gerados via *scanner* intra oral.

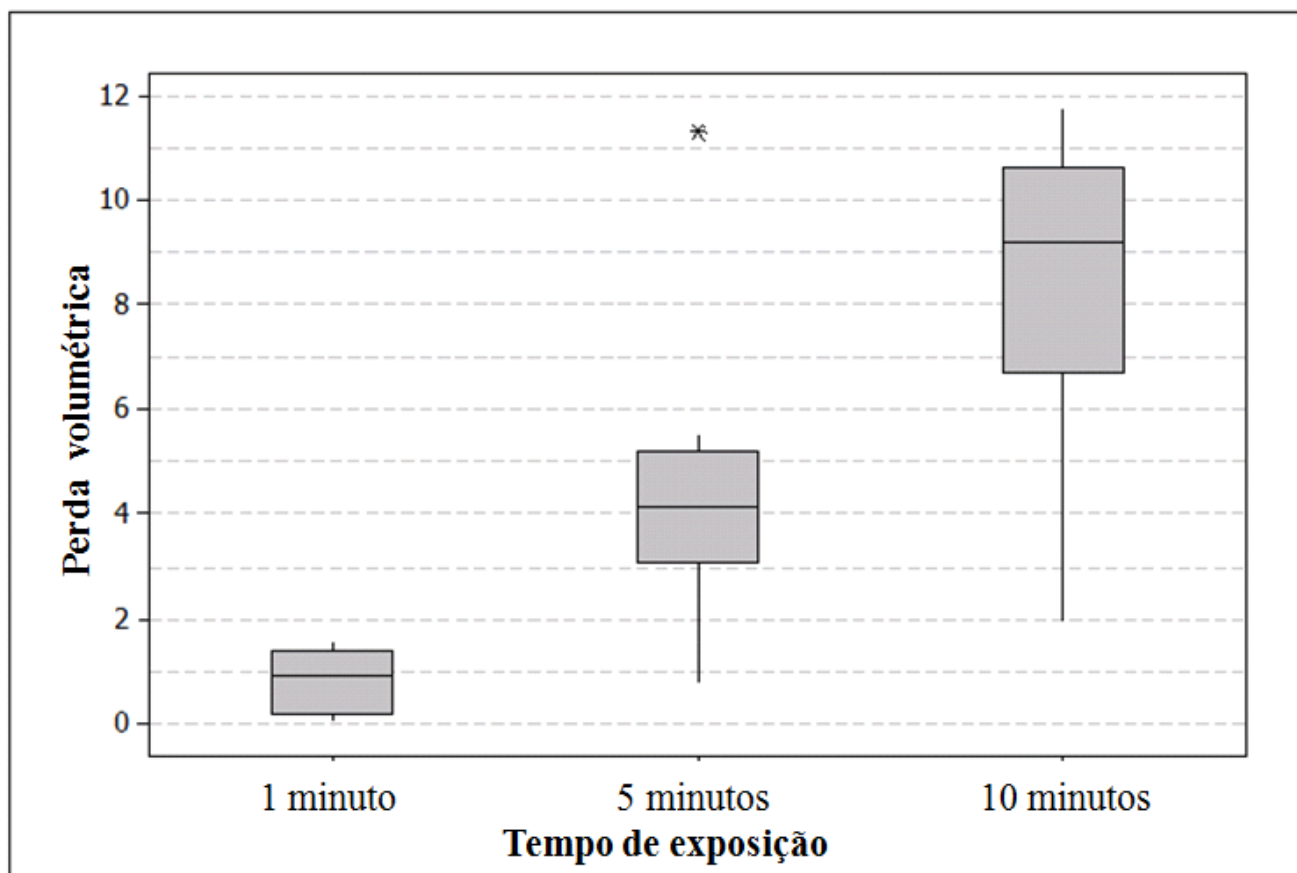


Gráfico 4.6: Boxplot da simulação desgaste. Perda (mm^3) de volume em função do tempo de exposição ao ácido fosfórico 37%.

TAB 4.4
Análise de concordância intra e inter examinadores

	Kappa	Kendall
Intra Examinador		
Examinador A	1,00	1,00
Examinador B	0,83	0,98
Cada Examinador VS Padrão		
Examinador A	1,00	1,00
Examinador B	0,92	0,96
Entre Examinadores	0,92	0,98
Todos Examinadores VS Padrão	0,96	0,98

Para 95% IC

Embora os estudos de desgaste dental apresentem alta qualidade, métodos padronizados e calibrados, muitos desses procedimentos não são adequados para a aplicação clínica (FIELD *et al*, 2010), não são fáceis de manusear ou ainda requerem medidas indiretas com modelos de gesso, bem como a avaliação subjetiva de desgaste pelo examinador (HAKETA *et al*, 2004).

Sistemas como *scanners* orais, devido às suas características, tendem a ser cada vez mais presentes na rotina clínica. Espera-se que os *scanners* digitais se tornem padrão na odontologia (DAVIDOWITZ, 2011). Diferentemente de outros estudos como o de HAKETA *et al*, 2004; CUPERUS *et al*, 2012; VAN SPIJKER *et al*, 2012, o método proposto é automatizado, ou seja as respostas (estimativas) são calculadas sem o viés de uma avaliação subjetiva e dispensa moldagem e marcação das amostras.

O método se difere também dos estudos de SCHIMID-SCHWAP *et al*, (2009) e STOBER *et al*, 2014 por estudar dentes humanos e também por dispensar a etapa de moldagem e ser automático no presente estudo.

Os resultados indicam que a perda volumétrica de estrutura dental (esmalte) aumentou com o aumento do tempo de exposição, em acordo com o observado por outros autores (HERMSEN *et al*, 1993; PALANIAPPAN *et al*, 2011; SILVERSTONE *et al*, 1975; RIPA *et al*, 1966). Comparando os valores médios

dos pares M_i^0 e M_i^1 ; M_i^0 e M_i^5 ; M_i^0 e M_i^{10} ; M_i^1 e M_i^5 ; M_i^1 e M_i^{10} ; M_i^5 e M_i^{10} ; os resultados mostraram que houve diferença significativa para perdas volumétricas entre M_i^0 e M_i^1 ; M_i^0 e M_i^5 ; M_i^0 e M_i^{10} ; M_i^1 e M_i^5 ; M_i^1 e M_i^{10} a um intervalo de confiança de 95%.

Apesar do fato de que houve um aumento na perda de esmalte para todos os dentes desgastados, para M_i^5 e M_i^{10} , os valores de perda média de esmalte foram estatisticamente semelhantes, indicando que este aumento foi baixo. Na análise visual dos examinadores os únicos pontos onde houve desacordo entre classificação dada e a padrão (mas sem afetar a elevada concordância encontrada) foi para a situação dos modelos M_i^5 e M_i^{10} . Isso está de acordo com alguns autores que relataram uma relação entre tempo e perda de esmalte para condicionamento com ácido fosfórico a 37% (HERMSEN, 1993). Em seu estudo, a perda de esmalte também aumentou a uma taxa mais lenta após 1 minuto. Eles atribuíram seus resultados para a camada de *smear layer* criada pelo ataque, expondo assim o esmalte subjacente. O esmalte subjacente é também citado por SILVERSTONE *et al.* (1975), que afirmou que, após 1 minuto de corrosão, existe uma remoção de uma parcela maior de camada de esmalte aprismático (SILVERSTONE, 1975).

A análise de concordância inter e intra-examinador para avaliação visual apóia o estudo numérico desenvolvido por revelar a confiabilidade do método, inclusive para um desgaste sutil de um minuto.

A possibilidade de ter um método de quantificação automatizado disponível para os profissionais aumenta a confiabilidade do diagnóstico e tratamento dos pacientes. Conforme estudado por AL-OMIRI *et al.* (2013), com a queda dos preços dos *scanners* e o número crescente de serviços de digitalização, um número crescente de estudos clínicos possivelmente poderá usar esta tecnologia no futuro. Métodos subjetivos, tais como índices de desgaste cobrem uma escala macroscópica e exigem um profissional bem calibrado.

Outra consideração é que, embora o erro estimado do sistema seja da mesma ordem que o desgaste inicial em 1 minuto, outros fatores como a inspeção visual e os testes estatísticos evidenciam que o *scanner* é capaz de detectar mudanças na geometria que são relacionadas a uma perda volumétrica de desgaste em todos os tempos de exposição testados, o qual estimula a continuidade do estudo. Por esta razão, uma vez que uma metodologia que permite a comparação das medidas ao longo do tempo seja estabelecida, uma aplicação deste método para este tipo de equipamento poderia ser estendida a outros ramos da odontologia aumentando o seu potencial de utilização como, por exemplo, em

reabilitação oral, ortodontia e onde quer que seja relevante comparar dados ou informações de desgaste ao longo do tempo. Trabalhos futuros que envolvem a aplicação da mesma metodologia para os ensaios *in vivo* são imperativos para avaliar o método diretamente em pacientes em uma base regular com análise de dados fornecida automaticamente. Adicionalmente, através do estudo dos dados adquiridos em micro escala, uma compreensão mais profunda dos mecanismos envolvidos no desgaste dos dentes pode ser estendida para melhorar a compreensão deste fenômeno e seus efeitos deletérios nas estruturas dentais.

4.4. Sumário dos resultados e discussão

Embora os estudos de desgaste dentário apresentem alta qualidade, métodos padronizados e calibrados, esses procedimentos, no geral, não são adequados para a aplicação clínica (FIELD, 2010) ou não são fáceis de manusear ou requerem medidas indiretas com modelos de gesso, bem como a avaliação subjetiva de desgaste pelo examinador (HAKETA *et al* , 2004). Índices de desgaste cobrem apenas uma escala macroscópica. Por isso, buscou-se mostrar as possibilidades de ferramentas provedoras de dados quantitativos, com o intuito de auxiliar ao profissional de odontologia para que ele possa ter informações em escala submilimétrica para tratar ou acompanhar este problema frequente no seu cotidiano clínico, bem como propor ferramentas que permitam compreender os mecanismos de desgaste.

Explorando a perfilometria 3D, os resultados mostraram que há uma diferença entre dentes desgastados e sem desgaste; que Ra e Rq são parâmetros que contribuem menos na análise de uma superfície e que assimetria e curtose são mais úteis nesse propósito.

Para os testes realizados usando perfilometria 2D, que é economicamente muito mais acessível, também teve como saída os parâmetros Ra, Rq, Rsk, Rku. Assim, seu potencial de aplicação clínica é maior que a perfilometria 3D, no momento. Apesar de serem métodos diferentes, em ambas as técnicas os valores de assimetria para os voluntários com desgaste ficaram próximos a 0. Os valores de curtose para dentes extraídos (com e sem desgaste), para perfilometria 2D tiveram valores próximos de 3, o que indica que o desgaste modifica a superfície mas sem perder as características de uma distribuição gaussiana das asperezas. Em BASTOS *et al* (2013) um trabalho numérico também considerou essa relação para dados perfilométricos usando o mesmo valor de filtro de rugosidade.

Outro resultado importante foi que, para perfilometria 2D, os valores de curtose foram mais próximos a 3 do que para o grupo 3D. Apesar de serem equipamentos distintos, uma questão levantada para trabalhos futuros seria verificar se o fator idade (menor no caso da amostra 2D) colabora neste resultado. De acordo com SCHIMID-SCHWAP (2005) e HEINTZE *et al* (2013), este é um fator que pode influenciar o desgaste, uma vez que um adulto pode ter diversos efeitos cumulativos que podem resultar em um valor de curtose inicial mais elevado, como visto para alguns pacientes da amostra 3D.

O estudo também contemplou a análise de *scanners* digitais que vem crescendo em qualidade e uso nos últimos anos, com especial atenção aos *scanners* intra-orais. O método proposto calculou perdas volumétricas em escala milimétrica e mostrou-se uma ferramenta útil e com menos etapas para o clínico.

Todas as ferramentas geraram quantificações, a indicação de uso de uma técnica ou outra se dá pela demanda do profissional ou o propósito científico.

5. CONCLUSÕES

Métodos quantitativos para o problema de desgaste foram propostos e testados. Perfilômetro 3D, perfilômetro 2D e *scanner* intra-oral foram utilizados para tal propósito.

Os resultados da perfilometria 3D e 2D mostraram que desgaste do dente afeta a superfície sem alterar a sua característica de distribuição simétrica.

Nem todos os parâmetros estatísticos considerados no presente estudo foram eficazes para identificar o desgaste do dente. S_a e S_q foram inadequados para esta finalidade. Em contraste, ambos os parâmetros de assimetria e curtose foram capazes de identificar o desgaste dos dentes e podem ser úteis ao explicar os aspectos clínicos de pacientes e para identificar as superfícies. E isto pode ser útil para tentar esclarecer aspectos clínicos do desgaste.

A análise dos dados da perfilometria 2D indicaram correlação para os parâmetros de superfície medidos e o tempo de medição. Essa relação com o tempo para R_a , R_q se dá apenas para o momento atual. Para parâmetro R_{sk} , o que aconteceu no primeiro tempo anterior ($t-1$) é mais impactante para a medida de R_{sk} do que o que acontece no momento presente da avaliação. Para R_{ku} , o modelo que melhor se ajustou aos resultados foi considerado o mais simples de todas: um modelo constante com valor de 2,73. Uma equação geral para cada parâmetro foi obtida.

A assimetria e curtose podem ter variações oscilatórias, tendendo a uma taxa constante durante um longo período de tempo.

Embora o desgaste transitoriamente modifique a superfície, esta mantém a sua característica isotrópica: distribuição simétrica e aproximadamente normal de asperezas.

Com a utilização de perfilometria 2D, um período de tempo de 45 dias foi suficiente para detectar mudanças de superfície.

Um algoritmo de detecção de desgaste em modelos geométricos de dentes humanos foi aplicado e testado. Os resultados demonstraram ser possível detectar diretamente diferenças na superfície dos dentes, a nível milimétrico dispensando moldagens e marcações em modelos físicos.

Um método automatizado que fornece informação em micro e milímetros escalas ajuda a reduzir a subjetividade e permitir aos clínicos acessar o problema em um período de tempo relativamente curto.

Análise de correlação entre examinadores dos modelos geométricos gerados via *scanner* auxiliou os dados obtidos com o método proposto e mostra um bom acordo na avaliação de desgaste dentário, incluindo a situação submilimétrica.

De forma resumida, o presente estudo fornece evidências adicionais que as informações contidas em parâmetros superficiais devem ser verificadas nas análises de processos de desgaste dentário. Além disso, o *scanner* intra-oral apresenta-se como um equipamento em potencial para permitir uma comparação fiável de medidas ao longo do tempo.

Os objetivos de avaliar do comportamento da superfície de desgaste em dentes humanos bem como a proposta de uma metodologia para avaliar perdas volumétricas foram alcançados. A indicação de uso de uma técnica ou outra se dá pela demanda do profissional ou o propósito científico.

6. TRABALHOS FUTUROS

Trabalhos futuros deverão ser realizados no sentido de determinar o tempo ideal de acompanhamento de desgaste utilizando dados longitudinais de voluntários via modelo de efeitos mistos, propor um estudo comparativo entre perfilometria 3D versus 2D, exploração dos dados numéricos para alimentar modelos matemáticos de contato e realizar a verificação de metodologia de estimativa de desgaste via *scanner* intra oral para pacientes.

Complementar estudos 3D com 2D com metodologia adequada para dentes humanos testes dureza e EDS para caracterizar a amostra.

Realizar mais estudos para confirmar os achados deste trabalho.

Estudo com scanner odontológico para validar o método com um padrão ouro (EUA) e para pacientes.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABE, S.; YAMAGUCHI, T.; ROMPR, P.H.; GRANDMONT, P.; CHEN, Y.J.; Lavigne, G.J. Tooth wear in young subjects: a discriminator between sleep bruxers and controls? *Int J Prosthodont*, 22(4):342-350, 2009.

AL-OMIRI, M.K., HARB, R., ABU HAMMAD, O.A., LAMEY, P.J., LYNCH, E., CLIORD, T.J.. Quantification of tooth wear: conventional vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique. *J Dent* 38(7):560-568, 2010.

AL-OMIRI MK, AL-ZAREA B, SGHAIREEN M, LYNCH E. Quantification of incisal tooth wear in upper anterior teeth: Conventional Vs new method using toolmakers microscope and a three-dimensional measuring technique. *Journal of Dentistry* 2013; 41: 1214-1221

ANUSAVICE, K.J.; *Materiais de moldagem; Resinas Restauradoras e Propriedades Mecânicas dos Materiais*. In: Materiais Dentários. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; cap 04 (69-97); 09 (193-218) e 15 (375-417), 1998.

AZZOPARDI, A.; BARTLETT, D.W.; WATSON, T.F.; SHERRIFF, M. The measurement and prevention of erosion and abrasion. *Journal of Dentistry*, (29), 395-400, 2001.

BABA, K.; HAKETA, T.; CLARK, T.G; OHYAMA, T.. Does tooth wear status predict ongoing sleep bruxism in 30-year-old Japanese subjects? *Int J Prosthodont*, 17(1):39-44, 2004.

BADER, G.; LAVIGNE, G.; Sleep Bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder. Sleep Medicine Reviews. n 01, vol 04, p 27-43, 2000.

BALAKRISHNAMA, S., WENZEL, K., BERGERON, J., RUEST, C., REUSCH, B., KUGEL, G. Dimensional repeatability from the lava cos 3d intra-oral scanning system. *J Dent Res* 88 (Spec Iss A):2951, 2009 (www.dentalresearch.org).

BARDSLEY, P.F. The evolution of tooth wear indices. *Clin Oral Investig*; 12: 15–19, 2008.

BARTLETT, D.; GANSS, C.; LUSSI, A. Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs *Clin Oral Investig* (12) 65–68, 2008.

BASTOS, F.S.; Avaliação da Textura Superficial e Comportamento ao Desgaste ao Esmalte Dentário. 2004. 94p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

BASTOS, F.S.; Análise Numérica do Contato Oclusal, Atrito e Desgaste Dentário Humano. 2008. 162p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica). Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

BASTOS, F., LAS CASAS, E., OLLER, S.M.. Analytical and numerical analysis of human dental occlusal contact. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 16: 495-503, 2013.

BERKOVITZ, B.K.B; HOLLAND, G.R.; MOXHAM, B.J. Enamel In: Oral Anatomy, histology and embryology. 4 ed. Morby Elsevier, London UK. 2009. 105-122.

BESL, P.J., MCKAY, N.D.. A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*;14(2):239-256, 1992.

BEYNON, A. D. Replication technique for studying microstructure. *Scanning microsc.*(1), 663–669, 1954.

BOYDE,A.; Dependence of rate of physical erosion on orientation and density in mineralised tissues. Anat. Embryology ,n 170, p 57-62, 1970.

CARLSSON,G.E.; JOHANSSON,A.; LUNDQVIST, S. Occlusal Wear, a follow-up study on 18 subjects with extensively worn dentitions. Acta Odontol. Scand. v 43, p 83-90, 1985.

CIGNONI, P., MONTANI, C., SCOPIGNO, R.. A comparison of mesh simplification algorithms. *Comput Graph*, 22(1):37-54, 1998.

CHARANTOLA, M.R., MONDELLI, R.F., OLIVEIRA, G.U., FRANCO, E.B., BASEGGIO, W. WANG, L.. Minimal alterations on the enamel surface by micro-abrasion: in vitro roughness and wear assessments. *J. Appl. Oral Sci.* (21), 112-117, 2013.

CRAWLEY, M. J. *The R Book* . John Wiley & Sons, Ltd., 2007.

CUPERUS, A.M.R., HARMS, M.C., RANGEL, F.A., BRONKHORST, E.M., SCHOLS, J.G.J.H., BREUNING, K.H.. Dental models made with an intraoral scanner: Avalidation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ; 142(3):308-313, 2012.

DAVIES,S.J.; GRAY,R.J.M.; QUALTROUGH,A.J.E.; Management of Tooth Surface Loss. British Dental Journal. n 01, vol 192, jan 2002.

DAVIDOWITZ, G., KOTICK, P.G.. The use of cad/cam in dentistry. *Dent Clin North Am*;55(3):559-70, 2011 ix. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>. doi:10.1016/j.cden.2011.02.011.

DAWSON,P.E.; Patologia Oclusal. In: *Oclusão Funcional: da ATM ao desenho do sorriso*. Editora Santos, cap 03, p 18-26. 2008.

DELONG, R.; PINTADO, M. R.; DOUGLAS, W. H. Evaluation of impression methods using quantitative surface analysis. *Journal of Dental Research*, (73), 409, 1994.

DIXON, B.; SHARIF, M.O.; AHMED, F.; SMITH, A.B.; SEYMOUR, D.; BRUNTON, P.A. Evaluation of the basic erosive wear examination (BEWE) for use in general dental practice. *British Dental Journal* 213, 2012 Published online: 10 August 2012 | doi:10.1038/sj.bdj.2012.670.

FIELD, J.; WATERHOUSE, P.; GERMAN, M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent*, 38(3):182-190, Mar 2010.

FIGÚN, M.E.; GARINO, R.R. Anatomia Odontológica funcional e aplicada. 3 ed. Medicina Panamericana Editora do Brasil Ltda. São Paulo, SP, 1994, 667p.

FITZMAURICE, G. M.; LAIRD, N. M.; WARE, J. H. *Applied Longitudinal Analysis*. John Wiley & Sons, Inc. 2004.

GOULET, J.P.; CLARK, G.T.; FLACK, V.F.; Reproducibility of examiner performance for muscle and joint palpation in the temporomandibular system following training and calibration. Community Dent Oral Epidemiol. v 21, p 72-77, 1993.

GUIDONI, G.; SWAIN, M.; JGER, M. Nano-scale sliding contact deformation behaviour of enamel under wet and dry conditions. *J Mater Sci Mater Med*, 21(4):1195-1203, 2010.

GRAUER, D.; PROFFIT, W.R. Accuracy in tooth positioning with a fully customized lingual orthodontic appliance *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, (140), 433-443, 2011.

HABELITZ, S.; MARSHALL, S.J.; MARSHALL JR, G.W.; BALOOCH, M.; Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. Archives of Oral Biology, 46, p 173-183, 2001.

HAKETA, T.; BABA, K.; AKISHIGE, S.; FUEKI, K.; KINO, K.; OHYAMA, T.; Accuracy and precision of a system for assessing severity of tooth wear. Inter. Journal of Prosthodontics. v 17, p 581-584, 2004.

HE, L.H.; VAN VUUREN, L.; PLANITZ, N.; SWAIN, M.V. A micro-mechanical evaluation of the effects of die hardener on die stone. *Dent Mater J*, 29(4):433-437, Aug 2010.

HEINTZE, S.D.; ZELLWEGER, G.; SBICEGO, S.; ROUSSON, V.; MUÑOZ-VIVEROS, C.; STOBBER, T. Wear of two denture teeth materials in vivo—2-year results Original Research Article *Dental Materials*, (29), e191-e204, 2013.

HERMSEN, R.J., VRIJHOEF, M.M.. Loss of enamel due to etching with phosphoric or maleic acid. *Dent Mater J*;9(5):332-336, 1993.

HIRSCH, C.; JOHN, M.T.; LOBEZZO, F.; SETZ, J.M.; SCHALLER, H.G.; Incisal tooth wear and self-reported TMD pain in children and adolescents. Int. Journal of Prosthodont. v 17, p 205-210, 2004.

HUTCHINGS, I. M. *Tribology - Friction and Wear of Engineering Materials*. London: Edward Arnold, 1992.

BELS, P.J. A method for registration of 3-D shapes. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., 14(2):239-256, 1992.

JOHANSSON,A; HARALDSON,T.; OMAR,R.; KILIARIDIS,S.; CARLSSON,G.E.; A system for assessing the severity and progression of occlusal tooth wear. Journal Oral Rehabil. v 2, 125-131, 1993.

JOHNSON, A.E., HEBERT, M.. Using spin images for efficient object recognition in cluttered 3d scenes. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell ;21(5):433-449, 1999.

JOHANSSON, A.; JOHANSSON,A-K.; OMAR, R.; CARLSSON, G.E. Rehabilitation of the worn dentition. J Oral Rehabil, 35(7):548-566, Jul 2008.

JOHANSSON, A., OMAR, R., CARLSSON, G.E.. Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. J Prosthodont Res; 55(3):127-136, 2011.

KIM H.K., MOON,S.H.; LEE, S.J.; SEOK Y. Park Three-dimensional biometric study of palatine rugae in children with a mixed-model analysis: A 9-year longitudinal study American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Vol 141, 590-597, 2012.

KOYANO,K.; TSUKIYAMA,Y.; ICHIKI,R.; KUWATA,T.; Review Article: Assessment of Bruxism in the clinic. Journal of Oral Reahabilitation. 35, p 495-508. 2008.

KROGSTAD,O.; DAHL,B.L.; Dentofacial morphology in patients with advanced attrition. Eur Journal Orthod. p 57-62, 1985.

LAMBRECHTS,P.; Quantative *in vivo* wear of human enamel. Journal of Dental Reasearch, v 68, p 1752-1754, 1989.

LAVELLE,C.L.B.; Analysis of attrition in adult molars. Journal of Dent. Reasearch, n 49, p 822-828, 1970.

LAS CASAS, E.; BASTOS, F.; GODOY, G.; BUONO, V. Enamel wear and surface roughness characterization using 3d profilometry. Tribol Int, 41:1232-1236, 2008.

LAVIGNE,G.J.; ROMPRÉ,P.H.; MONTPLAISIR,J.Y.; Sleep Bruxism: Validity of Clinical Research Diagnostic Criteria in a Controlled Polysomnographic Study. Journal of Dent Res.75, p546-552. 1996.

LAVIGNE,G.J.; GOULET,J.P.; ZUCONNI,M.; MORISSON,F.; LOBEZZO,F.; Sleep Disorders and The Dental Patient. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology.n 03, v 88,p 257-272, 1999.

LAVIGNE, G.J.; GUITARD, F.; ROMPRÉ, P.H.; MONTPLAISIR, J.Y.J. Variability in sleep bruxism activity over time. Sleep Res. v10, p 237-44, 2001.

LAVIGNE, G; KATO, T. Usual and unusual orofacial motor activities associated with tooth wear. Int J Prosthodont, 16, 89-90, 2003.

LAVIGNE,G.J.; MANZINI,C.; KATO,T.; Sleep Bruxism. In: KRYGER,M.H.; ROTH,T.; DEMENT,W.C.; In: Principles and Praticce od Sleep Medicine. 4°ed. Philadelphia:Elsevier Saunders, p 946-959. 2005.

- LAVIGNE,G.J.; KHOURY, S.; ABE,S.; YAMAGUCHI,T.; RAPHAEL,K.; Review Article: Bruxism Physiology and Patology: an overview for clinicians. Journal of Oral Rehabilitation. 35, p 476-494. 2008.
- LEE, I. K; DELONG R.; PINTADO M.R.; MALIK, R. Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. Operative Dentistry 20, 246–252, 1995.
- LEE, A., HE, L.H., LYONS, K., SWAIN, M.V. Tooth wear and wear investigations in dentistry. J Oral Rehabil; 39(3):217-225, 2012.
- LEVITCH, L.; BADER, J.; SHUGARS, D.; HEYMANN, H.; Non carious cervical lesions. Journal Dent, v 22, 195-207, 1994.
- LOBEZOO,F.; LAVIGNE,G.J.; TANGUAY,R.; MONTPLAISIR, J.Y.; The effect of catecholamine precursor L-dopa on sleep-bruxism: a controlled clinical trial. Mov.Disord. v 12, p 773-78, 1997.
- LOBEZOO,F.; NAEIJE,M.; Review: Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. Journal of Oral Rehabilitation. 28, p 1085-1091. 2001.
- LOBEZOO,F.; ZAAG,J.V.D.; NAEIJE, M.; Bruxism: its multiples causes and its effects on dental implants -an updated review. Journal of Oral Rehabilitation. 33, p 293-300. 2006.
- LOBEZOO,F.; ZAAG,J.V.D.; VAN SELMS,M.K.A.; HAMBURGUER,H.L.; NAEIJE, M.; Principles for the management of bruxism. Journal of Oral Rehabilitation. 35, p 509-523. 2008.
- LOBBEZOO, F.; HAMBURGER,H.L.; Etiology of Bruxism. In: PAESANI, D A. Bruxism.Theory and practice. London: Quintessence; 53-65, 2010.
- LOGOZZO, S.; FRANCESCHINI, G., KILPELÄ, A.; CAPONI M; GOVERNI L.; BLOIS L.. A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. Internet. J. Med. Technol. Vol 5, 5, 2011;
- LOGOZZO, S.; ZANETTI E.M.; FRANCESCHINI, G., KILPELÄ, A.; MÄKYNEN A. Recent advances in dental optics – PartI: 3D intra oral scanners for restorative dentistry. Optics and Lasers in Engineering 54(2014)203–221 <http://dx.doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>.
- LOWE,D.; Object Recognition From Local Scale-Invariant Features. International Conference on Computer Vision, p 1150-1157, 1999.
- LOWE,D.; Distinctive Image Features From Scale-Invariant Keypoints. International Journal of Computer Vision, v 60, p 91-110, 2004.
- MACHADO, A.M; GIAMPAOLO, E.T; VERGANII, C.E; SOUZA. J.F.; JORGE, J.H. Changes in roughness of denture base and relined materials by chemical disinfection or microwave irradiation: Surface roughness of denture base and relined materials. J. Appl. Oral Sci. (19), 521-528, 2011.

MAIR, L. H.; STOLARSKI, T. A.; VOWLES, R.W.; LLOYD, C.H. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. report of a workshop. *J Dent*, 24(1-2):141-148, 1996.

MAJOR,M.; ROMPRÉ,P.H.; GUITARD,F.; TENBOKUM,L.; O'CONNOR,K.; NIELSEN, T; LAVIGNE, G.J.; A controlled day time challenge of motorperformance and vigilance in sleep bruxers. *Journal of Dental Research*, v 78, p 1754, 1999.

MANFREDINI, D., LOBBEZOO, F. Role of psychosocial factors in the etiology of bruxism. *J Orofac Pain*; 23(2):153-166, 2009.

MENAPACE,S.E.; RINCHUSE,D.J.; ZULLO,T.; PIERCE,C.J.; SHNORHOKIAN,H.; The dentalfacial morphology of bruxers versus non-bruxers. *The Angle Orthodontist* v 64, 1994.

MEIRELES, A.B. Métodos para acompanhamento do desgaste dentário no bruxismo. 2009. 85p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica). Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

MEIRELES, A B ; CORNACCHIA, T.P.M. ; GODOY, G C D ; MARQUES, F.S. ; DREWS JUNIOR, P.L.J. ; ALVES NETO, A ; CAMPOS, M.M. . Methods for assessing dental wear in bruxism. In: R.M. NATAL JORGE; SÓNIA M. SANTOS; JOÃO MANUEL R.S. TAVARES; REIS CAMPOS; MÁRIO A.P. VAZ. (Org.). *Biodental Engineering*. 1ed. Leiden: CRC Press, 2010, p. 59-63.

MEIRELES, A B ; CORNACCHIA, T.P.M. ; MARQUES, F.S. ; DREWS JUNIOR, P.L.J. ; ALVES NETO, A ; CAMPOS, M.M. Computer Vision Algorithm for Detecting Wear in Teeth. In: 17th International Conference on Systems, Signals and Image Processing (IWSSIP 2010), 2010, Rio der Janeiro. 17th International Conference on Systems, Signals and Image Processing (IWSSIP 2010). Rio de Janeiro: Universidade Federal Fluminense, 2010.

MEIRELES, A. B. ; BASTOS, F. S. ; LAS CASAS, E.B. ; CORNACCHIA, T.P.M. Estimate of real pressures of dental occlusal contact from the study of surface texture parameters. In: International Society of Biomechanics, 2011, Bruxelas. International Society of Biomechanics, 2011.

MEIRELES, A B ; BASTOS, F. S. ; CASAS, E. B. L. ; BONATO, L. . A skewness and kurtosis-based roughness surface evaluation for a tooth wear study. In: ENEBI, 2013, Vitória. Resumo dos trabalhos apresentados, 2013.

MUMMERY,L.; Surface Texture Analysis: The Handbook. West Germany: Hommelwerke GmbH, 1992.105p.

MURPHY,T.; The change of pattern of dentine exposure in human tooth attrition. *American Journal of Phys. Anthropol*, n 17, p 167-178, 1959.

OKESON,J.P.; Etiologia e Identificação dos Distúrbios Funcionais do Sistema Mastigatório. In: Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão. 6º ed, editora Elsevier. cap 7, p 112-131, 2008.

OLIVEIRA; G.U, MONDELLI. R.F.L, CHARANTOLA, M.R; FRANCO, E.B.; ISHIKIRIAMA, S.K.; WANG,L. Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated Toothbrushing. *J. Appl. Oral Sci.* (20) 510-516, 2012.

PALANIAPPAN, S., BHARADWAJ, D., MATTAR, D.L., PEUMANS, M., VAN MEERBEEK, B., LAMBRECHTS, P. Nanolled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. *Dent Mater J*; 27(7):692-700, 2011.

PERGAMALIAN,A.; RUDY,T.E.; ZAKI,H.S.; GRECO,C.M.; The association between wear facets, bruxism, and severity of facial pain in patients with temporomandibular disorders. *Journal Prosthet. Dent.* v 2, 194-200, 2003.

PETERS, M.C.R.B.; DELONG, R.; PINTADO, M.R.; PALLESEN, U.; QVIST, V.; DOUGLAS,W.H. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *Journal of Dentistry*, 27, 479–485, 1999.

PINHEIRO, J.C., BATES, D.C. (1995). Approximations to the Log-Likelihood Function in the Nonlinear Mixed-Effects Model, *J. Comput. Graph. Statist.* 1(4), pp. 12–35.

PINTADO, M. R.; ANDERSON G.C.; DELONG, R; DOUGLAS, W.H. Variation in tooth wear *J Prosthet Dent.* 77(3):313-20, 1997.

POWERS,J.M.; CRAIG,R.G.; LUDEMA,K.C.; Frictional behavior and surface failure of human enamel. *Journal of Dent. Res.*, p 1327-1331, 1973.

RAMFJORD,F.P.; Bruxism a clinical and electromyographic study. *Journal of American Dental Association.* v 62, p 21, 1961.

REBEGGIANI, S.; ROSÉN, B.G. Quantitative evaluation of the surface finish of high gloss polished tool steels. *Surface Topography: Metrology and Properties.*(2) 1 2014 doi:10.1088/2051-672X/2/1/014002

REGEZI,J.A.; Anomalias Dentárias. In:Patologia Oral:correlações clínico patológicas. trad da 5ªed, Editora Elsevier, cap 16, p 365-366, 2008.

ROSE, J.J. A replication technique for scanning electron microscopy: applications for anthropologists.*Am. J. Phys. Anthropol.* 62, 255–261, 1983.

SAMPAIO, I.B.M.; *Estatística Aplicada á Experimentação Animal.* 3º ed. Belo Horizonte. Fundação de Ensino e Pesquisa em Medicina Veterinária e Zootecnia- FEPMVZ Editora, 2007.264p.

SCHLUETER, N.; GANSS, C.; SANCTIS, S.; KLIMEK, J. Evaluation of a profilometrical method for monitoring erosive tooth wear. *European Journal Of Oral Sciences*; 113(6):505-11, 2005.

SCHMID-SCHWAP, M.; ROUSSON, V.; VORNWAGNER, K.; HEINTZE, S.D. Wear of two artificial tooth materials in vivo: A 12-month pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, (102) 104-114, 2009.

SCOTT, E. C. Replica production for scanning electron microscopy: a test of materials suitable for use in field settings. *J. Microsc.*, 125, 337–341, 1982.

SELIGMAN, D.A.; PULLINGER, A.G.; The degree to which dental attrition in modern society is a function of age of canine contact. *Jour. Orofacial Pain*. v 9, p 266-275, 1995.

SILVERSTONE, L.M., SAXTON, C.A., DOGON, I.L., FEJERSKOV, O.. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.*; 9(5):373-387, 1975.

SIQUEIRA, A.L., SOARES, J.F.; Introdução à Estatística Médica, 1.ed. Belo Horizonte, p.192-199, UFMG, 1999.

SMITH, P.C.; COOPER, W.E.G.; The determination of shear strength- a method using a micropunch apparatus. *British Dental Jour*, v 130, 1971.

SMITH BG, KNIGHT JK An index for measuring the wear of teeth. *Br Dent J* 156:435–438, 1984.

STOBER, T.; HEUSCHMID, N.; ZELLWEGER, G.; ROUSSON, V.; RUES, S.; HEINTZE, S.D. Comparability of clinical wear measurements by optical 3D laser scanning in two different centers. *Dental Materials*, (30), 499-506, 2014.

STOUT, K.J.; Parameters for characterising 3-D surfaces. In: STOUT, K.J. Development of Methods for The Characterisation of Roughness in Three Dimensions. London: Penton Press, 2000, Cap 12, p 216-249.

STEWART, C.V.; Robust Parameter Estimation in Computer Vision, Society for Industrial and Applied Mathematics Review, v 41, p513-537, Philadelphia, PA, USA, 1999.

TAYEBI, N.; POLYCARPOU, A. Modeling the Effect of Skewness and Kurtosis on the Static Friction Coefficient of Rough Surfaces, *Tribology International*, 37, 491-505, 2004.

TOMBARI, F., SALTI, S., DI STEFANO, L.. Unique signatures of histograms for local surface description. In: Proceedings of the 11th European conference on computer vision conference on Computer vision: Part III. ECCV'10; Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag. ISBN 3-642-15557-X, 978-3-642-15557-4; 356-369, 2010.

VAN DER MEER, W., ANDRIESEN, F., WISMEIJER, D., REN, Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workw of implantology. *PLoS One* ;7(8):e43312, 2012.

VANDENBERGHE, B., LUCHSINGER, S., HOSTENS, J., DHOORE, E., JACOBS, R. The influence of exposure parameters on jawbone model accuracy using cone beam ct and multislice ct. *Dentomaxillofac Radiol*; 41(6):466-474, 2012.

VAN'T SPIJKER, A., KREULEN, C.M., BRONKHORST, E.M., CREUGERS, N.H.J.. Assessment of early attrition using an ordinary flatbed scanner. *J Dent*; 40(7):603-608, 2012.

VIEIRA, A.W., DREWS JR, P., CAMPOS, M.F.M.. Efficient change detection in 3d environment for autonomous surveillance robots based on implicit volume. In: Proc. of 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2012). 2999-3004, 2012.

WHITEHEAD, S.A. *et al.* Changes of The Surface Texture of Enamel *in vivo*. *Journal of Oral Rehabilitation*. 24, p 449-453. 1997.

WODA, A.; GOURDON, A.M.; FARAJ, M. Development of an abrasion index. *Journal of Prosthetic Dentistry* (57), 358-361, 1987.

YAMANY, S.M.; FARAG, A.A.; TASMAN, D.; FARMAN, A.G.; A 3D Reconstruction System for the human jaw using a sequence of optical images. *IEEE Transation on Medical Imaging*. Vol 19, n 05, 2000.

ZOU, L.; CHERUKARA, G.; I HAO, P.; SEYMOUR, K.; SAMARAWICKRAMA, D. Geometrics of tooth wear. *Wear*. (266), 605-608, 2009.

APENDICE A – ANATOMIA DENTAL

A.1) O Dente

Cada dente é formado pela coroa e raiz. A coroa é revestida por esmalte e sob ele há a dentina. A dentina encerra a polpa dental e revestindo toda a raiz há uma camada de cimento. A gengiva se prende ao osso pelo ligamento periodontal. A seguir, uma representação esquemática das partes do dente com suas estruturas na FIG. A.1:

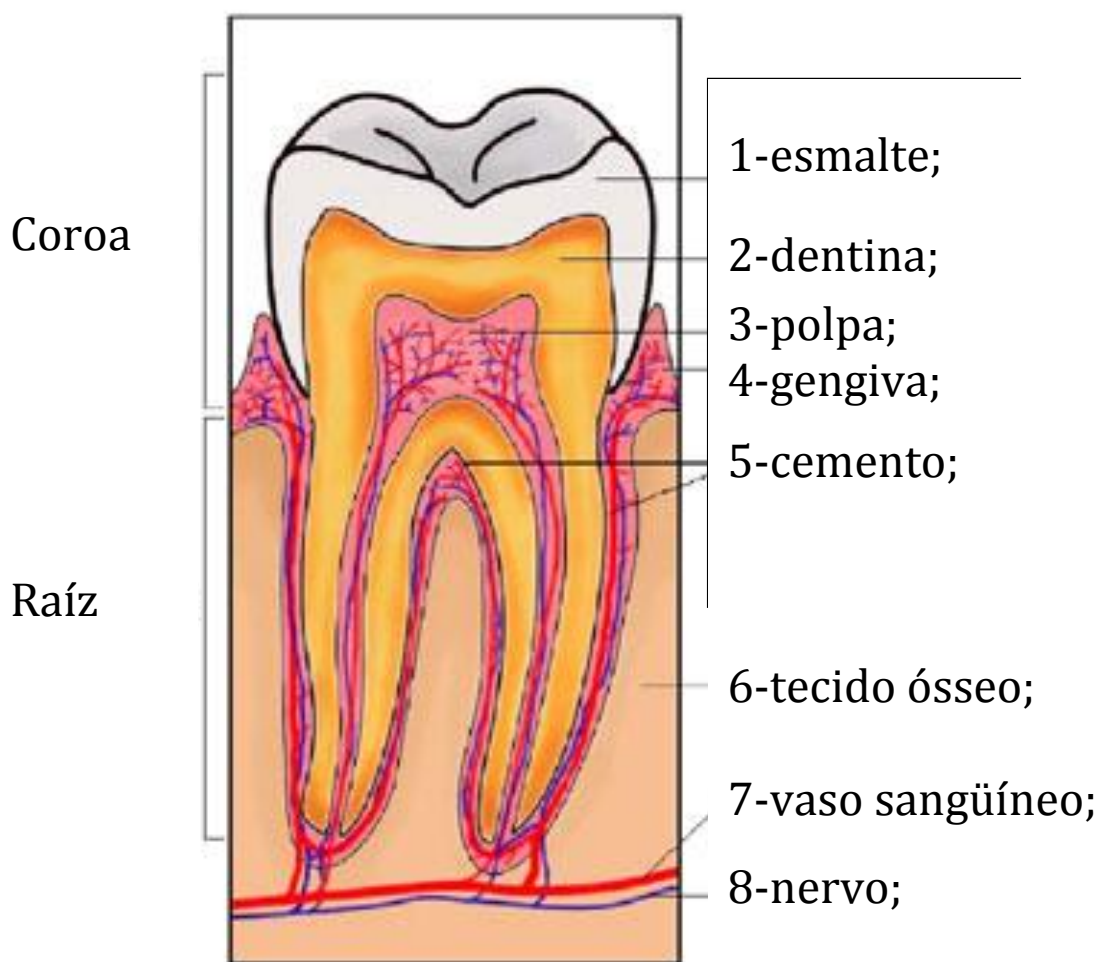


Figura A.1: Esquematização das estruturas dentais. Adaptado de <http://www.colgate.com>

O esmalte é o tecido mais duro do corpo humano e é composto de uma parte mineral (95-96% do seu peso) cerca de 1-2% de matéria orgânica e 2% de água. A fase mineral consiste primariamente de fosfato de cálcio na forma de cristais de hidroxiapatita que estão dispostos em forma de prismas. Os prismas de esmalte são separados por uma fina camada de matriz orgânica e esmalte interprismático. Os prismas de esmalte se originam em aproximadamente um ângulo reto com a superfície de dentina. Nas áreas cervicais tem curso aproximadamente horizontal. Próximos às bordas incisais ou pontas de cúspides mudam sua direção gradualmente tornando-se oblíquos e até quase verticais. Nas superfícies axiais a angulação média é de 60° . Um arranjo dessas características está esboçado na FIG A.2. Esta disposição confere ao dente uma textura microestrutural que é responsável pela elasticidade e dureza do tecido (HABELITZ, 2001).

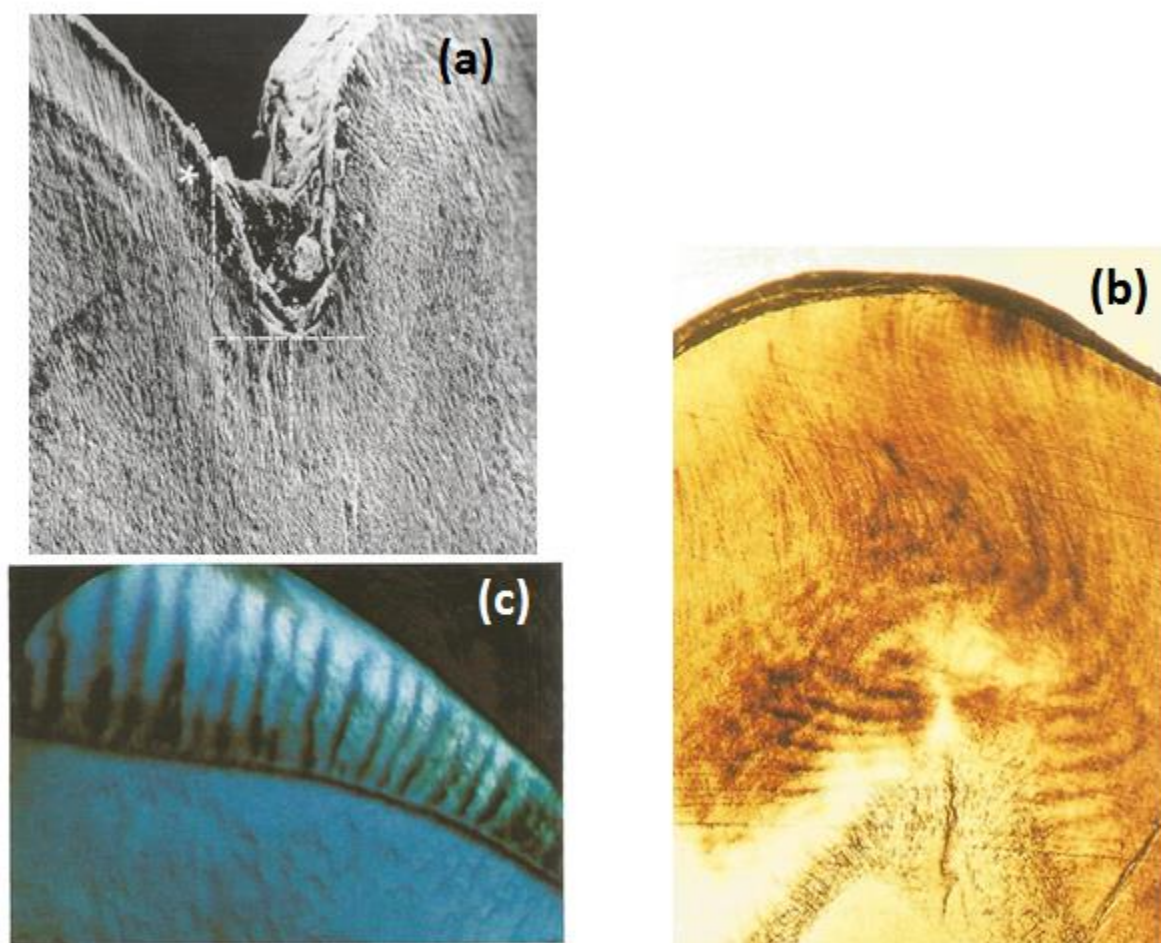


Figura A.2: (a) Microscopia eletrônica de varredura mostrando a orientação dos prismas de esmalte na região de sulco de um molar (X100). Notar o ângulo que os prismas fazem com a superfície. (b) corte longitudinal da seção de uma cúspide observar o aspecto sinuoso dos prismas. (c) corte longitudinal de esmalte observado com luz polarizada. Adaptado de BERKOVITZ (2009).

A dentina é menos mineralizada que o esmalte, porém, mais mineralizada que o osso, devido a um número elevado de sais de cálcio. Ela protege a polpa dental e por ser mais resiliente que o esmalte, ajuda na absorção dos impactos causados por forças mastigatórias. A polpa encerra vasos sanguíneos, nervos e tecido conjuntivo pouco espesso, com células nervosas. Estes vasos sanguíneos e fibras nervosas penetram no dente e ramificam-se. A gengiva faz parte do tecido de sustentação, o periodonto, que é responsável por absorver impactos e manter os dentes nos ossos da maxila e mandíbula. A raiz é recoberta por cemento (material que se assemelha muito ao osso humano pela sua composição) e este fica dentro do osso em condições fisiológicas. Ela pode ocorrer de forma única, dupla, tripla ou ainda ter 4 raízes ou mais. (JUNQUEIRA, 2008).

A coroa de cada dente possui superfícies que são visualizadas esquematicamente na FIG. A.3:

Face cortante ou mastigadora- é a face ou superfície oclusal. Nos incisivos e caninos essa superfície é reduzida se chamando bordo ou face incisal.

Face voltada para o vestibulo- é a parte mais externa dos dentes, é a face ou superfície vestibular.

Face voltada para a cavidade bucal propriamente dita- face ou superfície palatina, nos dentes superiores e lingual nos dentes inferiores.

Face que está em contato com os dentes vizinhos- são as faces ou superfícies proximais que podem ser mesial quando estão voltadas para a linha média e distal quando estão afastados da linha média.

Há ainda detalhes anatômicos como:

Cúspides: elevações em forma de pirâmide quadrangulares características da face oclusal de pré-molares e molares.

Sulcos: depressões lineares de pouca profundidade.



Figura A. 3: Superfícies dentais; azul: face mesial, vermelho: face distal, verde: face vestibular; amarelo: face lingual.

A.2) Anatomia de Dentes

Os arcos dentais permanentes são divididos em setores anteriores e posteriores (FIG.A.4). A parte anterior é dada dos incisivos aos caninos. A parte posterior segue pelos pré-molares até os molares. A descrição anatômica e figuras a seguir foram extraídas de FIGÚN E GARINO (1994).

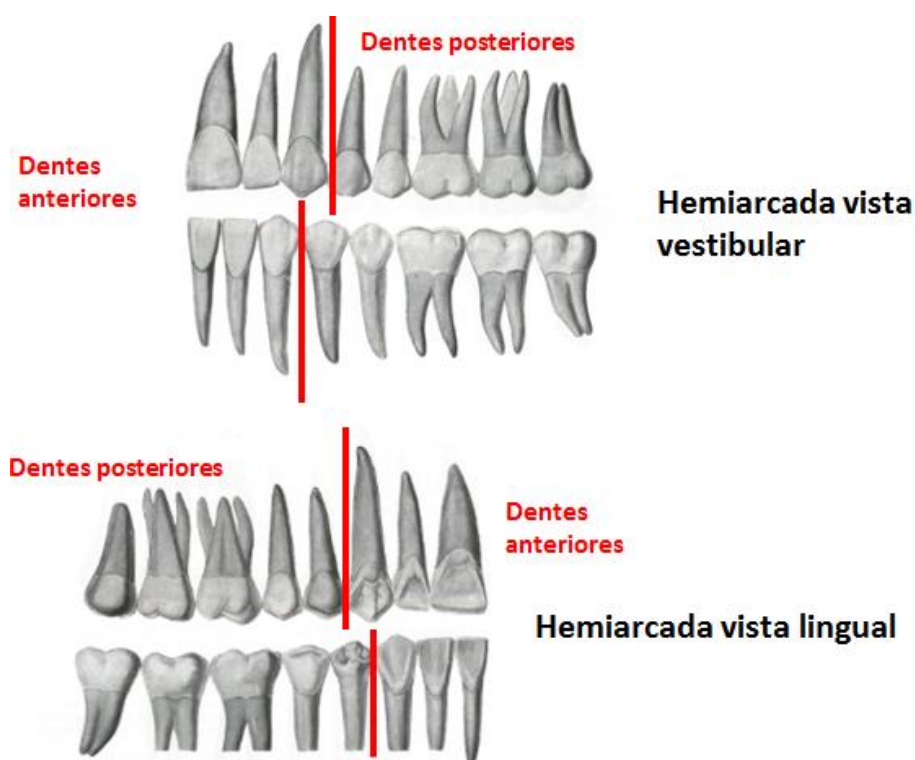


Figura A.4: representação esquemática das faces e seções dos dentes na arcada.

A.2.1) Anatomia de Incisivos

Ocupam a parte anterior do arco dental e são os primeiros a entrar em contato com os alimentos. Juntamente com os lábios realizam a função de prensão. São especialmente aptos a cortar alimentos podendo também desempenhar ação de roer. Apresentam-se como incisivos centrais (superiores e inferiores) e laterais (superiores e inferiores). A FIG A.5 mostra os detalhes anatômicos para dentes deste grupo por diversas vistas.

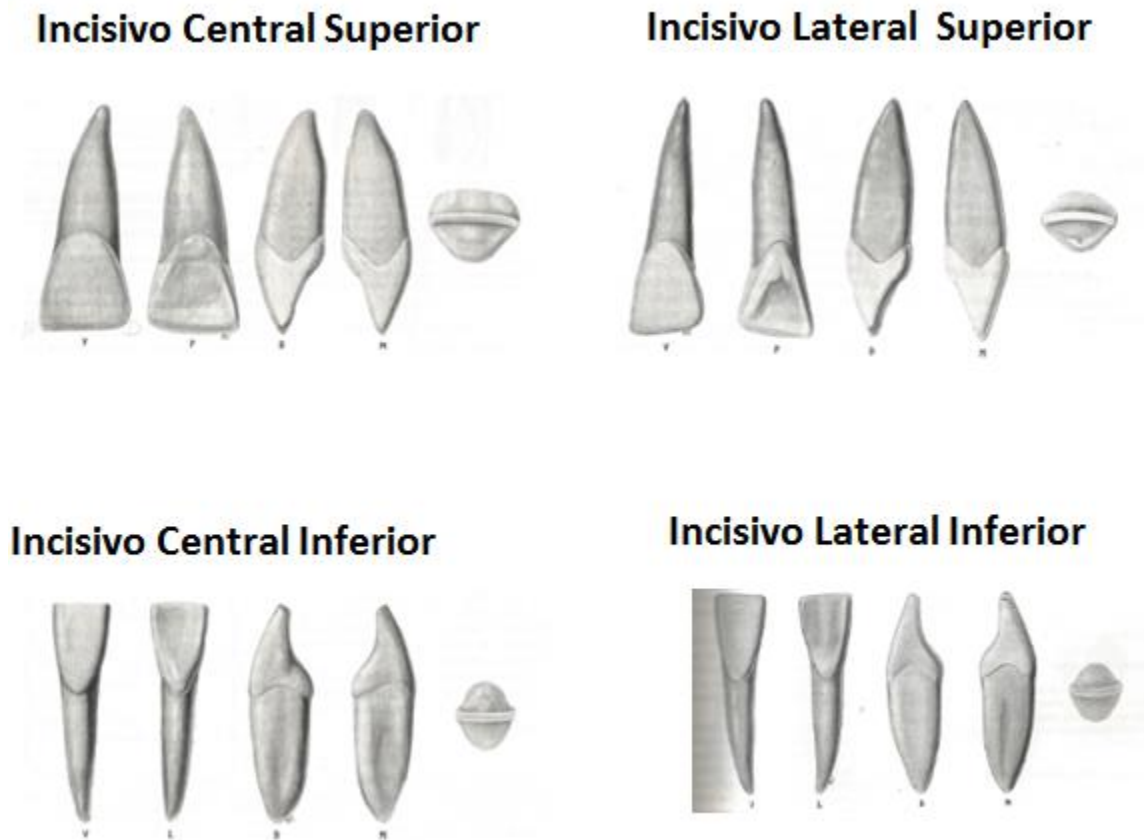


FIG. A.5: Detalhes da anatomia do grupo dos incisivos.

A.2.2) Anatomia de Caninos

Os dentes deste grupo situam-se imediatamente atrás dos incisivos laterais e possuem a função de cortar, apreender e dilacerar os alimentos. Sua coroa tem forma de lança e participam como guia no movimento de lateralidade da mandíbula. As facetas de desgaste se concentram na borda incisal inicialmente podendo se estender às faces vestibulares e/ou linguais dependendo da severidade do desgaste. A FIG. A.6 mostra os detalhes anatômicos para dentes deste grupo por diversas vistas.

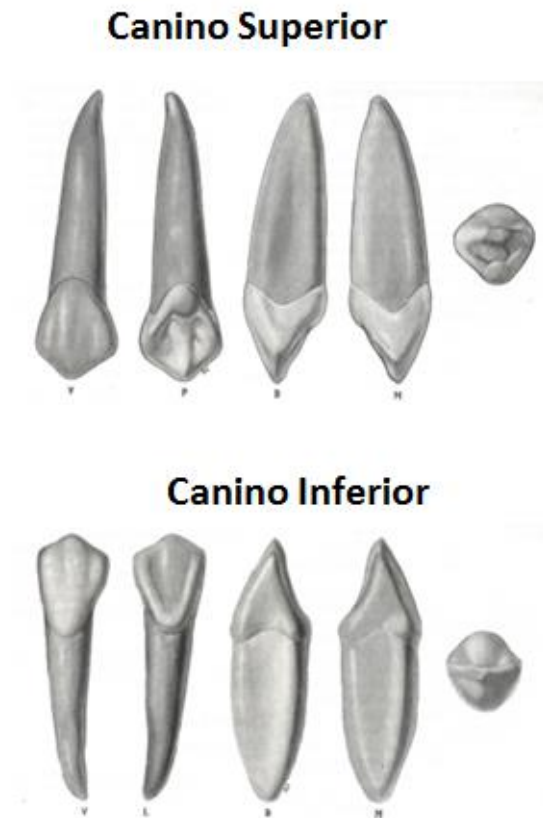


Figura A.6: Detalhes da anatomia do grupo dos caninos

A.2.3) Anatomia de Pré-molares

Estes dentes executam o esmagamento e a trituração do alimento sólido em pequenas partículas auxiliando os molares na trituração. A coroa geralmente apresenta forma mais cúbica, apresentando uma superfície oclusal de onde se elevam duas cúspides: uma vestibular e outra lingual. As superfícies de desgaste geralmente se encontram nas pontas das cúspides vestibulares podendo se estender às cúspides linguais e também às faces vestibulares e linguais. A FIG A.7 mostra os detalhes anatômicos para dentes deste grupo por diversas vistas.

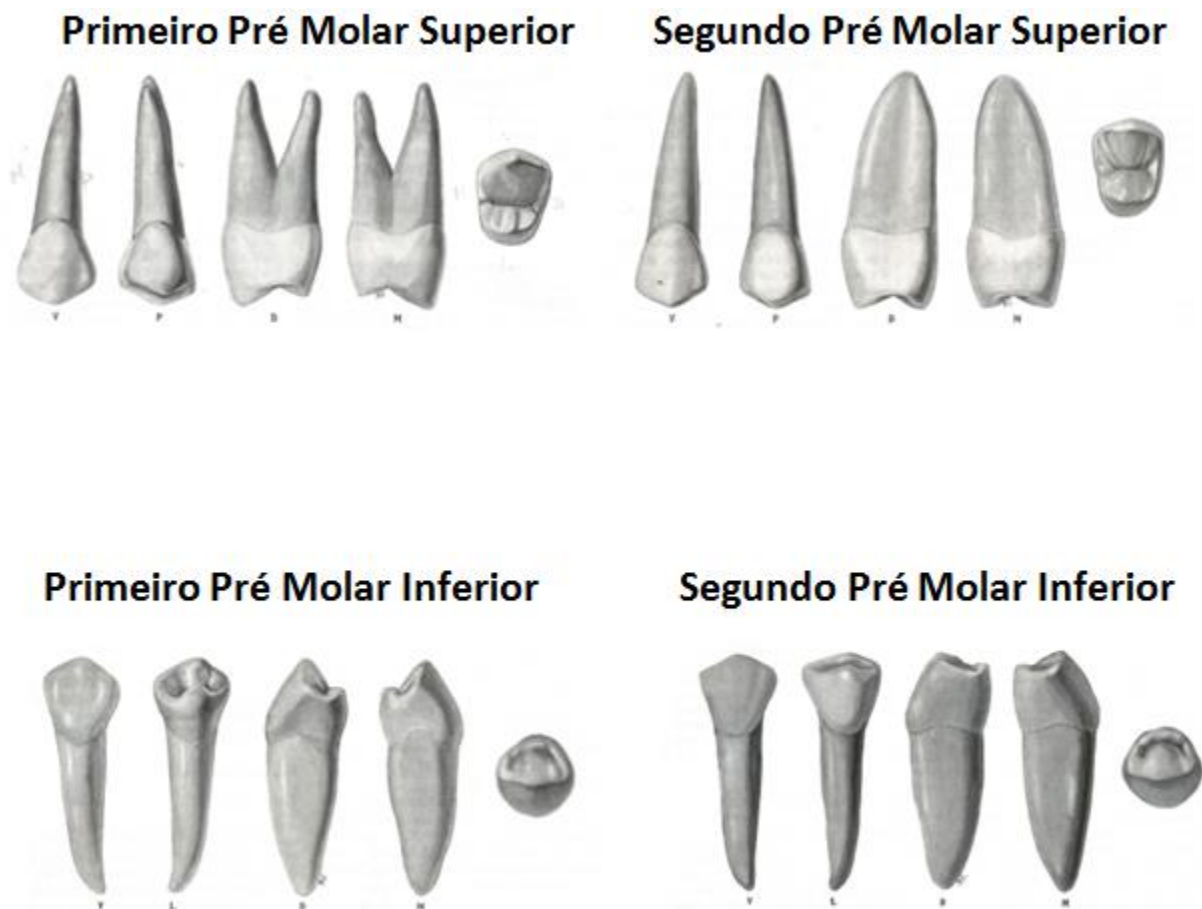


Figura A.7: Detalhes da anatomia do grupo dos pré-molares

A.2.4) Anatomia de Molares

São os maiores dentes do arco dental e situam-se na parte distal dos processos alveolares. Neles são observáveis raízes múltiplas. Os molares inferiores têm duas raízes (uma mesial e uma distal) e os superiores têm três (uma mesial, maior e duas vestibulares). As coroas apresentam face cuboide. Sua ação é semelhante à dos pré-molares, mas devido à maior complexidade de sua superfície triturante sua eficiência mastigatória é maior. A FIG. A.8 mostra os detalhes anatômicos para dentes deste grupo por diversas vistas.

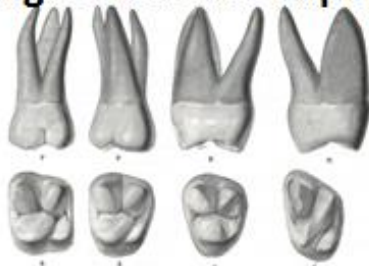
Primeiro Molar Superior**Primeiro Molar Inferior****Segundo Molar Superior****Segundo Molar Inferior****Terceiro Molar Superior****Terceiro Molar Inferior**

Figura A.8: Detalhes da anatomia do grupo dos molares.

ANEXO A

UFMG

Universidade Federal de Minas Gerais
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP

Parecer n.º ETIC 300/03 A

Interessados: Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas
Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG**DECISÃO:**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP após cumprimento das solicitações da diligência, aprovou no dia 30 de janeiro de 2004 o projeto de pesquisa intitulado « **Estudo In Vivo e In Vitro do Desgaste Dentário Provocado pelo Bruxismo.** » e o seu Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.



Prof^ª. Dra. Efigênia Ferreira e Ferreira
Vice - Presidente do COEP

ANEXO B

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
 PRO-REITORIA DE PESQUISA
 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/UFJF
 36036900- JUIZ DE FORA - MG – BRASIL

Parecer nº «200/2011»

Protocolo CEP-UFJF: «2450.190.2011» **FR:** «442775» **CAAE:** «0182.0.180.000-11»

Projeto de Pesquisa: «Análise perfiométrica da superfície dentária de indivíduos bruxômanos e sua comparação com evidências clínicas - estudo longitudinal»

Area Temática: «Grupo III»

Pesquisador Responsável: «Josemar Parreira Guimarães»

Data prevista para o término da pesquisa: junho 2012

Pesquisadores Participantes: «Leticia Ladeira Bonato»

Instituição Proponente: UFJF

Análise do protocolo:

Itens Avaliados	Sim	Não	P	NA		
Justificativa	O estudo proposto apresenta pertinência e valor científico	x				
	Objeto de estudo está bem delineado	x				
Objetivo(s)	Apresentam clareza e compatibilidade com a proposta	x				
Material e Métodos	Atende ao(s) objetivo(s) proposto(s)	x				
	Informa	Tipo de estudo	x			
		Procedimentos que serão utilizados	x			
		Número de participantes	x			
		Justificativa de participação em grupos vulneráveis	x			
		Crterios de inclusão e exclusão	x			
		Recrutamento	x			
		Coleta de dados	x			
		Tipo de análise	x			
Cuidados Éticos	x					
Revisão da literatura	Atuais e sustentam o(s) objetivo(S) do estudo	x				
Resultados	Informa os possíveis impactos e benefícios	x				
Cronograma	Agenda as diversas etapas de pesquisa	x				
	Informa que a coleta de dados ocorrerá após aprovação do projeto pelo comitê	x				
Orçamento	Lista a relação detalhada dos custos da pesquisa	x				
	Apresenta o responsável pelo financiamento	x				
Referências	Segue uma normatização	x				
Instrumento de coleta de dados	Preserva o sujeito de constrangimento	x				
	Apresenta pertinência com o(s) objetivo(s) proposto(s).	x				
Termo de dispensa de TCLE	Solicita dispensa		x			
Termo de assentimento	Apresenta o termo em caso de participação de menores				x	
TCLE	Está em linguagem adequada, clara para compreensão do sujeito	x				
	Apresenta justificativa e objetivos	x				
	Descreve suficientemente os procedimentos	x				
	Apresenta campo para a identificação dos sujeitos	x				
	Informa que uma das vias do TCLE deverá ser entregue ao sujeito	x				
	Assegura liberdade do sujeito recusar ou retirar o consentimento sem penalidades	x				



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
 PRO-REITORIA DE PESQUISA
 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP/UFJF
 36036900- JUIZ DE FORA - MG - BRASIL

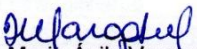
	Garante sigilo e anonimato		x			
	Explicita	Riscos e desconfortos esperados	x			
		Ressarcimento de despesas	x			
		Indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa	x			
		Forma de contato com o pesquisador	x			
		Forma de contato com o CEP	x			
		Como será o descarte de material coletado (no caso de material biológico)				x
	O arquivamento do material coletado pelo período mínimo de 5 anos	x				
Pesquisador (es)	Apresentam titulação e experiência compatível com o projeto de pesquisa		x			
	Apresenta comprovante do Currículo Lattes do pesquisador principal e dos demais participantes.		x			
Documentos	Carta de Encaminhamento à Coordenação do CEP		x			
	Folha de Rosto preenchida		x			
	Projeto de pesquisa, redigido conforme Modelo de Apresentação de Projeto de Pesquisa padronizado pela Pró-Reitoria de Pesquisa (PROPESQ)		x			
	Declaração de infraestrutura e de concordância com a realização da pesquisa, assinada pelo responsável pelo setor/serviço onde será realizada a pesquisa		x			

P= parcialmente

NA=Não se aplica

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 196/96, manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto, devendo o pesquisador entregar o relatório no final da pesquisa.

Situação: Projeto Aprovado
 Juiz de Fora, 04 de agosto de 2011


 Profª Drª Iêda Maria Ávila Vargas Dias
 Coordenadora – CEP/UFJF

RECEBI
DATA: ___/___/2011
ASS: _____

ANEXO C**INSTRUMENTO DE DOAÇÃO DE DENTES****IDENTIFICAÇÃO DO DOADOR**

Nome:

Data de nascimento:

Local:

UF:

RG:

CPF:

Residência:

Cidade:

UF:

CEP:

Telefones de contato:

DECLARAÇÃO

Declaro ter sido esclarecido quais os motivos que levaram a necessidade de remoção do(s) dente(s), que foram _____

E concordo que o(s) mesmo(s) seja(m) utilizado(s) na pesquisa **“Estudo in vivo e in vitro de desgaste dentário provocado pelo Bruxismo”**, que no presente estudo objetiva **conhecer e desenvolver métodos para o monitoramento do desgaste dentário.**

Fui ainda esclarecido pelo pesquisador que minha identidade não será divulgada por qualquer meio e que o material recolhido será utilizado unicamente para a presente pesquisa.

Data:

Assinatura:

ANEXO D**TERMO DE ESCLARECIMENTO**

A pesquisa, “**Estudo in vivo e in vitro de desgaste dentário provocado pelo Bruxismo**”, está sendo realizada com o objetivo de se conhecer melhor métodos para o monitoramento do desgaste dentário.

Os dados obtidos nesta pesquisa ajudarão a descobrir qual o melhor método para se tratar um paciente portador de desgaste dentário, sendo importante sua participação.

A sua contribuição neste trabalho será prestar informações respondendo as perguntas que lhe forem feitas e permitindo a moldagem, por sua livre vontade e será garantido o seu direito de se retirar da pesquisa assim que quiser.

Caso você não queira participar, não será prejudicado no seu tratamento e sua participação neste trabalho não lhe acarretará qualquer despesa nem a realização de exames adicionais de qualquer natureza.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu, _____

Declaro que fui devidamente informado e esclarecido dos objetivos da pesquisa e concordo em participar respondendo as perguntas que forem feitas e permitindo as moldagens, fotografias e avaliações por minha livre vontade.

Belo Horizonte, ____ de _____ de _____

Assinatura do participante ou responsável legal

Documento de identidade apresentado: _____

ANEXO E

SAÍDA ESTATÍSTICA DO MODELO DE EFEITOS MISTOS

Parâmetro Ra:**MODELO LINEAR DE EFEITOS MISTOS E ALEATÓRIOS**

Linear mixed-effects model fit by REML

Data: dados2

	AIC	BIC	logLik
	-12,74198	-4,334795	12,37099

Random effects:

Formula: ~Tempo | sujeito

Structure: General positive-definite, Log-Cholesky parametrization

	StdDev	Corr
(Intercept)	0,1150795790	(Intr)
Tempo	0,0007668744	0,252
Residual	0,1040372463	

Fixed effects: Ra ~ Tempo

	Value	Std,Error	DF	t-value	p-value
(Intercept)	0,30175000	0,05101462	23	5,914971	0,0000
Tempo	0,00261667	0,00112967	23	2,316314	0,0298

Correlation:

(Intr)	
Tempo	-0,421

Standardized Within-Group Residuals:

Min	Q1	Med	Q3	Max
-1,9055754	-0,3717581	-0,1357848	0,3470473	2,7771597

Number of Observations: 32

Number of Groups: 8

Parâmetro Rq:**MODELO LINEAR DE EFEITOS MISTOS E ALEATÓRIOS**

Linear mixed-effects model fit by REML

Data: dados2

	AIC	BIC	logLik
	0,5714801	8,978664	5,71426

Random effects:

Formula: ~Tempo | sujeito

Structure: General positive-definite, Log-Cholesky parametrization

	StdDev	Corr
(Intercept)	0,144844189	(Intr)
Tempo	0,001763341	-0,225
Residual	0,129293741	

Fixed effects: Rq ~ Tempo

	Value	Std,Error	DF	t-value	p-value
(Intercept)	0,3732500	0,06391562	23	5,839731	0,0000
Tempo	0,0032583	0,00149870	23	2,174107	0,0402

Correlation:

	(Intr)
Tempo	-0,511

Standardized Within-Group Residuals:

	Min	Q1	Med	Q3	Max
	-1,9166958	-0,3491508	-0,1748706	0,3195153	2,6837259

Number of Observations: 32

Number of Groups: 8

Parâmetro Rsk:

MODELO AUTORREGRESSIVO DE ORDEM 1 (AR=1)

Linear mixed-effects model fit by REML

Data: dados2

AIC	BIC	logLik
52,22359	59,22957	-21,11179

Random effects:

Formula: ~1 | sujeito

(Intercept) Residual

StdDev: 0,2189395 0,3504703

Correlation Structure: AR(1)

Formula: ~1 | sujeito

Parameter estimate(s):

Phi**-0,2825252**

Fixed effects: Rsk ~ Tempo

	Value	Std,Error	DF	t-value	p-value
(Intercept)	0,2435520	0,11805482	23	2,0630414	0,0506
Tempo	-0,0022364	0,00330567	23	-0,6765344	0,5054

Correlation:

(Intr)

Tempo -0,63

Standardized Within-Group Residuals:

Min	Q1	Med	Q3	Max
-2,3170728	-0,6926907	0,1273188	0,6328191	1,8938124

Number of Observations: 32

Number of Groups: 8

Parâmetro Rku:**MODELO LINEAR DE EFEITOS MISTOS E ALEATÓRIOS**

Linear mixed-effects model fit by REML

Data: dados2

	AIC	BIC	logLik
	62,3366	70,74378	-25,1683

Random effects:

Formula: ~Tempo | sujeito

Structure: General positive-definite, Log-Cholesky parametrization

	StdDev	Corr
(Intercept)	3,460270e-08	(Intr)
Tempo	4,979610e-03	-0,395
Residual	4,362089e-01	

Fixed effects: Rku ~ Tempo

	Value	Std,Error	DF	t-value	p-value
(Intercept)	2,7302500	0,12903234	23	21,15942	0,0000
Tempo	0,0044333	0,00492357	23	0,90043	0,3772

Correlation:

(Intr)	
Tempo	-0,749

Standardized Within-Group Residuals:

	Min	Q1	Med	Q3	Max
	-1,57817079	-0,81805294	-0,03347589	0,79474646	1,81953160

Number of Observations: 32

Number of Groups: 8