

Fabiana Gouveia Straioto

**Análise da alteração topográfica de  
superfície do esmalte dentário humano  
vestibular e lingual sob influência da idade**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia  
da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção  
de Título de Mestre em Odontologia, Área de  
Concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia  
2006

Fabiana Gouveia Straioto

**Análise da alteração topográfica de  
superfície do esmalte dentário humano  
vestibular e lingual sob influência da idade**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia  
da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção  
de Título de Mestre em Odontologia, Área de  
Concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

**Banca Examinadora:**

Prof. Dr. Alfredo Julio Fernandes Neto

Prof. Dr. José Daniel Biasoli de Mello

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria da Glória Chiarello de Mattos

Uberlândia  
2006

## FICHA CATALOGRÁFICA

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

---

S896a Straioto, Fabiana Gouveia, 1979-  
Análise da alteração topográfica de superfície do esmalte dentário  
humano vestibular e lingual sob influência da idade / Fabiana Gouveia  
Straioto. - 2006.

94 f. : il.

Orientador: Alfredo Júlio Fernandes Neto.

Co-orientador: Carlos José Soares.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Esmalte dentário - Teses. I. Fernandes Neto, Alfredo Júlio. II. Soares, Carlos José. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

---

CDU: 616.314.13

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação



# UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA FACULDADE DE ODONTOLOGIA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado no Programa de Pós-graduação em Odontologia, em sessão pública realizada em 23 de fevereiro de 2006, considerou a candidata Fabiana Gouveia Straioto aprovada.

## BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Alfredo Julio Fernandes Neto – FOUFU/UFU (Orientador)

---

Prof. Dr. José Daniel Biasoli de Mello – FEMEC/UFU

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria da Glória Chiarello de Mattos – FORP/USP

## DEDICATÓRIA

### ***À Deus,***

Por sua presença constante,  
nas grandes oportunidades de crescimento a mim  
oferecidas, por todas as pessoas colocadas na minha vida e  
por iluminar as minhas escolhas.  
Que fortaleça-me cada dia mais na fé.

### ***À minha família,***

Especialmente minha mãe, com sua simplicidade e amor incondicional aos seu  
filhos. Nunca não deixou faltar apoio e nem mediu esforços para que meus  
sonhos se realizassem. Agradeço a Deus a sua presença em minha vida.

Meus irmãos, Rodrigo e Marcelo, minhas tias  
Sônia, Maria e minha querida avó Conceição por serem um  
porto seguro na minha vida e sempre apoiarem minhas escolhas.

### ***Ao meu Pai,***

Por me ensinar que só porque alguém não te ama do jeito que você quer que  
ame, não significa que esse alguém não o ama com tudo o que pode, pois  
existem pessoas que nos amam, mas simplesmente não sabem como  
demonstrar ou viver isso.

### ***Ao meu orientador Professor Alfredo,***

Meus sinceros e eternos agradecimentos a tudo que você tem me  
proporcionado e por toda confiança a mim depositada.  
Felizes são os que um dia puderam compartilhar de sua vida, o crescimento,  
maturidade e profissionalismo são conseqüências  
inevitáveis do convívio com o senhor.  
Toda minha gratidão é insuficiente, tamanha importância na minha vida.

## AGRADECIMENTOS

### ***Emerson, Celita e filhos,***

Foram 7 anos da minha vida compartilhado com vocês.  
Agradeço o carinho, atenção e auxílio durante todo este período.

### ***A toda minha família,***

Que apesar da distância, agradeço todo apoio e incentivo. Minhas tias e tios, meus primos e primas, minha madrinha, minhas cunhadas e meus avós (*in memoriam*).

Especialmente ao meu Padrinho Edson que sempre se entusiasmou com minhas conquistas.

### ***Aos Professores;***

#### ***Professor Carlos José Soares,***

Um exemplo de dedicação a profissão de educador, agradeço pelas incontáveis oportunidades de crescimento, inúmeras e incalculáveis ajudas.

#### ***Professor Flávio Domingues das Neves,***

Agradeço pelas diversas oportunidades oferecidas desde a graduação que sem dúvida foram a semente de todos os frutos de hoje. Agradeço o carinho e a segurança a mim oferecidos.

#### ***Professor Célio Jesus do Prado,***

Meu reconhecimento, respeito e gratidão pela disponibilidade de me ajudar nos momentos de dificuldade, pela amizade e confiança.

#### ***Professor Adérito Soares da Mota,***

Agradeço pela convivência diária, a dedicação, todo carinho, ajuda constante e incondicional durante este período.

#### ***Professor Vanderlei Luiz Gomes,***

Por incentivar a busca dos meus objetivos, orientar-me os caminhos a seguir e criar oportunidades.

Enfim, a todos professores da Área de Prótese Fixa e da Faculdade de Odontologia, meus sinceros agradecimentos por todos ensinamentos, pela grandiosa oportunidade de crescimento profissional.

***Aos meus amigos;***

***Adeliana, Alessandra, Denise e Daniela,***

“Bons amigos são a família que nos permitem escolher”, vocês dividiram comigo todo este período, as quais tenho enorme carinho e imensa gratidão por todo apoio, lealdade e ajuda. Não há dúvidas que compartilhei com vocês grandes e felizes momentos da minha vida.

***A todos meus amigos da Pós-Graduação ,***

Paulo, Murilo, Letícia, Fernanda F., Fernanda M., Clébio, Danilo, Nadim, Alan, Glécio, Tânia, Franciele, Gabriel, Marcelo, Gentil, Ellyne, Tatiane, Veridiana, Carolina Assaf... A todos estes e aos outros tantos não citados agradeço pelo convívio e o aprendizado.

***A todos meus amigos,***

Gustavo Mendonça, Paulo Simamoto, Marcelo, Luciano, Juliana, Pauline, Ana Carolina, Lucas, Christiane, Vinícius, Fernando, Brígida, Aparecido, Daniele, Clécio, André e família...

Enfim, o meu muito obrigado á todos que compartilharam da minha vida.

***A amiga Paula (in memorian)***

Obrigada por me ensinar que verdadeiras amizades continuam a crescer mesmo a longas distâncias.

***Aos alunos da graduação,***

Agradeço a oportunidade de compartilhar o pouco que sei, com certeza, aprendi muito mais que ensinei. Especialmente Bárbara e Gabriela, agradeço pelos ensinamentos, a paciência por entenderem minhas limitações e dificuldades.

***Aos funcionários da Faculdade de Odontologia,***

Agradeço a todos, sem distinção, por oferecerem infra-estrutura para que eu pudesse desenvolver todos os meus trabalhos. Especialmente à Juliana, pela convivência diária e por toda ajuda oferecida para desempenhar minhas funções.

***À Universidade Federal de Uberlândia - Faculdade de Odontologia,***

Instituição que tanto me orgulho, por ter graduado e agora mais esta importante conquista. Espero sempre poder honrar a oportunidade a mim oferecida.

***À CAPES,***

Agradeço pela concessão da bolsa, que sem dúvida alguma foi essencial para para o desenvolvimento de meu trabalho e fundamental para o sucesso.

***À Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU,***

Ao Professor José Daniel, que sempre cedeu as instalações do Laboratório de Tribologia e Materiais para execução dos trabalhos e por todo conhecimento e atenção dada para elaboração deste. Agradeço os alunos da Pós-Graduação:

Washington, Venceslau, Flávio, Graciliano pela valiosa ajuda.

***À Universidade de São Paulo – USP- ESALQ,***

Ao Prof. Dr. Elliot W. Kitajima, que cedeu gentilmente o Núcleo de Apoio a Pesquisa em Microscopia Eletrônica de Varredura aplicada a Agronomia NAP-MEPA, para realização de parte deste trabalho.

Ainda pior que a convicção do não e a incerteza do talvez é a desilusão de um quase.

É o quase que me incomoda que me entristece, que me mata trazendo tudo que poderia ter sido e não foi.

Pergunto-me, às vezes, o que nos leva a escolher uma vida morna; ou melhor não me pergunto, contesto. Sobra covardia e falta coragem até pra ser feliz.

O nada não ilumina, não inspira, não aflige nem acalma, apenas amplia o vazio que cada um traz dentro de si.

Não é que fé mova montanhas, nem que todas as estrelas estejam ao alcance, para as coisas que não podem ser mudadas resta-nos somente paciência porém, preferir a derrota prévia à dúvida da vitória é desperdiçar a oportunidade de merecer.

Pros erros há perdão; pros fracassos, chance; pros amores impossíveis, tempo.

De nada adianta cercar um coração vazio ou economizar alma. Um romance cujo fim é instantâneo ou indolor não é romance.

Não deixe que a saudade sufoque, que a rotina acomode, que o medo impeça de tentar.

Desconfie do destino e acredite em você. Gaste mais horas realizando que sonhando, fazendo que planejando, vivendo que esperando porque, embora quem quase morre esteja vivo, quem quase vive já morreu.

Trechos de autoria atribuída a Luís Fernando Veríssimo

# SUMÁRIO

LISTAS.....	12
I.Figuras.....	11
II.Tabelas.....	13
III. Siglas e Abreviaturas.....	14
RESUMO.....	15
ABSTRACT.....	17
1. INTRODUÇÃO.....	19
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2.1. Estrutura morfológica e diversas características do esmalte dentário humano.....	22
2.2. Propriedades mecânicas e físicas do esmalte dentário humano.....	29
2.3. Desgaste e lesões superficiais do esmalte dentário humano.....	34
2.4. Superfície.....	39
2.5. Metodologia.....	41
3. PROPOSIÇÃO.....	46
4.MATERIAL E MÉTODOS.....	47
4.1. Parâmetros quantitativos da topografia de superfície.....	52
4.2. Microscopia eletrônica de varredura.....	58
4.3. Análise Estatística.....	59
5. RESULTADOS.....	60
6. DISCUSSÃO.....	70
6.1. Metodologia.....	70
6.2. Resultados.....	73
7. CONCLUSÃO.....	77
REFERÊNCIAS .....	78
ANEXOS .....	85

# LISTAS

## I. FIGURAS

**Figura 1.** Constituição da topografia de superfície: A) forma, B) ondulação e C) rugosidade.

**Figura 2.** Frasco para armazenagem das amostras e etiqueta de identificação.

**Figura 3.** Amostra divididas em seis grupos de acordo com a idade, a face e a condição de erupção. Identificação das amostras.

**Figura 4.** Esquema de preparo das amostras, porções extraídas de molares humanos: V–vestibular e L – lingual.

**Figura 5.** Amostras posicionadas em uma matriz de alumínio preenchida com massa de modelar.

**Figura 6.** Interferômetro a laser (Microfocus Expert IV, UBM Corporation, Sunnyvale, CA, USA).

**Figura 7.** Software (Mountains Map Universal, Digital Surf Versão 3.0).

**Figura 8.** Definição da média aritmética do perfil ( $R_a$ ).

**Figura 9.** Equações: A) Definição matemática. B) Discretização digital do parâmetro “rugosidade média”.

**Figura 10.** Equações: A) Definição matemática. B) Discretização digital do parâmetro “rugosidade quadrática média”.

**Figura 11.** Definição de coeficiente de simetria (‘Skewness -  $R_{sk}$ ’) em relação a curva da distribuição da amplitude.

**Figura 12.** Equações: A) Definição matemática. B) Discretização digital do parâmetro “coeficiente de simetria”.

**Figura 13.** Definição do coeficiente de achatamento (‘kurtosis -  $R_{ku}$ ’).

**Figura 14.** Equações: A) Definição matemática. B) Discretização digital do parâmetro “coeficiente de simetria”.

**Figura 15.** Microscópio eletrônico de varredura (DMS 940A, Zeiss, Oberkochen, Alemanha).

**Figura 16.** Diagrama de dispersão entre Sa e a idade ( $r = -0,1418$ ;  $p = 0,1824$ )

**Figura 17.** Diagrama de dispersão entre Sq e a idade ( $r = -0,1316$ ;  $p = 0,2162$ ).

**Figura 18.** Diagrama de dispersão entre o Ssk e a idade ( $r = 0,1680$ ;  $p = 0,1134$ ).

**Figura 19.** Diagrama de dispersão entre o Sk e a idade ( $r = -0,2277$ ;  $p = 0,0308$ ).

**Figura 20.** Box-plot de Sa ( $\mu\text{m}$ ) para a face vestibular.

**Figura 21.** Box-plot de Sa ( $\mu\text{m}$ ) para a face lingual.

**Figura 22.** Box-plot de Sq ( $\mu\text{m}$ ) para a face vestibular.

**Figura 23.** Box-plot de Sq ( $\mu\text{m}$ ) para a face lingual.

**Figura 24.** Rugosidade superficial do esmalte humano analisado: A) I1V; B) I1L; C) I2V; D) I2L; E) I3V e F) I3L.

**Figura 25.** MEV das áreas cervicais: A) I1V; B) I1L; C) I2V; D) I2L; E) I3V e F) I3L.

**Figura 26.** Problemas no apalpador de contato na análise de vales estreitos ou sulcos. Falha no processamento da profundidade total do sulco na amostra B. Apesar das diferenças entre as amostras A e B os perfis são similares.

**Figura 27.** Interferometria a laser. Representação do fenômeno de reflexão do raio laser (A) possibilitando a leitura da superfície. B) Fenômeno de difusão do feixe laser, causado pela curvatura da superfície, impossibilitando a leitura.

## II. TABELAS

**Tabela 1.** Valor mínimo, valor mínimo, máximo e mediana de Sa ( $\mu\text{m}$ ).

**Tabela 2.** Valor mínimo, valor máximo e mediana de Sq ( $\mu\text{m}$ ).

**Tabela 3.** Valores de SSk e Sk expressos em frequência.

### III. ABREVIATURAS E SIGLAS

MEV - Microscopia eletrônica de varredura.

$\mu\text{m}$  - Micrometro.

Ra - Rugosidade média de um perfil.

Sa - Rugosidade média de uma área.

$f$  - Comprimento de amostragem.

Rq - Rugosidade quadrática média de um perfil.

Sq - Rugosidade quadrática média de uma área.

Rsk - Coeficiente de simetria de um perfil.

Ssk - Coeficiente de simetria de uma área.

Rk - Coeficiente de achatamento de um perfil.

Sk - Coeficiente de achatamento de uma área.

$\pm$  - Mais ou menos.

% - Porcentagem.

< - Menor.

> - Maior.

MPa – Mega Pascal.

Kg – Quilogramas.

g – Grama.

N – Newtons.

mm – Milímetro.

P – Probabilidade.

X – Magnitude de aumento de tomada.

## RESUMO

Este estudo testou a hipótese de que a topografia de superfície do esmalte humano é influenciada pela idade e a face do órgão dental. Analisou-se a topografia de superfície do esmalte humano dividido em 3 grupos de idades ( $n = 45$ ) e subdivididos em 2 subgrupos: I1V, não erupcionado na face vestibular; I1L, não erupcionado na face lingual; I2V, idade entre 20 e 40 anos na face vestibular; I2L, idade entre 20 e 40 anos na face lingual; I3V, idade entre 41 e 60 anos na face vestibular; e I3L, idade entre 41 e 60 anos na face lingual. As amostras foram metalizadas e analisadas em interferômetro a laser (Microfocus Expert IV). Os parâmetros de topografia considerados foram: média aritmética das alturas de picos e vales ( $S_a$ ), desvio padrão das alturas de picos e vales ( $S_q$ ), coeficiente de simetria ( $S_{sk}$ ) e coeficiente de achatamento ( $S_k$ ). Os valores foram submetidos à análise estatística e aplicados os testes de Kruskal-Wallis, Wilcoxon e de correlação de Spearman ( $p < 0,05$ ). Os resultados em  $\mu\text{m}$  foram  $S_a$ : I1V-  $1,36 \pm 0,58$ , I2V-  $1,37 \pm 0,25$ , I3V-  $1,26 \pm 0,72$ , I1L-  $1,63 \pm 0,46$ , I2L-  $1,28 \pm 1,28$ , I3L-  $1,43 \pm 0,78$ ;  $S_q$ : I1V-  $1,98 \pm 0,94$ , I2V-  $2,03 \pm 1,00$ , I3V-  $1,84 \pm 1,09$ , I1L-  $2,57 \pm 0,93$ , I2L-  $3,01 \pm 1,83$ , I3L-  $2,09 \pm 1,04$ . Os valores de  $S_{sk}$  e  $S_k$  das amostras foram apresentados em frequência, pois apresentam distribuição variando em intervalos com valores positivos e negativos.  $S_{sk}$ : de 87% (I2V e I1L), 60% (I1V e I2L) e 73% (I3V e I3L) de valores negativos indicando predominância de vales e entre 60 e 67% das amostras apresentaram valores de  $S_k < 3$ , indicando que para os grupos I1V, I2V, I3V, I2L, I3L predominou picos altos e vales baixos. Os resultados mostraram que nas condições desse estudo a rugosidade superficial do esmalte vestibular e lingual de dentes não erupcionados e erupcionados com diferentes idades, foi alterada com tempo de exposição na cavidade oral com alterações presentes nos parâmetros funcionais de rugosidade: coeficiente de simetria ( $S_{sk}$ ) e de achatamento ( $S_k$ ). O coeficiente de achatamento ( $S_k$ ) foi o único que apresentou correlação com a idade, associado à análise morfológica superficial por MEV, porém apenas as faces vestibular e lingual dos dentes não erupcionados apresentaram diferenças estatisticamente significante no

parâmetro  $S_q$  (rugosidade quadrática média), enquanto que nenhuma diferença foi detectada nos demais valores de  $S_q$  e de  $S_a$  (rugosidade média).

**Palavras chaves:** rugosidade, esmalte dentário, dente humano.

## ABSTRACT

This study tested the hypothesis of that the surface topography of human enamel is influenced by the age and the face of the tooth organ. It was analyzed the human enamel surface topography divided in 3 groups of ages ( $n = 45$ ) and subdivided in 2 sub-groups: I1V, not erupted in the vestibular face; I1L, not erupted in the lingual face; I2V, age between 20 and 40 years in the vestibular face; I2L, age between 20 and 40 years in the lingual face; I3V, age between 41 and 60 years in the vestibular face; and I3L, age between 41 and 60 years in the lingual face. The samples had been metallized and analyzed in laser interferometer (Microfocus Expert IV). The considered parameters of topography were: arithmetic mean of the heights of peaks and valleys (Sa), standard deviation of the heights of peaks and valleys (Sq), skewness (Ssk) and kurtosis (Sk). The values had been submitted to statistical analysis and applied the Kruskal-Wallis test, the Wilcoxon test and Spearman's correlation ( $p < 0.05$ ). The results in  $\mu\text{m}$  were Sa: I1V-  $1,36 \pm 0,58$ , I2V-  $1,37 \pm 0,25$ , I3V-  $1,26 \pm 0,72$ , I1L-  $1,63 \pm 0,46$ , I2L-  $1,90 \pm 1,28$ , I3L-  $1,43 \pm 0,78$ ; Sq: I1V-  $1,98 \pm 0,94$ , I2V-  $2,03 \pm 1,00$ , I3V-  $1,84 \pm 1,09$ , I1L-  $2,57 \pm 0,93$ , I2L-  $3,01 \pm 1,83$ , I3L-  $2,09 \pm 1,04$ . The values of Ssk and Sk of the samples had been presented in frequency, therefore they present distribution varying in intervals with positive and negative values. Ssk: of 87% (I2V and I1L), 60% (I1V and I2L) and 73% (I3V and I3L) of negative values indicating predominance of valleys and between 60 and 67% of the samples had presented values of  $Sk < 3$  indicating that for groups I1V, I2V, I3V, I2L, I3L predominated high peaks and low valleys. The results had shown that in the conditions of this study the surface roughness of the vestibular and lingual enamel of not erupted and erupted teeth with different ages, was modified with time of exposition in the oral cavity with alterations presents in the functional parameters of roughness: skewness (Ssk) and kurtosis (Sk). The kurtosis (Sk) was only one that presented correlation with the age, associated with the superficial morphologic analysis for SEM, however only the vestibular and lingual faces of not erupted teeth showed statistically significant difference in the Sq parameter (average quadratic roughness), while no difference was detected in the others values of Sq and Sa (average roughness).

**Keywords:** roughness, dental enamel, human tooth.

# 1. INTRODUÇÃO

O esmalte dentário humano é um tecido amplamente estudado por meio das mais variadas metodologias e técnicas visando esclarecer as características morfológicas (Fearnhead et al., 1982), químicas (Reitznerova et al., 2000), físicas e mecânicas (Rasmussen et al., 1976; Habelitz et al., 2001; Giannini et al., 2004). Meckel et al. (1965) observaram a estrutura do esmalte dentário por meio de microscopia e descreveram os prismas do esmalte como sendo em forma de fechadura de 5µm de diâmetro, destacando que a orientação dos cristais de hidroxiapatita no interior destas estruturas obrigatoriamente não se encontra na mesma direção, resultando em um tecido com característica anisotrópica. Outros estudos publicados avaliaram o comportamento anisotrópico relacionando a direção de forças aplicadas com a orientação dos prismas (Rasmussen et al., 1976; Meckel et al., 1965; Hassan et al., 1981, Meredith et al., 1996; Giannini et al., 2004). Outro importante aspecto que influencia no comportamento físico de um material é a característica de superfície (Jager et al. 2000).

O processo de formação e crescimento do esmalte resulta em características estruturais superficiais denominadas estrias de Retzius, linhas que evidenciam a aposição em camadas deste tecido e refletem a posição dos ameloblastos durante a amelogênese, caracterizando um padrão com ondulações (Risnes, 1985a; Risnes, 1985b). A estrutura e as propriedades superficiais podem ser importantes no processo de desgaste. Dependendo da estrutura da superfície, as propriedades internas e superficiais dos materiais podem ser diferentes (Gahr, 1987).

Estudo realizado por Zheng & Zhou (2005) avaliando a interação do atrito e o comportamento de desgaste de dentes humanos em diferentes idades, encontrou interação entre esses fatores, sendo que dentes decíduos e dentes permanentes mais velhos quando comparados a dentes permanentes de indivíduos jovens e de meia idade mostraram variações do coeficiente de atrito. Os dentes permanentes de pacientes jovens e de meia idade apresentaram maiores resistência comparados a dentes decíduos e dentes

permanentes de idosos, devido em parte à maior dureza e ao alinhamento mais perpendicular dos prismas do esmalte na superfície oclusal.

A perda de tecido duro na região cervical do dente é uma ocorrência clínica comum e tem sua descrição inicial relatada por Zsigmondy, em 1894. Historicamente, a perda de esmalte e dentina tem sido frequentemente atribuída particularmente ao efeito abrasivo das partículas de dentifícios (Dyer et al., 2001; Addy & Hunter, 2003). É crescente a aceitação da influência multifatorial na formação de lesões cervicais não cariosas envolvendo carga oclusal, corrosão por dissolução ácida e abrasão (Levitch et al., 1994; Spranger, 1995; Grippo et al., 2004). Lee & Eakle (1984) sugerem que cargas oclusais causem flexão das cúspides e gerem tensão na região cervical do dente. Essas tensões podem provocar rompimento dos cristais de hidroxiapatita causando perda do esmalte (McCoy, 1982; Lee & Eakle, 1984; Rees, 2000; Grippo et al., 2004). Este tipo de perda de tecido duro na junção cimento – esmalte foi conceituado como “abfração” por Grippo et al. (2004) para distinguir das lesões causadas por corrosão e abrasão.

O termo “superfície” pode ser entendido como a transição do material para o meio (Gahr, 1987). A amplitude e o padrão de desgaste do esmalte dentário sofrem influência da estrutura e dureza do esmalte, qualidade e quantidade de lubrificante existente no meio, incluindo pH, temperatura, duração do contato entre as superfícies opostas, a velocidade e direção do movimento (Mair et al., 1996; Kaidonis et al., 1998).

Entretanto, é necessário estudar as propriedades tribológicas dos dentes humanos, particularmente da região cervical, para então auxiliar na terapêutica envolvendo técnicas e materiais restauradores, visto que o desgaste dentário humano caracteriza-se como processo extremamente complexo que envolve reações mecânicas, térmicas e químicas (Zheng & Zhou, 2005). Muitos dos fatores como idade e mudanças patológicas, podem afetar a superfície do dente humano, resultando em alterações de comportamento de superfície. Poucos estudos têm sido realizados para revelar o efeito da idade no desgaste e atrito de dentes humanos.

Gera-se a hipótese de que as características superficiais (rugosidade) das faces vestibular e lingual são influenciadas pelo processo natural de desgaste em função do tempo de exposição na cavidade bucal.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. Estrutura morfológica e diversas características do esmalte dentário humano:

Este intrigante tecido calcificado possui algumas características únicas, tais como: ser de origem epitelial, acelular no estágio adulto, com grandes cristais de apatita entre os minerais biológicos e uma menor fração de proteínas ainda não bem conhecida (Frank, 1979). Angmar-Mansson, (1971) por meio de estudos microrradiográficos quantitativos do desenvolvimento do esmalte humano confirmou que a mineralização é um processo contínuo.

No esmalte adulto o componente orgânico estimado é menor que 0,3% do peso e é constituído por 58% de proteína e 42% de lipídios com traços de açúcar, citrato e íons de lactose. A parte lipídica é constituída de: triglicérides (30%), colesterol (20%), éster de colesterol (20%), lecitinas (10%) e 20% de lipídios neutros e complexos. Estes lipídios possuem a seguinte composição de ácidos graxos: ácido palmítico (22%), ácido oléico (20%) e ácidos esteáricos (15%). Uma completa extração de lipídios do esmalte apresenta certa dificuldade e alguns lipídios polares podem ser extraídos apenas após a descalcificação (Odutuga, 1974). Várias concentrações de proteínas têm sido descritas no esmalte adulto dependendo da localização no arco, da superfície ou profundidade. Proteínas insolúveis são quantitativamente predominantes. Glicina, alanina, ácido glutâmico, serina e prolina são frequentemente encontradas (Weatherell, 1975). Com relação à estrutura da matriz de proteína do esmalte a maioria dos autores seguem o estudo de Eastoe (1963), o qual considera essa matéria orgânica como gel tixotrópico. A orientação dos cristais de apatita tem sido explicada pelas forças de escoamento e esse conceito de matriz orgânica gel está confirmada no esmalte maduro ocupando a posição entre os cristais durante seu crescimento.

Meckel et al. (1965) descrevem a estrutura do esmalte dentário humano, decíduo e permanente, observada por microscopia eletrônica em secções ultrafinas e de réplicas de superfícies serradas e polidas levemente

condicionadas de dente decíduo e permanente maduro. As amostras eram cuidadosamente marcadas para que fossem mantidas as orientações dos cubos relativos a estrutura dentária original. Foram feitas microscopias das superfícies vestibular e lingual de dentes humanos, excluindo a região próxima à junção amelo-dentinária. Os cristais do esmalte estão destacados na microscopia eletrônica e bruscas mudanças de orientação dos cristais nos limites entre prismas fornecem definição para a forma dos cortes, que podem ser descritos como fechadura. A circunferência da cabeça do prisma é por volta de 5µm de diâmetro. A maior dimensão do prisma neste corte, é observada no sentido do topo da cabeça para a extremidade da cauda, sendo em média 9 microns. O corte da cabeça dos prismas revelou orientação destes orientado para a superfície oclusal do dente. As microscopias eletrônicas também demonstraram que os cristais de um prisma individual não são todos na mesma direção, sendo ao longo dos prismas com ângulos de 0° a aproximadamente 70°. Não foi encontrada condição compatível com “substância interprismática” e realmente não há evidência para tal na microscopia eletrônica. As junções entre prismas estão marcadas por abrupta mudança na orientação dos cristais. O ângulo entre os cristais nos prismas adjacentes pode exceder 60° sem mineral. *Gaps*, ricos em matéria orgânica encontrados em microscopias de esmaltes humanos maduros sugerem que estes simplesmente são as últimas regiões a mineralizar, e não representa bainha ou outra estrutura. Desvios locais da estrutura dos prismas ocorrem particularmente nas extremidades dos incisivos, extremidades de cúspide e próximo a junção amelo-dentinária, mas o padrão de fechadura dos prismas de esmalte parece ser básico.

Em 1974, Young comentou que os prismas consistem de um pacote compacto de cristais de carbonato de hidroxiapatita, que são envoltos por uma fina camada nanométrica de enamulina e orientada ao longo do eixo dos prismas. A área interfacial entre os prismas é conceituada esmalte interprismático, rico em proteína e resultado de incoerente combinação de cristais de diferentes orientações nesta área (Warshawsky, 1989).

Linhas de Retzius são fenômenos comumente encontrados na superfície do esmalte e representam manifestações diretas do padrão de

crescimento. Estão associadas ao crescimento em círculo assim como é encontrado em cortes transversais de troncos de árvores. As linhas de Retzius aparecem como círculos concêntricos na secção transversal dos dentes. Em secções longitudinais, elas contornam a cúspide e correm obliquamente da junção dentina-esmalte para a superfície externa na porção superficial da coroa. Distúrbios metabólicos durante a amelogênese podem produzir linhas de Retzius proeminentes (Weber et al. 1974).

Weber et al. (1974), estudaram o ritmo das linhas incrementais normais em dentes parcialmente desmineralizados e não desmineralizados, na região cervical de terceiros molares por meio de microscopia eletrônica de transmissão, microradiografia, contraste de fase e microscopia de interferência diferencial. Observaram que a região cervical externa apresenta linhas de Retzius extremamente proeminentes e apresenta término abrupto ou torna-se estruturalmente distinta no meio do esmalte. Estas linhas incrementais apresentaram bandas radiolúcidas separadas por largas bandas radiopacas na porção externa do esmalte desmineralizado, o que não são evidentes no interior do mesmo. Ultraestruturalmente, a concentração de cristais dentro dos espaços triangulares associados com padrão de degraus são menos encontradas no esmalte adjacente. O final dos prismas forma passos em forma de degraus, frequentemente demonstrando a grande concentração de cristalitos que circundam as porções dos prismas e que são frequentemente expandidos. As linhas de Retzius curvilíneas na camada aprismática são aproximadamente de 1  $\mu\text{m}$  de largura e também exibem a diminuição de concentração de cristais. Entretanto, regiões que apresentam cristalitos deficientes podem ser representadas por áreas que possuem densidades iguais às que circundam o esmalte, mas devido à diferença de orientação de cristais favorecendo a dissolução ácida. Linhas de Retzius na superfície da região cervical de terceiros molares representam deficiência intrínseca de cristais devido ao desenvolvimento da microestrutura do esmalte.

Suga et al. (1974) também relataram casos de deficiência de maturação pós-eruptiva na sub-superfície. E é possível perceber assim, algumas variações no conteúdo mineral após o período de erupção.

Listgarten (1976) propôs uma classificação das coberturas superficiais, ainda imperfeita, mas mais precisa que as existentes. Uma revisão de determinados termos usados para descrever coberturas superficiais que possam favorecer diagnósticos. A seguinte classificação das coberturas de superfície do dente é baseada na origem e na natureza. Quanto à origem pode ser dividida em:

a) coberturas de origem do desenvolvimento: originadas durante a formação e desenvolvimento normal do dente. São elas: epitélio reduzido do esmalte, cemento coronário, cutícula dentária e matriz do esmalte subsuperficial.

b) películas adquiridas: formadas após a erupção dentária. São agrupadas em película salivar, bacteriana, cálculo, pigmentos superficiais, cutícula dentária, película da subsuperfície e película complexa.

Assim, esta divisão proposta pelo autor proporciona classificação dos revestimentos superficiais, entretanto não deve ser definitiva, indicando que novos conhecimentos são necessários para precisa classificação.

Analisando a ultra-estrutura da superfície do esmalte, Palamara et al. (1980) revelou-se uma considerável diferença entre dentes irrompidos e não irrompidos. A superfície do esmalte dos não irrompidos consiste de uma película superficial não estruturada de aproximadamente 0,5 a 1,5  $\mu\text{m}$  de espessura. Imediatamente abaixo há uma camada de pequenos cristais dispostos livres e folgadoamente de 5nm, entremeados à matriz não mineralizada, intercalado a esses delicados cristais distribuídos ao acaso. Nos dentes irrompidos, essa camada não estruturada e aquela formada pelos pequenos cristalitos são rapidamente perdidas devido à influência do meio bucal, como abrasão, erosão e atrição. Além disso, apresentam-se cobertas por uma película adquirida, composta por matéria orgânica e microrganismo.

A rugosidade superficial do esmalte dentário pode ser medida apresentando valores superficiais de 10-30  $\mu\text{m}$ , de tal modo que as periquimácias são estruturas superficiais que contribuem para valores de rugosidade (Leitão & Hegdahl, 1981).

Fearnhead et al. (1982), examinaram dentes humanos erupcionados, parcialmente erupcionados por meio de luz polarizada, microradiografias de contato, e MEV. Em dente recém-erupcionado a superfície porosa do esmalte é banhada no meio de saliva beneficiando a mineralização. É razoável assumir que o processo de maturação continuará e os poros serão preenchidos com minerais. Se por outro lado o meio com saliva não beneficia a mineralização ou se difusão iônica para o esmalte é prevenida por alguma razão, as porosidades da superfície e sub-superfície presumidamente continuam. Quando esta porosidade da superfície e sub-superfície é extensa, pode causar difusão de lesões de mancha branca de esmalte hipomineralizadas.

Esta condição, na opinião do autor, que a porosidade superficial pode ser devido alterações nos estágios finais de maturação, assim como devido mal função dos ameloblastos na sua fase de atividade formativa. Entretanto, interferência na função dos ameloblastos durante os estágios de maturação pode afetar a degradação e remoção de alguma fração de aminoácido da amelogenina, e pode resultar em relativos resíduos amplos de material orgânico remanescente entre os cristais. Isto pode, talvez, interferir de algum modo no crescimento do cristal e seu empacotamento durante os estágios finais de maturação. Neste caso é que igual presença de adequada população de íon e acessibilidade de caminho de difusão, a presença de “contaminante” orgânico pode favorecer a suspensão do crescimento dos cristais já presentes. Análises em MEV das superfícies de ambos os dentes não-erupcionados e erupcionados tratadas com hipoclorito, mostraram um número aleatório de pequenas regiões de deficiência mineral, aparentemente associada com o final dos prismas. Estas regiões defeituosas na superfície podem ser associadas com estas regiões translúcidas demonstradas com luz polarizada estendendo para fora da superfície.

No humano, a região cervical de um terceiro molar superior impactado feminino de 22 anos mostrou incompleta maturação da superfície e sub-superfície, entretanto o mesmo doador do terceiro molar do outro lado, o qual estava totalmente erupcionado e em função, apresentou menor evidência

da porosidade superficial. Várias observações mencionam a literatura sobre a progressiva redução da permeabilidade do esmalte e os resultados obtidos em pesquisas experimentais com capacidade de remineralização indicam que a maturação pós-eruptiva da saliva pode ocorrer naturalmente no humano. As camadas superficiais e sub-superficiais em contato com a saliva estão constantemente sujeitas as mudanças no meio iônico, o qual pode resultar em microscópicas mudanças na densidade mineral do esmalte. Assim, os estágios finais de maturação do esmalte podem ser completados pós-erupção, mas não conhecida a frequência que ocorre naturalmente até este momento.

Fejerskov et al. (1984) a partir de amostras de terceiros molares não irrompidos, analisados por MEV constataram que as superfícies do esmalte das faces vestibular e lingual apresentaram as mesmas características morfológicas. Entretanto, variações no padrão estrutural da superfície do esmalte foram observadas de acordo com as regiões no sentido oclusal.

O esmalte dentário maduro na época de erupção exibe grande variação regional quanto ao aspecto morfológico de sua superfície. A presença de estrias de Retzius, fissuras e outras irregularidades contendo proteínas de origem desenvolvimental, juntamente com espaços intercristalinos atuam como caminho de difusão através do esmalte. Durante a erupção do dente na cavidade oral, a superfície fica exposta a traumas químicos, como mudanças intermitentes de pH, traumas físicos como atrito durante a mastigação, escovação e que inevitavelmente influenciam na microestrutura e na composição química da superfície do esmalte (Mjor & Fejerskov, 1999).

No esmalte humano acredita-se que estrias de Retzius são linhas incrementais refletindo o crescimento aposicional do esmalte, são visíveis em cortes longitudinais e transversos, caracterizando a superfície externa. Risnes (1985a), por meio de MEV analisando 10 primeiros pré-molares inferiores, comenta que os planos das estrias de Retzius unem no encontro de dois planos, sendo este estudo um dos pioneiros na verificação da natureza das estrias de Retzius em relação à extensão e continuidade no espaço tridimensional. O autor destaca que estas estrias são consideradas características normais com relação à frequência e regularidade com que

ocorrem no esmalte humano, resultado do alinhamento final dos prismas que são cortados obliquamente.

Risnes (1985b) estabeleceu que existiam duas configurações para periquimáceas na superfície do esmalte humano: círculos fechados e espirais contínuos, que apresentam padrão predominante e regular, paralelamente, alternando entre cristas e sulcos circunscrevendo a superfície do esmalte, no plano transversal originando a rugosidade ao longo do eixo do dente. Analisando por MEV a superfície de um pré-molar inferior recém-erupcionado, o autor conclui que as periquimáceas encontradas apresentam padrão geométrico de círculos fechados e ainda comenta sobre o fato de que erros na metodologia estão excluídos.

As Estrias de Retzius, quando comparadas às regiões dos dentes, pode-se dizer que estão mais presentes na porção cervical e não são encontradas igualmente em todos os indivíduos, e quando presentes, vão se tornando menos visíveis com a idade. O esmalte torna-se menos permeável, à medida em que os poros diminuem pela aquisição de íons pelos cristais. Dentes de pacientes na faixa etária de 20 anos revelaram que o esmalte é duas vezes mais permeável que o esmalte dentário de pacientes de 40 a 60 anos (Ten Cate, 1998).

Willems et al. 1991 avaliaram a rugosidade superficial obtida após escovação *in vitro* de compósitos resinosos com dentifrícios disponíveis no mercado, e a média dos valores de rugosidade superficial *in vivo* do esmalte com esmalte oclusal de áreas de contato. O valor determinando quantitativamente, a rugosidade do esmalte dentário serviu como critério de comparação com rugosidade superficial dos materiais restauradores resinosos os quais foram examinados com perfilometria e microscopia eletrônica de varredura. A média da rugosidade superficial da área de contato de esmalte com esmalte foi de  $0,64 \pm 0,25$   $\mu\text{m}$  apresentando diferença significativa entre os compósitos resinosos avaliados.

## **2.2. Propriedades mecânicas e físicas do esmalte dentário humano:**

Tyldesley (1959) por meio de teste de flexão de 4 pontos estudou as propriedades mecânicas da dentina e do esmalte, correlacionando os valores obtidos com a idade, sexo do paciente e ainda quanto a ausência e presença de cárie. Utilizou amostras de dentina e esmalte de dentes anteriores e posteriores, que sofreram carregamento até a fratura e a partir destes dados foram calculados o módulo de elasticidade, o limite de proporcionalidade e a tensão de fratura. O autor comenta sobre o comportamento elástico da dentina e do esmalte, este apresentando claramente maior módulo de elasticidade devido menor deformação. O comportamento do esmalte é apresentado por materiais friáveis, assim a deformação elástica termina no ponto de fratura.

Neste trabalho o autor avaliou também por meio de microscopias as linhas de fratura, que apresentaram ampla extensão de inclinação em direção a tensão principal. Como as fraturas foram típicas, em primeira instância, a falha compressiva do material friável ocorreu ao longo de linhas de fratura, o que para o esmalte é o comportamento esperado devido seu alto conteúdo inorgânico. Isso sugere que a falha do esmalte é tomada simultaneamente na compressão e tensão no meio da amostra flexionada. A fratura no final é a combinação de características de dois tipos típicos de fratura. A primeira falha é provável do lado de tensão da amostra e a resultante mediata da deformação da amostra favorecendo trincas de ambos os lados. Microscopicamente, as trincas passaram diretamente do interior da superfície para a junção amelo-dentinária, terminando na junção, e muito frequentemente, dentro da dentina, a penetração das trincas atingia uma menor distância dentro da junção. O curso das fraturas, embora no geral nas linhas dos prismas, não sofria relação com a direção dos prismas. As trincas atravessavam os prismas em todos os ângulos e corriam paralelamente aos mesmos, concluindo que o valor do módulo de elasticidade do esmalte não é afetado pela idade do paciente e as fraturas da dentina e do esmalte ao longo dos planos são determinadas preferivelmente pela distribuição da tensão que pela estrutura dos materiais.

Estudos das propriedades micromecânicas do dente usualmente envolvem testes de microdureza feitos por indentações Vicker e Knoop (von

der Fehr et al., 1967). Entre outras propriedades, a dureza e o módulo de Young são maiores quando medidos no padrão oclusal que em secções transversais, para dentes individuais de 3.7 e 3.1 MPa e módulo de 98 e 86 MPa são determinados nas superfícies oclusais e longitudinais, respectivamente.

Para estudar o comportamento friccional e falhas superficiais do esmalte humano Powers et al. (1972) utilizaram doze terceiros molares e realizaram teste de desgaste, mediram a força tangencial e posteriormente a falha superficial foi analisada por MEV. Os autores afirmaram que a falha na superfície durante o desgaste pode ser influenciada de certa forma pelo tamanho do edentador (relativo ao tamanho dos prismas do esmalte) usado no teste. O maior diâmetro da parte causadora de desgaste como a usada neste estudo pode distribuir a carga entre os prismas, o que resulta em ductilidade. O menor diâmetro deste dispositivo com raio menor que 2  $\mu\text{m}$ , entretanto, pode ser esperada concentração de tensão em apenas um prisma. Nesta condição, a falha superficial pode ser diferente. Concluíram assim, com esse estudo, que o comportamento friccional e a falha superficial do esmalte avaliados em situação de umidade, sob cargas acima de 1Kg, apresenta ductilidade no centro da trinca. Trincas intermitentes foram observadas sugerindo a propagação ao redor dos prismas de esmalte e seguindo a fenda no esmalte e na dentina.

Ramussen et al. (1976) concluíram que a fratura de ambos, esmalte e dentina, são anisotrópicos, com esmalte possuindo menor tensão crítica para fratura que a dentina. Embora a resistência à fratura tenha sido discutida, este parâmetro não foi calculado neste estudo.

Estudos realizados por Yettram et al. (1976), por meio de estudo de elementos finitos analisaram a distribuição de tensão apresentado por pré-molar hígido e restaurado submetido a força mastigatória. Os autores comentam neste estudo o comportamento do esmalte próximo a junção amelo-cementária, que apresenta elevado acúmulo de tensão, devido a distribuição de tensões por esta fina camada de tecido para então ser transmitida para a porção radicular do dente e conseqüentemente para o alvéolo de suporte. Fica

evidente que restaurações realizadas na região cervical do dente podem estar sujeitas a alta tensão de compressão apesar destas áreas não estarem susceptíveis ao contato direto de tensão mastigatória, assim pode ser essa alta tensão a responsável pela dor apresentada por pacientes que receberam restaurações cervicais. A presença de tensão de grande magnitude induzida próximo a junção amelo-cementária pode ter sérias conseqüências, causando remoção dos prismas de esmalte nesta região, facilitando a instalação do processo carioso. Concluem que o uso de elementos finitos para análise de aspectos de desenho de restaurações é bem aplicável.

Baseados em mecanismos clássicos de fratura, Hassan et al. (1981) avaliaram quatro dentes humanos, 2 incisivos centrais (superior e inferior), um molar inferior e canino superior usando a face vestibular. Os testes foram realizados com indentador de diamante Vickers para avaliar a dureza na região cervical, média e incisal do dente. Os autores discutem que a variação da resistência à fratura não é completamente entendida, mas é devido a combinação de fatores, grau de calcificação e o mecanismo de resistência dentro da ultra-estrutura do esmalte. Quando um material friável é deformado por indentador piramidal, a fratura pode ocorrer usualmente nos cantos onde a tensão é máxima. As trincas da indentação ocorrem paralelamente aos prismas de esmalte, sendo razoável assumir que os cristais de hidroxiapatita não necessariamente quebrem durante a fratura podendo ser tratados como unidades integrais. A propagação de trincas é preferencialmente no plano que caracteriza o caminho mais frágil de fratura do dente. Concluíram que teste de indentação mostrou ser efetivo na estimativa das características de resistência a fratura do esmalte. Esta técnica proporciona valores de resistência à fratura os quais variam entre diferentes regiões do dente com tendência de aumentar da incisal para a cervical. As trincas das indentações demonstraram algum grau de fratura preferencial com o caminho de fratura frágil paralela com eixo cervical-incisal. Esta direção de fratura acredita-se que é dependente da orientação da cabeça do edentador com a estrutura do esmalte.

Há trabalhos publicados na literatura estudando o comportamento de desgaste do esmalte dentário humano na face oclusal. Zheng & Zhu (2005)

esclarecem o atrito e o comportamento de desgaste em dente humano em diferentes idades. Usando amostras planas de dentes molares humanos (decíduos e permanentes de pacientes com 18, 35 e 55 anos), à partir de uma superfície padronizada por polimento, realizou testes de desgaste friccional (simulando condições reais de desgaste) usando uma esfera de liga de titânio como contra-corpo associado ao teste de microdureza. Os riscos resultantes do desgaste foram avaliados em microscópio confocal e a microdureza da superfície do dente humano foi testada com teste de 10-20 indentações com carga de 50g na superfície polida usando indentador do tipo Vickers. Grande quantidade de depressões e sulcamento apareceram na superfície desgastada do dente permanente de 55 anos em comparação com dentes permanentes de idades jovens e meia idade. Os prismas de esmaltes na superfície desgastada estão relativamente intactos para os dentes permanentes de ambas as idades (jovens e meia idade), enquanto os prismas de esmalte nas superfícies desgastadas mostraram severa deformação plástica para ambos dentes decíduos e permanentes de 55 anos.

O atrito e o comportamento em desgaste dependem fortemente das propriedades mecânicas, microestrutura e composição química do dente. A dureza do dente decíduo é menor que o dente permanente. O desgaste é maior no dente decíduo e no dente permanente de 55 anos que os dentes jovens e de meia idade. Foi encontrado diferença estatisticamente significativa entre dureza e não há diferença entre desgaste em regiões mais profundas do dente permanente jovem e meia idade. Isto implica que a microdureza não é apenas o fator que influencia no atrito e no comportamento de desgaste do dente humano. Dente decíduo, como o tecido duro em crescimento, mostrando mais fase orgânica, e a densidade dos prismas de esmalte são menores se comparado com o dente permanente. A observação implica que o dente decíduo possui melhor resistência e menor resistência ao cisalhamento que os dentes permanentes. Baixa resistência cisalhante também resulta em trincas e escamação da superfície desgastada do dente decíduo e é menor no desgaste profundo, comparando com dente permanente. Na superfície oclusal o tamanho da unidade dos prismas de esmalte são similares entre os dentes

permanentes jovens e de meia idade, mas menores o tamanho dos prismas dos dentes permanentes de maior idade. Muitos dos prismas de esmalte são aproximadamente perpendiculares a face oclusal para o dente permanente jovem e meia idade, os quais foram os mesmos para os dentes decíduos.

Assim, este estudo mostrou que o atrito e o comportamento de desgaste do dente humano interagem fortemente com idade. Comparando o dente permanente de paciente jovem e com meia idade, algumas flutuações do coeficiente de atrito são observadas entre dente decíduo e dente permanente de maior idade. O dente permanente jovem e de meia idade tiveram melhor resistência que o dente decíduo e o permanente de maior idade, em razão da maior dureza e do alinhamento mais perpendicular dos prismas do esmalte nas suas superfícies oclusais.

Estudos prévios mostram que a dureza da face oclusal é decidida pela posição vertical do dente, parcialmente devido a mudança do alinhamento dos prismas de esmalte para posição inclinada relativa a superfície oclusal (Cuy et al., 2002).

Habelitz et al. (2001) analisaram as propriedades mecânicas dos prismas de esmalte na área de cúspide nas diversas orientações usando microscópio de força atômica combinado com nano-indentação e estudaram a influência do condicionamento ácido nas propriedades físicas. Foi encontrado que o condicionamento não altera significativamente a resposta elásto-plástica do esmalte. Elasticidade e dureza estão em função da textura microestrutural. Módulo de Young foi de 87,5 e 72,7 MPa e média de dureza de  $3,9 \pm 0,3$  e  $3,3 \pm 0,3$  MPa foram encontrados nas direções paralelas e perpendiculares aos prismas de esmalte, respectivamente. Análise de variância mostrou ser significativa a diferença. A anisotropia do esmalte é relatada devido o alinhamento dos cristais de apatita e natureza da composição dos prismas. Propriedades mecânicas também foram estudadas nas diferentes localizações de um prisma de esmalte. Comparando com a área da cabeça e dos prismas, módulo de Young e dureza são menores que na área de cauda e esmalte interprismático, o que pode ser atribuído às mudanças de orientação de cristal e maior conteúdo de tecido orgânico nestas áreas.

Com a proposta de determinar a tensão elástica máxima do esmalte, dentina e na junção cimento-esmalte em função de sua localização e orientação, Giannini et al. (2004) usando a técnica de microtraçamentamento para testar a hipótese de que a maior tensão elástica das estruturas dentárias varia de acordo com a localização e a natureza do tecido os autores usaram a superfície oclusal de terceiro molares intactos, que sofreram condicionamento ácido e aplicação de sistema adesivo para então receberem uma camada de resina composta. Os seccionamento das amostras foram realizados em função da orientação dos prismas do esmalte e da profundidade. Foi verificado que o esmalte tensionado transversalmente a orientação dos prismas foi significativamente mais frágil. Os autores concluíram deste estudo que a tensão elástica máxima da dentina, da junção amelo-dentinária e do esmalte são variável. Adicionalmente, o esmalte mostra-se com comportamento anisotrópico e a resistência da dentina foi influenciada pela localização intradentária. Talvez dentina mais profunda seja mais frágil devido a maior largura, e maior número dos túbulos e estes devem servir como locais para início de trincas.

### **2.3. Desgaste e lesões superficiais no esmalte dentário humano:**

O estudo do desgaste de tecido duro dentário no homem tem sido limitado em observações das condições fisiológicas e patológicas, que causam desgaste e com a tentativa de simular os efeitos de procedimentos de higiene como o uso de escova e dentifrícios nos tecido duros em laboratório, foi comentado por Powers et al. (1972). Após o trauma dental, cárie e doença periodontal, a lesão cervical não cariiosa (LCNC), genericamente chamada de desgaste dental é o fator de maior ameaça a função e a longevidade da dentição humana (Hooper et al., 2003).

O processo de desgaste pode ser definido como “progressiva perda de substância de uma superfície que atua em um corpo, ocorrendo desgaste como resultado de um movimento relativo da superfície”. Desgaste e atrito são devidos o contato das superfícies em movimento relativo e a estrutura e as

propriedades das superfícies podem ser muito importantes neste processo (Gahr, 1987).

Bergström & Lavstedt (1979) avaliaram 818 indivíduos com relação aos hábitos e qualidade da escovação, uso de dentífrico foram relatados como critério de abrasão. Os resultados mostraram a abrasão com prevalência de 30% e depressões em forma de cunha foram observadas em 12%. A relação entre abrasão e escovação ficou evidente, e a prevalência e a severidade da abrasão estiveram correlacionadas com a freqüência e fraca relação com os dentífricos. A importância da técnica de escovação para o desenvolvimento de lesões de abrasão foi elucidada. Houve correlação entre idade e abrasão, afirmando que a abrasão aumenta com a idade.

Lee & Eakle (1984) discutem a etiologia das lesões cervicais. Discorrem sobre a perda não cariada de estrutura dentária, classificando em três categorias: abrasão, atrição e erosão. A abrasão é a perda de substância dental por meio mecânico, como por exemplo, a escovação. Atrição é a perda de estrutura dentária causada por desgaste em função ou parafunção e inclui mastigação normal ou bruxismo. Erosão é a perda de estrutura dentária por processos químicos ou idiopáticos, erosão química é geralmente causada por ácidos provenientes da origem da dieta, do meio e do estômago. Erosões idiopáticas são usualmente encontradas nas superfícies cervicais dos dentes e frequentemente são confundidas com erosões ácidas e abrasão por escova de dente. Estudos citam a abrasão por escova de dentes e dentífricos como uma possível causa de erosões cervicais, outras não podem ser explicadas adequadamente somente por esse processo.

Observações de lesões cervicais cuneiformes podem indicar que tensões oclusais no dente e são o maior fator inicial dessas lesões, visto que estão presentes no aparelho mastigatório durante função três tipos de tensão: compressiva, elástica e cisalhante. Os autores discutem que há várias hipóteses para explicar a etiologia das lesões cervicais erosivas, que incluem abrasão mecânica causada pela escovação, dissolução química por ácidos e a fragilidade intrínseca da estrutura do dente na superfície cervical e trauma oclusal. Porém, é difícil explicar como esses processos podem frequentemente

causar uma lesão em um dente e não no dente adjacente. Contudo, os autores concluem que não há nenhum mecanismo satisfatório ainda proposto para explicar como o trauma oclusal e o bruxismo podem produzir erosões cervicais, embora a tensão elástica proposta como fator iniciante na etiologia das erosões cervicais, fatores múltiplos afetam o processo de desenvolvimento, como por exemplo, a presença de acidez, tanto da placa como da dieta, estômago ou de outras origens, que podem ter papel contribuinte na dissolução da substância do dente, particularmente na desorganização pela tensão elástica.

Com o objetivo de discutir o mecanismo fundamental de desgaste, Mair et al., 1996 relataram manifestações e como mensurar o desgaste na odontologia, conceitos que podem ser aplicados por engenheiros, clínicos e pesquisadores de materiais. Um fator importante o qual determina o total de desgaste é o tempo durante o qual as superfícies estão em movimento. Assim pacientes estão mantendo seus dentes naturais por mais anos, o potencial para desgaste é maior e isto se torna um crescente problema clínico. Embora tenha sido costume considerar o desgaste dentário e desgaste de materiais campos separados de pesquisas, os mesmos processos fundamentais são ativos em todas as estruturas. Para cálculo e monitoramento de desgaste é necessário entender como pode ser medido e avaliado, clinicamente e em laboratório.

Desgaste pode ser definido como “a última consequência de interação entre superfícies as quais são manifestadas em gradual remoção de material”. Em geral é possível distinguir 4 tipos de processo de desgaste: desgaste adesivo ocorre quando o deslizamento de uma superfície contra a outra, os efeitos da fricção causam asperezas em uma das superfícies para tornarem soldadas a frio na outra superfície. Desgaste Abrasivo é provavelmente o tipo mais comum de desgaste, ocorre quando asperezas duras removem de superfícies mais macias. Estas asperezas podem ser parte integrante de uma superfície (as partículas aglutinadas proeminentes do compósito dentário), ou podem separar partículas as quais são livres entre as superfícies. Desgaste por fadiga: quando uma superfície desliza sobre a outra há uma zona de compressão no material à frente do movimento. A deformação

plástica de materiais causa uma zona de tensão atrás do movimento e o desgaste corrosivo que pode ser descrito como camada de reativa que se forma na superfície então pode ser raspado fora por contato com o corpo. Os autores comentam sobre desgaste de materiais que pode ser causado por várias combinações de processos descritos acima. Discorrem sobre vários tipos de materiais entre eles: cerâmicas, polímeros e compósitos e também sobre a necessidade do conhecimento do comportamento de desgaste destes e materiais dentários, o local do desgaste nas estruturas dentárias, tempo de duração envolvendo as estruturas submetidas ao desgaste e o mecanismo como o qual ocorre.

Entretanto o desgaste pode ser classificado, por meio de um mecanismo de mensuração envolvendo o uso de modelos de réplicas da superfície. Simulação em laboratório é usada para estudo dos mecanismos de desgaste, mas não são capazes de prever o comportamento de desgaste clínico. Os últimos 10 anos têm visto um aumento da consciência da etiologia multifatorial do desgaste clínico. Embora tenha havido algum progresso no entendimento, este pode ser impedido por uma desnecessária inclinação para classificação e reprodução de manifestações clínicas para considerar os mecanismos acima. É essencial que estes estudos de desgaste na odontologia devam estar ligados a tribologistas que possuem muitos anos de experiência com materiais similares para serem usados em nossa profissão.

Grippo et al., (2004) propuseram redefinir os mecanismos responsáveis pelas lesões cervicais, visando simplificar o entendimento dos cirurgiões dentistas quanto a etiologia das lesões cariosas e não cariosas. A perda não-cariosa de estrutura dental na dentição humana pode ser classificada basicamente em: corrosão, atrição, abfração e abrasão. Atrição: termo clínico de atrição dental é usado para descrever a perda de estrutura dental dura causada pelo desgaste funcional ou parafuncional, de uma superfície contra a outra, como na mastigação normal, deglutição ou no bruxismo. É o resultado do contato dente a dente sem que haja qualquer objeto entre eles. Abrasão: é usado para descrever o desgaste patológico de tecido dental duro por meio de processos mecânicos friccionais entre o dente e

agentes exógenos anormais envolvendo objetos ou substâncias introduzidos na boca repetidamente. Exemplos de abrasão são hábitos orais nocivos como: morder haste do cachimbo, roer unha, manter objetos como grampos de cabelo ou pregos entre os dentes, abrir garrafas com os dentes (Grippio, 1991) e inapropriada ou excessiva escovação dental (Grippio, 1991). Corrosão: é a perda gradual de estrutura dental resultante primariamente de uma ação química não bacteriana, usualmente envolvendo substâncias ácidas como o ácido hidrocloreídrico proveniente do estômago, em casos nos quais os pacientes apresentam regurgitação, e ácidos presentes na alimentação (Grippio et al., 2004). Abfração é um termo usado para descrever lesão em forma de cunha na junção cemento esmalte do dente, causada por forças biomecânicas. Essas lesões ocorrem devido à flexão e então fadiga do esmalte e dentina localizada fora do ponto da carga. O efeito dessas forças, durante atividades estáticas ou cíclicas, que são determinadas pela direção, magnitude, frequência, duração e localização, estão sempre presentes e são inevitáveis sempre que os dentes estão em contato (Grippio, 1991).

Os autores comentam sobre a associação de mecanismos que frequentemente atuam durante a atividade interoclusais, assim ajudando a esclarecer a perda de tecido duro. São citadas as seguintes associações que podem ocorrer simultaneamente, seqüenciais e/ou alternado: atrição - abfração, abrasão - abfração, corrosão - abfração, atrição-corrosão, abrasão corrosão e a biocorrosão (cárie) - abfração. Assim, com este artigo os autores propuseram um esquema com o objetivo de proporcionar métodos de tratamento e de comunicação com os pacientes mais efetivos. O sucesso do diagnóstico e plano de tratamento requer observação da história do paciente e avaliação cuidadosa.

Jones et al. (2004) estudando o limiar dos pacientes para detectar com a língua diferentes níveis de rugosidade superficial nas restaurações. Segundo Van Noort (1983) informou que os pacientes são susceptíveis a sensibilidade da rugosidade superficial, sendo capaz de discernir ranhuras tão pequenas quanto 20µm devido melhor suprimento de fibras nervosas no dorso da língua. Foram usados discos de resinas confeccionados e polidas com

valores de rugosidade produzidos por abrasivos comumente usados no tratamento dentário. A rugosidade superficial foi medida por perfilômetro bidimensional e por meio de microscopia eletrônica de varredura. Vinte e cinco voluntários responderam um ranqueamento das 5 amostras em ordem de rugosidade usando a ponta de suas línguas. Um incisivo central superior foi analisado por meio de MEV para ser superfície de comparação com rugosidade média de 0,28mm. Apenas mais da metade dos voluntários ranquearam as amostras em ordem correta. Dentro dos limites deste estudo a média de rugosidade de 0,06-3,5µm, pacientes são capazes de distinguir entre diferentes valores de rugosidade de no mínimo 0,5 µm. O objetivo dos clínicos deve ser promover acabamento das restaurações para grau de lisura similar ao dente.

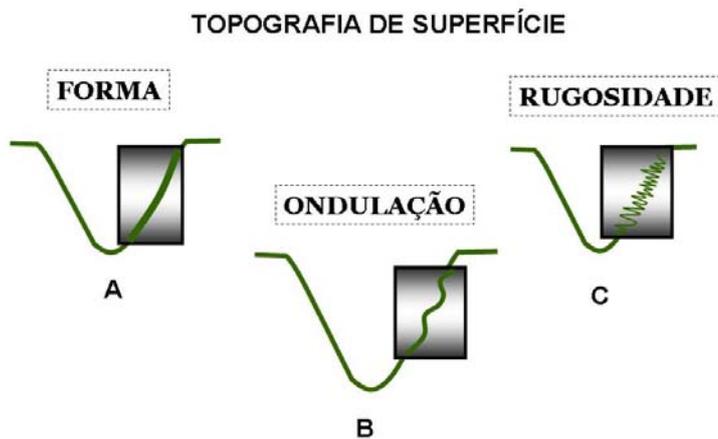
#### **2.4. Superfície:**

Dependendo da estrutura da superfície as propriedades do volume e as propriedades superficiais dos materiais podem ser substancialmente diferentes. O termo “superfície” pode ser entendido como a transição de material para o meio. Isto inclui casos onde a estrutura da superfície é alterada pela mudança de meio. Superfícies podem ser descritas:

a: topografia e estrutura

b: propriedades físicas, químicas e mecânicas.

A topografia superficial consiste em forma, ondulação e rugosidade (Wennerberg & Albrektsson, 2000) (figura 1). Assim, o cálculo da rugosidade é realizado quando erros de forma e ondulação são removidos. Frequentemente a topografia de superfície é descrita simplesmente por perfis bidimensionais. Altura máxima entre picos e vales ou os valores da linha mediana são parâmetros comumente usados para caracterizar a rugosidade superficial. Esta é uma camada altamente deformada podendo conter poros, trincas, óxidos e outros defeitos. Esta camada varia entre 0,3 µm pra as superfícies polidas e de 50µm para as superfícies alteradas.



**Figura 1.** Constituição da topografia de superfície: A) forma, B) ondulação e C) rugosidade.

Uma superfície real mecanicamente produzida por diversos processos e máquinas, não é idealmente lisa, mas com rugosidade superficial em diferentes escalas. Aparentemente, a rugosidade superficial influencia em uma importante função que é o padrão de contato e formação de película lubrificante. As características estáticas da rugosidade podem ser matematicamente determinadas pela distribuição das alturas tipo Gaussiana e não-Gaussiana. Por exemplo, modelação produz uma superfície de picos com coeficiente de simetria positivo enquanto que o esmirilamento, afiação, fresagem e processo abrasivo produzem rachaduras com coeficiente de simetria negativo, mas com valores de coeficiente de achatamento alto (Wang et al 2005).

Rugosidade é uma propriedade importante para o fenômeno superficial. Esta tem efeito no aumento da área superficial, influencia no atrito, e proporciona ligação com o material externo, por exemplo, placa dentária na superfície (Leitão & Hegdahl, 1981). E atualmente novos estudos, como por exemplo, apresentados por Schwartz and Boyan (1994) discutem sobre a influência da rugosidade superficial e topografia superficial na resposta celular. Estudos de Martin et al., (1994), usando modelo de cultura celular para investigação de superfície com rugosidade com diferentes distribuições ente as

diferentes áreas. Os autores referidos encontram que as culturas de células em superfícies mais rugosas mostraram maior diferenciação.

As propriedades dos materiais são influenciadas pela estrutura dos cristais, tamanho, forma e orientação, ou a composição química dos grãos. Elas dependem da densidade dos defeitos do cristal como as lacunas e discordâncias, o tipo, volume, tamanho, forma e orientação das fases secundárias, partículas precipitadas. Previsibilidade das propriedades de materiais multifásicos pode ser muito complicada (Gahr, 1987).

A organização dos átomos na superfície livre deve resultar em mínima energia livre. O estado de menor energia é representado por uma rede perfeita de cristais sólidos. A estrutura resultante mostra uma relação entre baixa energia devido a organização dos átomos da superfície em perfeita rede e a produção de energia com a área de superfície plana.

Cabe então comentar sobre algumas generalidades de uma das especialidades encontradas na engenharia mecânica e a tribologia que é definida como “a ciência e tecnologia das superfícies interagindo em movimento relativo e das práticas relacionadas” (Jost, 1966), que fomos buscar conhecimentos e métodos com o objetivo de auxiliar a resposta de alguns questionamentos. Tribologia engloba a investigação científica de todos os tipos de atrito, lubrificação e desgaste e também a aplicação técnica dos conhecimentos tribológicos.

## **2.5. Metodologia:**

A técnica de análise superficial mais usada, é a determinação de um perfil ao longo de uma linha da superfície usando artifício mecânico e para expressar a rugosidade por ondulações relativas de um perfil na mesma linha base. Neste caso a rugosidade pode ser expressa por diferentes formas. Na literatura odontológica os métodos para mensurar a rugosidade apresentam a quantificação da rugosidade ou parâmetros tem sido usado sem nenhuma discussão das propriedades ou nenhuma explicação de porque foi selecionada.

Rugosidade pode também ser considerada em várias formas. Em geral uma superfície pode ser considerada áspera caracterizada por protrusões e altos amplitudes de intervalos e pequenas ondulações. Se o comprimento de onda é longo, a superfície pode ser entendida como sendo lisa, mas ondulada (Leitão & Hegdahl, 1981).

Existem diversos métodos disponíveis para medir a textura da superfície podemos citar: contato do apalpador, medida por laser sem contato, microscopia eletrônica de varredura, método usando ar comprimido e mais recentemente, microscópio de força atômica tem sido indicado para uso em avaliação de textura superficial (Marshall et al., 1999; Habelitz et al., 2001). Dos métodos citados, o de contato é provavelmente o mais usado. Há vários comentários sobre o uso deste método o qual é relatado as medidas do apalpador e a configuração física da ponta de contato. Os autores descreveram falhas usando método de reflexão a laser para analisar a textura superficial (Whitehead et al., 1995 e 1999), o tipo de apalpador a laser foi desenvolvido como substituto do apalpador de contato convencional

DeLong et al. (1992) avaliando o padrão de desgaste do esmalte humano em contato com 3 diferentes marcas comerciais de porcelana, investigado em meio oral artificial. As amostras foram submetidas a 300.000 ciclos mastigatórios á força oclusal máxima de 13,4N. O esmalte e as cerâmicas tiveram a superfície analisada usando monitoramento tridimensional computadorizado que calcula a remoção de material e perda de altura vertical. Neste estudo o padrão de desgaste do esmalte contra as cerâmicas apresentou valores similares tanto na perda de material e altura vertical.

Tarim et al. (1996) avaliaram a integridade marginal de restaurações de amálgama em associação com 4 diferentes agentes, por meio de teste de tensão in vitro. Cavidades foram preparadas em molares humanos e restauradas com amálgama com quatro diferentes agentes adesivos e um grupo sem adesivo. Usando carga de 75N e um total de 100.000 ciclos foram aplicados na superfície de cada restauração. A integridade marginal de cada interface das restaurações foi analisada por réplicas com resina epoxy e avaliado o gap com perfilômetro e MEV. Não foram encontradas diferença

significantes entre os gaps dos grupos carregados e não carregados. Tanto os dados da MEV e a perfilometria demonstraram que a integridade marginal das restaurações com ligas de amálgama é significativamente melhorada pelo uso de sistemas adesivo.

Neste estudo realizado por Momi et al. (1997) comparando o padrão de desgaste abrasivo e mudanças na rugosidade superficial do ionômero de vidro modificado com resina e o convencional quando sujeito a escovação com dentifrício. Amostras de amálgama e resina híbrida foram usadas como materiais de referência. Após 20.000 ciclos de escovação com dentifrício, a perda de material foi determinada por perfilometria. As características da superfície depois da abrasão foram avaliadas por MEV e dureza da superfície também foi medida em todos os materiais. Observação por MEV verificou que após a abrasão mostrou significativa rugosidade superficial para o ionômero de vidro que o amálgama e a resina composta. Quando a resistência a abrasão á dentifrício o ionômero de vidro modificado é inferior ao convencional. E a menor resistência a abrasão é encontrado em produtos modificados com resina apresentando menor dureza superficial.

Para avaliação da rugosidade superficial de resinas acrílicas após o polimento e recobrimento com diferentes materiais de cobertura, Borchers et al. (1999) usou amostras de resinas que foram polidas e então submetidas a termociclagem. A qualidade superficial foi analisada por perfilometria e MEV. As amostras polidas tiveram valores de rugosidade superficial (Ra) de 0,8µm, diferenças de rugosidade entre os materiais foram pequenas, mas estatisticamente significantes. O tipo de recobrimento teve uma significativa influência na qualidade superficial. Dependendo da combinação de materiais usados, o recobrimento produz superfícies lisas e com rugosidades similares ao polimento. A termociclagem não causou influência significativa na qualidade superficial. Em consideração a qualidade superficial e aplicabilidade, o uso de verniz em restaurações temporárias não é recomendável.

Whitehead et al. (1999) propuseram estudar comparativamente desempenho do apalpador por contato e sem contato (laser). Inicialmente, comparações foram feitas em amostras fornecidas pelo fabricante seguindo de

uma simulação de situação real foi selecionada para avaliar o desempenho de 2 sistemas de avaliação de materiais dentários. Apresentando diferença significativa entre todas as medidas do apalpador com contato e a laser. A fidelidade da textura de superfície como “visível” por apalpador a laser pode ser vista diferente do quantificado pelo apalpador de diamante. O parâmetro Ra o qual deveria por si só ser usado para descrever a rugosidade da superfície porque não é sensível a forma do perfil. Conhecer as propriedades do apalpador e suas limitações é essencial para obter sucesso no estudo da superfície. Entretanto deve-se tomar cuidado quando comparamos os tecidos duros e materiais restauradores usando vários tipos de apalpadores para perfilometria de superfície. Os resultados indicam que há diferença significativa entre o desempenho dos 2 métodos de medida quando avaliando as superfícies testes. As diferenças nos resultados são, entretanto considerado um fundamental atributo dos dois sistemas de medidas e não um artefato do desenho em estudo. Esta correlação não é surpresa como o parâmetro Ra é um simples descritor de amplitude e não há nenhuma indicação da forma do perfil. Então se a superfície é achatada ou pontiaguda este parâmetro é incapaz de diferenciar entre os dois e é pobre na qualificação da morfologia da superfície.

Baseado no conhecimento que superfícies de restaurações, bom polimento é necessário para promoção de um meio livre de placa, Sen et al. (2002) propuseram avaliar comparativamente a rugosidade superficial de 3 diferentes resinas para coroa provisória e prótese fixa parcial à base de bis-acril e 3 diferentes resinas a base de metil metacrilato e depois de polidas com óxido de alumínio e pasta de diamante. Amostras de 6 diferentes materiais foram usados, um grupo polidas com pasta com pasta de óxido de alumínio, outro com pasta de diamante e o grupo controle não recebeu nenhum tratamento. A rugosidade superficial foi determinada com perfilômetro e imagens de MEV de amostras de cada grupo foram examinadas após polimento. A média dos valores da rugosidade superficial das resinas a base de bis-acril foi 1,33  $\mu\text{m}$  quando polida com óxido de alumínio e 0,90  $\mu\text{m}$  para paste de polimento de diamante, a média dos resultados para as resinas a base de

metil metacrilato foram e 1  $\mu\text{m}$  para o óxido de alumínio e 0,50  $\mu\text{m}$  para a pasta de polimento de diamante. Os autores concluíram dentro das limitações deste estudo, que os materiais testados: a base de bis-acril e metil metacrilato polidos com pasta de diamante produziram uma lisura superficial maior que as polidas com pasta de óxido de alumínio.

Kuhar et al. (2005) com o objetivo de comparar o efeito de 4 polimentos realizados no consultório e 2 técnicas convencionais de laboratório, testando o polimento de 3 diferentes resinas acrílicas para prótese total. Com o uso de um rugosímetro por contato a superfície foi analisada antes e após o acabamento com broca e também antes e após as técnicas de polimento. Foram realizadas imagens de MEV nas superfícies revelando o aumento da porosidade na resina autopolimerizável. Concluíram que o polimento laboratorial produz superfícies mais lisas na resina acrílica e o método usado com kit de brocas de silicone produziram lisura superficial significativamente maior que as amostras polidas com broca de tungstênio.

### **3. PROPOSIÇÃO**

Considerando que as propriedades superficiais dos materiais podem ser diferentes das propriedades do volume interno e baseado no conhecimento que o processo de desgaste dentário é complexo, este estudo se propõe a:

1. Avaliar, na topografia de superfície, as alterações na rugosidade superficial do esmalte humano nas faces vestibular e lingual de dentes não erupcionados e erupcionados com diferentes idades, analisando os parâmetros de rugosidade numéricos ( $S_a$  e  $S_q$ ) e funcionais  $S_{sk}$  e  $S_k$  associando a MEV.

## 4. MATERIAL E MÉTODO

O projeto de pesquisa foi submetido à apreciação Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) de acordo com os requisitos e normas da Resolução nº 196 de 10/10/1996 do Conselho Nacional de Saúde, o qual foi obtido aprovação sob o registro 045/04 (Anexo 1) para execução deste estudo. Todos os participantes receberam informações detalhadas sobre os objetivos da pesquisa e doação dos órgãos dentários e obtido o Termo de Consentimento livre e esclarecido (Anexo 2).

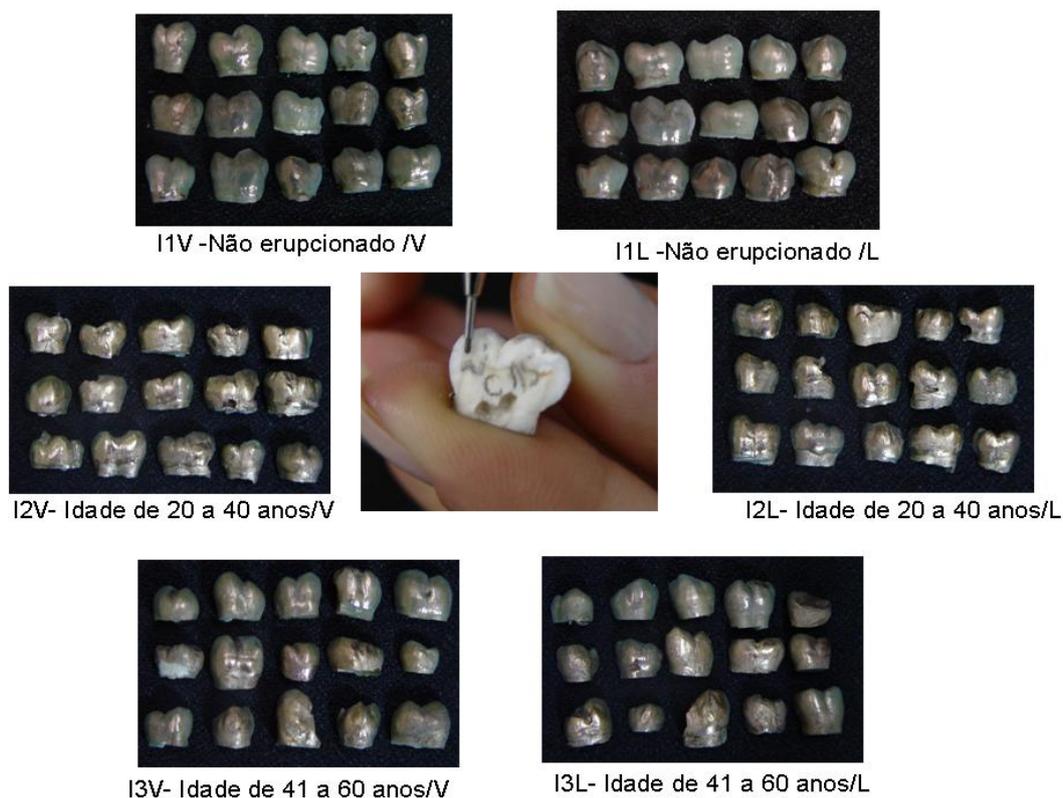
Para a realização deste estudo foram coletados dentes molares recém extraídos, na Clínica de Cirurgia e Pronto Socorro Odontológico da Faculdade de Odontologia da UFU. As amostras foram armazenadas imediatamente em frascos com solução de timol 0,2% (Krejci et al., 2003) etiquetados com as informações relevantes para o estudo de cada elemento, como idade do paciente, elemento dentário e condição de erupção (figura 2).



**Figura 2.** Frasco para armazenagem das amostras e etiqueta de identificação.

As amostras foram selecionadas, as que apresentavam acúmulo de material na superfície analisadas a olho nu eram descartadas. Quarenta e

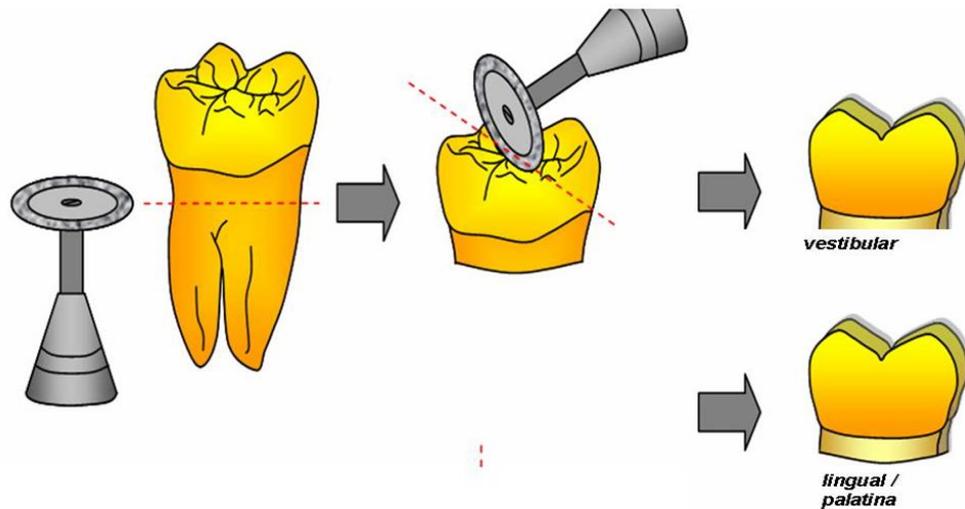
cinco dentes humanos divididos em 3 grupos de idades e cada um divididos em 2 subgrupos de acordo com a face: I1V, não erupcionado na face vestibular; I1L, não erupcionado na face lingual; I2V, idade entre 20 e 40 anos na face vestibular; I2L, idade entre 20 a 40 anos na face lingual, I3V, idade entre 41 a 60 anos na face vestibular e I3L, idade de 41 a 60 anos na face lingual (figura 3).



**Figura 3.** Amostra divididas em seis grupos de acordo com a idade, a face e a condição de erupção. Identificação das amostras.

Os dentes foram preparados, seccionados perpendicularmente a raiz sob refrigeração com disco flexíveis diamantado (KG Sorensen, Barueri, Brasil) de acordo com esquema (figura. 4) da seguinte maneira: Removeu-se a porção radicular, pois não seria relevante ao estudo e ainda com objetivo de economizar espaço na metalizadora, proporcionando assim que mais amostras fossem metalizadas de uma só vez. A parte coronária foi seccionada paralela ao longo eixo, dividindo a coroa em duas porções, vestibular e lingual. Nenhum

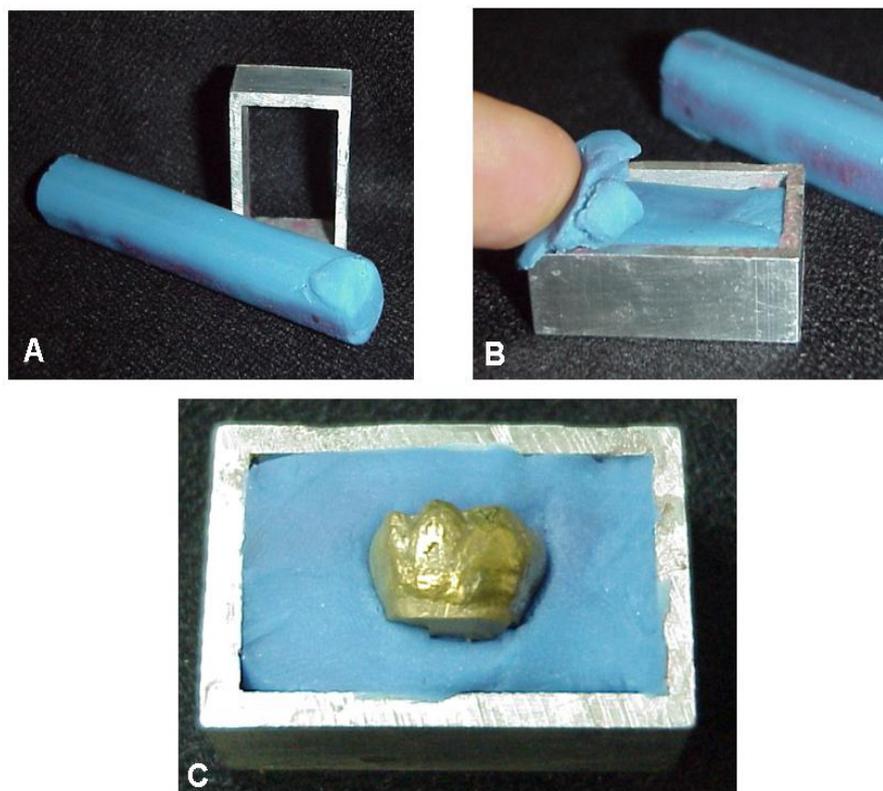
tipo de inclusão foi realizado nas amostras, evitando que mais variáveis fossem inseridas neste estudo, que poderia acontecer de substâncias serem acidentalmente adicionadas à superfície.



**Figura 4.** Esquema de preparo das amostras, porções extraídas de molares humanos: V–vestibular e L – lingual.

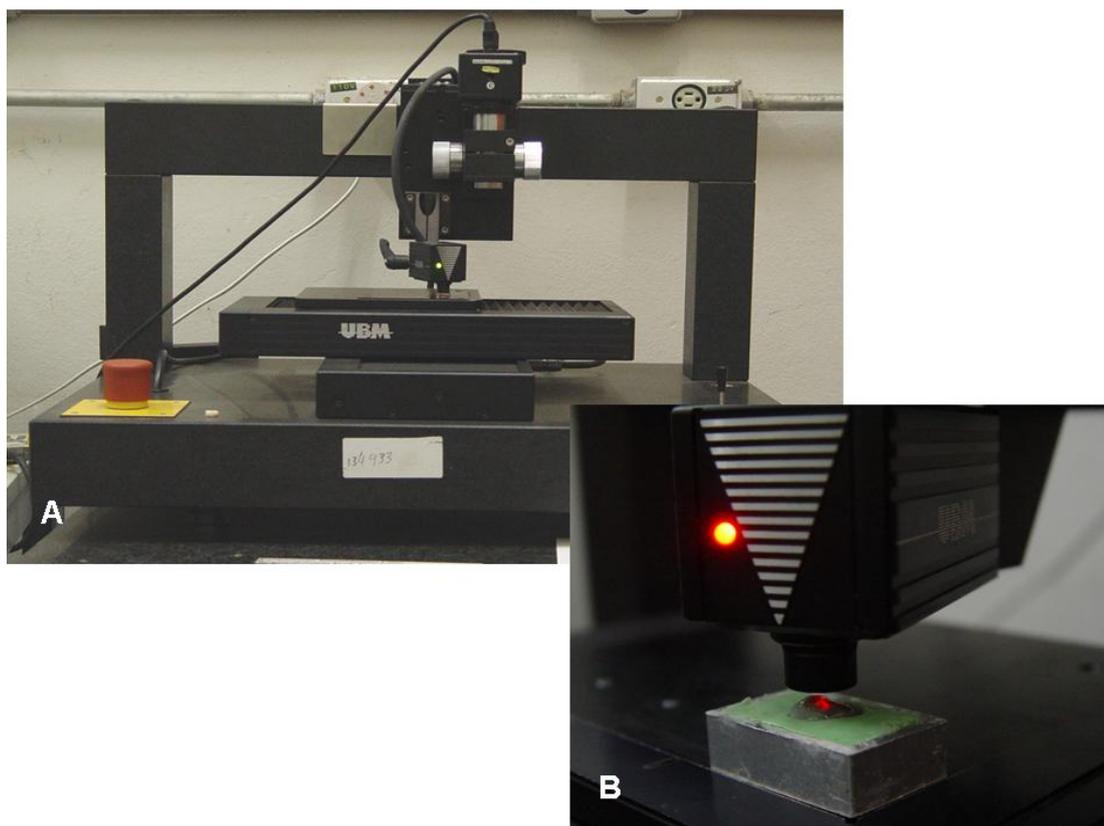
As atividades de metalização e leitura da topografia de superfície foram realizadas no Laboratório de Tribologia e Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFU. As amostras de esmalte foram submetidas à metalização (Metalizadora Emitech K550, Kent, Inglaterra), para depósito de fina camada de ouro, equivalente a  $10^{-9}$  mm, buscando aumentar a refletividade da superfície que é uma condição indispensável para utilização desta metodologia. Cada amostra foi identificada recebendo informações do grupo, face e o número (figura 3).

Após a metalização, as amostras eram posicionadas em uma matriz de alumínio preenchida com massa de modelar para facilitar o manuseio (figura 5A a 5C) durante a análise para serem analisadas em interferômetro a laser (Microfocus Expert IV, UBM Corporation, Sunnyvale, CA, USA) (figura 6A e 6B).



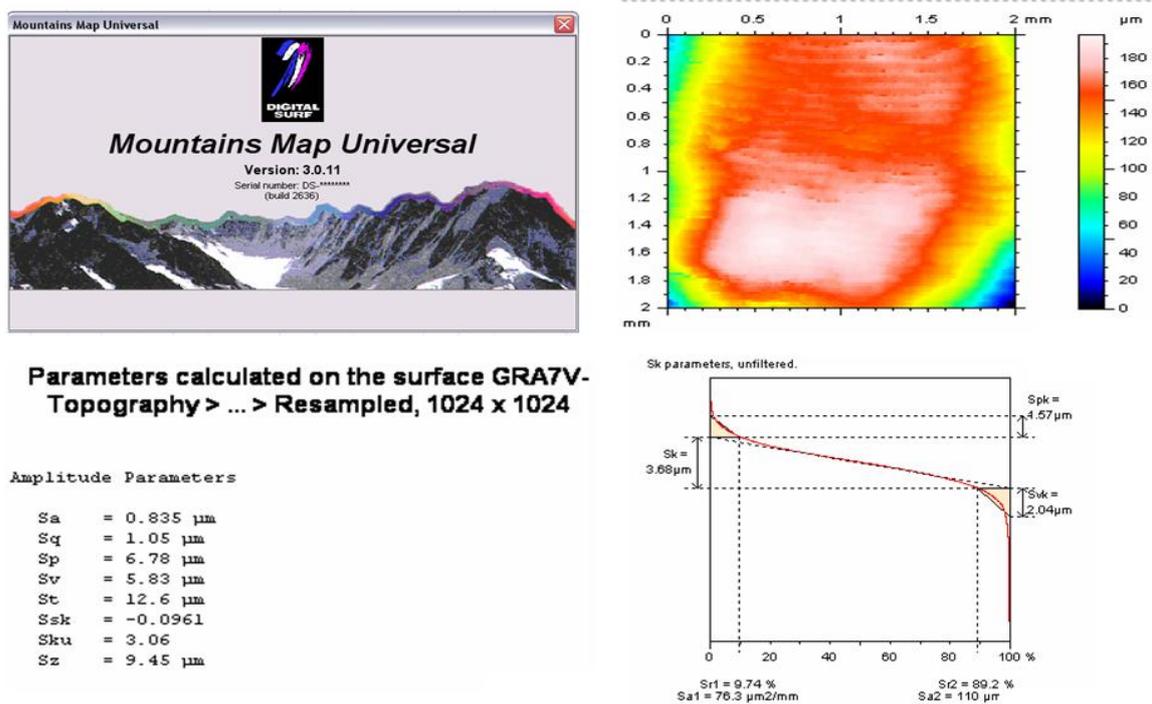
**Figura 5:** Amostras posicionada sem uma matriz de alumínio preenchida com massa de modelar.

O aparelho foi programado para realizar medições de área de  $4,0\text{mm}^2$ , com velocidade de  $0,3\text{ mm/s}$ , configurando o eixo x em  $1.000$  pontos/mm e o eixo y em  $50$  pontos/mm, a partir de  $0,5\text{mm}$  da junção cimento - esmalte.



**Figura 6.** Interferômetro a laser (Microfocus Expert IV, UBM Corporation, Sunnyvale, CA, USA).

Os dados foram analisados por meio do software (Mountains Map Universal, Digital Surf Versão 3.0) (figura 7), que possui diversos recursos dentre eles, a possibilidade de caracterização e cálculo de diversos parâmetros e diversos tipos de gráficos, usando valores de “cut-off” de 0,25 (Leitão & Hegdah, 1981; Willems et al., 1991).



**Figura 7.** Software (Mountains Map Universal, Digital Surf Versão 3.0)

#### 4.1. Parâmetros quantitativos da topografia de superfície:

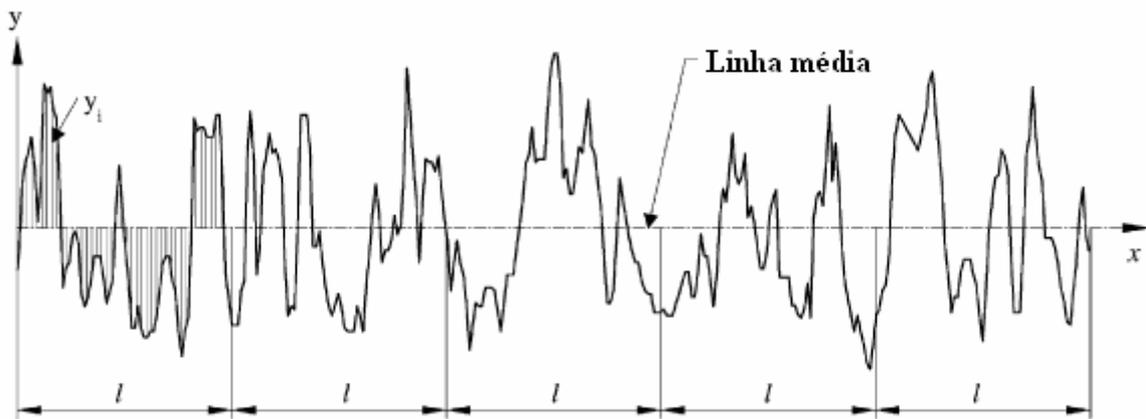
Os parâmetros de rugosidade 3D, ainda não normatizados são extrapolações dos parâmetros 2D, conforme apresentados, constam na norma ISO 4287. Os parâmetros 3D são definidos em comparação com o plano médio da superfície, calculado por meio de nivelamento usando método de mínimos quadrados aplicados a superfície medida.

O perfil de rugosidade compõe-se de todas as posições relativas à superfície medidas ao longo do movimento da amostra, independente do método de medição. A tecnologia utilizada na interferometria a laser é mais recente e viabiliza a execução de perfis em posições paralelas que varrem uma determinada área da amostra. Essa varredura descreve a topografia da amostra tridimensionalmente. Tanto o perfil bidimensional quanto a superfície que representa topografia da amostra podem ser quantificadas usando métodos estatísticos. A literatura (Hutchings, 1992; Gadelmawla et al., 2002)

ressalta alguns parâmetros principais que quantificam a rugosidade da superfície.

**- Rugosidade média (Ra).**

Segundo Gadelmawla et al. (2002) a média aritmética do perfil, também conhecido como linha média central (CLA), é o parâmetro de rugosidade mais usado para controle de qualidade em geral. Esse parâmetro pode ser definido como a média absoluta das alturas das irregularidades ao longo do perfil, e pode ser representado como a linha média de todo o perfil, como mostrado na figura 8.



**Figura 8.** Definição da média aritmética do perfil (Ra).

Esse parâmetro fornece uma boa descrição geral dos valores da altura das irregularidades. Entretanto, esse cálculo não informa sobre o comprimento de onda do perfil, e não é sensível a pequenas variações no perfil. A definição matemática e discretização do parâmetro 'rugosidade média' estão mostradas nas equações abaixo (figura 9), onde Y<sub>i</sub> é a altura do perfil no ponto i:

$$Ra = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)| dx \tag{A}$$

$$Ra = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i| \tag{B}$$

**Figura 9.** Equações: A) Definição matemática. B) Discretização digital do parâmetro “rugosidade média”.

**- Rugosidade quadrática média (Rq):**

Esse parâmetro também é conhecido como RMS (‘Root Mean Square’), e representa o desvio padrão da distribuição das alturas da superfície. Esse é um importante parâmetro que descreve a rugosidade da superfície usando um método estatístico. O Rq é mais sensível a grandes variações da linha média que o Ra (Gadelmawla et al., 2002).

As equações abaixo (figura 10) mostram a definição matemática e a discretização digital do parâmetro Rq, onde  $Y_i$  é a altura do perfil no ponto  $i$ :

$$Rq = \sqrt{\frac{1}{l} \int_0^l \{y(x)\}^2 dx} \quad (A)$$

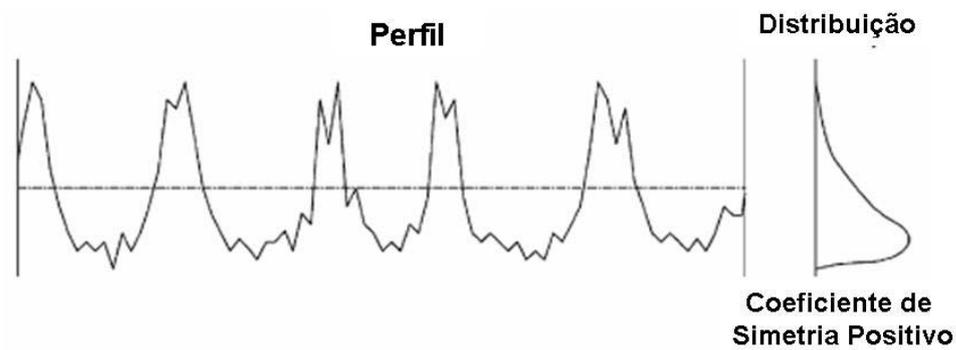
$$Rq = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i^2} \quad (B)$$

**Figura 10.** Equações: A) Definição matemática. B) Discretização digital do parâmetro “rugosidade quadrática média”.

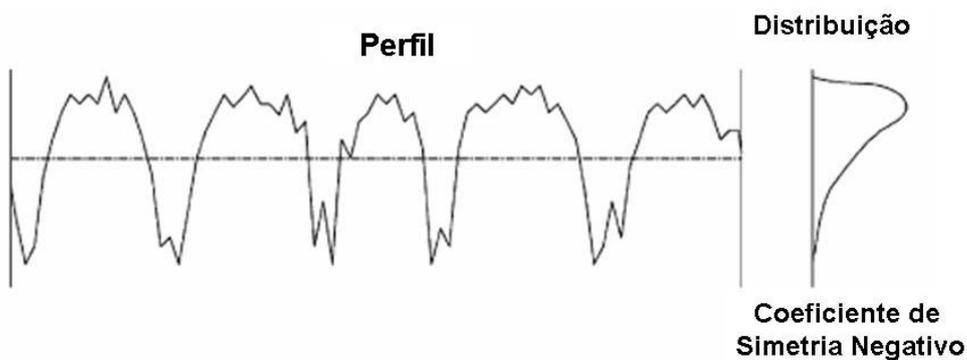
Graficamente rugosidade quadrática média (Rq) é a linha que divide o perfil de forma que a soma do quadrado da distância do perfil até essa linha é igual a zero, Gadelmawla et al. (2002).

**- Coeficiente de Simetria (Skewness -RSk):**

Define-se o coeficiente de simetria (ou ‘Skewness’) como o terceiro momento central da curva da função densidade probabilidade, medido ao longo do perfil]. Esse coeficiente é usado para medir a simetria do perfil em relação a linha média. São apresentados dois perfis de rugosidade com coeficientes de simetria diferentes (Gadelmawla et al., 2002; Tayebi & Polycarpou, 2004) na figura 11.



A



B

**Figura 11.** Definição de coeficiente de simetria ('Skewness - Rsk') em relação a curva da distribuição da amplitude.

Esse parâmetro é sensível a ocasionais vales profundos e altos picos. Por exemplo, uma distribuição (curva densidade probabilidade) simétrica de alturas contendo a mesma quantidade de picos e vales possuem o coeficiente de simetria igual a zero. Perfis com picos removidos ou riscos profundos possuem coeficiente de simetria negativo (figura 11B). O coeficiente de simetria é positivo em perfis com vales preenchidos ou altos picos (figura 11A). A formulação matemática e numérica usada para o cálculo desse

parâmetro esta mostrada nas equações (figura 12), onde  $R_q$  é rugosidade quadrática média (RMS) e  $Y_i$  é a altura do perfil no ponto  $i$ :

$$R_{sk} = \frac{1}{R_q^3} \int_{-\infty}^{+\infty} y^3 p(y) dy \quad (\text{A})$$

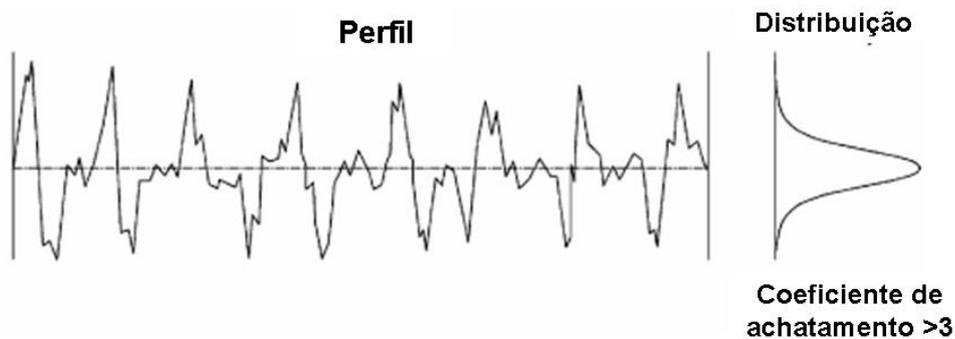
$$R_{sk} = \frac{1}{NR_q^3} \left( \sum_{i=1}^N Y_i^3 \right) \quad (\text{B})$$

**Figura 12.** Equações: A) Definição matemática. B) Discretização digital do parâmetro “coeficiente de simetria”.

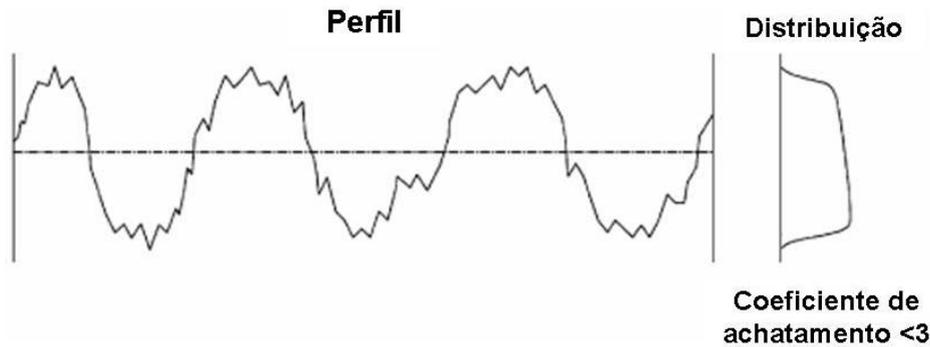
O coeficiente de simetria pode ser usado para distinguir entre dois perfis contendo o mesmo valor de  $R_a$  ou  $R_q$ , mas com diferentes formatos. A figura 11 mostra que o valor do coeficiente de simetria depende se o volume do material se encontra acima (simetria negativa) ou abaixo (simetria positiva) da linha média do perfil (Gadelmawla et al., 2002; Tayebi & Polycarpou, 2004).

**- Coeficiente de achatamento ('Kurtosis – $R_k$ ):**

O coeficiente de achatamento ('Kurtosis') é o quarto momento central do perfil da função densidade probabilidade, medido ao longo do perfil. Esse coeficiente descreve o achatamento da curva de densidade probabilidade. A figura 13 mostra dois perfis com achatamentos diferentes.



A



B

**Figura 13.** Definição do coeficiente de achatamento ('kurtosis -  $R_{ku}$ ').

Se  $R_{ku} < 3$  a curva de distribuição se apresenta achatada devido a presença relativa de poucos picos altos e vales profundos (figura 13B). Se o  $R_{ku} > 3$  a curva de distribuição se apresenta afilada em torno da média (figura 13A). Nesse caso existe, relativamente, a presença de muitos picos altos e vales profundos. As equações (figura 14) mostram a formulação matemática e numérica usada para o cálculo do coeficiente de achatamento (Gadelmawla et al., 2002; Tayebi & Polycarpou, 2004), onde  $R_q$  é rugosidade quadrática média (RMS) e  $Y_i$  é altura do perfil no ponto  $i$ :

$$R_{sk} = \frac{1}{R_q^4} \int_{-\infty}^{+\infty} y^4 p(y) dy \quad (A)$$

$$R_{sk} = \frac{1}{NR_q^4} \left( \sum_{i=1}^N Y_i^4 \right) \quad (B)$$

**Figura 14.** Equações: A) Definição matemática. B) Discretização do parâmetro "coeficiente de simetria".

Assim como a simetria ('Skewness'), o achatamento ('Kurtosis') também pode ser usado para diferenciar duas superfícies com topografias diferentes e que possuem o mesmo valor de  $R_a$ .

Observa-se que um único parâmetro de rugosidade não define completamente a topografia da superfície analisada. Superfícies com o mesmo Ra ou Rq podem apresentar diferentes distribuições de picos e vales ao longo do perfil.

#### 4.2. Microscopia eletrônica de varredura:

As amostras foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura (DMS 940A, Zeiss, Oberkochen, Alemanha), para analisar qualitativamente as regiões, obtendo imagens com aumento de 500x (figura 15).



**Figura 15.** Microscópio eletrônico de varredura (DMS 940A, Zeiss, Oberkochen, Alemanha).

### **4.3. Análise Estatística:**

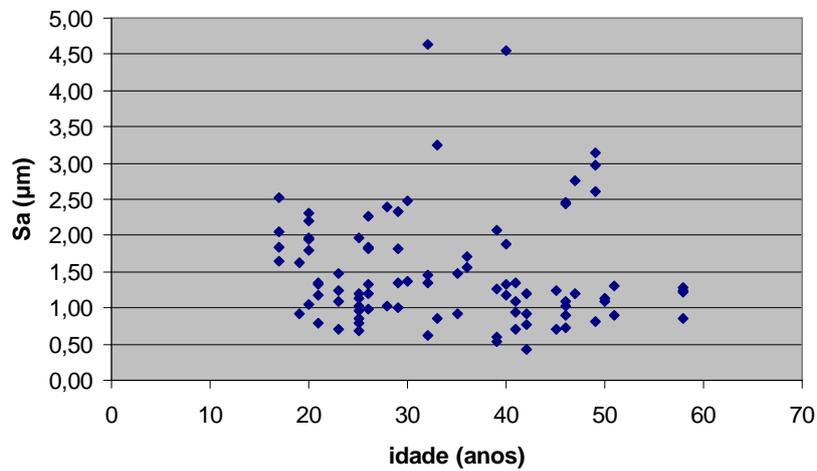
Inicialmente, foi realizada análise exploratória dos dados utilizando o PROC LAB do programa estatístico SAS (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA, Release 8.2, 2001), observando-se que os dados dos parâmetros Sa, Sq, Ssk e Sk não atendiam as pressuposições de uma análise paramétrica. As variáveis foram correlacionadas com a idade por meio da correlação de Spearman.

As comparações entre os grupos foi realizada pelo teste de Kruskal Wallis e quando observada diferença significativa as comparações múltiplas foram efetuadas pelo método de Dunn. As comparações entre as faces vestibular e lingual foram realizadas pelo teste de Wilcoxon pareado, pelo programa estatístico Bioestat (BioEstat, Universidade Federal do Pará, Brasil, versão 3.0, 2003), com o nível de significância de 5% (Anexo 3). Os dados de Sk e Ssk foram expressos em freqüência, pois apresentam distribuição em valores positivos e negativos, variando em intervalos.

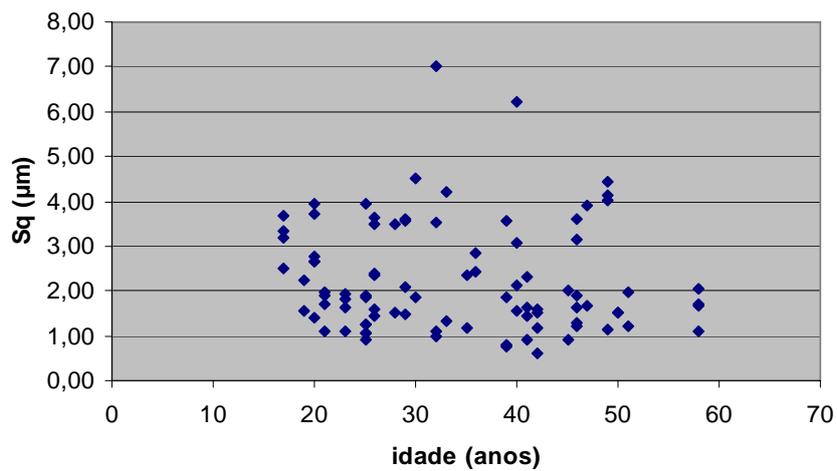
## 5. RESULTADOS

Os dados obtidos foram analisados e os resultados são mostrados a seguir.

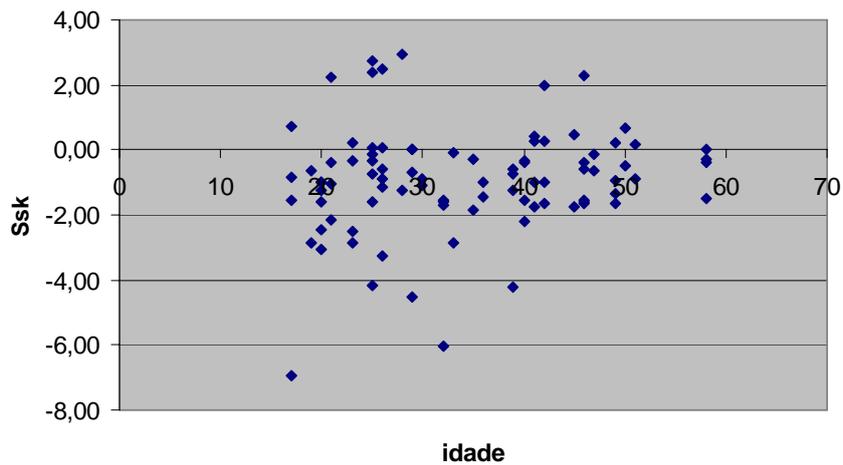
As figuras 16, 17, 18 e 19 mostram os diagramas de dispersão e o resultado da correlação entre idade e os parâmetros Sa, Sq, Ssk e Sk, respectivamente, obtidos à partir do coeficiente de correlação de Spearman ( $p < 0,05$ ). Pode-se observar que não foram encontradas correlações entre as variáveis analisadas, nos parâmetros Sa, Sq e Ssk. Apenas o parâmetro de Sk apresentou correlação negativa entre as variáveis.



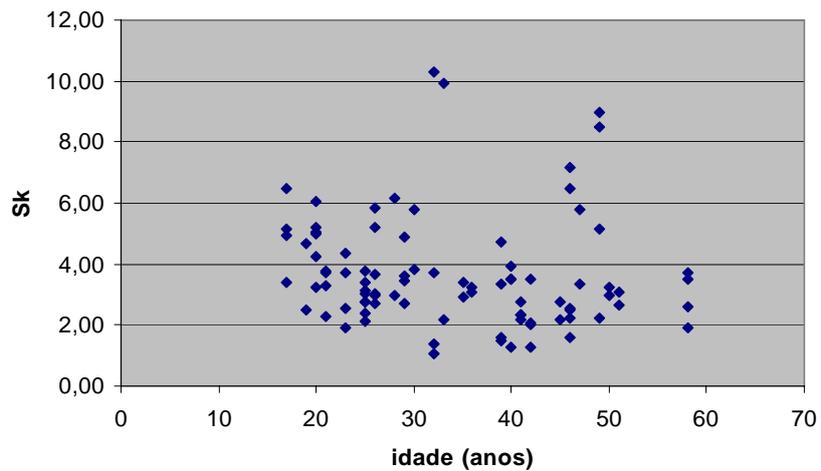
**Figura 16.** Diagrama de dispersão entre Sa e a idade ( $r = -0,1418$ ;  $p = 0,1824$ ).



**Figura 17.** Diagrama de dispersão entre Sq e a idade ( $r = -0,1316$ ;  $p = 0,2162$ ).



**Figura 18.** Diagrama de dispersão entre o Ssk e a idade ( $r = 0,1680$ ;  $p = 0,1134$ ).



**Figura 19.** Diagrama de dispersão entre o Sk e a idade ( $r = -0,2277$ ;  $p = 0,0308$ ).

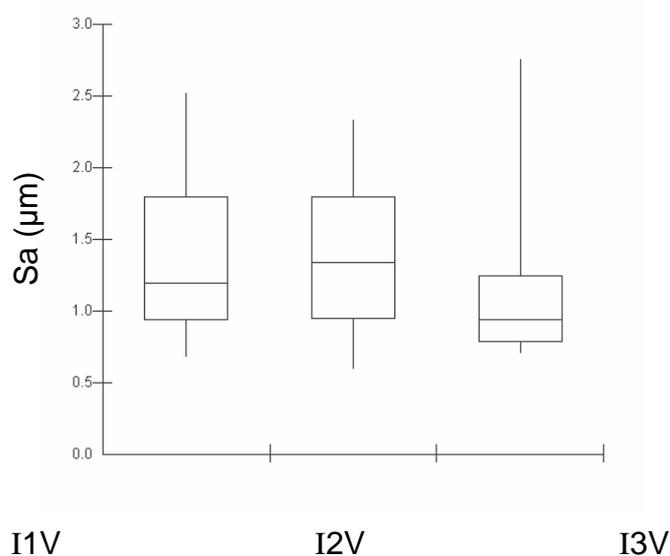
Os valores mínimos, máximos e medianos de Sa em função da idade e da face dentária, estão dispostos na Tabela 1. Os dados não atenderam pressuposições de uma análise paramétrica, sendo necessário à aplicação de análise não paramétrica, por meio dos testes de Kruskal-Wallis e Wilcoxon pareado ( $p > 0,05$ ), indicando que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

**Tabela 1.** Valor Mínimo, valor mínimo, máximo e mediana de Sa ( $\mu\text{m}$ ).

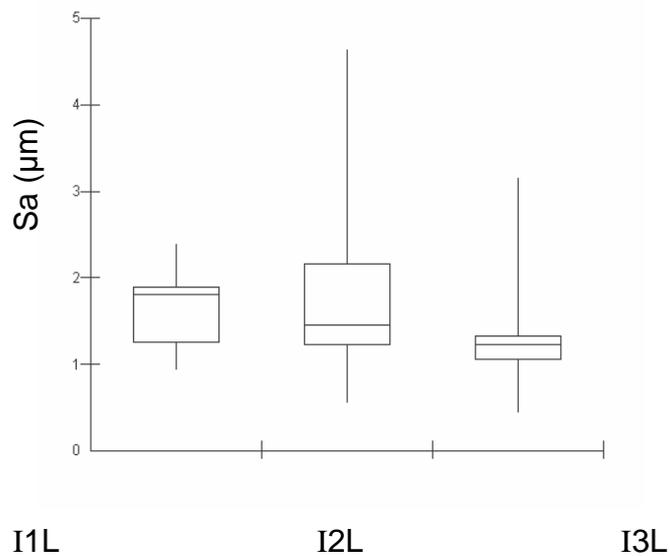
Grupos	Face					
	Vestibular			Lingual		
	Mínimo	Máximo	Mediana	Mínimo	Máximo	Mediana
Dentes não erupcionados	0,680	2,520	1,190aA	0,930	2,390	1,800aA
Idade de 20 a 40 anos	0,590	2,330	1,340aA	0,540	4,630	1,450aA
Idade de 41 a 60 anos	0,700	2,750	0,940aA	0,440	3,150	1,220aA

Medianas seguidas de letras iguais (minúscula na vertical) pelo teste de Kruskal-Wallis e Wilcoxon pareado (maiúscula na horizontal) não diferem entre si ( $p>0,05$ ).

As figuras 20 e 21 ilustram os percentis dos valores encontrados de Sa para face vestibular e lingual, respectivamente.



**Figura 20.** Box-plot de Sa ( $\mu\text{m}$ ) para a face vestibular.



**Figura 21.** Box-plot de Sa ( $\mu\text{m}$ ) para a face lingual.

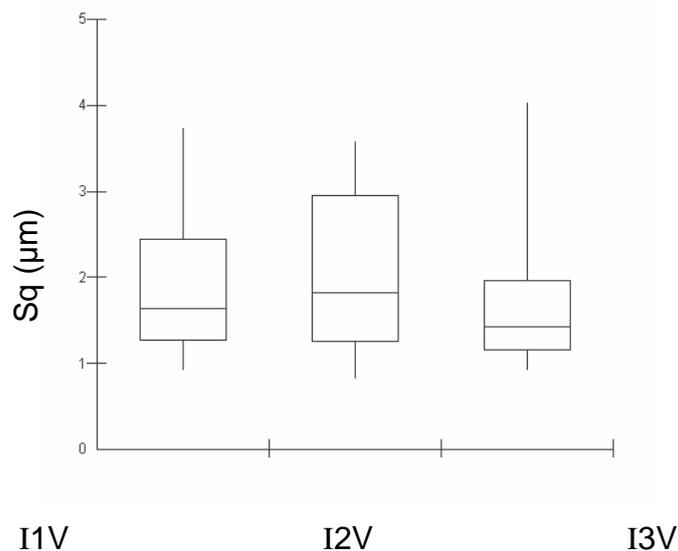
Os valores mínimos, máximos e medianos de Sq em função da idade e da face dentária, estão dispostos na Tabela 2. Os dados não atenderam pressuposições de uma análise paramétrica, o que foi necessário à aplicação de análise não paramétrica, por meio do teste de Kruskal-Wallis ( $p > 0,05$ ), indicando que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos quando comparado os grupos em função da idade. Porém, quando aplicado o teste de Wilcoxon pareado para análise entre as faces dos dentes, o grupo I1V apresentou diferença estatisticamente diferente com o grupo I1L, que obteve valores do parâmetro Sq de rugosidade maior.

**Tabela 2.** Valor Mínimo, valor máximo e mediana de Sq ( $\mu\text{m}$ ).

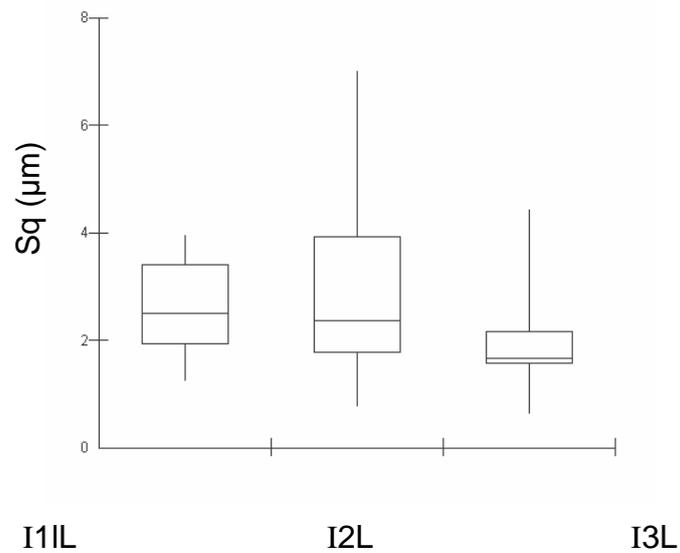
Grupos	Face					
	Vestibular			Lingual		
	Mínimo	Máximo	Mediana	Mínimo	Máximo	Mediana
Dentes não erupcionados	0,910	3,720	1,630aB	1,250	3,950	2,510aA
Idade de 20 a 40 anos	0,810	3,570	1,820aA	0,770	7,010	2,360aA
Idade de 41 a 60 anos	0,910	4,030	1,430aA	0,620	4,430	1,670aA

Medianas seguidas de letras iguais (minúscula na vertical) pelo teste de Kruskal-Wallis e Wilcoxon pareado (maiúscula na horizontal) não diferem entre si ( $p > 0,05$ ).

As figuras 22 e 23 ilustram os percentis dos valores encontrados de Sq para face vestibular e lingual, respectivamente.



**Figura 22.** Box-plot de Sq ( $\mu\text{m}$ ) para a face vestibular.



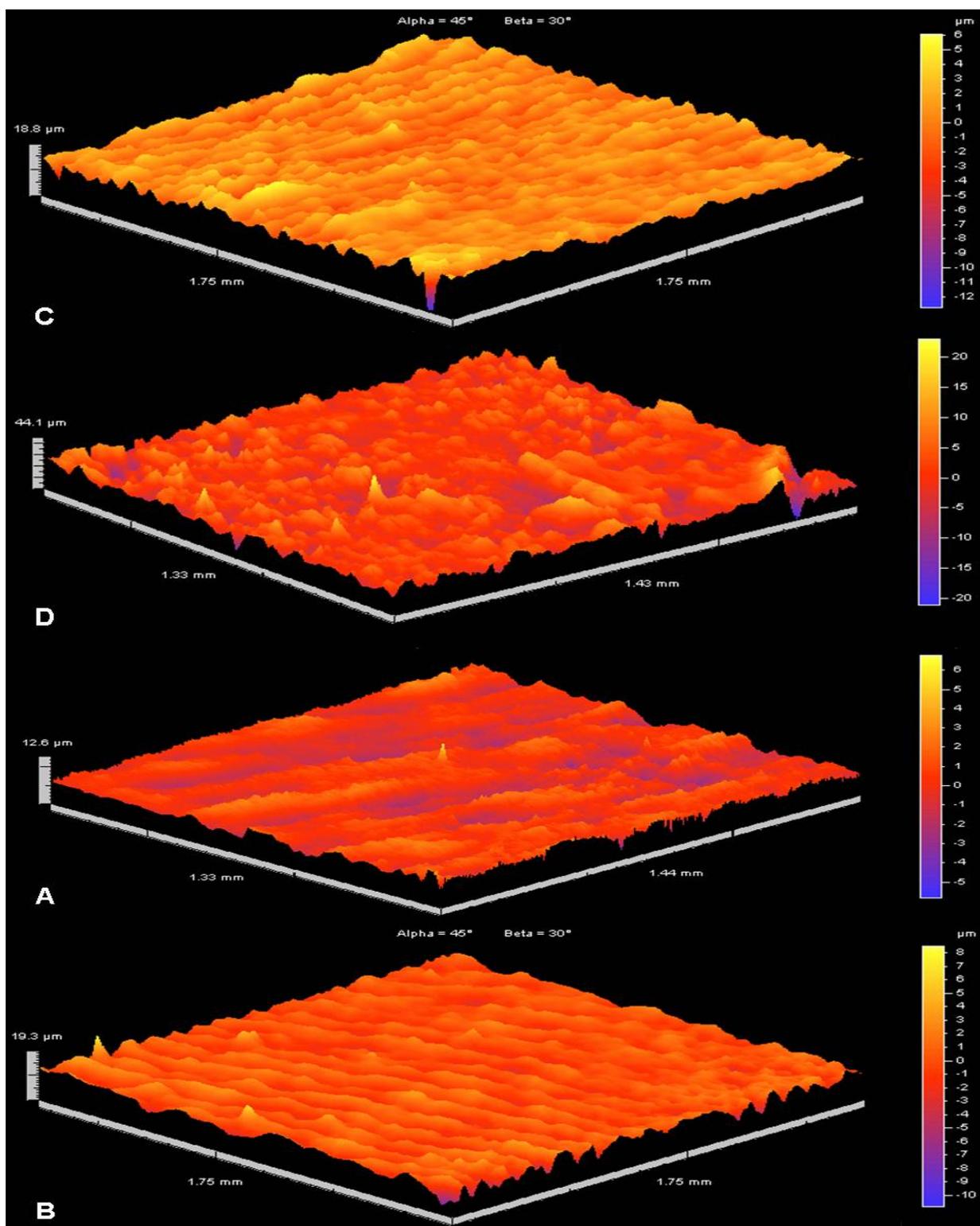
**Figura 23.** Box-plot de Sq ( $\mu\text{m}$ ) para a face lingual.

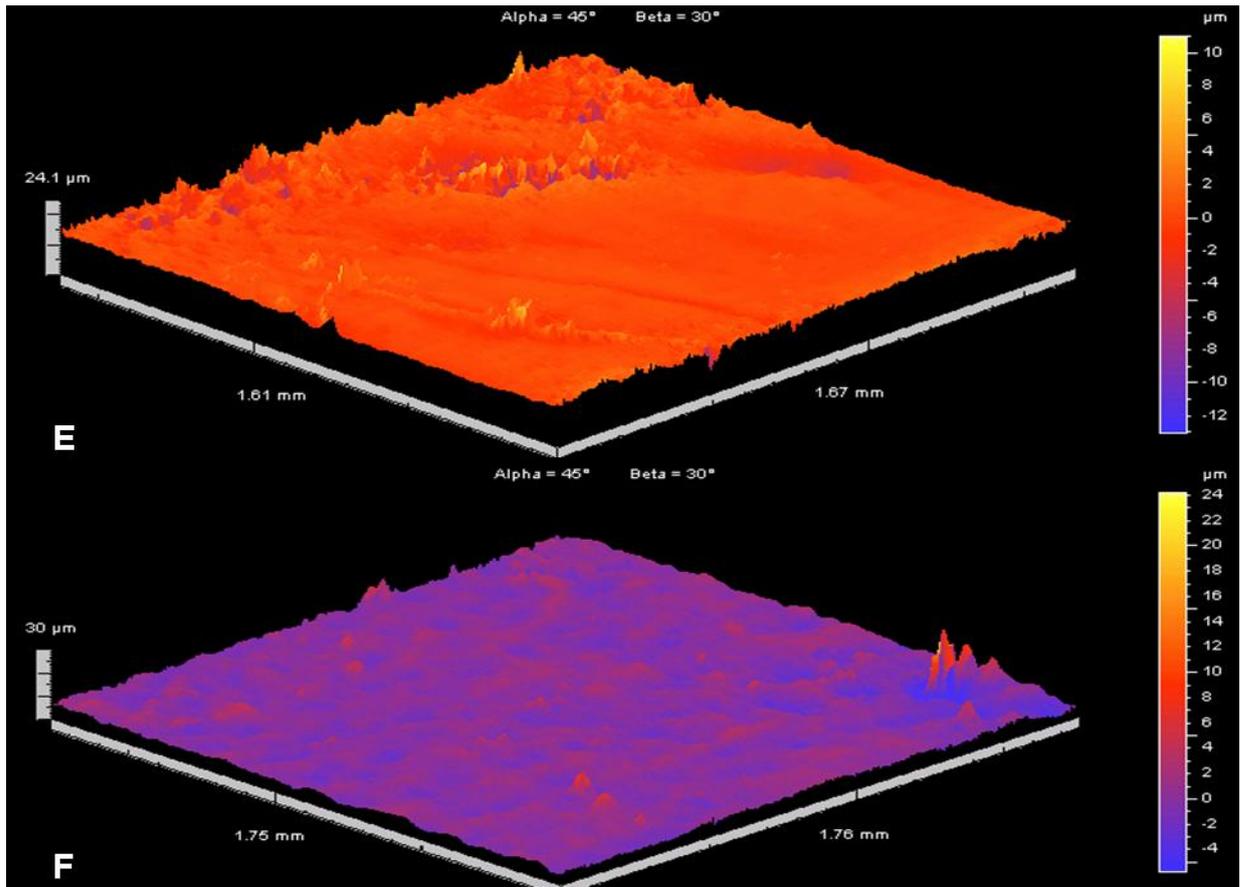
Os dados de Sk e Ssk estão apresentados na Tabela 3 em forma de frequência, pois apresentam distribuição variando em intervalos com valores positivos e negativos.

**Tabela 3.** Valores de SSk e Sk expressos em frequência.

Grupos	Face							
	Vestibular				Lingual			
	Ssk		Sk		Ssk		Sk	
	%vale (-)	%pico(+)	<3	>3	%vale (-)	%pico(+)	<3	>3
Dentes não erupcionados	60	40	60	40	87	13	7	93
Idade de 20 a 40 anos	87	13	60	40	60	40	60	40
Idade de 41 a 60 anos	73	27	67	33	73	27	47	53

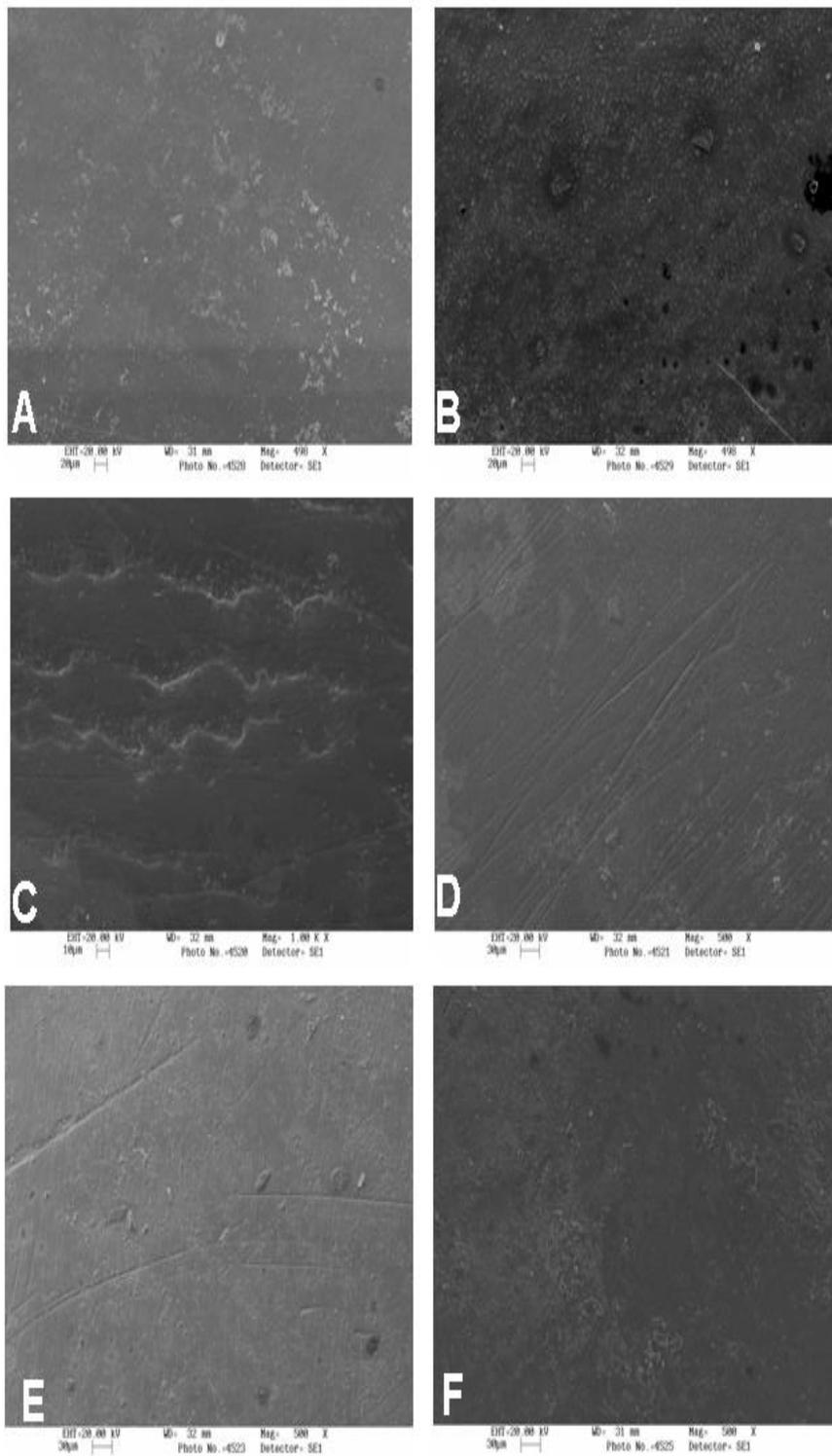
Representação gráfica da rugosidade superficial ao longo das áreas analisadas está representadas abaixo (figuras 24A a 24F), imagens em 3D da rugosidade da superfície, que permitem visualização dos relevos.





**Figura 24.** Rugosidade superficial do esmalte humano analisado: A) I1V; B) I1L; C) I2V; D) I2L; E) I3V e F) I3L.

Imagens ilustrativas da superfície apresentada por meio de microscopias eletrônicas de varredura, importante associação de métodos para confirmação dos dados quantitativos obtidos da rugosidade (figura 25A a 25F).



**Figura 25.** MEV das áreas cervicais: A) I1V; B) I1L; C) I2V; D) I2L; E) I3V e F) I3L.

## **6. DISCUSSÃO**

A hipótese estabelecida de que o processo natural de desgaste da superfície do elemento dentário presente na cavidade oral cause modificações significativas nas características superficiais especialmente na rugosidade foi parcialmente rejeitada.

### **6.1. Metodologia:**

A técnica laboratorial de análise de rugosidade é usada para medir textura superficial e relacionar com parâmetros clínicos como resistência de desgaste (DeLong et al., 1991 e Momoi et al., 1997), medidas de textura superficial e comparação de materiais e técnicas (polimento, por exemplo). A combinação de interferometria a laser (análise de superfície sem contato) e microscopia eletrônica de varredura permite observação do comportamento da superfície do esmalte dentário por meio de análise quantitativa e qualitativa deste substrato obtendo uma imagem da superfície (Meckel et al., 1965) que é capaz de proporcionar melhor caracterização da superfície (Jones et al., 2004).

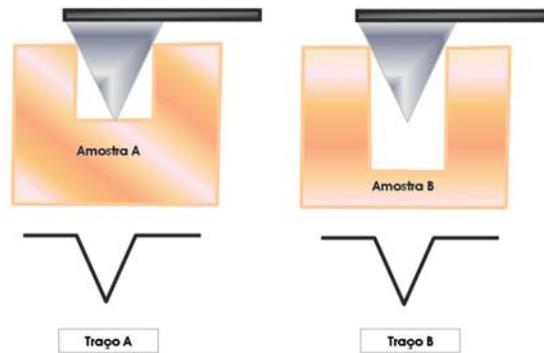
Freqüentemente a topografia de superfície é descrita por perfis bidimensionais, que esta na dependência das dimensões e geometria do apalpador, o qual deve ser de dureza superior à superfície estudada, pois evita desgaste do dispositivo, gerando inconveniente de possível risco da superfície.

O apalpador por contato (diamante) apresenta dificuldades para representar completamente às características profundas da superfície mais estranguladas do que o próprio apalpador (figura 26). Este efeito pode ser contornado pelo uso de um apalpador fino e longo, na prática este resulta na

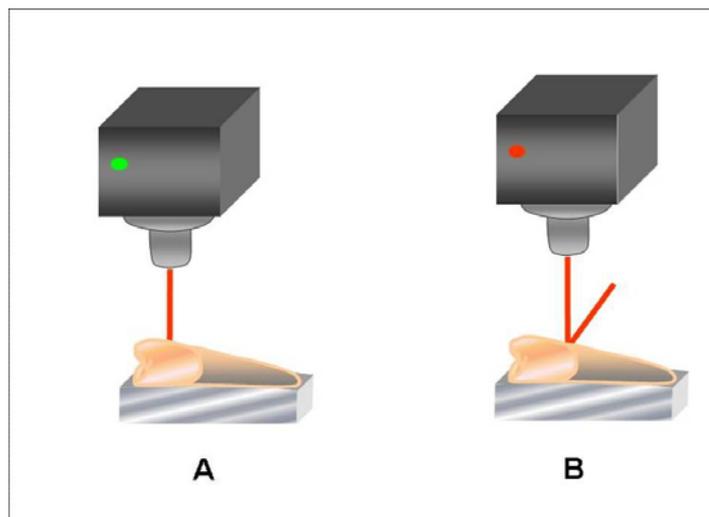
fragilidade do apalpador o qual fica sujeito a ser facilmente danificado (Whitehead et al., 1999).

Assim, técnica digital de análise de superfície em 3D, sem contato, por meio de leitura ótica, possibilita estudo de área da superfície e não de apenas de perfil obtendo dados com menos distorções ou danos à superfície (Hutchings, 1992; Whitehead et al., 1999). Entretanto o análise superficial a laser tem vantagem de maior precisão de acesso às amostras, mas é menos preciso em superfícies com mudanças abruptas com degraus na superfície (figura 27), e requer superfície plana para melhores resultados, pois o princípio de funcionamento é baseado na reflexão do raio laser, entretanto superfícies curvas como restaurações indiretas e determinadas regiões de dentes impossibilitam o uso deste método assim como superfícies opacas, quando se faz necessária a metalização.

Estudos com uso de perfilômetro para medir mudanças de altura da superfície, como nas medidas de discrepância marginal de restaurações (Tarim et al., 1996), podem ter melhor performance com o uso do apalpador com contato. Estudos similares de perfis de superfície para avaliar resistência ao desgaste podem ser beneficiados pelo efeito da lisura do apalpador por contato reduzindo “ruído” o qual poderia interferir na subsequente análise de desgaste. Por contraste, para estudo de textura de superfície onde é necessário quantificar, por exemplo, qualidade de polimento (Borches et al., 1999, Sem et al., 2002; Kuhar et al., 2005,), o método a laser tem a vantagem de ser mais preciso a do que o apalpador de contato convencional.



**Figura 26.** Problemas do palpador de contato na análise de vales estreitos ou sulcos. Falha no processamento da profundidade total do sulco na amostra B. Apesar das diferenças entre as amostras A e B os perfis são similares.



**Figura 27.** Interferometria a laser. Representação do fenômeno de reflexão do raio laser (A) possibilitando a leitura da superfície. B) Fenômeno de difusão do feixe laser, causado pela curvatura da superfície, impossibilitando a leitura.

A caracterização numérica da superfície depende dos parâmetros de rugosidade selecionados. São comumente usados  $S_a$  e  $S_q$ , que não dão informações suficientes de forma ou espaço das irregularidades superficiais, e

não definem nem informam probabilidade de alturas encontradas na superfície, sendo necessário a associação de parâmetros funcionais. Assim, para rugosidade superficial não-gausiana, dois parâmetros adicionais são necessários para caracterizar a superfície, coeficiente de simetria ( $S_{sk}$ ) e de achatamento ( $S_k$ ) são o terceiro e quarto momento da função de distribuição, exigindo informações sobre a distribuição da probabilidade das alturas da superfície e distribuição espacial dos picos e vales nesta (Gadelmawla et al., 2002).

## **6.2. Resultados:**

Trabalhos publicados avaliando qualidade de superfície apresentaram resultados de avaliações qualitativas (Meckel et al., 1965) por MEV sem meio de quantificação de dados numéricos. Estudos avaliando superfície por perfilometria de contato encontraram valores de  $S_a$  menores do que obtido neste estudo, por exemplo, Willens et al. (1991) avaliando superfícies de contato de esmalte com esmalte obtiveram valores de  $0,64 \pm 0,25\mu\text{m}$ . Essa variação pode ser atribuída a diferenças entre as técnicas de avaliação da rugosidade superficial além, de se tratar de regiões diferentes do dente pois, áreas de contato oclusal são áreas expostas ao desgaste por contato com outras superfícies, que sofrem influência da carga oclusal, desgaste pelo antagonista e ação do bolo alimentar (Mair et al., 1996) enquanto que a região cervical, analisada neste estudo, apresenta sob condições de sobrecarga e maior concentração de tensão (Yettran et al., 1976; Lee & Eakle, 1984) além de estar exposta a situações de abrasão e corrosão

(Bergstrom & Lvstedt, 1979; Grippo et al., 2004). Jones et al (2004) analisando um incisivo central superior foi feita microscopia de superfície para comparação com rugosidade média de 0,28mm.

A predominância de vales que é verificado pelos valores negativos de Ssk foi observada em todos os grupos (Tabela 3), que segundo Tayebi & Polycarpou (2004) este fato é comum em superfícies que sofreram processo de abrasão.

Com erupção do dente na cavidade oral, a exposição da superfície a traumas químicos, como mudança de pH, traumas físicos como atrito durante a mastigação e escovação podem influenciar na morfologia da superfície (Mjor & Fejerskov, 1990), o que segundo os resultados deste estudo, apesar de apresentarem diferenças numéricas de Sa e Sq entre as diferentes idades e as faces analisadas, apenas o parâmetro Sq apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparadas as faces. O maior valor de Sq apresentado no grupo I1L pode ser pela presença da camada superficial não estruturada de esmalte, descrita por Palamara et al. (1980) e Fearnhead et al. (1982) ou então a possíveis traumas na superfície durante a extração destes elementos dentários não erupcionados.

Quanto aos demais grupos, ausência de diferença estatisticamente significativa pode ser atribuída a alta resistência do esmalte, apesar do comportamento anisotrópico (Meckel et al., 1965; von der Fehr, 1967; Rasmussen et al., 1976; Hassan et al., 1981; Habelitz et al., 2001; Giannini et al., 2004). Sugerindo resistência desta estrutura aos processos de desgaste de abrasão por métodos de escovação com associação de creme dentais e ainda

a ação abrasiva dos alimentos, porém a presença de mais picos pontiagudos nas superfícies potencializa o desgaste devido ao acúmulo de tensões nessas regiões causando assim deformação plástica gerando discreto aplainamento da superfície como foi encontrado no grupo I1L. Na face vestibular foi encontrada maior frequência de valores de  $Sk < 3$  caracterizando uma superfície de poucos picos altos e vales profundos, comportamento que não foi verificado em todos os grupos na face lingual, pois nos grupos I1L e I3L foram mais frequente valores de  $Sk > 3$ , o que caracteriza uma superfície com picos altos e valores mais profundos. Assim, esses resultados diferem do que foram encontrados por Fejerskov et al. (1984), que analisando terceiros molares por MEV encontraram as mesmas características morfológicas em ambas as faces.

Os gráficos apresentados na figura 24 são exemplos de uma amostra de cada grupo, obtidos por meio do software Mountains Map. Nas figura 24A e 24B, é possível verificar ondulações, compatíveis com as estrias de Retzius (Weber et al. 1974, Risnes 1985a e 1985b, Ten Cate, 1998). A coloração alaranjada sugere presença de picos na superfície. Ainda é possível visualizar na figura 24C pontos amarelos que correspondem a regiões mais pontiaguadas e na 24D presença de regiões arroxeadas compatíveis com a ocorrência de vales. As imagens 24E e 24F sugerem superfícies mais planas, com menos picos e a coloração roxa predominante, compatível a presença de vales.

O padrão morfológico da superfície do esmalte dos dentes estudado não erupcionados e erupcionados fez-se bastante semelhante neste trabalho, diferindo quanto a presença de ranhuras e áreas que sugerem desgaste que

podem ser observadas nas microscopias (figura 25D e 25E). É possível verificar na figura 10B a presença de buracos, sugerindo presença de uma camada superficial não estruturada de esmalte que é rapidamente perdida devido influência do meio bucal (Palamara et al., 1980, Fearnhead et al., 1982). Na figura 25C ondulações superficiais compatíveis com estrias de Retzius, são mais comuns na porção cervical e ainda com a idade vão tornando menos visíveis (Weber et al. 1974, Risnes 1985a e 1985b, Ten Cate, 1998). A superfície analisada na figura 25F sugere a presença de superfície mais homogênea, o que pode ser atribuída a cobertura da superfície por película adquirida (Listgarten, 1976), visto que não foi realizado nenhum tratamento para alteração dessa superfície.

Entretanto, existem limitações deste estudo quanto a ausência de dados sobre hábitos alimentares, de higiene e as condições bucais gerais dos pacientes como presença de sinais e sintomas de má-oclusão. Informações adicionais podem ser obtidas em estudos futuros por meio de obtenção de réplicas na superfície para elaboração de estudos clínicos obtendo acompanhamento das alterações na superfície dentária em grupos de pacientes padronizados, visando um conhecimento profundo sobre o mecanismo de desgaste estrutural e clínico.

## 7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos por meio da metodologia empregada e considerando as limitações deste estudo foi possível concluir que:

1. Na topografia de superfície, especificamente a rugosidade superficial do esmalte vestibular e lingual de dentes não erupcionados e erupcionados com diferentes idades, foi verificada que o tempo de exposição na cavidade oral é possível gerar alterações nos parâmetros funcionais de rugosidade coeficiente de simetria (Ssk) e de achatamento (Sk).
2. O coeficiente de achatamento (Sk) foi o único que apresentou correlação com a idade, associado a análise morfológica superficial por MEV, porém apenas as faces vestibular e lingual dos dentes não erupcionados apresentaram diferenças estatisticamente significante no parâmetro Sq (rugosidade quadrática média) , enquanto que nenhuma diferença foi detectada nos demais valores de Sq de Sa (rugosidade média).

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. Addy M, Hunter ML. Can tooth brushing damage your health? Effects on oral and dental tissues. **Int Dent J.** 2003;53 Suppl 3:177-86.
2. Anmar-Mansson B. A quantitative microradiographic study on the organic matrix of developing human enamel in relation to the mineral content. **Arch Oral Biol.** 1971;16(2):135-45.
3. Bergstrom J, Lavstedt S. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. **Community Dent Oral Epidemiol.** 1979;7(1):57-64.
4. Borchers L, Tavassol F, Tschernitschek H. Surface quality achieved by polishing and by varnishing of temporary crown and fixed partial denture resins. **J Prosthet Dent.** 1999;82(5):550-6.
5. Cuy JL, Mann AB, Livi KJ, Teaford MF, Weihs TP. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. **Arch Oral Biol.** 2002;47(4):281-91.
6. DeLong R, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: an in vitro study. **J Prosthet Dent.** 1992;68(1):42-8.
7. Dyer D, MacDonald E, Newcombe RG, Scratcher C, Ley F, Addy M. Abrasion and stain removal by different manual toothbrushes and brush actions: studies in vitro. **J Clin Periodontol** 2001;28(2):121-7.
8. Eastoe JE. The amino acid composition of proteins from the oral tissues. ii. the matrix proteins in dentine and enamel from developing human deciduous teeth. **Arch Oral Biol.** 1963;52:633-52.

\*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver.

Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

9. Fearnhead RW, Kawasaki K, Inoue K. Comments on the porosity of human tooth enamel. **J Dent Res.** 1982; 61(Sp Iss):1524-1530.
10. Fejerskov O, Josephsen K, Nyvad B. Surface ultrastructure of unerupted mature human enamel. **Caries Res.** 1984;18(4):302-14.
11. Frank RM. Tooth enamel: current state of the art. **J Dent Res.** 1979;58(Spec Issue B):684-94.
12. Gadelmawla ES, Koura MM, Makoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters. **J Mat Proc Tech** 2002;123(1):133-145.
13. Gahr KHZ. **Microstructure and wear of materials.** NY: Elsevier; 1987.
14. Giannini M, Soares CJ, De Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mate** 2004;20(4):322-9.
15. Grippo, J O. Abrasions: A new classification of hard tissue lesions of teeth. **J Esthet Dent.** 1991;3(1):14-19.
16. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. **J Am Dent Assoc.** 2004;135(8):1109-18; quiz 1163-5.
17. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW Jr, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. **Arch Oral Biol.** 2001;46(2):173-83.
18. Hassan R, Caputo AA, Bunshah RF. Fracture toughness of human enamel. **J Dent Res.** 1981;60(4):820-7.
19. Hooper S, West NX, Picles MJ, Joiner A, Newcombe RG, Addy M. Investigation of erosion and abrasion on enamel and dentine: a model in situ using toothpastes of different abrasivity. **J Clin Periodontol.** 2003;30(9):802-808.

20. Hutchings IM. **Tribology – friction and wear of Engineering Materials**. London: Hodder Headline; 1992.
21. Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. **Dent Mater**. 2000;16(6):381-8.
22. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. **Br Dent J**. 2004;196(1):42-5; discussion 31.
23. Jost, HP : Lubrication (Tribology) – A Report of the Present Position and Industry's Needs. **Dep. Of education and Science**, H. M Stationary Office, London, 1966.
24. Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC, Tansley GD. Wear of human enamel: a quantitative in vitro assessment. **J Dent Res** 1998 ;77(12):1983-90.
25. Krejci I, Duc O, Dietschi D, de Campos E. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on vital teeth with and without posts. **Oper Dent**. 2003;28(2):127-35.
26. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. **J Prosthet Dent**. 2005;93(1):76-85.
27. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. **J Prosthet Dent**. 1984;52(3):374-80.  
24.
28. Leitão J, Hegdahl, T. On the measuring of roughness. **Acta Odontol Scand**. 1981;39:379-84.
29. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. **J Dent**. 1994;22(4):195-207.

30. Listgarten MA. Structure of surface coatings on teeth. A review. **J Periodontol.** 1976;47(3):139-47.
31. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyds, CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. **J Dent.** 1996;24(1-2):141-148.
32. Marshall GW Jr, Balooch M, Tench RJ, Kinney JH, Marshall SJ. Atomic force microscopy of acid effects on dentin. **Dent Mater.** 1993;9(4):265-8.
33. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). **J Biomed Mater Res.** 1995;29(3):389-401.
34. Meckel AH, Griebstein WJ, Neal RJ. Structure of mature human dental enamel as observed by electron microscopy. **Arch Oral Biol.** 1965;10(5):775-83.
35. Meredith N, Sherriff M, Setchell DJ, Swanson SA. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. **Arch Oral Biol.** 1996;41(6):539-45.
36. McCoy G. The etiology of gingival erosion. **Oral Implantol.** 1982;10(3):361-2.
37. Mjor IA, Fejeskov O. **Embriologia e histologia oral humana.** São Paulo: Panamericama; 1990.
38. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. **Dent Mater.** 1997;13(2):82-8.
39. Odutuga AA, Prout RE. Lipid analysis of human enamel and dentine. **Arch Oral Biol.** 1974;19(8):729-31.

40. Palamara J, Phakey PP, Rachinger WA, Orams HJ. Electron microscopy of surface enamel of human unerupted and erupted teeth. **Arch Oral Biol.** 1980;25(11-12):715-25.
41. Pintado MR, Anderson GC, DeLong R, Douglas WH. Variation in tooth wear in young adults over a two-year period. **J Prosthet Dent.** 1997;77(3):313-20.
42. Powers JM, Craig RG, Ludema KC. Frictional behavior and surface failure of human enamel. **J Dent Res.** 1973;52(6):1327-31.
43. Rasmussen ST, Patchin RE, Scott DB, Heuer AH. Fracture properties of human enamel and dentin. **J Dent Res.** 1976 ;55(1):154-64.
44. Rees JS. A review of the biomechanics of abfraction. **Eur J Prosthodont Restor Dent.** 2000;8(4):139-44.
45. Reitznerova E, Amarasiriwardena D, Kopcakova M, Barnes RM. Determination of some trace elements in human tooth enamel. **Fresenius J Anal Chem.** 2000;367(8):748-54.
46. Risnes S. A scanning electron microscope study of the three-dimensional extent of Retzius lines in human dental enamel. **Scand J Dent Res.** 1985a;93(2):145-52.
47. Risnes S. Circumferential continuity of perikymata in human dental enamel investigated by scanning electron microscopy. **Scand J Dent Res.** 1985b;93(3):185-91.
48. Sen D, Goller G, Issever H. The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. **J Prosthet Dent.** 2002;88(5):527-32.
49. Spranger H. Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of teeth. **Quintessence Int.** 1995;26(2):149-54.

50. Suga, S.; Takahashi, S; Ebihara, E; Moro, C; Sato, Z. Four stages of enamel maturation. **J Oral Biol.** 1974;16:331-349.
51. Schwartz Z, Boyan BD. Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface. **J Cell Biochem.** 1994;56(3):340-7.
52. Tarim B, Suzuki S, Suzuki S, Cox CF. Marginal integrity of bonded amalgam restorations. **Am J Dent.** 1996;9(2):72-6.
53. Tayebi N, Polycarpou AA. Modeling the effect of skewness and kurtosis on the static friction coefficient of rough surfaces. **Trib Int.** 2004;37(6):491-505.
54. Ten Cate, A.R. **Oral histology: development structure and function.** 5<sup>o</sup> ed. St.Louis – Mosby, 1998
55. Tyldesley W.R. The mechanical properties of human enamel and dentine. **Brit Dent J.** 1959;106(8):269-78.
56. Zheng J, Zhou Z.R. Effect of age on the friction and wear behaviors of human teeth. **Trib Int.** 2006;39(3):266-293.
57. Van Noort R. Controversial aspects of composite resin restorative materials. **Br Dent J.** 1983;115(11):380-5.
58. von der Fehr FR. A study of carious lesions produced in vivo in unabraded, abraded, exposed, and F-treated human enamel surfaces, with emphasis on the x-ray dense outer layer. **Arch Oral Biol.** 1967;12(7):797-814.
59. Wang, Wen-zhong; Chen, Hui; Hu, Yuan-zhong; Wang, Hui. Effect of surface roughness parameters on mixed lubrications characteristics. **Trib Int.** 2005 in press.
60. Warshawsky H. Organization of crystals in enamel. *Anat Rec.* 1989 Jun;224(2):242-62.

61. Weber DF, Eisenmann DR, Glick PL. Light and electron microscopic studies of retzius lines in human cervical enamel. **Am J Anat.** 1974;141(1):91-104.
62. Weatherell JA. Composition of dental enamel. **Br Med Bull.** 1975;31(2):115-9.
63. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15(3):331-44.
64. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. **J Oral Rehabil.** 1995;22(6):421-7.
65. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. **Dent Mater.** 1999;15(2):79-86.
66. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. **Dent Res.** 1991;70(9):1299-305.
67. Yettram AL, Wright KW, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. **J Dent Res.** 1976;55(6):1004-11.
68. Young, R.A. Implications of anatomic substitutions and other structural details in apatites. **J Dent Res Suppl.** 1974; 53(2), 193-203.

# **ANEXOS**

## **ANEXO 1**

**Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa**



Universidade Federal de Uberlândia  
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP  
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG -  
CEP 38400-089 - FONE/FAX (034) 239-4131

**PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 069/04**

Registro CEP: 045/04

Projeto Pesquisa: "Avaliação da rugosidade de esmalte humano erupcionado e não erupcionado em função da idade"

Pesquisador Responsável: Alfredo Júlio Fernandes Neto

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto, desde que seja incluído no Termo de Consentimento espaço para assinatura do responsável no caso de sujeitos menores e/ou dependentes.

Situação: Projeto Aprovado

- Uberlândia, 26 de março de 2004.

  
Prof. Dr. Alçino Eduardo Bonella  
Coordenador do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:

*(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)*

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.

**ANEXO 2**

**Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ÁREA DE OCLUSÃO PRÓTESE DENTÁRIA E MATERIAIS

ODONTOLÓGICOS

PROGRAMA PÓS-GRADUAÇÃO

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO REABILITAÇÃO ORAL

***TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO***

Eu,....., PRT  
....., RG nº....., CPF nº....., residente na  
....., no bairro....., na  
cidade ..... no Estado ....., consinto em participar com  
pleno conhecimento dos procedimentos com total liberdade sem qualquer  
coação, na condição de doador do elemento dentário ....., com finalidade  
de ser utilizado na pesquisa **“Análise da alteração topográfica de superfície  
do esmalte dentário humano vestibular e lingual sob influência da idade”**,  
a qual será realizado medidas da rugosidade do esmalte sendo meu nome  
mantido em sigilo.

Estou ciente de que o(s) dente(s) em questão em minha boca, estão  
“condenados” e que o único tratamento possível é a remoção cirúrgica  
(extração) dos mesmos.

\_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 200\_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do paciente ou responsável

---

Qualquer esclarecimento deverá ser feito com o coordenador do projeto pelos telefones  
3218-2222 ou 3232-9286 (FOUFU).  
Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia: 3239-  
4131

### ANEXO 3

#### Testes aplicados na análise estatística

Sa

Face vestibular

Resultados

H = 1.0820

Graus de liberdade = 2

(p) Kruskal-Wallis = 0.5822

	- 1 -	- 2 -	- 3 -	
Tamanho da amostra =	15	15	15	
Mínimo	0.6800	0.5900	0.7000	
Máximo	2.5200	2.3300	2.7500	
Amplitude Total	1.8400	1.7400	2.0500	
Mediana	1.1900	1.3400	0.9400	
Primeiro Quartil (25%)	0.9350	0.9450	0.7850	
Terceiro Quartil (75%)	1.7950	1.7950	1.2400	
Desvio Interquartilico	0.8600	0.8500	0.4550	
Média Aritmética	1.3640	1.3680	1.2607	
Variância	0.3318	0.3227	0.5189	
Desvio Padrão	0.5760	0.5680	0.7204	
Erro Padrão	0.1487	0.1467	0.1860	
Coefficiente de Variação		42.23%	41.52%	57.14%
Assimetria (g1)	0.7616	0.4203	1.4456	
Curtose (g2)	-0.6059	-0.9537	0.5750	
Média Harmônica =	1.1681	1.1482	1.0209	
N (média harmônica) =	15	15	15	
Média Geométrica =	1.2594	1.2564	1.1178	
N (média geométrica) =	15	15	15	
Variância (geom.) =	1.0760	1.0861	1.1042	
Desvio Padrão (geom.) =	1.5077	1.5468	1.6123	

### SA face lingual

#### Resultados

H = 2.9076

Graus de liberdade = 2

(p) Kruskal-Wallis = 0.2337

	- 1 -	- 2 -	- 3 -	
Tamanho da amostra =	15	15	15	
Mínimo	0.9300	0.5400	0.4400	
Máximo	2.3900	4.6300	3.1500	
Amplitude Total		1.4600	4.0900	2.7100
Mediana	1.8000	1.4500	1.2200	
Primeiro Quartil (25%)	1.2550	1.2200	1.0550	
Terceiro Quartil (75%)	1.8950	2.1550	1.3250	
Desvio Interquartilico	0.6400	0.9350	0.2700	
Média Aritmética		1.6287	1.9047	1.4353
Variância	0.2135	1.6294	0.6047	
Desvio Padrão		0.4621	1.2765	0.7777
Erro Padrão		0.1193	0.3296	0.2008
Coefficiente de Variação			28.37%	67.02% 54.18%
Assimetria (g1)	-0.1074	1.3984	1.4285	
Curtose (g2)	-0.9318	0.9948	1.1533	
Média Harmônica =	1.4935	1.3502	1.1400	
N (média harmônica) =	15	15	15	
Média Geométrica =	1.5627	1.5892	1.2755	
N (média geométrica) =		15	15	15
Variância (geom.) =	1.0414	1.1761	1.1124	
Desvio Padrão (geom.) =		1.3577	1.8426	1.6408

#### Resultados Cols. dentes não erupcionados/face vestibular x lingual

T = 36

Número de pares = 15

Z = -1.3631

(p) = 0.1728

**Resultados Cols. pacientes de 20 a 40 anos/face vestibular X lingual**

T = 46

Número de pares = 15

Z = -0.7951

(p) = 0.4265

**Resultados Cols. pacientes de 41 a 60 anos/face vestibular X lingual**

T = 38

Número de pares = 15

Z = -1.2495

(p) = 0.2115

**Sq**

**Face: vestibular**

**Resultados**

H = 0.3642

Graus de liberdade = 2

(p) Kruskal-Wallis = 0.8335

	- 1 -	- 2 -	- 3 -
Tamanho da amostra =	15	15	15
Mínimo	0.9100	0.8100	0.9100
Máximo	3.7200	3.5700	4.0300
Amplitude Total	2.8100	2.7600	3.1200
Mediana	1.6300	1.8200	1.4300
Primeiro Quartil (25%)	1.2650	1.2500	1.1550
Terceiro Quartil (75%)	2.4400	2.9500	1.9650
Desvio Interquartilico	1.1750	1.7000	0.8100

Média Aritmética	1.9800	2.0300	1.8427	
Variância	0.8794	0.9964	1.1816	
Desvio Padrão	0.9378	0.9982	1.0870	
Erro Padrão	0.2421	0.2577	0.2807	
Coefficiente de Variação		47.36%	49.17%	58.99%
Assimetria (g1)	0.8626	0.5660	1.3655	
Curtose (g2)	-0.4349	-1.2876	0.4016	
Média Harmônica =	1.6348	1.6181	1.4579	
N (média harmônica) =	15	15	15	
Média Geométrica =	1.7930	1.8103	1.6151	
N (média geométrica) =		15	15	15
Variância (geom.) =	1.0949	1.1141	1.1168	
Desvio Padrão (geom.) =		1.5792	1.6466	1.6558

### Face lingual

#### Resultados

H = 3.3167

Graus de liberdade = 2

(p) Kruskal-Wallis = 0.1905

- 4 -

- 5 -

- 6 -

Tamanho da amostra =	15	15	15
Mínimo	1.2500	0.7700	0.6200
Máximo	3.9500	7.0100	4.4300
Amplitude Total	2.7000	6.2400	3.8100
Mediana	2.5100	2.3600	1.6700
Primeiro Quartil (25%)	1.9300	1.7750	1.5800
Terceiro Quartil (75%)	3.4100	3.9200	2.1700
Desvio Interquartilico	1.4800	2.1450	0.5900
Média Aritmética	2.5687	3.0127	2.0853
Variância	0.8581	3.3333	1.0861
Desvio Padrão	0.9264	1.8257	1.0422

Erro Padrão	0.2392	0.4714	0.2691	
Coefficiente de Variação		36.06%	60.60%	49.98%
Assimetria (g1)	0.1347	1.0095	1.3301	
Curtose (g2)	-1.2604	0.3573	1.2949	
Média Harmônica =	2.2377	2.1186	1.6794	
N (média harmônica) =	15	15	15	
Média Geométrica =	2.4040	2.5367	1.8751	
N (média geométrica) =	15	15	15	
Variância (geom.) =	1.0671	1.1817	1.1048	
Desvio Padrão (geom.) =	1.4722	1.8589	1.6144	

**ResultadosCols. dentes não erupcionados face vestibular x lingual**

T = 25  
Número de pares = 15  
Z = -1.9879  
(p) = 0.0468

**ResultadosCols. pacientes de 20 a 40 anos/face vestibular X lingual**

T = 36  
Número de pares = 15  
Z = -1.3631  
(p) = 0.1728

**ResultadosCols. pacientes de 41 a 60 anos/face vestibular x lingual**

T = 43  
Número de pares = 15  
Z = -0.9655  
(p) = 0.3343

**Ssk**

**ResultadosCols. dentes não erupcionados/face vestibular x lingual**

T = 18

Número de pares = 15

Z = -2.3854

(p) = 0.0171

**ResultadosCols. pacientes de 20 a 40 anos/ face vestibular x lingual**

T = 43

Número de pares = 14

Z = -0.5964

(p) = 0.5509

**ResultadosCols. pacientes de 41 a 60 anos/ face vestibular x lingual**

T = 51

Número de pares = 15

Z = -0.5112

(p) = 0.6092

**Sk**

**ResultadosCols. dentes não erupcionados/face vestibular x lingual**

T = 39

Número de pares = 15

Z = -1.1927

(p) = 0.2330

**ResultadosCols. pacientes de 20 a 40 anos/face vestibular x lingual**

T = 52

Número de pares = 15

Z = -0.4544

(p) = 0.6496

**ResultadosCols. pacientes de 41 a 60 anos/face vestibular x lingual**

T = 32

Número de pares = 15

$$Z = -1.5903$$

$$(p) = 0.1118$$