

**MINISTÉRIO DA DEFESA
EXÉRCITO BRASILEIRO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS**

LUIS MIGUEL MONCAYO MORALES

**TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE DE COMPONENTES PARA PRÓTESES
SUPPORTADAS POR IMPLANTES**

**RIO DE JANEIRO
2022**

LUIS MIGUEL MONCAYO MORALES

TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE DE COMPONENTES PARA PRÓTESES
SUPPORTADAS POR IMPLANTES

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Ciência dos Materiais.

Orientador: Carlos Nelson Elias, D.C.

Rio de Janeiro

2022

©2022

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha
Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmar ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

MORALES, LUIS MIGUEL MONCAYO.

TRATAMENTO DA SUPERFÍCIE DE COMPONENTES PARA PRÓTESES
SUPPORTADAS POR IMPLANTES / LUIS MIGUEL MONCAYO MORALES.

– Rio de Janeiro, 2022.

68 f.

Orientador: Carlos Nelson Elias.

Dissertação de Mestrado (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, Ciência dos Materiais, 2022.

1. Biomateriais. 2. Rugosidade. 3. Fadiga. 4. Titânio. 5. Componente protético. 6. Tratamento da superfície. i. Elias, Carlos Nelson (orient.) ii. Título

LUIS MIGUEL MONCAYO MORALES

**TRATAMENTO DA SUPERFICIE DE COMPONENTES
PARA PRÓTESES SUPORTADAS POR IMPLANTES**

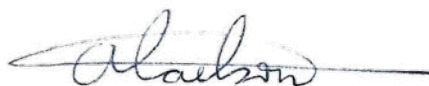
Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Ciência dos Materiais.

Orientador: Carlos Nelson Elias.

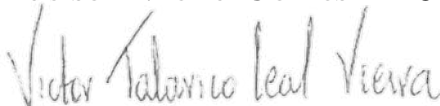
Aprovado em Rio de Janeiro, 09 de fevereiro de 2022, pela seguinte banca examinadora:



Prof. Carlos Nelson Elias - D.C. do IME - Presidente



Prof. Aaelson Vieira Gomes - D.C. do IME



Prof. Victor Talarico Leal Vieira - D.C. da UNIGRANRIO

Rio de Janeiro
2022

*Este trabalho é dedicado a Deus porque ele é o criador da vida "salmo 36:9",
a minha família porque graças a seu apoio incondicional alcance uma meta importante na
minha vida e aos meus amigos do brasil que me abriram suas portas.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que vêm apoiando o meu trabalho, tanto meus amigos quanto a minha família. Saibam que sem vocês não teria conseguido chegar até aqui. Sem dúvida vocês são a base do meu sucesso.

Em especial, gostaria de agradecer a todos do laboratório de Biomateriais do Instituto Militar de Engenharia, sinônimo de excelência e inovação. Aos meus colegas do Instituto Militar de Engenharia que me acolheram. Agradeço também a todos os professores e principalmente ao meu orientador Prof. Carlos Nelson Elias.

*“Ensinar é um exercício de imortalidade.
De alguma forma continuamos a viver
naqueles cujos olhos aprenderam a ver o mundo
pela magia da nossa palavra.
O professor, assim, não morre jamais...
(Rubem Alves)*

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi quantificar a rugosidade na superfície de componentes usados em próteses dentárias de Ti grau 5 tratados com ataque ácido para melhorar a adesão celular do tecido mole, reduzir a reabsorção do osso e evitar a proliferação de bactérias na região da interface componente-implante. Os componentes foram divididos em 6 grupos: componente usinado, componente polido, componentes com ataque ácido à 60°C, 70°C, e 80°C, e um dente canino como grupo controle como referência para as medidas de rugosidade. As morfologias das amostras e a rugosidade foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e interferometria, respectivamente. Pode-se observar nas análises no MEV que todas as amostras apresentaram marcas na forma de sulcos oriundos da usinagem. A análise estatística dos parâmetros Ra, densidade dos picos, densidade dos vales, área dos picos e área dos vales, indicou que existe diferença estatística significativa entre as amostras.

Palavras-chave: Biomateriais. Rugosidade. Fadiga. Titânio. Componente protético. Tratamento da superfície.

ABSTRACT

The aim of this work was to quantify the best roughness on the surface of Ti grade 5 of prosthetic components after acid etching. The acid etching improves the cellular adhesion of the soft tissue, decreases bone loss and prevents the proliferation of bacteria in the region of the component-implant interface. The components were divided into 6 groups: machined abutment, polished abutment, abutments treated with acid etching at 60 °C, 70 °C, and 80 °C and a canine tooth as a control group for the roughness surface parameters. Morphology's samples was analyzed with scanning electron microscopy (SEM). The surface roughness was measured with interferometry. The sample surface morphology shows grooves heritage from the machining process. The statistical analysis of roughness parameters Ra, peak density, valley density, peak area and valley area show a significant difference in the roughness between groups.

Keywords: Biomaterials. Roughness. Fatigue. Titanium oxide. Prosthetic component. Surface treatment.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – A ilustração apresenta os passos que são realizados para a preparação da prótese. O Perio Base é comercializado com altura do transmucoso com 0,9 a 4,0 mm, dependendo da profundidade do implante. Do lado direito o Componente Perio Base instalado sobre o implante	23
Figura 2 – Exemplo da estrutura implanto-suportada, mostrando o implante, componente protético e coroa.	23
Figura 3 – Variação da vida em fadiga de parafusos protéticos sem revestimento (C) e com revestimento a plama (N)	25
Figura 4 – Condições experimentais (A-C) ciclo de fadiga e (D-F) ciclo de mastigação.	26
Figura 5 – Corte longitudinal através de implante humano (I) com superfície oxidada apresentando fibrilas de colágeno funcionalmente orientadas (setas) na porção apical do tecido conjuntivo peri-implantar.	28
Figura 6 – Representação das áreas dos picos e vales em relação à linha média para cálculo de R_a	29
Figura 7 – Definição do parâmetro de altura de dez pontos	30
Figura 8 – Definição dos parâmetro $R_p, R_v, R_{pm}, R_{vm}, R_t(R_{max})$	30
Figura 9 – Definição dos parâmetros de pico máximo e altura de vale	31
Figura 10 – Definição dos parâmetros de altura do terceiro pico	32
Figura 11 – Definição dos assimetria (R_{sk}) e a amplitude da curva de distribuição.	33
Figura 12 – Definição do parâmetro de Curtose (R_{ku}).	33
Figura 13 – Calculando o parâmetro de contagem de pico (P_c) sem uma banda selecionada.	34
Figura 14 – Calculando o espaçamento médio na linha média (S_m).	35
Figura 15 – Comprimento de área e rugosidade R_{rms} para $L=50$ e $h=1$, como uma função de n e a	35
Figura 16 – Comprimento de área e rugosidade rms para $L=50$ e $n=10$, como uma função de n e a	36
Figura 17 – Esquema da membrana celular mostrando a conexão entre o citoesqueleto e a matriz extracelular através das integrinas.	37
Figura 18 – Energia de superfície total e componentes de diferentes materiais relacionados a resistência ao cisalhamento de adesão.	40
Figura 19 – Relação esquemática proposta entre rugosidade superficial, energia superficial e sua respectiva influência na força de adesão celular	41
Figura 20 – AAC (seta). O cimento afibrilar acelular se sobrepõe à extremidade cervical do esmalte. Esta é a relação mais comum entre os dois tecidos. 100x.	43

Figura 21 – Ramificação das fibras extrínsecas. D, dentina; CB, cementoblastos; PC, pré-cimento; PF, fibras principais. Barra 5 µm.	44
Figura 22 – Micrografia mostrando variedade estrutural de CMSC colorida com hematoxilina conhecidas como lamelas. D, dentina. Barra 100 µm.	44
Figura 23 – Canalículos de cementócitos (*) tendem a ser polarizados e se estendem em direção ao lado do ligamento periodontal da raiz. 400X	45
Figura 24 – Resumo dos resultados obtidos para a dureza de superfícies de raízes unitárias. O dente foi dividido horizontalmente em 6 faixas uniformemente espaçadas desde o ápice à junção cimento-esmalte. Observe que o terço médio das superfícies das raízes vestibulares e linguais são mais duras do que as regiões apicais e cervicais.	46
Figura 25 – Resumo dos resultados obtidos do módulo de elasticidade para superfícies de raízes unitárias. O dente foi dividido horizontalmente em 6 faixas uniformemente espaçadas desde do ápice à junção cimento-esmalte. O gráfico de elasticidade refletiu o padrão visto na dureza; no entanto, essa tendência foi acentuada. Todas as superfícies, exceto distal, mostraram diminuição apical no módulo de elasticidade seguido por aumento no terço médio e diminuição no módulo de elasticidade na porção cervical.	47
Figura 26 – Componentes antes e após o tratamento com ataque ácido.	48
Figura 27 – Canino usado como referência para comparar a rugosidade. O ovoide pontilhado indica a área onde feita a medida.	49
Figura 28 – Topografia macroscópica da base do componente, grupo 70°C.	50
Figura 29 – Morfologia dos componentes usinado e polido.	51
Figura 30 – Morfologia dos componentes do grupo 1 "60°C", grupo 2 "70°C" e grupo 3 "80°C" com aumento de 70X - 100X - 73X respectivamente indicando a topografia macroscópica da zona do transmucoso; aumento 500X as marcas da usinagem são visíveis; aumento de 5000X a rugosidade é diferente nos três grupos.	51
Figura 31 – Morfologia encontrada através da perfilometria 3D da amostra; do grupo 1 60°C; do grupo 2 70°C; e do grupo 3 80°C.	52
Figura 32 – Morfologia encontrada através da perfilometria 3D da amostra; componente usinado; componente polido; e do dente canino.	52
Figura 33 – Gráfico estatístico indicando as diferenças entre o parâmetro Ra incluindo o dente.	53
Figura 34 – Gráfico estatístico indicando as diferenças entre as densidades dos picos e vales incluindo o dente. É notável que a densidade de picos e vales no dentes é muito maior em comparação com as componentes protéticos.	56
Figura 35 – Gráfico estatístico indicando as diferenças entre área das amostras incluindo o dente.	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Coeficiente de atrito μ e Força de Pré Carga (F, N) com torque de 32 N/cm . (a e b indicam que $P < 0,05$ pela comparação do valor de F ; A e B indicam que $P < 0,05$ pela comparação dos valores de μ)	24
Tabela 2 – Torque de remoção e taxa de perda de torque do parafuso central.	26
Tabela 3 – Parâmetros do tecido mole ao redor do dente natural e componente de titânio.	27
Tabela 4 – Dispersão e componentes polares da energia de superfície, energia total de superfície, polaridade fracionaria, a força de adesão celular de vários biomateriais.	40
Tabela 5 – Resistência ao cisalhamento de fibroblastos sobre amostras de liga de Ti com diferentes rugosidades.	41
Tabela 6 – Parâmetros estatísticos ANOVA para os valores de Ra.	53
Tabela 7 – Valor da diferença significativa usando o Teste de Tukey dos valores de Ra.	53
Tabela 8 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Densidade dos picos ($1/\mu m^2$).	54
Tabela 9 – Teste de Tukey dos resultados da densidade dos picos ($1/\mu m^2$) para as amostras tratadas termicamente.	54
Tabela 10 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Densidade dos vales ($1/\mu m^2$).	54
Tabela 11 – Teste de Tukey dos resultados da Densidade dos vales ($1/\mu m^2$) para as amostras tratadas termicamente.	55
Tabela 12 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Densidade dos picos e vales ($1/\mu m^2$).	55
Tabela 13 – Teste de Tukey dos resultados das densidades dos picos e vales ($1/\mu m^2$) para as amostras tratadas termicamente.	55
Tabela 14 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Área dos picos (μm^2).	56
Tabela 15 – Teste de Tukey dos resultados da Área dos picos (μm^2) para as amostras tratadas termicamente.	56
Tabela 16 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Área dos vales (μm^2).	57
Tabela 17 – Teste de Tukey dos resultados da Área dos vales (μm^2) para as amostras tratadas termicamente.	57
Tabela 18 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Área dos picos e vales (μm^2).	58
Tabela 19 – Teste de Tukey dos resultados da Área dos vales (μm^2) para as amostras tratadas termicamente.	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

IME	Instituto Militar de Engenharia
TiO_2	dióxido de titânio
TiN	nitreto de titânio
TiCN	carbonitreto de titânio
R_a	Média aritmética
R_q ou RMS	Raiz quadrada média
R_z	Altura de dez pontos
R_p	Máxima altura dos picos
R_v	Máxima profundidade dos vales
R_{pm}	Altura média dos picos
R_{vm}	Profundidade media dos vales
R_{ti}	Altura máxima do pico ao vale
R_{tm}	Média da altura máxima do pico ao vale
R_y	Maior altura do pico ao vale
R_{3z}	Média do terceiro pico ao vale
R_{sk}	Assimetria
R_{ku}	Curtose
P_c	Contagem de picos
S_m	Espaçamento médio na linha média
MEC	Matriz extra celular
RGD	Arginina, Glicina, Aspartato
PHSRN	Prolina, Histidina, Serina, Argenina, Asparagina
REDV	Arginina, Glutamato, Aspartato, Valina
LDV	Leucina, Aspartato, Valina

IKVAW	Isoleucina, Lisina, Valina, Alanina, Triptofano
YIGSR	Tirosina, Isoleucina, Glicina, Serina, Arginina
PDSGR	Prolina, Aspartato, Serina, Glicina, Arginina
ASTM	American Society for testing and Materials
PTFE	politetrafluoretileno
SR	silicone
HDPE	polietileno de alta densidade
3T3MC	Célula fibroblasto
HS25	Liga de cobalto
H_2SO_4	ácido sulfúrico
HCl	ácido clorídrico
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
ANOVA	Análise de variância

LISTA DE SÍMBOLOS

Ti	titânio
μm	micrômetro
N	Newton
F	força
cm	centímetro
μ	coeficiente de atrito
mm	milímetro
L	comprimento de varredura
n	número de caixas
h	altura
a	largura
A	área
α	Alfa
β	Beta
$^{\circ}\text{C}$	graus centígrados

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	JUSTIFICATIVA	19
2	OBJETIVOS	21
2.1	OBJETIVO GERAL	21
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
3	REVISÃO DA LITERATURA	22
3.1	FUNDAMENTOS	22
3.2	PROPRIEDADES MECÂNICAS	22
3.3	PARAFUSO DO COMPONENTE PROTÉTICO	24
3.4	TIPO DE CONEXÃO E MATERIAL DO COMPONENTE	25
3.5	PROPRIEDADES DE SUPERFÍCIE DO COMPONENTE PROTÉTICO	26
3.6	PARÂMETROS DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL	28
3.6.1	MÉDIA ARITMÉTICA (R_a)	28
3.6.2	RAIZ QUADRADA MEDIA DA RUGOSIDADE (RQ)	29
3.6.3	ALTURA DE DEZ PONTOS (R_z)	29
3.6.4	MÁXIMA ALTURA DOS PICOS (R_p)	30
3.6.5	MÁXIMA PROFUNDIDADE DOS VALES (R_v)	30
3.6.6	ALTURA MÉDIA DOS PICOS (R_{pm})	30
3.6.7	PROFUNDIDADE MÉDIA DOS VALES (R_{vm})	31
3.6.8	ALTURA MÁXIMA DO PERFIL (R_t OU R_{max})	31
3.6.9	ALTURA MÁXIMA DO PICO AO VALE (R_{ti})	31
3.6.10	MÉDIA DA ALTURA MÁXIMA DO PICO AO VALE (R_{tm})	31
3.6.11	MAIOR ALTURA DO PICO AO VALE (R_y)	32
3.6.12	MÉDIA DO TERCEIRO PICO E VALE (R_{3z})	32
3.6.13	ASSIMETRIA (R_{sk})	32
3.6.14	CURTOSE (R_{ku})	33
3.6.15	PARÂMETROS DE ESPAÇAMENTO	34
3.6.16	CONTAGEM DE PICOS (P_c)	34
3.6.17	ESPAÇAMENTO MÉDIO NA LINHA MÉDIA (S_m)	34
3.7	INTERAÇÕES DA CÉLULA COM O MATERIAL	36
3.8	ADESÃO CELULAR	37
3.9	PROPRIEDADES DE BIOINTERFACE	38
3.10	COMPOSIÇÃO QUÍMICA	38
3.11	PROPRIEDADES FÍSICAS	39

3.12	CEMENTO DENTÁRIO	41
3.12.1	FUNÇÕES DO CEMENTO	42
3.12.2	ESTRUTURA DO CEMENTO	42
3.12.2.1	CEMENTO ACELULAR DE FIBRAS EXTRÍNSECAS (AEFC "INGLÊS")	43
3.12.2.2	CEMENTO MISTO ESTRATIFICADO CELULAR (CMSC "INGLÊS")	43
3.12.3	CEMENTO CELULAR DE FIBRAS INTRÍNSECAS (CIFC "INGLÊS")	44
3.12.4	ORIGEM E FORMAÇÃO DO CEMENTO	45
3.12.4.1	COMPOSIÇÃO BIOQUÍMICA DO CEMENTO	46
3.12.4.2	PROPRIEDADES FÍSICAS DO CEMENTO	46
4	MATERIAIS E MÉTODOS	48
4.1	PREPARAÇÃO DAS AMOSTRAS	48
4.2	CARACTERIZAÇÃO DA SUPERFÍCIE	49
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO PRELIMINARES	50
5.1	ANÁLISE MICROGRÁFICA DA SUPERFÍCIE	50
5.2	CARACTERIZAÇÃO POR PERFILOMETRIA 3D	52
5.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA	52
5.3.1	PARÂMETRO RA	52
5.3.2	PARÂMETRO DENSIDADE DOS PICOS ($1/\mu\text{M}^2$)	53
5.3.3	PARÂMETRO DENSIDADE DOS VALES ($1/\mu\text{M}^2$)	54
5.3.4	PARÂMETRO DENSIDADE DOS PICOS E VALES ($1/\mu\text{M}^2$)	55
5.3.5	PARÂMETRO ÁREA DOS PICOS (μM^2)	55
5.3.6	PARÂMETRO ÁREA DOS VALES (μM^2)	57
5.3.7	PARÂMETRO ÁREA DOS PICOS E VALES (μM^2)	57
6	DISCUSSÃO	59
6.1	EFEITOS DO POLIMENTO MECÂNICO	59
6.2	EFEITOS DO TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE.	60
7	CONCLUSÃO	62
	REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

No passado, os pacientes procuravam o tratamento odontológico para restabelecer a função mastigatória. Atualmente, os pacientes exigem tratamento para restaurar as funções orais e com qualidade estética. Para atender a exigência da estética, os profissionais se preocupam com a cor da prótese, principalmente na região anterior dos maxilares.

Uma grande evolução no tratamento dentário foi o desenvolvimento dos implantes osseointegráveis. Os primeiros implantes osseointegráveis de titânio foram desenvolvidos na década de 1950 pelo Prof. Per-Ingvar Branemark do “Laboratory for Vital Microscopy, Department of Anatomy, University of Lund Sweden”. A nova modalidade de tratamento revolucionou a odontologia e levou à necessidade de criar a especialidade denominada “Implantodontia”. Após a identificação da osseointegração do Ti, os implantes sugeridos pelo Prof. Branemark continuaram em constante melhoria. Atualmente, são usados implantes que osseointegram em menor tempo em relação aos da primeira geração. O grande desafio é realizar tratamentos com implantes que mantenham a estabilidade dos tecidos moles e duros, manter a ausência de doenças orais como perimplantite, garantir a estabilidade mecânica a longo prazo, não ocorrer a falha da estrutura implantossuportada e a prótese, ter boas características estéticas. Quando for possível atender estes desafios será possível aumentar os índices de sucesso do tratamento, o qual é da ordem de 95 a 98% (1).

Com o surgimento da implantodontia, novos materiais e componentes protéticos para as próteses implantossuportadas foram desenvolvidos, os quais apresentam versatilidade para uso em qualquer região oral. A estrutura implantossuportada, inicialmente de ligas metálicas fundidas estão sendo substituídas por materiais cerâmicos com melhor estética (2). A estrutura implantossuportada é formada pelo implante, um componente protético que serve como base para colocação da coroa. O componente protético é fixado diretamente no implante com uso de parafuso ou com adaptação através de fixação por sistema do tipo Morse. Para manter esta estrutura em função é essencial a boa adaptação e a estabilidade do componente protético na plataforma do implante. A boa adaptação influencia na preservação da interface ósseo-implante (3).

O sucesso do tratamento com uso dos implantes depende de vários fatores, alguns relacionados às interfaces. A primeira interface é a implante-osso, a qual depende da forma do corpo e dos filetes das roscas do implante. A segunda é interface implante-componente protético, a qual varia com forma da conexão implante-componente. A inexistência de bom acoplamento do componente com a plataforma do implante influencia na intensidade dos micromovimentos entre o implante e o componente, os quais induzem a reabsorção óssea (2–5). As mudanças das propriedades do osso cortical ao redor do implante, quando são colocados diferentes tipos de conexões, têm sido atribuídas às etiologias, fatores

biomecânicos que alteram as tensões ao redor do osso marginal e contribuem para a reabsorção do osso alveolar (6). Além disso, fatores biológicos como o acúmulo de células inflamatórias na interface implante-componente devido a infiltração bacteriana aumentam os índices de doença peri-implantar assim como fatores mecânicos como as micro-folgas na interface implante-componente aumentam a colonização bacteriana. (7).

O sucesso do tratamento com implante também está fortemente relacionado aos fatores biomecânicos, os quais incluem a intensidade das cargas orais, as propriedades mecânicas dos materiais dos implantes e da prótese, a geometria do implante, morfologia da superfície, qualidade da interface do osso circundante, a natureza da interface osso-implante e os procedimentos cirúrgicos aplicados (6). A posição da prótese influi na distribuição das cargas oclusais no parafuso do componente, na restauração, no implante e no osso circundante. A distribuição da tensão, a intensidade da deformação do osso cortical, e a osseointegração influenciam a estabilidade a longo prazo do implante (8).

O afrouxamento e a fratura por fadiga do componente e do parafuso protético são os modos de falha mais comuns nas próteses parafusadas, especialmente nas restaurações sobre implantes unitários (6,7,9–12). A falha ocorre no ponto mais fraco entre a plataforma do implante e a coroa protética e normalmente é o parafuso do componente protético que falha(11). Os implantes dentários estão sujeitos a cargas cíclicas durante a mastigação (9) e vários estudos analisaram a resistência à fadiga dos implantes e componentes protéticos (6).

A utilização dos componentes com superfícies que possuem morfologia e características químicas similares às dos dentes naturais facilita a adesão de tecidos moles e melhora a qualidade estética (13). A adesão dos fibroblastos na superfície do componente elimina o descolamento do tecido mole na região do transmucoso (14,15). A rugosidade da superfície do implante, a qualidade do acabamento de fabricação e material do componente protético são alguns fatores que afetam a resposta do tecido epitelial no complexo componente-coroa. A rugosidade da superfície do componente deve ser da ordem de 0,4 μm para diminuir a afinidade de microrganismos externos e o risco de doença peri-implantite (14). Outro fator que influencia na adesão de fibroblastos é a molhabilidade da superfície dos componentes protéticos. A organização das fibras de colágeno perpendiculares à interface do transmucoso aumenta nas superfícies hidrofílicas (16).

Entre as diversas alterações realizadas dos componentes protéticos, o desenvolvimento do “one abutment-one time” alterou o conceito dos procedimentos protéticos. Antes do “one abutment-one time”, imediatamente após a cirurgia o componente protético denominado cicatrizador era fixado no implante e permanecia no local até o final de cicatrização dos tecidos. Após a cicatrização dos tecidos, o cicatrizador era removido com quebra da ligação com os tecidos moles e colocado outro tipo de componente. Durante a preparação da prótese, o componente era colocado e removido várias vezes. Cada vez

que ocorria a remoção do componente havia quebra da união dos tecidos moles com os componentes protéticos com dano da vedação do implante em relação ao meio oral. Com o uso do componente tipo “one abutment-one time”, a união dos tecidos moles deixou de ser quebrada nas diferentes fases do tratamento.

1.1 Justificativa

A qualidade do sistema implante-componente protético influencia nos resultados estéticos, biomecânicos e biológicos do tratamento com implantes osseointegráveis. Em consequência, o aprimoramento na qualidade do tratamento das superfícies dos componentes dos implantes e o entendimento do comportamento celular na superfície destes dispositivos aumentam o índice de sucesso dos tratamentos. Estes conhecimentos identificaram a necessidade da análise das interações das células com as proteínas e peptídeos da matriz extracelular para permitir o uso de procedimentos que aumentam o recrutamento e a diferenciação das células em diferentes substratos. Com os avanços no desenvolvimento das técnicas no tratamento de superfícies foi possível criar implantes com características biomiméticas para a adesão de tipos específicos de células ou até promover a diferenciação celular de acordo com o tecido desejado.

Com o avanço da tecnologia do tratamento de superfície e no conhecimento sobre as interações das células com os substratos, tem sido possível compreender as reações que existem entre as proteínas e a rugosidade dos materiais preparados com diferentes técnicas que melhoram a topografia da superfície (14).

O estabelecimento e a manutenção de um selamento eficiente do tecido mole ao redor dos implantes e componentes são parâmetros importantes para o sucesso dos implantes. As propriedades de superfície dos elementos que compõem o sistema componente-implante, têm comprovado na influência na qualidade na adesão da mucosa (8).

A interface que existe entre o componente protético e o tecido mole tem recebido muita atenção para melhorar a taxa de sucesso dos implantes. O objetivo do presente trabalho é tratar a superfície de componentes protéticos com ácidos em diferentes tempos e temperaturas e analisar a morfologia que apresenta melhor a adesão de células gengivais.

Dados da literatura mostram que a adesão de fibroblastos (tamanho entre 10 - 15 μm) e fibras de colágeno é viável na superfície de componentes protéticos mediante tratamento de superfície (ataque ácido). A melhor adesão ocorre em superfícies de dióxido de titânio (TiO_2) com rugosidade $< 1 \mu\text{m}$ (17).

Rezk et al. (2018) (18) analisaram as respostas do tecido mole sobre diferentes topografias, a rugosidade, a metodologia empregada para obter uma rugosidade desejável, e as propriedades químicas dos componentes. Determinaram que estes parâmetros influenciam

nas respostas do tecido em contato com o componente e a coroa protética, além disso, ele menciona que rugosidades $> 4 \mu\text{m}$ aumenta a afinidade e adesão bacteriana e o risco de doença Peri-implantar. A presença de microranuras nos componentes influencia na direção de espalhamento das células e do colágeno (15).

Modificações da superfície do Ti para promover uma adesão do tecido mole é extremamente desejável.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é modificar a superfície dos componentes protéticos de Ti grau 5 através de ataque ácido para obter uma morfologia que permita maior adesão de células para melhorar o selamento dos tecidos moles e reduzir a infiltração bacteriana para a superfície dos implantes osseointegráveis.

2.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver tratamentos de superfícies dos componentes protéticos.
- Quantificar a rugosidade das amostras por interferometria óptica.
- Analisar a morfologia da superfície dos componentes por meio de microscopia eletrônica de varredura
- Analisar o comportamento celular nas superfícies dos componentes com e sem tratamentos.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Fundamentos

O sucesso do tratamento do implante dentário diminui com a falta de ancoragem do tecido mole ao redor do componente protético. A ausência ou conexão parcial do tecido conectivo entre o tecido mole e a superfície do componente protético facilita a entrada de bactérias para o osso adjacente e causa inflamação ou infecções crônicas. O resultado das infecções leva à completa perda da osseointegração (5,7).

O tecido peri-implantar desempenha uma função similar à do epitélio juncional, emergindo desde o epitélio oral duas a três semanas após a instalação do implante. Porém, apesar da mucosa oral entrar em contato com o pescoço e a superfície do componente do implante, ocasionalmente o epitélio peri-implantar faz adesão com o pescoço do implante (19). Na interface entre a plataforma do implante e a base do componente protético ocorre a inflamação e reabsorção do osso por vários fatores. Os principais fatores que levam a perda do selamento do componente protético com os tecidos moles é a constante remoção do componente após a cicatrização, na fase de moldagem e preparação da prótese (19,20). Na tentativa de resolver este problema, diferentes tipos de implantes e componentes foram desenvolvidos, assim como diferentes técnicas para promover a adesão epitelial em todo o sistema implante-componente (2,16,18). O resultado mais eficiente foi o desenvolvimento do componente de “tempo único”, um deles com a designação comercial Perio-Base da empresa Conexão Sistemas de Prótese (Arujá, SP) mostrado na Figura 1.

Os componentes de Ti com superfícies lisas tendem a formar fibras de colágeno ao redor do componente. Enquanto os componentes protéticos com superfícies modificadas apresentam melhores resultados em estudos clínicos e experimentais (21).

Atualmente não existe um protocolo que ajude os clínicos a determinar o tipo de componentes protéticos mais adequados e que melhore a vedação dos tecidos moles ao redor do sistema implante-componente.

3.2 Propriedades Mecânicas

A reabilitação implantossuportada inclui o implante inserido no maxilar, o componente protético parafusado ou cimentado e a prótese (Figura 2).

O componente protético serve de suporte para receber a coroa protética e transferir as cargas orais para o implante (22).



Figura 1 – A ilustração apresenta os passos que são realizados para a preparação da prótese. O Perio Base é comercializado com altura do transmucoso com 0,9 a 4,0 mm, dependendo da profundidade do implante. Do lado direito o Componente Perio Base instalado sobre o implante

Fonte: <https://implantnewsperio.com.br/perio-one-base-uma-solucao-periodontal-estetica/>



Figura 2 – Exemplo da estrutura implanto-suportada, mostrando o implante, componente protético e coroa.

Fonte: <https://southgablesdental.com/different-types-of-dental-implants/>

A seleção do componente protético deve atender as exigências estéticas e mecânicas. A seleção é feita com base na espessura do tecido gengival, tipo e orientação do implante e dimensão do espaço oclusal (23). Entre os materiais mais empregados para a fabricação dos componentes protéticos, as ligas metálicas de cromo-cobalto e a zircônia são os mais utilizados.

Entre todas as dificuldades para garantir o sucesso do tratamento, a falta de selamento da interface entre a plataforma do implante e a base do componente é a mais

crítica. A falta de selamento cria problema biológico que permite a infiltração de microbiotas que leva a processo infeccioso. A adaptação é um segundo problema, a existência de folgas entre o componente e a plataforma do implante facilita o acúmulo de bactérias e cria complicações mecânicas pela falta de ajuste do componente sobre o implante. A falta de ajuste marginal não permite a transmissão das cargas orais corretamente para o osso e induz tensões excessivas no parafuso que pode levar a fratura do implante (24).

3.3 Parafuso do Componente Protético

O parafuso do componente fixa o componente protético ao implante. É comum o afrouxamento deste parafuso. As possíveis causas do afrouxamento do parafuso são o aperto com torque inferior ao preconizado pelo fabricante, as cargas compressivas durante a mastigação que produzem vibrações, micromovimentos no sistema e a infiltração de fluídos orais que reduzem o coeficiente de atrito entre as roscas do parafuso e do implante (25).

Algumas empresas, na tentativa de reduzir o afrouxamento dos parafusos dos componentes usam revestimentos nos filetes das roscas. No entanto, Elias et al. (2006) analisaram o torque para soltar quatro parafusos com tipos diferentes de revestimentos (TiN, TiCN, Teflon, Parilene). Os resultados mostraram que o torque para soltar o parafuso sem revestimento foi maior (26). Resultado oposto foi obtido por Sun et al. (2020), os quais modificaram a superfície do parafuso do componente protético com tratamento de nitretação a plasma. O tratamento de nitretação melhorou as propriedades mecânicas dos parafusos, elevando sua dureza superficial, a resistência a corrosão e a resistência ao desgaste. Os resultados mostrados na Figura 3 mostram que os parafusos com superfície modificada tiveram um melhor desempenho em fadiga e melhor estabilidade na conexão do sistema implante-componente (27).

Com o tratamento de nitretação ocorreu redução do coeficiente de atrito, possibilitando o aumento da pré-carga que mantêm as partes unidas, devido a diminuição da rugosidade de superfície; no grupo controle a rugosidade foi de 2,80 μm e para o grupo tratado a rugosidade foi de 1,03 μm (Tabela 1) (27).

Tabela 1 – Coeficiente de atrito μ e Força de Pré Carga (F, N) com torque de 32 N/cm . (a e b indicam que $P < 0,05$ pela comparação do valor de F ; A e B indicam que $P < 0,05$ pela comparação dos valores de μ)

Grupo	$F(N)$	μ
Grupo C	260,68 \pm 3,38 ^a	0,45 \pm 0,005 ^A
Grupo N	361,74 \pm 3,67 ^b	0,33 \pm 0,003 ^B

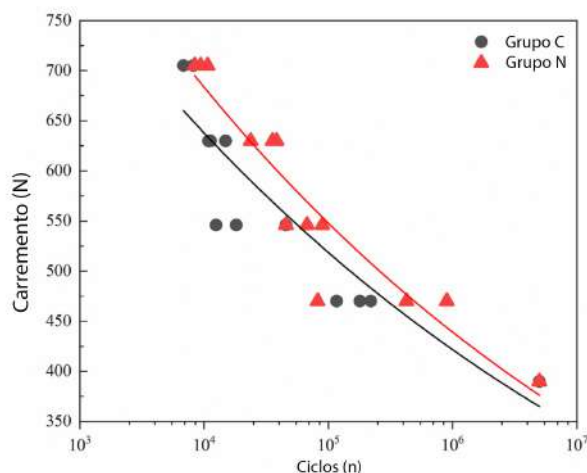


Figura 3 – Variação da vida em fadiga de parafusos protéticos sem revestimento (C) e com revestimento a plama (N)

Fonte: (27)

3.4 Tipo de Conexão e Material do Componente

Os componentes de Ti são amplamente usados na implantodontia por apresentarem excelente biomecânica e resposta biológica desejável a longo prazo. Porém, o titânio não apresenta boas qualidades ópticas no que se refere a estética por ter aspecto cinza na área gengival (28–30). Para melhorar o fator estético, o titânio tem sido substituído pela zircônia. O inconveniente do componente de zircônia é a maior dureza e pode induzir desgaste da plataforma do implante. Para melhorar o desempenho do componente de zircônia emprega-se uma peça de titânio, denominada “link” entre a zircônia e o implante (31–33). Na região da interface componente-implante, havendo folgas superiores a 10 μm são criadas condições favoráveis aos micromovimentos, desgaste do sistema e infiltrações bacterianas. Gao et al. (2020) analisaram os efeitos deste desgaste por meio de dois mecanismos (11). No estudo foram comparados o desempenho de implantes das empresas Straumann (Straumann AG, Suíça) e da Nobel (Nobel Biocare, Suécia). Os implantes do Grupo M1 foram os implantes da Straumann com diâmetro de 4,1 mm, comprimento de 12 mm; componentes com diâmetro de 5, comprimento de 5,5 mm) Os implantes do Grupo M2 foram da Nobel com diâmetro de 4,3 mm e comprimento de 11,5 mm com componentes com diâmetro de 4,78 mm e comprimento de 4,0 mm. Foram realizados ensaios de fadiga (Figura 4) e de mastigação (11). Os resultados mostraram que nos movimentos mastigatórios ocorre maior atrito e afrouxamento do parafuso em comparação com o teste de fadiga, também o grupo M1 mostrou uma maior taxa de afrouxamento no ensaio de mastigação ($38.46 \pm 1.20\%$) em relação ao ensaio de fadiga ($30.54 \pm 1.86\%$) ($P < 0.05$), no entanto o grupo M2 não apresentou diferença significativa na taxa de afrouxamento entre os ensaios mastigação ($40.91 \pm 1.34\%$) e fadiga ($39.57 \pm 2.17\%$) ($P >$

0.05), Tabela 2 (11).

Tabela 2 – Torque de remoção e taxa de perda de torque do parafuso central.

Grupos	M1				M2			
	FC	CC	N	P	FC	CC	N	P
T_n	$31,9 \pm 0,2$	$31,6 \pm 0,3$	5		$28,8 \pm 0,6$	$29,1 \pm 0,7$	5	
δ_n	$8,9 \pm 0,6$	$9,8 \pm 0,9$	5	$>0,05$	$17,6 \pm 1,8$	$16,8 \pm 1,9$	5	$>0,05$
T_m	$24,3 \pm 0,7$	$21,5 \pm 0,4$	5		$21,2 \pm 0,8$	$20,7 \pm 0,5$	5	
δ_m	$30,5 \pm 1,9$	$38,5 \pm 1,2$	5	$< 0,05^b$	$39,6 \pm 2,2$	$40,9 \pm 1,3$	5	$>0,05$
P	$< 0,05^a$	$< 0,05^a$			$< 0,05^a$	$< 0,05^a$		

Abreviaturas: CC, ciclo de mastigação; FC, ciclo de fadiga.

(^a) A diferença significativa entre δ_m e δ_n em cada grupo.

(^b) A diferença significativa entre o δ_m dos grupos FC e CC para o sistema de implante M1.

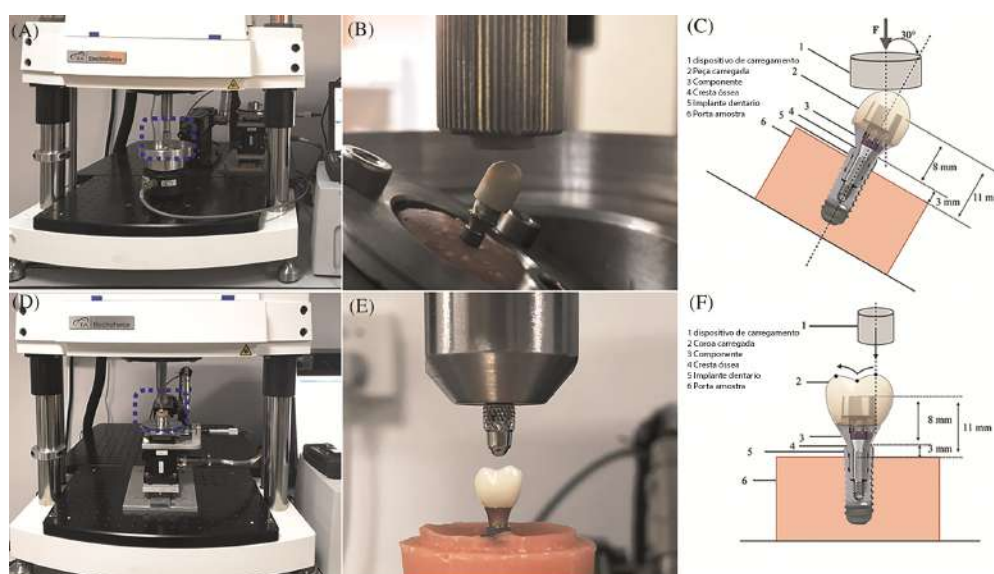


Figura 4 – Condições experimentais (A-C) ciclo de fadiga e (D-F) ciclo de mastigação.

3.5 Propriedades de Superfície do Componente Protético

A qualidade da integração do tecido mole com a zona do transmucoso do componente protético é um parâmetro biológico e funcional essencial para manter os tecidos peri-implantares saudáveis, melhorar a estética, garantir o selamento contra a infiltração dos microrganismos, preservar o nível da crista óssea, e aumentar a longevidade do sistema componente-implante. As interfaces que existem entre a restauração-componente-tecido mole facilitam a colonização de microrganismos na superfície do implante dentário e promove a perda de tecido ósseo. O selamento do tecido mole ao sistema componente-implante é uma estratégia para evitar a invasão destes micro-organismos e preservar a integridade dos tecidos peri-implantares (19, 20).

A cicatrização dos tecidos ao redor dos implantes pode ser influenciada por fatores biomecânicos, pela estabilidade do componente-implante (6), forma do componente (10), e

pela morfologia da superfície dos componentes (18). Embora os componentes polidos de Ti ou de zircônia sejam utilizados, estes materiais não criam um selamento que mantenha a integridade das estruturas peri-implantares (21,34).

As adesões dos tecidos epiteliais ao redor do componente protético são diferentes do tecido epitelial ao redor do dente. Na Tabela 3 são mostradas algumas diferenças (3,5,19).

Tabela 3 – Parâmetros do tecido mole ao redor do dente natural e componente de titânio.

Parâmetro	Dente natural	Implante dentário
Altura média do tecido mole	2,73 mm	3,0 – 3,5 mm
Largura epitelial média.	2,05 mm	2,40 mm
Largura média do tecido conjuntivo	1,12 mm	1,66 mm
Tipo de adesão epitelial	Hemidesmosomas	Hemidesmosomas parcial
Adesão de tecido conjuntivo	Perpendicular ao cimento	Camada de proteoglicanos, espessura de 20 µm
Inserção de fibras de colágeno	Perpendicular a superfície do dente	Paralelo a superfície do implante, forma de tecido cicatrizado
Razão das fibras de colágeno a fibroblastos	60% fibras de colágeno a 5 – 15% de fibroblastos	85% de colágeno a 1 – 3% de fibroblastos Fonte de vascularidade.
Vasos sanguíneos	Supraperiosteais e plexo vascular do ligamento periodontal	Tecido mole peri-implantar do vaso sanguíneo supraperiosteal

O tecido conectivo possui uma porção de gengiva livre de epitélio queratinizado ao redor do dente e do implante. As fibras de colágeno do tecido conectivo ao redor do implante são dispostas de forma paralelas à superfície do componente e nos dentes são perpendiculares. O tecido conectivo peri-implantar apresenta menor vascularização e um aspecto de tecido cicatrizado. A composição de tecido conectivo ao redor do implante e o dente natural também difere. A zona de tecido conectivo estável ao redor do dente é composta de 60% de fibras de colágeno e 15% de fibroblastos. Em contraste, o tecido conectivo ao redor do implante compreende 85% de fibras de colágeno e somente 3% de fibroblastos (19).

Alguns estudos mostram que a interface que existe entre o componente e o implante influencia diretamente na reabsorção óssea, Figura 5. A infiltração de células inflamatórias subjacente a nível do osso cortical e o implante pode ser a causa pela presença de micro-organismos na cavidade oral. Existem evidências que ocorre a micro-infiltração de endotoxinas na zona interna das conexões cônicas (7).

Fatores como a morfologia, energia e a composição química da superfície dos componentes influenciam na formação e crescimento de biofilme que culmina com a doença Peri-implantar (17,35,36).

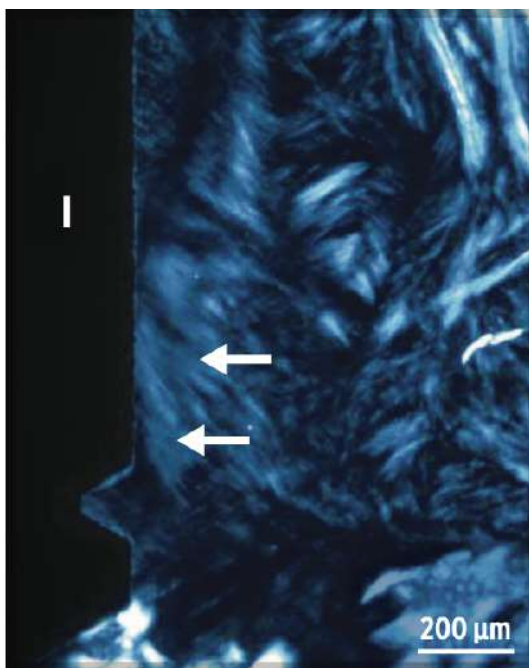


Figura 5 – Corte longitudinal através de implante humano (I) com superfície oxidada apresentando fibrilas de colágeno funcionalmente orientadas (setas) na porção apical do tecido conjuntivo peri-implantar.

3.6 Parâmetros da Rugosidade Superficial

Apesar dos trabalhos disponíveis na literatura apresentarem resultados das análises da influencia da rugosidade na adesão, crescimento e proliferação das células, os dados não são conclusivos ou existem dados díspares. Possivelmente, uma das razões da divergência entre os resultados é porque os autores analisam somente o parâmetro R_a da rugosidade, o qual pode não ser o mais adequado.

Os parâmetros da rugosidade da superfície podem ser divididos em três grupos: amplitude, espaçamento e híbridos (37,38). Os parâmetros de amplitude são os mais usados para caracterizar a topografia da superfície. Eles são usados para medir características verticais dos desvios da superfície. A seguir é apresentada uma descrição sucinta dos principais parâmetros que caracterizam a rugosidade.

3.6.1 Média aritmética (R_a)

O parâmetro R_a é o parâmetro universal mais usado para quantificar a qualidade geral da rugosidade das superfícies. O valor de R_a é definido como o desvio absoluto médio das áreas em relação à linha média ao longo de um comprimento de amostragem (Figura 6). Este parâmetro é fácil de aplicar e medir, fornece uma descrição geral das variações das alturas e profundidades dos vales. Porém, não fornece nenhuma informação sobre o comprimento de onda e não é sensível na identificação de pequenas mudanças no perfil.

Os valores de R_a são calculados com uso das Equações 3.1 e 3.2 (37,38).

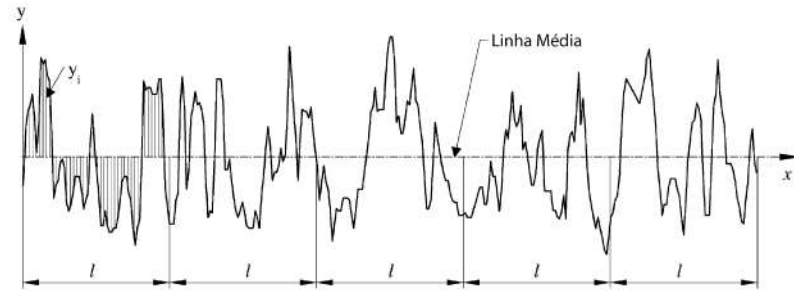


Figura 6 – Representação das áreas dos picos e vales em relação à linha média para cálculo de R_a .

$$R_a = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)| dx \quad (3.1)$$

$$R_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i| \quad (3.2)$$

3.6.2 Raiz quadrada media da rugosidade (R_q)

Este parâmetro é conhecido como RMS. Representa o desvio padrão da distribuição das alturas da superfície e é um parâmetro importante para descrever a rugosidade da superfície por métodos estatísticos. Este parâmetro é mais sensível do que a altura média aritmética (R_a). A linha média RMS é a linha que divide o perfil de forma que a soma dos quadrados dos desvios da altura do perfil em relação a média é igual a zero. O valor de RMS é calculado pela Equações 3.3 e 3.4 (37,38).

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{l} \int_0^l \{y(x)\}^2 dx} \quad (3.3)$$

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i^2} \quad (3.4)$$

3.6.3 Altura de dez pontos (R_z)

Este parâmetro é mais sensível na identificação de picos altos e vales profundos que o R_a . Ele é definido por dois métodos de acordo o sistema aplicado. Um deles é proposto pela ISO, a qual define o parâmetro R_z como a diferença na altura entre a média dos cinco picos mais altos e os cinco vales mais profundos ao longo do comprimento de avaliação do perfil.

O segundo método é proposta pela DIN o qual define R_z como a média do somatório dos 5 picos mais altos e os 5 vales mais profundos ao longo do comprimento de avaliação

do perfil. Na Figura 7 é apresentado o desenho esquemático para cálculo de R_z . O valor de R_z é calculado pelas Equações 3.5 e 3.6. Onde n é o número de amostras ao longo do comprimento de avaliação (38).

$$R_{z(ISO)} = \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n p_i - \sum_{i=1}^n v_i \right) \quad (3.5)$$

$$R_{z(DIN)} = \frac{1}{2n} \left(\sum_{i=1}^n p_i + \sum_{i=1}^n v_i \right) \quad (3.6)$$

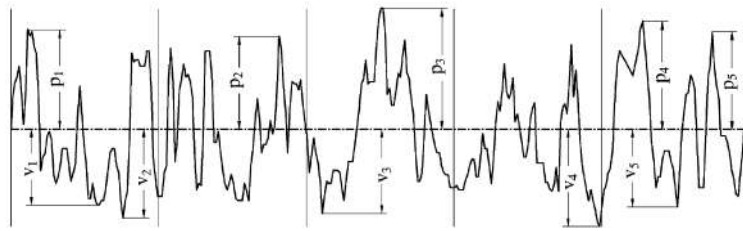


Figura 7 – Definição do parâmetro de altura de dez pontos

3.6.4 Máxima altura dos picos (R_p)

R_p é definido como a altura máxima do perfil acima de linha média do comprimento de avaliação, Figura 8 (38).

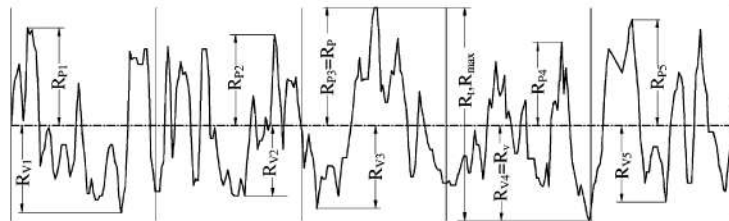


Figura 8 – Definição dos parâmetro R_p , R_v , R_{pm} , R_{vm} , $R_t(R_{max})$

3.6.5 Máxima profundidade dos vales (R_v)

R_v é definido como a profundidade máxima do perfil em relação a linha média no comprimento de avaliação, Figura 8 (38).

3.6.6 Altura média dos picos (R_{pm})

R_{pm} é definido como a média da altura máxima dos picos (R_p) no comprimento de amostragem como indicado na Figura 8. Este parâmetro pode ser calculado pela Equação 3.7: [58]

$$R_{pm} = \frac{(R_{p1} + R_{p2} + R_{p3} + R_{p4} + R_{p5})}{5} \quad (3.7)$$

Onde n é o número de amostragem ao longo de comprimento de avaliação do perfil.

3.6.7 Profundidade média dos vales (R_{vm})

R_{vm} é definido como a média da profundidade máxima dos vales no comprimento de amostragem como indicado na Figura 8. Este parâmetro pode ser calculado pela Equação 3.8 (38).

$$R_{vm} = \frac{(R_{v1} + R_{v2} + R_{v3} + R_{v4} + R_{v5})}{5} \quad (3.8)$$

Onde n é o número de amostragem ao longo de comprimento de avaliação do perfil.

3.6.8 Altura máxima do perfil (R_t ou R_{max})

Este parâmetro é sensível para identificar os picos altos e vales profundos. R_{max} ou R_t , Equação 3.9, é definido como a distância vertical entre o pico mais alto a o vale mais profundo ao longo do comprimento de avaliação do perfil.

$$R_{vm} = R_p + R_v = R_{p3} + R_{v4} \quad (3.9)$$

3.6.9 Altura máxima do pico ao vale (R_{ti})

R_{ti} é a distância vertical entre o pico mais alto e o vale mais profundo para cada comprimento de amostragem do perfil. Como o comprimento de avaliação pode ser dividido em cinco comprimentos de amostragem, o parâmetro R_{ti} é calculado como mostrado na Figura 9. [58]

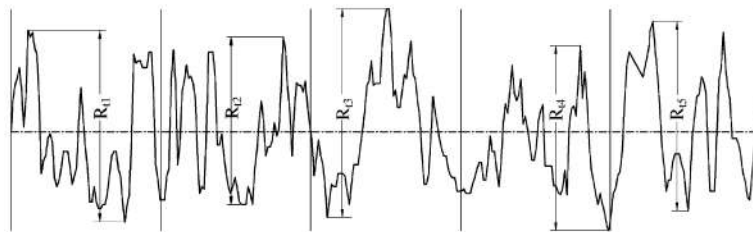


Figura 9 – Definição dos parâmetros de pico máximo e altura de vale

Sendo, $R_{ti} = R_{pi} + R_{vi}$ onde i varia de 1 a 5. $R_{t1} = R_{p1} + R_{v1}$, $R_{t2} = R_{p2} + R_{v2}$, etc.

3.6.10 Média da altura máxima do pico ao vale (R_{tm})

R_{tm} é definido como a média dos picos e vales máximos no comprimento de avaliação do perfil. Como mostrado na Figura 9, o valor de R_{tm} é calculado pela Equação 3.10 (38).

$$R_{tm} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R_{ti} \quad (3.10)$$

Onde n é o número de amostras ao longo comprimento de avaliação do perfil.

$$R_{tm} = \frac{(R_{t1} + R_{t2} + R_{t3} + R_{t4} + R_{t5})}{5} \quad (3.11)$$

3.6.11 Maior altura do pico ao vale (R_y)

Este parâmetro é definido como o maior valor da altura máxima do pico em relação ao vale ao longo do comprimento de avaliação (Figura 9). Com base no exposto $R_y = R_{t3}$ (38).

3.6.12 Média do terceiro pico e vale (R_{3z})

Consiste na média aritmética dos valores da rugosidade parcial, corresponde a cada um dos 5 módulos (cut off), Figura 10. Em cada módulo são traçadas as distâncias entre o terceiro pico mais alto e o terceiro vale mais fundo, em relação à linha média. O valor de R_{3z} é calculado com as Equação 3.12 e 3.13 (38).

$$R_{3z} = \frac{(R_{3y1} + R_{3y2} + R_{3y3} + R_{3y4} + R_{3y5})}{5} \quad (3.12)$$

$$R_{3z} = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 R_{3yi} \quad (3.13)$$

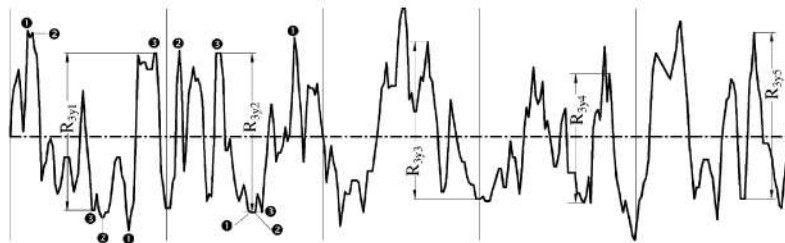


Figura 10 – Definição dos parâmetros de altura do terceiro pico

3.6.13 Assimetria (R_{sk})

Este parâmetro é usado para medir a simetria do perfil em relação a linha média e, é muito sensível aos valores dos vales profundos e picos altos. Uma distribuição de altura simétrica, por exemplo com muitos picos como vales tem zero assimetria ou distorção. Perfis com picos removidos ou vales profundos possuem assimetria negativa. Perfis com vales ou picos altos possuem assimetria positiva, como mostrado na Figura 11 (38). O parâmetro de assimetria pode ser usado para diferenciar dois perfis de rugosidade com os mesmos valores de R_a ou R_q mas com formas diferentes. O valor da assimetria depende da quantidade do material acima ou abaixo da linha média como mostrado na figura 6. Os valores podem ser calculados pelas Equações 3.14 e 3.15 (38).

$$R_{sk} = \frac{1}{R_q^3} \int_{-\infty}^{\infty} y^3 p(y) dy \quad (3.14)$$

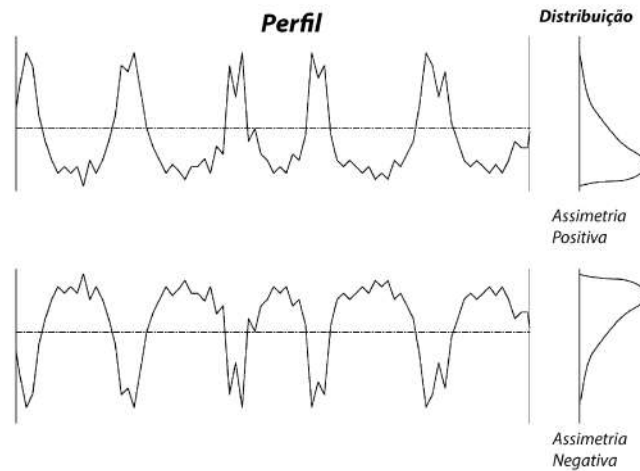


Figura 11 – Definição dos assimetria (R_{sk}) e a amplitude da curva de distribuição.

$$R_{sk} = \frac{1}{NR_q^3} \left(\sum_{i=1}^N Y_i^3 \right) \quad (3.15)$$

3.6.14 Curtose (R_{ku})

Coefficiente de curtose descreve a nitidez da densidade de probabilidade do perfil. Quando o valor R_{ku} é menor que 3 a curva da distribuição é classificada como platicúrtico e tem poucos picos altos a vales profundos. Quando R_{ku} é maior que 3 a curva da distribuição é leptocurtoica e possui muitos picos altos e vales profundos. Mostra-se na Figura 12 os dois tipos de kurtosis. A equação matemática para calcular a curtose de um perfil com um número de pontos N são as das Equações 3.16 e 3.17:

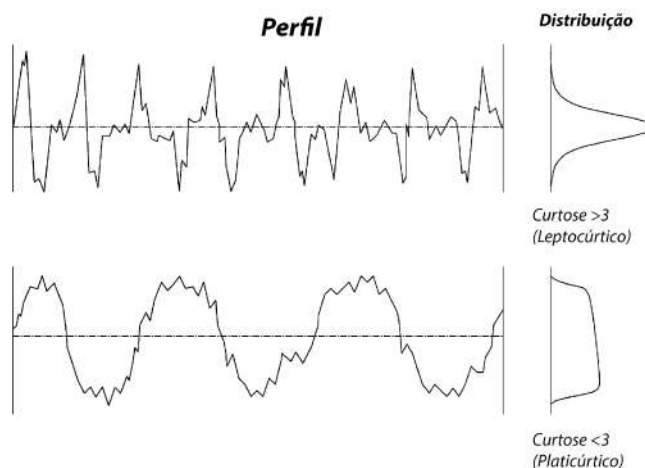


Figura 12 – Definição do parâmetro de Curtose (R_{ku}).

$$R_{sk} = \frac{1}{R_q^4} \int_{-\infty}^{\infty} y^4 p(y) dy \quad (3.16)$$

$$R_{sk} = \frac{1}{NR_q^4} \left(\sum_{i=1}^N Y_i^4 \right) \quad (3.17)$$

Onde R_q é o parâmetro de rugosidade RMS e Y_i a altura do perfil no ponto número i . O parâmetro curtose também pode ser usado para diferenciar entre superfícies, que têm formas diferentes e têm o mesmo valor de R_a (38).

3.6.15 Parâmetros de espaçamento

Os parâmetros de espaçamento são aqueles que medem as características horizontais dos desvios da superfície. Os parâmetros de espaçamento são importantes em algumas operações de fabricação. Um dos parâmetros de espaçamento é o espaçamento de pico, o qual pode ser um parâmetro importante no desempenho das superfícies que trabalham em condições de atrito. Ao controlar os parâmetros de espaçamento é possível obter melhor identificação dos acabamentos superficiais (38).

3.6.16 Contagem de picos (P_c)

O número de picos é importante em alguns processos de fabricação, como em revestimento de superfícies, escoamento de fluidos e corrosão. O número de picos é determinado ao longo do comprimento de avaliação e o resultado é dado em picos por centímetro (ou polegada). Se o comprimento da avaliação for inferior a 1 cm, os resultados devem ser multiplicados por um fator para obter a contagem de pico por centímetro. Conforme mostrado na Figura 13, a contagem de picos é determinada apenas para as áreas fechadas do perfil, nas quais o perfil cruza cada uma das bandas superior e inferior em pelo menos dois pontos. O perfil mostrado na Figura 13 tem quatro picos (38).

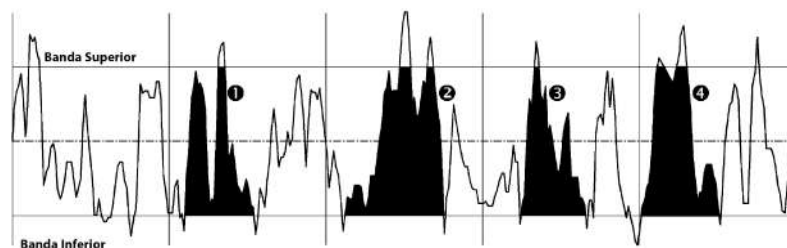


Figura 13 – Calculando o parâmetro de contagem de pico (P_c) sem uma banda selecionada.

3.6.17 Espaçamento médio na linha média (S_m)

Este parâmetro é definido como o espaçamento médio entre os picos do perfil na linha média e é denotado como (S_m). O perfil do pico é o ponto mais alto entre o cruzamento acima e abaixo da linha média. Mostra-se esquematicamente na Figura 14

como medir o espaçamento médio em relação à linha média. Este parâmetro pode ser calculado com a Equação 3.18 (38):

$$R_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n S_i \quad (3.18)$$



Figura 14 – Calculando o espaçamento médio na linha média (S_m).

Donoso et al (2006) caracterizaram algumas configurações de superfícies comparando rugosidades com a variação da área de superfície. Os autores verificaram que o aumento na rugosidade aumenta com a área superficial. Esses resultados podem ser interessantes ao se analisar fenômenos interfaciais como a adesão celular, especialmente do ponto de vista microscópico. Comparando-se o aumento tanto na rugosidade quanto na área superficial, pode-se observar que o aumento relativo em ambas as magnitudes não é o mesmo. Por exemplo, uma primeira superfície, Figura 15, tem os parâmetros $L1 = 50$, $a1 = 0,75$, $n1 = 10$, $h1 = 1$ os valores são $A1 = 70$, $R_{rms1} = 0,357$ ("L" sendo o comprimento de varredura (a e h são constantes para todas as caixas de uma determinada configuração de superfície), "n" caixas idênticas de uma determinada altura "h", e uma determinada largura "a", igualmente espaçadas e com bordas longas alinhadas, "A" área).

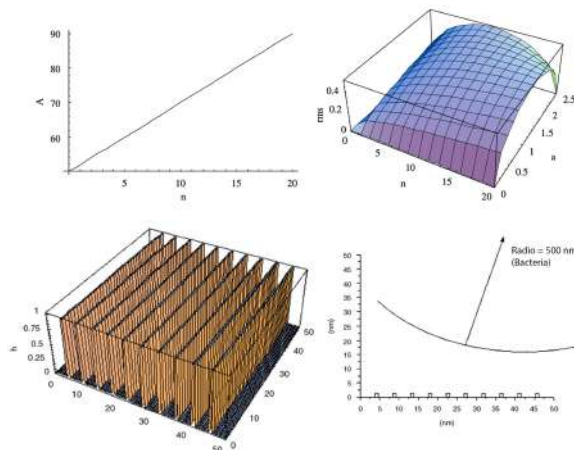


Figura 15 – Comprimento de área e rugosidade R_{rms} para $L=50$ e $h= 1$, como uma função de n e a.

Por outro lado, a Figura 16 apresenta Uma segunda superfície tem $L2 = 50$, $a2 = 2$, $n2 = 10$, $h2 = 1,25$, temos $A2 = 75$, $R_{rms2} = 0,612$. Embora tenha aumentado a rugosidade

por um fator de $R_{rms2} / R_{rms1} = 1:71$, a área da superfície foi aumentada apenas por um fator de $A2/A1 = 1:07$, isto é, apesar do um aumento na rugosidade, a área da superfície apresenta variação significativamente menor (17).

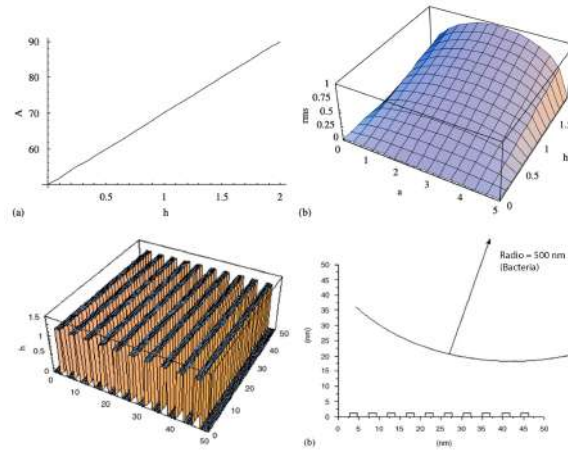


Figura 16 – Comprimento de área e rugosidade rms para $L=50$ e $n=10$, como uma função de n e a .

3.7 Interações da Célula com o Material

Para entender as interações das células com os materiais artificiais é necessário conhecer as interações celulares no ambiente natural. Estas interações são complexas e dinâmicas, envolvendo uma série de sinalizações interconectadas. As interações envolvem um número grande de proteínas da matriz extracelular (MEC) e moléculas que se difunde livremente mediando as interações entre as células vizinhas. Essa interação é essencial para a coesão estrutural dos tecidos, assim como processos celulares, espalhamento, migração, proliferação e diferenciação. O contato entre células é mediado por proteínas de união como efrinas e caderinas que estão envolvidas na adesão célula-célula, sinais de transdução e emparelhamento mecânico entre células (39, 40).

A MEC é um complexo baseado como um hidrogel e proteínas. Os principais microconstituintes são colágenos e uma família diversa de proteínas, cujas fibrilas helicoidais fornecem suporte estrutural e locais de ligação para outras proteínas. A elastina é uma proteína que fornece suporte estrutural assim como elasticidade a MEC. As proteínas como fibronectina, vitronectina a laminina exibem sítios de ligação para outras proteínas, incluindo fatores de crescimento e moléculas de adesão da membrana celular (39, 40).

As células interagem com a MEC através de receptores da membrana. Um tipo destes receptores são as integrinas (proteína da membrana heterodimérica composta pelas subunidades α e β cujo emparelhamento específico determina a afinidade das integrinas aos ligantes presentes na MEC. Um dos ligantes da MEC mais estudado é a sequência de

peptídeos RGD (Arg-Gly-Asp: argenina, glicina e aspartato) identificado na fibronectina, existem outros peptídeos que ligam-se às integrinas como PHSRN, REDV e LDV na fibronectina e IKVAW, YIGSR e PDSGR na laminina. A membrana também possui carboidratos que contribuem na interação com outras células e seu ambiente. Estes carboidratos (glycoproteínas, glicolípidios, a proteoglicanos) na membrana celular formam uma camada de composição variada e grossa ao redor da célula (39, 40).

As células não somente respondem aos sinais apresentados por seu ambiente, mas também o remodelam ativamente. Através da exocitose e outros mecanismos, as células secretam moléculas que remodelam a MEC e interagem com outras células. Por exemplo as metaloproteinasas da matriz são enzimas secretadas por células e degradam a MEC através de proteólise. Outras proteínas secretadas por células são o colágeno e fibronectina, estas contribuem na construção na MEC e influenciam na estrutura e composição (39, 40).

Mostra-se esquematicamente na Figura 17 as interações entre as proteínas e os receptores da membrana plasmática.

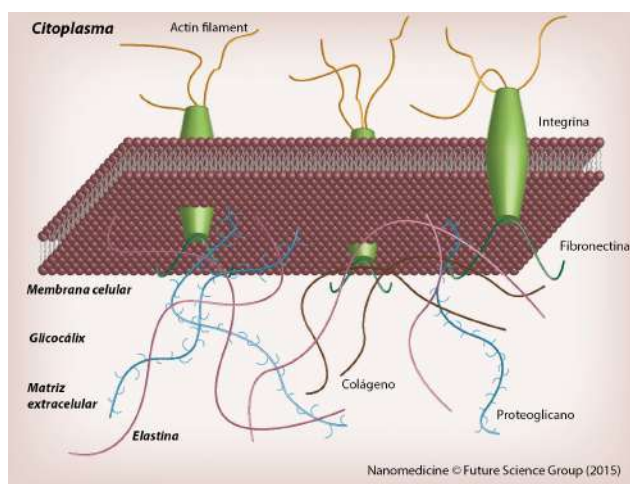


Figura 17 – Esquema da membrana celular mostrando a conexão entre o citoesqueleto e a matriz extracelular através das integrinas.

3.8 Adesão Celular

Alguns tipos de células são dependentes de adesão, mecanismos pelo qual a célula pode se ancorar em superfícies para sobreviver e cumprir sua função.

As adesões celulares tem sido descritas em quatro estágios: reconhecimento da superfície, junção primária, junção intermediária e adesão tardia ou espalhamento celular. Este último resulta na formação de uma adesão madura (complexos moleculares de adesão focal) na qual as integrinas estabelecem conexões entre a célula e seu entorno (41, 42).

Os complexos de adesão focal contribuem na formação e regulação das interações

material-célula e traduz informações sobre propriedades mecânicas, químicas e topográficas de meio extracelular ao meio intracelular. O componente citoplásmico das integrinas estão conectadas ao citoesqueleto através de proteínas como talina. As propriedades do citoesqueleto afetam essencialmente os processos celulares como a elasticidade, migração, divisão e diferenciação. A adesão focal controla a conexão entre o citoesqueleto e o meio celular fornecendo uma ligação direta da célula com a MEC (43).

3.9 Propriedades de Biointerface

Quando um material é inserido no organismo sua superfície é rapidamente revestida por proteínas. A composição e propriedades da camada proteica absorvida sobre a superfície é determinada por múltiplos fatores como o tipo e concentração de proteína, tamanho da proteína, e a interação da proteína com a superfície do material. A superfície do material fica recoberta por proteínas de adesão como fibronectina, vitronectina, laminina, e fibrinogênio (44).

A resposta celular a uma superfície depende fortemente das propriedades das proteínas absorvidas na superfície. A modificação das propriedades da superfície do substrato afetam a natureza da camada proteica e podem controlar a resposta celular do biomaterial. Três propriedades da superfície são determinantes no comportamento celular: composição química da superfície, topografia da superfície e elasticidade ou rigidez da superfície. Estas propriedades não são mutuamente exclusivas e as combinações das variações podem levar a diferentes respostas biológicas (45, 46).

3.10 Composição Química

Variações da composição química na superfície do material afetam as propriedades das células, como adesão, espalhamento, migração, proliferação e diferenciação. A resposta celular está relacionada às propriedades químicas específicas (moléculas específicas, estruturas moleculares) e não específicas (hidrofilicidade / hidrofobicidade e carga) (39, 40, 47).

A molhabilidade afeta a adesão celular, fenótipo e funcionalidade das células mesenquimais. Como a superfície da célula é tipicamente carregada negativamente, as superfícies dos biomateriais com cargas positivas (características anfóteras) muitas vezes promove adesão celular. Moléculas hidrofílicas também tendem a promover adesão celular, sobre superfícies contendo grupos amino quando comparado com grupos funcionais como carboxyl (carregado negativamente), metil (hidrofóbico) e hidroxy (neutro e hidrofílico) (39, 40).

As biomoléculas podem ser imobilizadas na superfície do material e ter interações específicas das proteínas de adesão das células com a MEC (39,40).

3.11 Propriedades Físicas

As dimensões das morfologias são cruciais no comportamento das células. Características micrométricas são compatíveis com as dimensões da célula e podem ser importantes no reconhecimento dos receptores da superfície. As diferenças das características em escala nanométrica são similares ao tamanho dos receptores celulares. Os arranjos circulares com dimensões de 100 a 120 nm aumentam a diferenciação das células tronco em osteoblastos (48).

Além da morfologia da superfície, a rigidez e a elasticidade da superfície do material são propriedades físicas que direcionam a células tronco. A linhagem das células tronco está relacionada com as variações de rigidez do material. Foi correlacionado que o tipo de célula diferenciada obtida no material com uma rigidez semelhante à rigidez do tecido natural, corresponde à célula daquele tecido (49,50).

Hallab et al (2001) analisaram a influência da energia da superfície e da rugosidade na adesão e colonização das células. A proliferação celular e a secreção da MEC foram usadas para caracterizar a colonização de células do tipo 3T3MC (fibroblastos) sobre a liga HS25 (liga a base de cobalto, ASTM F75), aço inox 316L, Ti-6Al-4V, tântalo comercialmente puro (Ta), politetrafluoretileno (PTFE), silicone (SR), e polietileno de alta densidade (HDPE). Os metais exibiram força de adesão 5 vezes maior que os materiais poliméricos. De forma geral a energia da superfície influencia na força de adesão celular. Assim, a energia superficial pode ser mais importante na adesão celular e proliferação, do que a rugosidade superficial. Mostra-se na Tabela 4 e na Figura 18 os resultados obtidos por Hallab et al (2001)(51).

Na Figura 18, as componentes da energia polar, dispersiva e total da superfície de cada material são mostrados por linhas horizontais. A maior correlação ocorre entre a energia da superfície total e a força de adesão celular (51).

A variação da força de adesão do fibroblasto com a rugosidade do Ti-6Al-4V é mostrada na Tabela 5. As resistências ao cisalhamento da adesão dessas três superfícies não foram estatisticamente diferentes (51).

Materiais com menor energia de superfície (polímeros) apresentaram maior força de adesão celular associada com o aumento da rugosidade da superfície. Os materiais com maior energia de superfície (metais) apresentaram menor força de adesão celular com o aumento da rugosidade da superfície, figura 19. Em geral, a energia de superfície exerce maior influência que a rugosidade ao se analisar a força de adesão e proliferação celular

Tabela 4 – Dispersão e componentes polares da energia de superfície, energia total de superfície, polaridade fracionaria, a força de adesão celular de vários biomateriais.

Material	Componente de dispersão γ^d (ergs/cm ²)	Componente polar (acido/base) γ^{ab} (ergs/cm ²)	Energia de superfície total $\gamma^{ab} + \gamma^d$ (ergs/cm ²)	Polaridade fracionaria $\frac{\gamma^{ab}}{\gamma^{ab} + \gamma^d}$ (ergs/cm ²)	força de adesão celular T_s (dinas/cm ²)
HS25	64,80	80,80	121,21	0,667	472,50
316L	33,40	96,24	129,65	0,747	458,80
Ta	40,06	60,53	100,59	0,602	407,10
Ti	38,53	79,96	118,49	0,675	278,00
GI	24,79	45,00	69,78	0,645	254,00
PTFE	16,86	0,09	16,95	0,005	101,40
SR	20,82	0,07	20,89	0,003	31,72

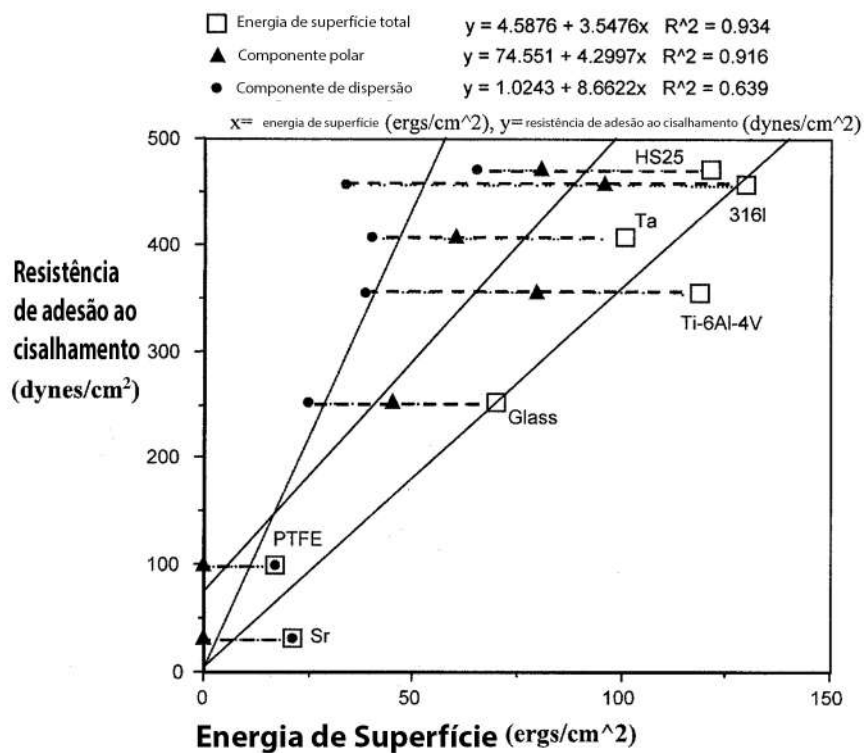


Figura 18 – Energia de superfície total e componentes de diferentes materiais relacionados a resistência ao cisalhamento de adesão.

(51).

Tabela 5 – Resistência ao cisalhamento de fibroblastos sobre amostras de liga de Ti com diferentes rugosidades.

Material	Acabamento de superfície	Rugosidade de superfície (μm)	resistência ao cisalhamento de adesão (dinas/cm^2)	Desvio padrão (dinas/cm^2)
Ti-6Al-4V	moído	1,019	355	50
	320 grit	0,123	416	60
	1,0 μm	0,0249	429	27

Influência na Força de Adesão Celular

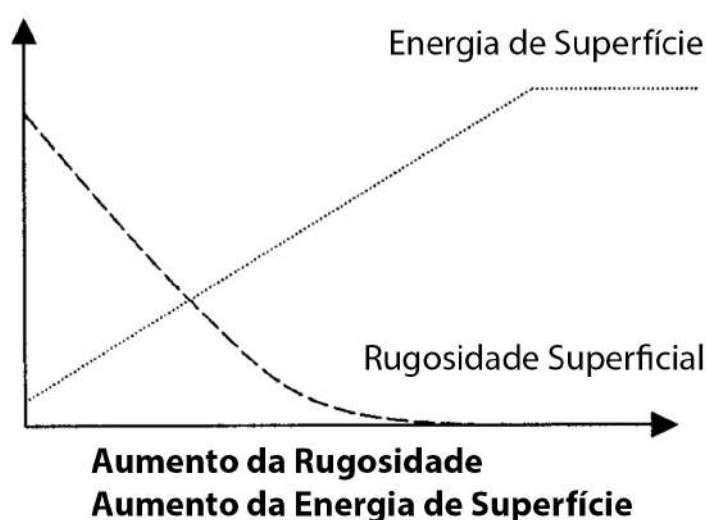


Figura 19 – Relação esquemática proposta entre rugosidade superficial, energia superficial e sua respectiva influência na força de adesão celular

3.12 Cimento Dentário

O pesquisador Foster (2017) realizou uma interessante revisão da literatura sobre o descobrimento do cimento realizando uma linha de tempo desde o mundo antigo até o mundo moderno, o que Foster descreve são as diferentes etapas da história da anatomia dentária e como os pesquisadores fizeram achados relevantes mas que depois foram corrigidos por outros pesquisadores, desta maneira é como o cimento foi descoberto, por uma má interpretação dos estudos realizados e que mais adiante foi descrito em detalhe por Retzius (1836) (52, 53).

Cimento é um tecido mineralizado que cobre toda a superfície da raiz de dentes tanto permanentes como temporários. Um dos tecidos que formam parte do dente com poucos estudos mas que tem um grande impacto da fisiologia da oclusão e na proteção da integridade da raiz. Sua principal função é de ancorar as fibras principais de colágeno do ligamento periodontal à superfície da raiz.

Pode ser encontrado em todos os mamíferos. O cimento forma uma interface entre a dentina e o ligamento periodontal, e é um componente do próprio dente, no entanto pertence funcionalmente ao complexo de ancoragem dentário conhecido como periodonto. Apesar do cimento ter semelhanças em composição ao osso, a diferença é que o cimento é um tecido avascular que não passa por uma remodelação mais bem aumenta em espessura ao longo da vida (54).

3.12.1 Funções do Cimento

(55)

1. Como suporte do dente - ancoragem do dente em seu alvéolo.
2. Para ancorar as principais fibras de colágeno de ligamento periodontal à superfície da raiz.
3. Promove a fixação do dente ao osso alveolar circundante.
4. Possui funções adaptativas e reparadoras.
5. Atua na manutenção das relações oclusais - embora as superfícies oclusais e incisais dos dentes são desgastados devido ao atrito, ocorre a erupção do dente para compensar o tecido perdido e cria-se uma deposição de novo cimento na área apical.
6. Mantêm a integridade da superfície da raiz.
7. Repara as fraturas radiculares, protege a raiz de canais preenchidos, selamento de polpas necróticas e protegendo os túbulos dentinários subjacentes.

3.12.2 Estrutura do Cimento

Historicamente o cimento foi classificado em dois tipos, o cimento celular e cimento acelular, dependendo da presença ou ausência de cementocitos na sua estrutura. O cimento contém dois tipos de fibras, as fibras extrínsecas ou de Sharpey as quais são extremidades embutidas das fibras principais; e as fibras intrínsecas as quais estão dentro do cimento. Acredita-se que as fibras extrínsecas são secretadas uma parte por fibroblastos e outra por cementoblastos, e as fibras intrínsecas são secretadas por cementoblastos. Jones e Schroeder aderiram e estabeleceram dentro da classificação estas fibras segundo sua formação (56,57). Conseqüentemente foi reajustada a classificação em três tipos principais: cimento acelular de fibras extrínsecas, cimento celular de fibras intrínsecas, cimento misto estratificado celular.

Existem outras duas variantes do cimento, que são o cimento intermediário que só é encontrado na interface entre a dentina e outros dois tipos de cimento. No entanto

segundo Yamamoto, o cimento intermediário faz parte da dentina e não do cimento que deveria ser reconsiderado (58).

A outra variante do cimento é o cimento acelular afibrilar (AAC "inglês"). O AAC consiste em uma matriz mineralizada que não contém fibras de colágeno nem cementócitos. AAC é localizado na parte mais cervical do AEFC na junção cimento-esmalte (figura 20) (57).

Sua composição de proteínas não colágenas é muito semelhante à do AEFC. No entanto, sua função e origem ainda não foram determinadas. Além disso, ainda não se sabe se o AAC é um tecido essencial para o dente (58).

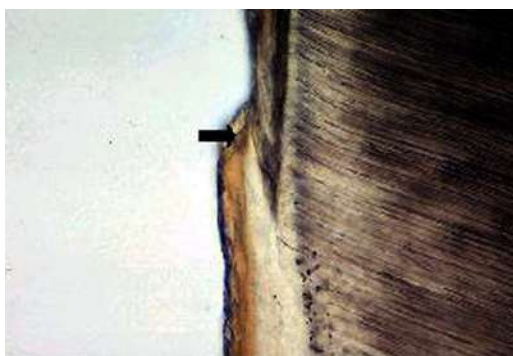


Figura 20 – AAC (seta). O cimento afibrilar acelular se sobrepõe à extremidade cervical do esmalte. Esta é a relação mais comum entre os dois tecidos. 100x.

3.12.2.1 Cimento Acelular de Fibras Extrínsecas (AEFC "inglês")

AEFC cobre a porção cervical de Raiz, tanto em dentes permanentes como em dentes temporários. E dependendo do tipo do dente o AEFC cobre de 60-90% em dentes com única raiz, e de um tercio a metade da porção cervical da raiz em dentes com múltiplas raízes. A espessura do AEFC aumenta com o passar dos anos de 50 a 200 μm (57,59).

AEFC contém fibras de colágeno e proteínas como matrizes orgânicas, as quais encontrasse completamente mineralizadas. Estas fibras de colágeno conectam-se as fibras principais do ligamento periodontal, por tanto são densamente compactas e arranjadas de forma perpendicular a superfície da raiz. Estima-se que o diâmetro destas fibras é de 3-6 μm (57,59).

As fibras de colágeno não são somente retas, mas também ramificadas (figura 21) (58). alguns pesquisadores acharam que as proteínas do AEFC servem como adesivo formando a junção cimento-dentina (60-62).

3.12.2.2 Cimento Misto Estratificado Celular (CMSC "inglês")

O CMSC encontra-se predominantemente na região inter-radicular e apical das raízes. Segundo Schroeder, notou que em indivíduos de mediana idade, a espessura máxima

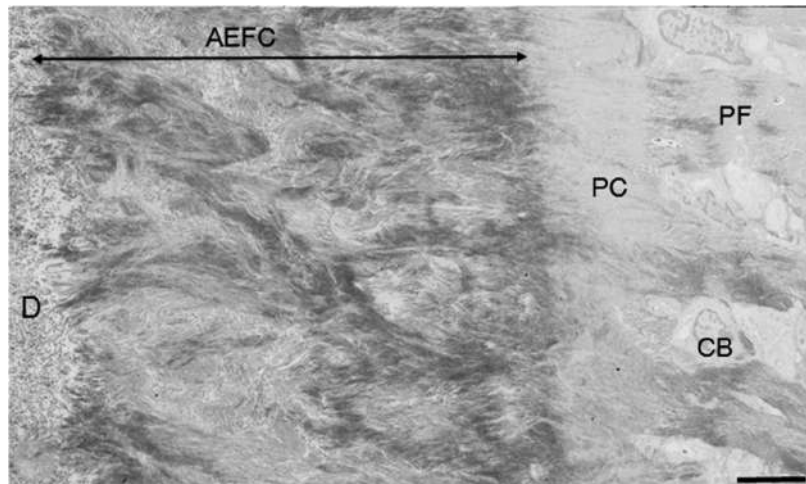


Figura 21 – Ramificação das fibras extrínsecas. D, dentina; CB, cementoblastos; PC, pré-cimento; PF, fibras principais. Barra 5 μm .

em dentes incisivos vai de 400-600 μm , em caninos ao redor de 500 μm , nos premolares de 300-1000 μm , e em molares de 700-1500 μm (57).

O CMSC consiste de CIFIC estratificado, na figura 22 pode-se observar lamelas de CIFIC colorido por hematoxilina. No entanto, pode-se encontrar AEFC como componente do CMSC (57).

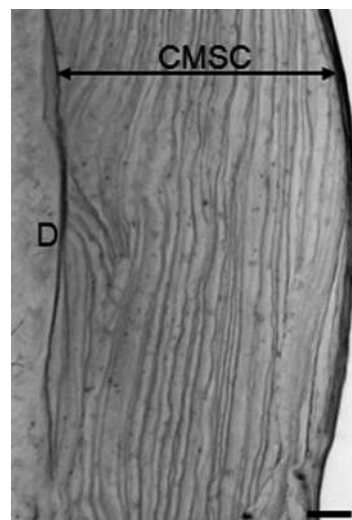


Figura 22 – Micrografia mostrando variedade estrutural de CMSC colorida com hematoxilina conhecidas como lamelas. D, dentina. Barra 100 μm .

3.12.3 Cimento Celular de Fibras Intrínsecas (CIFIC inglês")

CIFIC contém cementócitos envolvidos em uma matriz colágena de fibras de colágeno intrínsecas (figura 23). Estas fibras de colágeno são orientadas principalmente paralelas à superfície da raiz e continuam de forma circular ao redor da raiz (57).

O CIFIC desempenha um papel importante como um tecido adaptativo que traz e mantém o dente em sua posição adequada e também participa do processo de reparo, embora não tenha função imediata na fixação do dente (56,57).

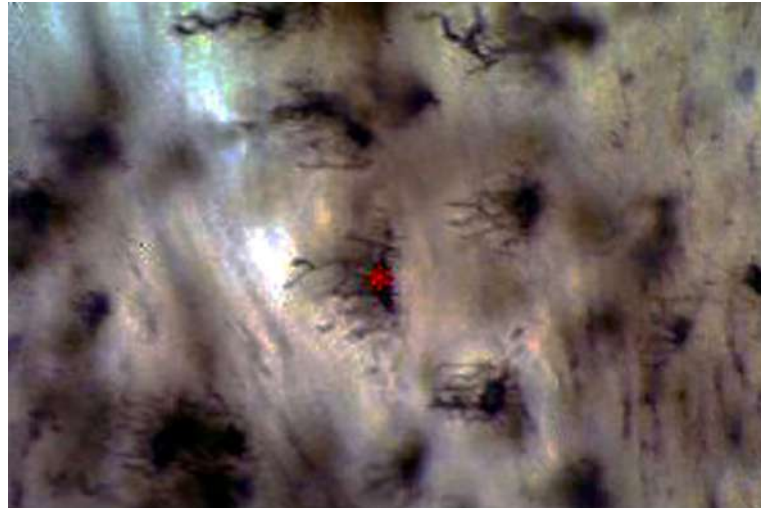


Figura 23 – Canalículos de cementócitos (*) tendem a ser polarizados e se estendem em direção ao lado do ligamento periodontal da raiz. 400X

3.12.4 Origem e Formação do Cimento

A Bainha epitelial da raiz de Hertwig (HERS "ingles") forma-se desde o interior e exterior das células epiteliais do esmalte. O HERS consiste em uma camada dupla de células que continuam estendendo-se apicalmente a partir da borda apical do órgão do esmalte. Dentro do processo de formação e desenvolvimento do dente, o HERS se desprende da superfície da dentina próximo à borda apical da raiz em crescimento. Após o descolamento e desintegração de HERS, os fibroblastos do folículo dentário entram em contato com a matriz de pre-dentina. Esses fibroblastos se depositam e agrupam em fibrilas de colágeno na superfície da dentina para formar uma fina camada de "fibras da margem" orientadas perpendicularmente (56,63).

Estas fibrilas se interdigitam e se conectam às fibras de colágeno da dentina não mineralizadas na junção cimento-dentinária. Quando a frente de mineralização avança para a dentina do manto periférico, essas fibras da margem sofrem mineralização lenta para completar o processo de formação de AEFC. as fibras da margem após a mineralização tornam-se contínuas com as fibras principais do ligamento periodontal. Quando o desenvolvimento da raiz está próximo a dois terços concluído e o dente está prestes a entrar em seu estágio funcional, a formação do cimento se converte de AEFC no tipo de CMSC (56,63).

3.12.4.1 Composição Bioquímica do Cimento

Cimento consiste em 50-55% de constituintes orgânicos e 45-50% de constituintes inorgânicos. A porção orgânica consiste em colágeno (Tipo I-90% e Tipo III-5%), glicosaminoglicanos (sulfato de condroitina, sulfato de dermatana e sulfato de heparana) e proteínas não colágenas, como fibronectina, proteínas semelhantes ao esmalte, sialoproteína óssea, osteopontina, osteocalcina, osteonectina e fosfatase alcalina. As proteínas não colágenas são semelhantes às do osso e da dentina, mas em maior quantidade no cimento. A porção inorgânica consiste em cálcio e fósforo na forma de hidroxiapatita. Além desses componentes, o cimento também consiste em células formativas, como, os cementócitos, células degradativas, como, os cementoclastos, molécula de adesão denominada como proteína de fixação do cimento (CAP "inglês"), fator de crescimento derivado do cimento, fator de crescimento de fibroblastos básico e outros fatores de crescimento. O fator de crescimento derivado do cimento é semelhante ao fator de crescimento derivado das plaquetas (54,64).

3.12.4.2 Propriedades Físicas do Cimento

Num estudo realizado por Malek et al (2001), avaliaram a dureza e o módulo de elasticidade do cimento de vários pré-molares recentemente extraídos através de uma nova metodologia usando um sistema de ultra micro-indentador (UMIS-2000). UMIS-2000 é um instrumento de nanodentação para investigação das propriedades da região próxima à superfície dos materiais (65).

Nas seguintes figuras 24 e 25 pode-se observar os resultados obtidos dos ensaios.

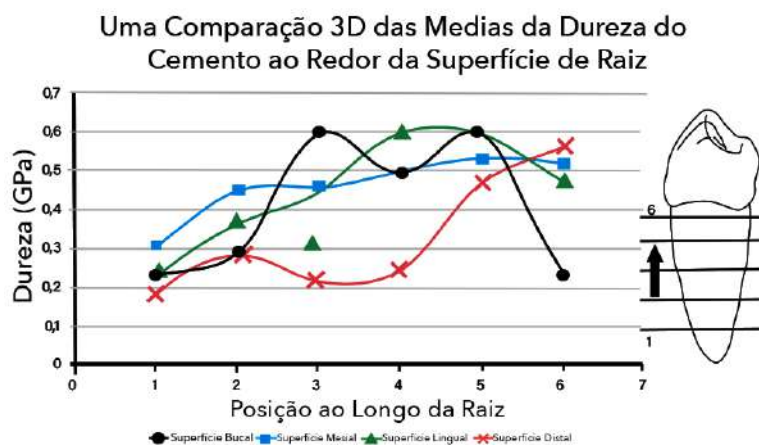


Figura 24 – Resumo dos resultados obtidos para a dureza de superfícies de raízes unitárias. O dente foi dividido horizontalmente em 6 faixas uniformemente espaçadas desde o ápice à junção cimento-esmalte. Observe que o terço médio das superfícies das raízes vestibulares e linguais são mais duras do que as regiões apicais e cervicais.

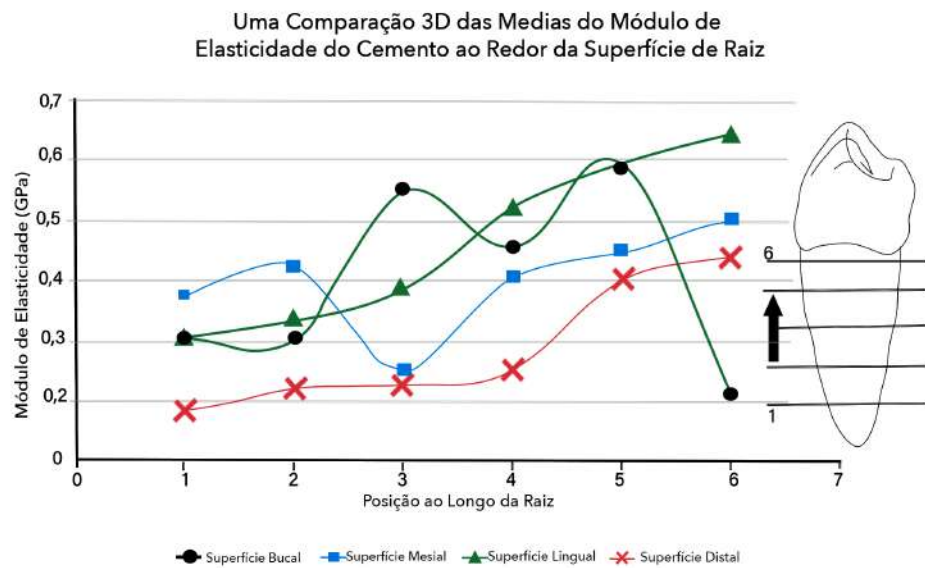


Figura 25 – Resumo dos resultados obtidos do módulo de elasticidade para superfícies de raízes unitárias. O dente foi dividido horizontalmente em 6 faixas uniformemente espaçadas desde do ápice à junção cimento-esmalte. O gráfico de elasticidade refletiu o padrão visto na dureza; no entanto, essa tendência foi acentuada. Todas as superfícies, exceto distal, mostraram diminuição apical no módulo de elasticidade seguido por aumento no terço médio e diminuição no módulo de elasticidade na porção cervical.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Preparação das Amostras

No presente trabalho foram utilizados componentes protéticos de Ti-6Al-4V (ASTM F136) produzidos pela empresa Conexão Sistemas e Prótese (Arujá, SP). Como referência da rugosidade foi utilizado um dente canino como mostrado na figura 27.

Os componentes foram divididos em 5 grupos e foram realizados 5 repetições para cada grupo de acordo com as características na superfície:

- Componente usinado.
- Componente com polimento mecânico.
- Componente com tratamento de superfície a 60°C.
- Componente com tratamento de superfície a 70°C.
- Componente com tratamento de superfície a 80°C.

Os componentes que receberam tratamento de superfície foram submergidos em solução de ácido sulfúrico (H_2SO_4) e ácido clorídrico (HCl) em três temperaturas 60°C, 70°C e 80°C. Após o tratamento da superfície, as amostras foram lavadas em água deionizada no ultrassom durante 80 segundos para remover os resíduos dos ácidos, e secadas em uma estufa por 10 min a 70°C. Mostra-se na Figura 26 exemplos dos componentes protéticos usados no presente trabalho.



Figura 26 – Componentes antes e após o tratamento com ataque ácido.



Figura 27 – Canino usado como referência para comparar a rugosidade. O ovoide pontilhado indica a área onde feita a medida.

4.2 Caracterização da Superfície

Duas amostras de cada grupo antes e após a tratamento da superfície foram analisadas no MEV (Field Emission Gun FEI Quanta FEG 250, Hilesboro, Oregon USA).

Os parâmetros das rugosidades foram quantificadas com o perfilômetro óptico Zygo New View 7100 (Zygo Co, Laurel Brook Road, Midlefield, CT 06455 – USA) após o tratamento químico. Foram realizadas três medidas em cada componente assim como no dente. Foram quantificados os parâmetros o Ra (rugosidade média), PV área , PV density.

As possíveis diferenças estatisticamente dos valores de rugosidade foram determinadas por análise estatística ANOVA. As diferenças foram consideradas significativas se $p < 0,05$.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO PRELIMINARES

5.1 Análise Micrográfica da Superfície

Mostra-se na Figura 28 a morfologia da superfície do componente na região cilíndrica que serve de base para a prótese e a região do pescoço que mantém contato com o transmucoso e interage com as fibras epiteliais.

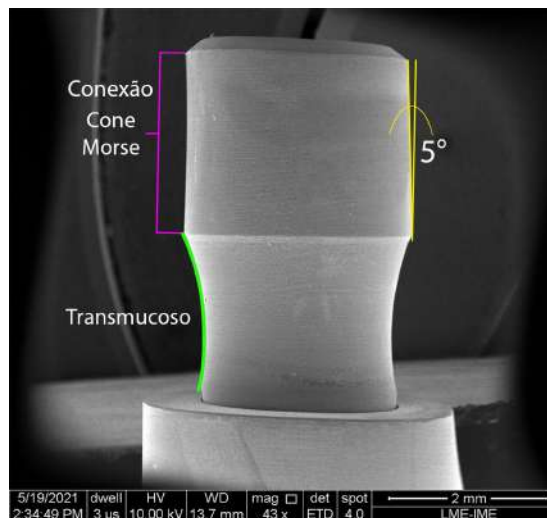


Figura 28 – Topografia macroscópica da base do componente, grupo 70°C.

Mostra-se na figura 29 como a superfície mudou a penas com um polimento mecânico desta forma as marcas deixadas pelas usinagem diminuíram.

Mostra-se na figura 30 as morfologias da região do pescoço dos componentes que mantém contato com os tecidos moles. A adesão dos tecidos moles na superfície do componente garante a vedação e evita a infiltração bacteriana. A adesão dos tecidos moles é melhor em superfície com uma pequena rugosidade do que em superfícies lisas.

Pode-se observar que os componentes possuem marcas na forma de sulcos oriundos do processo de usinagem.

Comparando as morfologias dos componentes após diferentes tratamentos é possível verificar que a rugosidade vai mudando a textura e formas diferentes nas três superfícies, o que indica que o aumento da temperatura no tratamento químico vai influenciar na quantidade da superfície que está sendo atacada pelos ácidos.

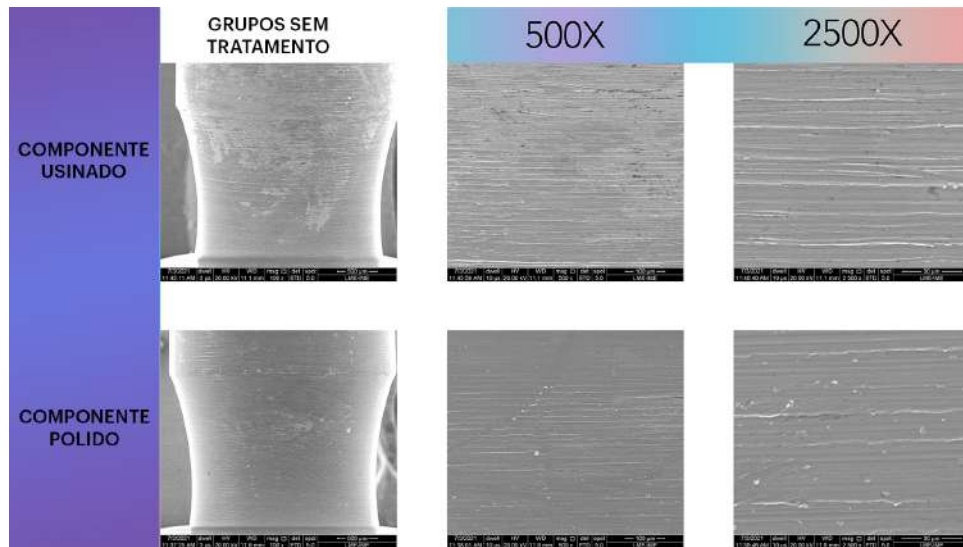


Figura 29 – Morfologia dos componentes usinado e polido.

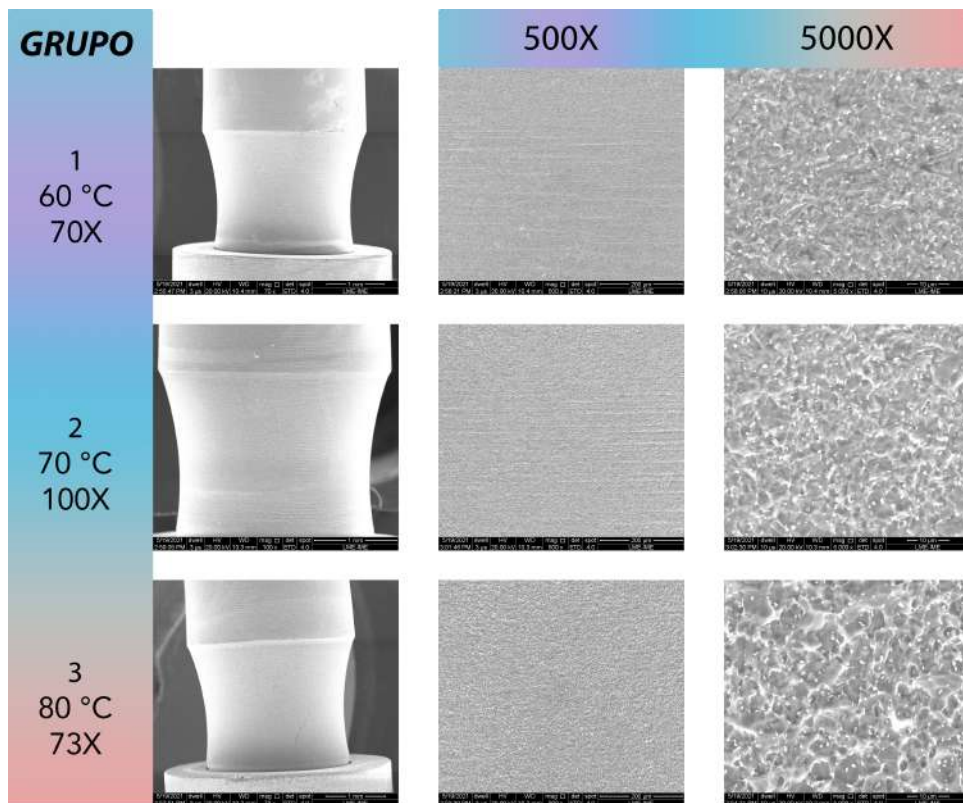


Figura 30 – Morfologia dos componentes do grupo 1 "60°C", grupo 2 "70°C" e grupo 3 "80°C" com aumento de 70X - 100X - 73X respectivamente indicando a topografia macroscópica da zona do transmucoso; aumento 500X as marcas da usinagem são visíveis; aumento de 5000X a rugosidade é diferente nos três grupos.

5.2 Caracterização por Perfilometria 3D

Mostra-se nas Figuras 31 e 32 as morfologias das superfícies dos componentes e do dente analisados no perfilômetro 3D.

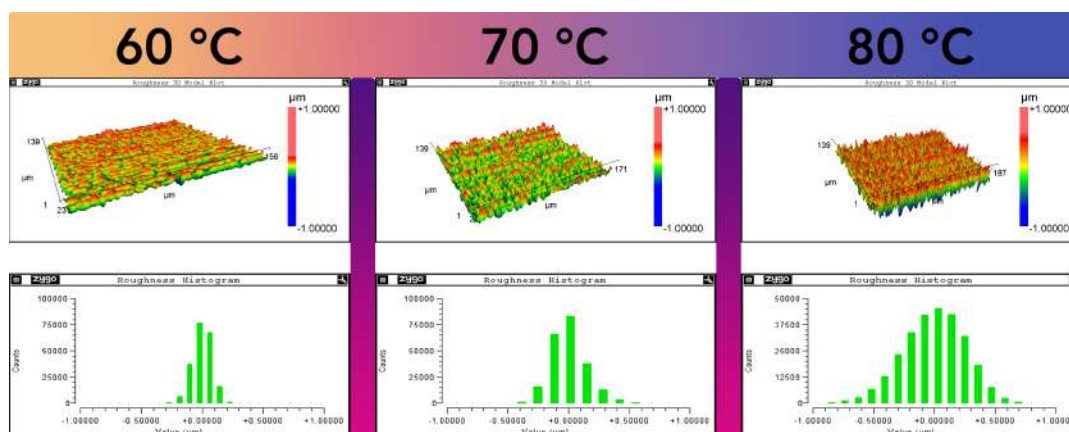


Figura 31 – Morfologia encontrada através da perfilometria 3D da amostra; do grupo 1 60°C; do grupo 2 70°C; e do grupo 3 80°C.

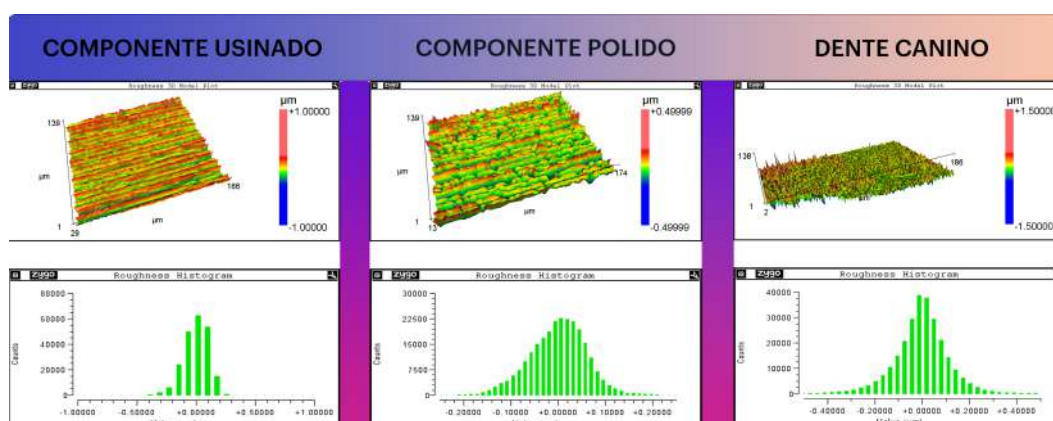


Figura 32 – Morfologia encontrada através da perfilometria 3D da amostra; componente usinado; componente polido; e do dente canino.

5.3 Análise Estatística

5.3.1 Parâmetro Ra

Para as análises estatísticas dos dados dos parâmetros da rugosidade foram usadas Análise de Variância (ANOVA) e o teste de Tukey. Os resultados são mostrados na Tabela 6. É possível observar que o valor de F calculado (708,46) é maior que o F tabelado (2,87). Logo, estes valores indicam com 5% de significância que há diferença estatística significativa entre as médias das rugosidade após os tratamentos térmicos. Pode-se afirmar que o tratamento térmico altera a rugosidade do material.

Mostra-se na figura 33 a variação da rugosidade das amostras ao longo do comprimento.

Tabela 6 – Parâmetros estatísticos ANOVA para os valores de Ra.

Causas de variação	GL	SQ	QM	F calc	F tab
Tratamentos	4	0,09	0,02	708,46	2,87
Resíduos	20	0,00062	$3,09 \times 10^{-5}$		
Total	24	0,09			

As análises ANOVA dos parâmetros da rugosidade foram complementados pelo teste de Tukey (Tabela 7). As médias de Ra são diferentes. Esta análise inicial permite construir a hipótese que maiores temperaturas de tratamento podem levar a maiores alterações de rugosidade.

Tabela 7 – Valor da diferença significativa usando o Teste de Tukey dos valores de Ra.

	Comp. Usinado	Comp. polido	60°C	70°C	80°C
Comp. Usinado		SIM	SIM	SIM	SIM
Comp. Polido			SIM	SIM	SIM
60°C				SIM	SIM
70°C					SIM
80°C					

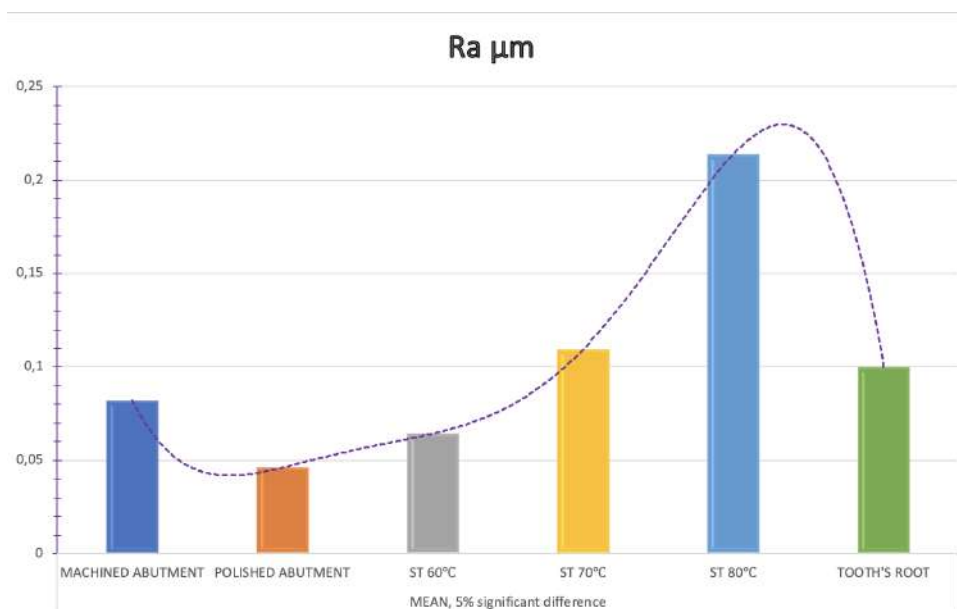


Figura 33 – Gráfico estatístico indicando as diferenças entre o parâmetro Ra incluindo o dente.

5.3.2 Parâmetro Densidade dos Picos ($1/\mu\text{m}^2$)

Na Tabela 8 são apresentados os dados obtidos nos cálculos realizados pela ANOVA para a análise da densidade dos picos. Pelo valor de F calculado (55,99) observa-se que o

valor encontrado é superior ao do F tabelado (2,87), o que indica com 95% de confiança que os valores médios dos picos são diferentes após os tratamentos térmicos.

Tabela 8 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Densidade dos picos ($1/\mu\text{m}^2$).

Causas de variação	GL	SQ	QM	F calc	F tab
Tratamentos	4	$8,167 \times 10^{-5}$	$2,042 \times 10^{-5}$	55,99	2,87
Resíduos	20	$7,293 \times 10^{-6}$	$3,6467 \times 10^{-7}$		
Total	24	$8,896 \times 10^{-5}$			

O dados dos testes de Tukey (Tabela 9) indicam que as amostras tratadas a 70°C e 80°C apresentaram diferença significativa entre as outras amostras para o parâmetro de densidade. O resultado apresentado pode corroborar a hipótese, que, a variação de temperatura no tratamento afeta diretamente a morfologia da superfície das amostras.

Tabela 9 – Teste de Tukey dos resultados da densidade dos picos ($1/\mu\text{m}^2$) para as amostras tratadas termicamente.

	Comp. Usinado	Comp. Polido	60°C	70°C	80°C
Comp. Usinado		NÃO	NÃO	SIM	SIM
Comp. Polido			NÃO	SIM	SIM
60°C				SIM	NÃO
70°C					SIM
80°C					

5.3.3 Parâmetro Densidade dos Vales ($1/\mu\text{m}^2$)

Na Tabela 10 são apresentados os dados obtidos nos cálculos realizados pela ANOVA para a análise da densidade dos vales. Pelo valor de F calculado (8,06) observa-se que o valor encontrado é superior ao do F tabelado (2,87), o que indica com 95% de confiança que os valores médios dos vales são diferentes após os tratamentos térmicos.

Tabela 10 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Densidade dos vales ($1/\mu\text{m}^2$).

Causas de variação	GL	SQ	QM	F calc	F tab
Tratamentos	4	$1,5654 \times 10^{-5}$	$3,91 \times 10^{-6}$	8,06	2,87
Resíduos	20	$9,715 \times 10^{-6}$	$4,857 \times 10^{-7}$		
Total	24	$2,536 \times 10^{-5}$			

O dados dos testes de Tukey (Tabela 11) indicam existiram semelhanças em todas as amostras para o parâmetro densidade dos vales, e apenas uma diferença entre a amostra de 80°C com o componente polido. O resultado apresentado pode corroborar a hipótese, que, a variação de temperatura no tratamento afeta diretamente a morfologia da superfície das amostras.

Tabela 11 – Teste de Tukey dos resultados da Densidade dos vales ($1/\mu\text{m}^2$) para as amostras tratadas termicamente.

	Comp. Usinado	Comp. Polido	60°C	70°C	80°C
Comp. Usinado		NÃO	NÃO	NÃO	NÃO
Comp. Polido			NÃO	NÃO	SIM
60°C				NÃO	NÃO
70°C					NÃO
80°C					

5.3.4 Parâmetro Densidade dos Picos e Vales ($1/\mu\text{m}^2$)

Na Tabela 12 são apresentados os dados obtidos nos cálculos realizados pela ANOVA para a análise da densidade dos vales e o gráfico (figura 34) mostra claramente as diferenças entre as médias. Pelo valor de F calculado (33,94) observa-se que o valor encontrado é superior ao do F tabelado (2,87), o que indica com 95% de confiança que os valores médios do vales são diferentes após os tratamentos térmicos.

Tabela 12 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Densidade dos picos e vales ($1/\mu\text{m}^2$).

Causas de variação	GL	SQ	QM	F calc	F tab
Tratamentos	4	$1,0021x10^{-4}$	$2,505x10^{-5}$	33,94	2,87
Resíduos	20	$14,76x10^{-5}$	$7,382x10^{-7}$		
Total	24	$1,149x10^{-4}$			

O dados dos testes de Tukey (Tabela 13) indicam que existe uma diferença significativa entre a amostra de 70°C com o componente usinado, polido y o componente tratado a 60°C; assim como a amostra tratada a 80°C que apresentou diferença significativa entre o usinado e polido. O resultado apresentado pode corroborar a hipótese, que, a variação de temperatura no tratamento afeta diretamente a morfologia da superfície das amostras.

Tabela 13 – Teste de Tukey dos resultados das densidades dos picos e vales ($1/\mu\text{m}^2$) para as amostras tratadas termicamente.

	Comp. Usinado	Comp. Polido	60°C	70°C	80°C
Comp. Usinado		NÃO	NÃO	SIM	SIM
Comp. Polido			NÃO	SIM	SIM
60°C				SIM	NÃO
70°C					NÃO
80°C					

5.3.5 Parâmetro Área dos Picos (μm^2)

Na Tabela 14 são apresentados os dados obtidos nos cálculos realizados pela ANOVA para a análise da área dos picos. Pelo valor de F calculado (212,02) observa-se que o valor

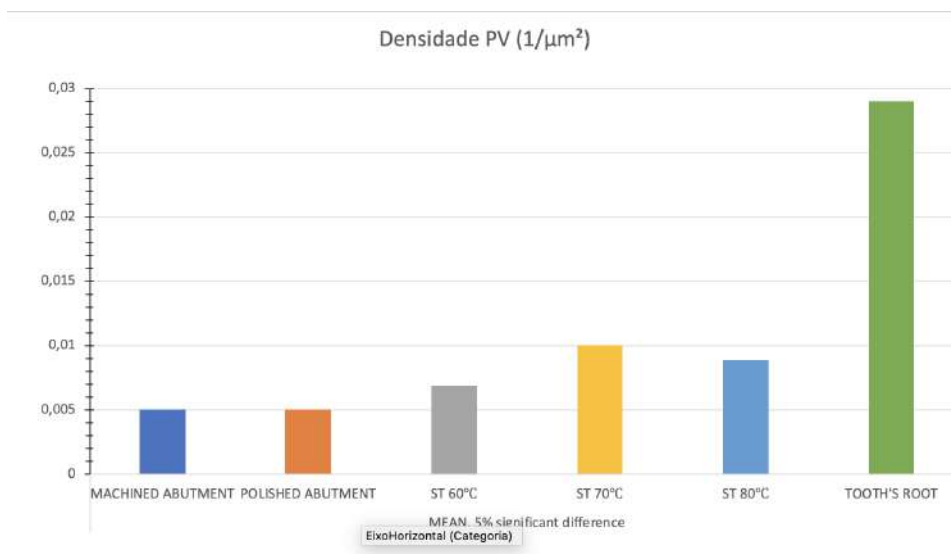


Figura 34 – Gráfico estatístico indicando as diferenças entre as densidades dos picos e vales incluindo o dente. É notável que a densidade de picos e vales no dentes é muito maior em comparação com as componentes protéticos.

encontrado é superior ao do F tabelado (2,87), o que indica com 95% de confiança que os valores médios dos picos são diferentes após os tratamentos térmicos.

Tabela 14 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Área dos picos (μm²).

Causas de variação	GL	SQ	QM	F calc	F tab
Tratamentos	4	40348880	10087220	212,02	2,87
Resíduos	20	951520	47576		
Total	24	41300400			

O dados dos testes de Tukey (Tabela 15) indicam que as amostras tratadas a 80°C apresentou diferença significativa entre as outras amostras para o parâmetro de densidade com exceção do componente polido; a amostra tratada a 70°C apresentou diferença entre os componentes usinado e polido mas com semelhança entre a amostra tratada a 60°C; e os componentes usinado e polido tiveram diferença significativa entre si. O resultado apresentado pode corroborar a hipótese, que, a variação de temperatura no tratamento afeta diretamente a morfologia da superfície das amostras.

Tabela 15 – Teste de Tukey dos resultados da Área dos picos (μm²) para as amostras tratadas termicamente.

	Comp. Usinado	Comp. Polido	60°C	70°C	80°C
Comp. Usinado		SIM	NÃO	SIM	SIM
Comp. Polido			SIM	SIM	NÃO
60°C				NÃO	SIM
70°C					SIM
80°C					

5.3.6 Parâmetro Área dos Vales (μm^2)

Na Tabela 1 são apresentados os dados obtidos nos cálculos realizados pela ANOVA para a análise da área dos vales. Pelo valor de F calculado (195,54) observa-se que o valor encontrado é superior ao do F tabelado (2,87), o que indica com 95% de confiança que os valores médios dos picos são diferentes após os tratamentos térmicos.

Tabela 16 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Área dos vales (μm^2).

Causas de variação	GL	SQ	QM	F calc	F tab
Tratamentos	4	23516216	5879054	195,54	2,87
Resíduos	20	601320	30066		
Total	24	24117536			

O dados dos testes de Tukey (Tabela 17) indicam que as amostras tratadas a 80°C apresentou diferença significativa entre as outras amostras para o parâmetro de densidade; a amostra tratada a 70°C apresentou diferença entre os componentes usinado e tratada a 60°C mas com semelhança entre o componente polido; e os componentes usinado e polido tiveram diferença significativa entre si. O resultado apresentado pode corroborar a hipótese, que, a variação de temperatura no tratamento afeta diretamente a morfologia da superfície das amostras.

Tabela 17 – Teste de Tukey dos resultados da Área dos vales (μm^2) para as amostras tratadas termicamente.

	Comp. Usinado	Comp. Polido	60°C	70°C	80°C
Comp. Usinado		SIM	NÃO	SIM	SIM
Comp. Polido			SIM	NÃO	SIM
60°C				SIM	SIM
70°C					SIM
80°C					

5.3.7 Parâmetro Área dos Picos e Vales (μm^2)

Na Tabela 18 são apresentados os dados obtidos nos cálculos realizados pela ANOVA para a análise da área dos vales e o gráfico (figura 35) mostra claramente as diferenças entre as áreas. Pelo valor de F calculado (524,14) observa-se que o valor encontrado é superior ao do F tabelado (2,87), o que indica com 95% de confiança que os valores médios dos picos são diferentes após os tratamentos térmicos.

O dados dos testes de Tukey (Tabela 19) indicam que a grande maioria das amostras apresentaram diferenças entre si, apenas o componente usinado não apresentou diferença estatística entre as amostras tratadas a 60°C e 70°C. O resultado apresentado pode corroborar a hipótese, que, a variação de temperatura no tratamento afeta diretamente a morfologia da superfície das amostras.

Tabela 18 – Parâmetros estatísticos ANOVA para Parâmetro Área dos picos e vales (μm^2).

Causas de variação	GL	SQ	QM	F calc	F tab
Tratamentos	4	108957376	27239344	524,14	2,87
Resíduos	20	1039400	51970		
Total	24	109996776			

Tabela 19 – Teste de Tukey dos resultados da Área dos vales (μm^2) para as amostras tratadas termicamente.

	Comp. Usinado	Comp. Polido	60°C	70°C	80°C
Comp. Usinado		SIM	NÃO	NÃO	SIM
Comp. Polido			SIM	SIM	SIM
60°C				SIM	SIM
70°C					SIM
80°C					

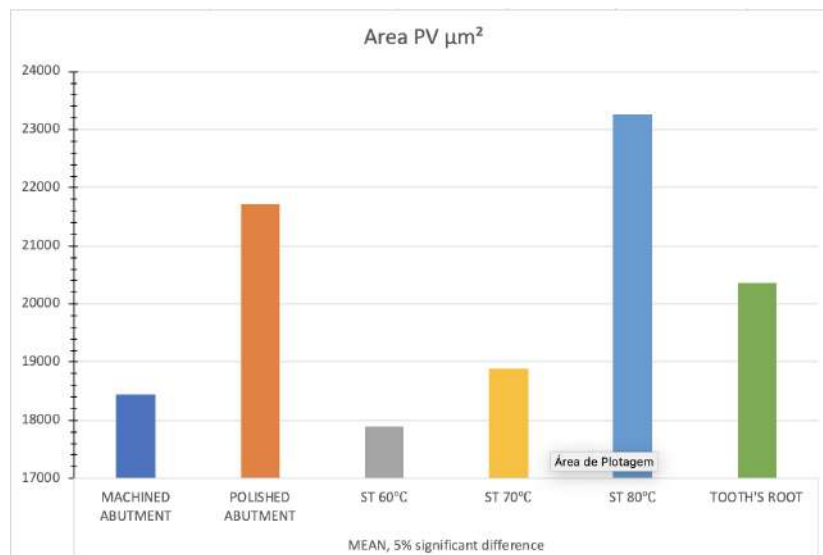


Figura 35 – Gráfico estatístico indicando as diferenças entre área das amostras incluindo o dente.

6 DISCUSSÃO

O comportamento das células e como elas se aderem a diferentes biomateriais é ainda desconhecido, mas se estudarmos sua interação com uma superfície natural e uma superfície artificial, poderia ser possível desenvolver melhores biomateriais no caso componentes protéticos que possam adquirir propriedades similares a região cervical do dente.

O dente com boa saúde periodontal possui uma porção de tecido epitelial chamado espessor biológico; com fibras de tecido conectivo que encontram-se densamente ancoradas perpendicularmente ao dente e que servem como barreira de proteção contra os micro-organismos e outros contaminantes que ingressam ao meio bucal, desta forma protegendo a integridade da saúde dental e do corpo, mas isto só é possível graças a que o dente possui na sua superfície um tecido extremamente fino chamado cimento e que graças a este tecido é possível que exista esta forte adesão de fibras epiteliais do ligamento periodontal (66).

6.1 Efeitos do Polimento Mecânico

Albrektsson et al. (1981), foi o primeiro em destacar a importância da topografia na superfície dos implantes para o sucesso da osseointegração (67). Existe uma forte influência pelo dispositivo de corte na superfície tanto dos implantes dentários como dos seus componentes; então elementos como forma do instrumento de corte, velocidade, fonte de alimentação, tipo de fluido lubrificante, são alguns fatores que podem alterar a topografia final da superfície. Outros fatores que afetam a superfície são a instabilidade da ferramenta de corte devido à vibração ou desequilíbrio no esmeril, e erros na guia da máquina-ferramenta (68).

Componentes e implantes dentários possuem marcas que são criadas durante o processo de usinagem, e isto chega a ser prejudicial para o processo osseointegração (69).

Por tanto, baseados nos conceitos e normas técnicas sobre rugosidade, podemos mencionar que o polimento mecânico possui dois efeitos muito importantes, 1) trata-se de eliminar alguns dos defeitos ocasionados pela usinagem, e 2) é de diminuir a adesão de bactérias que podem ocasionar doença peri-implantar.

Na micrografia da figura 29, temos dos componentes protéticos, um usinado que muitas marcas e releves inclusive irregularidades que foram criadas pelo instrumento de corte, e o outro componente com polimento mecânico é possível verificar que as marcas foram amenizadas de tal formas que quando levamos estas observações para os parâmetros de rugosidade obtidos na perfilometria 3D podemos confirmar que, a rugosidade Ra

diminuiu (figura 33 aproximadamente um 50%).

Hoje a possibilidade de realizar um polimento mecânico no consultório odontológico é uma boa alternativa pese a que a superfície do componente protético usinado e rugoso tende a acumular bactérias. Segundo Barbour et al. (2007) realizaram um estudo sobre os efeitos do polimento em componentes protéticos na adesão de bactérias e verificaram que o modificações na topografia dos componentes usinados e polidos foi determinante para a adesão de bactérias *Streptococcus mutans* e *Actinomyces naeslundii* (70).

Portanto podemos elucidar que o polimento mecânico tem uma influência muito grande quando o objetivo é prevenir uma contaminação bacteriana na região do epitélio ao redor do colar do componente protético que poderia desencadear uma doença peri-implantar.

6.2 Efeitos do Tratamento de Superfície.

Vários mecanismos envolvidos na interação entre substrato-células dependem exclusivamente da morfologia de superfície, fato que diversos fenótipos de células reagem diferente numa mesma superfície e o contrário acontece quando um tipo específico de células é colocado em superfícies com diferentes topografias e do mesmo material (50). Por exemplo, fibroblastos e células epiteliais precisam de uma rugosidade baixa em torno de 0,1 μm para se aderir e formar o tipo de tecido desejado.

Então pode-se afirmar que é uma desvantagem que as superfícies do componentes protéticos não possuam tratamento de superfície. Na tentativa de melhorar a rugofilicidade das células, as pesquisas mais recentes tem procurado diferentes alternativas para determinar qual superfície for apta para o fibroblasto proliferar e se espalhar da forma desejada (69, 71, 72).

Zimmermann et al. (2019), realizaram uma pesquisa sobre tratamento de superfície para componentes protéticos usando ataque ácido (ácido nítrico, ácido, sulfúrico e ácido clorhídrico) por 20 minutos e 60 minutos, ao parecer o fator temperatura não foi considerado com objetivo de aumentar a secreção de colágeno tipo I, proliferação e viabilidade de fibroblastos. Os resultados obtidos não tiveram diferença significativa (71). O trabalho serve de guia para saber os tipos de ácidos empregados, as rugosidades que o ataque ácido produz, desta maneira continuar na procura e uma solução para melhorar a adesão e selamento do tecido epitelial ao redor dos componentes protéticos.

Nosso estudo se baseou fundamentalmente em otimizar as superfícies de componentes protéticos dessa maneira conseguir características topográficas similares ao do cimento dentário. As amostras que receberam o tratamento de superfície em questão tiveram diferença estatística na sua rugosidade pelo parâmetro Ra em função da varia-

ção na temperatura segundo as tabelas 6 e 7. A partir do gráfico (figura 33) é possível determinar que existem mudanças da rugosidade. E ao comparar estas informações com as micrografias da figura 30 se faz evidente apreciar que o tratamento não somente mudou a rugosidade mas também manteve a uniformidade da rugosidade.

Embora o parâmetro Ra seja o parâmetro de rugosidade mais empregado para dizer se uma superfície é mais rugosa ou menos rugosa, não é suficiente, precisamos definir outros aspectos da rugosidade como a quantidade de picos e vales, a distância que existe entre eles, a área dos picos e dos vales. Os parâmetros da Área são bem úteis nestes casos.

No caso medimos a densidade dos picos e dos vales ou seja o número de picos e vales em função da área, nas tabelas 8 e 9 são apresentadas as diferenças estatísticas dos picos pela ANOVA e o teste Tukey. Pelo teste Tukey 9 pode-se observar que entre as amostras do grupo com tratamento de superfície tiveram diferença estatística, apenas entre a amostra com tratamento de 60°C e 80°C não apresentaram diferença significativa. Para o caso da densidade dos vales, pelo teste Tukey 11, as amostras com tratamento de superfície não apresentaram diferença significativa.

No histograma da figura 31 mostra em detalhe o número de picos ($>0 \mu\text{m}$) e vales ($<0 \mu\text{m}$) segundo o tamanho, o histograma da amostra com tratamento de 60°C mostra uma quantidade de aproximadamente 750000 picos e vales com tamanho inferior a $0,1 \mu\text{m}$ e $-0,1 \mu\text{m}$, já a amostra com tratamento de 70°C um aumento na quantidade de picos e vales inferiores a $0,1 \mu\text{m}$ e $-0,1 \mu\text{m}$ com uma pequena quantidade de picos e vales maiores a $0,2 \mu\text{m}$ e $-0,2 \mu\text{m}$, finalmente a amostra tratada a 80°C mudou agressivamente sua superfície com a aparição de picos e vales maiores a $0,5 \mu\text{m}$ e $-0,5 \mu\text{m}$ uma diminuição substancial do número de picos e vales inferiores a $0,1 \mu\text{m}$ e $-0,1 \mu\text{m}$.

E se comparamos os três histogramas com o histograma do dente (figura 32) vemos que a distribuição dos picos e vales no caso do dente é muito similar a distribuição dos picos e vales no caso do componente tratado a 80°C da figura 31.

Mas isto não é suficiente devemos comparar com outros resultados. Apesar de termos uma similaridade entre os histogramas; existe uma diferença entre as densidades dos picos e vales por área, e a área dos picos e vales. Então se relacionamos estes dois parâmetros percebemos que as áreas dos picos e vales da figura 35 no caso do componente tratado a 80°C foi muito maior em comparação as áreas dos picos e vales do dente; e no caso das densidades da figura 34 vemos que as densidades dos picos e vales por área foi muito menor para o componente tratado a 80°C e uma densidade de picos e vales elevadíssima no caso da raiz do dente.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos no presente trabalho pode-se concluir que:

1. As rugosidades das superfícies dos componentes protéticos podem ser controladas mediante tratamentos com ácidos.
2. O tratamento da superfície a 70°C foi o que apresentou rugosidade mais semelhante a do dente

REFERÊNCIAS

- 1 PARITHIMARKALAINAN, S.; PADMANABHAN, T. Osseointegration: an update. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, Springer, v. 13, n. 1, p. 2–6, 2013.
- 2 CHRCANOVIC, B. R.; ALBREKTSSON, T.; WENNERBERG, A. Platform switch and dental implants: A meta-analysis. *Journal of dentistry*, Elsevier, v. 43, n. 6, p. 629–646, 2015.
- 3 ESFAHROOD, Z. R.; KADKHODAZADEH, M.; GHOLAMIN, P.; AMID, R.; PAS-SANEZI, E.; ZADEH, H. H. Biologic width around dental implants: An updated review. *Journal of Dental Materials and Techniques*, Mashhad University of Medical Sciences, v. 5, n. 2, p. 68–81, 2016.
- 4 KIM, J.-J.; LEE, J.-H.; KIM, J. C.; LEE, J.-B.; YEO, I.-S. L. Biological responses to the transitional area of dental implants: Material-and structure-dependent responses of peri-implant tissue to abutments. *Materials*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 13, n. 1, p. 72, 2020.
- 5 IVANOVSKI, S.; LEE, R. Comparison of peri-implant and periodontal marginal soft tissues in health and disease. *Periodontology 2000*, Wiley Online Library, v. 76, n. 1, p. 116–130, 2018.
- 6 SANDOVAL, R. G.; MAGDALENO, M. O.; ROBLES, P. S.; ALONSO, N. Z.; RA-MÍREZ, G. F. R. Analysis of the mechanical behavior and effect of cyclic fatigue on the implant-abutment interface. *Odovtos-International Journal of Dental Sciences*, p. 208–218, 2021.
- 7 LAURITANO, D.; MOREO, G.; LUCCHESI, A.; VIGANONI, C.; LIMONGELLI, L.; CARINCI, F. The impact of implant–abutment connection on clinical outcomes and microbial colonization: A narrative review. *Materials*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 13, n. 5, p. 1131, 2020.
- 8 CANULLO, L.; PESCE, P.; PATINI, R.; ANTONACCI, D.; TOMMASATO, G. What are the effects of different abutment morphologies on peri-implant hard and soft tissue behavior? a systematic review and meta-analysis. *Int. J. Prosthodont*, v. 33, p. 297–306, 2020.
- 9 GIL, F.; HERRERO-CLIMENT, M.; LÁZARO, P.; RIOS, J. Implant–abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Springer, v. 25, n. 7, p. 1825–1830, 2014.
- 10 VÉLEZ, J.; PELÁEZ, J.; LÓPEZ-SUÁREZ, C.; AGUSTÍN-PANADERO, R.; TOBAR, C.; SUÁREZ, M. J. Influence of implant connection, abutment design and screw insertion torque on implant-abutment misfit. *Journal of Clinical Medicine*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 9, n. 8, p. 2365, 2020.
- 11 GAO, J.; MIN, J.; CHEN, X.; YU, P.; TAN, X.; ZHANG, Q.; YU, H. Effects of two fretting damage modes on the dental implant–abutment interface and the generation of

metal wear debris: An in vitro study. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*, Wiley Online Library, v. 44, n. 3, p. 847–858, 2021.

12 LEMOS, C. A. A.; VERRI, F. R.; NORITOMI, P. Y.; KEMMOKU, D. T.; BATISTA, V. E. de S.; CRUZ, R. S.; GOMES, J. M. de L.; PELLIZZER, E. P. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *The Journal of prosthetic dentistry*, Elsevier, v. 125, n. 1, p. 137–e1, 2021.

13 HALL, J.; NEILANDS, J.; DAVIES, J. R.; EKESTUBBE, A.; FRIBERG, B. A randomized, controlled, clinical study on a new titanium oxide abutment surface for improved healing and soft tissue health. *Clinical implant dentistry and related research*, Wiley Online Library, v. 21, p. 55–68, 2019.

14 SANZ-MARTÍN, I.; SANZ-SÁNCHEZ, I.; ALBORNOZ, A. Carrillo de; FIGUERO, E.; SANZ, M. Effects of modified abutment characteristics on peri-implant soft tissue health: A systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 29, n. 1, p. 118–129, 2018.

15 DOLL, P.; SEMPEROWITSCH, C.; HÄFNER, M.; AHRENS, R.; SPINDLER, B.; GUBER, A. Fabrication of micro structured dental implant abutments for optimized soft tissue integration. *Current Directions in Biomedical Engineering*, De Gruyter, v. 4, n. 1, p. 677–680, 2018.

16 CANULLO, L.; GENOVA, T.; TRUJILLO, E. G.; PRADIES, G.; PETRILLO, S.; MUZZI, M.; CAROSSA, S.; MUSSANO, F. Fibroblast interaction with different abutment surfaces: In vitro study. *International journal of molecular sciences*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 21, n. 6, p. 1919, 2020.

17 DONOSO, M.; MÉNDEZ-VILAS, A.; BRUQUE, J.; GONZÁLEZ-MARTIN, M. On the relationship between common amplitude surface roughness parameters and surface area: Implications for the study of cell–material interactions. *International Biodeterioration & Biodegradation*, Elsevier, v. 59, n. 3, p. 245–251, 2007.

18 REZK, F. A.; TRIMPOU, G.; LAUER, H.-C.; WEIGL, P.; KROCKOW, N. Response of soft tissue to different abutment materials with different surface topographies: a review of the literature. *General dentistry*, v. 66, n. 1, p. 18–25, 2018.

19 ARAUJO, M. G.; LINDHE, J. Peri-implant health. *Journal of periodontology*, Wiley Online Library, v. 89, p. S249–S256, 2018.

20 SANZ-ESPORRIN, J.; CARRAL, C.; BLANCO, J.; SANZ-CASADO, J. V.; MUÑOZ, F.; SANZ, M. Differences in the progression of experimental peri-implantitis depending on the implant to abutment connection. *Clinical Oral Investigations*, Springer, v. 25, n. 6, p. 3577–3587, 2021.

21 BLAZQUEZ-HINAREJOS, M.; AYUSO-MONTERO, R.; JANE-SALAS, E.; LOPEZ-LOPEZ, J. Influence of surface modified dental implant abutments on connective tissue attachment: a systematic review. *Archives of oral biology*, Elsevier, v. 80, p. 185–192, 2017.

22 JINDAL, N.; KUMAR, M. et al. Current concepts and trends in biomechanics and biomaterials of oral and maxillofacial implants. *Dental Journal of Advance Studies*, Thieme Medical and Scientific Publishers Private Ltd., v. 5, n. 01, p. 014–024, 2017.

- 23 LÓPEZ-PÍRIZ, R.; CABAL, B.; GOYOS-BALL, L.; FERNÁNDEZ, A.; BARTOLOMÉ, J. F.; MOYA, J. S.; TORRECILLAS, R. Current state-of-the-art and future perspectives of the three main modern implant-dentistry concerns: Aesthetic requirements, mechanical properties, and peri-implantitis prevention. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Wiley Online Library, v. 107, n. 7, p. 1466–1475, 2019.
- 24 MINATEL, L.; VERRI, F. R.; KUDO, G. A. H.; ALMEIDA, D. A. de F.; BATISTA, V. E. de S.; LEMOS, C. A. A.; PELLIZZER, E. P.; JUNIOR, J. F. S. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. *Materials Science and Engineering: C*, Elsevier, v. 71, p. 35–42, 2017.
- 25 BICKFORD, J. H. *Introduction to the design and behavior of bolted joints: non-gasketed joints*. [S.l.]: CRC press, 2007.
- 26 ELIAS, C.; FIGUEIRA, D.; RIOS, P. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering: C*, Elsevier, v. 26, n. 8, p. 1361–1366, 2006.
- 27 SUN, F.; WANG, L.; LI, X.-C.; CHENG, W.; LIN, Z.; BA, D.-C.; SONG, G.-Q.; SUN, C.-S. Effect of surface modification on the long-term stability of dental implant abutment screws by plasma nitriding treatment. *Surface and Coatings Technology*, Elsevier, v. 399, p. 126089, 2020.
- 28 ZEMBIC, A.; KIM, S.; ZWAHLEN, M.; KELLY, J. R. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *International journal of oral & maxillofacial implants*, v. 29, 2014.
- 29 BRESSAN, E.; PANIZ, G.; LOPS, D.; CORAZZA, B.; ROMEO, E.; FAVERO, G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 22, n. 6, p. 631–637, 2011.
- 30 BIDRA, A. S.; RUNGRUANGANUNT, P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Wiley Online Library, v. 25, n. 3, p. 159–176, 2013.
- 31 CHUN, H.-J.; YEO, I.-S.; LEE, J.-H.; KIM, S.-K.; HEO, S.-J.; KOAK, J.-Y.; HAN, J.-S.; LEE, S.-J. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 30, n. 2, 2015.
- 32 DELBEN, J. A.; BARÃO, V. A.; FERREIRA, M. B.; SILVA, N. R. da; THOMPSON, V. P.; ASSUNÇÃO, W. G. Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems. *Dental Materials*, Elsevier, v. 30, n. 4, p. 408–416, 2014.
- 33 MASCARENHAS, F.; YILMAZ, B.; MCGLUMPHY, E.; CLELLAND, N.; SEIDT, J. Load to failure of different zirconia implant abutments with titanium components. *The Journal of prosthetic dentistry*, Elsevier, v. 117, n. 6, p. 749–754, 2017.
- 34 ALRESHEEDI, B. A. Zirconia abutments in implant dentistry: A review. *Pakistan Journal of Medical & Health Sciences*, v. 14, n. 4, p. 1540–1544, 2020.

- 35 ASSENDER, H.; BLIZNYUK, V.; PORFYRAKIS, K. How surface topography relates to materials' properties. *Science*, American Association for the Advancement of Science, v. 297, n. 5583, p. 973–976, 2002.
- 36 ANSELME, K.; PLOUX, L.; PONCHE, A. Cell/material interfaces: influence of surface chemistry and surface topography on cell adhesion. *Journal of Adhesion Science and Technology*, Taylor & Francis, v. 24, n. 5, p. 831–852, 2010.
- 37 BHUSHAN, B. *Modern tribology handbook, two volume set*. [S.l.]: CRC press, 2000.
- 38 GADELMAWLA, E.; KOURA, M. M.; MAKSOUD, T. M.; ELEWA, I. M.; SOLIMAN, H. Roughness parameters. *Journal of materials processing Technology*, Elsevier, v. 123, n. 1, p. 133–145, 2002.
- 39 DHOWRE, H. S.; RAJPUT, S.; RUSSELL, N. A.; ZELZER, M. Responsive cell–material interfaces. *Nanomedicine*, Future Medicine, v. 10, n. 5, p. 849–871, 2015.
- 40 SILVIO, L. D. *Cellular response to biomaterials*. [S.l.]: Elsevier, 2008.
- 41 DONNELLY, H.; SALMERON-SANCHEZ, M.; DALBY, M. J. Designing stem cell niches for differentiation and self-renewal. *Journal of the Royal Society Interface*, The Royal Society, v. 15, n. 145, p. 20180388, 2018.
- 42 ANDERSON, H. J.; SAHOO, J. K.; ULIJN, R. V.; DALBY, M. J. Mesenchymal stem cell fate: applying biomaterials for control of stem cell behavior. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, Frontiers, v. 4, p. 38, 2016.
- 43 RAHIKAINEN, R.; ESSEN, M. von; SCHAEFER, M.; QI, L.; AZIZI, L.; KELLY, C.; IHALAINEN, T. O.; WEHRLE-HALLER, B.; BASTMEYER, M.; HUANG, C. et al. Mechanical stability of talin rod controls cell migration and substrate sensing. *Scientific reports*, Nature Publishing Group, v. 7, n. 1, p. 1–15, 2017.
- 44 TUSAN, C. G.; MAN, Y.-H.; ZARKOUB, H.; JOHNSTON, D. A.; ANDRIOTIS, O. G.; THURNER, P. J.; YANG, S.; SANDER, E. A.; GENTLEMAN, E.; SENEGERS, B. G. et al. Collective cell behavior in mechanosensing of substrate thickness. *Biophysical journal*, Elsevier, v. 114, n. 11, p. 2743–2755, 2018.
- 45 WINKLER, B.; ARANSON, I. S.; ZIEBERT, F. Confinement and substrate topography control cell migration in a 3d computational model. *Communications Physics*, Nature Publishing Group, v. 2, n. 1, p. 1–11, 2019.
- 46 SURMAITIS, R. L.; ARIAS, C. J.; SCHLENOFF, J. B. Stressful surfaces: Cell metabolism on a poorly adhesive substrate. *Langmuir*, ACS Publications, v. 34, n. 9, p. 3119–3125, 2018.
- 47 RAZAFIARISON, T.; HOLENSTEIN, C. N.; STAUBER, T.; JOVIC, M.; VERTUDES, E.; LOPARIC, M.; KAWECKI, M.; BERNARD, L.; SILVAN, U.; SNEDEKER, J. G. Biomaterial surface energy-driven ligand assembly strongly regulates stem cell mechanosensitivity and fate on very soft substrates. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, National Acad Sciences, v. 115, n. 18, p. 4631–4636, 2018.

- 48 JANNATBABAEI, A.; TAFAZZOLI-SHADPOUR, M.; SEYEDJAFARI, E.; FATOURAEE, N. Cytoskeletal remodeling induced by substrate rigidity regulates rheological behaviors in endothelial cells. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Wiley Online Library, v. 107, n. 1, p. 71–80, 2019.
- 49 HE, S.; SU, Y.; JI, B.; GAO, H. Some basic questions on mechanosensing in cell–substrate interaction. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, Elsevier, v. 70, p. 116–135, 2014.
- 50 YANG, L.; GAO, Q.; GE, L.; ZHOU, Q.; WARSZAWIK, E. M.; BRON, R.; LAI, K. W. C.; RIJN, P. van. Topography induced stiffness alteration of stem cells influences osteogenic differentiation. *Biomaterials science*, Royal Society of Chemistry, v. 8, n. 9, p. 2638–2652, 2020.
- 51 HALLAB, N. J.; BUNDY, K. J.; O’CONNOR, K.; MOSES, R. L.; JACOBS, J. J. Evaluation of metallic and polymeric biomaterial surface energy and surface roughness characteristics for directed cell adhesion. *Tissue engineering*, Mary Ann Liebert, Inc., v. 7, n. 1, p. 55–71, 2001.
- 52 DENTON, G. The discovery of cementum. *J. Dent. Res.*, v. 18, p. 239, 1939.
- 53 FOSTER, B. On the discovery of cementum. *Journal of periodontal research*, Wiley Online Library, v. 52, n. 4, p. 666–685, 2017.
- 54 BOSSHARDT, D. D.; SELVIG, K. A. Dental cementum: the dynamic tissue covering of the root. *Periodontology 2000*, Blackwell Publishing Ltd Oxford, UK, v. 13, n. 1, p. 41–75, 1997.
- 55 NISWADE, G.; ANSARI, S. Cementum—a scientific whodunit! *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*, Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research (JAMDSR), v. 7, n. 4, p. 94–98, 2019.
- 56 JONES, S. Cement. In: *Dental Anatomy and Embryology*. [S.l.]: Oxford University Press, 1981. p. 193–205.
- 57 SCHROEDER, H. E. Cementum. In: *The periodontium*. [S.l.]: Springer, 1986. p. 23–127.
- 58 YAMAMOTO, T.; HASEGAWA, T.; YAMAMOTO, T.; HONGO, H.; AMIZUKA, N. Histology of human cementum: Its structure, function, and development. *Japanese dental science review*, Elsevier, v. 52, n. 3, p. 63–74, 2016.
- 59 SCHROEDER, H. E. Biological problems of regenerative cementogenesis: synthesis and attachment of collagenous matrices on growing and established root surfaces. *International review of cytology*, Elsevier, v. 142, p. 1–59, 1992.
- 60 YAMAMOTO, T.; DOMON, T.; TAKAHASHI, S.; ISLAM, H.; SUZUKI, F.; WAKITA, M. The structure and function of the cemento–dentinal junction in human teeth. *Journal of periodontal research*, Wiley Online Library, v. 34, n. 5, p. 261–268, 1999.
- 61 YAMAMOTO, T.; DOMON, T.; TAKAHASHI, S.; ISLAM, M.; SUZUKI, R. The fibrous structure of the cemento–dentinal junction in human molars shown by scanning electron microscopy combined with naoh-maceration. *Journal of periodontal research*, Wiley Online Library, v. 35, n. 2, p. 59–64, 2000.

- 62 YAMAMOTO, T.; DOMON, T.; TAKAHASHI, S.; ISLAM, M.; SUZUKI, R. The fibrillar structure of the cemento-dentinal junction in different kinds of human teeth. *Journal of periodontal research*, Wiley Online Library, v. 36, n. 5, p. 317–321, 2001.
- 63 BOSSHARDT, D. D.; SCHROEDER, H. E. Initial formation of cellular intrinsic fiber cementum in developing human teeth. *Cell and tissue research*, Springer, v. 267, n. 2, p. 321–335, 1992.
- 64 REX, T.; KHARBANDA, O. P.; PETOCZ, P.; DARENDELILER, M. A. Physical properties of root cementum: Part 4. quantitative analysis of the mineral composition of human premolar cementum. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, Elsevier, v. 127, n. 2, p. 177–185, 2005.
- 65 MALEK, S.; DARENDELILER, M. A.; SWAIN, M. V. Physical properties of root cementum: part i. a new method for 3-dimensional evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, Elsevier, v. 120, n. 2, p. 198–208, 2001.
- 66 GARGIULO, A. W.; WENTZ, F. M.; ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *The Journal of Periodontology*, Wiley Online Library, v. 32, n. 3, p. 261–267, 1961.
- 67 ALBREKTSSON, T.; BRÅNEMARK, P.-I.; HANSSON, H.-A.; LINDSTRÖM, J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Taylor & Francis, v. 52, n. 2, p. 155–170, 1981.
- 68 MORTON, R. Topography of surfaces. *ASM International, Member/Customer Service Center, Materials Park, OH 44073-0002, USA, 1994.*, p. 136–138, 1994.
- 69 ELIAS, C. N. Factors affecting the success of dental implants. *Implant dentistry: a rapidly evolving practice. Rijeka: InTech*, p. 319–64, 2011.
- 70 BARBOUR, M. E.; O’SULLIVAN, D. J.; JENKINSON, H. F.; JAGGER, D. C. The effects of polishing methods on surface morphology, roughness and bacterial colonisation of titanium abutments. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Springer, v. 18, n. 7, p. 1439–1447, 2007.
- 71 SOUZA, V. Z. de; MANFRO, R.; JOLY, J. C.; ELIAS, C. N.; PERUZZO, D. C.; NAPIMOGA, M. H.; MARTINEZ, E. F. Viability and collagen secretion by fibroblasts on titanium surfaces with different acid-etching protocols. *International journal of implant dentistry*, Springer, v. 5, n. 1, p. 1–6, 2019.
- 72 HALL, J.; NEILANDS, J.; DAVIES, J. R.; EKESTUBBE, A.; FRIBERG, B. A randomized, controlled, clinical study on a new titanium oxide abutment surface for improved healing and soft tissue health. *Clinical implant dentistry and related research*, Wiley Online Library, v. 21, p. 55–68, 2019.