

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
CAMPUS CURITIBA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANA CLAUDIA STADLER BURAK MEHL

**MODELO DE CONTATO APLICADO A COMPONENTES
ODONTOLÓGICOS DE TITÂNIO COM SUPERFÍCIES OBTIDAS POR
DIFERENTES PROCESSOS DE FABRICAÇÃO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CURITIBA

2019

ANA CLAUDIA STADLER BURAK MEHL

**MODELO DE CONTATO APLICADO A COMPONENTES ODONTOLÓGICOS DE
TITÂNIO COM SUPERFÍCIES OBTIDAS POR DIFERENTES PROCESSOS DE
FABRICAÇÃO**

Dissertação apresentada como requisito parcial
à obtenção do título de Mestre em Engenharia
Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Biomédica, da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Giuseppe Pintaúde
Coorientadora: Prof.^a Dra. Marjorie Benegra

CURITIBA

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Mehl, Ana Claudia Stadler Burak

Modelo de contato aplicado a componentes odontológicos de titânio com superfícies obtidas por diferentes processos de fabricação [recurso eletrônico] / Ana Claudia Stadler Burak Mehl. -- 2019.

1 arquivo texto (169 f.) : PDF; 7,54 MB.

Modo de acesso: World Wide Web.

Título extraído da tela de título (visualizado em 5 dez. 2019).

Texto em português com resumo em inglês

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, 2019

Bibliografia: f. 121-134.

1. Engenharia biomédica - Dissertações. 2. Materiais dentários. 3. Implantes dentários endoósseos. 4. Implantes dentários osseointegrados. 5. Ligas de titânio - Uso terapêutico. 6. Implantes dentários. 7. Aspereza de superfície. 8. Interferometria. I. Pintaúde, Giuseppe. II. Benegra, Marjorie. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.

CDD: Ed. 23 – 610.28

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba
Bibliotecário: Adriano Lopes CRB-9/1429

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº133

A Dissertação de Mestrado intitulada “Modelo de contato aplicado a componentes odontológicos de titânio com superfícies obtidas por diferentes processos de fabricação”, defendida em sessão pública pela candidata ANA CLAUDIA STADLER BURAK MEHL, no dia 19 de novembro de 2019, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Ciências, área de concentração Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Giuseppe Pintaúde - UTFPR

Prof. Dr. João Antônio Palma Setti - UTFPR

Prof. Dr. Paulo César Soares Júnior – PUC-PR

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 19 de novembro de 2019.

Carimbo e Assinatura do(a) Coordenador(a) do Programa

À minha família

AGRADECIMENTOS

A Deus.

A todos que em algum momento dedicaram seu tempo a este trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Giuseppe Pintaúde pelo apoio e por compartilhar seu conhecimento e entusiasmo para realização deste estudo.

À minha coorientadora Prof.^a Dra. Marjorie Benegra, pelo apoio, correções e condições para que este trabalho fosse realizado.

Ao pessoal do Laboratório CMCM, Alexandre e Lucas. À Heloísa Moreira e Thiago Yamamoto pelas análises de interferometria, sem as quais essa pesquisa não seria possível.

À Ane Cheila Rovani, a quem várias vezes recorri, pela ajuda e dedicação em ensaios e análises.

À Elisiane Berton pela gentileza em me ensinar a utilizar o equipamento para o polimento eletrolítico.

Aos professores que de forma dedicada ajudaram em algum momento desta jornada, Prof. Dr. João Antônio Palma Setti, Prof. Dr. Lucas Berti e Prof.^a Dra. Marcela Mohallem da UTFPR. Ao Prof. Dr. Paulo Soares e prof. Dr. Fred Amorim da PUC (PR).

Ao prof. Dr. Vinícius Augusto Tramontina, por compartilhar seu valioso conhecimento.

A todos os colegas de UTFPR, em especial às amigas Lu Ishida e Thaís Gretis por trazerem leveza e humor aos meus dias!

Aos meus pais, Dionísio e Mariza, pela atitude inspiradora, exemplos, apoio e amor incondicional, e acima de tudo por me fazerem acreditar em mim mesma.

Ao meu amado Adriano, pelo apoio, incentivo, e por acreditar em mim!

Aos meus filhos Eduardo e Gabriela, as maiores motivações e inspirações que eu poderia ter, pelo amor incondicional, e por me lembrarem todos os dias da minha maior, melhor e mais importante missão.

Aos meus queridos irmãos Dionísio e Ana Carolina, provas de que a distância não enfraquece nossos laços. E aos novos pequenos membros da família, meus sobrinhos, cujas presenças encantadoras inspiram os melhores sentimentos em mim.

À toda minha família, por me amarem e apostarem tanto em mim, me incentivam a fazer o melhor para estar à altura de tanta confiança!

“Nenhum vento sopra a favor de quem não sabe para onde ir.”

Sêneca

“No fim tudo dá certo, se não deu certo é porque ainda não chegou ao fim.”

Fernando Sabino

RESUMO

MEHL, Ana Claudia Stadler Burak. MODELO DE CONTATO APLICADO A COMPONENTES ODONTOLÓGICOS DE TITÂNIO COM SUPERFÍCIES OBTIDAS POR DIFERENTES PROCESSOS DE FABRICAÇÃO. 2019. 169 folhas. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGE) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

As variações dos processos de fabricação utilizados em componentes odontológicos (implante/pilar) podem implicar em diferentes níveis de rugosidades das superfícies. Assim sendo, a interação entre estas resulta em diferentes áreas de contato com suas respectivas tensões, afetando o desempenho do conjunto. Este trabalho investigou o efeito da rugosidade, em diferentes superfícies, nas tensões de contato resultantes. Para tanto, foi aplicado um modelo de contato microscópico para superfícies reais. As superfícies analisadas foram de ligas de titânio (Ti-6Al-4V) e titânio puro, materiais comumente utilizados em implantodontia. Quatro superfícies foram analisadas: i) eletroerodida; ii) eletroerodida seguida de eletropolimento, iii) componente real de implante usinado, e iv) componente real de pilar usinado. A rugosidade foi determinada por interferometria óptica, usando imagens 3D de diferentes áreas. Além disso, as superfícies foram caracterizadas por microscopia óptica e eletrônica de varredura. As áreas de contato foram calculadas usando o modelo clássico de contato mecânico de Greenwood-Williamson, para diferentes níveis de separação entre as superfícies. Verificou-se que a relação entre os parâmetros S_q (raiz quadrada média da rugosidade) e S_{sc} (média aritmética da curvatura dos cumes) exerceu uma influência significativa nos resultados. A maior razão S_q / S_{sc} aumenta a área de contato e, portanto, gera menores tensões. A variação de S_q , isoladamente, foi menos significativa do que a da relação apresentada. A superfície do pilar, com baixa rugosidade, apresentou as menores tensões. Esta possui, dentre todas, o menor valor de S_{sc} , embora seu S_q seja maior que o do implante. A superfície que gerou a maior tensão de contato foi a eletroerodida, que apresentou os maiores valores S_q , S_{sc} e S_{ds} (densidade de cumes) dentre as amostras analisadas.

Palavras-chave: Rugosidade de superfície; modelo de contato; tensão de contato micromecânico; interferometria.

ABSTRACT

MEHL, Ana Claudia Stadler Burak. CONTACT MODEL APPLIED TO TITANIUM DENTAL COMPONENTS WITH SURFACES OBTAINED BY DIFFERENT MANUFACTURING PROCESSES. 2019. 169 folhas. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEb) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

Changes in manufacturing processes used in dental components (implant/abutment) may imply different levels of surface roughness. Therefore, the interaction between them results in different contact areas with their respective stresses, affecting the performance of the set. This study investigated the effect of roughness, in different surfaces, on resulting contact stresses. For this purpose, a microscopic contact model for real surfaces was applied. The analyzed surfaces were titanium alloys (Ti-6Al-4V) and pure titanium, materials commonly used in implant dentistry. Four surfaces were analyzed: i) electro-discharge machined; ii) electro-discharge machined followed by electrolytic polishing, iii) real component of machined implant, and iv) real component of machined abutment. Roughness was determined by optical interferometry, using 3D images from different areas. In addition, the surfaces were characterized by optical and scanning electron microscopy. Contact areas were calculated using the classic Greenwood-Williamson mechanical contact model for different levels of separation between surfaces. It was found that the relationship between the S_q (root mean square roughness) and S_{sc} (mean summit curvature) parameters had a significant influence on the results. The higher ratio S_q / S_{sc} increases the contact area and generated lower stress. The single variation of S_q was less significant than the presented relationship. The surface of the abutment, with low roughness and smallest S_{sc} value, presented the lowest stress, although its S_q is greater than that of the implant. The greatest contact stress was generated by the electro-discharge machining, which presented the highest values S_q , S_{sc} and S_{ds} (summit density) among the analyzed samples.

Keywords: Surface roughness; contact model; micromechanical contact stress; interferometry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Representação tridimensional das asperezas microscópicas de uma superfície.....	22
Figura 2 – Área de contato real de superfícies em contato.	23
Figura 3 – Tensões de contato entre asperezas.	24
Figura 4 – Elementos de topografia de superfície.	25
Figura 5 – Composição da textura de superfície.....	25
Figura 6 – Ilustração da operação do perfilômetro de contato	26
Figura 7– Perfil esquemático $z(x)$ de uma superfície	27
Figura 8 – Princípio físico da reflexão difusa ocorrido em superfícies rugosas.....	27
Figura 9 – a) Representação esquemática bidimensional (perfil R_q) do parâmetro tridimensional S_q b) Representação tridimensional de S_q	31
Figura 10 – Representação tridimensional de S_p (altura máxima de pico)	31
Figura 11– Ilustração esquemática bidimensional (perfil) de S_{sk} para valores positivos (assimetria positiva) e negativos (assimetria negativa)	32
Figura 12 – Ilustração esquemática bidimensional (perfil) de S_{ku}	32
Figura 13 – Ilustração esquemática tridimensional de Str	33
Figura 14 – Ilustração esquemática de S_{dq}	33
Figura 15 – Representação esquemática bidimensional do cume	34
Figura 16 – Representação tridimensional de S_{sc} com valor de $1/13 \mu m$	35
Figura 17 – Relação entre a área de contato e carga aplicada.....	37
Figura 18 – À esquerda: Representação tridimensional de uma aspereza. À direita: representação esquemática de um cume esférico	40
Figura 19 – Medida z_s com indicação da distribuição de alturas da superfície e dos cumes.....	41
Figura 20 – Curva de distribuição de altura de cumes	41
Figura 21 – Representação esquemática dos componentes de um implante	47
Figura 22 – Diferentes conexões de implantes: hexágono externo, interno e cone morse respectivamente	49
Figura 23 – Fluxograma dos processos e análises deste estudo.....	63
Figura 24 – Curva de Abbott-Firestone	65
Figura 25 – Implante utilizado no estudo.....	67
Figura 26 – Pilar protético para prótese cimentável	67

Figura 27– Superfícies das plataformas analisadas por interferometria em área de interface implante/pilar	68
Figura 28 – Representação das áreas de análise de interferometria. À esquerda: na plataforma do implante; à direita: na plataforma do pilar	68
Figura 29– Representação esquemática dos cortes ortogonais na superfície tridimensional. Plano de corte no ângulo principal da textura e a 90° deste	71
Figura 30 – Representação da plataforma do pilar	74
Figura 31– Superfície da placa utilizada após corte por EDM.....	76
Figura 32– Aspecto tridimensional obtidos por interferometria após eletroerosão	78
Figura 33 – Curva de Abbott-Firestone para distribuição de alturas resultante da eletroerosão	79
Figura 34 – Representação polar com indicação da porcentagem de isotropia e direções de textura após eletroerosão	80
Figura 35 – Superfície eletropolida (após 2 minutos de execução).....	81
Figura 36 – Superfície da placa após EP (executado por 4 minutos).....	82
Figura 37 – Aspecto tridimensional obtido por interferometria após eletropolimento executado por 4 minutos	83
Figura 38 – Curva de Abbott-Firestone considerando a distribuição de alturas no eletropolimento.....	85
Figura 39 – Representação polar com indicação da porcentagem de isotropia e direções de textura após eletropolimento.....	85
Figura 40 – Superfície da plataforma do implante.....	86
Figura 41– Aspecto tridimensional da superfície da plataforma do implante	86
Figura 42 – Curva de Abbott-Firestone considerando a distribuição de alturas na superfície da plataforma do implante	88
Figura 43 – Representação polar com indicação da porcentagem de isotropia e direções de textura na superfície da plataforma do implante	89
Figura 44 – Superfície da plataforma do pilar por microscopia óptica.....	90
Figura 45 – Aspecto tridimensional da superfície do pilar protético na região de contato de interface implante/pilar	90
Figura 46 – Curva de Abbott-Firestone considerando a distribuição de alturas na superfície do pilar do implante.....	91
Figura 47– Representação polar com indicação da porcentagem de anisotropia e direções de textura na superfície da plataforma do pilar	92

Figura 48 – Valores médios com indicação do erro padrão do parâmetro de rugosidade Sq.....	93
Figura 49 – Valores médios com indicação do erro padrão do parâmetro de altura máxima de pico Sp.....	94
Figura 50 – Valores médios com indicação do erro padrão do parâmetro de distribuição de alturas Ssk.....	94
Figura 51 – Valores médios com erro padrão do parâmetro de distribuição de alturas Sku.....	95
Figura 52 – Mapa assimetria/curtose para as superfícies estudadas.....	96
Figura 53 – Valores médios com erro padrão do parâmetro Str.....	97
Figura 54– Valores médios dos parâmetros híbridos com erro padrão. a) Sdq (esquerda); b) Ssc (direita).....	98
Figura 55 – Gráfico de densidade de cumes.....	99
Figura 56 – Variação dos parâmetros de acordo com a área de obtenção.....	103
Figura 57– Relação entre área de contato e tensões em diferentes separações de superfícies.....	110
Figura 58 – Variação das tensões por área de contato nas áreas 1 e 2.....	110
Figura 59 – Variações de tensões em relação ao produto GW nas áreas 1 e 2.....	112
Figura 60 – Gráficos da relação entre parâmetros e tensão.....	113
Figura 61– Relação S_q/S_{sc} e tensões na separação $h=\sigma_s$ da área 2.....	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Parâmetros de rugosidade superficial em pilares com diferentes tratamentos de superfície.....	55
Tabela 2: Valores de diferentes propriedades mecânicas da liga e Ti cp.	57
Tabela 3: Valores médios percentuais dos elementos químicos encontrados na superfície da amostra após o processo de eletroerosão (EDM).....	77
Tabela 4: Valores médios dos parâmetros de rugosidade tridimensionais e desvios-padrão obtidos na superfície eletroerodida.	78
Tabela 5: Valores médios percentuais dos elementos químicos encontrados na superfície da amostra após o processo de eletropolimento (EP) executado por 2 minutos.....	82
Tabela 6: Indicação das porcentagens dos elementos químicos encontrados na superfície da amostra após o processo de EP com 4 minutos de duração.....	83
Tabela 7: Valores médios dos parâmetros de rugosidade superficial e desvios- padrão obtidos na superfície eletropolida.....	84
Tabela 8: Valores médios dos parâmetros de rugosidade e desvios-padrão na superfície da plataforma do implante.	87
Tabela 9: Valores médios dos parâmetros de rugosidade superficial com desvios-padrão da superfície da plataforma do pilar.	91
Tabela 10: Médias dos parâmetros de perfil obtidos através dos ângulos θ (vertical) para EDM, EP, IMPL V e PILAR V e $\pi/2$ (horizontal) em IMPL H e PILAR H.	100
Tabela 11: Parâmetros do modelo de contato segundo a área de obtenção nas superfícies EDM, EP, IMPLANTE e PILAR.	102
Tabela 12: Resultados de áreas e tensões de contato nas superfícies em diferentes separações (distância h) para medidas da área 1.....	104
Tabela 13: Resultados de áreas e tensões de contato nas superfícies em diferentes separações (distância h) para medidas da área 2.....	105
Tabela 14: Valores médio e razões S_p / S_q nas superfícies (áreas 1 e 2).	106
Tabela 15: Variações do produto do modelo GW e das tensões obtidas segundo dados provenientes das áreas 1 e 2.	108
Tabela 16: Valores p dos testes t pareados para os parâmetros da área 2.	114

LISTA DE SÍMBOLOS

r_p	raio do círculo da plataforma
r_i	raio do círculo interno
Δ	variação incremental
$^{\circ}\text{C}$	grau Celsius
μm	micrômetro
μs	microsegundo
2D	bidimensional
3D	tridimensional
A	ampere
A_0	área aparente de contato
A_c	área real de contato
A_i	área circular interna
a_i	asperidade individual
Al	alumínio
Al_2O_3	alumina
A_p	área da plataforma do pilar
Cu	cobre
Cu_2O	óxido de cobre I
CuO	óxido de cobre II
d	distância entre o plano liso e o plano médio dos cumes
D_{sum}	densidade de cumes da superfície
F	força
$F_0(t)$	probabilidade do contato acontecer a determinada altura
F_N	força normal
GPa	gigapascal
h	distância entre o plano liso e a linha média da superfície rugosa
HF	ácido fluorídrico
HNO_3	ácido nítrico
m_0	momento espectral de primeira ordem do perfil
m_2	momento espectral de segunda ordem do perfil

m_4	momento espectral de quarta ordem do perfil
N	newton
Ncm	newton centímetro
NiTi	liga níquel-titânio
O	oxigênio
P_c	densidade de picos
R	Raio do cume
R_a	média aritmética da rugosidade
R_{dq}	raiz quadrática da média da inclinação de superfície
R_q	raiz quadrada média da altura do perfil
Σ	somatória
S_{dq}	raiz quadrada da inclinação
S_{ds}	densidade de cumes
S_{ku}	curtose da distribuição de alturas
S_p	altura máxima de pico
S_{pk}	altura reduzida de pico [μm]
S_q	raiz quadrada média das alturas da superfície [μm]
S_{sc}	aritmética da curvatura dos cumes [mm^{-1}];
S_{sk}	assimetria da distribuição de alturas
S_{tr}	razão de aspecto/uniformidade da textura
S_v	profundidade máxima de vale
S_z	altura máxima da superfície
t	separação adimensional entre superfícies (baseada nas alturas das asperezas)
T	tensão
Ti	titânio
Ti cp	titânio comercialmente puro
Ti ₂ O ₃	subóxido de titânio (óxido de titânio III)
Ti-6Al-4V	Liga de titânio
TiC	carbeto de titânio
TiO ₂	dióxido de titânio
V	vanádio
w	quantidade de flexão

Zn	zinco
Zs	distância entre planos médios dos cumes e da superfície rugosa
α	parâmetro de largura de banda de superfície
π	pi
σ_s	desvio padrão altura dos cumes
$\sigma_s.R.Dsum$	produto dos parâmetros do modelo GW
$\Phi(x)$	função padrão normal de densidade
T	tensão
θ	ângulo principal de orientação

ABREVIATURAS E SIGLAS

μEDM	micro eletroerosão
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	American Society for Testing and Materials
BGT	modelo de contato mecânico Bush Gibson e Thomas (1975)
CMCM	Centro multiusuário de caracterização de materiais (UTFPR)
EDM	eletroerosão
EDS	espectroscopia de energia dispersiva
EP	eletropolimento
GT	modelo de Greenwood -Tripp (1971)
GW	modelo de contato mecânico de Greenwood-Williamsom
ISO	International Organization for Standardization
LabCorr	Laboratório de Corrosão (UTFPR)
LASC	Laboratório de Superfícies e Contato (UTFPR)
MEV	microscopia eletrônica de varredura
PDF	Portable Document Format (Adobe®)
PUC PR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
1.1 OBJETIVO GERAL	19
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
1.3 JUSTIFICATIVAS	19
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 CONTATO MECÂNICO ENTRE SUPERFÍCIES.....	22
2.2 ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DE SUPERFÍCIE	25
2.2.1 Técnicas de caracterização superficial	26
2.2.2 Parâmetros de rugosidade	28
2.2.3 Seleção dos parâmetros para caracterização de superfície	30
2.3 INTRODUÇÃO AOS MODELOS DE CONTATO MECÂNICO	35
2.4 MODELO DE GREENWOOD-WILLIAMSOM (GW)	40
2.4.1 Aplicação do modelo a partir do parâmetro alfa (α)	43
2.5 IMPLANTES DENTÁRIOS	47
2.5.1 Tensões no sistema de implante dentário	48
2.5.2 Características de superfície de implantes e componentes dentários	53
2.5.3 Titânio	56
2.6 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO	58
3 MATERIAIS E MÉTODOS	63
3.1 DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DAS SUPERFÍCIES EM LIGA DE TITÂNIO	63
3.2 CARACTERIZAÇÃO DAS SUPERFÍCIES DA PLATAFORMA DE INTERFACE IMPLANTE/PILAR	67
3.3 ANÁLISE DOS DADOS DE GERADOS POR INTERFEROMETRIA	69
3.4 CÁLCULOS DE ÁREA E TENSÕES DE CONTATO	70
3.4.1 Modelo para superfícies isotrópicas e anisotrópicas transformadas para o equivalente isotrópico	70
3.4.2 Modelo isotrópico baseado em parâmetros tridimensionais	72
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	76

4.1 CARACTERIZAÇÃO TOPOGRÁFICA DAS SUPERFÍCIES	76
4.1.1 Superfície eletroerodida	76
4.1.2 Eletropolimento	81
4.1.3 Superfície da plataforma do implante.....	86
4.1.4 Superfície de contato da plataforma do pilar.....	89
4.1.5 Comparações entre as superfícies	92
4.2 MODELO DE CONTATO	99
4.2.1 Aquisição dos parâmetros bidimensionais para transformação das superfícies para o equivalente isotrópico.....	99
4.2.2 Parâmetros tridimensionais para aplicação ao modelo.....	102
4.2.3 Aplicação do modelo de contato micromecânico	104
5 CONCLUSÃO	118
5.1 SOBRE OS DIFERENTES PROCESSOS DE FABRICAÇÃO:	118
5.2 SOBRE AS ESTIMATIVAS DE CONTATO PELO MODELO GW:.....	119
5.3 SOBRE O EFEITO DA ANISOTROPIA:.....	119
SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	120
REFERÊNCIAS.....	121
APÊNDICE A – TABELA DE PARÂMETROS ÁREA 1	135
APÊNDICE B – TESTES <i>t-student</i> ÁREA 1	136
APÊNDICE C – TESTES <i>t-student</i> DOS PARÂMETROS DE PERFIL OBTIDOS POR CORTES ORTOGONAIS NAS SUPERFÍCIES ANISOTRÓPICAS	143
APÊNDICE D – TABELA DE PARÂMETROS ÁREA 2	144
APÊNDICE E – TESTES <i>t-student</i> PARA PARÂMETROS OBTIDOS NAS ÁREAS 1 E 2.....	145
APÊNDICE F – PLANILHAS DE CÁLCULOS DO MODELO GW	146
APÊNDICE G -TESTES <i>t-student</i> ENTRE PARÂMETROS DA ÁREA 2.....	148
ANEXO A - INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE EDM (ÁREA 1).....	149
ANEXO B – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE EP (ÁREA 1).....	152
ANEXO C – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE IMPLANTE (ÁREA 1)	155
ANEXO D – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE PILAR	158
ANEXO E – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE EDM (ÁREA 2).....	161
ANEXO F – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE EP (ÁREA 2)	164
ANEXO G – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE IMPLANTE (ÁREA 2)	167

1 INTRODUÇÃO

Avanços científicos e tecnológicos permitiram que perda de certos órgãos, tecidos ou funções corporais, deixassem de representar limitações permanentes. A reposição funcional e estética dos elementos perdidos na ocorrência de traumas ou patologias, é essencial para o restabelecimento da qualidade e expectativa de vida do paciente, minimizando os efeitos funcionais, psicológicos e sociais causados pela perda (DE SOUZA, 2011).

Um papel fundamental nesses avanços é o dos biomateriais, assim denominados por entrar em contato com os sistemas biológicos. Esses representam uma fração significativa de produtos na área da saúde, tais como dispositivos biomédicos e materiais implantáveis (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015).

Tais dispositivos são constantemente submetidos a tensões, geralmente sob elevadas forças normais e de cisalhamento, tendo seu desempenho e longevidade influenciados por diferentes características de superfície, tal como a rugosidade (PIRES; BIERHALZ; MORAES, 2015).

Há um interesse crescente da comunidade científica pela influência da rugosidade em aplicações biomédicas (CONFORTO et al., 2004). A interação entre as superfícies em contato exerce grande influência sobre o sistema do qual fazem parte, assim os efeitos dessa interação devem ser conhecidos a fim de se prever o comportamento do sistema e diminuir a ocorrência de falhas (GIMENEZ, 2010).

Neste aspecto, os implantes dentários estão entre os dispositivos médicos que mais receberam considerações, visto que a geometria e topografia da superfície são cruciais para o sucesso a curto e longo prazo da reabilitação oral (DURACCIO; MUSSANO, 2015; JIN et al., 2016). As características superficiais desses dispositivos precisam ser conhecidas, através da caracterização, para uma previsão correta do desempenho funcional do dispositivo (AJAY et al., 2017; HANDZEL-POWIERZA; KLIMCZAK; POLIJANIUK, 1992; SOSALE; HACKING; VENGALLATORE, 2008).

Grande parte dos estudos em superfícies de implantes dentários concentram-se em características relacionadas à osseointegração (ANSELME; BIGERELLE, 2005; ARVIDSSON; SATER; WENNERBERG, 2006; CONFORTO et al., 2004; DURACCIO; MUSSANO, 2015). No entanto, é possível que a maior causa da perda

de implantes seja uma combinação de insuficiente qualidade óssea com sobrecarga oclusal (SANITÁ; HELENA; TAVARES, 2009).

Uma vez que estão constantemente sujeitos a sobrecargas, é indispensável a compreensão dos mecanismos que influenciam a geração e a transferência de tensões em implantes dentários, a fim de minimizar os riscos de insucesso. Clínicos e pesquisadores prezam pela distribuição uniforme e bem projetada das tensões onde fatores como topografia da superfície do implante, interface osso-implante, desenho, comprimento e diâmetro do implante, e propriedades do osso de suporte atuam como importantes mecanismos de transferência de cargas (EL-ANWAR et al., 2017).

Os diferentes segmentos dos implantes e de seus componentes apresentam superfícies específicas, com funções diferenciadas. As características dessas superfícies dependem do processo de fabricação, e influenciam o comportamento de todo o sistema.

A capacidade de suportar uma carga é uma das características mais importantes da superfície. Quando duas superfícies são pressionadas uma contra a outra, os contatos e deformações entre as micro-asperezas ditam a distribuição e magnitude das tensões entre as superfícies. A estimativa das tensões geradas nestes contatos requer o dimensionamento da verdadeira área de contato, que por sua vez exige o detalhamento superficial para aplicação em um modelo de contato micromecânico (HANDZEL-POWIERZA; KLIMCZAK; POLIJANIUK, 1992).

Assim, com o propósito de auxiliar a compreensão dos mecanismos de desenvolvimento de tensões, dado que têm início na superfície, este trabalho propõe uma avaliação teórica da influência da rugosidade superficial nas tensões de contato micromecânico. Contudo, não há a pretensão de replicar tensões reais, mas investigar como sua magnitude é afetada pelas características superficiais, tomando como base dados reais em uma situação plausível entre as superfícies da interface implante/pilar protético.

1.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência da rugosidade nas tensões de contato micromecânico, utilizando duas superfícies desenvolvidas em liga de titânio (Ti-6Al-4V) e duas superfícies de um conjunto de implante/pilar protético odontológico, tendo como variáveis os parâmetros de rugosidade empregados no modelo Greenwood-Williamsom (S_q , S_{sc} e S_{ds}) e considerando força normal, área aparente e níveis de separação constantes.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Caracterizar, de forma detalhada, a rugosidade das superfícies obtidas por eletroerosão e eletropolimento, bem como as superfícies da plataforma do conjunto de implante/pilar protético, utilizando análise microscópica e parâmetros tridimensionais de altura (S_q , S_p , S_{sk} , S_{ku}), espacial (S_{tr}), e híbridos (S_{dq} , S_{sc} e S_{ds}).

Estimar a área real de contato, produzido pelas diferentes superfícies, baseado na aplicação do modelo de contato teórico de Greenwood-Williamsom (1966);

Verificar o efeito da anisotropia superficial em diferentes superfícies no resultado da tensão de contato.

1.3 JUSTIFICATIVAS

As características topográficas da superfície de um biomaterial, resultantes do processo de fabricação, são determinantes no desempenho funcional biomecânico do produto final (MATTHEOS et al., 2016). Em interfaces de contato, tais características precisam ser investigadas para o modelamento e previsão das áreas de contato, determinantes no desenvolvimento de tensões entre as superfícies desenvolvidas (GIMENEZ, 2010).

Em implantes dentários, a forma como as tensões são distribuídas interferem em diferentes aspectos de um tratamento, como osseointegração, longevidade das peças e desadaptação na interface implante/pilar protético (FERNÁNDEZ et al., 2014). Apesar das altas taxas de sucesso relatadas por estudos clínicos, as falhas precoces ou tardias dos implantes ainda são inevitáveis, os mecanismos responsáveis pelas falhas biomecânicas dos implantes não são totalmente compreendidos, e a literatura sobre as influências dos fatores biomecânicos é inconclusiva (ROMANOS; DELGADO-RUIZ; SCULEAN, 2019; SADOWSKY, 2019).

Um desses fatores é a má adaptação, ou assentamento inadequado entre diferentes componentes que, sob a ação de forças, pode levar à introdução de tensões prejudiciais à estrutura e aos tecidos de suporte. No entanto, as informações sobre os padrões de tensão dentro de um sistema de implante e os efeitos das áreas de conexão na transferência de carga são raras, embora saiba-se que a área da conexão do implante/pilar tem nisso um papel importante (RAOOFI et al., 2013).

Embora ainda sem consenso, acredita-se que a desadaptação que ocorre na interface implante/pilar esteja associada à presença de rugosidades nas superfícies desta região (DECELES et al., 2016; ROSA et al., 2013).

A partir do momento da fixação do pilar ao implante, através do torque do parafuso de retenção, são geradas tensões de contato nas interfaces parafuso/pilar, pilar/implante e entre as roscas do parafuso e a superfície interna do implante (WANG et al., 2009). Embora alguns estudos levem à crença de que o conjunto de implante e seus componentes são uma unidade rígida, isso não é verdade, o simples aperto do parafuso gera tensões compressivas, mesmo quando a infraestrutura não aparenta discrepância de assentamento (ISA; HOBKIRK, 1995). As tensões de contato são as primeiras respostas ao torque experimentado pelo sistema (WANG et al., 2009).

Sabe-se que grande parte das falhas mecânicas em componentes de engenharia, na prática, são iniciadas nas superfícies. Entre os fatores que afetam a resistência dos materiais metálicos, além da composição química, estão os denominados concentradores de tensão como porosidades, entalhes etc. A rugosidade da superfície favorece o aparecimento destas características, e propiciam a formação das trincas, corrosão sob tensão, desgastes, entre outros (SMITH; HASHEMI, 2013).

Clinicamente, não são encontradas superfícies completamente lisas em implantes dentários (ALKAN; SERTGÖZ; EKICI, 2004). Essas superfícies interagem

de acordo com suas características, o que aumenta a importância da investigação das superfícies destes dispositivos. Ainda mais considerando-se que grande parte dos estudos de superfícies de implantes é direcionada à efeitos relacionados à osseointegração, referindo-se, portanto, ao parafuso endósseo (ANSELME; BIGERELLE, 2005; DURACCIO; MUSSANO, 2015). Existe pouca caracterização das demais superfícies, tais como a da plataforma ou da superfície do componente protético (DE CAMPOS et al., 2010).

Segundo a análise de Wen et al. (2018), as pesquisas existentes carecem de caracterizações que descrevam adequadamente as superfícies rugosas, bem como de um modelo de análise de contato preciso e estável. Isso é necessário para obtenção de uma estimativa correta da área real de contato.

Além disso, estudo do contato entre duas superfícies, é fundamental para a solução de muitos problemas da engenharia, sendo de grande importância prática, pois influencia muitas propriedades físicas. Alguns desses problemas incluem transferências térmicas e elétricas, desgaste, atrito, adesão, vedação, desempenho e vida útil dos elementos de um dispositivo (DA SILVA, 2018; PERSSON, 2006; TAVARES, 2005).

As tensões de contato sequer podem ser estimadas sem que o contato real seja conhecido. No entanto, este varia, dependendo das características superficiais. O uso da área real de contato para calcular diferentes fenômenos, como as tensões de contato, resulta em valores muito mais altos, e levam à comportamentos mecânicos diferentes do que seria assumindo como base a área de contato aparente de uma peça (POGAČNIK; KALIN, 2013).

Assim, o presente estudo fornece informações para futuras investigações a partir da caracterização e análise das superfícies obtidas por dois processos, bem como das duas superfícies da interface implante/pilar protético de um conjunto. Além disso, aplica um modelo de contato mecânico, dotado de simplicidade e universalidade (HANDZEL-POWIERZA; KLIMCZAK; POLIJANIUK, 1992), que pode servir não apenas ao propósito deste trabalho, como também à diferentes superfícies e aplicações da engenharia.

2 REVISÃO DE LITERATURA

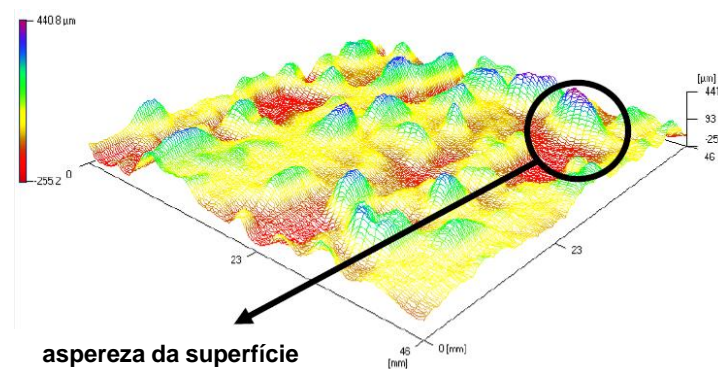
2.1 CONTATO MECÂNICO ENTRE SUPERFÍCIES

A ciência da mecânica de contato foi introduzida em 1882, pelo físico alemão Heinrich Rudolf Hertz. Como parte da mecânica estrutural, descreve as tensões e esforços associados a uma superfície (PINTAUDE, 2018).

A interação entre as superfícies de dois corpos em contato influencia diretamente o sistema do qual fazem parte, desta forma, os efeitos dessa interação devem ser conhecidos a fim de se prever o comportamento do sistema (GIMENEZ, 2010).

Em superfícies lisas, a área real de contato equivale à área nominal (aparente) (CIULLI et al., 2008). Em situações reais, entretanto, as superfícies projetadas, usinadas ou processadas por diferentes meios, não são perfeitamente planas nem lisas, exibindo alguma forma de aspereza (figura 1) (LARSEN-BASSE, 1992).

Figura 1 – Representação tridimensional das asperezas microscópicas de uma superfície (obtida por captura de tela de equipamento de interferometria)

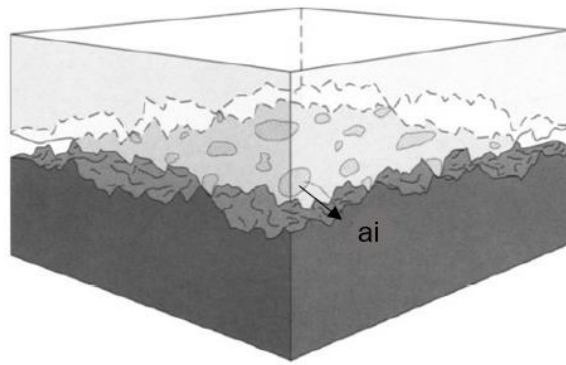


Fonte: A autora (2019)

Essa aspereza limita o contato entre corpos sólidos a uma pequena fração da área de contato nominal que, por sua vez, é delimitada pelo limite macroscópico de suas interfaces (LARSEN-BASSE, 1992; STACHOWIAK; BATCHELOR, 2005). Dessa forma, a área de contato nominal raramente corresponde à área de contato efetivo (GIMENEZ, 2010), que ocorre apenas no encontro entre as asperezas.

A área real de contato, é dada pela somatória das áreas de contato individuais das asperezas, os microcontatos, que ocorrem entre as duas superfícies sólidas. Essa área é onde um material efetivamente entra em contato com o outro em uma interface, sendo responsável pela transmissão de forças entre as duas superfícies (LARSEN-BASSE, 1992). A figura 2 ilustra esquematicamente o contato entre sólidos.

Figura 2 – Área de contato real de superfícies em contato. A_c é a área real de contato: $A_c = \sum_{i=1}^n a_i$, com n sendo o número de asperezas, e a_i sendo asperidade individual



Fonte: Adaptado de Stachowiak e Batchelor (2005)

É importante a observação de que o perfil de uma superfície áspera é quase sempre de natureza aleatória, embora algumas características possam ser deliberadamente introduzidas. Devido à essa aleatoriedade não há intertravamento das superfícies em contato (STACHOWIAK; BATCHELOR, 2005).

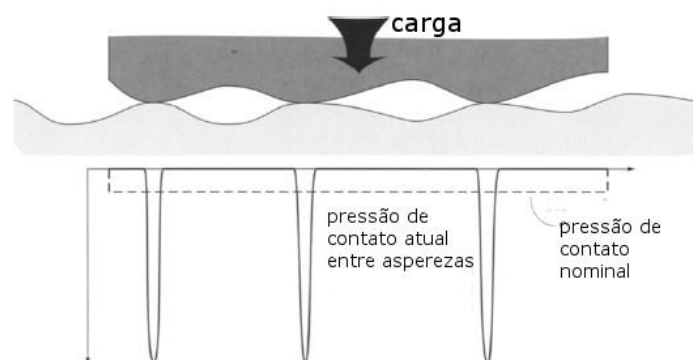
Em metais, nos quais o módulo de elasticidade é elevado se comparados a outros materiais, pode haver uma grande discrepância entre a área real e a área nominal de contato (GIMENEZ, 2010).

Sob o aumento de cargas, ao invés de aumentar o tamanho individual médio da área de contato, novas pequenas áreas de contato são formadas, aumentando em número as áreas em contato, resultando em aumento da área de contato real (STACHOWIAK; BATCHELOR, 2005).

Verificou-se que uma grande proporção do contato entre as asperezas é inteiramente elástica (STACHOWIAK; BATCHELOR, 2005). Assim, a deformação elástica das superfícies em contato, sob cargas elevadas, pode redistribuir e ampliar a área real de contato (LARSEN-BASSE, 1992).

A relação entre a área real de contato e a carga aplicada sobre o sistema é essencial para avaliação da tensão de contato (STACHOWIAK; BATCHELOR, 2005). O uso da área nominal em cálculos de tensão de contato, subestima as condições reais de contato entre duas superfícies ásperas. Os cálculos de tensão de contato com emprego da área real de contato resultam em valores muito mais altos, em comparação com cálculos obtidos a partir da área nominal. As tensões de contato mais elevadas podem induzir comportamentos mecânicos e tribológicos diferentes dos esperados sob baixas tensões (POGAČNIK; KALIN, 2013). Isso ocorre porque uma pequena fração da área total disponível suporta toda a carga recebida, assim, as asperezas de contato carregam tensões de compressão muito mais altas. Essas altas tensões geralmente causam alguma deformação no material e, portanto, os modelos de contato puramente elásticos das superfícies ásperas nem sempre são adequados (KUCHARSKI; STARZYNSKI, 2014). A figura 3 demonstra a deformação plástica localizada sob aplicação de carga.

Figura 3 – Tensões de contato entre asperezas.



Fonte: Adaptado de Stachowiak e Batchelor (2005)

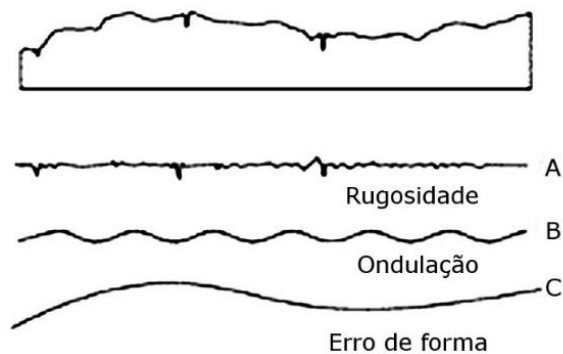
Desta forma, a topografia das superfícies em interação podem ter uma influência significativa nos comportamentos físicos e mecânicos globais de um sistema técnico, interferindo não apenas na transmissão de tensões, como nos fenômenos de atrito, desgaste e lubrificação entre as superfícies e em aplicações como condutividade térmica e elétrica, vedação, adesão e plasticidade (CIULLI et al., 2008). Além disso, a resistência à fadiga de qualquer estrutura sob incidência de cargas depende de uma interação entre a geometria da peça, topografia superficial, tensão residual e estado de microdureza (SILVA, 2014).

Uma vez que as asperezas controlam a mecânica de contato entre sólidos (STACHOWIAK; BATCHELOR, 2005), o estudo da tensão de contato não é possível até que a topografia superficial seja conhecida, o que torna obrigatória a caracterização das superfícies avaliadas (CIULLI et al., 2008).

2.2 ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DE SUPERFÍCIE

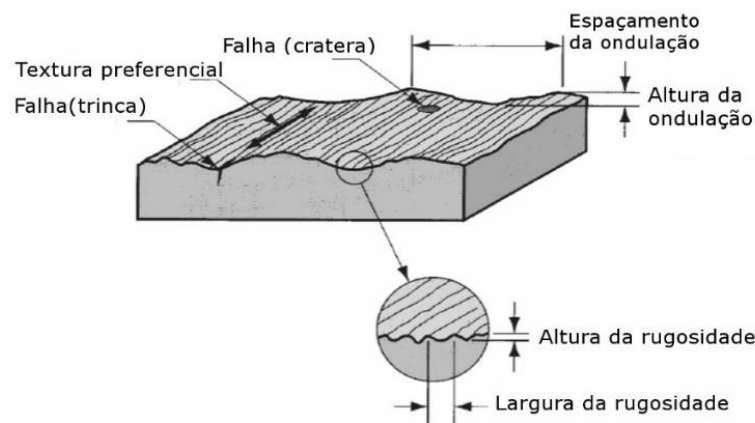
A topografia de uma superfície pode ser dividida em forma, ondulação e rugosidade, dependendo do comprimento de onda ou do espaçamento pico-a-pico das características da superfície (figura 4) (LÖBERG et al., 2010). As rugosidades, ondulações, falhas e orientação preferencial da superfície compõem a chamada textura de superfície (figura 5) (GROOVER, 2010).

Figura 4 – Elementos de topografia de superfície. A:rugosidade; B:ondulação; C:erro de forma



Fonte: Fundação Roberto Marinho (2000)

Figura 5 – Composição da textura de superfície



Fonte: Adaptado de Groover (2010)

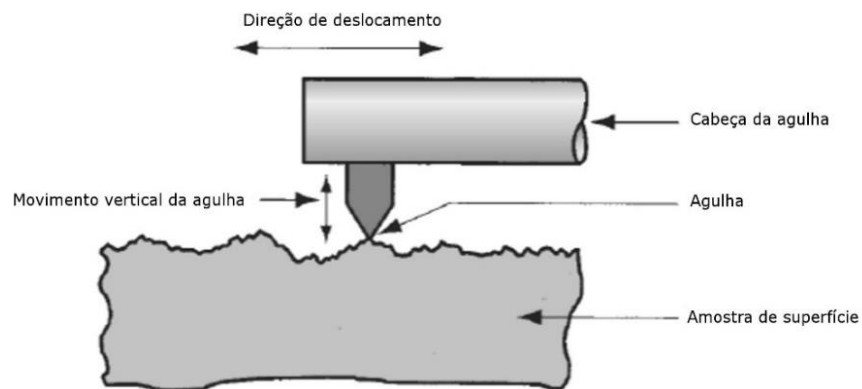
Rugosidades são pequenos desvios finamente espaçados da superfície, determinados pelas características do material e do processo que formou a superfície, sendo sobrepostas à ondulação. A orientação preferencial da textura é estabelecida pelo método de fabricação da superfície. As falhas são irregularidades eventualmente presentes, tais como trincas, riscos e outros defeitos. Algumas das falhas se relacionam com a textura, podendo afetar sua integridade (GROOVER, 2010).

As rugosidades influenciam o desempenho dos dispositivos biomédicos (RESENDE et al., 2011) e, por apresentarem características mensuráveis são comumente usadas na avaliação de textura da superfície (GROOVER, 2010).

2.2.1 Técnicas de caracterização superficial

Técnicas por contato são bastante utilizadas para a medida de rugosidade. O perfilômetro de contato (figura 6), ou perfilômetro mecânico, percorre a superfície do material com uma ponta fina e executa a medida acompanhando as irregularidades.

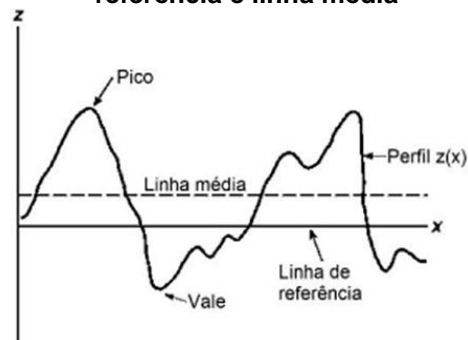
Figura 6 – Ilustração da operação do perfilômetro de contato



Fonte: Adaptado de Groover (2010)

Os deslocamentos da ponta são transformados em sinais elétricos e um gráfico em função da distância percorrida é gerado. Essa técnica gera parâmetros bidimensionais, ou de perfil, avaliando a dimensão longitudinal da superfície (distância L) e a dimensão transversal (altura z) (RESENDE et al., 2011), sendo obtida a partir de uma linha de referência (figura 7).

Figura 7– Perfil esquemático $z(x)$ de uma superfície com indicação de pico, vale, linha de referência e linha média



Fonte: Ferreira (2018)

No entanto, a pressão da ponta do instrumento pode provocar deformações em alguns casos, além disso, a ponta também não chega ao fundo de vales estreitos, funcionando como um filtro, de forma que algumas das informações sobre a rugosidade são perdidas. Essa técnica costuma apresentar uma superfície menos rugosa, se comparada a outras técnicas, mas é bastante aceita, desde que conhecidas suas limitações (WENNERBERG et al., 1996).

A maioria dos outros instrumentos de medição emprega técnicas ópticas para avaliar a rugosidade. Estas técnicas são baseadas na reflexão da luz (figura 8) a partir da superfície, dispersão ou difusão de luz e tecnologia a laser (GROOVER, 2010). Por não haver contato, não provocam alterações na superfície. Também são mais rápidas para medidas de área e possuem resolução lateral submicrométrica (BHUSHAN, 2000).

Figura 8 – Princípio físico da reflexão difusa ocorrido em superfícies rugosas, utilizado em técnicas ópticas para avaliação de rugosidade



Fonte: Parra et al.(2006)

A interferometria de luz branca (interferometria óptica) gera imagens 3D com ultra-alta resolução no eixo z (vertical), independente da magnitude da objetiva. Essa técnica pode fornecer a medida rápida de parâmetros tridimensionais de uma grande

variedade de superfícies e de materiais, inclusive em grandes áreas (BHUSHAN, 2000; PARK; YANG; KO, 2015; SOSALE; HACKING; VENGALLATORE, 2008). No entanto, a resolução lateral, ou seja, a capacidade deste método em discriminar dois pontos próximos, no eixo perpendicular ao feixe de luz, é limitada (SOSALE; HACKING; VENGALLATORE, 2008), assim, a varredura deve cobrir uma área pequena (RESENDE et al., 2011).

Com o desenvolvimento de novas técnicas de caracterização, a análise tridimensional tornou-se mais comum e costuma fornecer uma descrição mais abrangente da topografia superficial (LÖBERG et al., 2010).

Convencionalmente, ondulação e forma são removidas por filtragem e os parâmetros numéricos são calculados, tornando-se parâmetros de rugosidade da superfície (LÖBERG et al., 2010).

Nas últimas décadas, publicações têm enfatizado a importância da caracterização topográfica 3D, evidenciando a necessidade de atenção a parâmetros que exercem alta influência nas propriedades físicas e mecânicas de certos componentes (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994). As qualidades e características das superfícies usinadas por diferentes processos devem ser conhecidas, de forma que seu desempenho possa ser previsto em determinadas aplicações (AJAY et al., 2017; HASÇALIK; ÇAYDAS, 2007a; SOSALE; HACKING; VENGALLATORE, 2008).

No entanto, mesmo nos dias de hoje, há pouca ou nenhuma caracterização das superfícies estudadas, mesmo com a disponibilidade de acesso a esses recursos (LEACH, 2013).

2.2.2 Parâmetros de rugosidade

Vários parâmetros são utilizados para a avaliação quantitativa da rugosidade. As texturas de superfície avaliadas na forma de perfis 2D, ou parâmetros de perfil da norma ISO 4287 (1997), possuem denominações iniciadas em *R* (BHUSHAN, 2000; WENNERBERG et al., 1996). R_a (rugosidade aritmética média) é um dos parâmetros mais empregados nas caracterizações (RESENDE et al., 2011), no entanto, medidas bidimensionais nem sempre são suficientes para descrever uma superfície (WENNERBERG et al., 1996). Além disso, um único parâmetro não é suficiente para

caracterização superficial, uma vez que topografias bem diferentes podem apresentar, por exemplo, o mesmo valor de R_a (RESENDE et al., 2011).

Medições precisas da textura de superfície são necessárias em sistemas de alta tecnologia, como na área médica, isso impõe requisitos de precisão na usinagem de metais e equipamentos industriais. A análise bidimensional tem sido dominante na avaliação da textura, no entanto, uma abordagem tridimensional mais precisa é necessária, iniciando pelo fato de que uma superfície real é fundamentalmente tridimensional (AVER'YANOVA; BOGOMOLOV; POROSHIN, 2017).

Uma vez que as superfícies em geral têm asperezas dispostas aleatoriamente, os parâmetros de rugosidade que as descrevem devem ser determinados de forma estatística (CIULLI et al., 2008). A análise tridimensional é mais precisa em termos estatísticos, já que mais dados são analisados (AVER'YANOVA; BOGOMOLOV; POROSHIN, 2017).

Normalmente, parâmetros tridimensionais são mais úteis para obtenção de informações gerais (PARK; YANG; KO, 2015; SOSALE; HACKING; VENGALLATORE, 2008). Tomando como exemplo o parâmetro S_q (raiz quadrada média da altura da superfície), derivado de todo o conjunto de imagens da medição, ao invés de apenas um perfil de linha. Consequentemente, S_q é um descritor estatisticamente mais robusto da textura da superfície se comparado ao seu perfil equivalente, R_q (HE et al., 2013).

Estudos sugerem o uso de um conjunto de parâmetros tridimensionais baseados nas normas ISO 25178 (2013) e EUR 15178N (1993) para caracterização de uma superfície (WENNERBERG; ALBREKTSSON; JIMBO, 2015). Estes são parâmetros iniciados em S (ou V) e agrupados de acordo com as características que descrevem (LÖBERG et al., 2010). Segundo Deltombe, Kubiak e Bigerelle (2014), os parâmetros podem ser classificados nos seguintes grupos:

1) Parâmetros de amplitude: são as características mais importantes da superfície, descrevem desvios da superfície em relação a um plano médio. (Ex.: S_a : média aritmética das alturas);

2) Parâmetros espaciais: descrevem a textura, aleatoriedade e periodicidade da superfície, relacionando aspectos como espaçamento pico/vale. (Ex.: S_{tr} : razão de aspecto da textura, é uma medida da isotropia espacial ou orientação da textura da superfície);

3) Parâmetros híbridos: são combinações de parâmetros espaciais e de amplitude, onde mudanças em qualquer uma das duas propriedades afeta o valor do parâmetro híbrido (Ex.: S_{dq} : raiz quadrada da inclinação);

4) Parâmetros funcionais: mais específicos, descrevem características especiais de uma superfície, como retenção e rolamento de fluidos (Ex.: S_{pq} : raiz quadrada média do platô);

5) Parâmetros característicos: descrevem características, são gerais e descritivos (Ex.: S_{pc} : média aritmética da curvatura de pico);

6) Outros parâmetros 3D: parâmetros que podem ser gerados por software, sem padronização (Ex.: S_{mean} : altura média absoluta).

2.2.3 Seleção dos parâmetros para caracterização de superfície

Idealmente deve-se usar um conjunto de diferentes parâmetros para caracterização de rugosidade, pois cada um deles descreve diferentes aspectos de uma superfície (RESENDE et al., 2011; SOSALE; HACKING; VENGALLATORE, 2008; WENNERBERG; ALBREKTSSON; JIMBO, 2015). É importante a inclusão de parâmetros vinculados à física de um fenômeno de interesse na superfície (BIGERELLE et al., 2002). A fim de facilitar a interpretação, são preferidos menos parâmetros com maior relevância (ARVIDSSON; SATER; WENNERBERG, 2006).

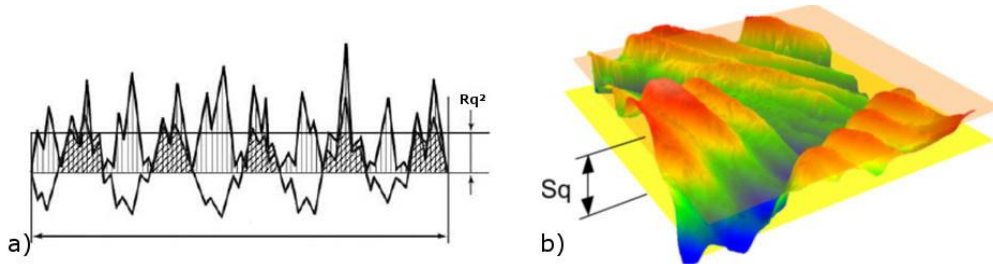
Em geral, características tridimensionais de amplitude e espaciais da topografia de superfície dominam as aplicações em várias áreas da engenharia. É comum a utilização do parâmetro bidimensional de amplitude R_a , frequentemente acompanhado de R_q , mas ambos são descritores fracos de topografia de superfície, porque consideram apenas um aspecto, ignorando as características espaciais e funcionais da superfície. Recursos adicionais devem ser obtidos pelo uso de um conjunto de parâmetros tridimensionais (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994).

São descritos a seguir os parâmetros tridimensionais de amplitude S_q , S_p , S_{sk} e S_{ku} , o espacial S_{tr} , e o híbrido S_{dq} da norma ISO 25178, e os parâmetros híbridos S_{sc} e S_{ds} da norma EUR 15178.

- S_q (raiz quadrada média da altura da superfície): Sendo o parâmetro mais estatisticamente significativo para descrição de rugosidade (figura 9 (a) e (b)), é dado em μm , e usado para controle de qualidade, em medida global

de superfície, embora não diferencie altura positiva e negativa, nem considera distribuição espacial (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994).

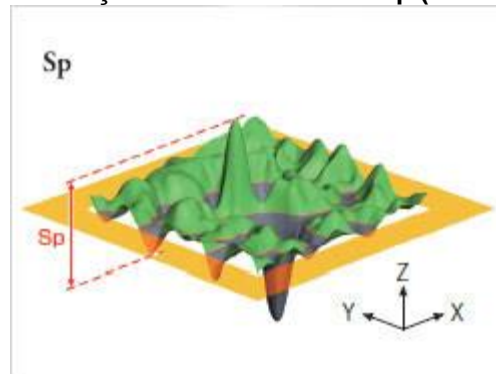
Figura 9 – a) Representação esquemática bidimensional (perfil Rq) do parâmetro tridimensional Sq b) Representação tridimensional de Sq



Fonte: <https://www.keyence.com>

- S_p (altura máxima do pico): Este parâmetro representa a altura máxima do pico, ou seja, a altura do ponto mais alto da superfície (figura 10). Por outro lado, o parâmetro S_v representa profundidade máxima do vale, isto é, a medida do ponto mais baixo da superfície. Como as alturas são contadas a partir do plano médio, S_p é sinalizado como positivo e S_v negativo.

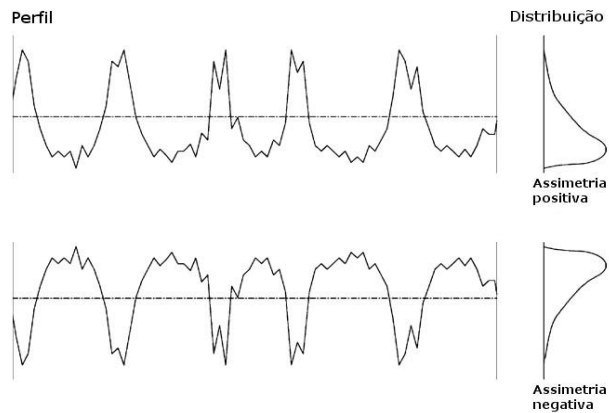
Figura 10 – Representação tridimensional de S_p (altura máxima de pico)



Fonte: <https://www.olympus-ims.com>

- S_{sk} (assimetria): Este parâmetro de amplitude (figura 11) representa o grau de simetria das alturas da superfície em relação ao plano médio. O sinal de S_{sk} indica a predominância de picos quando $S_{sk} > 0$ (positivo), ou estruturas de vales com $S_{sk} < 0$ (negativo) na superfície. O S_{sk} é útil para especificar superfícies refinadas e monitorar diferentes condições de desgaste (Michigan Metrology, [s.d.]).

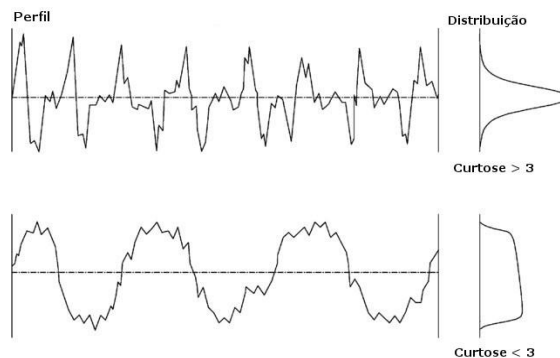
Figura 11– Ilustração esquemática bidimensional (perfil) de S_{sk} acima para valores positivos (assimetria positiva) e abaixo para negativos (assimetria negativa)



Fonte: Adaptado de Gadelmawla et al. (2002)

- S_{ku} (curtose): Também parâmetro de amplitude, S_{ku} (figura 12) indica a presença de picos excessivamente altos / vales profundos quando $S_{ku} > 3,00$ ou falta deles quando $S_{ku} < 3,00$ compondo a textura. Se as alturas da superfície forem normalmente distribuídas (gaussiana), então S_{sk} é 0,00 e S_{ku} é 3,00. Superfícies com variações graduais de alturas, livres de picos ou vales extremos, tenderão a ter $S_{ku} < 3,00$. Esse parâmetro pode identificar defeitos de pico ou vale que podem ocorrer em uma superfície.

Figura 12 – Ilustração esquemática bidimensional (perfil) de S_{ku} , acima para valores > 3 (perfil leptocúrtico) e abaixo para valores < 3 (perfil platicúrtico)

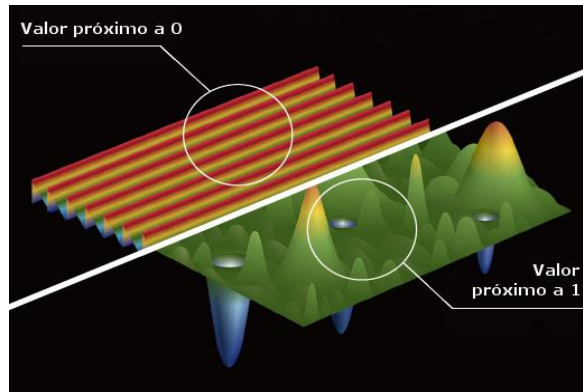


Fonte: Adaptado de Gadelmawla et al. (2002)

- S_{tr} (razão de aspecto/uniformidade da textura): este parâmetro espacial (figura 13) identifica padrões de textura presentes em qualquer direção da superfície. Valores de $S_{tr} > 0,5$ (tendendo a 1) indica uma superfície

isotrópica, ou seja, com textura uniforme forte em todas as direções; enquanto $S_{tr} < 0,3$ (tendendo a 0) indica uma superfície anisotrópica, apresentando uma orientação predominante (AVER'YANOVA; BOGOMOLOV; POROSHIN, 2017; DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994).

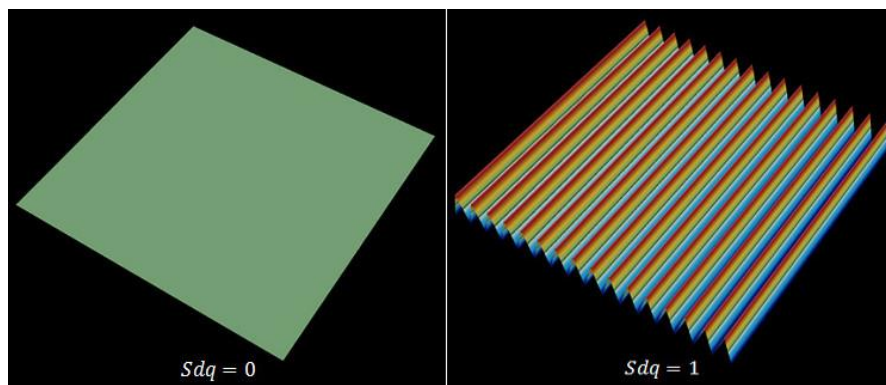
Figura 13 – Ilustração esquemática tridimensional de S_{tr} . Acima com S_{tr} próximo a 0: superfície anisotrópica; abaixo: S_{tr} com valor próximo a 1: superfície isotrópica



Fonte: <https://www.keyence.com>

- S_{dq} (raiz quadrada da inclinação da superfície): Esse parâmetro híbrido (figura 14) é uma medida geral dos declives de uma superfície que pode, por exemplo, diferenciar superfícies com mesma rugosidade média. Importante em aplicações de vedação, aparência e molhabilidade da superfície. O S_{dq} de uma superfície completamente nivelada é 0, quando apresenta alguma inclinação seu valor aumenta (Michigan Metrology, [s.d.]).

Figura 14 – Ilustração esquemática de S_{dq} . Lado esquerdo: $S_{dq}=0$ (superfície plana); lado direito: $S_{dq}=1$ superfície com inclinações de 45 graus



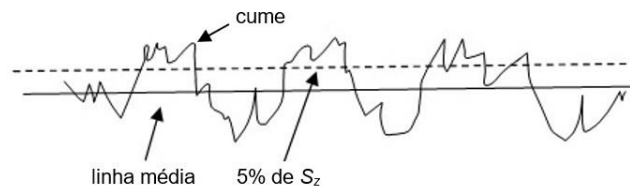
Fonte: <https://www.keyence.com>

Para a compreensão dos próximos parâmetros, uma breve definição dos conceitos de pico e cume é necessária.

Um pico é definido como qualquer ponto acima de um determinado número de pontos vizinhos mais próximos. Os critérios mais utilizados estabelecem entre 5 a 9 pontos vizinhos. Os diferentes critérios, parecem adequados à avaliação de superfícies reais, mesmo demonstrando algumas diferenças na contagem de picos (POGAČNIK; KALIN, 2013).

Para o cálculo da área de contato um conceito importante é o do cume, também chamado de topo. O cume é derivado de um pico, sendo um ponto central com altura acima da média situado em uma área de superfície (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994). Os cumes são encontrados acima do plano médio, em um limiar definido acima de 5% de S_z , sendo este o parâmetro que representa a altura máxima da superfície (figura 15) (Michigan Metrology, [s.d.]).

Figura 15 – Representação esquemática bidimensional do cume, cujo critério é aplicado aos recursos tridimensionais de superfície



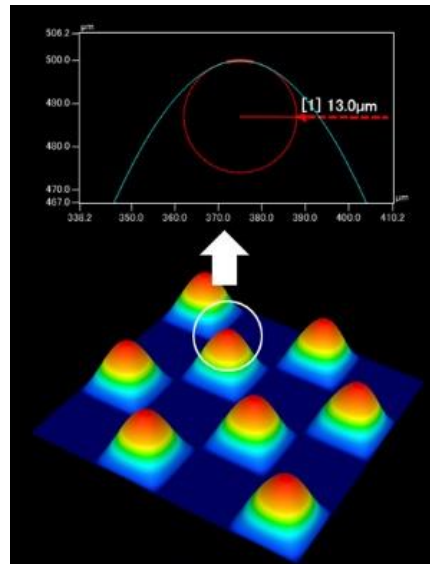
Fonte: Adaptado de <https://www.michmet.com>

A distribuição dos cumes na superfície é frequentemente assumida como sendo gaussiana (KUCHARSKI; STARZYNSKI, 2014), o que permite o uso de modelos de mecânica de contato, uma vez que estes dependem da forma como as superfícies podem ser descritas matematicamente.

- S_{sc} (média aritmética da curvatura dos cumes): este parâmetro híbrido que relaciona rugosidade, espaçamento e ondulação, visa análise de contato e aparência da superfície. Quanto maior o valor de S_{sc} , menor o raio de curvatura dos cumes (figura 16). Maiores valores deste parâmetro, dado em $[1/\mu\text{m}]$, indicam cumes acentuados, mais sujeitos a desgaste ou deformações durante um contato. Valores menores de S_{pc} indicam cumes mais arredondados, favorecendo propriedades de contato (LEACH, 2013). Sua utilidade está na previsão do grau de deformação elástica e plástica

de uma superfície sob diferentes condições de carga e, podendo ser usado na previsão de atrito, desgaste e área real de contato para diferentes aplicações (Michigan Metrology, [s.d.]).

Figura 16 – Representação tridimensional de S_{sc} com valor de $1/13 \mu\text{m}$



Fonte: <https://www.keyence.com>

- S_{ds} (densidade de cumes): sendo um parâmetro híbrido de espaçamento, representa o número de cumes por unidade de área ($1/\mu\text{m}^2$) que compõem a superfície, ou seja, o quanto os cumes estão próximos uns dos outros. Está relacionado às deformações elásticas e plásticas sofridas pelos cumes sob a ação de cargas. Um baixo valor S_{ds} pode resultar em maiores tensões de contato localizadas, dependendo da aplicação (Michigan Metrology, [s.d.]).

2.3 INTRODUÇÃO AOS MODELOS DE CONTATO MECÂNICO

Na primeira abordagem em mecânica de contato por Hertz, foi considerado que os corpos esféricos perfeitamente lisos não experimentam adesão, e estão associados a um campo de deformação puramente elástico, sem envolvimento de

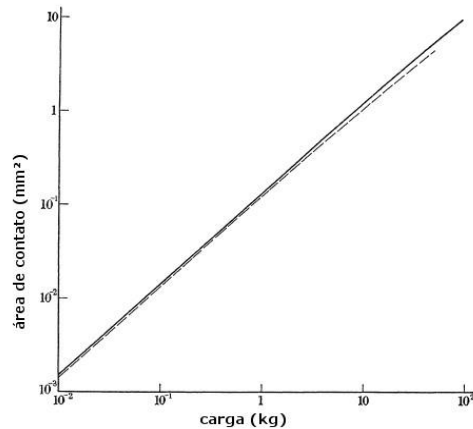
atrito (PINTAUDE, 2018). Diversos modelos de contato mecânico foram e continuam sendo propostos e aperfeiçoados desde a introdução de Hertz.

A modelagem do contato entre duas superfícies ásperas, por sua vez, envolve duas etapas: a primeira é a caracterização superficial, uma vez que a mecânica de contato depende de como as superfícies são descritas matematicamente, e a segunda é a modelagem de deformação das asperezas, ou seja, o modelo mecânico da deformação causada pelo contato. A combinação das etapas fornece a descrição geral do contato entre as superfícies ásperas (KUCHARSKI; STARZYNSKI, 2014). Desta forma, os modelos relacionam as medidas de rugosidade às tensões que ocorrem na interface de contato, traduzindo as informações de rugosidade em termos fisicamente interpretáveis (MCCOOL, 1987).

Um dos primeiros modelos desenvolvidos nesta abordagem, o de Greenwood e Williamson (GW), é baseado na teoria de contato de Hertz e métodos estatísticos (AFFERRANTE et al., 2018; WEN et al., 2018). GW considera como variável aleatória apenas a altura da aspereza, com distribuição gaussiana, e raio de cumes constantes, aplicando a solução de deformação elástica descrita por Hertz. A superfície fica então representada pelos cumes das asperezas, considerados esféricos e independentes, permitindo a modelagem de contato de superfícies rugosas. O modelo original analisa o efeito que ocorre ao pressionar uma superfície áspera contra uma perfeitamente lisa, onde apenas alguns picos de aspereza entrarão em contato, carregando cargas muito altas (GREENWOOD; WILLIAMSON, 1966).

A área real de contato varia linearmente em função da carga aplicada (figura 17), e a resposta do sistema independe da área aparente de contato (GREENWOOD; WILLIAMSON, 1966). Esse comportamento é característico de materiais metálicos, para outros materiais, como elastômeros com módulo de elasticidade mais baixo, essa variação nem sempre é linear (JOHNSON; KENDALL; ROBERTS, 1971).

Figura 17 – Relação entre a área de contato e carga aplicada. A linha sólida, para uma área aparente de 10 cm², e a linha pontilhada, para uma área aparente de 1 cm², mostram que a área real de contato é independente da área aparente



Fonte: Adaptado de Greenwood e Williamson (1966)

Na época da concepção do modelo, devido a limitações tecnológicas, muitas simplificações foram necessárias nas medidas de rugosidade no perfil, de forma que alguns picos foram erroneamente considerados cumes (MCCOOL, 1986). Esse modelo apresenta outras limitações, à medida em que desconsidera o caráter multiescala de rugosidade da superfície, principalmente entre as diferentes amplitudes encontradas das asperezas (CARBONE, 2009).

Ainda assim, o modelo GW tem grande impacto a nível prático, a estatística e conceitos do modelo continuam sendo utilizados em contatos com superfícies ásperas (CARBONE, 2009). Várias modificações foram introduzidas em novos diversos modelos para a previsão da deformação das asperezas em contatos superficiais, de forma que o modelo original foi melhorado significativamente desde sua concepção (KUCHARSKI; STARZYNSKI, 2014; WEN et al., 2018).

Em 1970, Greenwood e Tripp ampliaram o modelo GW original para o contato de duas superfícies rugosas (modelo GT), concluindo que o contato entre duas superfícies rugosas similares não é significativamente diferente do contato entre uma superfície lisa e uma rugosa, fornecendo resultados indistinguíveis.

Bush, Gibson e Thomas (1975, *apud* Afferrante et al., 2018) utilizaram diferentes escalas de comprimentos de rugosidade, modelando as asperezas como parábolas com dois raios de curvatura diferentes, desenvolvendo uma teoria de contato mecânico geral e precisa (BGT). Nesta teoria, a área de contato real é proporcional à força de compressão, mas apenas para pequenas forças de

compressão (AFFERRANTE et al., 2018; KUCHARSKI; STARZYNSKI, 2014). Outros autores melhoraram este modelo adicionando soluções para a aplicação de cargas mais altas, como Greenwood em 2006, no entanto, obteve resultados muito semelhantes (GREENWOOD; WILLIAMSON, 1966; KUCHARSKI; STARZYNSKI, 2014).

A aproximação das asperezas em parábolas, como forma de simplificação, também foi utilizada por outros modelos. Recentemente, Wen et al. (2018), propõem a resolução de algumas limitações dos modelos anteriores, a partir de um novo método de definição de asperezas, descritas por parábolas simuladas, baseado na linha de referência e a altura de pico e vale, com mínimo erro quadrado entre as parábolas e o perfil real. Os parâmetros característicos de raio de curvatura e densidade de asperezas são os principais parâmetros utilizados. O modelo de cálculo demonstrou coerência em relação a modelos anteriormente propostos.

Entretanto, as aproximações em parábolas são baseadas no perfil da superfície. Kucharski e Starzynski (2014) criticam essa simplificação, afirmando que os autores cometem alguma forma de imprecisão, uma vez que esses modelos descrevem superfícies em perfil bidimensional, mas utilizam soluções mecânicas para sólidos tridimensionais.

Atualmente diversos modelos teóricos estão disponíveis para o cálculo da área real de contato. Através da tecnologia computacional, os modelos de contato tridimensionais estão se tornando mais comuns. Estes modelos utilizam geometrias tridimensionais, simples, mas reais, com números, raios e alturas mensuráveis, e considerando as propriedades dos materiais. Dessa forma, os cálculos da área de contato real não dependem necessariamente de uma caracterização estatística (KUCHARSKI; STARZYNSKI, 2014; POGAČNIK; KALIN, 2013).

Kurcharski e Starszynski (2014) compararam a abordagem estatística e método de elementos finitos, encontrando boa correlação entre as duas.

Afferrante et al. (2018) também notaram boa concordância entre os métodos, mesmo que algumas discrepâncias tenham sido observadas com relação aos cálculos.

Em uma revisão das teorias de contato, Persson (2006) considera que estudos numéricos, tais como método dos elementos finitos, podem ser úteis para testar a precisão das teorias analíticas de mecânica de contato. No entanto, estes estudos não

podem ser usados para estudar a influência da rugosidade na mecânica de contato para sistemas macroscópicos, que envolvem diferentes escalas de comprimento (como nm a cm).

Contudo, segundo Kalin e Pogacnik (2013), a identificação dos picos de aspereza relevantes, que realmente carregam a carga nos contatos mecânicos pode ser um problema nos modelos tridimensionais. A relevância dos picos de aspereza é determinada por critérios arbitrários. Assim, a determinação dos microcontatos é bastante subjetiva e variável, dependente da capacidade do observador em identificar e quantificá-los.

Em 1992, Handzel-Powierza, Klimczak e Polijaniuk realizaram um estudo modificando o modelo de GW de 1966, submetendo-o à validação experimental física e teórica. Diferentemente do modelo original, utilizaram distribuição não-gaussiana de alturas e caracterizaram superfícies rugosas de forma tridimensional para os dados de entrada no modelo. O modelo apresentou limitações para aplicação em superfícies anisotrópicas, como as torneadas, e também em relação à carga máxima utilizada. Os autores concluíram que dentro da faixa de deformação elástica e para superfícies quase isotrópicas, houve boa concordância entre os resultados obtidos. Segundo os autores, apesar da simplicidade do modelo, a previsão de fenômenos de contato elástico foi surpreendente, o que incentiva a investigação com base neste modelo.

Persson (2006) considera o modelo GW bastante útil para aplicações práticas, principalmente em se considerando superfícies reais. A teoria é muito flexível e pode ser aplicada a situações mais complexas, como a mecânica de contato envolvendo sólidos viscoelásticos e adesão. Entretanto, em muitas aplicações práticas, uma caracterização superficial detalhada não será possível, pois muito pouco é normalmente conhecido sobre interfaces reais, onde camadas finas de contaminação, a nível nanométrico ou menor, podem dominar a física em nível atômico. Ainda assim, a abordagem mecânica de contato pode ser útil, pois determina a quantidade e a distribuição de pressão nas áreas de contato efetivas onde a maior parte da física de interesse ocorre.

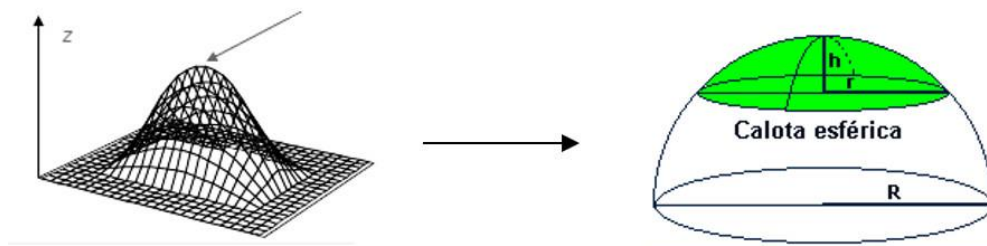
Mc Cool (1986) Realizou comparações entre o modelo GW (1966) e BGT (1975), para superfícies isotrópicas, e o de Bush, Gibson e Keogh (1978) e GW, para superfícies anisotrópicas. Para isso, o raio esférico do cume foi tomado como constante. Todos os modelos produzem a fração real da área de contato, ou seja, a área de microcontato para a área aparente, entre outras medidas. Os resultados

indicaram que GW fornece estimativas de magnitude razoáveis e computacionalmente simples. O autor sugeriu a adoção do modelo GW para a modelagem de microcontatos mecânicos em uso geral.

2.4 MODELO DE GREENWOOD-WILLIAMSOM (GW)

O modelo assume as condições de que todos os contatos são produzidos por asperezas de formato esférico de mesmo raio R (figura 18), as alturas dos cumes seguem uma distribuição normal de desvio padrão σ_s e a distribuição (densidade) dos cumes é uniforme e conhecida (D_{sum}).

Figura 18 – À esquerda: Representação tridimensional de uma aspereza. À direita: representação esquemática de um cume esférico

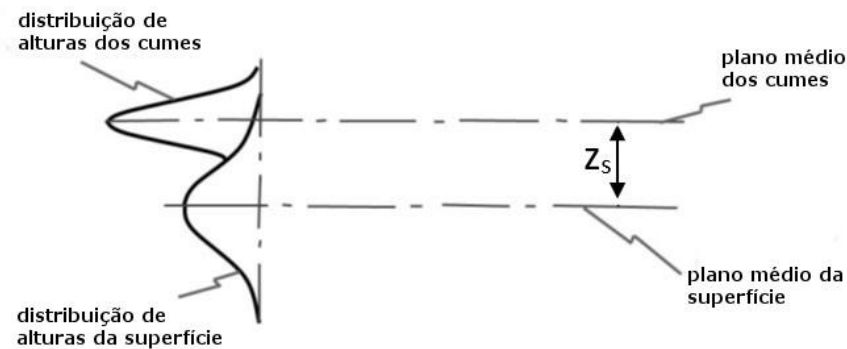


Fonte: Adaptado de Tomanik (2000)

O modelo considera os contatos mecanicamente independentes, ou seja, a carga que suportam depende de sua altura e não da carga suportada pelas asperezas vizinhas, tendo a deformação elástica calculada segundo a teoria de Hertz.

A altura média dos cumes fica acima da altura média da superfície, a uma distância z_s , como indicado na figura 19:

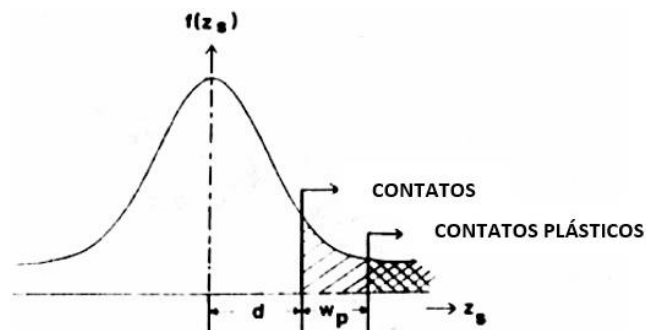
Figura 19 – Medida z_s (distância entre os planos médios da superfície e dos cumes), com indicação da distribuição de alturas da superfície e dos cumes



Fonte: Adaptado de Mc Cool (1986)

As alturas dos cumes seguem uma distribuição normal de desvio padrão σ_s . A figura 20 mostra a função de densidade de probabilidade $f(z_s)$. A função é simétrica com relação à altura média dos cumes.

Figura 20 – Curva de distribuição de altura de cumes



Fonte: Adaptado de Mc Cool (1986)

A função probabilística (normal) de distribuição das alturas dos cumes pode ser dada pela equação:

$$f(z_s) = \frac{1}{\sigma_s \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{z_s^2}{2\sigma_s^2}\right) \quad (1)$$

Quando os planos médios de duas superfícies, uma rugosa e outra lisa, são pressionados um contra o outro tornam-se paralelos. Assim, se os planos são separados por uma distância d , a probabilidade de que uma altura escolhida aleatoriamente seja maior que um valor d , representada graficamente como a área sob a curva (figura 20) à direita de d , é dada pela função:

$$P(z_s > d) = \int_d^{\infty} f(z_s) dz_s \quad (2)$$

O cálculo pode ser relacionado às áreas sob a curva normal padrão com valores tabulados, cuja média é 0 e o desvio padrão é 1. Normalizada para uso desses valores, a probabilidade pode ser transcrita para a função padrão normal de densidade $\Phi(x)$:

$$P(z_s > d) = \int_{d/\sigma_s}^{\infty} \phi(x) dx = F_0\left(\frac{d}{\sigma_s}\right) \quad (3)$$

Onde $\left(\frac{d}{\sigma_s}\right) = t$, $F_0(t)$ é a área abaixo da curva normal padrão, à direita de um valor t , ou seja, a probabilidade de que um pico tenha uma altura maior do que d , fazendo contato, quando o plano médio da superfície lisa e o plano médio dos cumes da superfície rugosa estão separados por uma distância d .

Assim, sendo D_{sum} o número de cumes por unidade de área, o número de contatos esperados em qualquer unidade de área é dado por n :

$$n = D_{\text{sum}} F_0\left(\frac{d}{\sigma_s}\right) \quad (4)$$

Considera-se que se a altura z do cume excede a distância d , existe o contato do cume, que deve flexionar uma quantidade $w = z - d$, equivalente à deformação. A área de contato é expressa em função dessa deformação sofrida pelos cumes para uma separação d :

$$A = \int_d^{\infty} \pi R(z - d) f(z) dz_s \Leftrightarrow A = \pi R \sigma_s F_1 \left(\frac{d}{\sigma_s} \right) \quad (5)$$

A área total de contato esperada, como uma fração da área aparente de contato, é representada pelo produto da área média de contato, contribuído por um cume aleatoriamente selecionado e a densidade de cumes. Então, a relação da área de contato com a área aparente é dada por:

$$\frac{A_c}{A_0} = \pi R \sigma_s D_{sum} F_1 \left(\frac{d}{\sigma_s} \right) \quad (6)$$

Segundo Tomanik, Chacon e Teixeira (2003), apesar de σ_s ser amplamente associado a raiz quadrada da altura média (S_q), há menos dados sobre os demais parâmetros. No entanto, R pode ser obtido pelo inverso da curvatura média dos cumes (S_{sc}) e D_{sum} diretamente do parâmetro de densidade de cumes (S_{ds}).

2.4.1 Aplicação do modelo a partir do parâmetro alfa (α)

O modelo GW contém três parâmetros de entrada, obtidos após a caracterização superficial: R, o raio do cume, assumido como constante; D_{sum} a densidade de cumes, e σ_s , o desvio padrão da distribuição da altura dos cumes,

Na superfície isotrópica, como as características da superfície são as mesmas em todas as direções, a densidade de cumes, a distribuição de curvatura e altura, e distância entre o plano médio da superfície e o plano médio dos cumes dependem do parâmetro de largura de banda α , conhecido como parâmetro '*bandwidth*' (Mc Cool 86). Assim, a área de contato real de uma separação média de planos depende de α , definido pela equação:

$$\alpha = \frac{m_0 m_4}{m_2^2} \quad (7)$$

Onde m_0 , m_2 , e m_4 , são conhecidos como os momentos espectrais de primeira, segunda e quarta ordem do perfil respectivamente. Esses momentos estão relacionados com os parâmetros de uma superfície isotrópica, ou equivalente à isotrópica, e são equivalentes ao quadrado da altura média, à inclinação e segunda derivada de um perfil em uma direção arbitrária, ou seja:

$$m_0 = E(z^2) \quad (8)$$

$$m_2 = E\{(dz/dx)^2\} \quad (9)$$

$$m_4 = E\{(d^2z/dx^2)^2\} \quad (10)$$

Sendo $z(x)$ o perfil em uma direção arbitrária x , e $E\{\}$ uma expectativa estatística.

A raiz quadrada de m_0 é conhecida como σ_s ou S_q , e a inclinação dos cumes $(m_2)^{1/2}$, conhecida como S_{dq} (medida em graus), parâmetros que fazem parte da saída de um interferômetro. Assim, os parâmetros do modelo podem também ser traduzidos em momentos espectrais.

A densidade de picos pode ser dada por:

$$D_{sum} = \frac{m_4}{6\pi m_2 \sqrt{3}} \quad (11)$$

O desvio padrão de altura de cumes também pode ser expresso de acordo com m_0 (Bush, Gibson e Keogh, 1976. apud Mc Cool, 1986):

$$\sigma_s = \left(1 - \frac{0,8968}{\alpha}\right)^{1/2} m_0^{1/2} \quad (12)$$

Com as contribuições anteriores das traduções dos parâmetros do modelo em momentos espectrais e α , a expressão da fração de área pode ser reescrita:

$$\frac{A_c}{A_0} = 0,0640(\alpha - 08968)^{1/2} F_1\left(\frac{d}{\sigma_s}\right) \quad (13)$$

A última parte da expressão, tem o valor da função correspondente $F_1(t)$, disponível na tabela do modelo GW.

O valor a distância , para onde dado valor de h , que é a distância entre as superfícies em contato, pode ser encontrado pela equação:

$$d = h - z_s \quad (14)$$

O valor de h pode ser considerado igual ao parâmetro S_p , altura máxima de pico, obtido para cada superfície.

A distância z_s definida por (Bush, Gibson e Keogh, 1976 *apud* McCool 1987) como:

$$z_s = \frac{4 m_0^{1/2}}{(\pi\alpha)^{1/2}} \quad (15)$$

O modelo GW original aplica-se ao contato de dois planos, um dos quais é perfeitamente liso e o outro é áspero, no entanto a aplicação pode ser prontamente adaptada para o caso de duas superfícies ásperas (Mc Cool 1986).

O'Callaghan e Cameron (1976, *apud* Mc Cool 1986), afirmam não haver diferenças significativas entre a proposição original do modelo, com uma superfície rugosa e uma lisa, e uma superfície rugosa equivalente e um plano liso. Os valores correspondentes para a superfície rugosa equivalente são obtidos pelas somas respectivas dos valores m_0 , m_2 , e m_4 das duas superfícies rugosas, conforme as expressões:

$$(m_0)_e = (m_0)_1 + (m_0)_2 \quad (16)$$

$$(m_2)_e = (m_2)_1 + (m_2)_2 \quad (17)$$

$$(m_4)_e = (m_4)_1 + (m_4)_2 \quad (18)$$

Assim é possível o cálculo da fração da área de contato das superfícies rugosas (equação 13), onde uma vez determinada a área aparente (A_0), pode-se obter o valor da área real de contato (A_c). Esse procedimento pode ser aplicado para superfícies isotrópicas ou anisotrópicas transformadas em superfície isotrópica equivalente (McCOOL, 1986).

Quando a superfície é anisotrópica existem duas direções ortogonais, conhecidas como direções principais, nas quais o valor de m é máximo e mínimo:

$$m_2(\theta) = m_{2max} \quad (19)$$

$$m_4(\theta) = m_{4max} \quad (20)$$

$$m_2(\pi/2) = m_{2min} \quad (21)$$

$$m_4(\pi/2) = m_{4min} \quad (22)$$

Para este caso, Sayle e Thomas (1967 *apud* Mc Cool, 1986), propuseram que os valores equivalentes de m_2 e m_4 podem ser dados pela média harmônica:

$$m_{2e} = (m_{2min} m_{2max})^{1/2} \quad (23)$$

$$m_{4e} = (m_{4min} m_{4max})^{1/2} \quad (24)$$

Uma vez que m_0 é independente da direção, a média aritmética pode ser usada para combinar os valores de m_0 (Mc Cool, 1987).

O produto dos parâmetros do modelo GW, σ_s , R e D_{sum} , é uma constante dependente de α (Whitehouse and Archard, 1970 *apud* Mc Cool, 1986). Por sua vez, α é dependente do processo de obtenção da superfície (usinagem) e dos parâmetros utilizados.

Mc Cool (1987) sugeriu, com base nas comparações entre diferentes modelos, que o modelo GW seja adotado por metrologistas para relacionar microgeometrias, medindo fisicamente quantidades mais compreensíveis, como carga, densidade e área real de contato.

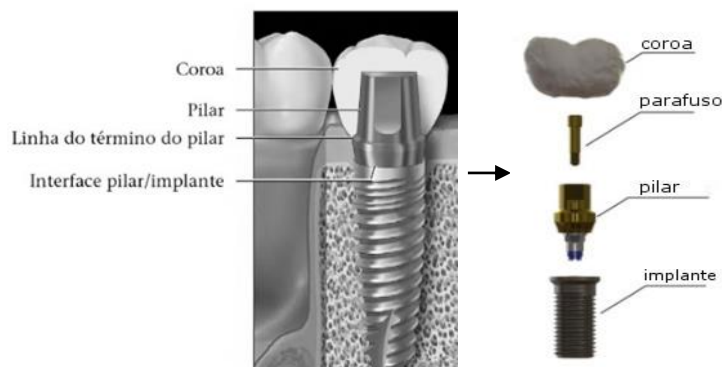
2.5 IMPLANTES DENTÁRIOS

Os implantes dentários contemporâneos surgiram a partir da década de 60 e desde então evoluem substancialmente quanto ao desenvolvimento de técnicas, materiais e sistemas de conexão. Atualmente os implantes dentários osseointegrados constituem a melhor alternativa, na maioria dos casos, para a reposição de elementos dentários perdidos.

O implante dentário substitui a raiz dentária, sendo cirurgicamente incorporado ao osso para suportar o dente substituto, prótese total ou parcial (DURACCIO; MUSSANO, 2015).

Apesar da existência de diferentes sistemas de implantes, fabricados com diferentes materiais, conexões e componentes, os implantes utilizados atualmente em reabilitação oral são geralmente compostos basicamente por duas peças: o implante, parafuso endósseo, e componente protético, também chamado de pilar ou intermediário, que suporta a coroa protética (figura 21). Muitos sistemas fazem uso de parafusos de retenção.

Figura 21 – Representação esquemática dos componentes de um implante



Fonte: Lado esq. adaptado de Tamimi (2015); lado dir. adaptado de Bahrami et al. (2014)

O sucesso e a longevidade da reabilitação oral através de implantes, dependem de uma série de fatores, dentre os quais estão os mecânicos, biomecânicos e biológicos (HAIAT; WANG; BRUNSKI, 2014; LEMOS et al., 2014; PASSOS et al., 2013).

Embora a ênfase do presente estudo recaia sobre aspectos mecânicos de contato, é necessário considerar o ambiente oral complexo e dinâmico em que os implantes estão inseridos, com incidência de forças diversas atuando sobre o sistema, onde falhas mecânicas induzem a ocorrência de falhas biológicas.

A osseointegração, ou o contato íntimo entre o implante e osso é um indicador primário do sucesso de uma reabilitação por implantes, sinalizando uma boa resposta biológica ao procedimento (ANUSAVICE, 2013; CICCUI et al., 2014). No entanto, sua longevidade depende do correto posicionamento de implante e superestrutura protética, para transferência uniforme de carga funcional ao osso de suporte. A sobrecarga, de ou a distribuição desequilibrada de forças, pode levar a complicações e falhas na cicatrização óssea, comprometendo o tratamento (CICCUI et al., 2014; EL-ANWAR et al., 2017; FIGUEIRÊDO et al., 2014).

2.5.1 Tensões no sistema de implante dentário

Fatores como desenho, comprimento, angulação e diâmetro do implante, rugosidade, propriedades do osso suporte e da interface osso/implante, localização no arco dental, ajuste da superestrutura protética, direção e magnitude das forças incidentes, densidade óssea, idade e sexo do paciente são importantes nos mecanismos de transferência de tensões (CICCUI et al., 2014; EL-ANWAR et al., 2017; FIGUEIRÊDO et al., 2014; SAHIN et al., 2002). A compreensão desses aspectos pode ajudar a minimizar a chance de falhas, bem como possibilitar o aperfeiçoamento de características do implante, visando a redução da transferência de tensões prejudiciais para os tecidos de suporte, melhorando os resultados do tratamento a longo prazo (CICCUI et al., 2014; EL-ANWAR et al., 2017).

A avaliação clínica das tensões geradas em um implante costuma ser uma tarefa difícil e a simulação da distribuição de forças mecânicas no tecido ósseo humano é uma questão muito complexa. Análises por métodos de elementos finitos têm sido utilizadas para este tipo de investigação, onde questões acerca da

composição do material utilizado e fadiga dos implantes durante os ciclos mastigatórios são consideradas (EL-ANWAR et al., 2017).

Em estudo com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões em implantes, nas interfaces implante/componente e implante/osso, Tomás et al. (2018) simularam contatos sob diferentes cargas oclusais. Os achados deste estudo mostraram que a carga oclusal, o comprimento do implante e a profundidade de inserção são diretamente relacionados com a forma de distribuição de tensão nas interfaces, sendo a carga oclusal o que mais influenciou na distribuição da tensão.

Grande parte das falhas são relatadas após o carregamento protético (MISCH, 2006). Como a tensão depende tanto da intensidade quanto da área onde a força é aplicada, a redução da força ou aumento da área da superfície de aplicação podem evitar complicações desta natureza (FIGUEIRÊDO et al., 2014).

Apesar da atenção dirigida à interface implante/osso, as informações sobre os padrões de tensão dentro de um implante e os efeitos das conexões na transferência de carga são raras. No entanto, a transmissão de esforços inicia-se na superestrutura protética, durante o carregamento oclusal, e é transferida ao pilar, percorrendo a conexão e interfaces até que seja transferida ao osso, o que pode ocorrer com pequeno deslocamento de osso e de implante.

Conseqüentemente, a área da conexão do implante/pilar tem um papel importante em modificar esta carga (RAOOFI et al., 2013).

A conexão da interface implante/pilar geralmente é descrita como uma conexão interna, localizada dentro do implante, ou externa, se a característica geométrica da conexão se estender acima da superfície coronal do implante (figura 22) (SHETTY et al., 2014).

Figura 22 – Diferentes conexões de implantes: hexágono externo, interno e cone morse respectivamente



Fonte: Catálogo 2011 - SIN Implant System

Nas conexões externas de implantes hexagonais, o pilar é conectado diretamente à plataforma do implante. Considerando uma junta não rotacional, a junta hexagonal externa é estabelecida pela fricção entre um parafuso de pilar e as superfícies internas do implante após a aplicação do torque (PRADO et al., 2017).

Condições de ajuste inadequado ou desadaptações entre coroas e pilares favorecem a ocorrência de micromovimentos, induzindo a distribuição não-uniforme da carga. A sobrecarga na conexão e distribuição não-axial das forças pode levar à falha do cimento, deslocamento da prótese e sobrecarga do pilar e osso marginal (FAOT et al., 2015). Além disso, também podem desgastar o filme protetor de óxido de titânio, que leva à perda de material, e possíveis falhas mecânicas em implantes dentários, pilares e próteses (PRADO et al., 2017).

Prado et al. (2017) avaliou os valores de torque de remoção em pilares e desgaste de duas diferentes conexões de implantes dentários após imersão em um meio contendo biofilme de saliva humana. Após a remoção das peças foram identificadas marcas de deformação plástica e abrasão. Os valores de torque de remoção também foram alterados com relação ao inicial. Além disso, a remoção do pilar alterou as superfícies internas do implante, resultando em um aumento do desgaste da conexão à base de titânio.

As superfícies de interface implante/pilar podem sofrer desgastes, devido aos micromovimentos que ocorrem nesta região, principalmente na presença de desadaptações.

As desadaptações microscópicas em região de interface de conexão implante/componente, podem representar um problema, já que comprometem a estabilidade do conjunto, com sobrecarga do pilar, afrouxamento ou fratura do parafuso ou mesmo do próprio implante e incorreta transmissão de forças ao implante e osso marginal, além de serem porta de entrada para microrganismos causadores de infecções (BROGGINI et al., 2003; DECELES et al., 2016; FERNÁNDEZ et al., 2014; HAIAT; WANG; BRUNSKI, 2014; HEITZ-MAYFIELD et al., 2012; PASSOS et al., 2013; SHETTY et al., 2014). Não há consenso sobre os fatores determinantes desta desadaptação, entretanto, é provável que seja devido à rugosidade oriunda do processo produtivo na superfície dos componentes protéticos, somada às irregularidades da plataforma do implante, ainda mais sob a ação de forças oclusais (DECELES et al., 2016; FERNÁNDEZ et al., 2014; ROSA et al., 2013).

A diferença nas propriedades mecânicas de pilar e implante pode propiciar ainda, o desgaste das superfícies, afetando o tamanho da desadaptação e, conseqüentemente, o desempenho do sistema, principalmente durante a mastigação. Além disso, fendas, fissuras ou outros defeitos inerentes ao processo de usinagem podem também atuar como concentradores de tensão (ANUVISACE, 2005; LOPES et al., 2018).

A literatura sugere, embora sem consenso, níveis de aceitação de desadaptação, contudo tais níveis não garantem a ausência de comprometimentos no complexo osso/implante/prótese (HAMATA; ZUIM; ASSUNÇÃO, 2005). Além disso, clinicamente não é possível verificar tal adaptação (DINATO; WULFF; BIANCHINI, 2001; SAHIN et al., 2002).

Em próteses implantossuportadas, muitos profissionais preferem as versões cimentadas ao invés das aparafusadas, pela maior facilidade em se obter um ajuste passivo (RANI et al., 2016). Esse ajuste é o contato simultâneo circunferencial entre a superfície de assentamento da prótese com os pilares, sem o desenvolvimento de tensões antes do carregamento funcional, o que diminui o afrouxamento de parafusos, a possibilidade de fraturas e a perda óssea ao redor dos implantes com a melhor distribuição de tensões (NEVES; BARBOSA; BERNARDES, 2016). A camada de cimento preenche o espaço entre coroa e pilar, compensa pequenos erros de adaptação da estrutura e parte das alterações dimensionais ocorridas durante a confecção da prótese, além de favorecer a absorção de forças e permitir uma transmissão mais uniforme (MISCH, 1996).

Ainda assim, é conhecida a dificuldade em se obter a passividade total. As tensões internas geradas por próteses não passivas, favorecem as falhas mecânicas sob a ação de forças oclusais, o que motiva a busca da melhor adaptação possível da prótese ao pilar (HAMATA; ZUIM; ASSUNÇÃO, 2005; SAHIN et al., 2002).

A mastigação produz, principalmente, forças oclusais verticais (axiais). Entretanto, são criadas forças transversais pelo movimento da mandíbula e pela inclinação das cúspides dentárias. Estas são transferidas através da prótese ao implante, transformando as forças oclusais em diferentes padrões de tensões ósseas. Forças axiais distribuem melhor os esforços, se comparadas às transversais, devido ao efeito de alavanca (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989).

Estudos que avaliam biomecânica de implantes costumam utilizar principalmente forças axiais, no entanto as forças mastigatórias são complexas e não distribuídas normalmente, uma vez que os alimentos também são irregulares.

Em uma dentição natural, a força máxima de mordida varia entre os indivíduos (de acordo com idade, sexo, condições de saúde entre outros), e entre diferentes regiões da arcada dentária (IMANI et al., 2018; SAHIN et al., 2002). As forças de mordida máxima foram reportadas com muitas variações na literatura (AL-OMIRI et al., 2014), em geral com médias próximas a 440 N, no entanto as medidas de 880 N já foram relatadas em homens e 576 N em mulheres por Raadsheer et al. (1999, apud Sahin, Çehreli e Yalçın, 2002).

Em usuários de próteses totais, popularmente conhecidas como dentaduras, essas forças diminuem entre 5 a 6 vezes (LAM VO et al., 2019). A colocação de prótese implantossuportada nestes pacientes melhora a função mastigatória e a magnitude da força de mordida (SAHIN et al., 2002). Os pacientes com prótese fixa implantossuportada têm uma função muscular mastigatória próxima ou igual à dos pacientes com dentes naturais (AL-OMIRI et al., 2014), embora possa ocorrer uma diminuição de funções (SAHIN et al., 2002).

Entretanto, a mastigação usa apenas uma fração da força máxima de mordida disponível (SCHIMMEL et al., 2011). Baseadas em medidas de força estática, a força média de mordida relatada em adultos está entre 100-150 N (SAHIN et al., 2002).

Dittmer et al. (2011) consideram as forças médias de mordida entre 20 a 120 N adequadas para estudos envolvendo biomecânica de implantes. Por esse motivo essa faixa de cargas costuma ser utilizada em estudos como o de Brozović et al. (2014) e Alkan, Sertgöz e Ekici (2004), embora cargas maiores possam auxiliar o estudo de condições críticas.

Segundo Carl Misch (2006), próteses fixas implantossuportadas costumam ter sobrevida igual ou superior à de próteses fixas sobre dentes naturais. As falhas mais comuns em próteses cimentadas estão relacionadas à perda óssea, descimentação de restaurações, soltura de componentes ou fratura de materiais. Sendo assim, as tensões são responsáveis pela maioria das complicações, podendo ser resultado de sobrecarga, plano oclusal defeituoso e restaurações parcialmente soltas.

Então, o sucesso clínico está relacionado diretamente à forma como pilares protéticos, parafusos e superestrutura protética interagem, sujeitos a padrões complexos de forças incidentes.

O desempenho funcional e a durabilidade das superfícies das peças em contato são condicionados pelos fenômenos que ocorrem na zona de contato, que, por sua vez, dependem das características de superfície (HANDZEL-POWIERZA; KLIMCZAK; POLIJANIUK, 1992).

2.5.2 Características de superfície de implantes e componentes dentários

Apesar da rugosidade ter sido considerada a principal causa de desadaptações na interface implante/pilar, permitindo micromovimentos sob forças oclusais, sua presença é requerida na interface osso/implante e na superfície de retenção protética do pilar.

Enquanto a estabilidade primária de um implante dentário depende de sua macroestrutura, sua estabilidade secundária, resultante da osseointegração, dependente em muito da microestrutura da superfície do implante (BAHRAMI et al., 2014). A rugosidade adequada influencia o crescimento e migração de células osteogênicas para a superfície do implante, além de maior prover a aderência de fibras colágenas que auxiliam a estabilidade óssea (WENNERBERG; ALBREKTSSON; JIMBO, 2015).

Diferentes características de rugosidade podem ser obtidas através de tratamentos superficiais. Mas, apesar de importantes para o êxito do implante dentário, há poucos estudos biomecânicos sobre as superfícies tratadas. O estudo de Santiago et al. (2016), com uso de simulações por elementos finitos, observou o efeito do tratamento superficial em implantes na dissipação de tensões a nível de osso cortical. A modificação de superfície foi modelada com simulação de asperidades esféricas. Os autores relacionaram ainda, outros estudos usando métodos de elementos finitos que, assim como deles, indicaram que o uso de uma superfície tratada aumentou a área de distribuição de tensões, quando comparado a uma superfície usinada.

Bahrani et al. (2014), estudou o efeito das características superficiais na distribuição de tensões em implantes dentários de carga imediata por meio de análise de elementos finitos. Os objetivos desta investigação foram avaliar a distribuição de tensões na interface osso/implante de implantes mandibulares sob carga imediata, e os efeitos da rugosidade proporcionada por polimento, jateamento, aplicação de

plasma, e combinação de múltiplas rugosidades à superfície do implante sobre o osso perimplantar. A simulação considerou uma condição de ligação perfeita (rígida) sem condições de interface de deslizamento entre os diferentes componentes (pilar, parafuso de conexão e coroa). Para analisar o estado de tensão, a carga foi aplicada na superfície oclusal da coroa. Os resultados demonstraram que os diferentes tratamentos de superfície influenciaram a distribuição de tensões ao osso, sendo que uma combinação de tratamentos, mais polida a nível cervical e mais rugosa nas demais regiões exibiu melhor distribuição de tensões.

A revisão de Alla et al. (2011) relata que a superfície de implante ou componente usinado é geralmente caracterizado por sulcos e vales mais ou menos orientados ao longo da direção de usinagem, e as camadas superficiais são deformadas plasticamente. Dependendo dos parâmetros de usinagem, os valores de rugosidade (Ra) podem variar entre 0,3 e 0,6 μm . Embora, Sykaras et al. (2000), em outro estudo relatem Ra médio entre 0,53 e 0,96 μm , a retificação com granulação abrasiva 60 conduziu a valores de Ra em torno de 1 μm , enquanto com granulações mais grosseiras uma rugosidade de até 5-6 μm pode ser conseguida. Em geral, partículas de alumina jateadas na escala de 25-75 μm resultam em Ra de 0.5-1.5 μm , partículas de tamanho entre 200-600 μm resultam em Ra de 2-6 μm (ALLA et al., 2011).

Os aprimoramentos na topografia da superfície do titânio resultam em melhores propriedades mecânicas e de contato na interface implante/osso, onde em geral, superfícies moderadamente rugosas ($0,5 \mu\text{m} < Sa < 2,0 \mu\text{m}$), proporcionaram uma osseointegração mais rápida e mais estável (WENNERBERG; ALBREKTSSON; JIMBO, 2015).

Grande parte dos estudos que contemplam a rugosidade em implantes são focados em características relacionadas ao processo de osseointegração (HAIAT; WANG; BRUNSKI, 2014; PARAHY et al., 2016; SKALAK; ZHAO, 2000). São poucos os estudos que se dedicam à caracterização dos componentes, essa dificuldade também é relatada por Campos et al. (2010).

As poucas caracterizações de componentes na literatura estão, em geral, relacionadas à aspectos de colonização bacteriana ou adesão/retenção de cimentos protéticos. Essa adesão tem base no intertravamento mecânico entre cimento e substrato, uma vez que depende deste, em maior ou menor grau (KUSHNER; NOVINSKI; METCODIVISION, 1992).

Os pilares de usinagem padrão, em geral, são polidos e sem retenções, o que compromete a adesão do cimento (RAMOS et al., 2017). Assim, a cimentação de próteses implantossuportadas deve ser precedida pela preparação da superfície do pilar. A rugosidade adequada aumenta a retenção do cimento, opondo-se às cargas oclusais, e impedindo a remoção da restauração (MISCH, 2005).

A análise de diferentes pilares de implantes por Sawase et al. (2000) mostra a grande variabilidade de topografias superficiais existentes entre marcas conhecidas e disponíveis comercialmente. As imagens tridimensionais indicam que os pilares foram torneados ou polidos, e apenas um dentre os seis tipos analisados tinha superfície isotrópica. O parâmetro S_a variou entre 0,15 a 0,24 μm , essa superfície lisa evita o acúmulo de placa ao redor do pilar, mas não favorece a retenção das próteses cimentadas. A maioria dos pilares apresentou ainda uma fina camada de óxidos (4 - 7 nm).

O estudo de Simamoto Jr. et al. (2015) mediu os parâmetros de rugosidade do pilar, para um estudo sobre a qualidade desta superfície, e verificou que nesta área também não há uma padronização de topografia de superfície, nem de adaptação dos mesmos pilares protéticos à plataforma do implante entre diferentes marcas analisadas.

De Campos et al. (2010), no estudo sobre o efeito da topografia superficial dos pilares de implantes na retenção de coroas simples cimentadas, apresentou os valores de rugosidade dos pilares de titânio, obtidos após usinagem padrão, jateamento com óxido de alumínio com tamanho de partículas de 80 μm e sulcos circunferenciais (Tabela 1).

Tabela 1 – Parâmetros de rugosidade em pilares com diferentes tratamentos de superfície

	Usinados	Jateados	Sulcados
Ra (μm)	0,9	1,4	8,38
Rz (μm)	0,63	6	29,16
Rq (μm)	0,12	1,33	9,57

Fonte: Adaptado de Campos (2010)

Neste estudo, os grupos de superfície jateada e sulcada, apresentaram aproximadamente 2,4 vezes maior força média de retenção uniaxial do que o grupo

de superfície usinado, apesar das grandes diferenças nos perfis de superfície e parâmetros de rugosidade.

Não havendo uma padronização de superfície em pilares protéticos, diferentes níveis de rugosidade podem ser encontrados em sistemas de implantes, a depender do processo e material utilizado na fabricação.

2.5.3 Titânio

O titânio (Ti) e suas ligas são os biomateriais mais amplamente utilizados no campo da ortopedia oral e implantodontia, em função de sua estabilidade e biocompatibilidade (BAGNO; DI BELLO, 2004; DA SILVA FILHO; DE VASCONCELLOS; CASSELLI, 2016).

Embora seja um material difícil de usinar, a relação resistência-peso aumentou sua importância nas últimas décadas (HASÇALIK; ÇAYDAS, 2007b; ÖZCAN; DÜNDAR; ERHAN ÇÖMLEKOĞLU, 2012). Além disso, pode formar ligas com uma grande variedade de elementos a fim de melhorar suas propriedades (DURACCIO; MUSSANO, 2015).

Os materiais para implantes dentários são escolhidos de acordo com suas propriedades mecânicas, químicas e de biocompatibilidade. Atualmente, os fabricantes de implantes e componentes dentários usam titânio comercialmente puro e ligas de titânio (ELIAS et al., 2015).

O Ti é mais comumente utilizado na liga Ti – 6Al – 4V (HASÇALIK; ÇAYDAŞ, 2007b), devido ao melhor desempenho mecânico. Porém, a liberação de íons (Al e V) da superfície da liga, devido à tribocorrosão, pode contraindicar seu uso em determinadas situações, pelos potenciais efeitos deletérios no organismo humano, embora muitas vezes recobrimentos e tratamentos de superfície possam ser utilizados (BAGNO; DI BELLO, 2004; ELIAS et al., 2015; JIN et al., 2016).

Assim, o Ti comercialmente puro (Ti cp.) é muitas vezes escolhido para demandas onde a resistência à corrosão é uma prioridade, apesar de apresentar propriedades mecânicas inferiores, tais como resistência ao escoamento e fadiga, se comparado à liga (DURACCIO; MUSSANO, 2015; ELIAS et al., 2015).

O Ti cp. apresenta vários graus de pureza (classificados de 1 a 4 na dependência do teor de oxigênio, carbono e ferro). O de grau 4 é o mais comumente usado, pois é mais resistente que os demais (DURACCIO; MUSSANO, 2015).

Algumas propriedades são apresentadas tabela 2:

Tabela 2 – Valores de diferentes propriedades mecânicas das ligas de Ti e Ti cp

	Módulo elástico (Mpa)	Força de escoamento (MPa)	Resistência à tração (Mpa)	Alongamento (%)
Ti cp (grau 4)	104	483	550	15
Ti-6Al-4V	113	860	930	10
Ti-6Al-4V ELI	113	795	860	10

Fonte: Adaptado de Duraccio e Mussano (2015)

À temperatura ambiente, o titânio forma uma camada de óxido aderente (TiO_2) que fornece resistência à corrosão (TSAI; LEE, 2018; VAQUILA et al., 1999), além de prover biocompatibilidade (DURACCIO; MUSSANO, 2015; LOREY et al., 1993). A biocompatibilidade é importante para evitar uma resposta imune e reação indesejada do organismo quando um material estranho é introduzido (DAMIATI et al., 2018).

Esse biomaterial também é o mais utilizado em pilares para a retenção próteses fixas implantossuportadas (DE SOUZA MAGINI; BENFATTI; DE SOUZA, 2016). No entanto, a exposição às altas temperaturas, contaminantes ambientais, período de estocagem e a espessura da camada de óxidos podem afetar suas propriedades de aderência em reabilitações protéticas (SCHNEIDER et al., 2007).

Além disso, as superfícies de titânio são facilmente danificadas durante a usinagem. Etapas usuais de fabricação geralmente levam a danos que aparecem na forma de deformidades e microtrincas em uma superfície heterogênea (DURACCIO; MUSSANO, 2015; EZUGWU; WANG, 1997). Essas superfícies, em geral, não são apropriadas para as aplicações biomédicas, havendo a necessidade de melhoramentos por meio de diferentes tratamentos superficiais (DURACCIO; MUSSANO, 2015).

2.6 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

As características de uma determinada superfície dependem do processo que a gerou. Os processos mecânicos de remoção de metal, por exemplo, determinam a rugosidade final de acordo com as dimensões do instrumento de corte (LIMOL et al., 2014; PENDYALA; BOBJI; MADRAS, 2014). A eletroerosão, por sua vez, resulta em uma superfície peculiar, com danos superficiais que requerem adequação (HASÇALIK; ÇAYDAS, 2007b). Assim, algumas das características geradas pelos processos não são apropriadas ao produto final, ou não favorecem determinadas aplicações, de forma que outro processo, para a adequação da superfície pode ser requerido.

A eletroerosão, ou EDM (*electrical discharge machining*), é comumente utilizada na usinagem do titânio, principalmente para peças destinadas à indústria aeroespacial e automotiva e componentes cirúrgicos (ABBAS; SOLOMON; BAHARI, 2007). É considerado um dos processos de fabricação mais eficazes para a formas simples ou complexas de diferentes peças (HASÇALIK; ÇAYDAS, 2007a).

Esta técnica, desenvolvida no final da década de 1940, remove material utilizando as descargas elétricas (faíscas) de curta duração repetidas entre ferramenta (eléctrodo) e a peça de trabalho na presença de um fluido dielétrico (ABBAS; SOLOMON; BAHARI, 2007; ASM HANDBOOK VOL. 9, 2004). A remoção do material da amostra é feita sob a forma de crateras microscópicas, sem contato entre a ferramenta e a peça de trabalho. A ausência de contato direto elimina as tensões mecânicas e vibrações durante o processo (ABBAS; SOLOMON; BAHARI, 2007), descrito como de alta precisão e confiabilidade (ZHANG et al., 2006).

Qualquer material que conduza eletricidade, independente da sua dureza, pode ser cortado por EDM (ABBAS; SOLOMON; BAHARI, 2007). A eficiência de remoção de material depende da polaridade de descarga, tipo de gerador e dureza relativa da amostra e da ferramenta (ASM HANDBOOK VOL. 9, 2004). A corrente de descarga tem influência significativa tanto na taxa de remoção de material quanto na rugosidade resultante (BHUI et al., 2018).

As propriedades da superfície obtida por EDM dependem principalmente da energia e da descarga elétrica, que pode ser alterada variando a amplitude da tensão, a corrente, o tempo ou intervalo dos pulsos. As propriedades do dielétrico e do

equipamento também exercem influência significativa nas propriedades da superfície resultante (GRZESIK; KRUSZYNSKI; RUSZAJ, 2010).

O fluido dielétrico é um meio de resfriamento no intervalo de descarga, considerado essencial para a estabilidade e eficiência do processo, ao passo que remove os detritos da área de trabalho. Fluidos como os óleos de hidrocarbonetos refinados ou sintéticos foram especialmente desenvolvidos para utilização neste processo, porém a água vem sendo utilizada como uma alternativa mais segura ao ambiente de trabalho, uma vez que os óleos de hidrocarbonetos, tal como o querosene, se decompõem liberando vapores (CO e CH₄) prejudiciais à saúde (ZHANG et al., 2006). Além disso, o uso de querosene leva à formação de carbonetos na superfície da liga Ti – 6Al–4 V, enquanto o uso de água destilada leva à formação de óxidos superficiais e maiores detritos (CHEN; YAN; HUANG, 1999).

Componentes tratados por EDM demonstraram a precisão do processo, apresentando uma desadaptação interfacial mínima em pilares de implantes, e mínima transferência de tensão para implantes, independente da liga protética utilizada (ZINELIS et al., 2014).

Bhui et al. (2018) investigaram o efeito de diferentes parâmetros de usinagem por EDM nas características superficiais e na bioatividade da liga Ti – 6Al–4 V. Os parâmetros utilizados alteraram a morfologia e a composição química da superfície, o que resultou em excelente bioatividade nos testes *in vitro*, onde foi constatada a formação de apatita, constituinte do osso natural e, portanto, essencial em diversos implantes biomédicos.

Entretanto, apesar de eficaz, o processo pode gerar danos que podem tornar a superfície inadequada para uma aplicação biomédica (DURACCIO; MUSSANO, 2015; EZUGWU; WANG, 1997).

Zinelis et al. (2014) avaliou os parâmetros de rugosidade, a dureza e as alterações elementares e moleculares induzidas nas superfícies Ti cp, após acabamento convencional com brocas especiais de usinagem de titânio, e após EDM. O acabamento por EDM altera significativamente as propriedades de superfície do Ti cp fundido, incluindo morfologia, parâmetros de rugosidade (mais altos após EDM), composição elementar e molecular e dureza. Estas diferenças podem afetar a eficácia clínica das estruturas tratadas com EDM.

Hasçalik e Çaydas (2007b) estudaram a influência de diferentes eletrodos e parâmetros de pulso na integridade superficial da liga Ti-6Al-4V, e observaram que o

processo de EDM resulta em uma superfície com marcas de impacto, partículas esféricas, gotas derretidas, crateras e trincas de tamanhos variados. À medida que a duração e a corrente do pulso aumentavam, as superfícies ficavam mais ásperas com crateras mais profundas. Isso ocorre porque, com maiores correntes de pulso, descargas mais intensas fundem uma grande quantidade de metal, onde partículas esféricas fundidas são expelidas aleatoriamente, e em seguida são re-solidificadas e incluídas na superfície.

O metal re-solidificado é geralmente poroso e trincado (GRZESIK; KRUSZYNSKI; RUSZAJ, 2010). Essa camada danificada reduz a precisão e a vida útil das peças usinadas por EDM (HASÇALIK; ÇAYDAS, 2007a).

Para a obtenção da superfície adequada, é necessário remover a camada defeituosa, o que ser realizado por diferentes acabamentos abrasivos (HASÇALIK; ÇAYDAS, 2007a).

Muitos melhoramentos em superfícies de titânio e suas ligas para aplicações odontológicas têm sido realizados nas últimas décadas, independente do processo de fabricação, a fim de adequar suas propriedades para aplicações biomédicas (ELIAS et al., 2015).

As diversas técnicas utilizadas incluem métodos mecânicos, químicos, eletroquímicos, térmicos e à laser (ALLA et al., 2011). Os processos existentes são numerosos, e os parâmetros que definem cada um podem ser modificados extensivamente, de modo que o número de superfícies diferentes que podem ser criadas é praticamente ilimitado (EHRENFEST et al., 2010).

Para superfícies destinadas à retenção protética, o método mecânico mais comum é o jateamento de partículas que, em geral, cria superfícies com rugosidades adequadas à ancoragem micromecânica (ALLA et al., 2011; RESENDE et al., 2011).

O jateamento abrasivo utiliza geralmente partículas de Al_2O_3 (alumina) ou TiO_2 (óxido de titânio), podendo ser combinado ao ataque ácido (MOLITOR; BARRON; YOUNG, 2001; RESENDE et al., 2011; REDDY et al., 2015; WENNERBERG; ALBREKTSSON; JIMBO, 2015), gerando superfícies tradicionalmente isotrópicas (ANSELME; BIGERELLE, 2005). No entanto, o jateamento traz alguns inconvenientes, como a incorporação de resíduos das partículas na superfície jateada (APARICIO et al., 2003). O resíduo pode permanecer mesmo após a limpeza ultrassônica, tratamento ácido e esterilização (DURACCIO; MUSSANO, 2015). A bioquímica superficial do titânio também pode ser modificada pela presença das

partículas (BRACK; RIDER, 2014; HARRIS; BEEVERS, 1999). Partículas de alumina também são apontadas como responsáveis por diminuir a retenção micromecânica na superfície jateada (AJAY et al., 2017).

A principal razão para o uso de uma combinação de métodos é que, o primeiro método resulta em parâmetros de rugosidade e fixação mecânica adequados, enquanto o condicionamento ácido suaviza os picos e melhora a adesão proteica, importante na osseointegração, além de auxiliar a limpeza da superfície e remoção de resíduos (ROSA et al., 2013).

A associação eficaz de jateamento com outros tratamentos para fins de retenção protética, é descrito nos trabalhos de Kiliçarslan et al. (2016) e de Ajay et al. (2017), que encontraram valores de retenção significativamente superiores quando associado ao ataque ácido. Ajay et al. (2017) verificou que o jateamento sozinho não aumentou a força de retenção, provavelmente devido à interferência da alumina na superfície. Kiliçarslan et al. (2016) verificou que o condicionamento ácido aumentou a área e o molhamento superficial do titânio.

Diferentes métodos de condicionamento ácido podem ser utilizados, isso permite variações que resultam em diferentes rugosidades. Em geral, é realizado pela imersão das peças em soluções de HCl (ácido clorídrico) + H₂SO₄ (ácido sulfúrico), HNO₃ (ácido nítrico) + HF (ácido fluorídrico) ou HNO₃ (ácido nítrico). A solução aquosa de HNO₃ pode ser utilizada após a primeira imersão para estabilizar a camada de óxido de titânio (ROSA et al., 2013).

Hasçalik e Çaydas (2007a) propuseram, como pós tratamento de EDM, a usinagem eletroquímica abrasiva, para a eliminação da camada superficial danificada na liga Ti-6Al-4 V. O método melhorou a aspereza de superfície e eliminou completamente os danos.

Outro processo aplicado na modificação de superfície do titânio é o polimento eletrolítico, ou eletropolimento (EP), que consiste na dissolução controlada da superfície sob a influência de uma reação eletroquímica (ALLA et al., 2011). Seu uso permite a remoção de material sem danificar a superfície (CARVALHO FILHO; NOCE, 1994).

Este processo é geralmente usado em substituição ao polimento abrasivo, ou para realização de acabamentos, como nivelamento (ou suavização) da superfície e brilho (ASM HANDBOOK VOL. 9, 2004; PENDYALA; BOBJI; MADRAS, 2014). Também melhora a resistência à corrosão, promove a remoção de contaminantes e o

refinamento da camada de óxidos (YANG et al., 2017). Por esses motivos, o processo é utilizado por fabricantes para melhorar a textura da superfície após EDM (RAMASAWMY; BLUNT, 2002).

Sendo um fenômeno de dissolução anódica, emprega dois eletrodos, uma unidade elétrica e uma solução eletrolítica específica, resultando em alterações químicas na superfície do metal (amostra) imerso na solução, que ocorre por dissociação de íons (GUILHERME, 2001). Essa dissociação ocorre com os eletrodos imersos na solução eletrolítica (condutora), onde os íons negativos dirigem-se para o eletrodo positivo (ânodo) e os íons positivos para o eletrodo negativo (cátodo). Um ânodo metálico, neste caso a amostra que receberá o polimento, libera os íons metálicos, os quais migrarão para o cátodo (PENDYALA; BOBJI; MADRAS, 2014).

A rugosidade resultante depende dos parâmetros utilizados no processo e mecanismos de transferência de massa (PENDYALA; BOBJI; MADRAS, 2014). O eletrólito utilizado deve ser escolhido em função do tipo de material a ser polido, em geral são utilizadas soluções alcoólicas, ácidas ou ambas combinadas, soluções alcalinas, sais, e adições orgânicas também podem ser utilizadas. O tempo necessário para o polimento ideal irá depender do acabamento superficial prévio, quanto mais fino o acabamento, menos tempo será necessário. O aquecimento da amostra pode ocorrer quando altas correntes ou grandes resistências de contato são encontradas, desta forma, o resfriamento contínuo de amostras ou eletrólitos oferece controle adicional (ASM HANDBOOK VOL. 9, 2004).

Lappin, Mohammadi e Takahata (2012) estudaram as características do EP para microestruturas superficiais criadas por μ EDM em aço inoxidável 316L. O processo de EP em solução à base de ácido fosfórico foi altamente eficaz na obtenção de superfícies lisas e uniformes nas estruturas eletroerodidas. Neste caso, EP produziu o mesmo nível de polimento independente da rugosidade inicial encontrada, gerada pelo μ EDM.

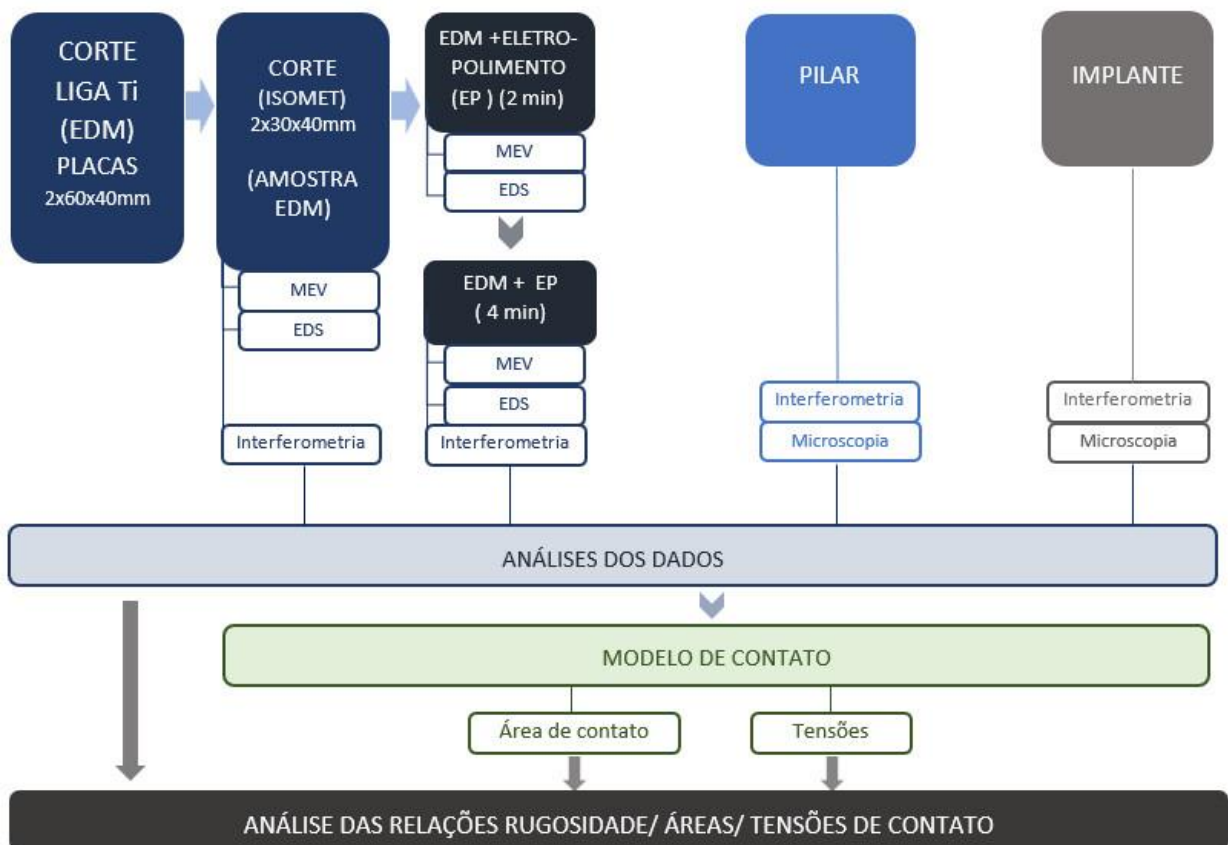
Na investigação sobre o potencial do μ EDM, Richter; Krah e Büttgenbach (2012) verificaram que a combinação de μ EDM e EP é promissora para a fabricação precisa de microdispositivos tridimensionais com alta qualidade de superfície.

O processo de EP também foi aplicado em ligas NiTi após EDM, por Theisen e Schuermann (2004) com bons resultados na remoção da camada superficial e qualidade de acabamento.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O fluxograma (figura 23) ilustra as etapas para a obtenção e análise das superfícies, modelagem de contato e investigação da influência da rugosidade nas tensões de contato. Uma descrição detalhada de cada etapa é realizada a seguir.

Figura 23 – Fluxograma dos processos e análises deste estudo



Fonte: A autora (2019)

3.1 DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DAS SUPERFÍCIES ELETROERODIDA E ELETROPOLIDA EM LIGA DE TITÂNIO

Uma peça de liga de Titânio (Ti-6Al-4V), de 160x60x40 mm³, foi fatiada por usinagem de descarga elétrica (eletroerosão), no Laboratório de Usinagem da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC) – Câmpus Curitiba. O equipamento utilizado foi o modelo Robofil 290 (Charmilles), com corrente de descarga de 8 A, e

duração de pulso de 1,2 μs em intervalo de 22 μs , empregando água deionizada como fluído dielétrico. Foram obtidas duas placas iguais de dimensões 2 x 60 x 40 mm^3 .

Esse processo foi escolhido para o corte em função de produzir uma superfície essencialmente isotrópica (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994), livre de marcas de ferramenta de corte.

A fim de um melhor aproveitamento, as placas foram divididas ao meio, obtendo-se as dimensões de 2 x 30 x 40 mm^3 , mantendo a superfície obtida por eletroerosão intacta. O corte foi executado em cortadeira IsoMet (Buehler), no Laboratório de Metalografia da UTFPR – Câmpus Curitiba.

As amostras foram limpas em lavadora ultrassônica por 10 minutos, utilizando álcool etílico 96%, e secas à temperatura ambiente.

Uma das amostras, como representante da superfície eletroerodida, teve morfologia superficial examinada por microscópio eletrônico de varredura (MEV) modelo EVO MA 15 (Carl Zeiss), no CMCM - Centro Multiusuário de Caracterização de Materiais, na UTFPR - Câmpus Curitiba, por um único operador, sob temperatura controlada de 18°C. Foram obtidas imagens ampliadas em 500 e 2000 vezes, de três regiões diferentes e aleatórias da superfície.

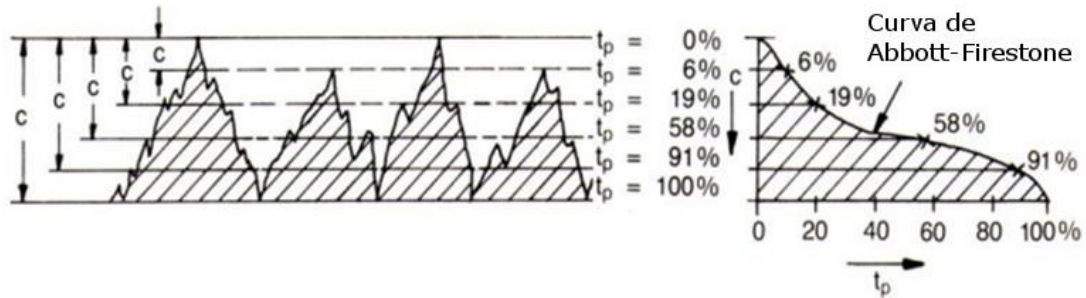
Nesta mesma etapa, utilizando o mesmo microscópio eletrônico, equipado com Espectrômetro de Energia Dispersiva (EDS), foi possível realizar a análise química semi-quantitativa da superfície. Essa análise foi executada em função da suspeita de alterações da superfície durante o processo de eletroerosão.

A mesma superfície foi caracterizada, no mesmo laboratório, com uso de interferômetro de luz de branca (3D) modelo Talysurf CCI-Lite (Taylor Hobson), sob temperatura ambiental constante de 18°C. A caracterização utilizou lente objetiva com ampliação de 20 vezes e resolução de 1024 pixels de largura por 1024 pixels de comprimento, sendo coletados dados de três diferentes regiões de 0,8 x 0,8 mm^2 , em locais aleatórios da superfície. Cada leitura do equipamento gerou dados que foram submetidos a processamento envolvendo operações padrão de nivelamento, remoção de forma e pontos não medidos. Foram então obtidos os parâmetros de rugosidade S_q , S_p , S_{sk} , S_{ku} , S_{tr} , S_{dq} , S_{sc} e S_{ds} . Para cada região medida, um arquivo em formato PDF (Anexo A) com imagem tridimensional, curva de Abbott-Firestone, gráfico polar de isotropia e parâmetros, expressos em micrômetros (μm), foi gerado.

A curva de Abbott Firestone (figura 24) é obtida a partir da razão de material da superfície em função da profundidade, com limites entre 0 a 100%, o que permite

distinguir diferentes perfis descrevendo propriedades de amplitude (TAYLOR HOBSON, 2000). As curvas tipicamente gaussianas possuem forma de “S”(BHUSHAN, 2000; KUNDRAK; GYANI; BANA, 2008).

Figura 24 – Curva de Abbott-Firestone



Fonte: Adaptado de Ferreira e Magalhães (2009)

O gráfico polar de isotropia é a representação das direções preferenciais da textura da superfície, indicadas em coordenadas polares. Espera-se que uma superfície isotrópica apresente distribuição em todas as direções, de forma mais ou menos homogênea, pois apresenta características idênticas, independente da região medida. Isso é o contrário do esperado em uma superfície anisotrópica, onde a textura da superfície é orientada em uma direção.

Essa primeira configuração de área, utilizada para a caracterização das superfícies, foi denominada área 1.

Uma segunda área, denominada área 2, foi medida, da mesma forma utilizada na área 1, em três regiões da amostra (Anexo E). O objetivo desta foi obter os parâmetros (S_{sc} , S_{ds} , S_q e S_p) para utilização no modelo de contato, descrito na sequência, com as mesmas dimensões utilizadas na menor superfície analisada neste estudo, o pilar, com $0,1902 \times 0,3956 \text{ mm}^2$, a fim de padronizar a área de amostragem para todas as superfícies nos cálculos de área e tensões de contato.

A padronização foi necessária para a utilização dos parâmetros nos cálculos do modelo, visto que muitos destes, especialmente os híbridos, são afetados pelo tamanho da amostra (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994). Isso permite que diferentes medidas possam ser seguramente atribuídas a diferenças topográficas da superfície e não confundidas com variações proporcionadas pela sensibilidade amostral.

Após a análise dos resultados verificou-se que, a partir da superfície eletroerodida, outra superfície poderia ser desenvolvida. Hasçalik e Çaydas (2007a)

propõem a combinação de eletroerosão seguida de processamento eletroquímico, o que poderia reparar eventuais defeitos da camada superficial na liga de titânio causados pelo primeiro processo. Assim, foi realizado o eletropolimento (EP), em outra amostra previamente eletroerodida, não com objetivo de polir a superfície, mas prover modificações e alterar a rugosidade inicial, gerando assim uma nova superfície para análise.

O procedimento foi realizado em uma placa no LabCorr - Laboratório de Corrosão da UTFPR - Câmpus Curitiba, com solução eletrolítica utilizando 5% de ácido fluorídrico, 3 g de NaCl, 35% de ácido nítrico e 60% de água destilada (GUILHERME, 2001; LAUTENSCHLAGER; MONAGHAN, 1993), manipulado pelo Daqbi – Departamento Acadêmico de Química e Biologia da UTFPR, Câmpus Curitiba. Utilizando o equipamento ElectroMet 4 (Buehler), ajustado para duração de 2 minutos, utilizando tensão elétrica contínua de 4V e corrente (amperagem) regulada automaticamente de acordo com a resistência elétrica do material. Esse equipamento determina o uso de máscara delimitadora de superfície para o procedimento, assim foi utilizada a maior máscara disponível para o equipamento, de formato circular com 20 mm de diâmetro.

A amostra foi enxaguada em água corrente, submetida a limpeza ultrassônica e caracterizada por MEV e EDS, repetindo os procedimentos anteriormente utilizados para tal.

No entanto, foi necessário, um novo eletropolimento, em outra amostra de superfície eletroerodida, utilizando a mesma solução eletrolítica e configuração de equipamento anteriores, porém, com ajuste de duração de 4 minutos.

Após enxágue e limpeza ultrassônica, a amostra foi caracterizada por MEV, EDS e interferometria, nas áreas 1 (0,8 x 0,8 mm²) (Anexo B) e 2 (0,1902 x 0,3956mm²) (Anexo F) da mesma forma anteriormente descrita para a superfície eletroerodida.

As áreas 1 e 2 para as superfícies descritas medem, portanto, 0,63mm² e 0,08 mm² respectivamente. A área 2 corresponde a aproximadamente 12 % da área 1 inicial.

3.2 CARACTERIZAÇÃO DAS SUPERFÍCIES DA PLATAFORMA DE INTERFACE IMPLANTE/PILAR

Um conjunto de implante, com conexão do tipo hexágono externo, e pilar protético do tipo universal para prótese cimentada foi utilizado neste estudo.

O implante utilizado é o Titamax Ti Ex (lote 77418, ANVISA 10344420031, Neodent, Brasil) (figura 25). Segundo informações do fabricante, é produzido em titânio comercialmente puro (Grau 4), com dimensões de 4,1mm de diâmetro de plataforma x 3,75mm diâmetro x 11mm comprimento.

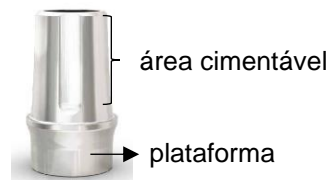
Figura 25 – Implante utilizado no estudo



Fonte: <https://www.straumann.com>

O pilar protético para prótese cimentável (figura 26), do mesmo fabricante, (lote 60926, ANVISA 10344420034) tem dimensões 4,5 x 4mm de diâmetro de plataforma x 3 mm de comprimento, e é produzido em liga Ti-6Al-4V ELI, conforme norma ASTM F136. A peça possui, em uma das extremidades, a plataforma para encaixe sobre o implante, e na outra, a área cimentável para a prótese.

Figura 26 – Pilar protético para prótese cimentável



Fonte: <https://www.straumann.com>

Segundo informações do fabricante essas peças foram obtidas por usinagem CNC.

As superfícies da plataforma do implante e pilar protético (figura 27), componentes da área de interface implante/pilar, foram submetidas à interferometria, no CMCM com o mesmo equipamento utilizado nas demais análises.

Figura 27– Superfícies das plataformas analisadas por interferometria em área de interface implante/pilar (área em destaque vermelho)

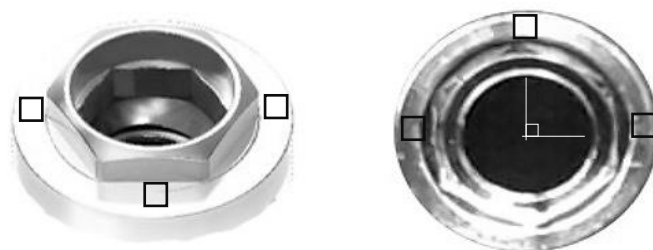


Fonte: Adaptado de Catálogo Neodent (2016)

Evitou-se ao máximo o contato com as superfícies avaliadas, que foram retiradas de sua embalagem original e manipuladas com uso de luvas.

A configuração para aquisição dos dados foi a mesma das interferometrias anteriores, exceto pela resolução e área utilizada para medida da área 1, alteradas em função das dimensões das peças, para 512 pixels de largura por 512 pixels de comprimento, sendo coletados de três diferentes regiões de 0,4 x 0,4 mm², em locais determinados da superfície (figura 28). A primeira região medida foi escolhida aleatoriamente e, a partir desta, outras duas regiões em cada peça, localizadas a aproximadamente 90 graus com a primeira (relativos ao ponto central do plano) foram selecionadas.

Figura 28 – Representação das áreas de análise de interferometria. À esquerda: na plataforma do implante (visão oblíqua); à direita: na plataforma do pilar (visão frontal)



Fonte: A autora (2019)

Os mesmos parâmetros e informações das interferometrias anteriores foram gerados nas leituras dessas áreas, sendo submetidos ao mesmo processamento (Anexo C).

Da mesma forma, as três leituras da área 2 (0,1902 x 0,3956mm²), foram obtidas nesta peça para os parâmetros S_{sc} , S_{ds} , S_q e S_p (Anexo G).

As áreas 1 e 2 medidas no implante medem, portanto, aproximadamente 0,16 e 0,08 mm² respectivamente, onde a área 2 representa praticamente metade da área 1 inicial.

Na superfície da plataforma do pilar, a interferometria necessitou utilizar o recurso de “zoom” do software do equipamento (Anexo D), que recortou a área de medida em 0,1902 mm x 0,3956mm, pois, uma vez que esta peça é menor que a área da plataforma do implante, a leitura original acabou por incluir áreas que não faziam parte da área de contato entre as superfícies das plataformas de pilar e implante. Esse recurso permitiu uma razoável padronização de leitura de parâmetros entre as superfícies para efeitos de comparação, e foi preferível à mudança de configuração da leitura, como seria em uma troca de lente, por exemplo. Esta peça, como já mencionado, foi a responsável pela medida de área 2, na padronização de área de amostragem entre as superfícies para posteriores cálculos de áreas e tensões de contato.

No entanto, para que os parâmetros híbridos pudessem ser lidos, uma vez que são bastante sensíveis à alteração da área, foi necessário dispensar o filtro gaussiano. Por essa razão, todos os parâmetros anteriores foram utilizados sem o filtro gaussiano, possibilitando as comparações entre as diferentes superfícies.

3.3 ANÁLISE DOS DADOS DE GERADOS POR INTERFEROMETRIA

As superfícies caracterizadas foram identificadas como EDM (eletroerosão), EP (eletropolimento), IMPLANTE e PILAR. Cada uma resultou em três conjuntos de dados de parâmetros e gráficos. Os dados foram interpretados e submetidos a análise estatística utilizando teste *t-student* pareado, utilizando hipótese de diferença de médias bilateral, com nível de significância de 0,05 em Excel (Microsoft).

As curvas de Abbot-Firestone forneceram o padrão de distribuição de alturas fornecido pelas análises. A caracterização da distribuição de alturas das asperezas é

fundamental para aplicação do modelo de microcontato, uma vez que a maioria dos modelos pressupõem uma distribuição gaussiana de alturas (ZAVARISE; BORRI-BRUNETTO; PAGGI, 2004).

Os gráficos polares de isotropia forneceram a orientação da superfície, refletindo o valor expresso pelo parâmetro S_{tr} , além de adicionar informações especialmente válidas para o modelo de contato em superfícies anisotrópicas, dependentes da principal direção (ângulo) de orientação da textura.

3.4 CÁLCULOS DE ÁREA E TENSÕES DE CONTATO

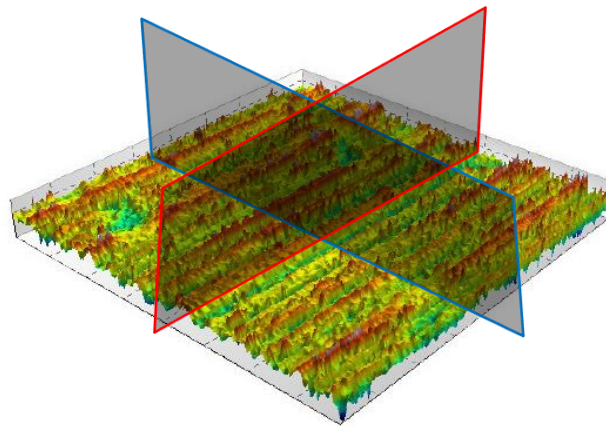
O presente estudo calcula a área real de contato mecânico entre superfícies rugosas via modelo Greenwood-Williamsom.

3.4.1 Modelo para superfícies isotrópicas e anisotrópicas transformadas para o equivalente isotrópico

Embora houvesse a disponibilidade dos parâmetros tridimensionais utilizados na caracterização superficial cogitou-se, inicialmente, o uso dos bidimensionais, uma vez que duas das superfícies descritas necessitaram adaptações para transformação do modelo para o equivalente isotrópico.

Esta aplicação utiliza como entradas os parâmetros R_q (raiz quadrada média da altura da superfície, equivalente de S_q), P_c (densidade de picos, dado pelo número de picos por unidade de comprimento) e R_{dq} (raiz quadrática da média da inclinação de superfície, equivalente de S_{dq}). Esses foram obtidos através um corte vertical (90°), no centro de todas as medidas das áreas tridimensionais das superfícies isotrópicas medidas anteriormente. As superfícies anisotrópicas receberam cortes ortogonais (figura 29), em todas as áreas medidas, sendo um na direção principal de orientação θ , e outro a 90° desta (MC COOL, 1986).

Figura 29– Representação esquemática dos cortes ortogonais na superfície tridimensional. Plano de corte no ângulo principal da textura destacado em vermelho e a 90° deste (em azul)



Fonte: A autora (2019)

Novamente, a superfície com a menor área disponível, o PILAR, ditou a configuração padrão de leitura de interferometria aplicado às demais. A filtragem, inicialmente gaussiana de 0,25mm, teve de ser retirada. A “*dead band*”, faixa com determinada distância acima e abaixo da linha média, determina a contabilização de um pico quando é cruzada por uma linha de perfil contínuo nas duas direções (para cima e para baixo) (ASTM D 7127), foi definida como 0,50 μm . Esse valor foi ajustado com 0,25 μm acima e abaixo da linha média, como utilizado por Agra e Vieira (2002), na seleção de picos para rugosidades médias de superfície entre 1 a 5 μm .

As três áreas medidas de cada superfície receberam o mesmo corte, gerando três conjuntos de parâmetros bidimensionais cada uma. No entanto, em cada uma das superfícies anisotrópicas apenas dois conjuntos foram utilizados pois, foram medidos em posições semelhantes, uma terceira medida em uma área localizada a 90° das demais poderia anular grande parte do efeito da orientação na média dos parâmetros, já que estes também foram adquiridos em 90°. A partir das médias destes parâmetros os momentos espectrais m_0 , m_2 e m_4 das superfícies isotrópicas podem ser obtidos, e utilizadas as equações 16 a 18 para composição dos módulos equivalentes. Nas superfícies anisotrópicas, m_0 , m_2 e m_4 em suas versões máximas e mínimas (eq. 19 a 20) são necessários para a transformação para o equivalente isotrópico e deverão ser combinados pelas equações 23, 24 e 28. A partir disso cada superfície seguiria rotinas comuns de cálculos de parâmetro de banda alfa (α)

(equação 7) e fração de área de contato (equação 13), conforme descrito para o modelo.

No entanto, os problemas encontrados, relatados na seção “Resultados”, descartaram essa primeira tentativa de modelagem.

3.4.2 Modelo isotrópico baseado em parâmetros tridimensionais

Em outra abordagem, utilizando a proposta original do modelo GW para superfícies isotrópicas, foram utilizados os parâmetros tridimensionais S_{sc} ($1/R$), S_{ds} (D_{sum}) e S_q (σ_s), obtidos da caracterização topográfica inicial identificada como área 1, e os mesmos parâmetros obtidos na área 2. Os parâmetros foram utilizados no cálculo de fração de área segundo a equação 6:

$$\frac{A_c}{A_0} = \pi R \sigma_s D_{sum} F_1 \left(\frac{d}{\sigma_s} \right)$$

Sendo o valor tabulado F_1 disponibilizado na tabela de GW (Mc Cool 1986), após o cálculo de $\left(\frac{d}{\sigma_s} \right)$, com d sendo representado pela equação 14:

$$d = h - z_s$$

A fim de avaliar diferentes situações, quatro separações de h serão utilizadas, a primeira estimada pelo valor de S_p (altura máxima de pico da superfície), medido junto aos demais parâmetros de entrada, e as demais com os valores de σ_s , $2\sigma_s$ e $3\sigma_s$. Essas separações foram planejadas para que a razão $\frac{d}{\sigma_s}$, ou t , resultasse em valores menores que 3, considerada a distância limite para que ocorram interações entre as asperidades em contato (ARCOUMANIS; OSTOVAR; MORTIER, 1997). Além disso, segundo Tian et al. (2012), a maioria das superfícies similares estão separadas por seus planos em distâncias entre σ_s a $2\sigma_s$.

O z_s é assumido com o valor de σ_s .

Os valores de fração e área de contato serão calculados para todas as superfícies caracterizadas, de forma individual, uma vez que o modelo GW prevê a utilização de uma superfície rugosa contra um plano liso, e também para as combinações das superfícies, conforme previsto na extensão do modelo (GT) para duas superfícies rugosas, da seguinte forma: EDM/EDM; EDM/EP; EP/EP e PILAR/IMPLANTE.

A rugosidade composta, ou seja, a que resulta da combinação das superfícies, foi calculada segundo a equação 25 (LARSEN-BASSE, 1992; MCCOOL, 1987):

$$Sq_c = \sqrt{Sq_1^2 + Sq_2^2} \quad (25)$$

Onde Sq_1 e Sq_2 representam a rugosidade de cada uma das superfícies. O mesmo procedimento foi adotado para o cálculo de S_{ds} e S_p compostos. Já o cálculo do raio composto é feito através da soma de seus inversos, ou seja (equação 26) (TAVARES, 2005):

$$\frac{1}{R_c} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad (26)$$

Ou, apenas somando os valores S_{sc} das duas superfícies.

Com a fração de contato, pode se substituir A_0 pela área aparente, ou seja, a medida da área da plataforma em contato circunferencial com a superfície oposta na interface implante/pilar, é possível obter o valor da área real de contato (A_c). Optou-se pelo uso da área da plataforma do pilar, uma vez que é ligeiramente menor que a plataforma do implante. A_0 foi então calculada pela área da plataforma do pilar (A_P), menos a área circular interna (A_i), que contém o hexágono da conexão (figura 30), ou seja:

$$A_0 = A_P - A_i \quad (27)$$

Onde

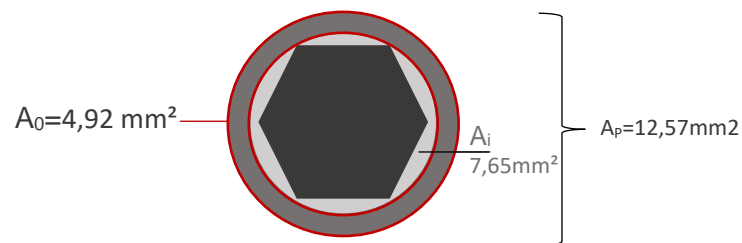
$$A_P = \pi r_P^2 \quad (28)$$

e

$$A_i = \pi r_i^2 \quad (29)$$

Sendo r_P o raio do círculo da plataforma (2mm) e r_i o raio do círculo interno (1,56mm), calculados a partir das medidas da peça.

Figura 30 – Representação da plataforma do pilar . Onde A_0 (4,92mm²), limitada pelas circunferências em vermelho, foi dada por A_P (área da plataforma) - A_i (área circular interna)



Fonte: A autora (2019)

Obteve-se assim a A_0 (área aparente) de aproximadamente 5 mm² .

As paredes axiais da conexão não foram levadas em consideração, uma vez que o modelo prevê duas superfícies pressionadas, uma contra outra (paralelamente).

Utilizando um valor de força normal (F) de 100N, representante de uma força oclusal axial, causando a compressão das superfícies em contato, o valor da tensão (T) será dado por:

$$T = F/A_c \quad (30)$$

Esse valor de força foi escolhido em função de representar uma força média de mordida estática, representando apenas uma fração da força máxima de mordida.

Embora os efeitos das tensões *in vivo* resultem de carregamento dinâmico com diversos ângulos de incidência, o presente estudo, considera a aplicação de carga estáticas incidindo axialmente sobre o conjunto, com superfícies paralelas entre si, de acordo com a previsão do modelo de contato.

O presente trabalho concentra-se na influência da rugosidade na geração de tensões de contato, comparando diferentes superfícies de rugosidade variada.

No modelo GW fundamental apenas a deformação elástica, de acordo com a teoria de Hertz, foi assumida, no entanto, a deformação não é analisada no presente trabalho, uma vez que as superfícies estudadas possuem diferentes propriedades, módulos de elasticidade e dureza, atuando simultaneamente e, portanto, dificultando a identificação da influência rugosidade.

Para a comparação entre os parâmetros das diferentes áreas de amostragem e das superfícies da área 2 foi utilizado o teste estatístico *t-student* pareado, com hipótese de diferença de médias bilateral e nível de significância de 0,05 em Excel.

As análises consideraram relações entre os parâmetros de rugosidade superficial, área de contato, produto $R. \sigma_s. D_{sum}$ (produto GW), e tensões estimadas nas diferentes separações h .

Todos os cálculos do modelo e testes estatísticos foram executados em planilha Excel.

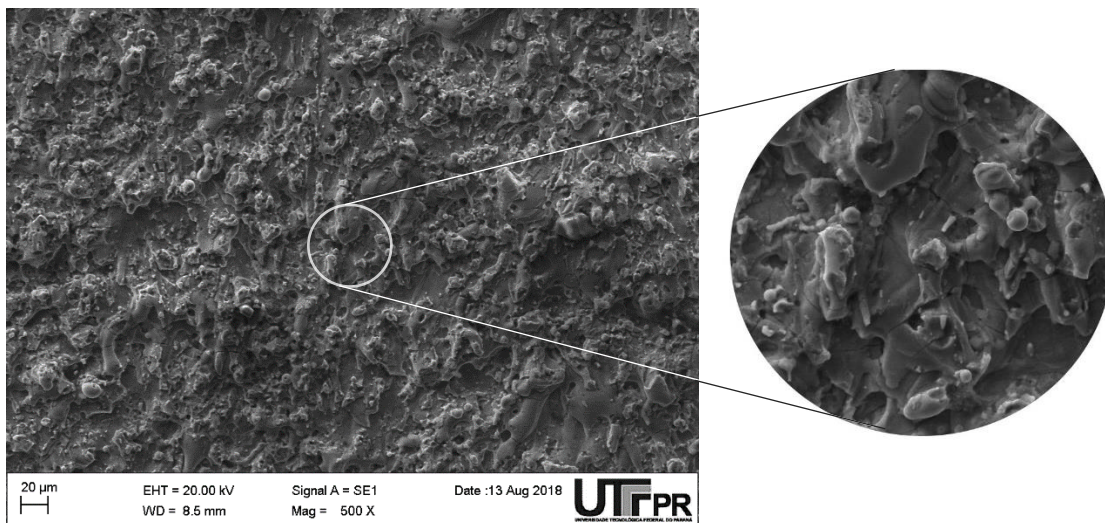
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 CARACTERIZAÇÃO TOPOGRÁFICA DAS SUPERFÍCIES

4.1.1 Superfície eletroerodida

A análise por MEV (figura 31) exhibe a superfície eletroerodida (EDM) bastante rugosa, e com a presença de respingos, compatíveis com os aspectos em forma de gotículas ou quase esféricos, descritos para o processo no estudo de Anselme e Bigerelle (2005). As microfissuras e poros presentes são típicos do processo, de acordo com Hasçalik e Çaydas (2007b). Grzesik, Kruszynski e Ruszaj (2010) descrevem também crateras esféricas na superfície de estrutura considerada complexa.

Figura 31– Superfície da placa utilizada após corte por EDM. Esquerda: ampliada 500 vezes no MEV. Direita: detalhe da superfície ampliado 2000 vezes



Fonte: A autora (2019)

EDM produz a superfície usinada através de faíscas, o que lhe confere uma aparência fosca, muito semelhante à aparência resultante do jateamento de partículas (GRZESIK; KRUSZYNSKI; RUSZAJ, 2010).

A análise de EDS, indica o percentual em peso dos elementos químicos presentes após EDM (tabela 3). A oxidação, indicada pelos valores de oxigênio (O), é

esperada nesta superfície (VAQUILA et al., 1999), no entanto estes níveis de O foram influenciados pelo processo de eletroerosão.

O principal óxido previsto nesta liga é o óxido de titânio (TiO_2) (LAUSMAA, 1996). O estudo de Zinelis et al.(2014) constatou também, após EDM, diferentes estados químicos de Ti, tais como Ti_2O_3 , TiC e Ti metálico, além do TiO_2 . Esses estados são possíveis na superfície do presente estudo, mas não puderam ser confirmados pelas técnicas disponíveis.

A análise por EDS foi considerada adequada para a finalidade proposta, pois fornece indicações suficientes acerca da presença de óxidos, no entanto, sendo uma técnica qualitativa, sugere-se, para estudos futuros, o uso de outras técnicas para a identificação dos óxidos presentes na superfície, tais como a análise por difração de raios X (DRX).

Tabela 3 – valores médios percentuais em peso dos elementos químicos encontrados na superfície da amostra após o processo de eletroerosão (EDM)

EDS					
	Ti	Al	V	O	Cu
EDM	55,13	3,28	2,42	31,44	4,41

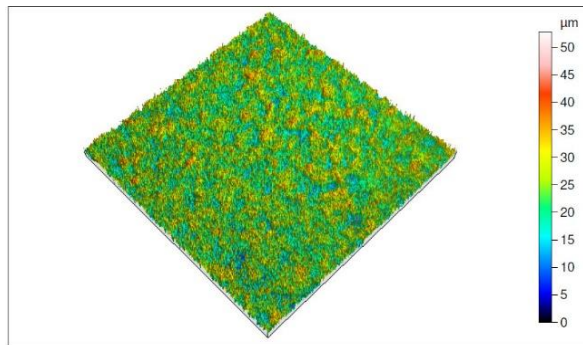
Fonte: A autora (2019)

A composição dos valores de óxidos encontrados após EDM estão em faixa de valores próximos aos encontrados em pilares de Ti no estudo de Sawase et al., (2000), relatados entre 37 a 47% da composição química, embora o método de aquisição dos dados tenha sido diferente.

A indicação da presença do elemento químico cobre (Cu), estranho à liga, captado durante o processo de EDM, foi atribuída à decomposição dos eletrodos, e indica a possibilidade da presença de óxidos de cobre traçados como Cu_2O e CuO . A presença desses óxidos pode ter um efeito prejudicial na cavidade oral, por serem muito propensos à corrosão e liberação iônica, além de afetarem a continuidade do filme passivo de TiO_2 . Isso compromete as propriedades eletroquímicas da superfície e a biocompatibilidade dessa superfície (ZINELIS et al., 2014).

A figura 32 corresponde à imagem tridimensional da superfície EDM, aparentemente isotrópica, gerada por interferômetro.

Figura 32– Aspecto tridimensional obtidos por interferometria após eletroerosão



Fonte: A autora (2019)

A tabela 4 apresenta as médias dos parâmetros de rugosidade após EDM. Os valores dos parâmetros estão disponíveis no Apêndice A e a saída de interferometria no Anexo A.

Tabela 4 – Valores médios dos parâmetros de rugosidade tridimensionais e desvios-padrão obtidos na superfície eletroerodida

EDM							
Sq	Sp	Ssk	Sku	Str	Sdq	Sds	Ssc
7,23 ± 0,29	26,72 ± 1,03	0,10 ± 0,32	4,28 ± 0,17	0,83 ± 0,05	11,97 ± 0,86	0,10 ± 0,005	28,82 ± 2,01

Fonte: A autora (2019)

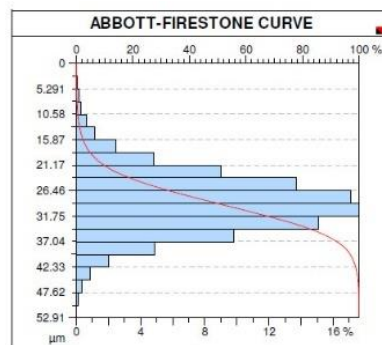
O valor de S_q indica alta rugosidade após EDM, o que seria adequado à uma superfície retentiva, como a de um pilar para prótese cimentada. Esse nível de rugosidade situa-se dentro da faixa de valores alcançados por processos de aumento de retenção, prévios à cimentação (DE CAMPOS et al., 2010). A faixa de rugosidade média (R_a) para este processo situa-se entre 1,6 a 4,75 μm , no entanto, valores de até 12,5 podem ser alcançados (GRZESIK; KRUSZYNSKI; RUSZAJ, 2010), além disso, a tradução de R_a para parâmetros tridimensionais costuma gerar valores mais altos. Em nível de rugosidade, EDM pode ser, mais uma vez, comparado ao jateamento de partículas, provavelmente o processo mais utilizado para modificação superficial e aumento de retenção em pilares protéticos implantossuportados, à medida que produz ampla faixa de rugosidades, dependendo dos parâmetros utilizados (ALLA et al., 2011; OGAWA et al., 2016), resultando em superfícies geralmente isotrópicas (ANSELME; BIGERELLE, 2005).

No entanto, a aplicação dessa superfície em determinados locais, como interface implante/pilar ou na área cervical de superestruturas não seria aconselhável, uma vez que a superfície eletroerodida já foi relatada como de menor resistência à corrosão, e menor capacidade de vedação, se comparada à processos de acabamento convencionais. A capacidade de vedação é essencial para redução da infiltração do fluido oral, bem como para a formação de biofilme na interface (ZINELIS et al., 2014).

O S_{sk} positivo, indicativo de predominância de picos, apresenta nesta superfície um valor muito próximo a 0, de forma que pode haver equilíbrio na proporção entre picos e vales. S_{ku} acima de 3 indica picos altos e vales profundos.

A curva de Abbott-Firestone (figura 33), mostra a distribuição de alturas para este processo.

Figura 33 – Curva de Abbott-Firestone para distribuição de alturas resultante da eletroerosão

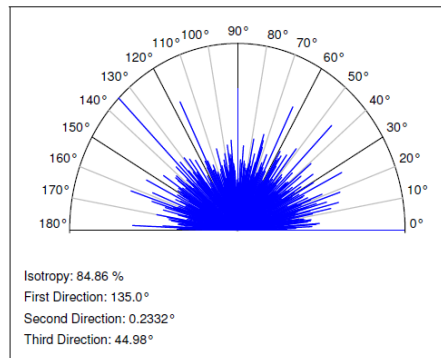


Fonte: A autora (2019)

O histograma apresentado é típico gaussiano, em formato de sino, demonstrando maior número de amplitudes médias, com diminuição gradual do número das mais altas e mais baixas amplitudes. A curva gaussiana também é regular em formato de “S” (KUNDRAK; GYANI; BANA, 2008).

O valor S_{tr} acima de 0,7 é característico de forte isotropia (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994). Esta característica é confirmada pelo gráfico polar do processo, que indica a porcentagem de isotropia, próxima a 85% e indica as direções de textura (figura 34).

Figura 34 – Representação polar com indicação da porcentagem de isotropia (84,86%) e direções de textura após eletroerosão



Fonte: A autora (2019)

A distribuição gaussiana de alturas e a forte isotropia encontradas são características dos processos de eletroerosão (DELTOMBE; KUBIAK; BIGERELLE, 2014; DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994), onde os perfis de rugosidade são descritos como estatisticamente auto-afins (BIGERELLE; IOST, 2007; DELTOMBE; KUBIAK; BIGERELLE, 2014).

Uma superfície jateada, a exemplo da executada com uso de partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3) por Rovani et al. (2018) apresenta distribuição e isotropia semelhantes à eletroerosão, embora a morfologia superficial obtida pelos dois processos discorde. Como desvantagem, o jateamento apresenta um residual de partículas deixados pelo processo (DURACCIO; MUSSANO, 2015; MOLITOR; BARRON; YOUNG, 2001; RESENDE et al., 2011), isso pode interferir na ancoragem de certos materiais, por diminuir a retenção micromecânica na superfície (AJAY et al., 2017). Por outro lado, o processo de EDM também apresentou o residual de cobre, apesar de não haver influência relatada em processos de adesão/retenção.

Os parâmetros híbridos são influenciados pelos parâmetros de alturas, de forma que as características da superfície e alto valor S_q , favorecem os altos valores de S_{dq} , que indicam grandes inclinações de superfície. S_{sc} , que indica a curvatura de cumes é inversamente proporcional ao raio, neste caso indica pequenos raios, com picos agudos, o que desfavorece propriedades de contato. A densidade de picos, dada por S_{ds} , pode auxiliar a distribuição de tensões superficiais, razão pela qual este parâmetro é tão significativo para o cálculo da área de contato.

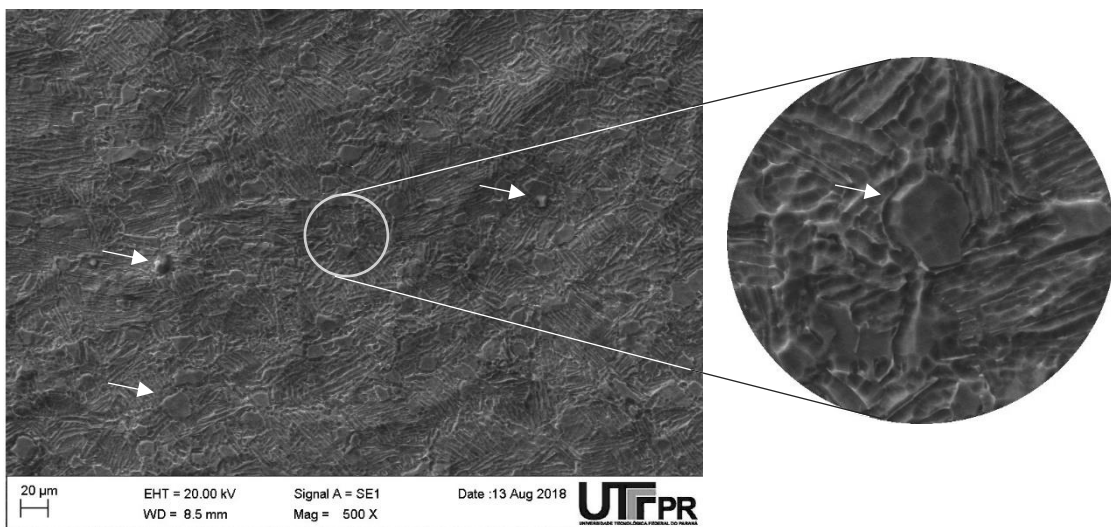
As implicações negativas da incrustação de Cu, associadas à presença de muitas irregularidades, microfissuras e poros, tipicamente resultantes do processo de

EDM (ANSELME; BIGERELLE, 2005; HASÇALIK; ÇAYDAŞ, 2007b) não adequados à aplicações biomédicas em geral, denotam a necessidade de melhoramento dessa superfície. Um tratamento mecânico pode não ser uma alternativa para uma aplicação biomédica, uma vez a alteração dimensional da superfície compromete o ajuste da peça (ZINELIS et al., 2014). Assim, a solução encontrada foi o tratamento da superfície através de eletropolimento.

4.1.2 Eletropolimento

A primeira tentativa de EP, com tempo de execução em 2 minutos, eliminou as microfissuras e grande parte das porosidades, mas apresentou alguns pontos mais salientes, prováveis resquícios das formações em gota de EDM (figura 35).

Figura 35 – Superfície eletropolida (após 2 minutos de execução). Esquerda: ampliada 500 vezes no MEV. Direita: detalhe ampliado 2000 vezes. As setas indicam algumas formações mais evidentes, remanescentes da forma em gota de EDM



Fonte: A autora (2019)

A análise EDS (tabela 5) mostra que a primeira tentativa de EP (2 minutos) não foi efetiva na remoção de Cu remanescente do processo de EDM, no entanto os óxidos presentes foram significativamente reduzidos em relação ao processo anterior.

Tabela 5 – Valores médios percentuais em peso dos elementos químicos encontrados na superfície da amostra após o processo de eletropolimento (EP) executado por 2 minutos

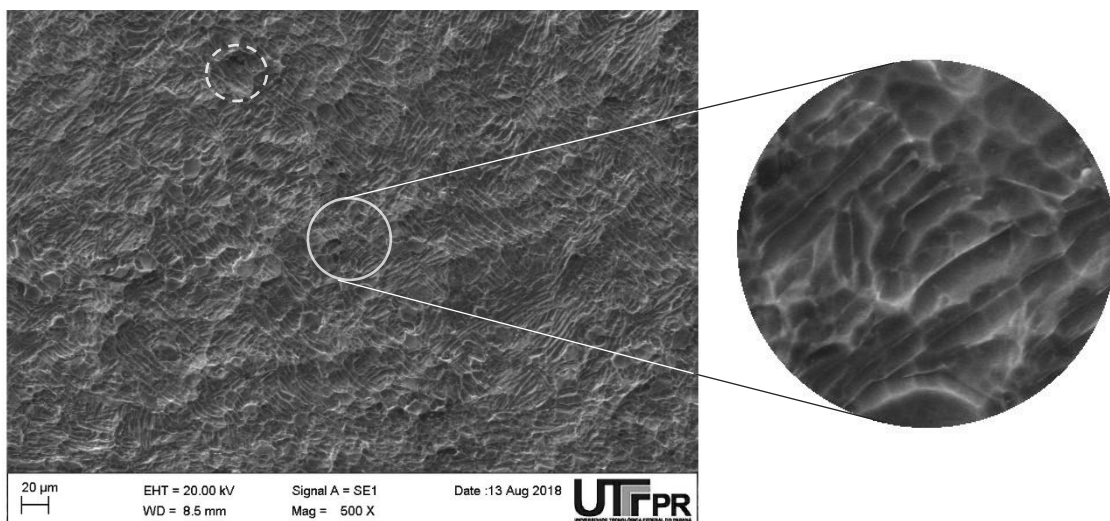
EDS					
	Ti	Al	V	O	Cu
EP	84,64	5,5	3,37	5,49	1,00

Fonte: A autora (2019)

Com o objetivo de melhor regularização da superfície, eliminando saliências e o elemento Cu restante, outro procedimento de EP foi executado sobre a superfície EDM, desta vez com maior duração do procedimento.

Após o EP executado por 4 minutos a superfície assume um aspecto mais homogêneo, sem formas em gota, microfissuras ou pontos salientes, no entanto, são observadas pequenas áreas de depressões (figura 36). A superfície suavizada e uniforme é semelhante à descrição de superfície obtida por tratamento ácido das superfícies de titânio cp por Fawzy e El-Askary (2009).

Figura 36 – Superfície da placa após EP (executado por 4 minutos). Esquerda: ampliada 500 vezes no MEV. Direita: detalhe ampliado 2000 vezes. A área tracejada indica uma das áreas de depressão



Fonte: A autora (2019)

A análise de EDS indica a efetiva remoção de Cu e leve redução de óxidos, comparativamente ao EP executado por 2 minutos (tabela 6).

Tabela 6 – Valores médios percentuais em peso dos elementos químicos encontrados na superfície da amostra após o processo de EP com 4 minutos de duração

EDS					
	Ti	Al	V	O	Cu
EP	86,77	5,5	3,89	3,85	0

Fonte: A autora (2019)

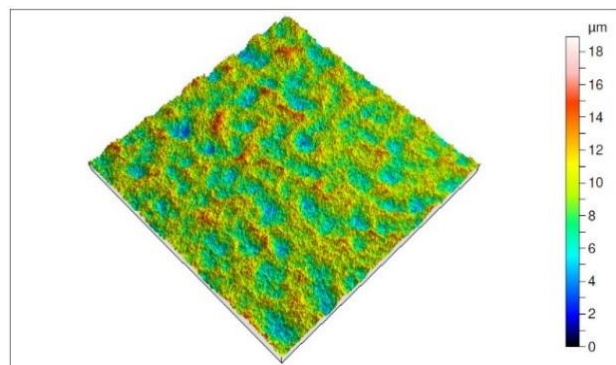
Esta composição está de acordo com o esperado para a liga, que pode conter ainda elementos como nitrogênio, carbono, hidrogênio e ferro em pequenas quantidades (ANUVISACE, 2005), não detectáveis pelo método de análise.

A permanência da camada de óxidos possui importância que vai além da biocompatibilidade. No uso de cimentos resinosos, que são uma tendência atual, alguns elementos reagem com os óxidos da superfície do pilar, formando ligações químicas, favorecendo a adesão (ABI-RACHED et al., 2012).

Neste caso, nas superfícies protéticas, o EP com eletrólito ácido pode favorecer o recobrimento pelo cimento resinoso, pois favorece o molhamento superficial do titânio, aumentando adesão, segundo o estudo de Kiliçarslan et al. (2016). É provável que esse efeito seja devido à descontaminação da superfície, que gera aumento da interação química entre resina e titânio (TSUCHIMOTO; YOSHIDA; TAKEUCHI, 2006).

A imagem tridimensional obtida por interferometria (figura 37) evidencia a diminuição das alturas, e a presença de depressões, provavelmente causadas pela dissolução não homogênea da superfície durante EP (MIRHASHEMIHAGHIGHI et al., 2016). Algumas depressões possuem pequenos pontos mais profundos, ou *micropits*, característicos da superfície eletropolida (LAUSMAA, 1996).

Figura 37 – Aspecto tridimensional obtido por interferometria após eletropolimento executado por 4 minutos



Fonte: A autora (2019)

Neste processo, a dissolução inicia-se na camada de óxido passivo não uniforme, isso torna a dissolução heterogênea, resultando na formação de crateras na superfície (PENDYALA; BOBJI; MADRAS, 2014). No entanto, neste processo, a dissolução preferencial ocorre nas partes mais salientes, de forma que existe uma tendência ao nivelamento, à medida que o eletropolimento prossegue (YANG et al., 2017).

Os valores médios dos parâmetros de rugosidade obtidos por eletropolimento com seus desvios-padrão são indicados na tabela 7. Os parâmetros encontram-se disponíveis no Apêndice A e a saída do interferômetro no Anexo B.

Tabela 7– Valores médios dos parâmetros de rugosidade e desvios-padrão obtidos na superfície eletropolida

EP							
Sq	Sp	Ssk	Sku	Str	Sdq	Sds	Ssc
2,26 ±0,06	9,33± 0,90	-0,05 ±0,05	3,64 ±0,28	0,73 ±0,03	1,64 ± 0,19	0,08 ± 0,0002	2,88 ± 0,29

Fonte: A autora (2019)

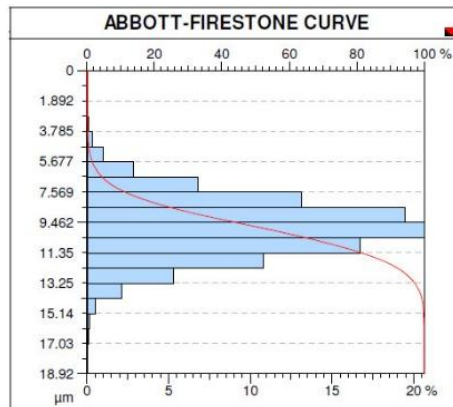
A rugosidade representada por S_q diminuiu consideravelmente, em relação à superfície EDM inicial. O valor é semelhante aos obtidos por jateamento com óxido de alumínio com partículas de 80µm (DE CAMPOS et al., 2010). A superfície, de rugosidade moderada, também pode ser considerada adequada à retenção de próteses cimentadas.

Como esperado, a diminuição da rugosidade levou à diminuição da altura máxima de pico S_p .

Os valores de S_{sk} e S_{ku} são muito próximos aos do processo EDM, embora a média tenha diminuído. Ambos os parâmetros ficaram muito próximos à descrição de uma superfície perfeitamente gaussiana (S_{sk} igual a 0 e S_{ku} igual a 3) com provável equilíbrio entre as estruturas de pico e vale, e profundidades bem distribuídas (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994).

A curva de Abbott-Firestone (figura 38) para o eletropolimento apresenta poucas alterações com relação ao processo anterior, mantendo as características gaussianas.

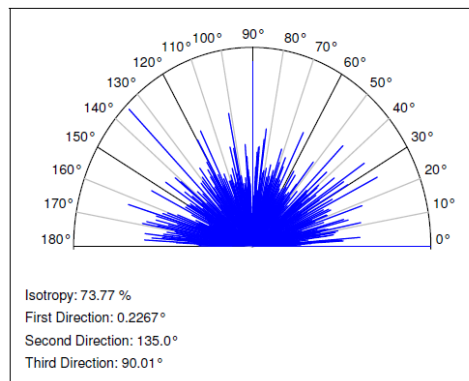
Figura 38 – Curva de Abbott-Firestone considerando a distribuição de alturas no eletropolimento



Fonte: A autora (2019)

O valor de S_{tr} diminuiu, mas permanece a forte isotropia (acima de 0,7) encontrada em EDM (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994), confirmada pelo gráfico polar do processo (figura 39):

Figura 39 – Representação polar com indicação da porcentagem de isotropia (73,77%) e direções de textura após eletropolimento



Fonte: A autora (2019)

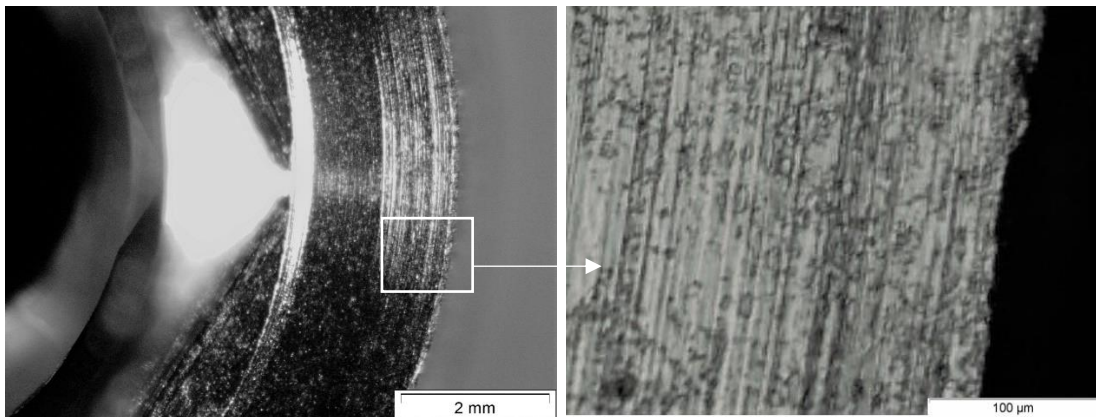
A diminuição dos valores de parâmetros híbridos acompanhou a diminuição da rugosidade, com suavização da superfície, com menores inclinações de superfície (S_{dq}), menor média de curvatura de cumes (S_{sc}), favorecendo as propriedades de contato e diminuição da densidade de picos (S_{ds}).

As superfícies desenvolvidas, por EDM e EP, isotrópicas, gaussianas e com diferentes níveis de rugosidade, foram consideradas adequadas à aplicação do modelo proposto neste estudo.

4.1.3 Superfície da plataforma do implante

As imagens da superfície da plataforma do implante (figura 40), obtidas por lupa e microscopia, evidenciam a presença de óxidos (áreas mais escuras) distribuídos de maneira não uniforme em algumas regiões. Marcas de usinagem são visíveis, notadamente nas regiões menos oxidadas, destacando a anisotropia. Nas regiões mais oxidadas a anisotropia não é perceptível.

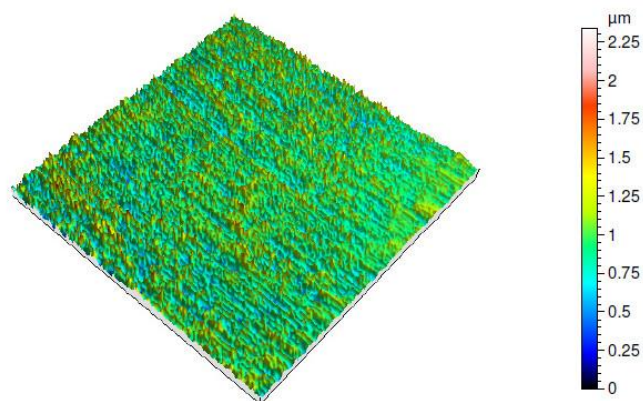
Figura 40 – Superfície da plataforma do implante. À esquerda imagem da lupa; à direita aumento de 200 vezes no microscópio óptico



Fonte: A autora (2019)

A figura 41 corresponde à representação tridimensional da superfície da plataforma do implante obtida por interferometria. É possível observar a anisotropia espacial resultante das marcas de usinagem da peça.

Figura 41– Aspecto tridimensional da superfície da plataforma do implante



Fonte: A autora (2019)

As marcas são compatíveis com a superfície de implante descrita por Alla et al. (2011), geralmente caracterizada por sulcos e vales mais ou menos orientados ao longo da direção de usinagem.

Supõe-se, pelo padrão apresentado, que a superfície tenha sido obtida por retificação. Este tipo de usinagem por abrasão é utilizado geralmente após o torneamento ou fresamento, com o objetivo de diminuir as irregularidades da peça, e melhorar o acabamento (DINIZ; MARCONDES; COPPINI, 2001). A superfície resultante dependerá da topografia da ferramenta e diferentes propriedades do corte, incluindo fatores térmicos e mecânicos envolvidos. A faixa de rugosidade (R_a) média deste processo é relatado entre 0,10 a 1,6 (GRZESIK; KRUSZYNSKI; RUSZAJ, 2010).

O aspecto tridimensional é semelhante ao apresentado por Da Silva, Leonardo Roberto et al. (2019) e Kundrak, Gyani e Bana (2008) para superfícies retificadas.

Embora a superfície típica seja representada pela descrição anterior, outras características podem ser encontradas, como as ondulações transversais e longitudinais, ocasionadas pela vibração durante o processo (HECKER; LIANG, 2003).

Os valores médios dos parâmetros dessa superfície com seus desvios-padrão estão expressos na tabela 8. Os parâmetros estão disponíveis no Apêndice A e a saída do interferômetro no Anexo C.

Tabela 8 – Valores médios dos parâmetros de rugosidade e desvios-padrão na superfície da plataforma do implante

IMPLANTE							
Sq	Sp	Ssk	Sku	Str	Sdq	Sds	Ssc
0,27 ±0,03	1,46± 0,19	0,36 ±0,23	5,52 ±0,41	0,13 ±0,05	0,42 ± 0,05	0,09 ± 0,01	0,83 ± 0,15

Fonte: A autora (2019)

O parâmetro S_q indica uma superfície com baixa rugosidade, isso é requerido para esta superfície, uma vez que essa rugosidade é somada à da superfície oposta na interface, podendo ser suficiente para causar uma desadaptação entre essas (DECELES et al., 2016; FERNÁNDEZ et al., 2014).

Esse nível de rugosidade pode ser produzido por diferentes processos, dependendo dos parâmetros utilizados. As superfícies retificadas descritas por Silva

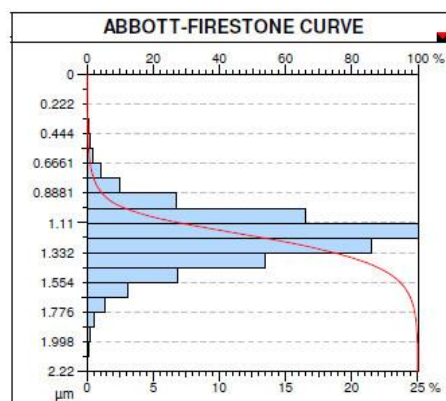
et al. (2019), utilizando diferentes fluídos de corte, apresentaram rugosidade variando entre 0,2 a 0,7 μm .

O parâmetro de altura S_{sk} positivo mostra que há predominância de estrutura de picos, no entanto, próximo a 0, demonstra uma tendência ao equilíbrio de estruturas. Estudos envolvendo retificação mostram a tendência do processo a gerar S_{sk} negativos ou, menos frequentemente, valores positivos próximos a 0 (DA SILVA et al., 2019; KUNDRAK; GYANI; BANA, 2008; SEDLAČEK; PODGORNIK; VIŽINTIN, 2012).

S_{ku} acima de 3 indica picos altos e vales profundos (GADELMAWLA et al., 2002). No entanto, é necessário considerar que essas profundidades são sempre menores para a superfície mais lisa, se comparada às mais rugosas descritas anteriormente (POGAČNIK; KALIN, 2013). O $S_{ku} > 3$ é descrito para superfícies retificadas por Kundrak, Gyani e Bana (2008), por outro lado, Da Silva et al. (2019) descreve, valores próximos, tanto maiores quanto menores que 3, uma vez que os diferentes parâmetros da usinagem alteram esse valor.

A distribuição de alturas pode ser verificada na curva de Abbot-Firestone (figura 42), na qual é verificado o histograma de aspecto gaussiano, com curva regular em “S”. Esse é o aspecto esperado para a distribuição de alturas das superfícies retificadas, segundo o descrito por Kundrak, Gyani e Bana (2008).

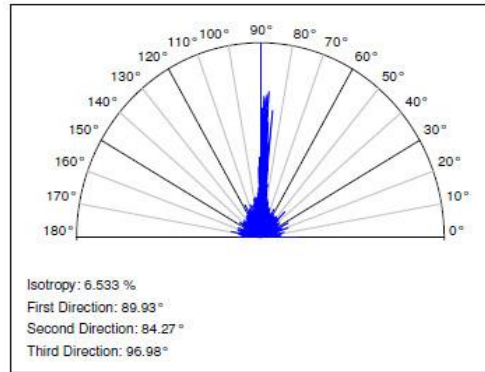
Figura 42 – Curva de Abbott-Firestone considerando a distribuição de alturas na superfície da plataforma do implante



Fonte: A autora (2019)

A forte anisotropia é confirmada pelo baixo valor S_{tr} (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994). Isso é esperado para a superfície usinada da peça (LI; DONG; ZHANG, 2000), onde uma orientação de textura é predominante (figura 43):

Figura 43 – Representação polar com indicação da porcentagem de isotropia e direções de textura na superfície da plataforma do implante



Fonte: A autora (2019)

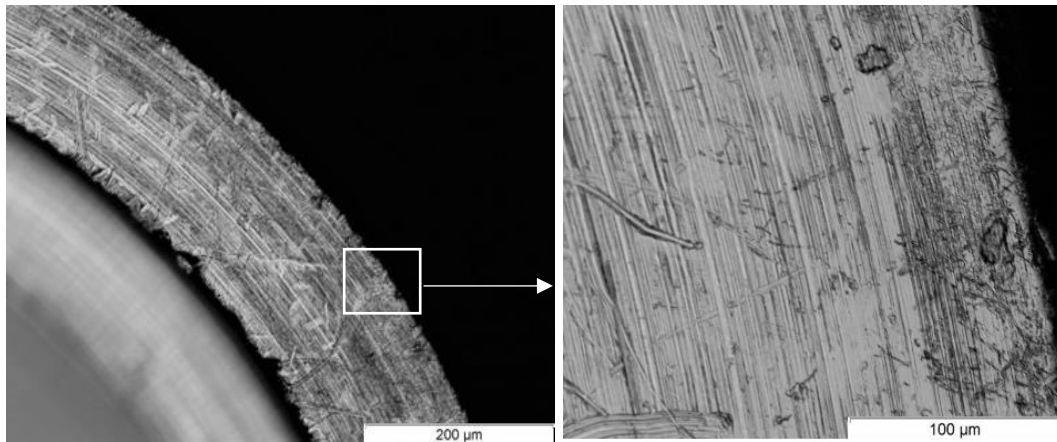
Os parâmetros híbridos S_{sc} e S_{dq} com baixos valores acompanham o esperado na superfície de baixa rugosidade. Em geral, os baixos valores de S_{sc} , que indicam cumes mais rombos, e a menor inclinação de superfície S_{dq} , favorecem propriedades de contato. S_{ds} , ao contrário, favorece as propriedades de contato em valores mais altos, no entanto o S_{ds} da plataforma do implante apresenta valor muito próximo aos das superfícies rugosas apresentadas anteriormente.

4.1.4 Superfície de contato da plataforma do pilar

As imagens da superfície da plataforma do pilar (figura 44), obtidas por microscopia óptica, mostram as marcas da usinagem da peça e outras marcas de padrão e profundidades variáveis, além da presença de óxidos distribuídos de maneira não uniforme.

Alguns aspectos dessa superfície podem ter sido resultantes da reação à exposição ambiental, uma vez que as imagens foram feitas meses após a abertura da embalagem, período pelo qual também passou foi submetida a diversas limpezas ultrassônicas. É importante ressaltar que as peças de implante e componente não foram aparafusadas em momento algum.

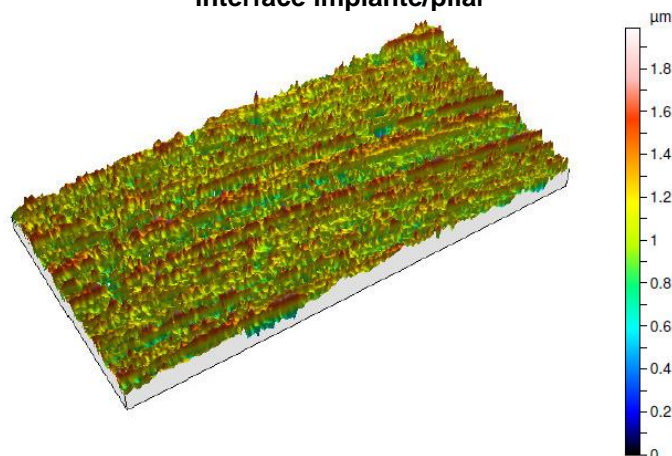
Figura 44 – Superfície da plataforma do pilar por microscopia óptica. À esquerda aumento de 100 vezes; à direita aumento 200 vezes



Fonte: A autora (2019)

A mesma superfície pode ser visualizada na representação tridimensional da figura 45. Embora aparentemente diferenciada da superfície do implante do conjunto analisado, aspectos semelhantes de usinagem e anisotropia estão presentes.

Figura 45 – Aspecto tridimensional da superfície do pilar protético na região de contato de interface implante/pilar



Fonte: A autora (2019)

Os valores médios dos parâmetros de rugosidade dessa superfície estão expressos com seus desvios-padrão na tabela 9. Os parâmetros constam no Apêndice A e a saída do interferômetro no Anexo D.

Tabela 9 – Valores médios dos parâmetros de rugosidade com desvios-padrão da superfície da plataforma do pilar

PILAR							
Sq	Sp	Ssk	Sku	Str	Sdq	Sds	Ssc
0,38 ±0,10	2,06± 1,09	-0,29 ±0,15	3,81 ±0,52	0,09 ±0,01	0,34 ± 0,04	0,09± 0,01	0,51 ± 0,13

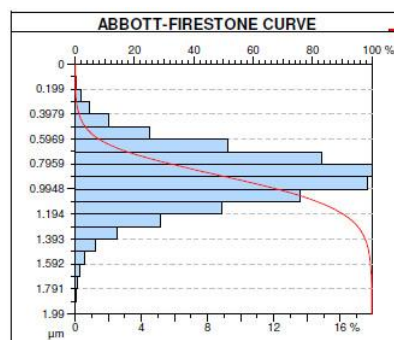
Fonte: A autora (2019)

Os parâmetros analisados e o aspecto da superfície de baixa rugosidade (indicada por S_q), em geral, apresentam muitas semelhanças com os da superfície analisada do implante, sendo provavelmente obtida pelo mesmo processo. O trabalho de Singh, Melkote e Hashimoto (2005) apresentou um valor S_q de 0,42 μm para superfícies retificadas.

O S_{sk} negativo, indica a predominância da estrutura de vales. S_{ku} pouco maior que 3, indica o provável equilíbrio de alturas (profundidades entre picos e vales).

A configuração dos parâmetros de alturas apresenta-se compatível à da superfície retificada descrita por Kundrak, Gyani e Bana (2008), assim como a característica gaussiana apresentada na curva de Abbot-Firestone, com curva regular em “S” (figura 46).

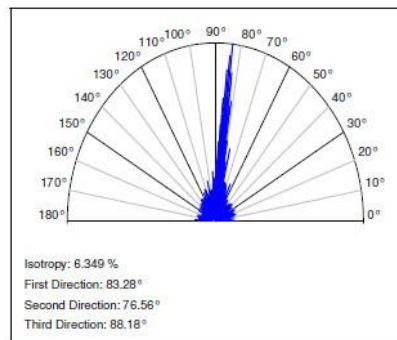
Figura 46 – Curva de Abbott-Firestone considerando a distribuição de alturas na superfície do pilar do implante



Fonte: A autora (2019)

O menor valor de S_{tr} encontrado dentre as superfícies analisadas reflete a forte anisotropia (DONG; SULLIVAN; STOUT, 1994), demonstrada no gráfico polar (figura 47), onde a orientação principal de textura pode ser verificada.

Figura 47– Representação polar com indicação da porcentagem de anisotropia e direções de textura na superfície da plataforma do pilar



Fonte: A autora (2019)

Os parâmetros híbridos com baixos valores seguem o comportamento já observado anteriormente na superfície do implante, inclusive com valores muito próximos.

4.1.5 Comparações entre as superfícies

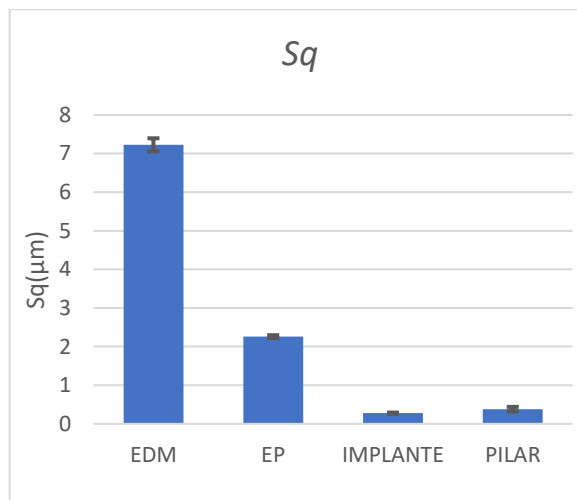
Embora as comparações tenham sido feitas entre todas as superfícies analisadas, a fim de esclarecer as diferenças entre elas e auxiliar a compreensão da influência dos parâmetros na tensão de contato final, apenas as duas primeiras superfícies podem sofrer uma comparação direta, uma vez que foram as únicas manipuladas por processos conhecidos, segundo o descrito, e executados no mesmo material de forma sequencial. Clinicamente, superfícies como essas, mais rugosas, são tradicionalmente utilizadas em área de osseointegração de implantes ou para aumento de retenção protética no pilar, embora, neste estudo, sirvam a outro propósito.

As superfícies de pilar e implante foram apenas descritas e analisadas segundo sua configuração original, com o intuito de acrescentar dados reais à simulação de tensões de contato, tendo apenas um conjunto (implante/pilar) analisado para a obtenção dos dados. É importante observar que estudos anteriores afirmam não haver padronização da rugosidade entre produtos de diferentes fabricantes (SIMAMOTO-JÚNIOR et al., 2015), portanto, os dados apresentados no presente trabalho não podem ser generalizados.

As comparações consideraram as médias dos parâmetros nas superfícies e suas diferenças estatísticas por testes *t-student* (Apêndice B).

S_q apresentou decréscimo entre as superfícies na ordem apresentada (figura 48), indicando a diminuição da rugosidade. Houve diferenças entre as superfícies analisadas (p-valores entre 0,0003 a 0,001), exceto entre PILAR E IMPLANTE (p-valor=0,2893).

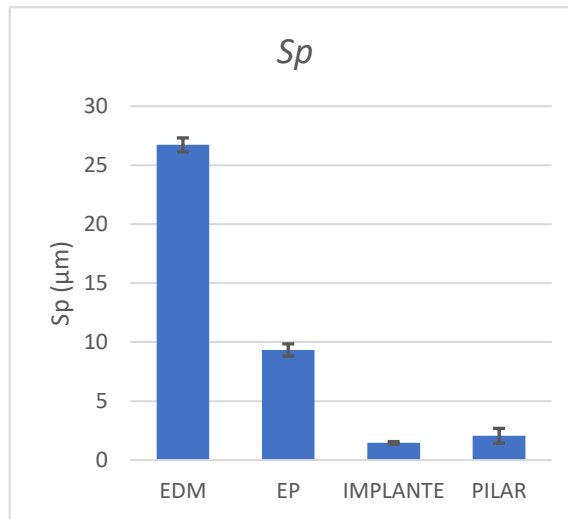
Figura 48 – Valores médios com indicação do erro padrão do parâmetro de rugosidade S_q



Fonte: A autora (2019)

A altura máxima de pico S_p (figura 49) exibe o mesmo comportamento de S_q , com diferenças entre as superfícies (p-valores entre 0,0003 a 0,0214), exceto entre PILAR e IMPLANTE (p-valor 0,4824).

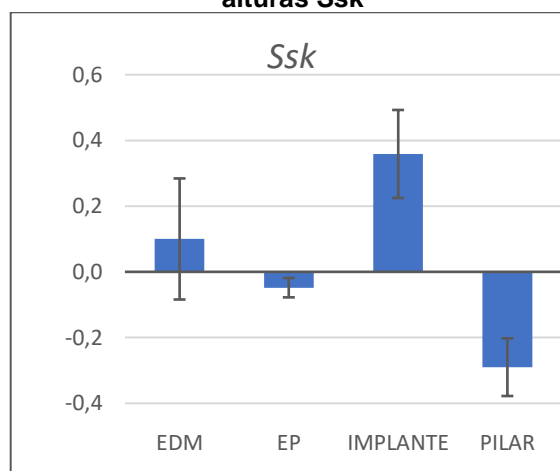
Figura 49 – Valores médios com indicação do erro padrão do parâmetro de altura máxima de pico S_p



Fonte: A autora (2019)

O parâmetro de distribuição de alturas S_{sk} (figura 50) variou entre as superfícies na ordem apresentada. O maior valor foi encontrado na superfície do implante, onde parece haver predominância de picos, o que favorece o aumento da área real de contato (SEDLAČEK; PODGORNIK; VIŽINTIN, 2012; TAYEBI; POLYCARPOU, 2004), enquanto o menor valor foi na superfície do pilar, indicando a predominância de vales. Nos valores mais próximos a 0, EDM e EP, um equilíbrio entre as estruturas pico/vale é esperado. No entanto, a única diferença estatística significativa, mesmo que muito próxima ao nível de significância (0,05), foi entre EDM/ IMPLANTE (p -valor=0,0449). Os demais p -valores variaram entre 0,0791 a 0,4678.

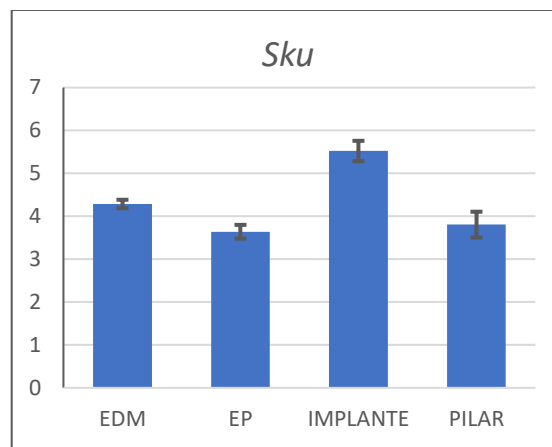
Figura 50 – Valores médios com indicação do erro padrão do parâmetro de distribuição de alturas S_{sk}



Fonte: A autora (2019)

S_{ku} (figura 51) apresentou valores acima de 3 em todas as superfícies indicando picos altos e vales profundos, a maior altura de picos favorece o aumento da área de contato (SEDLAČEK; PODGORNIK; VIŽINTIN, 2012; TAYEBI; POLYCARPOU, 2004). Diferenças estatísticas foram encontradas apenas nas comparações com IMPLANTE, que apresentou a maior média, com variações de p entre 0,0293 a 0,0407.

Figura 51 – Valores médios com erro padrão do parâmetro de distribuição de alturas S_{ku}

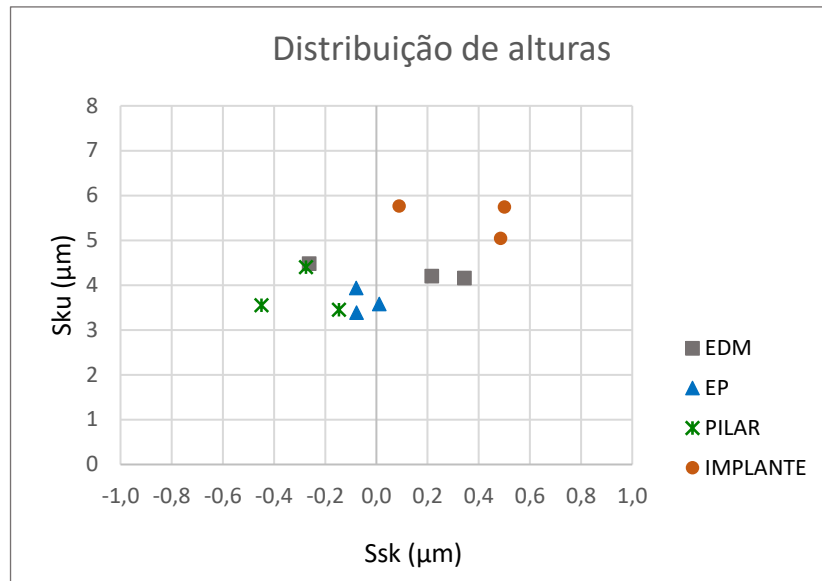


Fonte: A autora (2019)

A figura 52 apresenta a distribuição de alturas em coordenadas S_{sk} e S_{ku} . Segundo Tayebi e Policarpou (2004), esses dois parâmetros estão sempre relacionados, de forma que seus efeitos não devem ser dissociados, exceto em situações específicas.

Os valores de EP são muito próximos à superfície perfeitamente gaussiana ($S_{sk}=0$ e $S_{ku}=3$). Um maior distanciamento dessa característica é notado na superfície do implante, principalmente em função do valor S_{ku} .

Figura 52 – Mapa assimetria/curtose para as superfícies estudadas



Fonte: A autora (2019)

Embora a distribuição de alturas S_{sk}/S_{ku} evidencie apenas a distribuição gaussiana da superfície EP, é necessário considerar que essa característica é demonstrada também em EDM e PILAR pela curva de Abbott-Firestone. A superfície do IMPLANTE apresentou a distribuição menos gaussiana entre todas, porém uma aproximação é notada pelo histograma presente na curva de Abbott-Firestone. A verificação desta característica foi necessária para a aplicação do modelo de contato proposto, embora alguns autores como Handzel-Powierza, Klimczak e Polijaniuk (1992) e Tomanik, Chacon e Teixeira (2002) tenham utilizado distribuição de alturas não gaussiana para a modelagem.

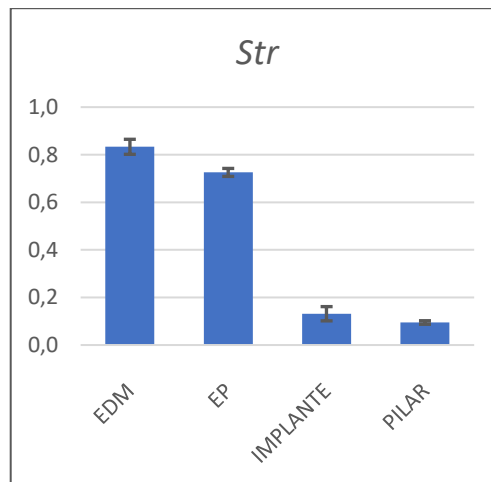
A análise conjunta de S_{sk} e S_{ku} reforça a hipótese do processamento da superfície do PILAR por retificação, pois segundo Kundrak, Gyani e Bana (2008) este processo gera superfícies aproximadamente gaussianas com S_{sk} negativo, mas próximo a 0, e S_{ku} próximo ou maior que 3. O S_{sk} verificado para o IMPLANTE é positivo, porém, estatisticamente igual ao do pilar. Essa também é a superfície com maior os maiores valores de S_{sk} e S_{ku} , o que favorece sua área de contato (SEDLAČEK; PODGORNIK; VIŽINTIN, 2012; TAYEBI; POLYCARPOU, 2004).

O mapa S_{sk}/S_{ku} de diferentes processos apresentado por Jeng (1998 apud JENG; LIN; SHYU, 2004) apresenta valores de EDM e de retificação bastante semelhantes às superfícies EDM e PILAR do presente trabalho.

Em situações de contato a assimetria exerce maior influência que a curtose. Um S_{sk} positivo produz maior número de asperezas em contato e, portanto, maior área de contato (TAYEBI; POLYCARPOU, 2004).

A isotropia representada por S_{tr} diminuiu entre as superfícies na ordem apresentada (figura 53).

Figura 53 – Valores médios com erro padrão do parâmetro S_{tr}



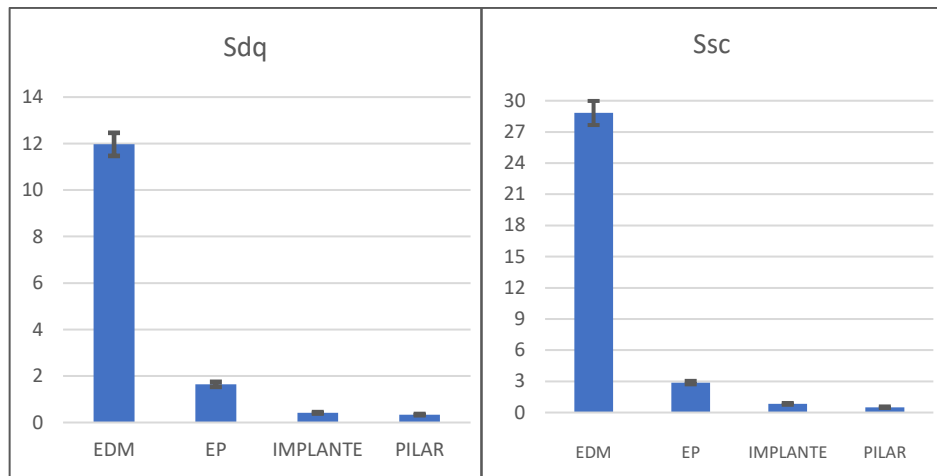
Fonte: A autora (2019)

EDM e EP apresentam forte isotropia, com $S_{tr} > 0,7$. PILAR e IMPLANTE, ao contrário, apresentam forte anisotropia, com $S_{tr} < 0,3$, segundo a classificação de Dong, Sullivan e Stout (1994). Segundo os autores, a média deste parâmetro é estimada em 0,803 para superfície EDM e 0,043 para superfícies retificadas. Em PILAR e IMPLANTE os valores apresentados estão acima do esperado para uma superfície retificada, embora parâmetros anteriormente apresentados tenham relacionado essas superfícies ao processo de retificação.

Diferenças estatísticas significativas de S_{tr} foram encontradas nas comparações entre as superfícies isotrópicas e anisotrópicas, com p-valor variando entre 0,0010 a 0,0029. Na comparação entre as superfícies isotrópicas, ou entre anisotrópicas, não houve diferenças estatísticas.

Os parâmetros híbridos, S_{dq} e S_{sc} (figuras 54 a e b), apresentaram diminuições semelhantes em suas médias entre as superfícies, notadamente entre EDM e EP. Houve diferenças entre os valores de ambos os parâmetros, com p-valores entre 0,0015 a 0,010, exceto entre as superfícies de PILAR e IMPLANTE.

Figura 54– Valores médios dos parâmetros híbridos com erro padrão. a) S_{dq} (esquerda); b) S_{sc} (direita)



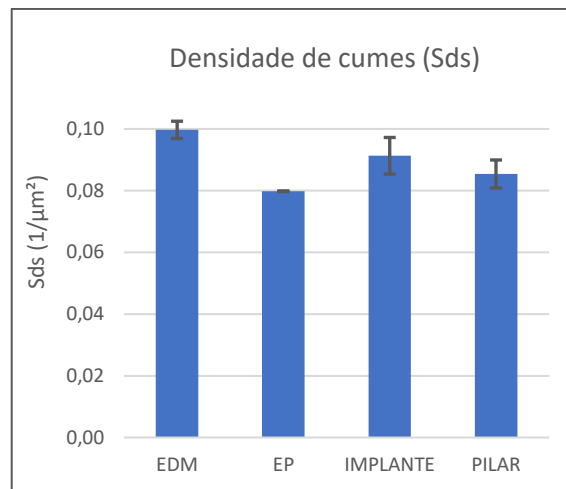
Fonte: A autora (2019)

A diminuição de S_{dq} , representante da média quadrática da inclinação de asperezas, indica maior regularidade da superfície. Os valores de PILAR E IMPLANTE, estatisticamente iguais e muito próximos a 0, significam superfícies praticamente niveladas.

Como a média curvatura de cume, S_{sc} , aumenta com a altura de pico, e este segue a altura da superfície (BHUSHAN, 2000), é esperado que os maiores valores S_{sc} sejam encontrados nas superfícies de maior S_q . Sendo representante do inverso do raio médio dos cumes, as superfícies com menor S_{sc} , PILAR e IMPLANTE, apresentam maiores raios portanto, em teoria, possuem melhores propriedades de contato.

Os valores S_{ds} (figura 55) entre 0,08 a 0,1, apresentaram diferença estatística apenas entre EDM/EP (p-valor 0,019), trata-se de uma diferença de 0,02/ μm^2 , que corresponde a 20 000 cumes a cada mm^2 .

Figura 55 – Gráfico de densidade de cumes



Fonte: A autora (2019)

4.2 MODELO DE CONTATO

4.2.1 Aquisição dos parâmetros bidimensionais para transformação das superfícies para o equivalente isotrópico

A modelagem do contato via parâmetro alfa, para transformação das superfícies anisotrópicas para equivalente isotrópico, depende dos momentos espectrais máximos e mínimos e, uma vez que não foram encontrados na literatura os dados necessários para sua geração a partir dos parâmetros tridimensionais disponíveis, fez-se necessário o uso dos cortes de perfil orientados.

O fato de ambas as anisotrópicas PILAR e IMPLANTE, terem apresentado como direções principais ângulos de praticamente ortogonais, fez com que as leituras previstas para direção principal θ , que determina o momento máximo, e a 90° desta, o momento mínimo (Mc COOL, 1986), ficassem padronizadas em 90° e 0° , facilitando os cortes das superfícies.

Os parâmetros foram assim obtidos nas superfícies anisotrópicas por considerarem as diferentes orientações de superfície, diferindo das isotrópicas, pelo fato de que estas fornecem praticamente os mesmos dados em todas as direções. Assim, foi escolhida aleatoriamente a orientação do momento máximo para as superfícies isotrópicas. Essa solução foi utilizada anteriormente por Mc Waid e

Marschall (1992), que relataram resultados aproximadamente precisos para cálculos de área de contato em aplicações em condução térmica.

No entanto, a modelagem pelos parâmetros bidimensionais deparou-se com grandes dificuldades, não descritas na teoria em que se baseia.

As adversidades iniciaram-se nas leituras dos parâmetros e, após diferentes tentativas, foi possível definir o padrão de corte e filtragem e, a ser aplicada à todas as superfícies. Assim, a solução encontrada para a leitura da menor superfície, que representa as maiores dificuldades de leitura, a plataforma do pilar, tornou-se a configuração de leitura para as demais superfícies.

A tabela 10 mostra as médias dos parâmetros de perfil obtidos através dos ângulos θ (vertical) para EDM, EP, IMPL V e PILAR V e $\pi/2$ (horizontal) em IMPL H e PILAR H.

Tabela 10 – Médias dos parâmetros de perfil obtidos

	EDM	EP	IMPL H	IMPL V	PILAR H	PILAR V
Rp	20,8967	5,6993	0,9548	1,0584	0,4669	0,4278
Rq	6,0853	1,4943	0,2542	0,2650	0,1835	0,1838
Rdq rad	6,8143	1,3132	0,2940	0,2926	0,1312	0,1444
Pc (1/mm)	101,0333	56,0567	48,4109	36,8428	31,2780	29,0301
Pc (1/um)	0,1010	0,0561	0,0484	0,0368	0,0313	0,0290

Fonte: A autora (2019)

É possível notar que os parâmetros de perfil das superfícies isotrópicas EDM e EP resultam em valores gerais mais baixos do que seus equivalentes tridimensionais apresentados anteriormente, no entanto, algumas alterações merecem destaque. A superfície do PILAR apresentou as maiores alterações, com diminuições entre 50 a 80% de seus valores. IMPLANTE apresentou as menores alterações de R_q , em média 4%. EDM teve a maior variação em R_{dq} , no qual o PILAR apresentou variação muito próxima. As diminuições médias se mantiveram próximo a 30%.

Segundo Dong, Sullivan e Stout (1991) uma maior variação, acima de 50%, dos parâmetros bidimensionais é possível para superfícies retificadas, por isso os autores recomendam a medida topográfica tridimensional, alegando que esta técnica reflete melhor a verdadeira natureza das características da superfície.

Entre os parâmetros bidimensionais e os tridimensionais obtidos anteriormente para a mesma superfície, foram encontradas grandes discrepâncias. Embora Dong, Sullivan e Stout (1992) tenham previsto uma variação importante nesta situação nas

superfícies retificadas, ela também ocorreu também na superfície EDM (R_dq diminuiu 61% em relação à S_{ds}). As variações também ocorreram de forma desigual entre os processos, o parâmetro R_q por exemplo, que variou em média 5% em IMPLANTE, mas 51% no PILAR.

Mc Cool (1986) relata que a densidade de cumes (S_{ds}) é equivalente à aproximadamente 1,2 vezes a densidade de picos (P_c) ao quadrado. Nesta equivalência o parâmetro P_c demonstrou estar muito aquém do S_{ds} da área, representando, mesmo após esses cálculos de equivalência, valores entre 1 a 12% da densidade de cumes da superfície. Um exemplo é o valor de P_c para implante, com médias de 0,0484 e 0,0368 que, mesmo após a equivalência com S_{ds} representam apenas 3 e 1% do valor S_dq médio da superfície (0,0913).

Além das enormes discrepâncias, os resultados não foram condizentes com a anisotropia esperada para as peças. Sequer foram encontradas diferenças entre as medidas horizontais e verticais destas superfícies nos testes *t-student* pareados (Apêndice C).

Dentre os prováveis motivos para isso podem ser citados a presença da cobertura não uniforme de óxidos, em determinadas áreas, e a presença de marcas, de padrões e profundidades variáveis.

No entanto, há também limitação imposta pela área de amostragem. A pequena área disponível para a medida da plataforma de ambas as peças limita muito o comprimento do perfil medido, o que pode resultar em medidas incorretas.

Todas essas observações levantaram dúvidas a respeito da validade do uso destes parâmetros na forma proposta, e invocaram, mais uma vez, a crítica de Kucharski e Starzynski (2014) ao uso de soluções bidimensionais para uma modelagem baseada em sólidos tridimensionais, embora o modelo original de Greenwood e Williamsom (1966) não tenham feito distinção entre estatísticas de parâmetros de perfil ou de superfície, como foi observado por Mc Waid e Marschall (1991).

Considerando o fato de que a anisotropia não pôde ser corretamente expressa pelos parâmetros de perfil obtidos através dos cortes ortogonais, uma vez os parâmetros de ambas as orientações não apresentaram diferenças significativas tendo, para o modelo, nestas condições, semelhanças com a superfície isotrópica e sendo os parâmetros tridimensionais mais representativos da superfície real, optou-se pela modelagem isotrópica tradicional.

Desta forma, o modelo anisotrópico equivalente foi abandonado, visto que não haveria razões para o uso de parâmetros de perfil, menos representativos de uma superfície, quando os parâmetros tridimensionais estavam disponíveis e prontos à aplicação no modelo.

4.2.2 Parâmetros tridimensionais para aplicação ao modelo

A tabela 11 indica os valores médios e desvios-padrão dos parâmetros utilizados no modelo de contato segundo a área de leitura na interferometria, e as variações encontradas. Apesar dessas variações, os testes estatísticos (*t-student* pareados) indicaram diferenças, segundo a área de amostragem, apenas em S_p ($p=0,002$), S_q ($p=0,009$) e S_{ds} ($p=0,021$) de EDM, em S_{ds} ($p=0,029$) de EP e S_p do IMPLANTE ($p=0,012$). S_{sc} não apresentou diferenças ($p=0,10$ a $0,50$). A maior diferença aparente, no S_p de EP, não apresentou significância estatística ($p=0,31$). Os parâmetros obtidos na área 2 e os respectivos testes constam nos Anexos D a G e Apêndices D e E.

A maioria dos parâmetros do modelo S_q , S_{sc} e S_{ds} apresentou uma tendência a diminuir seus valores na menor área, enquanto S_p aumentou de valor, tendo sido o parâmetro que mais se alterou. S_{sc} foi parâmetro que menos sofreu alterações conforme a área de amostragem.

Tabela 11– Parâmetros do modelo de contato (em μm) segundo a área de obtenção nas superfícies EDM, EP, IMPLANTE e PILAR

	Área	mm^2	S_q	S_{sc}	S_{ds}	S_p
EDM	Área 1	0,63	$7,23 \pm 0,29$	$28,82 \pm 2,01$	$0,10 \pm 0,005$	$26,72 \pm 1,03$
	Área 2	0,08	$6,67 \pm 0,39$	$27,51 \pm 1,84$	$0,09 \pm 0,004$	$34,76 \pm 1,03$
	variação %	-87,99	-7,77	-4,55	-5,27	30,09
EP	Área 1	0,63	$2,26 \pm 0,06$	$2,88 \pm 0,29$	$0,0079 \pm 0,0002$	$9,33 \pm 0,90$
	Área 2	0,08	$2,44 \pm 0,59$	$3,90 \pm 2,06$	$0,0076 \pm 0,001$	$15,84 \pm 4,51$
	variação %	-87,99	8,00	35,55	-4,78	69,76
IMPL	Área 1	0,16	$0,27 \pm 0,03$	$0,83 \pm 0,15$	$0,09 \pm 0,01$	$1,46 \pm 0,19$
	Área 2	0,08	$0,25 \pm 0,01$	$0,79 \pm 0,13$	$0,09 \pm 0,01$	$1,77 \pm 0,13$
	variação %	-51,86	-7,49	-5,66	-0,39	21,51
PILAR	Área 1 = 2	0,08	$0,38 \pm 0,10$	$0,51 \pm 0,13$	$0,09 \pm 0,01$	$2,06 \pm 1,09$

Fonte: A autora (2019)

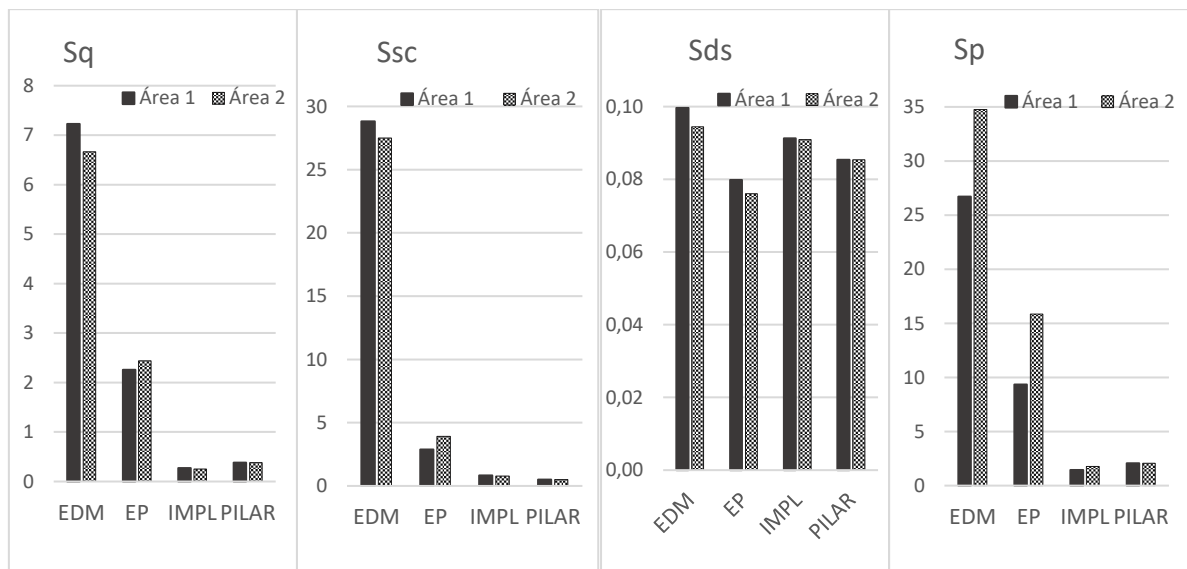
A superfície do PILAR consta na tabela apenas para comparações, uma vez que foi medida em apenas um tamanho de área.

A menor variação é encontrada nos parâmetros do IMPLANTE, uma vez que sua área foi reduzida à metade, comparativamente às áreas de EDM e EP, reduzidas em quase 88%.

Os parâmetros híbridos não foram lidos pelo equipamento na menor área determinada em 0,08 mm² com o uso de filtros, como já relatado. No entanto, sem o uso de filtros, esses parâmetros sofreram as menores alterações, em média de 5%, exceto em EP, embora tenham sido considerados altamente sensíveis ao tamanho da amostragem por Dong, Sullivan e Stout (1994).

A seguir (figura 56), são ilustradas graficamente as médias dos parâmetros de acordo com a área de medida. No entanto, as diferenças aparentes não refletem a significância estatística, restrita aos casos já relatados anteriormente.

Figura 56 – Variação dos parâmetros S_q (μm), S_{sc} (μm^{-1}), S_{ds} (μm^{-2}) e S_p (μm) de acordo com a área de obtenção



Fonte: A autora (2019)

4.2.3 Aplicação do modelo de contato micromecânico

As tabelas 12 e 13 apresentam os resultados do produto dos parâmetros do modelo GW ($\sigma_s \cdot R \cdot D_{sum}$), fração de contato, área de contato estimada para área aparente de 5 mm² e tensão de contato (GPa), geradas nas superfícies sob 100N de força normal, segundo medidas dos parâmetros obtidos nas duas áreas, calculados em diferentes separações (Sp , $1\sigma_s$, $2\sigma_s$, $3\sigma_s$). A planilha de cálculos detalhada está disponível Apêndice F.

Tabela 12 – Resultados de áreas e tensões de contato nas superfícies em diferentes separações (distância h) para medidas da área 1

Área 1		EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
	$\sigma_s \cdot R \cdot D_{sum}$ (GW)	0,025	0,063	0,025	0,030	0,063	0,064	0,030	0,044
h = Sp	h=Sp	26,72	9,33	37,78	28,30	13,20	2,06	1,46	2,52
	t (d/ σ_s)	2,70	3,13	2,70	2,74	3,13	4,41	4,31	4,38
	Ac/A0	8,32E-05	7,52E-05	8,32E-05	1,02E-04	7,52E-05	3,72E-07	1,75E-07	2,55E-07
	Ac (mm ²)	4,16E-04	3,76E-04	4,16E-04	5,08E-04	3,76E-04	1,86E-06	8,77E-07	1,27E-06
	Tensão (Gpa)	240,35	266,10	240,35	196,94	266,10	*	*	*
h = σ_s	h= σ_s	7,23	2,26	10,22	7,57	3,19	0,38	0,27	0,47
	t (d/ σ_s)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	Ac/A0	0,03131	0,07844	0,03131	0,03822	0,07844	0,07978	0,03764	0,05466
	Ac (mm ²)	0,15657	0,39222	0,15657	0,19108	0,39222	0,39888	0,18818	0,27329
	Tensão (Gpa)	0,64	0,25	0,64	0,52	0,25	0,25	0,53	0,37
h = 2σ_s	h=2 σ_s	14,45	4,52	20,44	15,14	6,39	0,76	0,55	0,94
	t (d/ σ_s)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Ac/A0	0,00654	0,01638	0,00654	0,00798	0,01638	0,01666	0,00786	0,01142
	Ac (mm ²)	0,03270	0,08192	0,03270	0,03991	0,08192	0,08332	0,03931	0,05708
	Tensão (Gpa)	3,06	1,22	3,06	2,51	1,22	1,20	2,54	1,75
h = 3σ_s	h=3 σ_s	21,68	6,78	30,66	22,71	9,58	1,14	0,82	1,41
	t (d/ σ_s)	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
	Ac/A0	0,00067	0,00167	0,00067	0,00081	0,00167	0,00170	0,00080	0,00116
	Ac (mm ²)	0,00333	0,00835	0,00333	0,00407	0,00835	0,00849	0,00401	0,00582
	Tensão (Gpa)	30,01	11,98	30,01	24,59	11,98	11,78	24,97	17,19

* valor não factível

Fonte: A autora (2019)

Tabela 13 – Resultados de áreas e tensões de contato nas superfícies em diferentes separações (distância h) para medidas da área 2

Área 2		EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
	$\sigma_s^*R^*D_{sum}$ (GW)	0,023	0,047	0,023	0,027	0,047	0,064	0,029	0,044
h = S_p	h=S_p	34,76	15,84	49,15	38,20	22,40	2,06	1,77	2,72
	t (d/σ_s)	4,21	5,49	4,21	4,38	5,49	4,41	5,97	4,94
	Ac/A0	5,13E-07	4,48E-09	5,13E-07	6,15E-07	4,48E-09	1,43E-06	2,76E-09	2,57E-07
	Ac (mm²)	2,57E-06	2,24E-08	2,57E-06	3,07E-06	2,24E-08	7,14E-06	1,38E-08	1,28E-06
	Tensão (Gpa)	*	*	*	*	*	*	*	*
h = σ_s	h=σ_s	6,67	2,44	9,43	7,10	3,45	0,38	0,25	0,46
	t (d/σ_s)	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	Ac/A0	0,02866	0,05952	0,02866	0,03432	0,05952	0,07978	0,03676	0,05511
	Ac (mm²)	0,14332	0,29758	0,14332	0,17159	0,29758	0,39888	0,18380	0,27557
	Tensão (Gpa)	0,70	0,34	0,70	0,58	0,34	0,25	0,54	0,36
h = 2σ_s	h=2σ_s	13,33	4,88	18,85	14,19	6,90	0,76	0,51	0,91
	t (d/σ_s)	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Ac/A0	0,00599	0,01243	0,00599	0,00717	0,01243	0,01666	0,00768	0,01151
	Ac (mm²)	0,02994	0,06216	0,02994	0,03584	0,06216	0,08332	0,03839	0,05756
	Tensão (Gpa)	3,34	1,61	3,34	2,79	1,61	1,20	2,60	1,74
h = 3σ_s	h=3σ_s	20,00	7,32	28,28	21,29	10,35	1,14	0,76	1,37
	t (d/σ_s)	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
	Ac/A0	0,00061	0,00127	0,00061	0,00073	0,00127	0,00170	0,00078	0,00117
	Ac (mm²)	0,00305	0,00633	0,00305	0,00365	0,00633	0,00849	0,00391	0,00587
	Tensão (Gpa)	32,78	15,79	32,78	27,38	15,79	11,78	25,56	17,05

* valor não factível

Fonte: A autora (2019)

Observando os resultados de tensões das áreas 1 e 2 considerando $h=S_p$, é possível compreender o motivo que levou ao uso das diferentes separações baseadas em σ_s (S_p). Embora os valores de S_p , representante da altura máxima de pico, possam ser utilizados como medida de separação h entre as superfícies, isso não foi possível neste caso, iniciando pelo fato de que os valores deste parâmetro excedem 4 σ_s , aproximadamente a maior altura esperada para essa distribuição, onde ocorreria um primeiro contato segundo o modelo GT. Esse parâmetro foi o que mais apresentou diferenças nas diferentes áreas de medida.

A tabela 14 mostra as relações entre os valores médios de S_q e S_p , resultando em razões S_p/S_q entre 3,6 a 6,9, ou seja, S_p apresenta valores que representam entre 3,6 a quase 7 vezes S_p (σ_s), excedendo em quase todas as superfícies a distância onde se iniciam as interações entre as asperezas.

Tabela 14 – Valores médio e razões S_p / S_q nas superfícies nas duas áreas medidas

Área 1	EDM	EP	IMPL	PILAR
S_q	7,226	2,259	0,274	0,380
S_p	26,717	9,331	1,457	2,060
S_p/S_q	3,697	4,131	5,301	5,413
Área 2	EDM	EP	IMPL	PILAR
S_q	6,665	2,439	0,254	0,380
S_p	34,757	15,840	1,770	2,060
S_p/S_q	5,215	6,494	6,973	5,413

Fonte: A autora (2019)

Além disso a altura máxima da superfície, que deveria ser representada por S_p , apenas estima onde o primeiro contato ocorreria, o que é dado sob uma força muito pequena, porém diferente de zero. A cada aumento de força da ordem de 50, a separação diminui σ s para uma superfície rugosa, e 1,4 σ s para uma superfície composta (GREENWOOD; TRIPP, 1970).

Segundo Tian et al. (2012), quando a separação resulta em t muito maior que 3 os efeitos da rugosidade não são importantes, à medida que t se aproxima de 3 a rugosidade passa a ter maior importância e para valores menores é esperada maior interação entre asperezas, segundo os autores as separações entre as superfícies geralmente estão situadas entre σ s a 2 σ s. Para Arcoumanis, Ostovar e Mortier, 1997 as interações entre as asperezas ocorrem em distâncias $t < 3$. Seguindo a lógica dos autores citados, todas as separações simuladas, baseadas em diferentes σ s, resultam em valores t menores que 3 (tabelas 12 e 13), portanto a interação entre as asperezas é esperada.

A separação superestimada gerou valores de t acima de 4, onde não se espera tais interações, além do que, não há valores tabulados acima de 4 especificamente para o modelo. Valores nessa ordem geram $F_1(t)$ com valores menores que 10^{-6} , resultando em tensões muito altas e, portanto, não factíveis. Segundo Aferrante et al. (2018), as separações muito grandes podem levar a erros significativos neste modelo. Desta forma, o uso de S_p como parâmetro h de separação entre superfícies deve ser cuidadoso, os valores muito altos deste parâmetro representaram valores maiores que a separação máxima estimada para as superfícies, e induzir às tensões muito altas no modelo GW e GT.

Assim, o modelo calculado segundo a separação $h = S_p$ foi descartado da presente análise e, embora as diferentes separações baseadas em σ s possam não refletir a fiel separação entre as superfícies analisadas, ao menos simulam situações possíveis, dentro das quais o valor real de áreas e tensões está situado.

Quando problemas assim ocorrem, diferentes soluções podem ser aplicadas, Tomanik, Chacon e Teixeira (2002) por exemplo, utilizaram o parâmetro R_{pk} ao invés de usual R_p para estimativa da separação das superfícies em contato, no estudo em que a superfície de platô onde o modelo seria aplicado resultaria em separação de 3 σ s.

No entanto o uso de S_{pk} ou S_{pq} como medida de separação de superfícies na modelagem de contato do presente estudo, não foi possível, pois os parâmetros não puderam ser lidos pelo equipamento nas configurações utilizadas. Assim, as três diferentes simulações baseadas em σ s oportunizaram a avaliação da influência da distância de separação nas tensões finais.

O produto dos parâmetros GW (σ s.R.Dsum) do presente estudo apresentou valores entre 0,023 a 0,064. Os valores encontrados são muito próximos aos valores publicados por Greenwood e Tripp (1971), que consideraram uma variação razoavelmente constante entre 0,03 a 0,05, embora Tomanik, Chacon e Teixeira (2002), tenham relatado trabalhos com valores muito diferentes, em que este produto chega a alcançar valores acima de 1.

Uma redução desses valores entre 2 a 24% foi encontrada na área 2, exceto para a combinação PILAR/IMPLANTE, onde a combinação das superfícies aumentou o produto, entretanto a pequena variação decimo-millesimal sequer foi expressa. A tabela 15 mostra essa variação bem como a variação de tensões segundo a área considerando a mesma separação entre as superfícies (h).

Tabela 15 – Variações do produto do modelo GW e das tensões obtidas segundo dados provenientes das áreas 1 e 2

		EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
A1	$\sigma_s * R * D_{sum}$	0,025	0,063	0,025	0,030	0,063	0,064	0,030	0,044
A2	$\sigma_s * R * D_{sum}$	0,023	0,047	0,023	0,027	0,047	0,064	0,029	0,044
	$\Delta\%$	-8,46	-24,13	-8,46	-10,20	-24,13	0,00	-2,33	0,84
h = σ_s	tensão 1	0,64	0,25	0,64	0,52	0,25	0,25	0,53	0,37
	tensão 2	0,70	0,34	0,70	0,58	0,34	0,25	0,54	0,36
	$\Delta\%$	8,46	24,13	8,46	10,20	24,13	0,00	2,33	-0,84
h = 2σ_s	tensão 1	3,06	1,22	3,06	2,51	1,22	1,20	2,54	1,75
	tensão 2	3,34	1,61	3,34	2,79	1,61	1,20	2,60	1,74
	$\Delta\%$	9,25	31,80	9,25	11,36	31,80	0,00	2,38	-0,83
h = 3σ_s	tensão 1	30,01	11,98	30,01	24,59	11,98	11,78	24,97	17,19
	tensão 2	32,78	15,79	32,78	27,38	15,79	11,78	25,56	17,05
	$\Delta\%$	9,25	31,80	9,25	11,36	31,80	0,00	2,38	-0,83

Fonte: A autora (2019)

A superfície do PILAR não apresentou variações por ter sido medida em apenas um tamanho de área, o maior possível para esta superfície.

Para a separação $h = \sigma_s$, o aumento percentual de tensões entre as áreas de cada superfície é equivalente à diminuição do produto do modelo. Para as separações $h = 2\sigma_s$ e $h = 3\sigma_s$ o percentual de tensões fica 0,8% acima da variação do produto. Com a superfície combinada de PILAR/IMPLANTE ocorreu o contrário, uma vez que o produto aumentou discretamente, gerando tensões proporcionalmente menores.

É importante observar a grande influência que a distância de separação entre as superfícies (h) exerce sobre as tensões finais. Lembrando que a razão de área é dada pelo produto dos parâmetros GW, π e $F_1(t)$ (conforme a equação 6), e Z_s é considerado equivalente a σ_s . Esse cálculo, com separações baseadas em σ_s , gera um valor de t constante em para todas as superfícies em cada separação. Para $h = \sigma_s$, o valor de t é 0 então a equação é multiplicada por $F_1(0) = 0,3989$, o mesmo ocorre para $h = 2\sigma_s$, com valor de $t = 1$ ($F_1(1) = 0,0833$) e para $h = 3\sigma_s$, onde o valor de t é 2 ($F_1(2) = 0,0084$), ou seja, essa função diminui áreas e aumenta tensões em uma ordem de grandeza a cada aumento de separação.

Uma vez que o valor da função $F_1(t)$ é constante para cada separação, as diferenças entre as áreas de contato são dadas pelo produto dos parâmetros do modelo GW, obtidos a partir de dados reais dos parâmetros de rugosidade das

superfícies. É importante observar que o produto GW é constante para cada processo de fabricação.

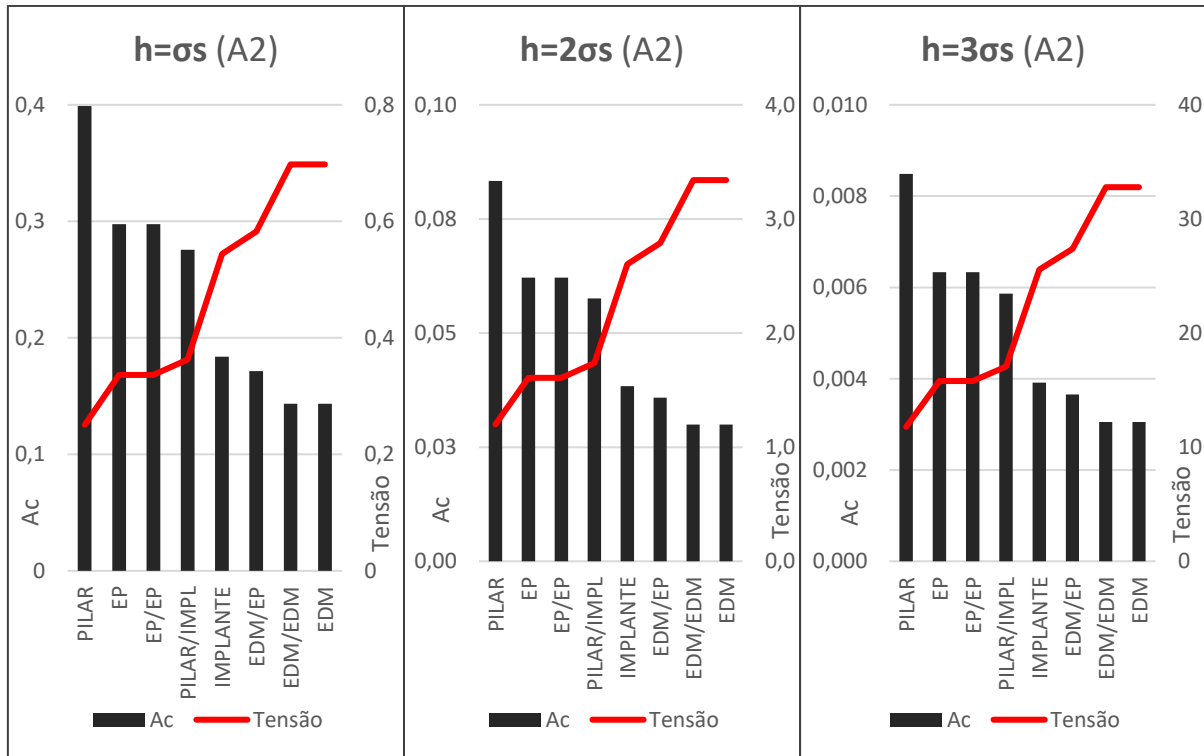
Quando a separação t varia de 0 a 1 as áreas de contato diminuem em torno de 80%, entre $t=1$ e $t=2$ as A_c diminuem 90%. A diminuição da área de contato quando a separação varia de $t=0$ a $t=2$ é de quase 98%, o que demonstra a importância da separação entre as superfícies no modelo. A superfície que gerou menos tensões, PILAR, tem área 2,5 vezes maior que a que gerou mais tensões, EDM e, portanto, apresenta tensões 2,5 vezes menores.

A maior área de contato (PILAR) representa aproximadamente 8% da área aparente e a menor (EDM) apenas 3% da na separação σ_s ($t=0$) nas áreas 1 e 2. Na separação $2\sigma_s$ ($t=1$) as áreas de contato mudam respectivamente para 1,6 % e 0,6%. Em $3\sigma_s$ ($t=2$) as porcentagens diminuem para 0,16% e 0,06%.

As tensões aumentaram aproximadamente 5 vezes entre $t=0$ e $t=1$. E 10 vezes entre $t=1$ e $t=2$. Isso demonstra que as tensões apresentam maior variação quanto a separação entre as superfícies aumenta, a variação encontrada neste estudo esteve entre 0,25 a 32 GPa.

Tomando como exemplo as tensões na superfície EDM (área 2) estimadas em 0,7 GPa na separação $h = \sigma_s$ aumenta para 32,78 GPa, na separação $h = 3\sigma_s$, ou seja, o triplo da separação, aumentou em 46 vezes a tensão de contato. Isso ocorre pela diminuição da área de contato conforme o aumento da separação das superfícies, essa relação é ilustrada nos gráficos (figura 57), baseados nos dados gerados pelo modelo da área 2, organizados por ordem crescente de tensões.

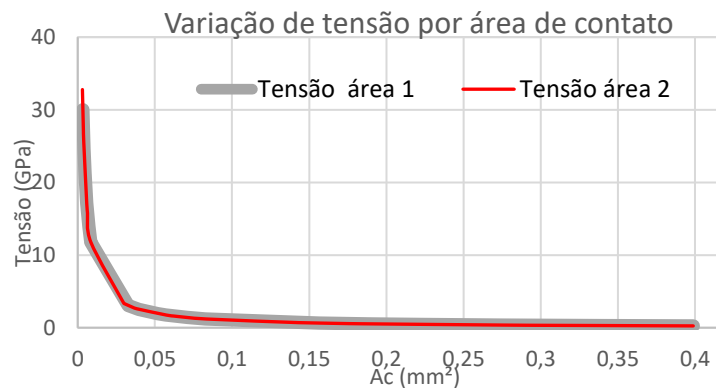
Figura 57– Relação entre área de contato (mm²) e tensões (GPa) em diferentes separações de superfícies



Fonte: A autora (2019)

A mesma variação proporcional é encontrada na área 1. A figura 58 mostra as variações de tensão por área de contato, onde os dados gerados nas duas áreas ficam sobrepostos, dada a proximidade de valores.

Figura 58 – Variação das tensões por área de contato nas áreas 1 e 2



Fonte: A autora (2019)

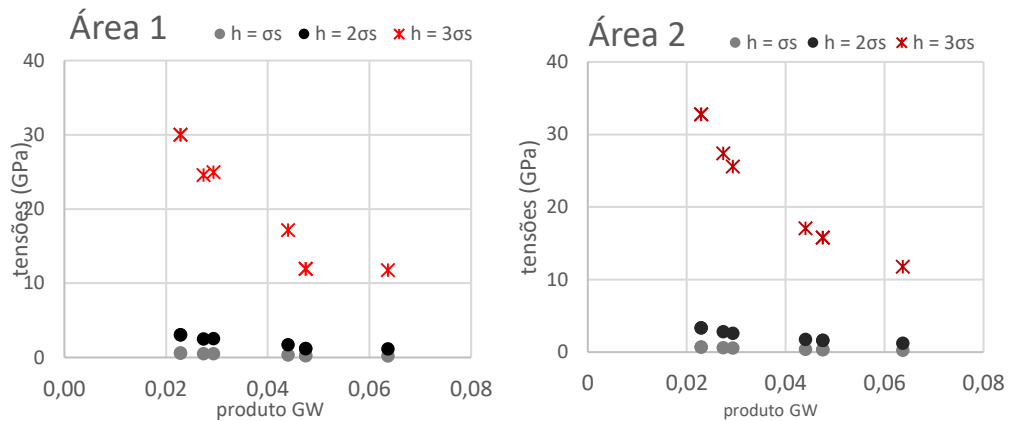
É importante salientar que, segundo Tomanik (2000), o modelo GW gera tensões maiores que outros modelos conforme o valor t . As pressões são em média 30% maiores para t entre 2 a 3, e 50% maiores para t entre 1 a 2. No entanto, os valores de tensões são utilizados apenas como referência para avaliação da influência da rugosidade, portanto, não considerados em seus valores absolutos.

Os resultados mostram que um mesmo valor de produto GW produz os mesmos valores de tensões semelhantes para a mesma separação. O produto apresentou valores próximos entre si (0,025 a 0,030) na área 1 para as superfícies EDM, IMPLANTE, EDM/EDM e EDM/EP. A mesma proximidade (0,063 a 0,064) foi encontrada entre EP, EP/EP e PILAR, enquanto a superfície PILAR/IMPLANTE apresentou valor intermediário (0,044). Na área 2 uma mudança foi observada, EP e EP/EP passaram a apresentar seu produto GW mais assemelhado a PILAR/IMPLANTE, portanto as tensões calculadas para essas superfícies também são semelhantes.

As superfícies resultantes da combinação de uma mesma superfície originária apresentam os mesmos valores de área e tensão da superfície originária, enquanto na combinação de diferentes superfícies, os valores resultantes são muito mais próximos da superfície mais rugosa, ou seja, com valor S_q mais alto e menor produto GW, como pode ser observado nas superfícies EDM/EP, onde os valores permaneceram próximos a EDM. Na superfície PILAR/IMPLANTE, originada de superfícies com rugosidades próximas, os valores resultantes são intermediários.

A análise da influência de parâmetros específicos de rugosidade através do modelo de contato não é simples, uma vez que, embora os parâmetros de entrada no modelo sejam definidos, o resultado de áreas e tensões de contato depende do conjunto, onde o efeito de cada um isoladamente não é evidente. A figura 59 mostra as variações entre o produto GW e tensões para as diferentes separações nas duas áreas.

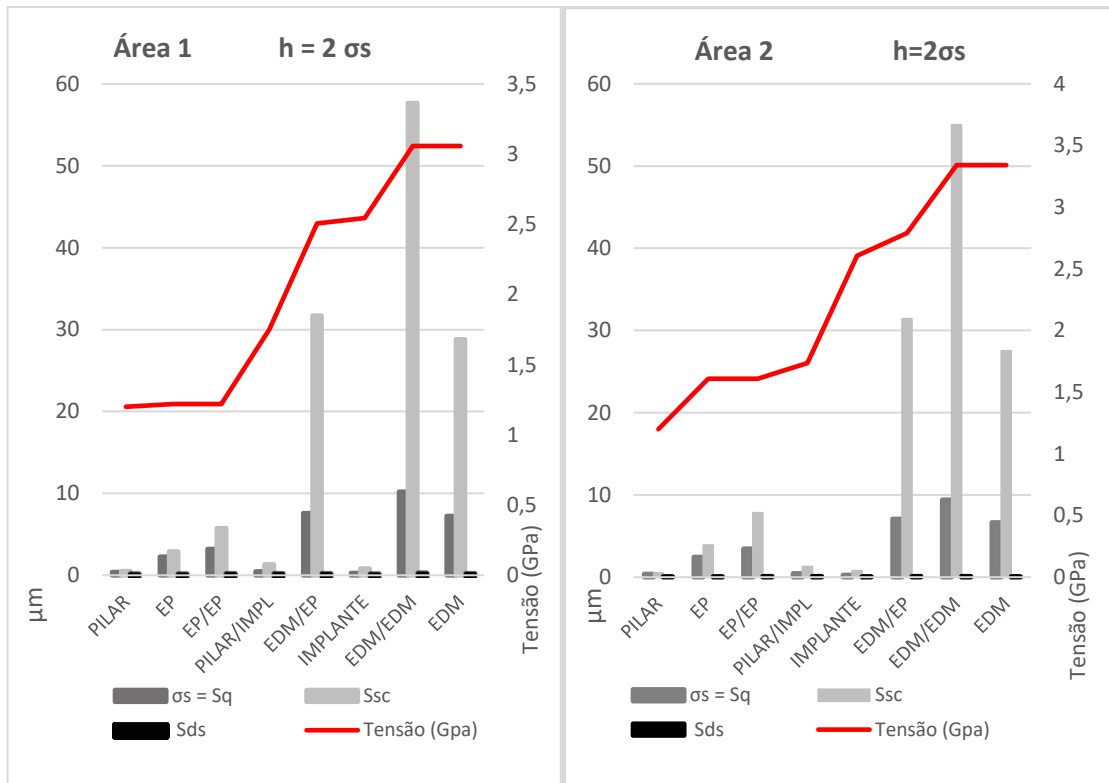
Figura 59 – Variações de tensões em relação ao valor do produto GW nas áreas 1 e 2



Fonte: A autora (2019)

Em geral, as superfícies com maior rugosidade S_q geram menor área de contato e maiores tensões, no entanto, mantida a relação de parâmetros do modelo, ou seja, com aumento proporcional de todos os parâmetros da superfície, a relação do produto GW, é mantida, como ocorre na combinação de superfícies iguais, onde S_q , S_{sc} e S_{ds} são aumentados, porém sem alteração do produto GW, assim como as tensões finais, desde que na mesma separação h . Isso reforça que o aumento de parâmetros, isoladamente não é significativo, se a relação do produto GW for mantida, essa relação é mostrada no exemplo dos gráficos a seguir (figura 60), considerando os parâmetros das áreas 1 e 2 na distância média $h = 2\sigma$.

Figura 60 – Gráficos da relação entre parâmetros e tensão para a separação $h=2$



Fonte: A autora (2019)

As demais separações nas diferentes áreas seguem a mesma tendência dos exemplos acima.

Na área 1, PILAR, EP e EP/EP apresentaram as menores tensões, enquanto na área 2, com a diminuição do valor do produto GW em EP as menores tensões foram a apresentadas pelo PILAR, que apresenta o segundo menor S_q , porém o menor S_{sc} , o que resulta nos maiores raios de cumes dentre as superfícies. Em ambas as áreas, as maiores tensões foram geradas na superfície EDM, com maior S_q , S_{ds} e S_{sc} portanto, além da maior rugosidade, possui maior densidade de cumes com os menores raios.

A superfície do IMPLANTE apresentou o segundo maior valor de tensões em todas as separações consideradas na área 1, perdendo apenas para EDM e EDM/EDM, embora seu valor S_q seja o menor de todas as superfícies, S_{sc} o segundo menor, porém S_{ds} muito próximo ao mais alto valor, EDM. Na área 2 as tensões em IMPLANTE foram menores que na superfície EDM e suas combinações, porém ainda maiores que PILAR, EP e PILAR/IMPLANTE, que apresentam maior S_q , porém menor S_{ds} , exceto para as superfícies combinadas.

Dentro da área 2, os parâmetros utilizados no modelo de contato apresentam S_q estatisticamente diferentes nos testes *t-student* pareados (Apêndice G), exceto para entre PILAR e IMPLANTE. Diferentemente, S_{ds} é praticamente o mesmo em todas as superfícies, exceto entre EDM/EP em que existe a diferença estatística. O valor S_{sc} de EDM é estatisticamente diferente das outras superfícies, no entanto, todas as demais são semelhantes estatisticamente entre si. Os p-valores estão dispostos na tabela 16, onde as diferenças estatísticas significativas encontram-se nas áreas destacadas (cinza).

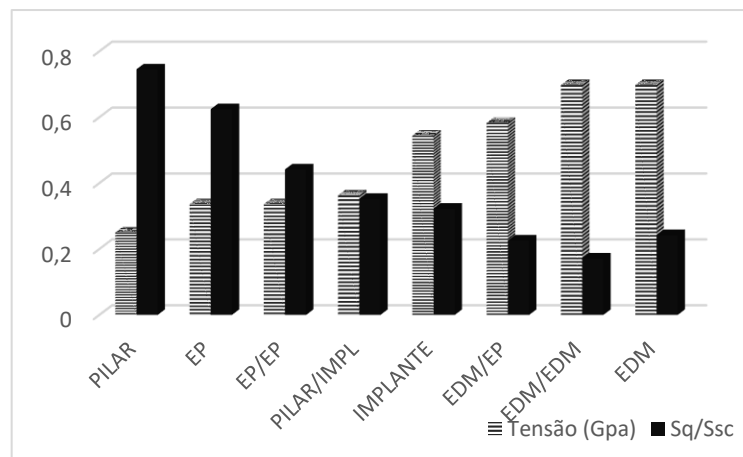
Tabela 16 – Valores p dos testes t pareados para os parâmetros da área 2

	EDM/EP	EDM/IMP	EDM/PILAR	EP/IMPL	EP/PILAR	IMPL/PIL
S_q	0,005334	0,001289	0,000982	0,023952	0,018489	0,177425
S_{sc}	0,005403	0,001623	0,001392	0,131915	0,09921	0,184158
S_{ds}	0,006205	0,542065	0,309227	0,116005	0,214285	0,612217

Fonte: A autora (2019)

Embora saiba-se da importância de cada um dos parâmetros, o fato de S_{ds} apresentar menor variação, sem diferenças significativas entre as superfícies, exceto comparando EDM e EP, evidencia a importante relação entre os demais parâmetros, S_q e S_{sc} , conforme é possível observar na figura 61, representante da separação $h=\sigma_s$ na área 2, onde o eixo à esquerda representa a escala compartilhada por tensão (GPa) e razão S_q/S_{sc} .

Figura 61– Relação S_q/S_{sc} e tensões na separação $h=\sigma_s$ da área 2



Fonte: A autora (2019)

De forma geral, conforme a razão S_q/S_{sc} diminui, a tensão tende a aumentar, salvo pequenas variações nas superfícies combinadas.

Segundo Sedlaček, Podgornik e Vižintin (2012), embora as tensões maiores sejam, em geral, encontradas nas maiores rugosidades S_q , as superfícies com valor muito elevado ou muito baixo de S_q transmite apenas pequenas cargas, enquanto as superfícies com S_q intermediário transmitem cargas maiores sem deformações permanentes à superfície. Quanto maior a rugosidade, será maior também o desgaste abrasivo. Por outro lado, para superfícies muito lisas, uma forte força adesiva e desgaste adesivo podem ocorrer mesmo sob cargas muito pequenas.

À medida que a rugosidade diminui, a variação absoluta das altitudes do cume diminui enquanto os raios das asperezas aumentam. Em contatos mecânicos, as superfícies com baixa rugosidade costumam ser mais resistentes devido à combinação de grandes raios (proporcionados pelos menor S_{sc}) e menores altitudes de cume (ROBBE-VALLOIRE, 2001). Essa característica parece ser o caso da superfície do PILAR.

Quanto maior o número de asperidades, dada pela densidade de cumes (S_{ds}) maior a área real de contato (SINGH; MELKOTE; HASHIMOTO, 2005), isso diminui as tensões de contato na superfície. No entanto, entre as superfícies estudadas S_{ds} apresenta valores muito próximos entre as superfícies, de forma que sua influência não pôde ser corretamente avaliada.

A combinação de baixo S_q e S_{sc} com alto valor S_{ds} neste modelo resulta em maior área de contato, com menores tensões.

Embora saiba-se que outros aspectos de superfície exerçam influência no desenvolvimento de tensões durante o contato mecânico, estes não foram analisados, por se tratar de um modelo teórico matemático com apenas três parâmetros de entrada.

Segundo Whitehouse e Archard (1970), embora o modelo de Greenwood e Williamson tenha representado um progresso notável, ainda está longe de representar completamente ou precisamente as superfícies aleatórias. Esses autores criticaram principalmente a simplificação de um único raio de curvatura para toda a superfície.

As tensões estimadas no presente trabalho sob 100N de força normal, não consideram o regime de deformação das superfícies, uma vez que isso significaria considerar as diferentes características dos materiais estudados acrescentado

variáveis ao estudo que tem como objetivo as relações entre rugosidade e tensões. Greenwood e Williamson (1966) consideram que para superfícies muito rugosas o fluxo de deformação plástica é predominante, enquanto para superfícies mais lisas, o contato poderá ser totalmente elástico. Sendo assim, no conjunto de superfícies analisadas os diferentes tipos de deformação são previstos.

Além disso, como já observado por Persson (2006), em muitas aplicações, as propriedades elásticas dos sólidos não são constantes no espaço, mas variam com a distância entre as superfícies. Assim, muitos sólidos têm camadas superficiais modificadas, por exemplo, camadas finas de óxidos, que possuem propriedades elásticas diferentes das propriedades apresentadas pelo material. Nestes casos, o módulo de elasticidade também dependerá da distância entre as superfícies.

Em condições intra-orais, há um consenso de que, não só a magnitude das forças oclusais, mas também sua localização, afetam a qualidade e quantidade de deformações e tensões induzidas nos componentes do complexo prótese-osso-sistema de implante (SAHIN et al., 2002).

Antes mesmo de um sistema de implante, como o utilizado no presente estudo, entrar em função, uma pré-carga no sistema é introduzida pelo torque do parafuso do pilar sendo, para as peças utilizadas, recomendado pelo fabricante entre 10 a 60 Ncm. No entanto os torques entre 20 a 40 Ncm costumam ser mais utilizados.

O estudo de Wang et al. (2009), que teve por objetivo determinar as forças na interface parafusada diante do torque do parafuso do pilar, encontrou uma força de compressão em torno de 522 N de pré-carga na interface implante /pilar, após o torque do parafuso em 32Ncm. Segundo os autores, a natureza das forças que incidem na interface e a forma como são dissipadas no conjunto ainda são indefinidas. Isso demonstra que a força normal utilizada no presente estudo, a título demonstrativo, é apenas uma parte das forças que incidem neste sistema.

Após os contatos iniciais também ocorrem desgastes das áreas em contato, o que pode aproximar as superfícies, mudando o padrão do contato estabelecido inicialmente. Devido aos micro-movimentos que ocorrem nas interfaces, o filme protetor de TiO₂ pode ser perdido, devido ao atrito, o que pode levar à maior perda de material e falhas mecânicas (PRADO et al., 2017).

Embora não se possa determinar, apenas com base no presente estudo, o padrão de tensões de contato que incidem na interface de conexão implante/pilar, até por se tratar de apenas de um conjunto, dentre uma diversidade de peças atualmente

disponíveis no mercado, é possível obter informações a respeito das tensões que se iniciam no contato, em diferentes níveis de rugosidade.

5 CONCLUSÃO

Esta investigação apresentou a descrição da topografia superficial de duas superfícies rugosas desenvolvidas em liga de titânio (Ti-6Al-4V), uma superfície de plataforma de implante e uma superfície de contato do pilar protético. Os dados obtidos foram utilizados para modelagem de área real de contato, utilizando o modelo de Greenwood-Williamsom, bem como a estimativa da tensão de contato, simulando cargas axiais em contatos oclusais.

Dentro deste contexto, as principais conclusões obtidas foram:

A relação entre os parâmetros S_q e S_{sc} exerceu influência significativa nos resultados. A maior razão S_q / S_{sc} aumenta a área de contato e, portanto, gera menores tensões. A variação de S_q , isoladamente, foi menos significativa do que a da relação apresentada.

A superfície do PILAR apresentou as menores tensões de contato. Esta superfície apresenta, dentre todas, o menor valor de S_{sc} , embora seu S_q seja maior que o do IMPLANTE.

A superfície que gerou as maiores tensões de contato foi a EDM, assim como sua combinação, EDM/EDM, ambas apresentam os maiores valores S_q , S_{sc} e S_{ds} dentre as amostras analisadas.

5.1 SOBRE OS DIFERENTES PROCESSOS DE FABRICAÇÃO:

a. O processo de eletroerosão produziu uma superfície bastante característica, gaussiana, com formações em gota, presença de poros, forte isotropia e altos valores de rugosidade, bastante favoráveis à retenção protética cimentada, porém causou muitos defeitos na superfície do substrato como microfissuras e a inclusão de Cu durante o processo, o que impossibilitaria seu uso para outras aplicações biomédica sem o tratamento da superfície. A superfície eletroerodida forneceu valores significativamente mais altos do que as outras superfícies em todos os parâmetros de rugosidade analisados, exceto na distribuição de alturas S_{sk}/S_{ku} .

b. O processo de eletropolimento, com tempo de execução de 4 minutos, eliminou os defeitos na superfície e o elemento indesejado (Cu) durante a dissolução controlada da superfície. O processo não alterou (estatisticamente) a distribuição de alturas da superfície eletroerodida, manteve a forte isotropia e a característica

gaussiana. A rugosidade S_q diminuiu (69%) em relação à superfície eletroerodida. Houve uma diminuição de 12% na densidade de cumes, proporcionalmente menor que a diminuição dos demais parâmetros híbridos, acima de 86%, em relação à superfície eletroerodida.

c. As superfícies da plataforma do implante e do pilar apresentam muito baixa rugosidade, e forte anisotropia, refletindo as marcas de usinagem. Os valores médios dos parâmetros de rugosidade destas superfícies são muito próximos entre si, semelhantes estatisticamente, exceto por S_{ku} , mais alto na superfície do implante. A distribuição de alturas é aproximadamente gaussiana. Os parâmetros híbridos S_{dq} e S_{sc} , apresentaram seus menores valores nestas superfícies. A densidade de cumes S_{ds} no entanto, não apresentou diferenças com relação às outras superfícies.

5.2 SOBRE AS ESTIMATIVAS DE CONTATO PELO MODELO GW:

O aumento do valor do produto GW resulta em maiores áreas, portanto menores tensões de contato mecânico. A maior área de contato foi encontrada na superfície do PILAR, e corresponde a aproximadamente 8% da área aparente da superfície, enquanto a menor área, EDM, representa apenas 3% considerando a menor separação entre as superfícies. Na maior separação considerada, a área real de contato do pilar representa pouco menos de 0,2%, da superfície aparente, e EDM 0,06%.

5.3 SOBRE O EFEITO DA ANISOTROPIA:

Os métodos empregados para avaliar o efeito da anisotropia não foram bem sucedidos. A utilização de parâmetros de perfil não resultou nas diferenças típicas esperadas entre as leituras orientadas em sentido horizontal e vertical da superfície. Os motivos para isso podem incluir desde a presença de óxidos ou defeitos superficiais até alterações de leitura do perfil, resultantes de insuficiente comprimento de amostragem.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O estudo das tensões de contato constitui apenas uma pequena parte das investigações de tensões que incidem no sistema de implante, no entanto, deveriam receber prioridade, uma vez que grande parte das falhas dos componentes iniciam-se na superfície de contato.

O fato de a distância de separação entre as superfícies exercer grande influência nos resultados de áreas de contato e tensões, demonstra a importância desta medida. Mais estudos são necessários para determinar a melhor forma de obtenção desta medida, possibilitando resultados mais realistas.

Aparentemente, os parâmetros como S_{pk} e S_{pq} , podem prover a distância de separação entre superfícies. São necessárias mais investigações a fim de determinar se seriam aplicáveis às superfícies em questão.

A validação experimental do modelo de contato também pode ser de grande importância, pois permite a avaliação da aproximação do modelo teórico aos dados reais em aplicações determinadas.

Outras formas de modelagem de superfícies anisotrópicas também podem ser experimentadas, existem outros métodos de cálculo baseados em parâmetros bidimensionais, a exemplo da descrita em Mc Cool (1987), que não foram aplicadas no presente trabalho. No entanto, para isso, é necessário a correta aquisição dos parâmetros bidimensionais, de forma a refletir a verdadeira natureza da superfície.

REFERÊNCIAS

- ABBAS, Norliana Mohd; SOLOMON, Darius G.; BAHARI, Md. Fua. A review on current research trends in electrical discharge machining (EDM). **International Journal of Machine Tools and Manufacture**, [s. l.], v. 47, n. 7–8, p. 1214–1228, 2007. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0890695506002148>>. Acesso em: 19 jun. 2019.
- ABI-RACHED, Filipe De Oliveira et al. The effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements to titanium. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 108, n. 6, p. 370–376, 2012. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60194-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60194-2)>
- AFFERRANTE, L. et al. Elastic Contact Mechanics of Randomly Rough Surfaces: An Assessment of Advanced Asperity Models and Persson's Theory. **Tribology Letters**, [s. l.], v. 66, p. 75, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s11249-018-1026-x>>. Acesso em: 12 jul. 2019.
- AGRA, Carlos Martins; VIEIRA, Glauco Fioranelli. Quantitative Analysis of Dental Porcelain Surfaces Following Different Treatments: Correlation between Parameters Obtained by a Surface Profiling Instrument. **Dental Materials Journal**, [s. l.], v. 21, n. 1, p. 44–52, 2002.
- AJAY, R. et al. Effect of surface modifications on the retention of cement-retained implant crowns under fatigue loads: An In vitro study. **Journal of Pharmacy And Bioallied Sciences**, [s. l.], v. 9, n. 5, p. 154, 2017. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29284956>>. Acesso em: 19 jun. 2019.
- AL-OMIRI, M. K. et al. Maximum bite force following unilateral implant-supported prosthetic treatment: within-subject comparison to opposite dentate side. **Journal of Oral Rehabilitation**, [s. l.], v. 41, n. 8, p. 624–629, 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1111/joor.12174>>
- ALKAN, Ibrahim; SERTGÖZ, Atilla; EKICI, Bülent. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY**, [s. l.], v. 91, n. 4, p. 319–325, 2004. Disponível em: <<https://pdf.sciencedirectassets.com/272358/1-s2.0-S0022391300X00534/1-s2.0-S0022391304000332/main.pdf>>. Acesso em: 26 jul. 2019.
- ALLA, Rama Krishna et al. Surface roughness of implants: A review. **Trends in Biomaterials and Artificial Organs**, [s. l.], v. 25, n. 3, p. 112–118, 2011.
- ANSELME, Karine; BIGERELLE, M. Topography effects of pure titanium substrates on human osteoblast long-term adhesion. **Acta Biomaterialia**, [s. l.], v. 1, n. 2, p. 211–222, 2005.
- ANUSAVICE, Kenneth J. **Phillips materiais dentários**. [s.l.] : Elsevier Brasil, 2013.
- ANUVISACE, Kenneth J. Estrutura da Matéria e Princípios de Adesão. In: **Phillips - Materiais Dentários**. 11. ed. [s.l.] : Elsevier Ltd, 2005. p. 19–20.
- APARICIO, Conrado et al. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. **Biomaterials**, [s. l.], v. 24, n. 2, p. 263–273, 2003.

ARCOUMANIS, C.; OSTOVAR, P.; MORTIER, R. Mixed Lubrication Modelling of Newtonian and Shear Thinning Liquids in a Piston-Ring Configuration. **SAE Transactions**, [s. l.], v. 106, p. 1306–1331, 1997. Disponível em: <<http://www.jstor.org/stable/44731650>>

Area Roughness Parameters | Sq (Root Mean Square Height) |. [s.d.]. Disponível em: <<https://www.keyence.com/ss/products/microscope/roughness/surface/sq-root-mean-square-height.jsp>>. Acesso em: 15 mar. 2019.

ARVIDSSON, Anna; SATER, Bashar A.; WENNERBERG, Ann. The role of functional parameters for topographical characterization of bone-anchored implants. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, [s. l.], v. 8, n. 2, p. 70–76, 2006.

ASM HANDBOOK VOL. 9. **ASM HANDBOOK - Vol. 09 Metallography and Microstructures**. [s.l.] : ASM International The Materials Information Company, 2004.

ASTM INTERNATIONAL. D7127-17 Standard Test Method for Measurement of Surface Roughness of Abrasive Blast Cleaned Metal Surfaces Using a Portable Stylus Instrument. [s. l.], 2017.

AVER'YANOVA, I. O.; BOGOMOLOV, D. Yu; POROSHIN, V. V. ISO 25178 Standard for Three-Dimensional Parametric Assessment of Surface Texture. **Russian Engineering Research**, [s. l.], v. 37, n. 6, p. 2–5, 2017. Disponível em: <<https://link-springer-com.ez48.periodicos.capes.gov.br/content/pdf/10.3103%2FS1068798X17060053.pdf>>. Acesso em: 2 out. 2018.

BAGNO, Andrea; DI BELLO, Carlo. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, [s. l.], v. 15, n. 9, p. 935–949, 2004.

BAHRAMI, Babak et al. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants-A 3D finite element analysis. **Dental Materials**, [s. l.], v. 30, p. e89–e97, 2014. Disponível em: <www.sciencedirect.com>. Acesso em: 15 jul. 2019.

BHUI, Amandeep Singh et al. Experimental investigation of optimal ed machining parameters for Ti-6Al-4V biomaterial. **Facta Universitatis, Series: Mechanical Engineering**, [s. l.], v. 16, n. 3, p. 337–345, 2018.

BHUSHAN, Bharat. Surface roughness analysis and measurement techniques. In: **Modern Tribology Handbook, Two Volume Set**. [s.l.] : CRC press, 2000. p. 79–150.

BIGERELLE, M. et al. An unscaled parameter to measure the order of surfaces: A new surface elaboration to increase cells adhesion. **Biomolecular Engineering**, [s. l.], v. 19, n. 2–6, p. 79–83, 2002.

BIGERELLE, M.; IOST, A. A numerical method to calculate the Abbott parameters : A wear application. **Tribology International**, [s. l.], v. 40, p. 1319–1334, 2007.

BRACK, N.; RIDER, A. N. The influence of mechanical and chemical treatments on the environmental resistance of epoxy adhesive bonds to titanium. **International Journal of Adhesion and Adhesives**, [s. l.], v. 48, p. 20–27, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2013.09.012>>

BROGGINI, N. et al. Persistent Acute Inflammation at the Implant-Abutment Interface. **J Dent Res**, [s. l.], v. 82, n. 3, p. 232–237, 2003.

BROZOVIĆ, Juraj et al. Properties of axially loaded implant–abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis. **Dental Materials**, [s. l.], v. 30, n. 3, p. e17–e27, 2014. Disponível em: <<https://www-sciencedirect.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0109564113005174#!>>. Acesso em: 16 jul. 2019.

CARBONE, Giuseppe. A slightly corrected Greenwood and Williamson model predicts asymptotic linearity between contact area and load. **Journal of the Mechanics and Physics of Solids**, [s. l.], v. 57, p. 1093–1102, 2009. Disponível em: <<https://pdf.sciencedirectassets.com/271504/1-s2.0-S0022509609X00062/1-s2.0-S0022509609000337/main.pdf>>. Acesso em: 30 set. 2019.

CARVALHO FILHO, Mauro De; NOCE, Walter Jorge. Polimento Eletrolítico - Influência no Desempenho de Aços Inoxidáveis e Ligas Especiais. **Tratamento de Superfície**, [s. l.], v. 66, n. julho/agosto, p. 26–33, 1994.

Catálogo Neodent. 2016. Disponível em: <<https://pt.scribd.com/document/321237792/Neodent-Catalogo-2016>>. Acesso em: 24 out. 2019.

CHEN, S. L.; YAN, B. H.; HUANG, F. Y. Influence of kerosene and distilled water as dielectrics on the electric discharge machining characteristics of Ti-6Al-4V. **Journal of Materials Processing Technology**, [s. l.], v. 87, p. 107–111, 1999. Disponível em: <<https://pdf.sciencedirectassets.com/271356/1-s2.0-S0924013600X00544/1-s2.0-S0924013698003409/main.pdf>>. Acesso em: 5 jul. 2019.

CICCIU, Marco et al. Original Article FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. **Int J Clin Exp Med**, [s. l.], v. 7, n. 4, p. 817–825, 2014.

CIULLI, E. et al. Rough contacts between actual engineering surfaces Part I. Simple models for roughness description. **Wear**, [s. l.], v. 264, p. 1105–1115, 2008. Disponível em: <www.sciencedirect.com>. Acesso em: 8 jul. 2019.

CONFORTO, E. et al. Rough surfaces of titanium and titanium alloys for implants and prostheses. **Materials Science and Engineering C**, [s. l.], v. 24, n. 5, p. 611–618, 2004.

DA SILVA, ANNE CAROLINE MELO. **Contribuição ao estudo da influência da área de contato na aderência da interface argamassa colante-cerâmica I**. 2018. Dissertação - Universidade Católica de Pernambuco, [s. l.], 2018.

DA SILVA FILHO, Raildo Oliveira; DE VASCONCELLOS, Andréa Araújo; CASSELLI, Henrique. CERAMIC ABUTMENTS USED IN DENTISTRY: A LITERATURE REVIEW. **Odontol. Clín.-Cient**, [s. l.], v. 15, n. 1, p. 19–24, 2016. Disponível em: <www.crope.org.br>. Acesso em: 24 set. 2018.

DA SILVA, L. R. et al. Study of 3D parameters and residual stress in grinding of AISI 4340 steel hardened using different cutting fluids. **International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, [s. l.], v. 100, n. 1–4, p. 895–905, 2019. Disponível em: <<https://link-springer-com.ez48.periodicos.capes.gov.br/content/pdf/10.1007%2Fs00170-018-2763-6.pdf>>. Acesso em: 9 set. 2019.

DAMIATI, Laila et al. Impact of surface topography and coating on osteogenesis and bacterial attachment on titanium implants. **Journal of Tissue Engineering**, [s. l.], v. 9,

n. August, p. 1–16, 2018.

DE CAMPOS, Tomie Nakakuki et al. Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. **Int J Periodontics Restorative Dent**, [s. l.], v. 30, n. 4, p. 409–413, 2010. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?db=pubmed&cmd=Retrieve&dopt=AbstractPlus&list_uids=20664843>

DE SOUZA MAGINI, R.; BENFATTI, C. A. M.; DE SOUZA, J. C. M. **Noções de Implantodontia Cirúrgica**. [s.l.] : Artes Medicas, 2016. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=Q-ixCwAAQBAJ>>

DE SOUZA, Marcos Motta. **ESTUDO DA FORMA E DA RUGOSIDADE EM PRÓTESES ORTOPÉDICAS DE QUADRIL**. 2011. UFRJ, [s. l.], 2011. Disponível em: <http://w2.files.scire.net.br/atrio/ufrj-pem_upl/THESIS/1356/pemufrj2011dscmarcosmottadesouza.pdf>. Acesso em: 1 set. 2019.

DECELES, Cristina et al. In vitro analysis of the microbiological sealing of tapered implants after mechanical cycling. **Clinical Oral Investigations**, [s. l.], p. 2437–2445, 2016.

DELTOMBE, R.; KUBIAK, K. J.; BIGERELLE, M. How to Select the Most Relevant 3D Roughness Parameters of a Surface. **Scanning**, [s. l.], v. 36, p. 150–160, 2014.

DINATO, J. C.; WULFF, L. C. Z.; BIANCHINI, M. A. Adaptação passiva: ficção ou realidade. **Dinato JC, Polido WD. Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese. São Paulo: Artes Médicas**, [s. l.], p. 283–313, 2001.

DINIZ, A. E.; MARCONDES, F. C.; COPPINI, N. L. **Tecnologia da usinagem dos materiais**. 3 ed ed. São Paulo: Artliber, 2001.

DITTMER, Stephanie et al. Effect of Implant–Abutment Connection Design on Load Bearing Capacity and Failure Mode of Implants. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 20, n. 7, p. 510–516, 2011. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1532-849X.2011.00758.x>>

DONG, W. P.; SULLIVAN, P. J.; STOUT, K. J. Comprehensive study of parameters for characterizing dimensional surface topography I: Some inherent properties of parameter variation. **Wear**, [s. l.], v. 159, p. 161–171, 1992.

DONG, W. P.; SULLIVAN, P. J.; STOUT, K. J. Comprehensive study of parameters for characterising three- dimensional surface topography IV: Parameters for characterising spatial and hybrid properties. **Wear**, [s. l.], v. 178, p. 45–60, 1994.

DURACCIO, Donatella; MUSSANO, Federico. Biomaterials for dental implants: current and future trends. **Journal of Materials Science**, [s. l.], v. 50, n. 14, p. 4779–4812, 2015.

EHRENFEST, David M. Doha. et al. Classification of osseointegrated implant surfaces: Materials, chemistry and topography. **Trends in Biotechnology**, [s. l.], v. 28, n. 4, p. 198–206, 2010. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.tibtech.2009.12.003>>

EL-ANWAR, Mohamed I. et al. New dental implant selection criterion based on implant design. **European journal of dentistry**, [s. l.], v. 11, n. 2, p. 186–191, 2017. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28729790>>. Acesso em: 15 jul. 2019.

ELIAS, Carlos Nelson et al. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. **Dental Materials**, [s. l.], v. 31, p. e1–e13, 2015. Disponível em: <www.sciencedirect.com>. Acesso em: 26 jul. 2019.

EUR 15178N. **The development of methods for the characterisation of roughness in three dimensions** Stout, Sullivan, Dong, Mainsah, Luo, Mathia, Zahouani. Commission of the European Communities, EUR 15178 EN, , 1993.

EZUGWU, E. O.; WANG, Z. M. Titanium alloys and their machinability—a review. *J Mater Process Tech.* **Journal of Materials Processing Technology**, [s. l.], v. 68, p. 262–274, 1997. Disponível em: <http://www.ewp.rpi.edu/hartford/~ernesto/S2015/FWLM/TermProject/Carnavos/Ezugwu-Ti.pdf>

FAOT, Fernanda et al. Discrepancies in marginal and internal fits for different metal and alumina infrastructures cemented on implant abutments. **European Journal of Oral Sciences**, [s. l.], v. 123, n. 3, p. 215–219, 2015.

FAWZY, Amr S.; EL-ASKARY, Farid S. Effect acidic and alkaline / heat treatments on the bond strength of different luting cements to commercially pure titanium. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 37, p. 255–263, 2009.

FERNÁNDEZ, Marc et al. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 111, n. 2, p. 116–123, 2014.

FERREIRA, Filipe Viana. **EFEITO DE TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE E RUGOSIDADE NA FORMAÇÃO DE INCRUSTAÇÕES DE CARBONATO DE CÁLCIO**. 2018. Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

FERREIRA, MEBC; MAGALHÃES, Leandro L. Projeto Mecânico de Equipamento para Brunimento de Camisas de Cilindro. **CEFET/RJ, Rio de Janeiro**, [s. l.], 2009.

FIGUEIRÊDO, Evandro Portela et al. Photoelastic Analysis of Fixed Partial Prosthesis Crown Height and Implant Length on Distribution of Stress in Two Dental Implant Systems. **International Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 2014, p. 1–7, 2014.

GADELMAWLA, E. S. et al. Roughness parameters. **Journal of Materials Processing Technology**, [s. l.], v. 123, n. April, p. 113–145, 2002.

GIMENEZ, Renato Lucato. **Área De Hemiesferas De Borracha Contra Uma Superfície De Vidro**. 2010. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (USP), [s. l.], 2010.

GREENWOOD, J. A.; TRIPP, J. H. The Contact of Two Nominally Flat Rough Surfaces. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers**, [s. l.], v. 185, n. 1, p. 625–633, 1970. Disponível em: <https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1970_185_069_02>

GREENWOOD, J. A.; WILLIAMSON, J. B. PI. Contact of nominally flat surfaces. **Proceedings of the royal society of London. Series A. Mathematical and physical sciences**, [s. l.], v. 295, n. 1442, p. 300–319, 1966.

GROOVER, Mikell P. **Fundamentals Manufacturing: materials, processes and systems**. 4th. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc. All, 2010.

GRZESIK, Wit; KRUSZYNSKI, Bogdan; RUSZAJ, Adam. Surface integrity of machined surfaces. In: **Surface integrity in machining**. London: Springer, 2010. p. 143–179.

GUILHERME, Adérico Santana. **Influência da rugosidade superficial após polimento eletrolítico ou convencional sobre a resistência à fadiga do titânio comercialmente puro e da liga titânio alumínio vanádio**. 2001. Universidade Estadual de Campinas, [s. l.], 2001.

HAIAT, Guillaume; WANG, Hom-lay; BRUNSKI, John. Effects of Biomechanical Properties of the Bone – Implant Interface on Dental Implant Stability : From In Silico Approaches to the Patient ' s Mouth. **Annu. Rev. Biomed. Eng.**, [s. l.], v. 16, p. 187–213, 2014.

HAMATA, Marcelo Matilda; ZUIM, Paulo Renato Junqueira; ASSUNÇÃO, Wirley Gonçalves. Passive Fit in Osseointegrated Implants. **RBP – Revista Brasileira de Implantodontia & Prótese sobre Implantes**, [s. l.], v. 12, n. (47/48), p. 228–235, 2005.

HANDZEL-POWIERZA, Z.; KLIMCZAK, T.; POLIJANIUK, A. On the experimental verification of the Greenwood-Williamson model for the contact of rough surfaces. **Wear**, [s. l.], v. 154, n. 1, p. 115–124, 1992.

HARRIS, AF; BEEVERS, A. The effects of grit-blasting on surface properties for adhesion. **International Journal of Adhesion & Adhesives**, [s. l.], v. 19, n. November 1998, p. 445–452, 1999.

HASÇALIK, Ahmet; ÇAYDAS, Ulas. A comparative study of surface integrity of Ti – 6Al – 4V alloy machined by EDM and AECG Ahmet Hasc. **Journal of Materials Processing Technology**, [s. l.], v. 190, p. 173–180, 2007a.

HASÇALIK, Ahmet; ÇAYDAŞ, Ulaş. Electrical discharge machining of titanium alloy (Ti–6Al–4V). **Applied Surface Science**, [s. l.], v. 253, n. 22, p. 9007–9016, 2007b. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169433207006988?via%3Dihub>>. Acesso em: 19 jun. 2019.

HE, Baofeng et al. Characterisation of the Mechanical Bond Strength for Copper on Glass Plating Applications. In: LEACH, Richard (Ed.). **Characterisation of Areal Surface Texture**. Teddington: Springer Heidelberg, 2013.

HECKER, Rogelio L.; LIANG, Steven Y. Predictive modeling of surface roughness in grinding. **International Journal of Machine Tools and Manufacture**, [s. l.], v. 43, n. 8, p. 755–761, 2003. Disponível em: <<https://www-sciencedirect.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0890695503000555>>. Acesso em: 9 set. 2019.

HEITZ-MAYFIELD, L. J. A. et al. Anti-infective surgical therapy of peri-implantitis. A 12-month prospective clinical study. **Clinical Oral Implants Research**, [s. l.], v. 23, n. 2, p. 205–210, 2012.

IMANI, Mohammad Moslem et al. Effect of Cyclic Loading on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets: An In Vitro Study. **Journal of dentistry (Tehran, Iran)**, [s. l.], v. 15, n. 6, p. 351, 2018.

INTERNATIONAL ORGANISATION OF STANDARDIZATION. **ISO**

25178:2012 Geometric Product Specifications (GPS) – Surface texture Areal - Part 2: Terms, definitions and surface texture parameters., [s.d.].

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 4287 Geometrical Product Specifications (GPS) -- Surface texture: Profile method -- Terms, definitions and surface texture parameters**, 1997.

Introduction to roughness | KEYENCE America. [s.d.]. Disponível em: <<https://www.keyence.com/ss/products/microscope/roughness/surface/sal-auto-correlation-length.jsp>>. Acesso em: 15 mar. 2019a.

Introduction to roughness | KEYENCE America. [s.d.]. Disponível em: <<https://www.keyence.com/ss/products/microscope/roughness/surface/sdq-root-mean-square-gradient.jsp>>. Acesso em: 15 mar. 2019b.

ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**, England, v. 3, n. 6, p. 247–253, 1995.

JENG, Yeau-Ren; LIN, Zhi-Way; SHYU, Shih-Hwa. Description of Wear Simulation. **Journal of Tribology**, [s. l.], v. 126, n. July, p. 620–625, 2004. Disponível em: <<http://www.asme.org/about-asme/terms-of-use>>

JIN, Z. M. et al. Tribology of medical devices. **Biosurface and Biotribology**, [s. l.], v. 2, n. 4, p. 173–192, 2016.

JOHNSON, K. L.; KENDALL, K.; ROBERTS, A. D. Surface Energy and the Contact of Elastic Solids. **Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences**, [s. l.], 1971.

JUNIOR, J. F. Santiago et al. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. **Materials Science and Engineering: C**, [s. l.], v. 63, p. 292–300, 2016. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0928493116301539>>. Acesso em: 15 jul. 2019.

KILIÇARSLAN, Mehmet Ali et al. Efficacy of uncommon surface treatment methods on titanium in order to improve bond strengths for adhesive cementation. **Journal of adhesion science and Technology**, [s. l.], v. 30, n. 21, p. 2345–2356, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1080/01694243.2016.1182825>>

KUCHARSKI, Stanislaw; STARZYNSKI, Grzegorz. Study of contact of rough surfaces: Modeling and experiment. **Wear**, [s. l.], v. 311, n. 1–2, p. 167–179, 2014. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S004316481400026X>>. Acesso em: 10 jul. 2019.

KUNDRAK, J.; GYANI, K.; BANA, V. Roughness of ground and hard-turned surfaces on the basis of 3D parameters. **International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, [s. l.], v. 38, n. 1–2, p. 110–119, 2008.

KUSHNER, B. A.; NOVINSKI, E. R.; METCODIVISION, Perkin-Elmer Corporation. Thermal Spray Coatings. In: **ASM Handbook, Vol. 18: Friction, Lubrication, and Wear Technology**. [s.l.] : ASM International, 1992.

LAM VO, Thuy et al. Masticatory function and bite force of mandibular single-implant overdentures and complete dentures: a randomized crossover control study. **Journal**

of **Prosthodontic Research**, [s. l.], p. 6, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.03.002>>. Acesso em: 30 jun. 2019.

LAPPIN, Derry; MOHAMMADI, Abdolreza Rashidi; TAKAHATA, Kenichi. An experimental study of electrochemical polishing for micro-electro-discharge-machined stainless-steel stents. **J Mater Sci: Mater Med**, [s. l.], v. 23, p. 349–356, 2012. Disponível em: <<https://link.springer.com.ez48.periodicos.capes.gov.br/content/pdf/10.1007%2Fs10856-011-4513-2.pdf>>. Acesso em: 12 ago. 2019.

LARSEN-BASSE, Jorn. Basic Theory of Solid Friction. In: **ASM Handbook, Vol. 18**. [s.l.] : ASM international., 1992.

LAUSMAA, Jukka. Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials. **Journal of Electron Spectroscopy and Related Phenomena**, [s. l.], v. 81, p. 343–361, 1996.

LAUTENSCHLAGER, E. P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **International dental journal**, [s. l.], v. 43, p. 245–253, 1993.

LEACH, Richard. **Characterisation of Areal Surface Texture**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-3-642-36458-7.pdf>>. Acesso em: 20 jun. 2019.

LEMOS, Cleidiel Aparecido Araujo et al. a Importância Da Geometria Dos Implantes Para O Planejamento Em Reabilitação Oral: Revisão De Literatura the Importance of Implants Geometry for Planning in Oral Rehabilitation: Literature Review. **Revista Odontológica de Araçatuba**, [s. l.], v. 35, n. 1, p. 22–28, 2014.

LI, Cheng-Gui; DONG, Shen; ZHANG, Guo-Xiong. Evaluation of the anisotropy of machined 3D surface topography. **Wear**, [s. l.], v. 237, p. 211–216, 2000. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/wear>. Acesso em: 27 jul. 2019.

LIMOL, Lionel Loïc; et al. The influence of the normal load and grit size on the abrasive wear of polymeric materials used in mining industry. In: 2ND INTERNATIONAL BRAZILIAN CONFERENCE ON TRIBOLOGY 2014, Foz do Iguaçu - Brazil. **Anais...** Foz do Iguaçu - Brazil

LÖBERG, Johanna et al. Characterisation of Titanium Dental Implants I: Critical Assessment of Surface Roughness Parameters. **The Open Biomaterials Journal**, [s. l.], v. 2, p. 18–35, 2010.

LOPES, Patricia A. et al. Physicochemical and microscopic characterization of implant–abutment joints. **European journal of dentistry**, [s. l.], v. 12, n. 1, p. 100, 2018.

LOREY, Robert E. et al. The Potential for Bonding Titanium Restorations. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 2, n. 3, p. 151–155, 1993. Disponível em: <<https://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/74888/j.1532-849X.1993.tb00399.x.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Acesso em: 11 set. 2018.

MARINHO, Fundação Roberto. **Telecurso 2000 Profissionalizante: Mecânica: Processos de fabricação**. São Paulo: Globo, 2000. Disponível em: <http://www.grima.ufsc.br/capp/rugosidade/aula18_Rugosidade.pdf>. Acesso em: 29 out. 2019.

MATTHEOS, Nikos et al. Investigating the micromorphological differences of the

implant – abutment junction and their clinical implications : a pilot study. **Clin. Oral Impl. Res.**, [s. l.], v. 27, n. i, p. 134–143, 2016.

MCCOOL, J. I. Comparison of models for the contact of rough surfaces. **Wear**, [s. l.], v. 107, n. 1, p. 37–60, 1986.

MCCOOL, J. I. Relating profile instrument measurements to the functional performance of rough surfaces. **Journal of Tribology**, [s. l.], v. 109, n. 2, p. 264–270, 1987.

MCWAID, T. H.; MARSCHALL, E. Application of the modified Greenwood and Williamson contact model for the prediction of thermal contact resistance. **Wear**, [s. l.], v. 152, n. 2, p. 263–277, 1992.

Michigan Metrology - 3D Height (Amplitude) Parameters. [s.d.]. Disponível em: <http://michmet.com/3d_s_height_parameters.htm>. Acesso em: 24 out. 2017.

MIRHASHEMI HAGHIGHI, Shadi et al. Applied Surface Science The role of surface preparation in corrosion protection of copper with nanometer-thick ALD alumina coatings. **Applied Surface Science journal**, [s. l.], v. 387, p. 1054–1061, 2016.

MISCH, Carl E. Dental Implant Prosthetics. St. Louis. **Mosby Inc**, [s. l.], v. 211, p. 223, 2005.

MISCH, Carl E. **Prótese sobre implantes**. 1ª ed. São Paulo: Ed. Santos, 2006.

MOLITOR, P.; BARRON, V.; YOUNG, T. Surface treatment of titanium for adhesive bonding to polymer composites: A review. **International Journal of Adhesion and Adhesives**, [s. l.], v. 21, n. 2, p. 129–136, 2001.

NEVES, Flávio Domingues Das; BARBOSA, Gustavo Augusto Seabra; BERNARDES, Sérgio Rocha. Fundamentos da prótese sobre implantes. In: **Fundamentos da prótese sobre implantes**. [s.l: s.n.].

OGAWA, Erika S. et al. Surface-treated commercially pure titanium for biomedical applications : Electrochemical , structural , mechanical and chemical characterizations. **Materials Science & Engineering C**, [s. l.], v. 65, p. 251–261, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2016.04.036>>

ÖZCAN, Mutlu; DÜNDAR, Mine; ERHAN ÇÖMLEKOĞLU, M. Adhesion concepts in dentistry: Tooth and material aspects. **Journal of Adhesion Science and Technology**, [s. l.], v. 26, n. 24, p. 2661–2681, 2012.

PARAHY, Frédéric et al. Tratamientos para la periimplantitis: efectos sobre la rugosidad y la composición química de la superficie. [s. l.], n. January, 2016.

Parâmetros de rugosidade (3D) | Olympus IMS. [s.d.]. Disponível em: <https://www.olympus-ims.com/pt/knowledge/metrology/roughness/3d_parameter/>. Acesso em: 17 ago. 2019.

PARK, Jun Beom; YANG, Seung Min; KO, Youngkyung. Evaluation of the surface characteristics of various implant abutment materials using confocal microscopy and white light interferometry. **Implant Dentistry**, [s. l.], v. 24, n. 6, p. 650–656, 2015.

PARRA, B. S. et al. Rugosidade Superficial de Revestimentos Cerâmicos. **Cerâmica Industrial**, [s. l.], v. 11, n. 2, p. 15–18, 2006.

PASSOS, Sheila Pestana et al. Review Article Implant – abutment gap versus

microbial colonization : Clinical significance based on a literature review. **J Biomed Mater Res Part**, [s. l.], v. Part B, n. 101B, p. 1321–1328, 2013.

PENDYALA, Prashant; BOBJI, M. S.; MADRAS, Giridhar. Evolution of Surface Roughness During Electropolishing. **Tribol Lett**, [s. l.], v. 55, p. 93–101, 2014. Disponível em: <<https://link-springer-com.ez48.periodicos.capes.gov.br/content/pdf/10.1007%2Fs11249-014-0336-x.pdf>>. Acesso em: 9 jul. 2019.

PERSSON, B. N. J. Contact mechanics for randomly rough surfaces. **Surface Science Reports**, [s. l.], v. 61, n. 4, p. 201–227, 2006.

PINTAUDE, Giuseppe. Deformation Regimes for Sphere-Plane Contact: Revisiting Tabor's Criteria for Differential Hardness. In: **Contact and Fracture Mechanics**. [s.l.] : InTech, 2018.

PIRES, Ana Luiza R.; BIERHALZ, Andréa C. K.; MORAES, Ângela M. BIOMATERIAIS: TIPOS, APLICAÇÕES E MERCADO. **Quim. Nova**, [s. l.], v. 38, n. 7, p. 957–971, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>>. Acesso em: 31 ago. 2019.

POGAČNIK, A.; KALIN, M. How to determine the number of asperity peaks, their radii and their heights for engineering surfaces: A critical appraisal. **Wear**, [s. l.], v. 300, n. 1–2, p. 143–154, 2013.

PRADO, Abraão M. et al. Wear of Morse taper and external hexagon implant joints after abutment removal. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, [s. l.], v. 28, p. 65, 2017. Disponível em: <<https://link-springer-com.ez48.periodicos.capes.gov.br/content/pdf/10.1007%2Fs10856-017-5879-6.pdf>>. Acesso em: 26 jul. 2019.

RAMASAWMY, H.; BLUNT, L. 3D surface characterisation of electropolished EDMed surface and quantitative assessment of process variables using Taguchi Methodology. **International Journal of Machine Tools & Manufacture**, [s. l.], v. 42, p. 1129–1133, 2002. Disponível em: <<https://pdf.sciencedirectassets.com/271474/1-s2.0-S0890695500X00995/1-s2.0-S0890695502000573/main.pdf>>. Acesso em: 12 ago. 2019.

RAMOS, Daniel Batista Caires et al. Prótese Sobre Implante Cimentada Ou Parafusada: Aplicabilidade Clínica. **Revista Bahiana de Odontologia**, [s. l.], v. 8, n. 4, p. 141–144, 2017.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Branemark implants. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, [s. l.], v. 4, n. 3, p. 241–7, 1989. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2700747>>

RANI, Sapna et al. Comparative evaluation of bonding strength of computer aided machined ceramic, pressable ceramic, and milled metal implant abutment copings and effect of surface conditioning on bonding strength: An in vitro study. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, [s. l.], v. 16, n. 2, p. 142, 2016.

RAOOFI, Saeed et al. Comparison of the Effect of Three Abutment-implant Connections on Stress Distribution at the Internal Surface of Dental Implants: A Finite Element Analysis. **Journal of dental research, dental clinics, dental prospects**, [s. l.], v. 7, n. 3, p. 132–139, 2013.

REDDY, S. Varalakshmi. et al. The influence of implant abutment surface roughness and the type of cement on retention of implant supported crowns. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, [s. l.], v. 9, n. 3, p. ZC05–ZC07, 2015.

RESENDE, Cristiane Xavier et al. Tratamentos de Superfície e Recobrimentos. In: **Biomateriais em Odontologia: princípios, métodos investigativos e aplicações**. São Paulo: VM Cultural Editora Ltda, 2011. p. 15–22.

RICHTER, Claudia; KRAH, Thomas; BÜTTGENBACH, Stephanus. Novel 3D manufacturing method combining microelectrical discharge machining and electrochemical polishing. **Microsyst Technol**, [s. l.], v. 18, p. 1109–1118, 2012. Disponível em: <<http://www.imt.tu-braunschweig.de>>. Acesso em: 12 ago. 2019.

ROBBE-VALLOIRE, François. Statistical analysis of asperities on a rough surface. **Wear**, [s. l.], v. 249, p. 401–408, 2001. Disponível em: <<https://pdf.sciencedirectassets.com/271461/1-s2.0-S0043164800X00877/1-s2.0-S0043164801005488/main.pdf>>. Acesso em: 25 set. 2019.

ROMANOS, Georgios E.; DELGADO-RUIZ, Rafael; SCULEAN, Anton. Concepts for prevention of complications in implant therapy. **Periodontology 2000**, [s. l.], v. 81, n. 1, p. 7–17, 2019. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/prd.12278>>

ROSA, Marcio Borges et al. Micrometric characterization of the implant surfaces from the five largest companies in Brazil, the second largest worldwide implant market. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, United States, v. 28, n. 2, p. 358–365, 2013.

ROVANI, Ane C. et al. Surface Characterization of Three-Layer Organic Coating Applied on AISI 4130 Steel. **Advances in Materials Science and Engineering**, [s. l.], v. 2018, 2018.

SADOWSKY, Steven J. Occlusal overload with dental implants: a review. **International Journal of Implant Dentistry**, [s. l.], v. 5, n. 1, p. 29, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/s40729-019-0180-8>>

SAHIN, Saime et al. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. **Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 30, p. 271–282, 2002. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/jdent>. Acesso em: 13 jul. 2019.

SANITÁ, Paula Volpato; HELENA, Regina; TAVARES, Barbosa. Aplicação clínica dos conceitos oclusais na implantodontia. **RFO**, [s. l.], v. 14, n. 3, p. 268–275, 2009. Disponível em: <<http://seer.upf.br/index.php/rfo/article/view/793/493>>. Acesso em: 2 set. 2019.

SAWASE, T. et al. Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. **Clinical Oral Implants Research**, [s. l.], v. 11, p. 44–50, 2000. Disponível em: <papers2://publication/uuid/1B5B2320-5A87-414D-80AF-BBDA6C9BB228>

SCHIMMEL, Martin et al. Masticatory function and bite force in stroke patients. **Journal of dental research**, [s. l.], v. 90, n. 2, p. 230–234, 2011.

SCHNEIDER, Rafael et al. Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium. **Dental Materials**, [s. l.], n. 23, p. 81–87, 2007.

SEDLAČEK, Marko; PODGORNIK, Bojan; VIŽINTIN, Jože. Correlation between

standard roughness parameters skewness and kurtosis and tribological behaviour of contact surfaces. **Tribology International**, [s. l.], v. 48, p. 102–112, 2012. Disponível em: [https://www-sciencedirect.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0301679X11003215](https://www.sciencedirect.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0301679X11003215). Acesso em: 9 set. 2019.

SHETTY, Manoj et al. IMPLANT ABUTMENT CONNECTION: BIOMECHANICAL PERSPECTIVES. **Nitte University Journal of Health Science**, [s. l.], v. 4, n. 2, p. 47–53, 2014. Disponível em: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=aph&AN=108725862&lang=pt-br&site=ehost-live>

SILVA, Levi Nascimento Da. **Influência da rugosidade na resistência à fadiga de rolamentos de esferas de contato angular produzidos por usinagem dura**. 2014. Faculdade de Engenharia Mecânica - Universidade Estadual de Campinas, [s. l.], 2014.

SIMAMOTO-JÚNIOR, Paulo C. et al. Evaluation of the quality of the surface prosthetic in different systems : a comparative study. **Rev Odontol Bras Central**, [s. l.], v. 24, n. 71, p. 204–208, 2015.

SIN Implant System. [s.d.]. Disponível em: https://issuu.com/sinimplante/docs/catalogo_sin. Acesso em: 11 jul. 2019.

SINGH, Ramesh; MELKOTE, Shreyes N.; HASHIMOTO, Fukuo. Frictional response of precision finished surfaces in pure sliding. **Wear**, [s. l.], v. 258, p. 1500–1509, 2005.

SKALAK, Richard; ZHAO, Yihua. Similarity of Stress Distribution in Bone for Various Implant Surface Roughness Heights of Similar Form. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, [s. l.], v. 2, n. 4, p. 225–230, 2000. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1708-8208.2000.tb00121.x>

SMITH, W. F.; HASHEMI, J. **Fundamentos de Engenharia e Ciência dos Materiais**. [s.l.] : McGraw Hill Brasil, 2013. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=HuMrler-NYsC>

SOSALE, Guruprasad; HACKING, S. Adam; VENGALLATORE, Srikar. Topography analysis of grit-blasted and grit-blasted-acid-etched titanium implant surfaces using multi-scale measurements and multi-parameter statistics. **Journal of Materials Research**, [s. l.], v. 23, n. 10, p. 2704–2713, 2008.

STACHOWIAK, Gwidon W.; BATCHELOR, Andrew W. **ENGINEERING TRIBOLOGY**. 3th. ed. Oxford: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2005.

Straumann - Helix HE. [s.d.]. Disponível em: <https://www.straumann.com/neodent/br/pt/profissionais/sistemas-de-implante/linha-de-implantes/linha-de-implantes-ex/helix-he.html>. Acesso em: 6 ago. 2019.

Surface texture parameters in ISO 25178 | Introdução à aspereza | KEYENCE America. [s.d.]. Disponível em: <https://www.keyence.com/ss/products/microscope/roughness/surface>. Acesso em: 5 mar. 2019.

SYKARAS, N. et al. Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. **International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants**, [s. l.], v. 15, n. 5, p. 675–690, 2000.

TAMIMI, K. **Especialidades em Imagens: Implantes Dentários**. [s.l.] : Elsevier, 2015.

TAVARES, Sérgio Manuel Oliveira. **Analysis of surface roughness and models of mechanical contacts**. 2005. Universidade do Porto, [s. l.], 2005. Disponível em: <https://paginas.fe.up.pt/~em00021/eramus/project_english.pdf>

TAYEBI, Noureddine; POLYCARPOU, Andreas A. Modeling the effect of skewness and kurtosis on the static friction coefficient of rough surfaces. **Tribology International**, [s. l.], v. 37, n. 6, p. 491–505, 2004. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0301679X04000155>>

TAYLOR HOBSON. **Guide to Surface Texture Parameters** TAYLOR, H.P., , 2000.

THEISEN, W.; SCHUERMAN, A. Electro discharge machining of nickel-titanium shape memory alloys. **Materials Science and Engineering A**, [s. l.], v. 378, p. 200–204, 2004. Disponível em: <<https://pdf.sciencedirectassets.com/271387/1-s2.0-S0921509300X02869/1-s2.0-S0921509304000085/main.pdf>>. Acesso em: 12 ago. 2019.

TIAN, Hongliang et al. Practical Expressions of Elastoplastic Contact between Rough Surfaces. **International Journal of Modeling and Optimization**, [s. l.], v. 2, n. 3, p. 179–186, 2012. Disponível em: <<http://www.ijmo.org/papers/107-JQ106.pdf>>. Acesso em: 30 set. 2019.

TOMANIK, Eduardo. **Modelamento do Desgaste por Deslizamento em Anéis de Pistão de Motores de Combustão Interna**. 2000. Universidade de São Paulo para, [s. l.], 2000.

TOMANIK, Eduardo; CHACON, Haroldo; TEIXEIRA, Giovanni. A simple numerical procedure to calculate the input data of Greenwood-Williamson model of asperity contact for actual engineering surfaces. In: 29TH LEEDS-LYON SYMPOSIUM ON TRIBOLOGY 2003, **Anais...** : Elsevier, 2003.

TOMÁS, Manuel et al. Parafuncional loading and occlusal device on stress distribution around implants: A 3D finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 120, n. 4, p. 565–572, 2018. Disponível em: <<https://pdf.sciencedirectassets.com/272358/1-s2.0-S0022391318X00109/1-s2.0-S0022391318300726/main.pdf>>. Acesso em: 15 jul. 2019.

TSAI, Feng Che; LEE, Yann Long. The technical development of titanium alloy surface process using electrochemical abrasive jet machining. **Industrial Lubrication and Tribology**, [s. l.], 2018.

TSUCHIMOTO, Youhei; YOSHIDA, Yasuhiro; TAKEUCHI, Maho. Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. [s. l.], p. 545–552, 2006.

VAQUILA, I. et al. Chemical reactions at surfaces: titanium oxidation. **Surface and Coatings Technology**, [s. l.], v. 122, n. 1, p. 67–71, 1999.

WANG, Rui-Feng et al. The dynamic natures of implant loading. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 101, n. 6, p. 359–371, 2009. Disponível em: <<https://www-sciencedirect.ez48.periodicos.capes.gov.br/science/article/pii/S0022391309600792>>. Acesso em: 24 set. 2019.

- WEN, Yuqin et al. An improved simplified model of rough surface profile. **Tribology International**, [s. l.], v. 125, p. 75–84, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.triboint.2018.04.025>>. Acesso em: 10 jul. 2019.
- WENNERBERG, A. et al. Characterizing three-dimensional topography of engineering and biomaterial surfaces by confocal laser scanning and stylus techniques. **Medical Engineering and Physics**, [s. l.], v. 18, n. 7, p. 548–556, 1996.
- WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; JIMBO, R. **Implant surfaces and their biological and clinical impact**. [s.l.] : Springer, 2015.
- WHITEHOUSE, D. .. J. ..; ARCHARD, J. .. F. .. The Properties of Random Surfaces of Significance in their Contact. **Proceedings of the Royal Society of London**, [s. l.], v. 316, n. 1524, p. 97–121, 1970. Disponível em: <<https://www.jstor.org/stable/77680>>
- YANG, G. et al. Electropolishing of surfaces: theory and applications. **Surface Engineering**, [s. l.], v. 33, n. 2, p. 149–166, 2017. Disponível em: <<http://10.0.4.56/02670844.2016.1198452>>
- ZAVARISE, G.; BORRI-BRUNETTO, M.; PAGGI, M. On the reliability of microscopical contact models. **Wear**, [s. l.], v. 257, n. 3, p. 229–245, 2004. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0043164803006689>>
- ZHANG, Q. H. et al. An investigation of ultrasonic-assisted electrical discharge machining in gas. **International Journal of Machine Tools & Manufacture**, [s. l.], v. 46, p. 1582–1588, 2006. Disponível em: <www.elsevier.com/locate/ijmactool>. Acesso em: 5 jul. 2019.
- ZINELIS, Spiros et al. Multitechnique characterization of CPTi surfaces after electro discharge machining (EDM). **Clin Oral Invest**, [s. l.], v. 18, p. 67–75, 2014. Disponível em: <<https://link.springer.com.ez48.periodicos.capes.gov.br/content/pdf/10.1007%2Fs00784-013-0962-y.pdf>>. Acesso em: 12 ago. 2019.

APÊNDICE A – TABELA DE PARÂMETROS ÁREA 1

	EDM1	EDM2	EDM3	média	DP	Erro
Sp	27,9000	26,2300	26,0200	26,7167	1,0302	0,5948
Sq	7,2530	6,9200	7,5060	7,2263	0,2939	0,1697
Ssk	0,3447	0,2175	-0,2618	0,1001	0,3198	0,1847
Sku	4,1640	4,2080	4,4820	4,2847	0,1723	0,0995
Str	0,8359	0,8865	0,7773	0,8332	0,0546	0,0316
Sdq	11,9800	11,1000	12,8200	11,9667	0,8601	0,4966
Ssc	31,1260	27,8680	27,4670	28,8203	2,0068	1,1586
Sds	0,1044	0,0999	0,0947	0,0997	0,0049	0,0028

	EP1	EP2	EP3	média	DP	Erro
Sp	8,9320	10,3600	8,7000	9,3307	0,8989	0,5190
Sq	2,2180	2,3320	2,2260	2,2587	0,0636	0,0367
Ssk	0,0114	-0,0785	-0,0772	-0,0481	0,0516	0,0298
Sku	3,5810	3,9410	3,3940	3,6387	0,2780	0,1605
Str	0,6995	0,7205	0,7568	0,7256	0,0290	0,0167
Sdq	1,5490	1,8560	1,5190	1,6413	0,1865	0,1077
Ssc	2,7350	3,2130	2,6940	2,8807	0,2885	0,1666
Sds	0,0800	0,0796	0,0800	0,0798	0,0002	0,0001

	IMPL_01	IMPL_02	IMPL_03	média	DP	Erro
Sp	1,6540	1,4400	1,2770	1,4570	0,1891	0,1092
Sq	0,2995	0,2807	0,2432	0,2745	0,0287	0,0165
Ssk	0,5005	0,4858	0,0900	0,3588	0,2329	0,1345
Sku	5,7500	5,0480	5,7670	5,5217	0,4103	0,2369
Str	0,0740	0,1745	0,1461	0,1315	0,0518	0,0299
Sdq	0,4468	0,4433	0,3565	0,4155	0,0512	0,0295
Ssc	0,9027	0,9349	0,6646	0,8341	0,1476	0,0852
Sds	0,0952	0,0990	0,0796	0,0913	0,0103	0,0059

	PILAR_01	PILAR_02	PILAR_03	média	DP	Erro
Sp	1,7102	1,1909	3,2781	2,0598	1,0866	0,6274
Sq	0,2880	0,3669	0,4865	0,3805	0,0999	0,0577
Ssk	-0,2750	-0,4490	-0,1460	-0,2900	0,1521	0,0878
Sku	4,4038	3,5543	3,4578	3,8053	0,5205	0,3005
Str	0,0908	0,1091	0,0840	0,0946	0,0129	0,0075
Sdq	0,3523	0,2897	0,3749	0,3390	0,0441	0,0255
Ssc	0,5752	0,3608	0,5954	0,5105	0,1300	0,0750
Sds	0,0769	0,0870	0,0923	0,0854	0,0079	0,0045

APÊNDICE B – TESTES *t*-student ÁREA 1

<i>Sq</i>	<i>EDM</i>	<i>EP</i>		<i>Sq</i>	<i>EDM</i>	<i>IMPL</i>
Média	7,226333	2,258667		Média	7,226333	0,274467
Variância	0,086382	0,004049		Variância	0,086382	0,000822
Observações	3	3		Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,8738			Correlação de Pearson	-0,5927	
Hipótese da diferença de média	0			Hipótese da diferença de média	0	
gl	2			gl	2	
Stat t	24,52196			Stat t	38,62346	
P(T<=t) uni-caudal	0,000829			P(T<=t) uni-caudal	0,000335	
t crítico uni-caudal	2,919986			t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,001659			P(T<=t) bi-caudal	0,00067	
t crítico bi-caudal	4,302653			t crítico bi-caudal	4,302653	
<i>Sq</i>	<i>EDM</i>	<i>PILAR</i>		<i>Sq</i>	<i>EP</i>	<i>IMPL</i>
Média	7,226333	0,380487		Média	2,258667	0,274467
Variância	0,086382	0,009989		Variância	0,004049	0,000822
Observações	3	3		Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,533404			Correlação de Pearson	0,126228	
Hipótese da diferença de média	0			Hipótese da diferença de média	0	
gl	2			gl	2	
Stat t	46,49612			Stat t	51,74943	
P(T<=t) uni-caudal	0,000231			P(T<=t) uni-caudal	0,000187	
t crítico uni-caudal	2,919986			t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,000462			P(T<=t) bi-caudal	0,000373	
t crítico bi-caudal	4,302653			t crítico bi-caudal	4,302653	
<i>Sq</i>	<i>EP</i>	<i>PILAR</i>		<i>Sq</i>	<i>IMPL</i>	<i>PILAR</i>
Média	2,258667	0,380487		Média	0,274467	0,380487
Variância	0,004049	0,009989		Variância	0,000822	0,009989
Observações	3	3		Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,05475			Correlação de Pearson	-0,99742	
Hipótese da diferença de média	0			Hipótese da diferença de média	0	
gl	2			gl	2	
Stat t	26,79963			Stat t	-1,4285	
P(T<=t) uni-caudal	0,000695			P(T<=t) uni-caudal	0,144674	
t crítico uni-caudal	2,919986			t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,001389			P(T<=t) bi-caudal	0,289349	
t crítico bi-caudal	4,302653			t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Sp</i>	<i>EDM</i>	<i>EP</i>	<i>Sp</i>	<i>EDM</i>	<i>IMPL</i>
Média	26,71667	9,330667	Média	26,71667	1,457
Variância	1,061233	0,808101	Variância	1,061233	0,035749
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,28796		Correlação de Pearson	0,941565	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	19,42734		Stat t	51,19996	
P(T<=t) uni-caudal	0,00132		P(T<=t) uni-caudal	0,000191	
t crítico uni-caudal	2,919986		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,002639		P(T<=t) bi-caudal	0,000381	
t crítico bi-caudal	4,302653		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Sp</i>	<i>IMPL</i>	<i>PILAR</i>	<i>Sp</i>	<i>EDM</i>	<i>PILAR</i>
Média	1,457	2,05976	Média	26,71667	2,05976
Variância	0,035749	1,180723	Variância	1,061233	1,180723
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,66534		Correlação de Pearson	-0,37501	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	-0,85533		Stat t	24,32861	
P(T<=t) uni-caudal	0,241241		P(T<=t) uni-caudal	0,000843	
t crítico uni-caudal	2,919986		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,482483		P(T<=t) bi-caudal	0,001685	
t crítico bi-caudal	4,302653		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Sp</i>	<i>EP</i>	<i>IMPL</i>	<i>Sp</i>	<i>EP</i>	<i>PILAR</i>
Média	9,330667	1,457	Média	9,330667	2,05976
Variância	0,808101	0,035749	Variância	0,808101	1,180723
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,051433		Correlação de Pearson	-0,77977	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	15,00208		Stat t	6,719862	
P(T<=t) uni-caudal	0,002207		P(T<=t) uni-caudal	0,010718	
t crítico uni-caudal	2,919986		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,004414		P(T<=t) bi-caudal	0,021436	
t crítico bi-caudal	4,302653		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Ssk</i>	<i>EDM</i>	<i>EP</i>	<i>Ssk</i>	<i>EDM</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	0,100133	-0,04811	Média	0,100133	0,358767
Variância	0,102292	0,002658	Variância	0,102292	0,054231
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,652507		Correlação de Pearson	0,985817	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	0,888953		Stat t	-4,55449	
P(T<=t) uni-caudal	0,23391		P(T<=t) uni-caudal	0,02249	
t crítico uni-caudal	2,919986		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,46782		P(T<=t) bi-caudal	0,04498	
t crítico bi-caudal	4,302653		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Ssk</i>	<i>EDM</i>	<i>PILAR</i>		<i>Ssk</i>	<i>EP</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	0,100133	-0,29		Média	-0,04811	0,358767
Variância	0,102292	0,023121		Variância	0,002658	0,054231
Observações	3	3		Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,68999			Correlação de Pearson	0,516079	
Hipótese da diferença de média	0			Hipótese da diferença de média	0	
gl	2			gl	2	
Stat t	1,540037			Stat t	-3,34089	
P(T<=t) uni-caudal	0,131722			P(T<=t) uni-caudal	0,039554	
t crítico uni-caudal	2,919986			t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,263445			P(T<=t) bi-caudal	0,079108	
t crítico bi-caudal	4,302653			t crítico bi-caudal	4,302653	
<i>Ssk</i>	<i>EP</i>	<i>PILAR</i>		<i>Ssk</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>PILAR</i>
Média	-0,04811	-0,29		Média	0,358767	-0,29
Variância	0,002658	0,023121		Variância	0,054231	0,023121
Observações	3	3		Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,098277			Correlação de Pearson	-0,80168	
Hipótese da diferença de média	0			Hipótese da diferença de média	0	
gl	2			gl	2	
Stat t	2,691068			Stat t	3,068259	
P(T<=t) uni-caudal	0,057396			P(T<=t) uni-caudal	0,045913	
t crítico uni-caudal	2,919986			t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,114792			P(T<=t) bi-caudal	0,091826	
t crítico bi-caudal	4,302653			t crítico bi-caudal	4,302653	
<i>Sku</i>	<i>EDM</i>	<i>EP</i>		<i>Sku</i>	<i>EDM</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	4,284667	3,638667		Média	4,284667	5,521667
Variância	0,029689	0,077296		Variância	0,029689	0,168342
Observações	3	3		Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,67322			Correlação de Pearson	0,404368	
Hipótese da diferença de média	0			Hipótese da diferença de média	0	
gl	2			gl	2	
Stat t	2,701951			Stat t	-5,70875	
P(T<=t) uni-caudal	0,057011			P(T<=t) uni-caudal	0,01467	
t crítico uni-caudal	2,919986			t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,114021			P(T<=t) bi-caudal	0,029341	
t crítico bi-caudal	4,302653			t crítico bi-caudal	4,302653	
<i>Sku</i>	<i>EDM</i>	<i>PILAR</i>		<i>Sku</i>	<i>EP</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	4,284667	3,8053		Média	3,638667	5,521667
Variância	0,029689	0,270944		Variância	0,077296	0,168342
Observações	3	3		Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,67757			Correlação de Pearson	-0,94852	
Hipótese da diferença de média	0			Hipótese da diferença de média	0	
gl	2			gl	2	
Stat t	1,277857			Stat t	-4,79814	
P(T<=t) uni-caudal	0,164784			P(T<=t) uni-caudal	0,020398	
t crítico uni-caudal	2,919986			t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,329568			P(T<=t) bi-caudal	0,040797	
t crítico bi-caudal	4,302653			t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Sku</i>	<i>EP</i>	<i>PILAR</i>	<i>Sku</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>PILAR</i>
Média	3,638667	3,8053	Média	5,521667	3,8053
Variância	0,077296	0,270944	Variância	0,168342	0,270944
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,08767		Correlação de Pearson	0,398657	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	-0,47218		Stat t	5,731789	
P(T<=t) uni-caudal	0,341651		P(T<=t) uni-caudal	0,014558	
t crítico uni-caudal	2,919986		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,683302		P(T<=t) bi-caudal	0,029115	
t crítico bi-caudal	4,302653		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Str</i>	<i>EDM</i>	<i>EP</i>	<i>Str</i>	<i>EDM</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	0,833233	0,7256	Média	0,833233	0,13153
Variância	0,002986	0,000840	Variância	0,002986	0,0026848
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,6585		Correlação de Pearson	0,233167	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	2,424354		Stat t	18,42595	
P(T<=t) uni-caudal	0,068111		P(T<=t) uni-caudal	0,001466	
t crítico uni-caudal	2,919986		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,136222		P(T<=t) bi-caudal	0,002932	
t crítico bi-caudal	4,302653		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Str</i>	<i>EDM</i>	<i>PILAR</i>	<i>Str</i>	<i>EP</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	0,833233	0,09462447	Média	0,7256	0,13153
Variância	0,002986	0,00016763	Variância	0,00084	0,002684779
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,954433		Correlação de Pearson	0,578294	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	30,12413		Stat t	24,33489	
P(T<=t) uni-caudal	0,00055		P(T<=t) uni-caudal	0,000842	
t crítico uni-caudal	2,919986		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,0011		P(T<=t) bi-caudal	0,001684	
t crítico bi-caudal	4,302653		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Str</i>	<i>EP</i>	<i>PILAR</i>	<i>Str</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>PILAR</i>
Média	0,7256	0,09462447	Média	0,13153	0,094624467
Variância	0,00084	0,00016763	Variância	0,002685	0,000167625
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,40391		Correlação de Pearson	0,512742	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	30,18204		Stat t	1,37397	
P(T<=t) uni-caudal	0,000548		P(T<=t) uni-caudal	0,151586	
t crítico uni-caudal	2,919986		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,001096		P(T<=t) bi-caudal	0,303172	
t crítico bi-caudal	4,302653		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Sdq</i>	<i>EDM</i>	<i>EP</i>	<i>Sdq</i>	<i>EDM</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	11,9667	1,6413	Média	11,9667	0,4155
Variância	0,7397	0,0348	Variância	0,7397	0,0026
Observações	3,0000	3,0000	Observações	3,0000	3,0000
Correlação de Pearson	-0,9091		Correlação de Pearson	-0,8412	
Hipótese da diferença de média	0,0000		Hipótese da diferença de média	0,0000	
gl	2,0000		gl	2,0000	
Stat t	17,3200		Stat t	22,1432	
P(T<=t) uni-caudal	0,0017		P(T<=t) uni-caudal	0,0010	
t crítico uni-caudal	2,9200		t crítico uni-caudal	2,9200	
P(T<=t) bi-caudal	0,0033		P(T<=t) bi-caudal	0,0020	
t crítico bi-caudal	4,3027		t crítico bi-caudal	4,3027	
<i>Sdq</i>	<i>EP</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>Sdq</i>	<i>EP</i>	<i>PILAR</i>
Média	1,64133	0,415533	Média	1,641333	0,3389777
Variância	0,03479	0,002617	Variância	0,034786	0,0019457
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,53954		Correlação de Pearson	-0,98406	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	12,8954		Stat t	9,805408	
P(T<=t) uni-caudal	0,00298		P(T<=t) uni-caudal	0,005121	
t crítico uni-caudal	2,91999		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,00596		P(T<=t) bi-caudal	0,010241	
t crítico bi-caudal	4,30265		t crítico bi-caudal	4,302653	
<i>Sdq</i>	<i>EDM</i>	<i>PILAR</i>	<i>Sdq</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>PILAR</i>
Média	11,9667	0,33898	Média	0,415533	0,33898
Variância	0,73973	0,00195	Variância	0,002617	0,00195
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,9687		Correlação de Pearson	-0,68068	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	24,6381		Stat t	1,517599	
P(T<=t) uni-caudal	0,00082		P(T<=t) uni-caudal	0,134207	
t crítico uni-caudal	2,91999		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,00164		P(T<=t) bi-caudal	0,268413	
t crítico bi-caudal	4,30265		t crítico bi-caudal	4,302653	
<i>Ssc</i>	<i>EDM</i>	<i>EP</i>	<i>Ssc</i>	<i>EDM</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	28,8203	2,88067	Média	28,82033	0,83407
Variância	4,02727	0,08325	Variância	4,027274	0,02180
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,3452		Correlação de Pearson	0,492023	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	21,1556		Stat t	25,00665	
P(T<=t) uni-caudal	0,00111		P(T<=t) uni-caudal	0,000798	
t crítico uni-caudal	2,91999		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,00223		P(T<=t) bi-caudal	0,001595	
t crítico bi-caudal	4,30265		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Ssc</i>	<i>EP</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>Ssc</i>	<i>EP</i>	<i>PILAR</i>
Média	2,8807	0,83407	Média	2,88067	0,510476
Variância	0,0833	0,02180	Variância	0,08325	0,016896
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,64725		Correlação de Pearson	-0,99998	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	15,8678		Stat t	9,80908	
P(T<=t) uni-caudal	0,00197		P(T<=t) uni-caudal	0,005117	
t crítico uni-caudal	2,91999		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,00395		P(T<=t) bi-caudal	0,010234	
t crítico bi-caudal	4,30265		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Ssc</i>	<i>EDM</i>	<i>PILAR</i>	<i>Ssc</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>PILAR</i>
Média	28,8203	0,51048	Média	0,83407	0,510476
Variância	4,02727	0,01690	Variância	0,02180	0,016896
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	0,33922		Correlação de Pearson	-0,65206	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	24,9345		Stat t	2,220312	
P(T<=t) uni-caudal	0,0008		P(T<=t) uni-caudal	0,07828	
t crítico uni-caudal	2,91999		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,0016		P(T<=t) bi-caudal	0,15656	
t crítico bi-caudal	4,30265		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Sds</i>	<i>EDM</i>	<i>EP</i>	<i>Sds</i>	<i>EDM</i>	<i>IMPLANTE</i>
Média	0,09966	0,07983	Média	0,09966	0,09127
Variância	2,4E-05	4,85E-08	Variância	2,36E-05	0,00011
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,0832		Correlação de Pearson	0,782801	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	7,04047		Stat t	2,032117	
P(T<=t) uni-caudal	0,00979		P(T<=t) uni-caudal	0,089601	
t crítico uni-caudal	2,91999		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,01958		P(T<=t) bi-caudal	0,179202	
t crítico bi-caudal	4,30265		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Sds</i>	<i>EP</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>Sds</i>	<i>EP</i>	<i>PILAR</i>
Média	0,07983	0,09127	Média	0,07983	0,08541
Variância	4,8E-08	0,00011	Variância	4,85E-08	6,177E-05
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,6852		Correlação de Pearson	-0,13613	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	-1,8982		Stat t	-1,2233	
P(T<=t) uni-caudal	0,09904		P(T<=t) uni-caudal	0,172893	
t crítico uni-caudal	2,91999		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,19809		P(T<=t) bi-caudal	0,345787	
t crítico bi-caudal	4,30265		t crítico bi-caudal	4,302653	

<i>Sds</i>	<i>EDM</i>	<i>PILAR</i>	<i>Sds</i>	<i>IMPLANTE</i>	<i>PILAR</i>
Média	0,09966	0,08541	Média	0,09127	0,08541
Variância	2,4E-05	6,18E-05	Variância	0,000106	6,177E-05
Observações	3	3	Observações	3	3
Correlação de Pearson	-0,9759		Correlação de Pearson	-0,62827	
Hipótese da diferença de média	0		Hipótese da diferença de média	0	
gl	2		gl	2	
Stat t	1,9524		Stat t	0,618782	
P(T<=t) uni-caudal	0,09507		P(T<=t) uni-caudal	0,299573	
t crítico uni-caudal	2,91999		t crítico uni-caudal	2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,19014		P(T<=t) bi-caudal	0,599147	
t crítico bi-caudal	4,30265		t crítico bi-caudal	4,302653	

**APÊNDICE C – TESTES *t-student* DOS PARÂMETROS DE PERFIL OBTIDOS POR
CORTES ORTOGONAIS NAS SUPERFÍCIES ANISOTRÓPICAS**

IMPLANTE	H	V	H	V	H	V	H	V
	<i>Rp</i>	<i>Rp</i>	<i>Rq</i>	<i>Rq</i>	<i>Rdq rad</i>	<i>Rdq rad</i>	<i>Pc (1/um)</i>	<i>Pc (1/um)</i>
Média	0,944413	1,21274	0,23458	0,240346	0,260936	0,279432	0,038037	0,031086
Variância	0,045443	0,000744	5,66E-05	0,000707	0,00193	0,000524	0,000215	2,39E-05
Observações	2	2	2	2	2	2	2	2
Correlação de Pearson	1		-1		-1		1	
Hipótese da diferença de média	0		0		0		0	
gl	1		1		1		1	
Stat t	-2,04133		-0,23902		-0,39139		1,004509	
P(T<=t) uni-caudal	0,144995		0,42532		0,38125		0,249284	
t crítico uni-caudal	6,313752		6,313752		6,313752		6,313752	
P(T<=t) bi-caudal	0,28999		0,85064		0,762501		0,498568	
t crítico bi-caudal	12,7062		12,7062		12,7062		12,7062	

PILAR	H	V	H	V	H	V	H	V
	<i>Rp</i>	<i>Rp</i>	<i>Rq</i>	<i>Rq</i>	<i>Rdq rad</i>	<i>Rdq rad</i>	<i>Pc (1/um)</i>	<i>Pc (1/um)</i>
Média	0,386147	0,522318	0,175374	0,192544	0,138625	0,124126	0,039516	0,016633
Variância	0,00129	0,016046	0,001257	0,000997	1,99E-05	0,000217	2,58E-05	6,83E-06
Observações	2	2	2	2	2	2	2	2
Correlação de Pearson	1		1		1		-1	
Hipótese da diferença de média	0		0		0		0	
gl	1		1		1		1	
Stat t	-2,1219		-6,27788		1,99534		4,206205	
P(T<=t) uni-caudal	0,140185		0,050281		0,147881		0,074297	
t crítico uni-caudal	6,313752		6,313752		6,313752		6,313752	
P(T<=t) bi-caudal	0,28037		0,100562		0,295762		0,148594	
t crítico bi-caudal	12,7062		12,7062		12,7062		12,7062	

H = HORIZONTAL

V = VERTICAL

APÊNDICE D – TABELA DE PARÂMETROS ÁREA 2

	EDM1	EDM2	EDM3	média	DP
Sq	6,6770	6,2700	7,0480	6,6650	0,3891
Ssc	29,4500	25,7800	27,3000	27,5100	1,8440
Sds	0,0983	0,0939	0,0910	0,0944	0,0037
Sp	35,5800	35,0900	33,6000	34,7567	1,0312
	EP1	EP2	EP3	média	DP
Sq	1,8430	2,4510	3,0240	2,4393	0,5906
Ssc	2,5280	2,9080	6,2780	3,9047	2,0641
Sds	0,0774	0,0756	0,0751	0,0760	0,0012
Sp	12,5600	13,9800	20,9800	15,8400	4,5076
	IMPL_01	IMPL_02	IMPL_03	média	DP
Sq	0,2554	0,2631	0,2432	0,2539	0,0100
Ssc	0,8263	0,8889	0,6455	0,7869	0,1264
Sds	0,0942	0,0990	0,0796	0,0909	0,0101
Sp	1,9060	1,7521	1,6530	1,7704	0,1275
	PILAR_01	PILAR_02	PILAR_03	média	DP
Sq	0,2880	0,3669	0,4865	0,3805	0,0999
Ssc	0,5752	0,3608	0,5954	0,5105	0,1300
Sds	0,0769	0,0870	0,0923	0,0854	0,0079
Sp	1,7102	1,1909	3,2781	2,0598	1,0866

APÊNDICE E – TESTES *t*-student PARA PARÂMETROS OBTIDOS NAS ÁREAS 1 E 2

	A1	A2	A1	A2	A1	A2	A1	A2
EDM	<i>Sp</i>	<i>Sp</i>	<i>Sq</i>	<i>Sq</i>	<i>Ssc</i>	<i>Ssc</i>	<i>Sds</i>	<i>Sds</i>
Média	26,71667	34,75667	7,226333	6,665	28,82033	27,51	0,099656	0,094407
Variância	1,061233	1,063433	0,086382	0,151429	4,027274	3,4003	2,36E-05	1,36E-05
Observações	3	3	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	0,761469		0,998651		0,86538		0,987283	
Hipótese da diferença de média	0		0		0		0	
gl	2		2		2		2	
Stat t	-19,5613		10,04019		2,244076		6,727996	
P(T<=t) uni-caudal	0,001302		0,004887		0,076992		0,010693	
t crítico uni-caudal	2,919986		2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,002603		0,009775		0,153984		0,021386	
t crítico bi-caudal	4,302653		4,302653		4,302653		4,302653	

	A1	A2	A1	A2	A1	A2	A1	A2
EP	<i>Sp</i>	<i>Sp</i>	<i>Sq</i>	<i>Sq</i>	<i>Ssc</i>	<i>Ssc</i>	<i>Sds</i>	<i>Sds</i>
Média	9,53	17,48	2,258667	2,439333	2,880667	3,904667	0,079833	0,07602
Variância	1,3778	24,5	0,004049	0,348792	0,083254	4,260633	4,85E-08	1,45E-06
Observações	2	2	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	-1		0,079924		-0,48164		0,294472	
Hipótese da diferença de média	0		0		0		0	
gl	1		2		2		2	
Stat t	-1,83603		-0,53135		-0,7998		5,692488	
P(T<=t) uni-caudal	0,158751		0,324143		0,253863		0,014751	
t crítico uni-caudal	6,313752		2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,317501		0,648287		0,507725		0,029501	
t crítico bi-caudal	12,7062		4,302653		4,302653		4,302653	

	A1	A2	A1	A2	A1	A2	A1	A2
IMPL	<i>Sp</i>	<i>Sp</i>	<i>Sq</i>	<i>Sq</i>	<i>Ssc</i>	<i>Ssc</i>	<i>Sds</i>	<i>Sds</i>
Média	1,457	1,770367	0,274467	0,2539	0,834067	0,7869	0,091267	0,090913
Variância	0,035749	0,016253	0,000822	0,000101	0,021798	0,015975	0,000106	0,000102
Observações	3	3	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	0,998921		0,746567		0,990079		0,998371	
Hipótese da diferença de média	0		0		0		0	
gl	2		2		2		2	
Stat t	-8,75294		1,604677		2,849714		1,013484	
P(T<=t) uni-caudal	0,006401		0,124887		0,052119		0,208747	
t crítico uni-caudal	2,919986		2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,012802		0,249773		0,104239		0,417494	
t crítico bi-caudal	4,302653		4,302653		4,302653		4,302653	

APÊNDICE F – PLANILHAS DE CÁLCULOS DO MODELO GW

Parâmetros A1	EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
$\sigma = S_q$ (raiz quad.)	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
Ssc (média curvatu	28,8203	2,8807	57,6407	31,7010	5,7613	0,5105	0,8341	1,3445
Dsum = Sds (densic	0,0997	0,0798	0,1409	0,1277	0,1129	0,0854	0,0913	0,1250
h=Sp (altura máxim	26,7167	9,3307	37,7831	28,2991	13,1956	2,0598	1,4570	2,5230
Raio= 1/Ssc	0,035	0,347	0,017	0,032	0,174	1,959	1,199	0,744
σ^*R^*Dsum (GW)	0,0250	0,0626	0,0250	0,0305	0,0626	0,0637	0,0300	0,0436
Zs ~ σ	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
d (h - Zs)	19,4903	7,0720	27,5635	20,7281	10,0013	1,6793	1,1825	2,0538
t (d/ σ)	2,7	3,1	2,7	2,7	3,1	4,4	4,3	4,4
F1 (Tabela GW)	0,00106	0,00038	0,00106	0,00106	0,00038	0,0000019	0,0000019	0,0000019
Ac/A0 (σ^*R^*Dsum	0,0000832	0,0000752	0,0000832	0,0001016	0,0000752	0,0000004	0,0000002	0,0000003
Ac (para A0 = 5mm	0,0004161	0,0003758	0,0004161	0,0005078	0,0003758	0,0000019	0,0000009	0,0000013
Tensão (FN=100N)	240,35	266,10	240,35	196,94	266,10	53765,91	113963,60	78475,27
Parâmetros A1	EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
$\sigma = S_q$ (raiz quad.)	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
Ssc (média curvatu	28,8203	2,8807	57,6407	31,7010	5,7613	0,5105	0,8341	1,3445
Dsum = Sds (densic	0,0997	0,0798	0,1409	0,1277	0,1129	0,0854	0,0913	0,1250
h= σ	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
Raio= 1/Ssc	0,035	0,347	0,017	0,032	0,174	1,959	1,199	0,744
σ^*R^*Dsum (GW)	0,0250	0,0626	0,0250	0,0305	0,0626	0,0637	0,0300	0,0436
Zs ~ σ	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
d (h - Zs)	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
t (d/ σ)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
F1 (Tabela GW)	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890
Ac/A0 (σ^*R^*Dsum	0,0313138	0,0784432	0,0313138	0,0382169	0,0784432	0,0797763	0,0376370	0,0546573
Ac (para A0 = 5mm	0,1565692	0,3922162	0,1565692	0,1910843	0,3922162	0,3988817	0,1881850	0,2732865
Tensão (FN=100N)	0,64	0,25	0,64	0,52	0,25	0,25	0,53	0,37
Parâmetros A1	EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
$\sigma = S_q$ (raiz quad.)	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
Ssc (média curvatu	28,8203	2,8807	57,6407	31,7010	5,7613	0,5105	0,8341	1,3445
Dsum = Sds (densic	0,0997	0,0798	0,1409	0,1277	0,1129	0,0854	0,0913	0,1250
h=2 σ	14,4527	4,5173	20,4392	15,1422	6,3885	0,7610	0,5489	0,9383
Raio= 1/Ssc	0,0347	0,3471	0,0173	0,0315	0,1736	1,9590	1,1989	0,7437
σ^*R^*Dsum (GW)	0,0250	0,0626	0,0250	0,0305	0,0626	0,0637	0,0300	0,0436
Zs ~ σ	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
d (h - Zs)	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
t (d/ σ)	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
F1 (Tabela GW)	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332
Ac/A0 (σ^*R^*Dsum	0,0065407	0,0163848	0,0065407	0,0079825	0,0163848	0,0166632	0,0078614	0,0114165
Ac (para A0 = 5mm	0,0327033	0,0819239	0,0327033	0,0399126	0,0819239	0,0833162	0,0393070	0,0570826
Tensão (FN=100N)	3,06	1,22	3,06	2,51	1,22	1,20	2,54	1,75
Parâmetros A1	EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
$\sigma = S_q$ (raiz quad.)	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
Ssc (média curvatu	28,8203	2,8807	57,6407	31,7010	5,7613	0,5105	0,8341	1,3445
Dsum = Sds (densic	0,0997	0,0798	0,1409	0,1277	0,1129	0,0854	0,0913	0,1250
h=3 σ	21,6790	6,7760	30,6587	22,7133	9,5827	1,1415	0,8234	1,4075
Raio= 1/Ssc	0,035	0,347	0,017	0,032	0,174	1,959	1,199	0,744
σ^*R^*Dsum (GW)	0,0250	0,0626	0,0250	0,0305	0,0626	0,0637	0,0300	0,0436
Zs ~ σ	7,2263	2,2587	10,2196	7,5711	3,1942	0,3805	0,2745	0,4692
d (h - Zs)	14,4527	4,5173	20,4392	15,1422	6,3885	0,7610	0,5489	0,9383
t (d/ σ)	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
F1 (Tabela GW)	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849
Ac/A0 (σ^*R^*Dsum	0,0006665	0,0016695	0,0006665	0,0008134	0,0016695	0,0016979	0,0008010	0,0011633
Ac (para A0 = 5mm	0,0033323	0,0083477	0,0033323	0,0040669	0,0083477	0,0084896	0,0040052	0,0058165
Tensão (FN=100N)	30,01	11,98	30,01	24,59	11,98	11,78	24,97	17,19

Parâmetros A2	EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
$\sigma_s = S_q$ (raiz quad.)	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
Ssc (média curvatu	27,5100	3,9047	55,0200	31,4147	7,8093	0,5105	0,7869	1,2974
Dsum = Sds (densic	0,0944	0,0760	0,1335	0,1212	0,1075	0,0854	0,0909	0,1247
$h=Sp$ (altura máxim	34,7567	15,8400	49,1533	38,1960	22,4011	2,0598	1,7704	2,7160
Raio= 1/Ssc	0,036	0,256	0,018	0,032	0,128	1,959	1,271	0,771
$\sigma_s \cdot R \cdot Dsum$ (GW)	0,0229	0,0475	0,0229	0,0274	0,0475	0,0637	0,0293	0,0440
$Z_s \sim \sigma_s$	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
d (h - Zs)	28,0917	13,4007	39,7276	31,0986	18,9514	1,6793	1,5165	2,2586
t (d/ σ_s)	4,2	5,5	4,2	4,4	5,5	4,4	6,0	4,9
F1 (Tabela GW)	0,00000715	0,00000003	0,00000715	0,00000715	0,00000003	0,00000715	0,00000003	0,00000186
Ac/A0 ($\sigma_s \cdot R \cdot Dsum$	5,13E-07	4,48E-09	5,13E-07	6,15E-07	4,48E-09	1,43E-06	2,76E-09	2,57E-07
Ac (para A0 = 5mm	0,00000257	0,00000002	0,00000257	0,00000307	0,00000002	0,00000714	0,00000001	0,00000128
Tensão (FN=100N)	38955,22	4468315,4	38955,22	32537,03	4468315,4	13996,44	7234160,4	77824,28
Parâmetros A2	EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
$\sigma_s = S_q$ (raiz quad.)	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
Ssc (média curvatu	27,5100	3,9047	55,0200	31,4147	7,8093	0,5105	0,7869	1,2974
Dsum = Sds (densic	0,0944	0,0760	0,1335	0,1212	0,1075	0,0854	0,0909	0,1247
$h=\sigma_s$	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
Raio= 1/Ssc	0,036	0,256	0,018	0,032	0,128	1,959	1,271	0,771
$\sigma_s \cdot R \cdot Dsum$ (GW)	0,0229	0,0475	0,0229	0,0274	0,0475	0,0637	0,0293	0,0440
$Z_s \sim \sigma_s$	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
d (h - Zs)	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
t (d/ σ_s)	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
F1 (Tabela GW)	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890	0,39890
Ac/A0 ($\sigma_s \cdot R \cdot Dsum$	0,0286633	0,0595153	0,0286633	0,0343174	0,0595153	0,0797763	0,0367608	0,0551145
Ac (para A0 = 5mm	0,1433165	0,2975767	0,1433165	0,1715868	0,2975767	0,3988817	0,1838039	0,2755726
Tensão (FN=100N)	0,70	0,34	0,70	0,58	0,34	0,25	0,54	0,36
Parâmetros A2	EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
$\sigma_s = S_q$ (raiz quad.)	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
Ssc (média curvatu	27,5100	3,9047	55,0200	31,4147	7,8093	0,5105	0,7869	1,2974
Dsum = Sds (densic	0,0944	0,0760	0,1335	0,1212	0,1075	0,0854	0,0909	0,1247
$h=2 \sigma_s$	13,3300	4,8787	18,8515	14,1947	6,8995	0,7610	0,5078	0,9148
Raio= 1/Ssc	0,036	0,256	0,018	0,032	0,128	1,959	1,271	0,771
$\sigma_s \cdot R \cdot Dsum$ (GW)	0,0229	0,0475	0,0229	0,0274	0,0475	0,0637	0,0293	0,0440
$Z_s \sim \sigma_s$	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
d (h - Zs)	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
t (d/ σ_s)	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
F1 (Tabela GW)	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332	0,08332
Ac/A0 ($\sigma_s \cdot R \cdot Dsum$	0,0059870	0,0124312	0,0059870	0,0071680	0,0124312	0,0166632	0,0076784	0,0115120
Ac (para A0 = 5mm	0,0299351	0,0621562	0,0299351	0,0358401	0,0621562	0,0833162	0,0383919	0,0575601
Tensão (FN=100N)	3,34	1,61	3,34	2,79	1,61	1,20	2,60	1,74
Parâmetros A2	EDM	EP	EDM/EDM	EDM/EP	EP/EP	PILAR	IMPLANTE	PILAR/IMPL
$\sigma_s = S_q$ (raiz quad.)	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
Ssc (média curvatu	27,5100	3,9047	55,0200	31,4147	7,8093	0,5105	0,7869	1,2974
Dsum = Sds (densic	0,0944	0,0760	0,1335	0,1212	0,1075	0,0854	0,0909	0,1247
$h=3\sigma_s$	19,9950	7,3180	28,2772	21,2921	10,3492	1,1415	0,7617	1,3723
Raio= 1/Ssc	0,036	0,256	0,018	0,032	0,128	1,959	1,271	0,771
$\sigma_s \cdot R \cdot Dsum$ (GW)	0,0229	0,0475	0,0229	0,0274	0,0475	0,0637	0,0293	0,0440
$Z_s \sim \sigma_s$	6,6650	2,4393	9,4257	7,0974	3,4497	0,3805	0,2539	0,4574
d (h - Zs)	13,3300	4,8787	18,8515	14,1947	6,8995	0,7610	0,5078	0,9148
t (d/ σ_s)	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
F1 (Tabela GW)	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849	0,00849
Ac/A0 ($\sigma_s \cdot R \cdot Dsum$	0,0006101	0,0012667	0,0006101	0,0007304	0,0012667	0,0016979	0,0007824	0,0011730
Ac (para A0 = 5mm	0,0030503	0,0063335	0,0030503	0,0036520	0,0063335	0,0084896	0,0039120	0,0058652
Tensão (FN=100N)	32,78	15,79	32,78	27,38	15,79	11,78	25,56	17,05

APÊNDICE G - TESTES *t*-student ENTRE PARÂMETROS DA ÁREA 2

ÁREA 2	SqEDM	SqEP	SqEP	SqIMPL	SqIMPL	SqPILAR
Média	6,665	2,439333	2,439333	0,2539	0,2539	0,380487
Variância	0,151429	0,348792	0,348792	0,000101	0,000101	0,009989
Observações	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	0,461585		-0,59423		-0,69692	
Hipótese da diferença de média	0		0		0	
gl	2		2		2	
Stat t	13,6369		6,344716		-2,04569	
P(T<=t) uni-caudal	0,002667		0,011976		0,088713	
t crítico uni-caudal	2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,005334		0,023952		0,177425	
t crítico bi-caudal	4,302653		4,302653		4,302653	

ÁREA 2	SqEDM	SqIMPL	SqEDM	SqPILAR	SqEP	SqPILAR
Média	6,665	0,2539	6,665	0,380487	2,439333	0,380487
Variância	0,151429	0,000101	0,151429	0,009989	0,348792	0,009989
Observações	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	-0,98777		0,576605		0,99093	
Hipótese da diferença de média	0		0		0	
gl	2		2		2	
Stat t	27,82671		31,88192		7,251968	
P(T<=t) uni-caudal	0,000644		0,000491		0,009244	
t crítico uni-caudal	2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,001289		0,000982		0,018489	
t crítico bi-caudal	4,302653		4,302653		4,302653	

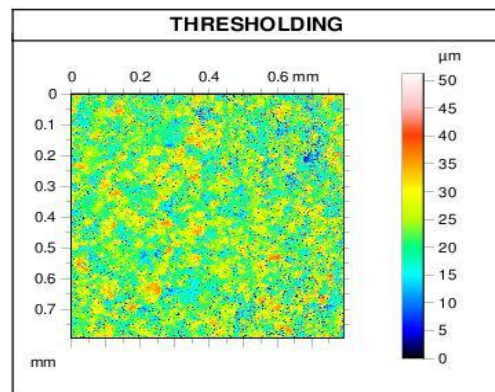
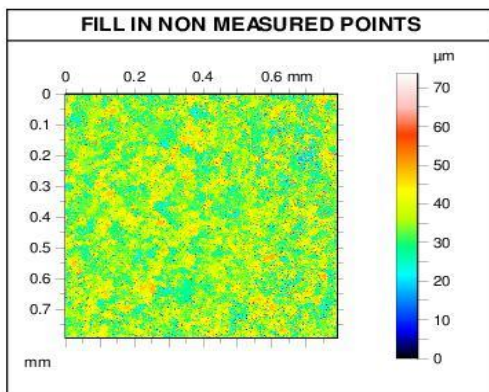
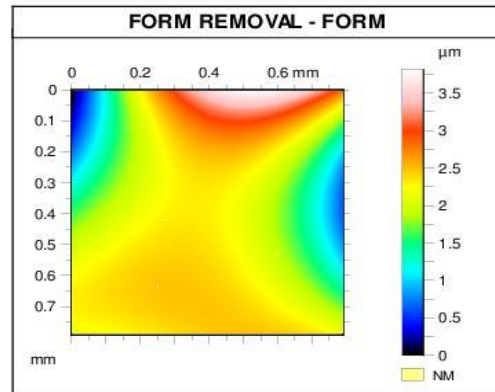
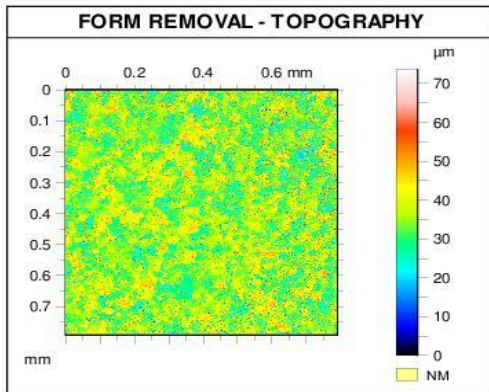
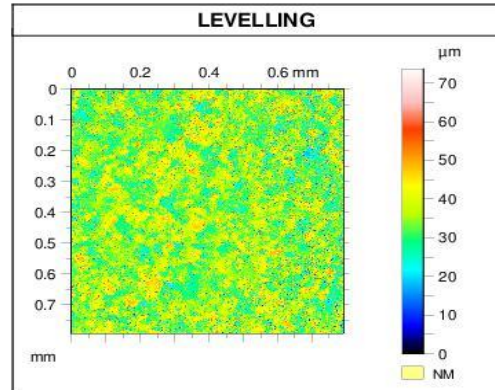
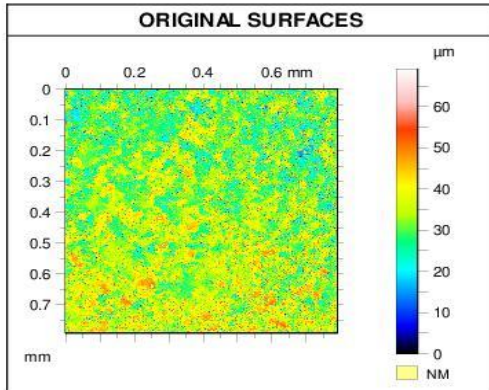
ÁREA 2	SscEDM	SscEP	SscEP	SscIMPL	SscIMPL	SscPILAR
Média	27,51	3,904667	3,904667	0,7869	0,7869	0,510476
Variância	3,4003	4,260633	4,260633	0,015975	0,015975	0,016896
Observações	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	-0,18981		-0,94194		-0,75212	
Hipótese da diferença de média	0		0		0	
gl	2		2		2	
Stat t	13,54911		2,473043		1,995199	
P(T<=t) uni-caudal	0,002702		0,065958		0,092079	
t crítico uni-caudal	2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,005403		0,131915		0,184158	
t crítico bi-caudal	4,302653		4,302653		4,302653	

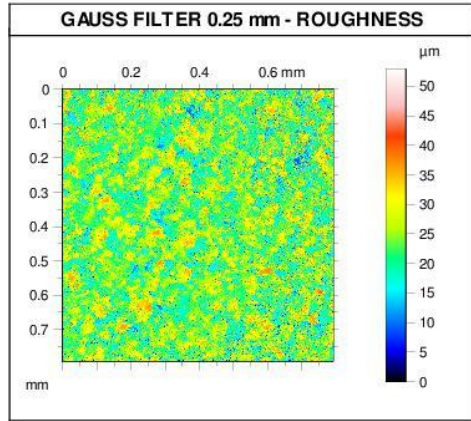
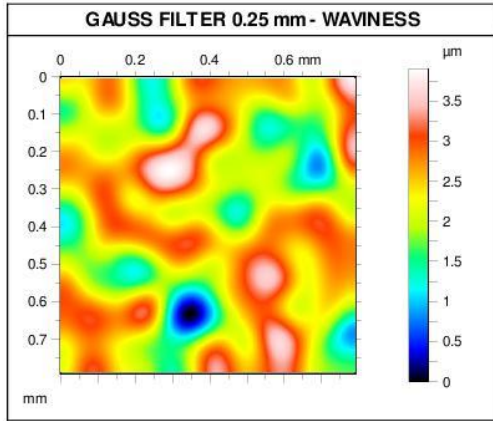
ÁREA 2	SscEDM	SscIMPL	SscEP	SscPILAR	SscEDM	SscPILAR
Média	27,51	0,7869	3,904667	0,510476	27,51	0,510476
Variância	3,4003	0,015975	4,260633	0,016896	3,4003	0,016896
Observações	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	-0,15088		0,48718		0,764956	
Hipótese da diferença de média	0		0		0	
gl	2		2		2	
Stat t	24,78826		2,933555		26,77513	
P(T<=t) uni-caudal	0,000812		0,049605		0,000696	
t crítico uni-caudal	2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,001623		0,09921		0,001392	
t crítico bi-caudal	4,302653		4,302653		4,302653	

ÁREA 2	SdsEDM	SdsEP	SdsEP	SdsIMPL	SdsIMPL	SdsPILAR
Média	0,094407	0,07602	0,07602	0,090913	0,090913	0,085407
Variância	1,36E-05	1,45E-06	1,45E-06	0,000102	0,000102	6,18E-05
Observações	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	0,975345		0,44385		-0,58285	
Hipótese da diferença de média	0		0		0	
gl	2		2		2	
Stat t	12,63593		-2,67415		0,594964	
P(T<=t) uni-caudal	0,003102		0,058003		0,306108	
t crítico uni-caudal	2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,006205		0,116005		0,612217	
t crítico bi-caudal	4,302653		4,302653		4,302653	

ÁREA 2	SdsEDM	SdsIMPL	SdsEP	SdsPILAR	SdsEDM	SdsPILAR
Média	0,094407	0,090913	0,07602	0,085407	0,094407	0,085407
Variância	1,36E-05	0,000102	1,45E-06	6,18E-05	1,36E-05	6,18E-05
Observações	3	3	3	3	3	3
Correlação de Pearson	0,630664		-0,98685		-0,99819	
Hipótese da diferença de média	0		0		0	
gl	2		2		2	
Stat t	0,728491		-1,7963		1,351042	
P(T<=t) uni-caudal	0,271032		0,107143		0,154614	
t crítico uni-caudal	2,919986		2,919986		2,919986	
P(T<=t) bi-caudal	0,542065		0,214285		0,309227	
t crítico bi-caudal	4,302653		4,302653		4,302653	

ANEXO A - INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE EDM (ÁREA 1)



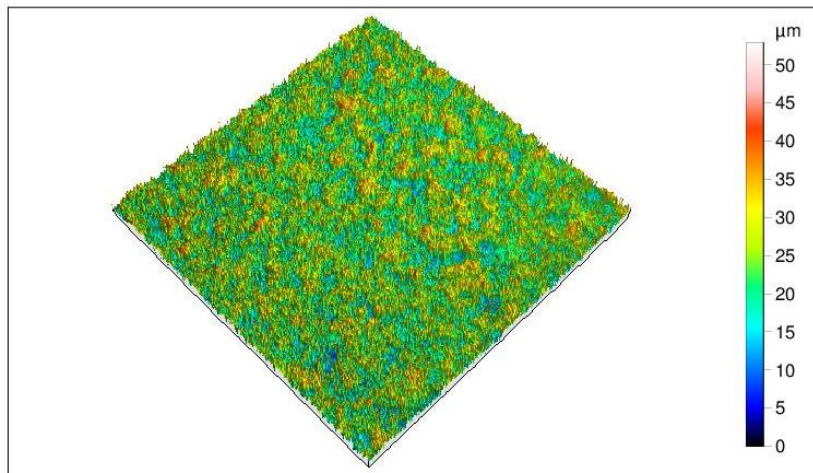


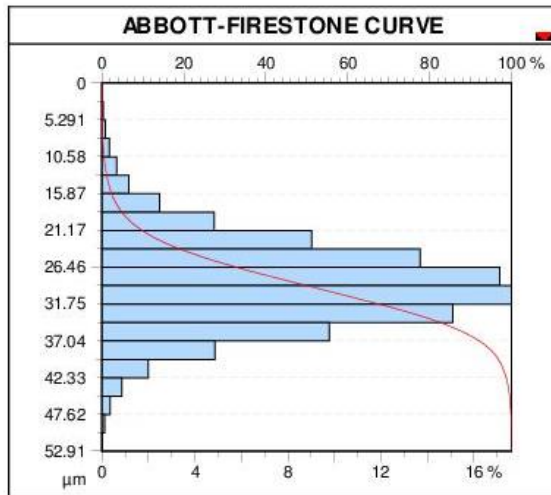
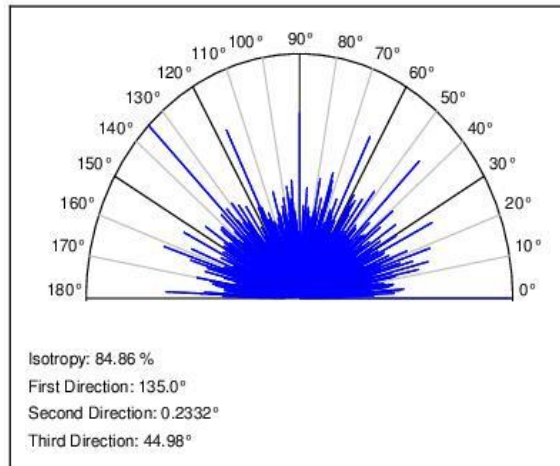
FILTERED SURFACE PARAMETERS

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	6.091	μm
Ssk	0.2341	
Sku	3.505	
Sp	28.96	μm
Sv	23.95	μm
Sz	52.91	μm
Sa	4.776	μm
Feature Parameters		
Spc	26438	1/mm
Spatial Parameters		
Str	0.8486	
Hybrid Parameters		
Sdq	8.033	
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	4.776	μm
Sq	6.091	μm
Sz	51.52	μm
Ssk	0.2341	
Sku	3.505	
Sp	28.96	μm
Sv	23.95	μm
St	52.91	μm
Functional Parameters		
Spq	*****	
Hybrid Parameters		
Ssc	20287	1/mm
Sds	86389	1/mm ²

NON FILTERED SURFACE PARAMETERS

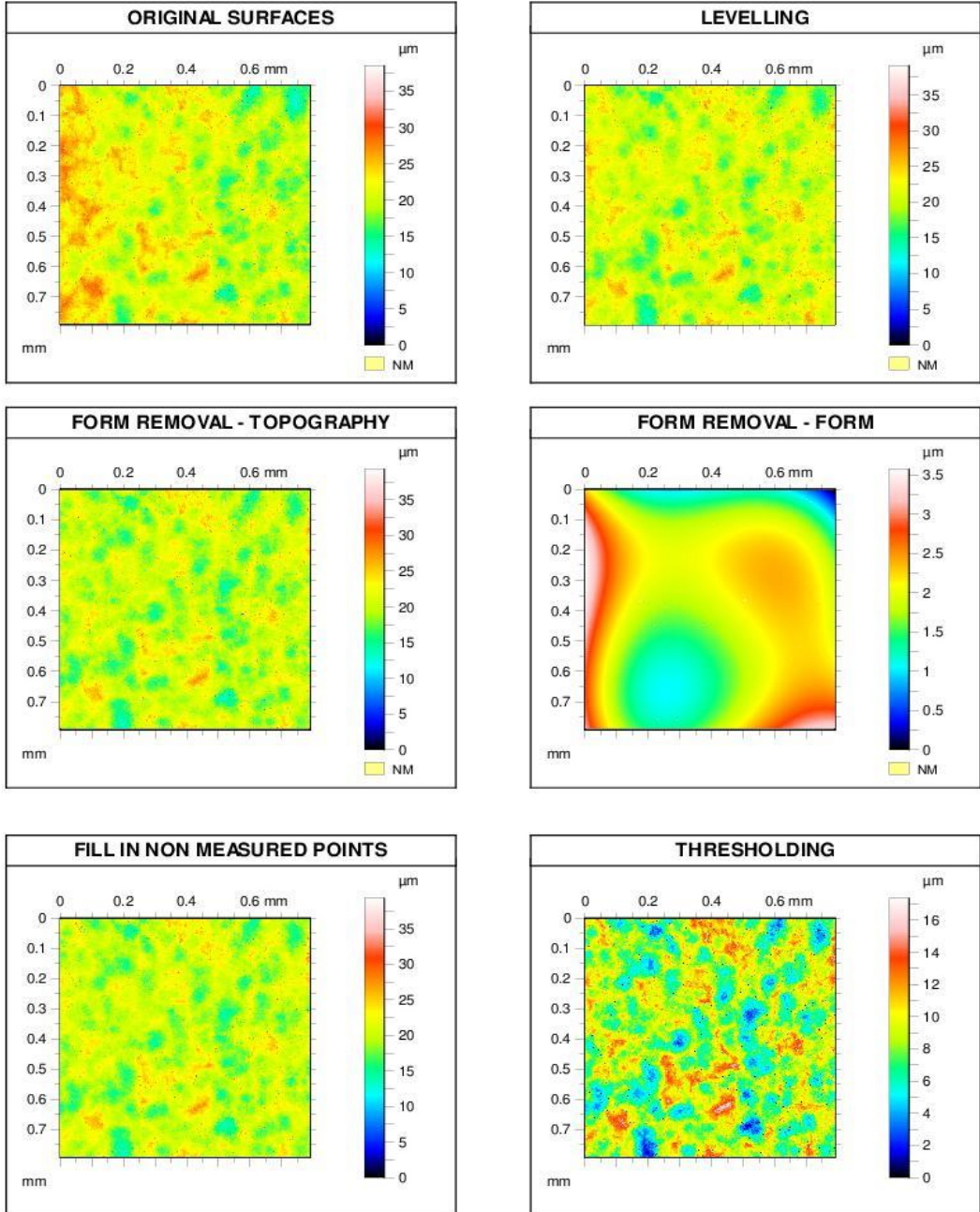
ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	7.253	μm
Ssk	0.3447	
Sku	4.164	
Sp	27.90	μm
Sv	23.26	μm
Sz	51.16	μm
Sa	5.481	μm
Feature Parameters		
Spc	41960	1/mm
Spatial Parameters		
Str	0.8359	
Hybrid Parameters		
Sdq	11.98	
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	5.481	μm
Sq	7.253	μm
Sz	51.15	μm
Ssk	0.3447	
Sku	4.164	
Sp	27.90	μm
Sv	23.26	μm
St	51.16	μm
Functional Parameters		
Spq	*****	
Hybrid Parameters		
Ssc	31126	1/mm
Sds	104424	1/mm ²

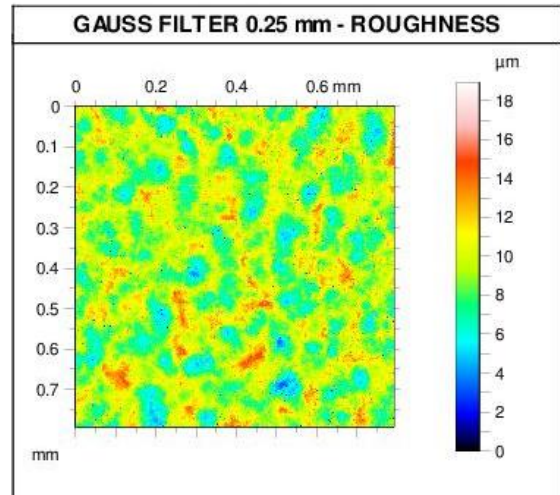
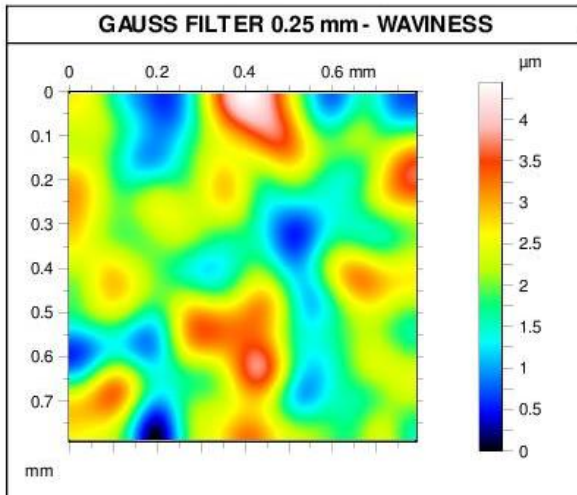




Identity card	
Name:	Ponto_00001
Measured by:	Talysurf CCI L20xZ1B1S1F5Hpk
Filename:	C:\Medicoes 3D\Heloisia Colli\Giuseppe\Chapa Ti\Ponto_00001.sur
Created on:	7/12/2018 11:12:47 AM
Axis: X	
Length:	0.7910 mm
Size:	1024 points
Spacing:	0.7732 µm
Offset:	74.68 mm
Axis: Y	
Length:	0.7919 mm
Size:	1024 lines
Spacing:	0.7741 µm
Offset:	90.67 mm
Axis: Z	
Length:	69.15 µm
Z min:	38062 µm
Z max:	38131 µm
Size:	6915168 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.03242 % (340 Pts)

ANEXO B – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE EP (ÁREA 1)



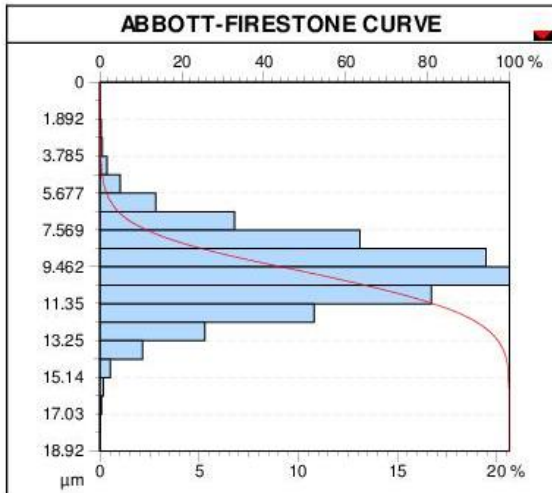
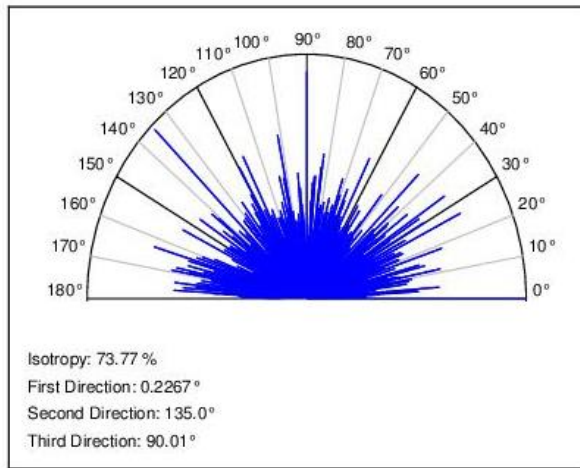
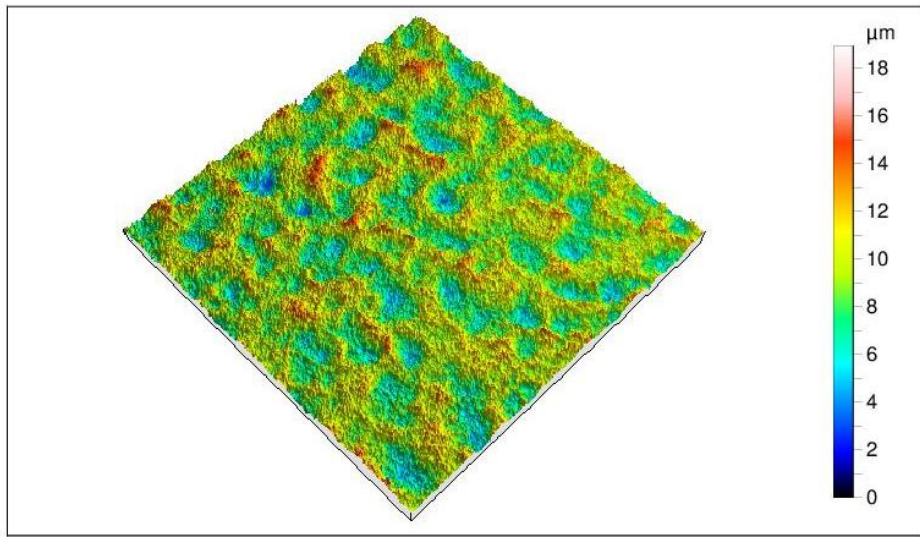


FILTERED SURFACE PARAMETERS

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	1.839	μm
Ssk	0.04731	
Sku	3.332	
Sp	9.746	μm
Sv	9.178	μm
Sz	18.92	μm
Sa	1.451	μm
Feature Parameters		
Spc	7701	1/mm
Spatial Parameters		
Str	0.7377	
Hybrid Parameters		
Sdq	1.074	
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	1.451	μm
Sq	1.839	μm
Sz	17.22	μm
Ssk	0.04731	
Sku	3.332	
Sp	9.746	μm
Sv	9.178	μm
St	18.92	μm
Functional Parameters		
Spq	*****	
Hybrid Parameters		
Ssc	1931	1/mm
Sds	60012	1/mm ²

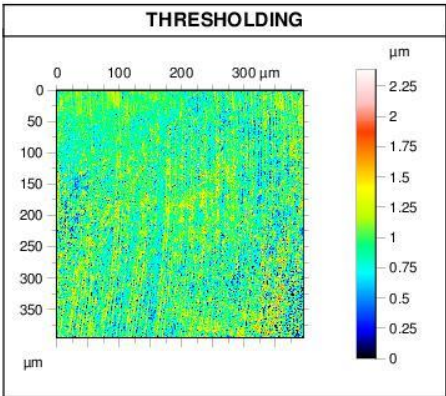
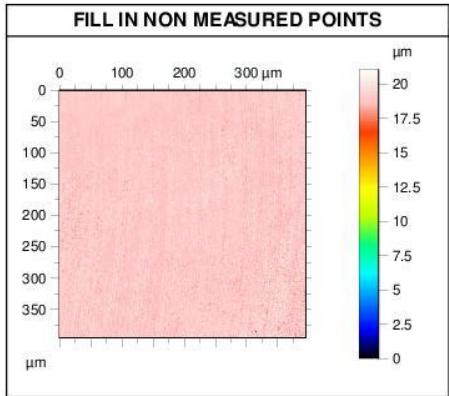
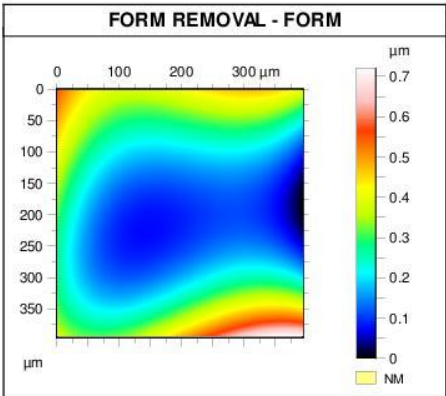
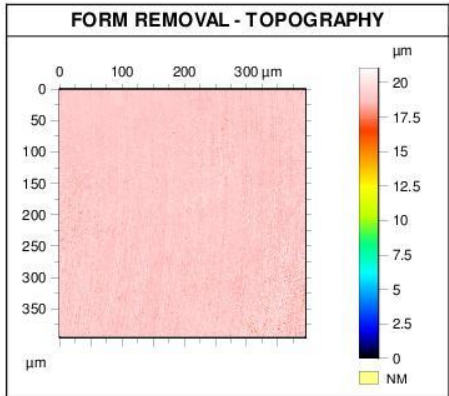
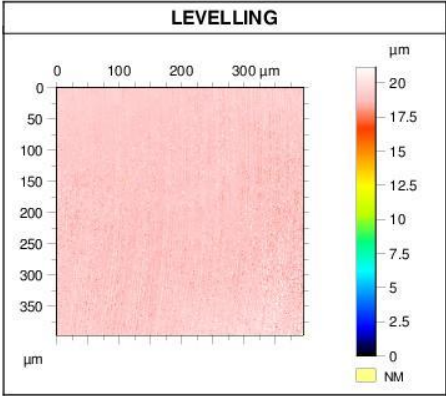
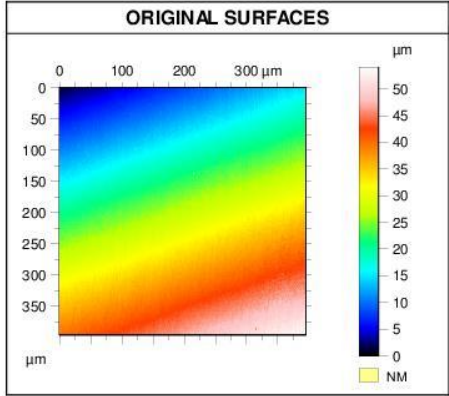
NON FILTERED SURFACE PARAMETERS

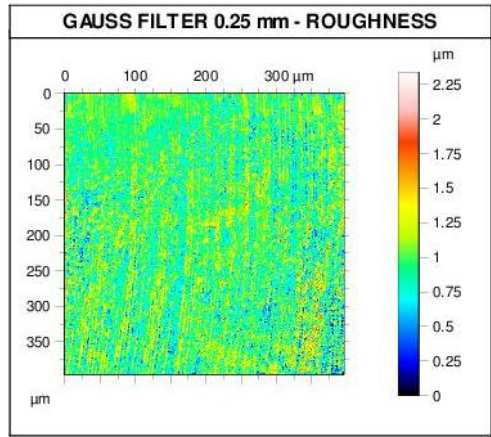
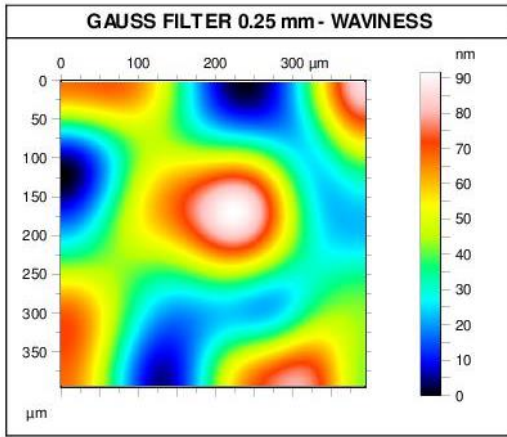
ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	2.218	μm
Ssk	0.01141	
Sku	3.581	
Sp	8.932	μm
Sv	8.414	μm
Sz	17.35	μm
Sa	1.734	μm
Feature Parameters		
Spc	10352	1/mm
Spatial Parameters		
Str	0.6995	
Hybrid Parameters		
Sdq	1.549	
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	1.734	μm
Sq	2.218	μm
Sz	16.74	μm
Ssk	0.01141	
Sku	3.581	
Sp	8.932	μm
Sv	8.414	μm
St	17.35	μm
Functional Parameters		
Spq	*****	
Hybrid Parameters		
Ssc	2735	1/mm
Sds	79957	1/mm ²



Identity card	
Name:	placa_Ti_polida_1_00001
Measured by:	Talysurf CCI L20xZ1B1S1F5Hpik
Filename:	C:\Medicoes 3D\Heloisa Colli\Ana\placa_Ti_polida_1_00001.sur
Created on:	8/22/2018 2:57:51 PM
Axis: X	
Length:	0.7910 mm
Size:	1024 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	94.12 mm
Axis: Y	
Length:	0.7919 mm
Size:	1024 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	107.9 mm
Axis: Z	
Length:	38.54 μm
Z min:	8072 μm
Z max:	8111 μm
Size:	3853826 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.05445 % (571 Pts)

ANEXO C – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE IMPLANTE (ÀREA 1)



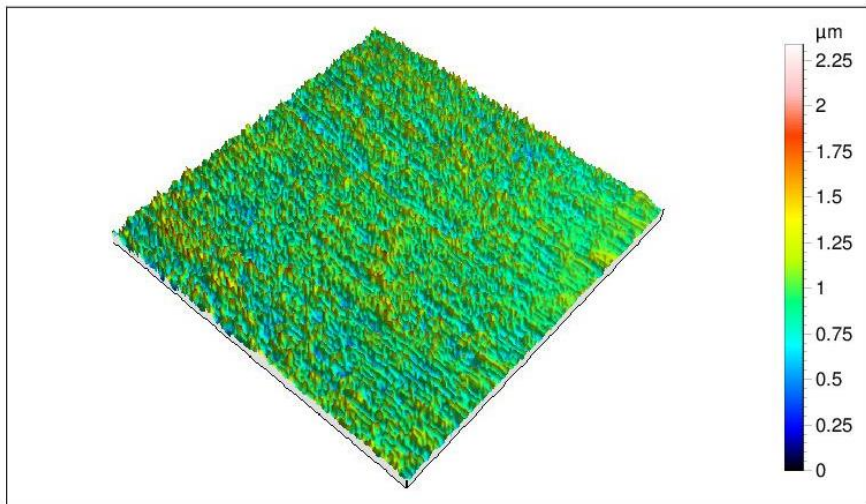


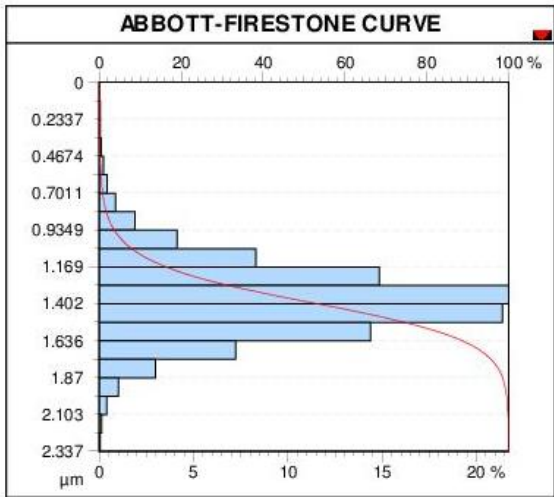
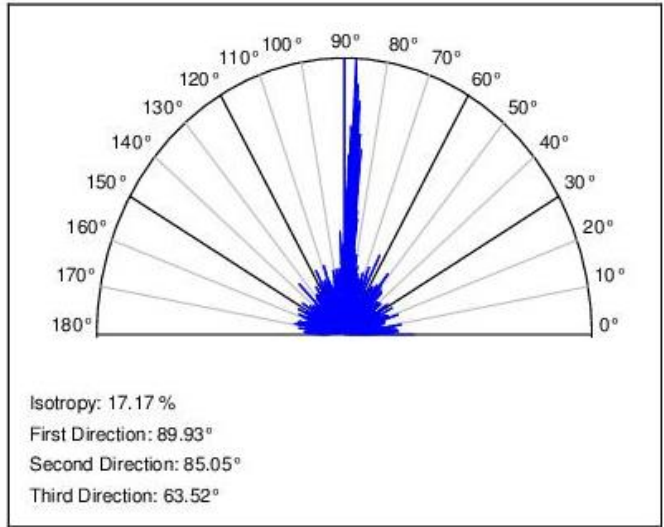
FILTERED SURFACE PARAMETERS

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	0.2317	μm
Ssk	0.3591	
Sku	4.208	
Sp	1.379	μm
Sv	0.9580	μm
Sz	2.337	μm
Sa	0.1769	μm
Feature Parameters		
Spc	0.8587	1/μm
Spatial Parameters		
Str	0.1717	
Hybrid Parameters		
Sdq	0.2945	
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	0.1769	μm
Sq	0.2317	μm
Sz	2.297	μm
Ssk	0.3591	
Sku	4.208	
Sp	1.379	μm
Sv	0.9580	μm
St	2.337	μm
Functional Parameters		
Spq	*****	
Hybrid Parameters		
Ssc	0.5651	1/μm
Sds	0.07436	1/μm ²

NON FILTERED SURFACE PARAMETERS

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	0.2807	μm
Ssk	0.4858	
Sku	5.048	
Sp	1.440	μm
Sv	0.9433	μm
Sz	2.383	μm
Sa	0.2091	μm
Feature Parameters		
Spc	1.406	1/μm
Spatial Parameters		
Str	0.1745	
Hybrid Parameters		
Sdq	0.4433	
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	0.2091	μm
Sq	0.2807	μm
Sz	2.382	μm
Ssk	0.4858	
Sku	5.048	
Sp	1.440	μm
Sv	0.9433	μm
St	2.383	μm
Functional Parameters		
Spq	*****	
Hybrid Parameters		
Ssc	0.9349	1/μm
Sds	0.09908	1/μm ²





Identity card

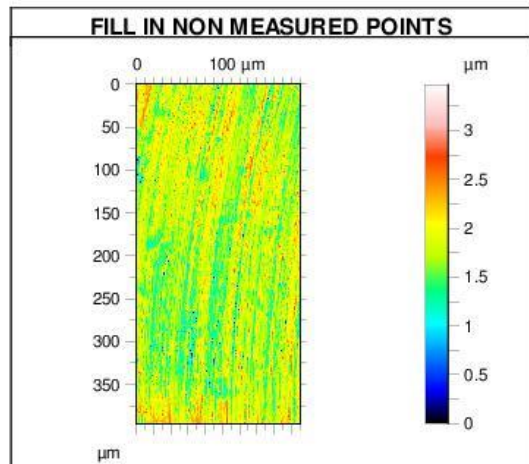
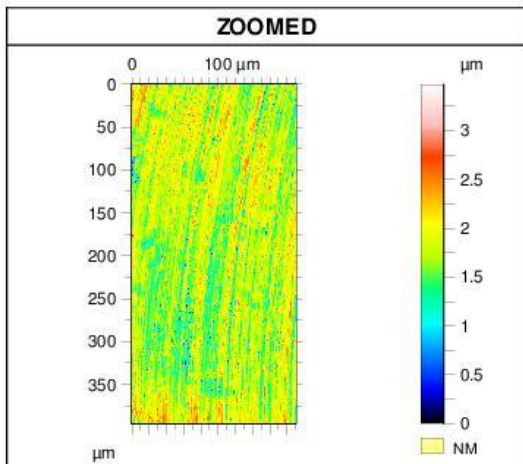
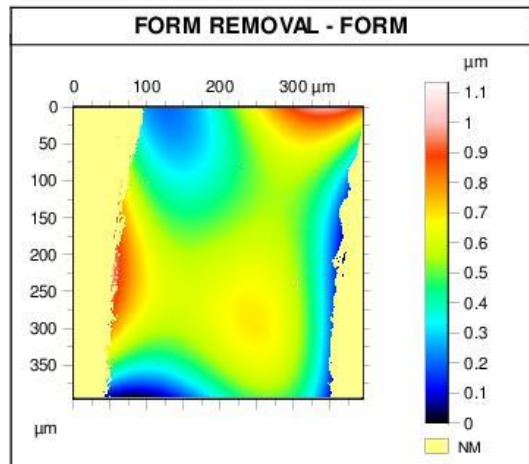
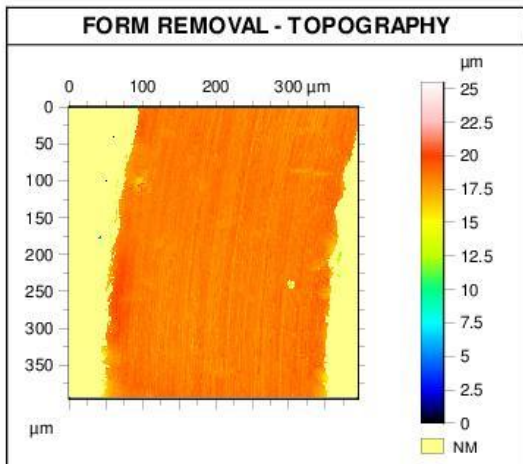
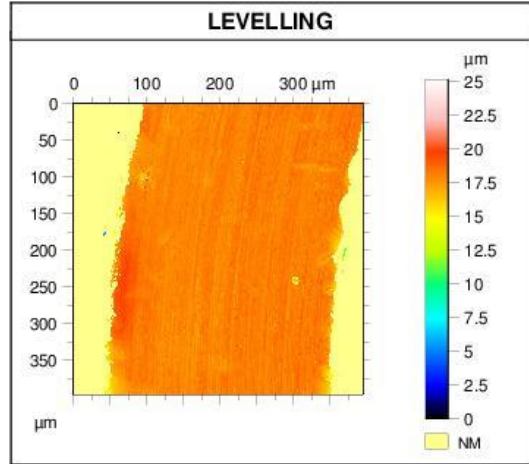
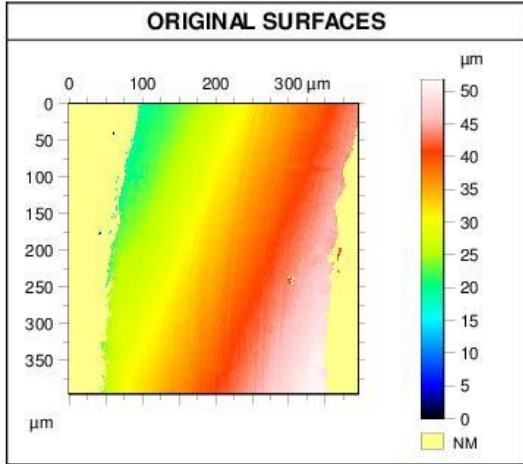
Name: implante-2-00002
 Measured by: Talysurf CCI L20xZ2B1S1F5HpK
 Filename: C:\Medicoes 3D\Thiago\Ana\01-08-2019\implante-2-00002.sur
 Created on: 8/1/2019 10:37:29 AM

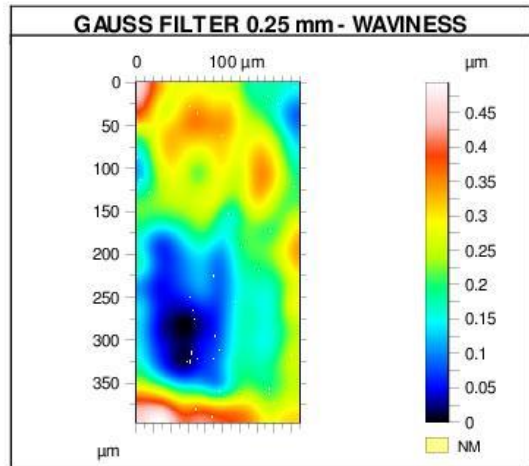
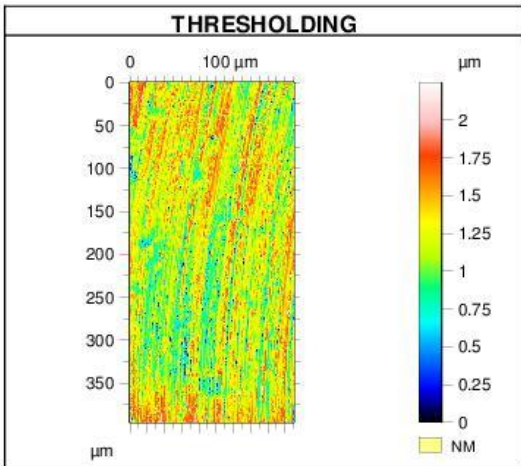
Axis : X
 Length: 395.1 μm
 Size: 512 points
 Spacing: 0.7732 μm
 Offset: 78097 μm

Axis : Y
 Length: 395.6 μm
 Size: 512 lines
 Spacing: 0.7741 μm
 Offset: 42102 μm

Axis : Z
 Length: 54.06 μm
 Z min: 167077 μm
 Z max: 167131 μm
 Size: 5405764 digits
 Spacing: 0.0100 nm
 NMP ratio: 0.006866 % (18 Pts)

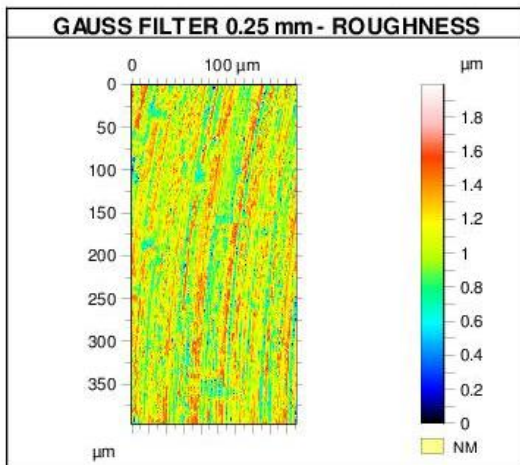
ANEXO D – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE PILAR

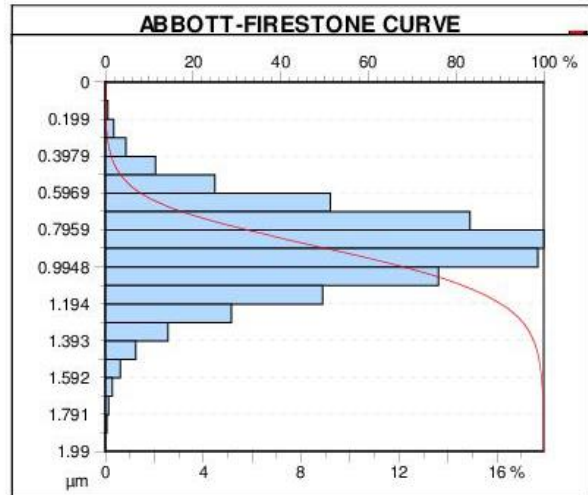
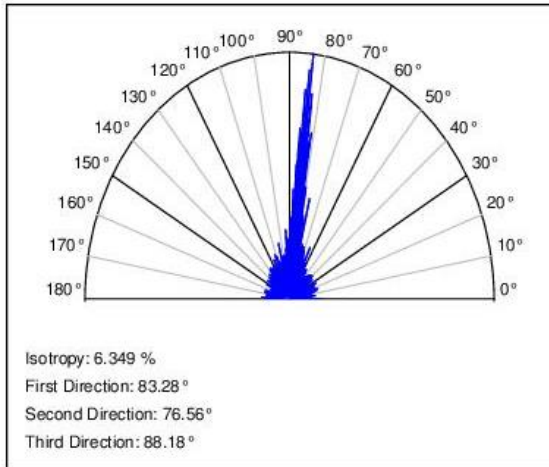
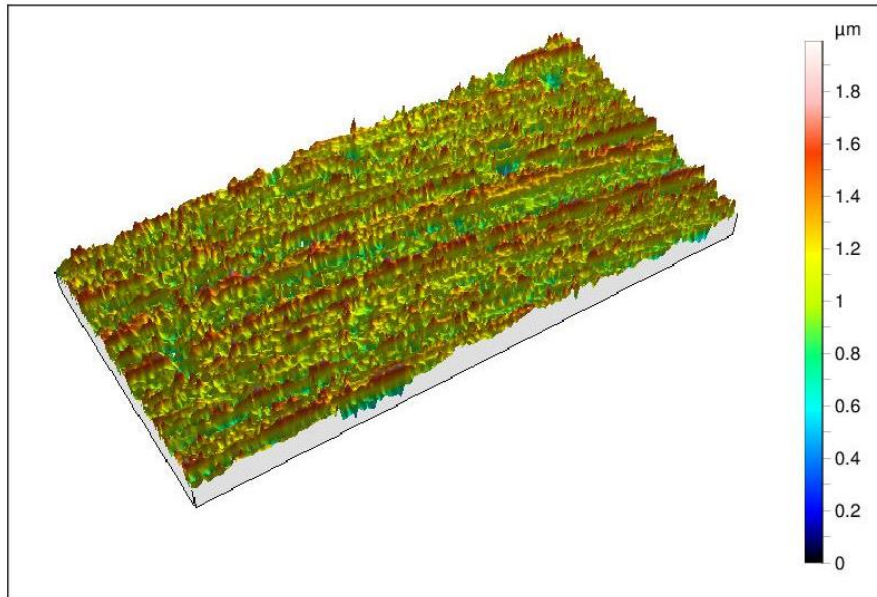




NON FILTERED SURFACE PARAMETERS

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	0.2880	μm
Ssk	-0.2756	
Sku	4.404	
Sp	1.710	μm
Sv	1.761	μm
Sz	3.471	μm
Sa	0.2196	μm
Spatial Parameters		
Sal	3.729	μm
Str	0.09077	
Hybrid Parameters		
Sdq	0.3523	
Sdr	5.786	%
Feature Parameters		
Spc	1.113	$1/\mu\text{m}$
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	0.2196	μm
Sq	0.2880	μm
Sz	3.240	μm
Ssk	-0.2756	
Sku	4.404	
Sp	1.710	μm
Sv	1.761	μm
St	3.471	μm
Spatial Parameters		
Str	0.09077	
Hybrid Parameters		
Sdq	0.3523	
Sds	0.07686	$1/\mu\text{m}^2$
Ssc	0.5752	$1/\mu\text{m}$
Functional Parameters		
Spq	*****	

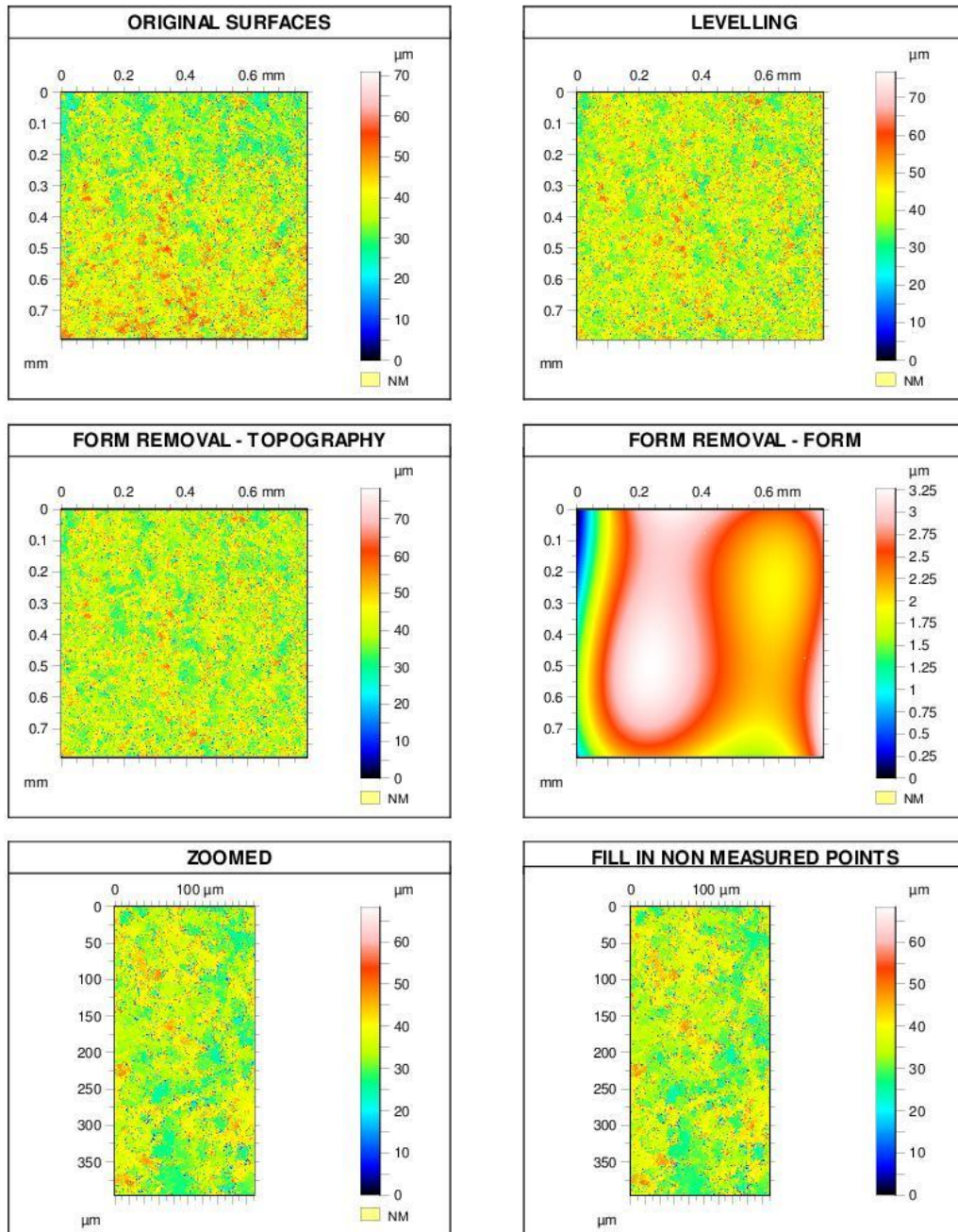


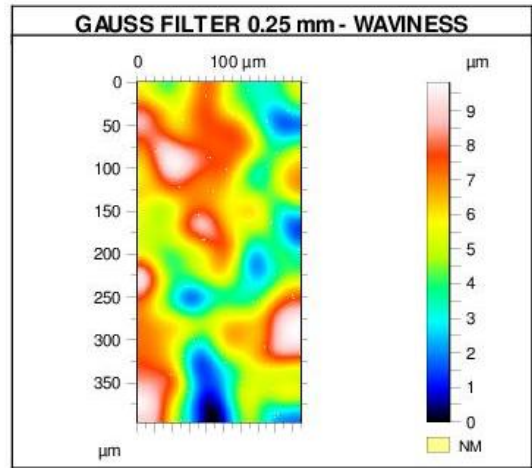
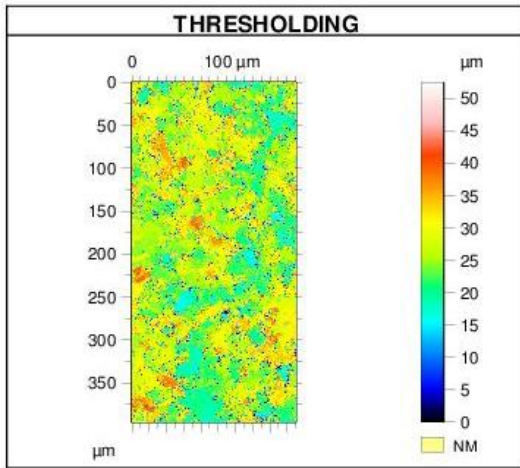


Original Identity card	
Name:	Pilar-1-00001
Measured by:	TalysurfCCI L20xZ2B1S1F5Hpk
Filename:	C:\Medicoes 3D\Thiago\Ana\01-08-2019\Pilar\Pilar-1-00001.sur
Created on:	8/1/2019 11:17:48 AM
Axis: X	
Length:	395.1 μm
Size:	512 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	74916 μm
Axis: Y	
Length:	395.6 μm
Size:	512 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	42699 μm
Axis: Z	
Length:	51.77 μm
Z min:	165696 μm
Z max:	165748 μm
Size:	5177229 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	23.50 % (61613 Pts)

ZOOM Identity card	
Name:	Pilar-1-00001 > Leveled (LS) > Form removed :
Polynomial of order 3	(0.0008235 - 1.567e-005*x + 6.488e-008*x ² - 7.076e-011*x ³ + 2.078e-006*y - 4.128e-009*y*x - 3.391e-011*y*x ² + 2.715e-009*y ² + 3.921e-011*y ² *x - 2.068e-011*y ³) > Zoomed
Axis: X	
Length:	190.2 μm
Size:	247 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	75021 μm
Axis: Y	
Length:	395.6 μm
Size:	512 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	42699 μm
Axis: Z	
Length:	3.471 μm
Z min:	-1.781 μm
Z max:	1.690 μm
Size:	347113 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.0007907 % (1 Pts)

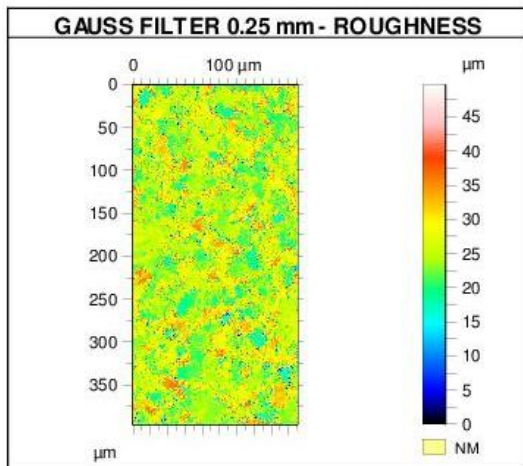
ANEXO E – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE EDM (ÁREA 2)

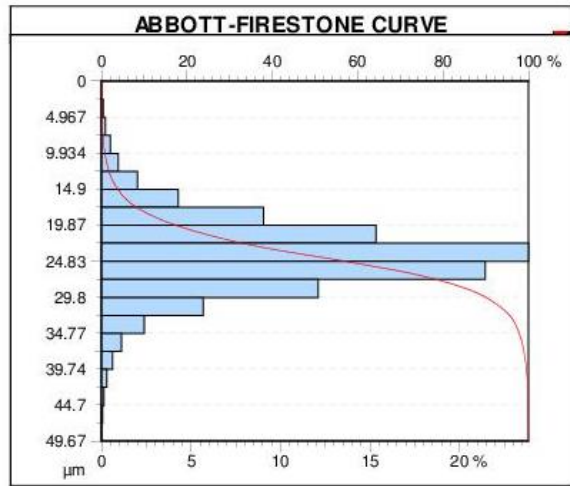
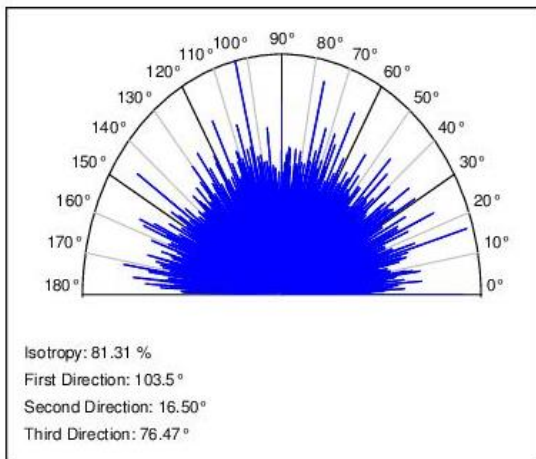
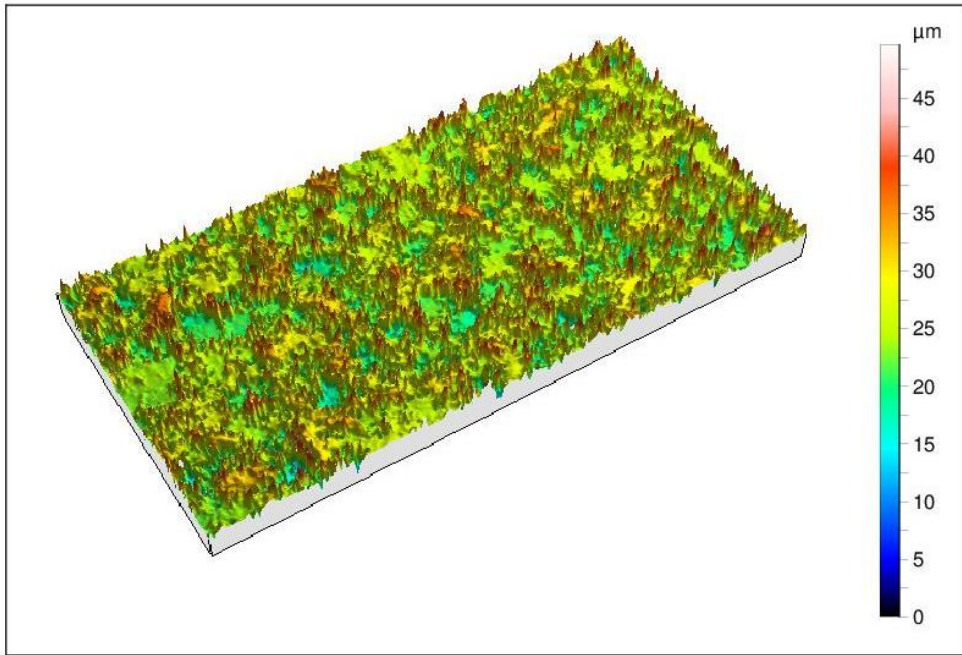




NON FILTERED SURFACE PARAMETERS

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	7.048	μm
Ssk	-0.008163	
Sku	4.705	
Sp	33.60	μm
Sv	34.68	μm
Sz	68.28	μm
Sa	5.187	μm
Spatial Parameters		
Sal	6.223	μm
Str	0.7956	
Hybrid Parameters		
Sdq	11.81	
Sdr	4705	%
Feature Parameters		
Spc	41.24	$1/\mu\text{m}$
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	5.187	μm
Sq	7.048	μm
Sz	66.32	μm
Ssk	-0.008163	
Sku	4.705	
Sp	33.60	μm
Sv	34.68	μm
St	68.28	μm
Spatial Parameters		
Str	0.7956	
Hybrid Parameters		
Sdq	11.81	
Sds	0.09101	$1/\mu\text{m}^2$
Ssc	27.30	$1/\mu\text{m}$
Functional Parameters		
Spq	*****	

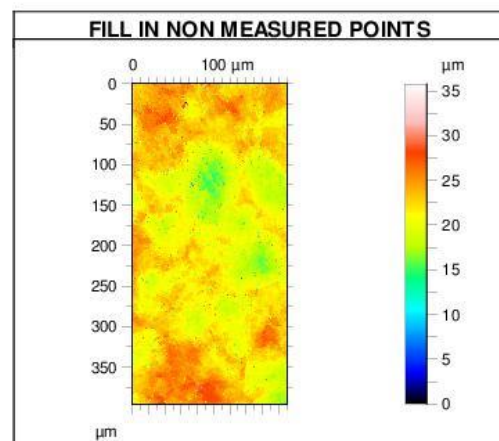
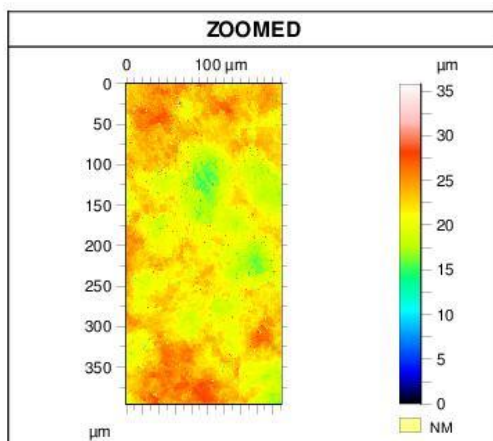
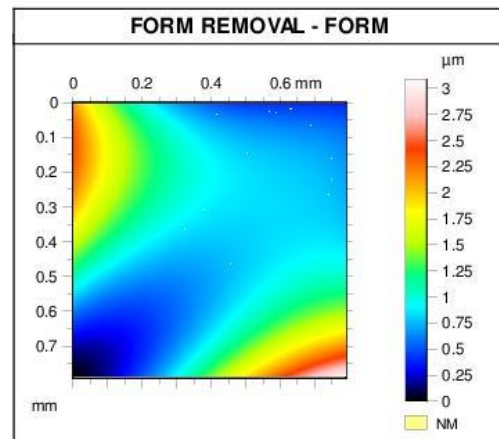
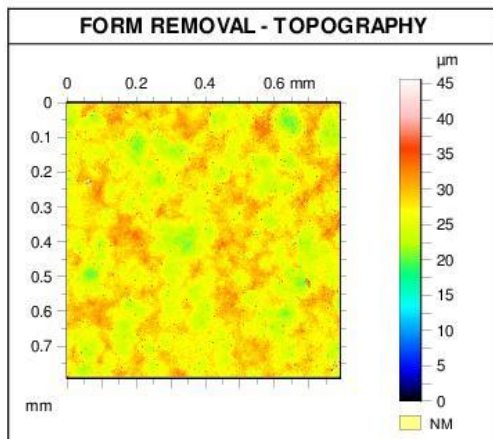
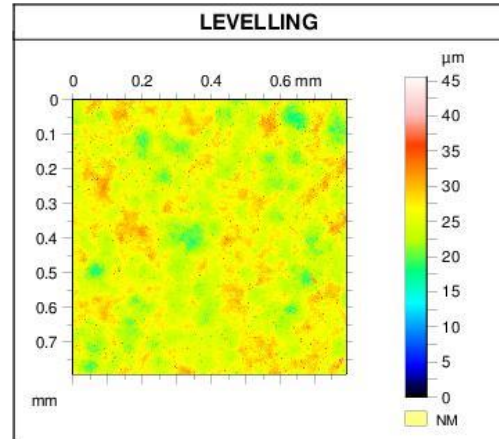
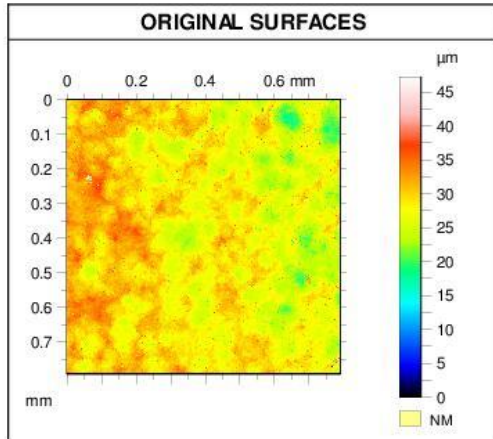


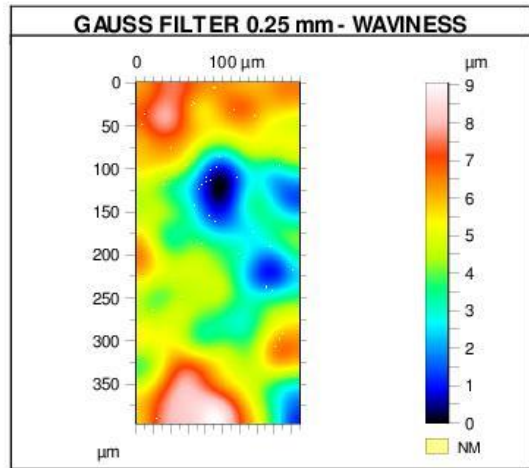
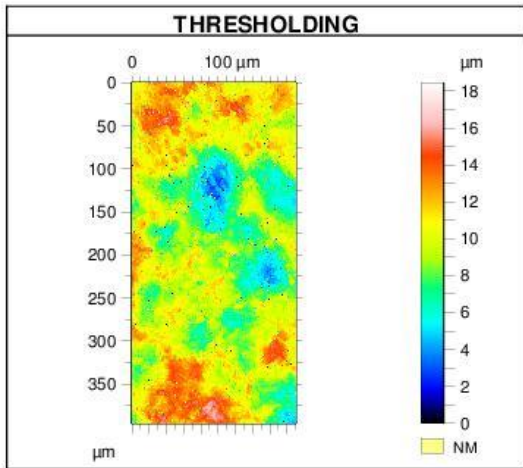


Original Identity card	
Name:	Ponto_00004
Measured by:	TalysurfCCI L20xZ1B1S1F5Hpk
Filename:	C:\Medicoes 3D\Thiago\Ana\2019-09-20\sur\Ponto_00004.sur
Created on:	7/12/2018 11:27:19 AM
Axis: X	
Length:	0.7910 mm
Size:	1024 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	65.68 mm
Axis: Y	
Length:	0.7919 mm
Size:	1024 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	102.7 mm
Axis: Z	
Length:	70.88 μm
Z min:	38144 μm
Z max:	38215 μm
Size:	7088122 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.01402 % (147 Pts)

ZOOM Identity card	
Name:	Ponto_00004 > Leveled (LS) > Form removed :
Polynomial of order 3 $(-0.002441 + 1.918e-005*x - 3.541e-008*x^2 + 1.915e-011*x^3 + 4.75e-007*y - 1.039e-008*y*x + 5.86e-012*y*x^2 + 6.658e-009*y^2 + 3.584e-012*y^2*x - 6.255e-012*y^3) > Zoomed$	
Axis: X	
Length:	190.2 μm
Size:	247 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	65789 μm
Axis: Y	
Length:	395.6 μm
Size:	512 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	102661 μm
Axis: Z	
Length:	68.28 μm
Z min:	-35.26 μm
Z max:	33.02 μm
Size:	6828097 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.01819 % (23 Pts)

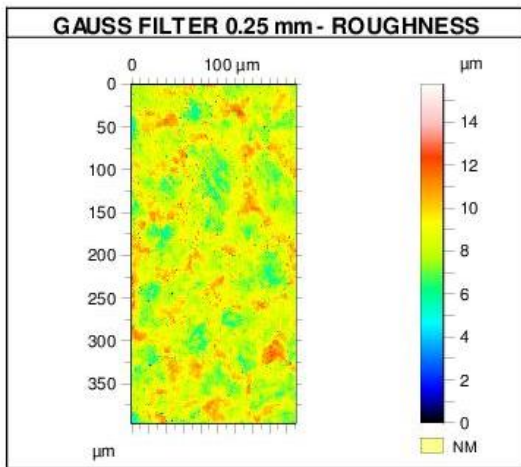
ANEXO F – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE EP (ÁREA 2)

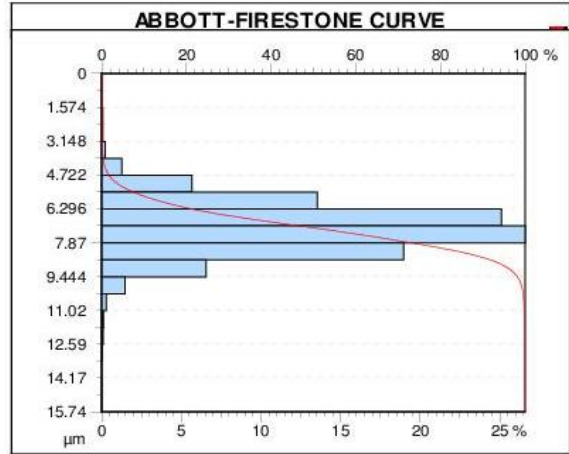
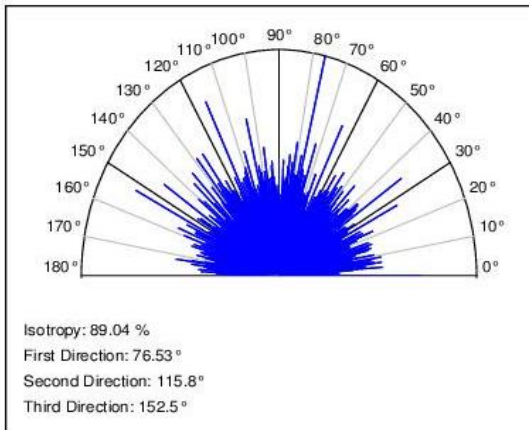
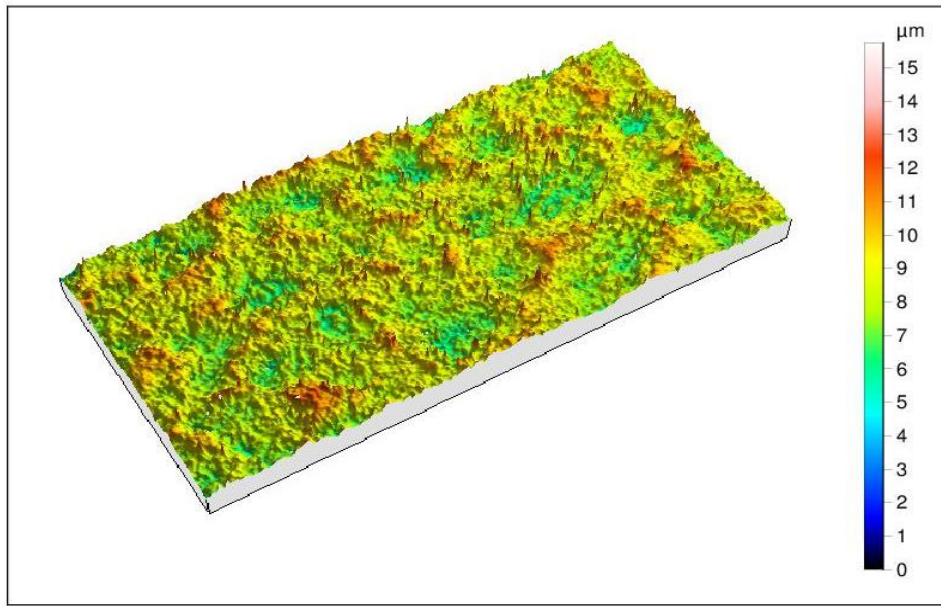




NON FILTERED SURFACE PARAMETERS

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	2.451	μm
Ssk	-0.1684	
Sku	3.797	
Sp	13.98	μm
Sv	21.79	μm
Sz	35.77	μm
Sa	1.920	μm
Spatial Parameters		
Sal	49.78	μm
Str	0.6755	
Hybrid Parameters		
Sdq	1.707	
Sdr	109.2	%
Feature Parameters		
Spc	16.05	$1/\mu\text{m}$
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	1.920	μm
Sq	2.451	μm
Sz	28.21	μm
Ssk	-0.1684	
Sku	3.797	
Sp	13.98	μm
Sv	21.79	μm
St	35.77	μm
Spatial Parameters		
Str	0.6755	
Hybrid Parameters		
Sdq	1.707	
Sds	0.07555	$1/\mu\text{m}^2$
Sec	2.908	$1/\mu\text{m}$
Functional Parameters		
Spq	*****	

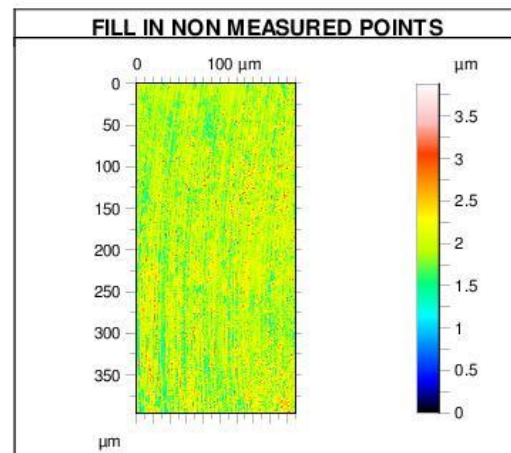
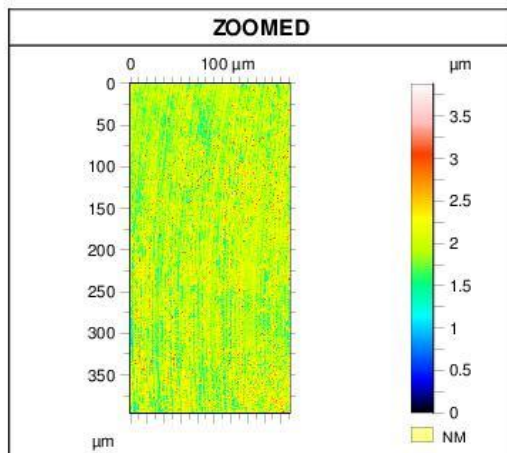
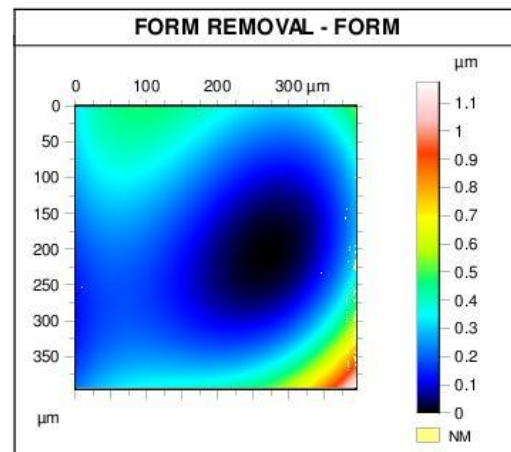
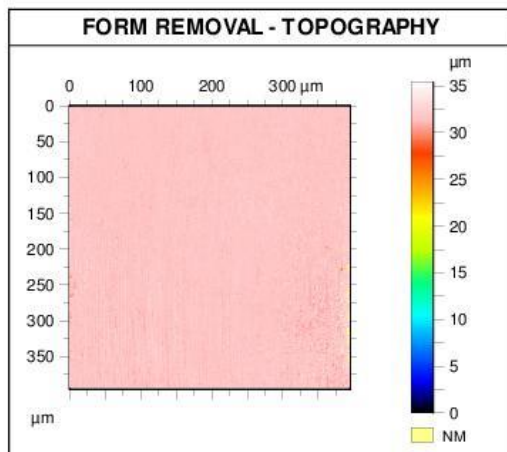
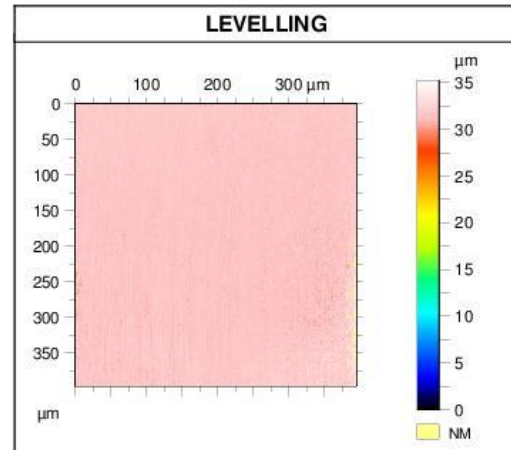
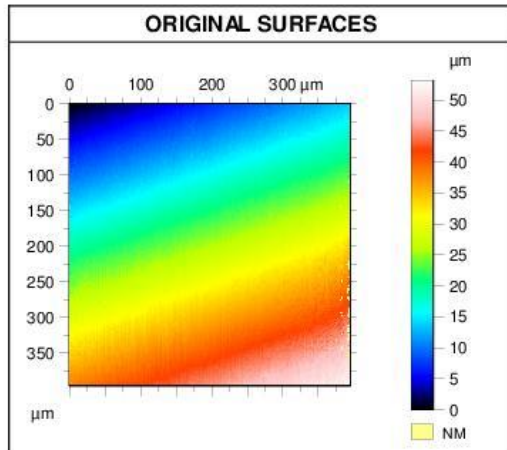


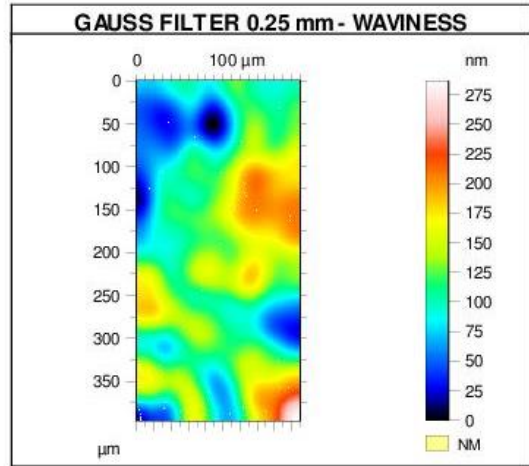
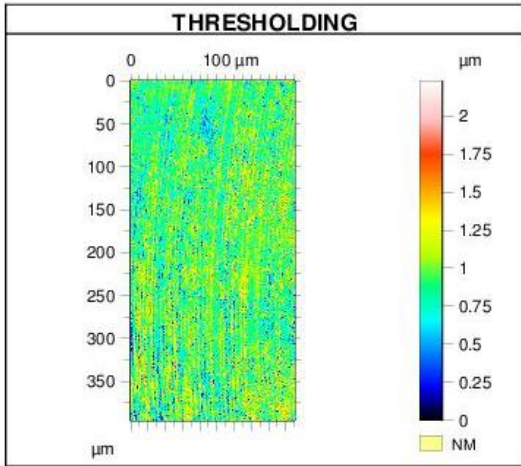


Original Identity card	
Name:	placa_Ti_polida_1_00002
Measured by:	TalysurfCGI L20xZ1B1 S1F5Hpk
Filename:	C:\Medicoes 3D\Thiago\Ana\2019-09-20\sur\placa_Ti_polida_1_00002.sur
Created on:	8/22/2018 3:00:42 PM
Axis: X	
Length:	0.7910 mm
Size:	1024 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	100.1 mm
Axis: Y	
Length:	0.7919 mm
Size:	1024 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	107.9 mm
Axis: Z	
Length:	47.21 μm
Z min:	8068 μm
Z max:	8115 μm
Size:	4721098 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.03281 % (344 Pts)

ZOOM Identity card	
Name:	placa_Ti_polida_1_00002 > Leveled (LS) > Form
removed:	Polynomial of order 3
	$(0.001135 - 6.02e-006*x + 7.115e-009*x^2 - 2.83e-012*x^3 + 3.378e-006*y + 1.166e-009*y*x - 2.088e-012*y*x^2 - 1.17e-008*y^2 + 5.457e-012*y^2*x + 6.231e-012*y^3) > Zoomed$
Axis: X	
Length:	190.2 μm
Size:	247 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	100228 μm
Axis: Y	
Length:	395.6 μm
Size:	512 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	107860 μm
Axis: Z	
Length:	35.77 μm
Z min:	-21.85 μm
Z max:	13.92 μm
Size:	3576883 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.0174 % (22 Pts)

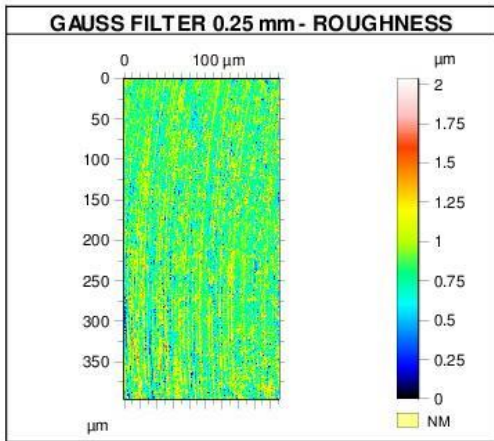
ANEXO G – INTERFEROMETRIA SUPERFÍCIE IMPLANTE (ÁREA 2)

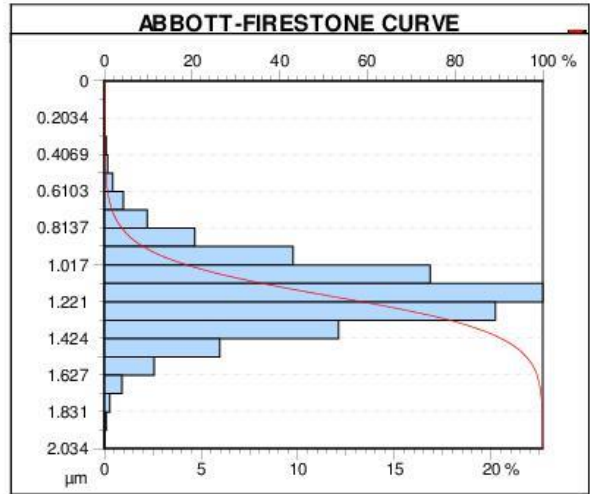
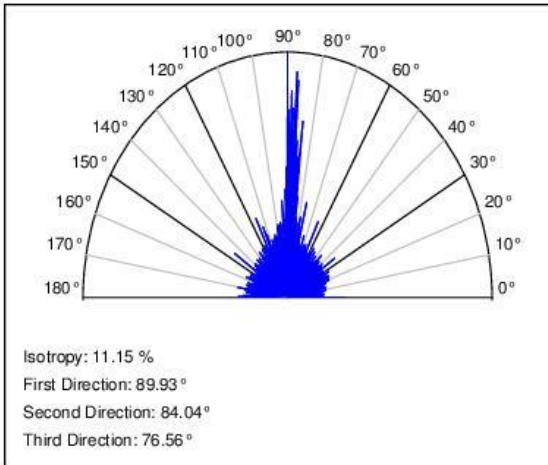
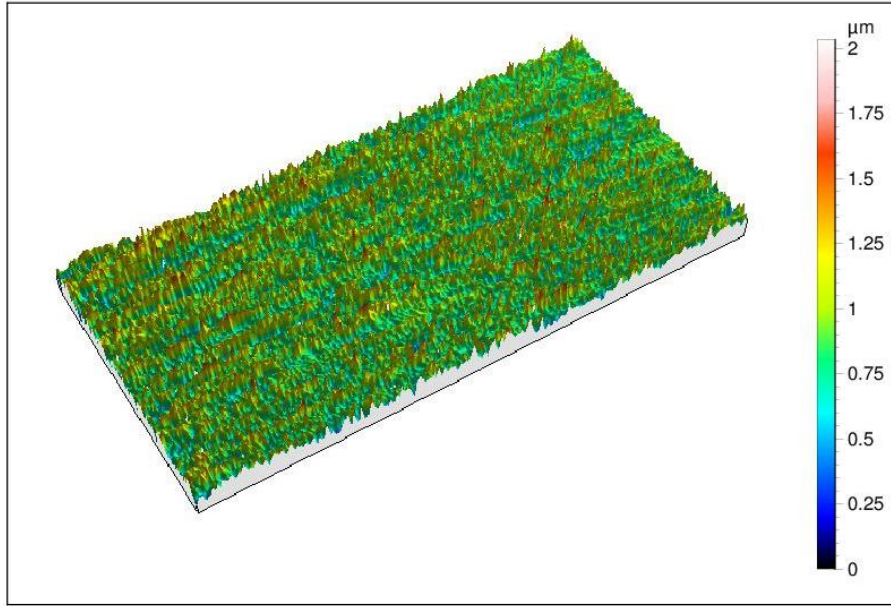




NON FILTERED SURFACE PARAMETERS

ISO 25178		
Height Parameters		
Sq	0.2554	μm
Ssk	0.4595	
Sku	5.773	
Sp	1.906	μm
Sv	1.976	μm
Sz	3.882	μm
Sa	0.1890	μm
Spatial Parameters		
Sal	1.489	μm
Str	0.1054	
Hybrid Parameters		
Sdq	0.4013	
Sdr	7.560	%
Feature Parameters		
Spc	1.529	$1/\mu\text{m}$
EUR 15178N		
Amplitude Parameters		
Sa	0.1890	μm
Sq	0.2554	μm
Sz	3.247	μm
Ssk	0.4595	
Sku	5.773	
Sp	1.906	μm
Sv	1.976	μm
St	3.882	μm
Spatial Parameters		
Str	0.1054	
Hybrid Parameters		
Sdq	0.4013	
Sds	0.09415	$1/\mu\text{m}^2$
Ssc	0.8263	$1/\mu\text{m}$
Functional Parameters		
Spq	*****	





Original Identity card	
Name:	implante-1-00001
Measured by:	TalysurfCCI L20xZ2B1 S1F5HpK
Filename:	C:\Medicoes 3D\Thiago\Ana\2019-09-20\sur\implante-1-00001.sur
Created on:	8/1/2019 10:05:07 AM
Axis: X	
Length:	395.1 μm
Size:	512 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	74580 μm
Axis: Y	
Length:	395.6 μm
Size:	512 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	41944 μm
Axis: Z	
Length:	53.16 μm
Z min:	167051 μm
Z max:	167105 μm
Size:	5316011 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.2190 % (574 Pts)

ZOOM Identity card	
Name:	implante-1-00001 > Leveled (LS) > Form removed :
Polynomial of order 3	(9.888e-005 + 2.727e-006*x - 1.509e-008*x ² + 2.049e-011*x ³ - 3.636e-008*y - 7.824e-009*y*x + 7.811e-012*y*x ² - 4.205e-009*y ² + 1.325e-011*y ² *x + 7.564e-012*y ³) > Zoomed
Axis: X	
Length:	190.2 μm
Size:	247 points
Spacing:	0.7732 μm
Offset:	74685 μm
Axis: Y	
Length:	395.6 μm
Size:	512 lines
Spacing:	0.7741 μm
Offset:	41944 μm
Axis: Z	
Length:	3.882 μm
Z min:	-1.954 μm
Z max:	1.928 μm
Size:	388220 digits
Spacing:	0.0100 nm
NMP ratio:	0.001581 % (2 Pts)