

Faculdade Sete Lagoas – FACSETE
Instituto Rosivaldo Moreira

Kleber Vinícius Rodrigues dos Santos

**ESTUDO MORFOLÓGICO COMPARATIVO DE DIFERENTES MARCAS DE
IMPLANTES DISPONÍVEIS NO BRASIL**

GOIÂNIA – GO
2022

Kleber Vinícius Rodrigues dos Santos

**ESTUDO MORFOLÓGICO COMPARATIVO DE DIFERENTES MARCAS DE
IMPLANTES DISPONÍVEIS NO BRASIL**

Monografia apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade Sete Lagoas - FACSETE, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Marcus F. S. Jesus

Kleber Vinícius Rodrigues dos Santos

**ESTUDO MORFOLÓGICO COMPARATIVO DE DIFERENTES MARCAS DE
IMPLANTES DISPONÍVEIS NO BRASIL**

Monografia apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade Sete Lagoas - FACSETE, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Marcus F. S. Jesus

Aprovada em ___/___/___ pela banca constituída dos seguintes professores:

Profa. Juliana Gonçalves Terra (FACSETE)

Prof. Dr. Marcus F. S. Jesus (FACSETE)

Prof. Dr. Rosivaldo Moreira Junior (FACSETE)

Prof. Dr. Rosenvelt Moreira (FACSETE)

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi analisar e comparar a topografia de superfície, bem como a rugosidade de diferentes marcas de implantes disponíveis no Brasil. Foram analisados um total de 57 implantes das marcas: Intra Oss[®], Neodent[®], INP[®], Conus[®], Zimmer Pi- Branemark[®], Singular[®], Titanium fix[®], DSP Biomedical[®], com diâmetro entre 3,5 e 4 mm e comprimento entre 8,5 e 15mm. Todas as amostras foram submetidas a análise de microscopia eletrônica por varredura (MEV). As roscas dos implantes foram examinadas com interferometria a fim de caracterizar a rugosidade da superfície em nível de micrômetro e a amostragem para cada implante foi realizada em 2 posições diferentes com uma área de varredura de 200 × 260 μm. Os resultados indicam que a variação nos processos do fabricante resulta em superfícies de implante que não são homogêneas e são distintamente diferentes umas das outras. Nas análises de rugosidade de superfície pode-se observar que a maioria dos implantes apresentou rugosidade superficial que se enquadra em moderadamente áspera (Sa entre 1,0 e 2,0 μm) 27(47,3%), em seguida os implantes de superfície minimamente áspera (Sa entre 0,5 e 1.0 μm) 24(42,1%); Suave (Sa < 0,5 μm) 4 (7%); Áspero (Sa > 2,0 μm) 2(3,5%). Os implantes apresentaram diferentes graus de rugosidade de superfície. Isso pode levar a implicações clínicas negativas a depender do tipo de implante escolhido.

Palavras-chave: Análise de superfície; osseointegração; rugosidade de superfície; superfície de implante.

ABSTRACT

The aim of the present study was to analyze and compare the surface topography as well as the roughness of implants from different brands available in Brazil. A total of 57 implants from the following brands were analyzed: Intra Oss ®, Neodent ®, INP ®, Conus ®, Zimmer Pi-Branemark ®, Singular ®, Titanium fix ®, DSP Biomedical ®, with a diameter between 3.5 and 4 mm and length between 8.5 and 15mm All samples were submitted to scanning electron microscopy (SEM) analysis. The implant threads were examined with interferometry in order to characterize the surface roughness at micrometer level and sampling for each implant was performed in 2 different positions with a scanning area of $200 \times 260 \mu\text{m}$. The results indicate that variation in manufacturer processes results in implant surfaces that are not homogeneous and are distinctly different from one another. In the analysis of surface roughness, it can be observed that most implants presented surface roughness that fits in moderately rough (Sa between 1.0 and 2.0 μm) 27 (47.3%), followed by surface implants minimally rough (Sa between 0.5 and 1.0 μm) 24(42.1%); Mild (Sa<0.5 μm) 4 (7%); Rough (Sa > 2.0 μm) 2(3.5%). The implants showed different degrees of surface roughness. This can lead to negative clinical implications depending on the type of implant chosen. More clinical research is needed.

Keywords: Osseointegration; implants surface; surface analysis, surface roughness.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	7
2. MATERIAIS E MÉTODOS	10
3. RESULTADOS	13
4. DISCUSSÃO	22
4.1 Análise em microscopia eletrônica de varredura	22
4.2 Análise de rugosidade de superfície	22
5. CONCLUSÃO	24
6. REFERÊNCIAS	25

1. INTRODUÇÃO

Novas marcas de implantes têm surgido constantemente no mercado, entretanto os dados sobre as características superficiais dos implantes são geralmente insuficientes para possibilitar a comparação entre as diferentes marcas. As características superficiais dos implantes como sua composição química e a sua rugosidade superficial são importantes, pois influenciam significativamente o processo de osseointegração por influenciar a adesão, diferenciação e proliferação celular sobre a superfície do implante (AKAGAWA *et al.*, 1998; TORRICELLI *et al.*, 2001; GRASSI *et al.*, 2006).

Em virtude de propriedades como excelente biocompatibilidade com os tecidos moles e duros, propriedades físicas vantajosas, elevada resistência à corrosão, potencial de passividade e baixo peso específico, o titânio é considerado o material de escolha para o uso intraósseo em medicina e tem elevado interesse para a medicina dentária, sendo largamente utilizado nos implantes dentários (LYGRE, 2002; AKAGAWA *et al.*, 2003; TOPTAN *et al.*, 2017).

O titânio comercialmente puro (TiCp) é usado em implantes dentários e próteses. Atualmente, existem quatro graus diferentes de TiCp e uma liga de titânio feitas especialmente para aplicações de implantes dentários; as diferenças se devem à presença de impurezas, como oxigênio, hidrogênio e carbono, que alteram as características mecânicas (ORRICO, 2018).

Estes metais são especificados de acordo com a American Society for Testing and Materials (ASTM) em graus de 1 a 5. Graus 1 a 4 não são ligas, enquanto o grau 5 (Ti6Al4V) é uma liga com 6% de alumínio e 4% de vanádio (ORRICO, 2018).

Titânio grau 1: é o mais puro; titânio comercialmente puro com baixo teor de oxigênio; esta qualidade tem baixa resistência à tração e alta ductilidade; possui excelente resistência à corrosão e baixa resistência mecânica. Titânio grau 2: contem no máximo 0,03% em peso de azoto (N) e 0,3% em peso de Ferro. O conteúdo máximo de oxigênio (O) permitido é de 0,25% em peso. Possui melhores características mecânicas e maior resistência que o grau 1; oferece o melhor compromisso de resistência, soldabilidade e formabilidade. Titânio grau 3: deve conter no máximo 0,3% em peso de Ferro e 0,35% em peso de oxigênio; apresenta maior força e menor ductilidade em relação ao Grau 1 e 2. Titânio grau 4: tem o teor máximo de oxigênio (0,4% em peso) e Ferro (0,5% em peso). Tem as propriedades mecânicas e de resistência mais altas; é o menos puro; muito usado em implantodontia. Titânio grau 5: é uma liga Ti-6Al-4V com 6% do seu peso em Alumínio e 4% do seu peso em Vanádio. Apresenta as melhores propriedades mecânicas entre os grupos e menor biocompatibilidade devido ao seu menor grau de pureza (ORRICO, 2018).

Entre as muitas ligas de titânio no mercado, Ti-6Al-4V, contendo 6% em peso de

Alumínio e 4% em peso de Vanádio, 0,25% (máximo) de ferro, 0,2% (máximo) de oxigênio e o restante de titânio; está entre as mais utilizadas na fabricação de implantes e próteses dentárias. Este material empresta-se particularmente a tais aplicações devido ao seu baixo módulo de elasticidade, bem como alta resistência à fadiga e boa resistência mecânica, melhor que o do titânio comercialmente puro. O Ti-6Al-4V possui alta resistência à corrosão e biocompatibilidade (MENGHINI, BATTAINI, 1997).

Os primeiros implantes dentários possuíam superfície lisa, eram feitos por processo de usinagem, não eram realizados nenhum tipo de tratamento na sua superfície e já foi considerado como padrão ouro. Estudos experimentais demonstram que implantes com superfícies rugosas apresentam uma melhor resposta biológica em comparação com implantes de superfícies lisas. Comparando superfícies lisas. Com os diversos avanços da implantodontia, a osseointegração também pode ser aperfeiçoada ao serem desenvolvidas diferentes alterações nas superfícies dos implantes (SILVA *et al.*, 2016; NOVAES *et al.*, 2010).

Diferentes métodos podem ser realizados para modificação da superfície dos implantes. São eles: método de adição, quando é acrescentado algum tipo de material na camada por meio de revestimento de plasma spray; subtração, quando se remove parte dessa camada superficial por processos físicos e/ou químicos, tais como abrasão por jateamento ou condicionamento ácido (MISCH, 1999).

A diferenciação celular após a instalação do implante, bem como a quantidade de matriz óssea calcificada na osseointegração podem ser influenciadas pela texturização da superfície dos implantes (MISCH, 1999; ZHAO *et al.*, 2005).

Estudos apontam que as variações nos processos do fabricante resultam em superfícies de implantes heterogêneas e distintamente diferentes umas das outras. E a falta de padronização pode levar a implicações clínicas (PECK, CHRCANOVIC, 2016). Materiais residuais em superfícies de implantes após o tratamento de superfícies geram contaminação de biomateriais com moléculas de hidrocarbonetos e outros elementos. E conseqüentemente isso pode diminuir a energia superficial e o potencial de bioaceitabilidade (KELLER *et al.*, 1990; KORONTIN *et al.*, 2012).

O material do implante, os tipos de partículas usadas, o tamanho e a velocidade de impacto podem ser responsáveis pelas diferenças morfológicas observadas entre diferentes marcas de implantes (PECK, CHRCANOVIC, 2016). Contudo, em estudos anteriores observou-se que a adição de um tratamento com CaP a uma superfície de implante com ataque ácido duplo parecia aumentar a extensão do desenvolvimento ósseo após 4 e 8 semanas de cicatrização (GOENÉ, 2007).

O tratamento de superfície com CaP consiste na precipitação heterogênea de fosfato de cálcio sob condições fisiológicas de temperatura e pH sobre o implante dentário, por meio da utilização de solução de íons semelhantes ao plasma sanguíneo com vistas à deposição de camada de apatita. Uma vez que as moléculas estão integradas à estrutura do material, elas são liberadas gradualmente, sendo, assim, capazes de aumentar a osseocondutividade e potencializar a formação do osso em torno do implante (SILVA et al., 2016).

Em estudos com animais foi demonstrado que a concentração de Ca e P na superfície de implantes melhora a fixação biomecânica e sugere que uma técnica combinada de jateamento e condicionamento ácido pode não ser necessário para aprimorar a osseointegração (GOENÉ, 2007).

Características como topografia, molhabilidade, carga de superfície e composição química superficial, em contato com tecido ósseo, definem a velocidade e a qualidade da osseointegração. Essas propriedades propiciam interações osso-implante, como adsorção iônica, absorção de proteínas, comunicação entre as células e superfície do implante, além de sinalização para diferenciação dessas células, levando à união do biomaterial com o osso (BUSER *et al.*, 1999). Técnicas de tratamento de superfície têm sido propostas a fim de criar uma união bioquímica capaz de acelerar as fases iniciais de neoformação óssea sobre o implante (ELIAS et al., 2008; ZHAO *et al.*, 2005).

Diante disso, este estudo teve como objetivo avaliar e comparar a topografia de superfície, bem como a rugosidade de implantes de diferentes marcas disponíveis no Brasil por meio de microscopia eletrônica por varredura (MEV).

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Nessa pesquisa foram avaliados um total de 57 implantes das marcas: Intra Oss[®], Neodent[®], INP[®], Conus[®], Zimmer Pi- Branemark[®], Singular[®], Titanium fix[®], DSP Biomedical[®] com as seguintes especificações e quantidades de acordo com a Tabela 1. Todas as amostras foram submetidas a análise de MEV no Centro Regional para o Desenvolvimento Tecnológico e Inovação da Universidade Federal de Goiás (CRTI UFG). Os implantes analisados tinham diâmetro entre 3,5 e 4 mm e comprimento entre 8,5 e 15 mm.

Tabela 1. Marcas de implantes, tipos de conexões e dimensões de implantes.

Marca	Quantidade	Tipo de conexão	Dimensões (mm)
Intra Oss	1	CM Advanced	3,5x10
Intra Oss	1	CM	3,5x11
Titamax	1	CM EX	4x9
Titamax	1	CM cortical	4x9
Neodent Titamax ti	1	Ti EX	3,75x9
Neodent Titamax ti	1	Ti EX	3,3x13
Neodent	2	CM Alvim	3,5x8
DSP Biomedical	4	FC regular	3,8x10
DSP Biomedical	2	FC regular	3,8x13
Neodent Titamax	2	CM EX	4x11
Neodent Titamax	1	TI cortical	4x9
INP Biomedical	2	HE Easy	4x8
Conus			
INP Biomedical	1	HE Easy	3,5x9
Conus			
INP Biomedical	1	HE Easy	3,5x10
Conus			
Zimmer PI- Branemark	3	HE	3,75x10
Zimmer PI- Branemark	1	HE	4x8,5

Singular	2	HE	4x9
Titanium fix	1	CM b-fix	3,5x10
Titanium fix	4	HI i-fix	3,75x18
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x8,5
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x10
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x11,5
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x13
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x15

CM: cone morse; **HE:** hexágono externo; **HI:** hexágono interno; **CMI:** cone morse indexado; **FC:** flexcone.

Os implantes dentários foram recebidos em suas embalagens originais, sendo estas abertas apenas no início da investigação. O cuidado foi tomado no manuseio metuculoso de todas as amostras de forma a evitar contaminação, a morfologia da superfície das amostras foi examinada usando microscopia eletrônica de varredura. Os mesmos aumentos foram selecionados para todas as amostras (24 ×, 1000 ×, 5000 × e 10.000 ×), em 5 pontos na região próxima à plataforma protética e em 5 regiões próximas a área do ápice sobre a zona em que o implante foi cortado.

As roscas dos implantes foram examinadas com interferometria a fim de caracterizar a rugosidade da superfície em nível de micrômetro e a amostragem para cada implante foi realizada em 2 posições diferentes com uma área de varredura de 200 × 260 μm.

As imagens foram obtidas em um microscópio eletrônico de varredura por emissão de campo (MEV-FEG) Jeol JSM 7100F (Peabody, Massachusetts, USA) com tensão de aceleração de elétrons de 15kV no modo de detecção de elétrons secundários (EDS).

O software do microscópio Jeol JSM 7100F foi usado para calcular os três parâmetros topográficos a seguir: Sa (μm) = desvio médio da altura de um plano médio, Sdr (%) = razão de superfície desenvolvida e Sds (μm²) = densidade de picos.

As análises composicionais foram realizadas pela técnica de espectroscopia por dispersão de energia (EDS), com um detector de raios-X Oxford Instruments Max-n 80 acoplado ao microscópio. A espectroscopia de energia dispersiva de raios-X (EDS) - Microscopia eletrônica de varredura de alta resolução foi usada para analisar a composição química da superfície da área rosqueada dos implantes. Dez medições de cada grupo foram feitas para determinar a composição química elementar da superfície.

A aquisição de imagens e mapas composicionais foi realizada por meio de uma série de micrografias e foram tomadas na seguinte ordem: 1. Visão lateral da rosca, baixa magnificação; 2. Imagem da crista da rosca (campo com aproximadamente 100 μ m de altura); 3. Imagem do fundo do filete da rosca (campo com aproximadamente 100 μ m de altura); 4. Imagem da extremidade da peça (ponta ou corte), visão superior; 5. Detalhe da extremidade da peça (ponta ou corte), visão superior.

Os mapas composicionais foram adquiridos no fundo do filete da rosca e na extremidade de cada peça (ponta ou corte).

3. RESULTADOS

Análise de rugosidade de superfície

A tabela abaixo descreve os implantes analisados, seus valores de rugosidade superficial e classificação.

Tabela 2 – Rugosidade superficial dos implantes

Número	Implantes	RSa (μm)	Suave (Sa<0,5μm)	Minimamente áspero (Sa entre 0,5 e 1.0 μm)	Moderadamente áspero (Sa entre 1,0 e 2,0 μm)	Áspero (Sa > 2,0 μm)
1	ALICATE 1 DSP FC REGULAR 3,8x10mm	1.315			X	
2	ALICATE 1 DSP FC REGULAR 3,8x13mm	0.934		X		
3	ALICATE 1 NEODENT TITAMAX CM EX 4x11mm	1.762			X	
4	ALICATE 2 FC REGULAR 3,8x13mm	0.894		X		
5	ALICATE 2 FC REGULAR 3,8x10mm	1.130			X	
6	ALICATE 2 NEODENT TITAMAX CM EX 4x11mm	1.502			X	

7	INTRAOSS CM ADVANCED 3,5x10mm	1.315			X	
8	INTRAOSS CM 3,5x11mm	0.733		X		
9	NEODENT TITAMAX CM EX 4x9mm	1.835			X	
10	NEODENT TITAMAX CM CORTICAL 4x9mm	1.723			X	
11	NEODENT TITAMAX TI EX 3,75x9mm	1.418			X	
12	ALVIM CM 3,5x8mm	1.033			X	
13	ALVIM CM 3,5x8mm	1.445			X	
14	NEODENT TITAMAX TI CORTICAL 3,3x13mm	1.164			X	
15	CONTROLE 1 FC REGULAR 3,8x10mm	1.052			X	
16	CONTROLE 2 FC REGULAR 3,8x10mm	1.265			X	
17	CONTROLE 3 NEODENT	1.304			X	

	TITAMAX TI CORTICAL 4x9mm					
18	IMPLANTE ZIMMER HEX P-I 3,75x10mm	0.835		X		
19	IMPLANTE ZIMMER HEX P-I 3,75x10mm	1.247			X	
20	IMPLANTE ZIMMER HEX P-I 3,75x10mm	0.903		X		
21	IMPLANTE ZIMMER HEX P-I 4x8,5mm	0.778		X		
21	SINGULAR HE CILINDRICO 4x9mm	2.627				X
23	SINGULAR HE CILINDRICO 4x9mm	1.852			X	
24	INP BIOMEDICAL CONUS HE EASY 4x8mm	0.902		X		
25	INP BIOMEDICAL CONUS HE EASY 4x8mm	1.109			X	
26	INP BIOMEDICAL CONUS HE EASY 3,5x10mm	1.281			X	

27	INP BIOMEDICAL CONUS HE EASY 4x9mm	1.184			X	
28	TITANIUMFIX HI I-FIX 3,75x18mm	2.061				X
29	TITANIUMFIX HI I-FIX 3,75x18mm	1.376			X	
30	TITANIUMFIX HI I-FIX 3,75x18mm	1.351			X	
31	TITANIUMFIX HI I-FIX 3,75x18mm	1.586			X	
32	TITANIUMFIX CM B-FIX 3,5x10mm	1.987			X	
33	DSP WAYFIT CORTADO 1mm CMI 3,8x8,5mm	1.097			X	
34	DSP WAYFIT CORTADO 2mm CMI 3,8x8,5mm	0.605		X		
35	DSP WAYFIT CORTADO 3mm CMI 3,8x8,5mm	0.591		X		
36	DSP WAYFIT CORTADO 4mm CMI 3,8x8,5mm	0.618		X		
37	DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8x8,5mm	0.720		X		
38	DSP WAYFIT CORTADO 1mm CMI 3,8x10mm	1.278			X	

39	DSP WAYFIT CORTADO 2mm CMI 3,8x10mm	1.018			X	
40	DSP WAYFIT CORTADO 3mm CMI 3,8x10mm	0.782		X		
41	DSP WAYFIT CORTADO 4mm CMI 3,8x10mm	0.741		X		
42	DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8x10mm	0.536		X		
43	DSP WAYFIT CORTADO 1mm CMI 3,8x11,5mm	0.866		X		
44	DSP WAYFIT CORTADO 2mm CMI 3,8x11,5mm	0.637		X		
45	DSP WAYFIT CORTADO 3mm CMI 3,8x11,5mm	0.560		X		
46	DSP WAYFIT CORTADO 4mm CMI 3,8x11,5mm	0.360	X			
47	DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8x11,5mm	0.434	X			
48	DSP WAYFIT CORTADO 1mm CMI 3,8x13mm	0.547		X		

49	DSP WAYFIT CORTADO 2mm CMI 3,8x13mm	0.631		X		
50	DSP WAYFIT CORTADO 3mm CMI 3,8x13mm	0.626		X		
51	DSP WAYFIT CORTADO 4mm CMI 3,8x13mm	1.112			X	
52	DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8x13mm	0.283	X			
53	DSP WAYFIT CORTADO 1mm CMI 3,8x15mm	0.554		X		
54	DSP WAYFIT CORTADO 2mm CMI 3,8x15mm	0.594		X		
55	DSP WAYFIT CORTADO 3mm CMI 3,8x15mm	0.498	X			
56	DSP WAYFIT CORTADO 4mm CMI 3,8x15mm	0.870		X		
57	DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8x15mm	0.775		X		

As imagens abaixo foram obtidas através do software próprio do MEV Jeol JSM 7100F.

Figura 1 – Análise em MEV de diferentes marcas de implantes.

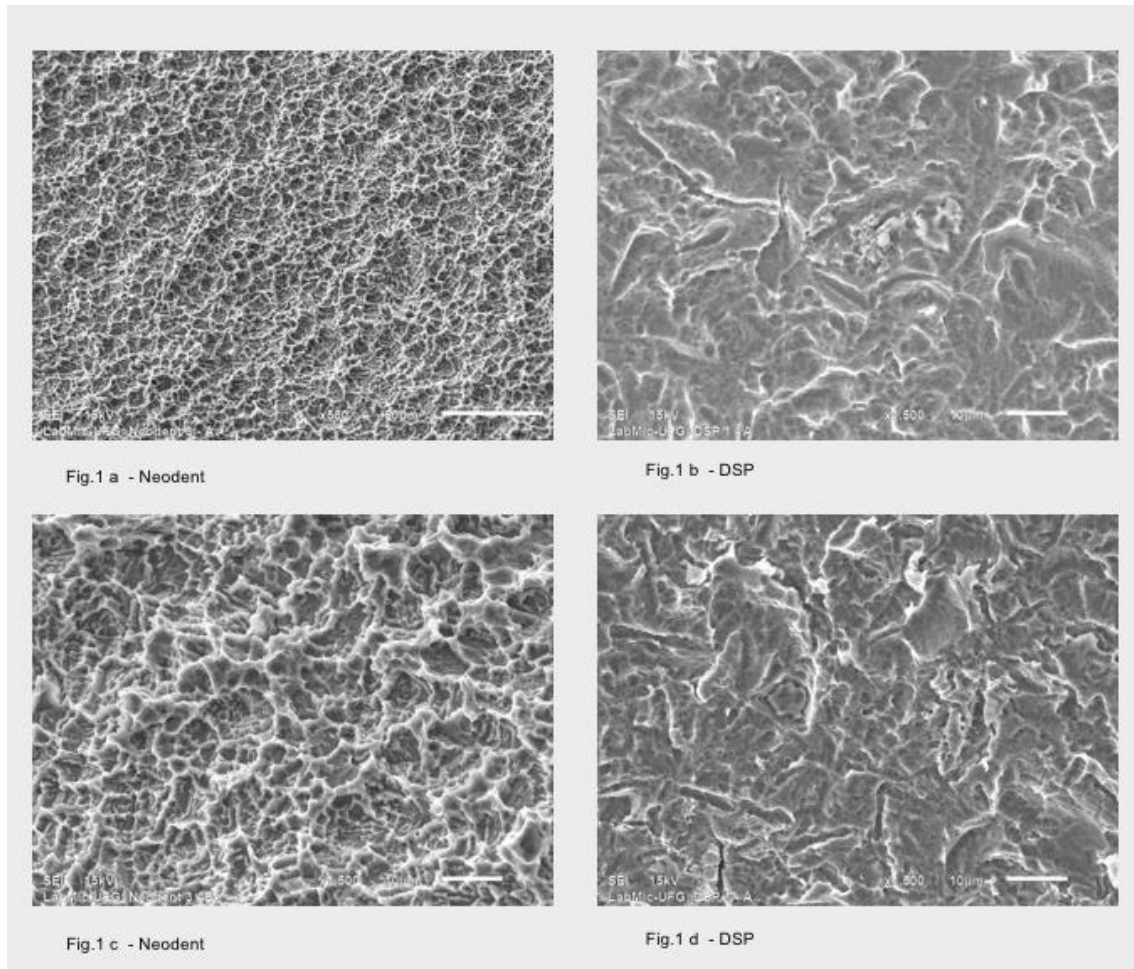


Fig 1a - Neodent referente ao implante de número 10; Fig 1b - DSP referente ao implante de número 47; Fig 1c - Neodent referente ao implante de número 13; Fig 1d - DSP referente ao implante de número 57.

Figura 2 – Análise em MEV de diferentes marcas de implantes

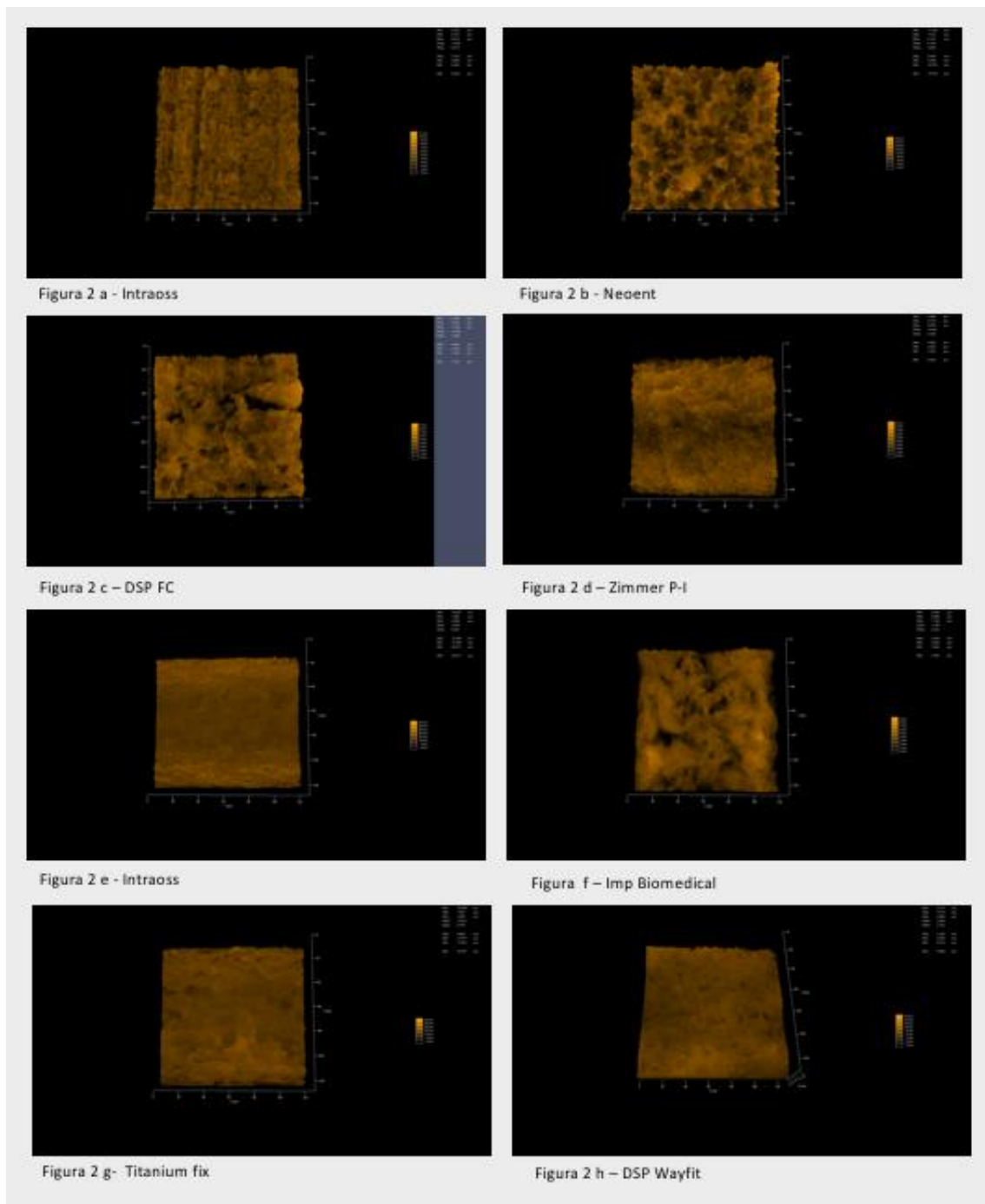


Fig 2 a - Intraoss referente ao implante de número 7; Fig 2 b – Neodent referente ao implante de número 9; Fig 2 c – DSP Flexcone referente ao implante de número 16; Fig 2 d – Zimmer P-I referente ao implante de número 18; Fig 2 e - Intraoss referente ao implante de número 26; Fig 2 f – Imp Biomedical referente ao implante de número 7; Fig 2 g – Titanium fix referente ao implante de número 32; Fig 2 h – DSP Wayfit referente ao implante de número 54.

4. DISCUSSÃO

Os resultados desta pesquisa podem levar a uma melhor seleção de implantes para tratamento de regiões edêntulas e podem estimular mais pesquisas para determinar a eficácia clínica desses produtos. Os resultados indicam que a variação nos processos do fabricante resulta em superfícies de implante que não são homogêneas e são distintamente diferentes umas das outras. Tais resultados são convergentes com os resultados de Peck e Chrcanovic (2016) que corroboram com o conhecimento clínico - científico sobre superfície, rugosidade, contaminação por diferentes elementos químicos em diferentes marcas de implantes.

4.1 Análise em microscopia eletrônica de varredura

Não existe nenhum método padronizado para comparar superfícies de implantes usando MEV e, como tal, a análise pode estar sujeita a viés analítico. No entanto, o uso de MEV para complementar outros testes mais objetivos pode destacar diferenças importantes nas superfícies dos implantes que, de outra forma, não são observadas. Todos os implantes incluídos no estudo apresentavam superfícies rugosas e os elementos químicos mais prevalentes nessas superfícies foram: Ti, Ni, Al, Fe, C, O.

4.2 Análise de rugosidade de superfície

Dong, Sullivan e Stout (1994), descrevem que a análise de superfície 3D tem sido muito evidenciada pela indústria e centros acadêmicos, pois representam melhor uma superfície. A topografia de superfície de amostras é frequentemente descrita por perfis bidimensionais (2D), que na maioria dos trabalhos a rugosidade (Ra) refere-se a um perfil ou à média de dois a três perfis (TAGLIARI *et al.*, 2003; MEIRELES *et al.*, 2009; FRAGOSO *et al.*, 2011). Entretanto, de acordo com Hutchings (1992) e Whitehead *et al.* (1999), a perfilometria 3D permite estudos de área sendo capaz de realizar leituras de diversos perfis de uma mesma superfície, possibilitando a obtenção de dados com pouquíssimas variações em escala nanométrica.

O parâmetro rugosidade superficial (Sa) é baseado na média do desvio padrão entre picos e vales em uma superfície (XAVIER *et al.* 2012).

A rugosidade da superfície (Suma) do implante é comumente categorizada em quatro grupos de acordo com Albrektsson e Wennerberg, isto é, suave (Suma < 0,5 µm), minimamente áspero (Suma entre 0,5 e 1,0 µm), moderadamente áspero (Suma entre 1,0 e 2,0 µm) e áspero (Suma > 2,0 µm). É sugerido que um Suma de cerca de 1,5 µm resulta em valores aumentados

de contato osso-implante, torque de remoção aumentado e altas taxas de sucesso clínico para implantes dentários carregados precocemente (ROCCUZZO *et al.*, 2008; YEO, 2014)

Os antigos implantes pulverizados com plasma que eram claramente mais ásperos do que as superfícies modernas demonstraram aumento dos índices de placa e reabsorção óssea em comparação com controles minimamente ásperos em duas investigações clínicas (BECKER *et al.*, 2000; ASTRAND *et al.*, 2000). Estudos recentes indicam que mesmo superfícies velhas e torneadas podem causar periimplantite com o tempo; foram citados números que variam de 6% a 43% de todos os implantes. Entretanto, isso depende diretamente de como a periimplantite é definida (ROOS *et al.*, 2006; FRANSSON *et al.*, 2005).

A tabela 2 demonstra os valores da rugosidade superficial e pode-se observar que a maioria dos implantes apresentou rugosidade superficial que se enquadra em moderadamente áspera (Sa entre 1,0 e 2,0 μm) 27(47,3%), em seguida os implantes de superfície minimamente áspera (Sa entre 0,5 e 1.0 μm) 24(42,1%); Suave (Sa<0,5 μm) 4 (7%); Áspero (Sa > 2,0 μm) 2(3,5%).

De acordo com Peck e Chrcanovic (2016) os resultados clínicos obtidos com implantes minimamente ou moderadamente rugosos mostraram resultados semelhantes em condições normais. No entanto, quando colocado em áreas, como enxertos ósseos e osso de má qualidade (tipo IV), a literatura científica demonstra que há uma vantagem definitiva de implantes moderadamente rugosos sobre seus equivalentes minimamente ásperos (DEL FABRO *et al.*, 2008).

Existem poucos estudos na literatura científica que comparem a morfologia de diferentes marcas de implantes disponíveis no Brasil, portanto faz-se necessário a realização de mais estudos que abordem essa temática, a fim de oferecer ao cirurgião-dentista embasamento científico para escolher uma marca de implante em detrimento de outra, de acordo com as características de cada caso.

5. CONCLUSÃO

Os implantes testados apresentaram diferentes níveis de rugosidade de superfície, com a maioria dos implantes apresentando uma superfície moderadamente rugosa. Os resultados indicam que o tratamento da superfície do implante não é padronizado. Isso pode levar a implicações clínicas negativas a depender do tipo de implante escolhido. Mais pesquisas clínicas são necessárias.

6. REFERÊNCIAS

AKAGAWA, Y.; ABE, Y. Titanium: the ultimate solution or an evolutionary step?. **J Prosthodontics**, v.16, p. 28, 2003.

AKAGAWA, Y.; HOSOKAWA, R.; SATO, Y.; KAMAYAMA, K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. **J Prosthet Dent**. V.80, n.5, p.551-558, 1998.

ÅSTRAND, P.; ANZÉN, B.; KARLSSON, U.; SALTHOM, S.; SVÄRDSTRÖM, P. HELLEM, S. Non-submerged implants in the treatment of the edentulous upper jaw: A prospective clinical and radiographic study of ITI implants – Results after one year. **Clin Implant Dent Relat Res**; v.2, p.166–174, 2000.

BECKER, W.; BECKER, B.; RICCI, A. A prospective multicenter study comparing one-stage and two-stage titanium screw-shaped fittings with one-stage plasma-sprayed solid screw fittings. **Clin Implant Dent Relat Res**; v.2, p.159–165, 2000.

BUSER, D.; NYDEGGER, T., OXLAND, T.; COCHRAN, D.L.; SCHENK, R.K.; HIRT, H.P., *et al.* Interface shear strength of titanium implants with sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. **J Biomed Mater Res**; v.45, n2, p.75-83, 1999.

CANABARRO, A.; DINIZ, M.G.; PACIORNIK, S.; CARVALHO, L.; SAMPAIO, E.M.; BELOTI, M.M.; ROSA, A.L.; FISCHER, R.G. A alta concentração de óxido de alumínio residual na superfície do titânio inibe a mineralização da matriz extracelular. **J Biomed Mater Res A**, v.87, n.3, p.588-597 Dez 2008.

CASSINELLI, C.; MORRA, M.; BRUZZONE, G.; CARPI, A.; DI SANTI, G.; GIARDINO, R.; FINI, M. Efeitos da química de superfície da modificação topográfica de superfícies de implantes dentários de titânio:em vitro experimentos. **Int J Oral Maxillofac Implants**; v.18, n.1, p.46-52 Jan-Fev 2003.

DEL FABBRO, M.; ROSANO, G.; TASCHERI, S. Implant survival rates após aumento do seio maxilar. **Eur J Oral Sci**, v. 116, n.6, p.497-506, Dez 2008.

DONG, W. P.; SULLIVAN, P. J.; STOUT, K. J. Comprehensive study of parameters for characterising three- dimensional surface topography: III: Parameters for characterising amplitude and some functional properties. **Lausanne**, v.178, n. 1/2, p. 29-43, 1994.

ELIAS, C. N., *et al.* Biomedical applications of titanium and its alloys. **Jom**, v. 60, n.3, p. 46-49, 2008.

ELIAS, C.N.; OSHIDA, J.H.C.; LIMAD, M. Relationship between surface properties, roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. **J Mech Behav Biomed Mater.**; v.1, n.3, p.234-42, 2008.

FRAGOSO, L. S. M. *et al.* Evaluation of physical properties of enamel after microabrasion, polishing, and storage in artificial saliva. **Biomedical Materials**, Bristol, v. 6, n. 3, p. 035001, 2011.

FRANSSON, C.; LEKHOLM, U.; JEMT, T.; BERGLUNDH, T. Prevalência de indivíduos com perda óssea progressiva em implantes. Um estudo retrospectivo de 5 a 20 anos. **Clin Oral Implants Res** 2005;16:440–446.

GRASSI, S.; PIATTELLI, A.; DE FIGUEIREDO, L.C. *et al.* Histologic Evaluation of Early Human Bone Response to Different Implant Surfaces. **J Periodontol**, v.77, n.10, p.1736-1743, 2006.

GOENÉ RJ, TESTORI T, TRISI P. Influence of a nanometer-scale surface enhancement on de novo bone formation on titanium implants: a histomorphometric study in human maxillae. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.27, n.3, p.211-219, 2007.

HUTCHINGS, I. M. Tribology: friction and wear of engineering materials. **Oxford: Butterworth Heinemann**, 1992.

PECK, M.T.; CHRCANOVIC, B.R. Chemical and Topographic Analysis of eight commercially available dental implants. **The Journal of Contemporary Dental Practice**; v.17, n.5, p.354-360, May 2016.

KELLER, J.C.; DRAUGHN, R.A.; WIGHTMAN, J.P.; DOUGHERTY, W.J.; MELETIOU, S.D. Characterization of sterilized CP titanium implant surfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants**; v.5, n.4, p.360-367, 1990.

KOROTIN, D.M.; BARTKOWSKI, S.; KURMAEV, E.Z.; MEUMANN, M.; YAKUSHINA, E.B.; VALIEV, R.Z.; CHOLAKH, S.O. Surface characterization of titanium implants treated in hydrofluoric acid. **J Biomater Nanobiotech**; v.3, n.1, p.87-91, Jan 2012.

LYGRE, H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. **Acta Odontologica Scandinavica**, v.60, n.1, p. 1-9, 2002.

MEIRELESS, S. S. *et al.* Surface roughness and enamel loss with two microabrasion techniques. **Journal of Contemporary Dental Practice**, Cincinnati, v.10, n. 1, p. 58-65, 2009. MENGHINI, P.; BATTAINI, P. (1997). *Metallurgia in odontoiatria*, Masson, Milano.

MISCH, C.E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Imp Dent**; v.8, p.376-85, 1999.

MORRA, M., CASSINELLI, C. Evaluation of surface contamination of titanium dental implants by LV-SEM: comparison with XPS measurements. **Surf Interface Anal**; v. 25, n.13, p.983-988, 1997.

NOVAES, A.B.; SOUZA, S.L.; BARROS, R.R.; PEREIRA, K.K.; IEZZI, G.; PIATTELLI, A. Influence of implant surfaces on osseointegration. **Braz Dent J**, v.21, p.471-81, 2010.

ORRICO, S. **Ligas metálicas utilizadas em implantes dentários**. Dissertação (Mestrado em Medicina Dentária), Universidade Fernando Pessoa, Faculdade de Ciências da Saúde, Porto, p. 1-32, 2018.

ROCCUZZO, M.; AGLIETTA, M.; BUNINO, M.; BONINO, L. Early loading of etched and etched implants: a split-mouth double-blind randomized controlled trial. Five-year results. **Clin Oral Implants Res**, v. 19, n.5, p. 148-152, Maio 2008.

ROOS JANÅKER, A.M.; LINDAHL, C.; RENVERT, H.; RENVERT, S. Follow-up of nine to fourteen years of implant treatment. Part II: Presence of peri-implant lesions. **J Clin Periodontol**; v.33, p.290–295, 2006.

SILVA, F.L.; RODRIGUES, F.; PAMATO, S.; PEREIRA, J. R.. **Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura**. RFO UPF [online]. v.21, n.1, p. 136-142, 2016.

TAGLIARI, D. *et al.* Análise da rugosidade do esmalte bovino submetido à microabrasão com diferentes materiais. **JBD: Revista Ibero-Americana de Odontologia Estética & Dentística Operatória**, Curitiba, v.2, n. 8, p. 337-346, out./dez. 2003.

TOPTAN, F., *et al.* Tribocorrosion behavior of bio-functionalized highly porous titanium. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v.69, p. 144-152, 2017.

TORRICELLI, P.; VERNE, E.; BROVARONE, C.V. *et al.* Biological glass coating on ceramic materials : in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. **Biomaterials**.v.22, p.2535-2543, 2001.

WHITEHEAD, S. A. *et al.* Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. **Dental Materials**, Washington, v. 15, n. 2, p. 79-86, mar. 1999.

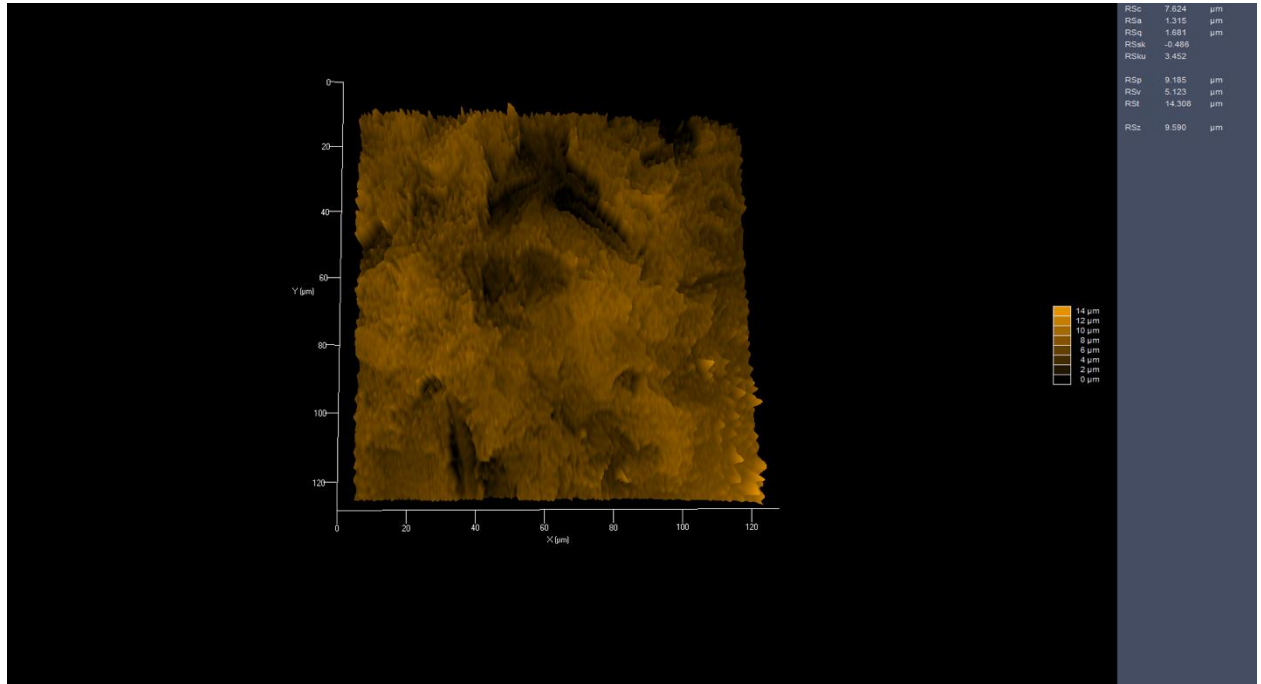
XAVIER, H.S.; SANGLARD, L.F.; SILVA, F.J.; BALDI, M.P.; RABELO, N.S. Análise perfilométrica digital 3d da rugosidade superficial do esmalte bovino microabrasionado por diferentes pontas. **Revista científica Faesa**, v.8, n.1, p.7-15, 2012.

YEO, I.S. Reality of dental implant surface modification: a brief literature review. **Open Biomed Eng J**, v.8, p.114-119 ,Out 2014.

ZHAO, G.; SCHWARTZ, Z.; WIELAND, M.; RUPP, F.; GEIS-GERSTORFER, J.; COCHRAN, D.L., *et al.* High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. **J Biomed Mater Res.**, v.74, p.49-58, 2005.

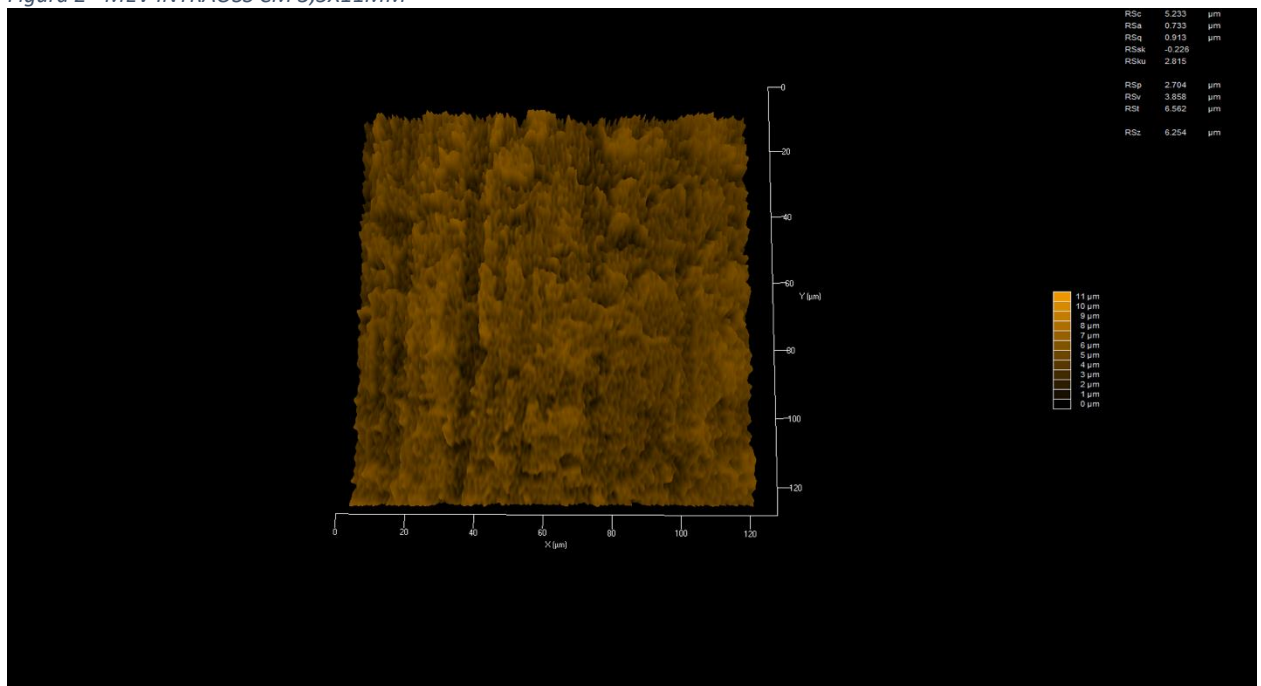
ANEXOS

Figura 1 - MEV INTRAOSS CM ADVANCED 3,5X10MM



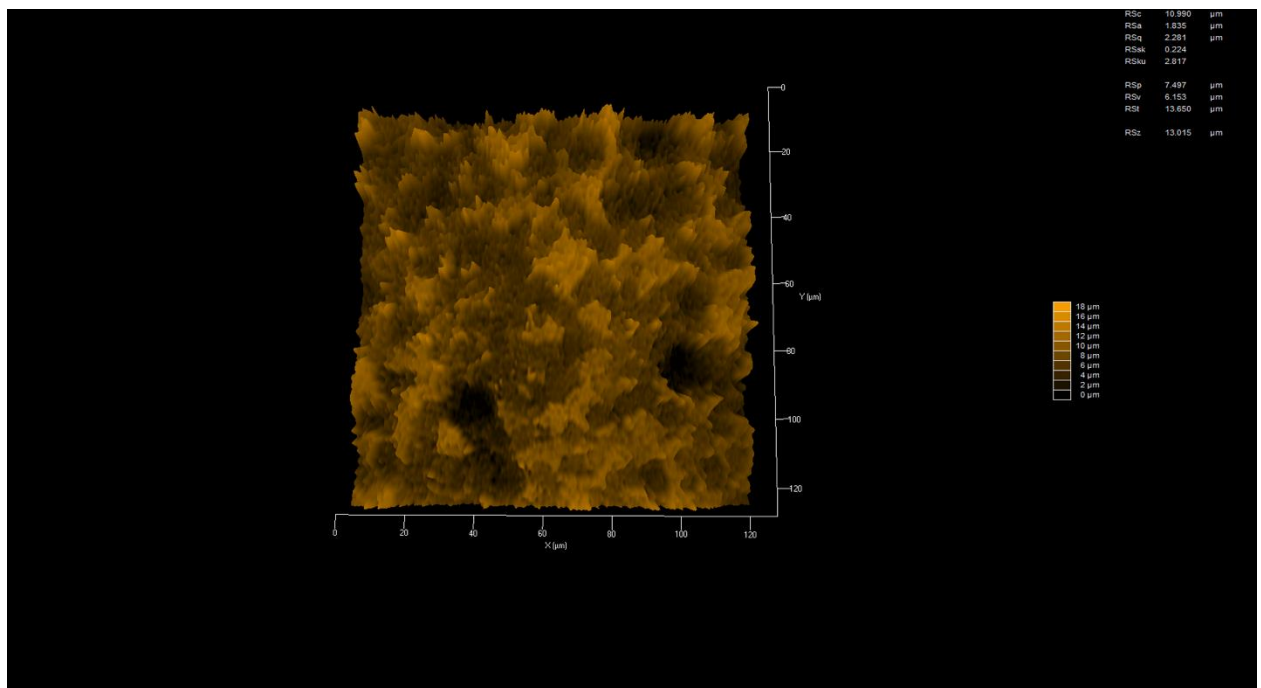
Fonte: Próprio autor.

Figura 2 - MEV INTRAOSS CM 3,5X11MM



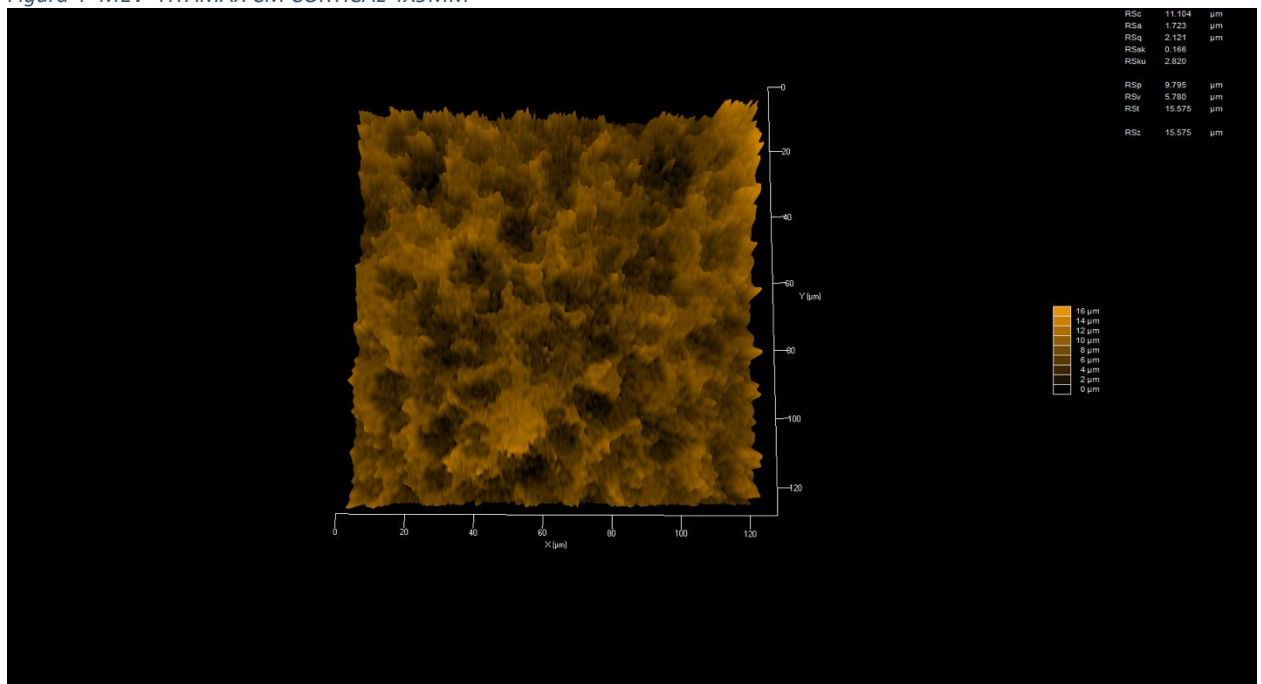
Fonte: Próprio autor.

Figura 3 - MEV TITAMAX CM EX 4X9MM



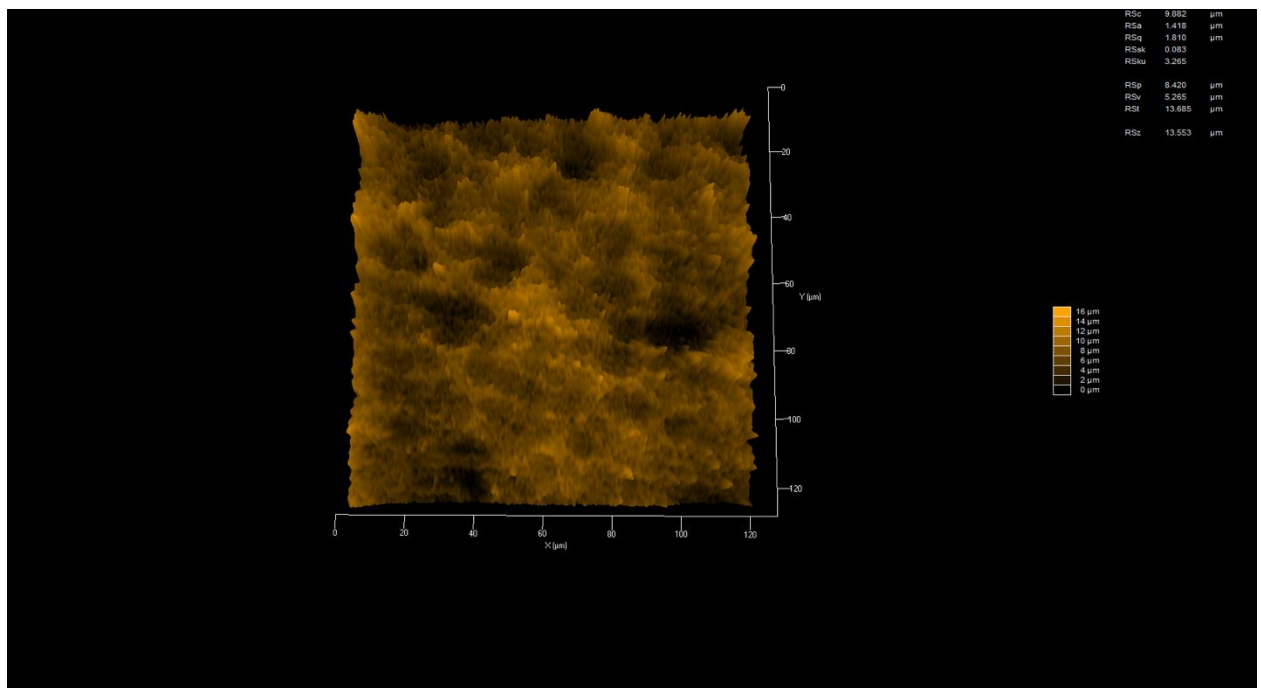
Fonte: Próprio autor.

Figura 4 -MEV TITAMAX CM CORTICAL 4X9MM



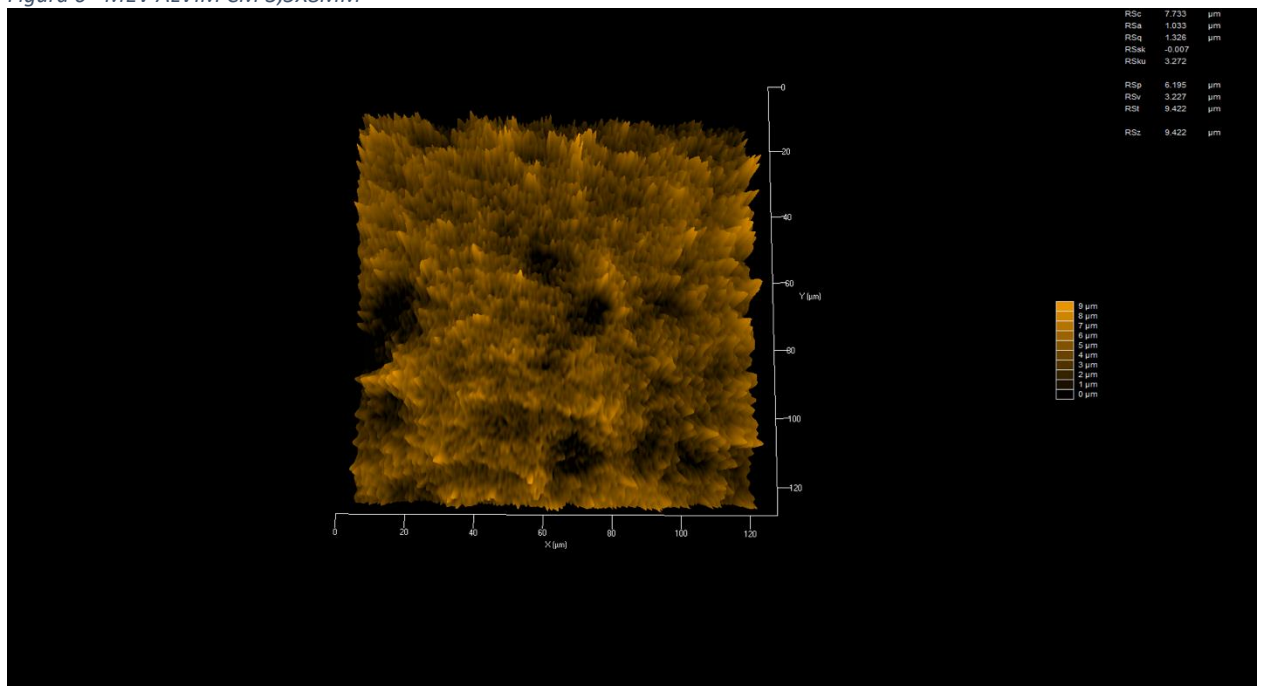
Fonte: Próprio autor.

Figura 5 - MEV TITAMAX TI EX 3,75X9MM



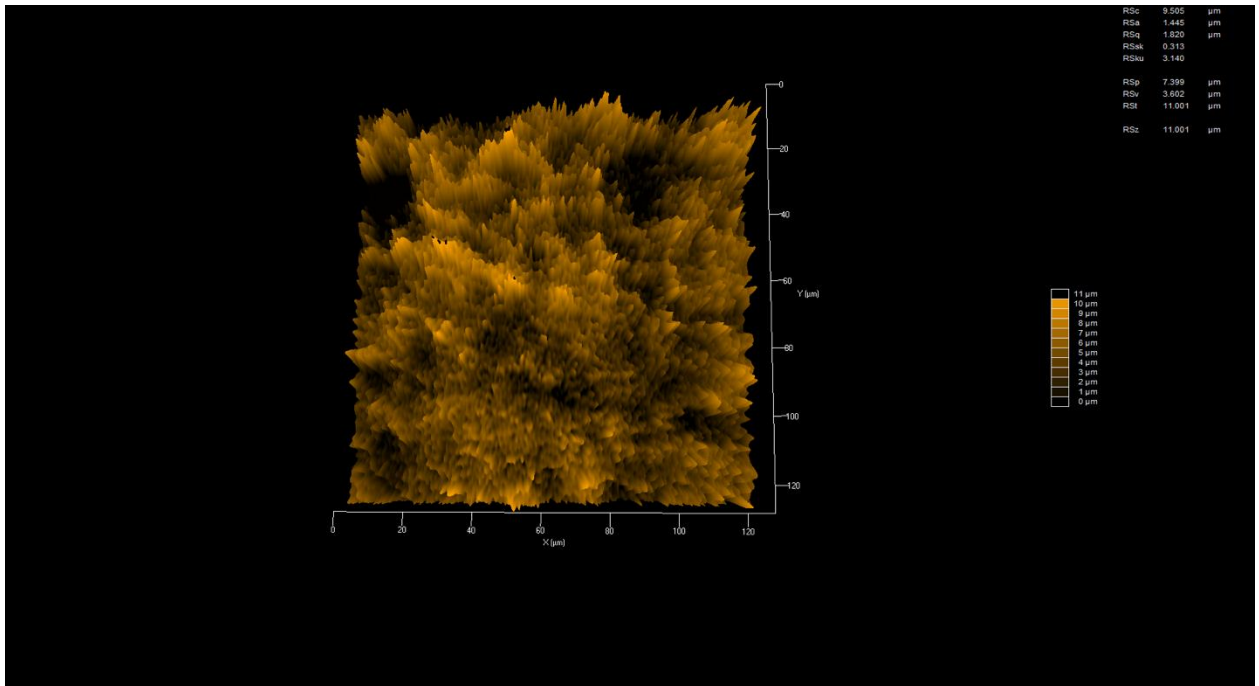
Fonte: Próprio autor.

Figura 6 - MEV ALVIM CM 3,5X8MM



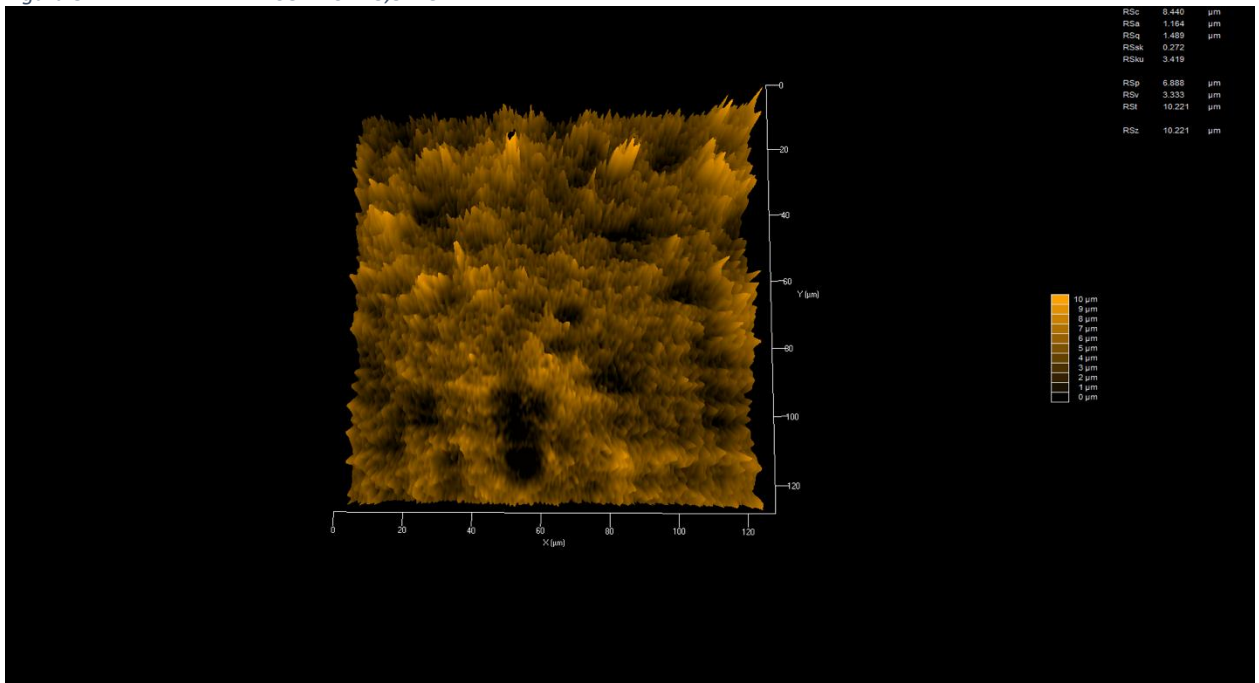
Fonte: Próprio autor.

Figura 7 - MEV ALVIM CM 3,5X8MM



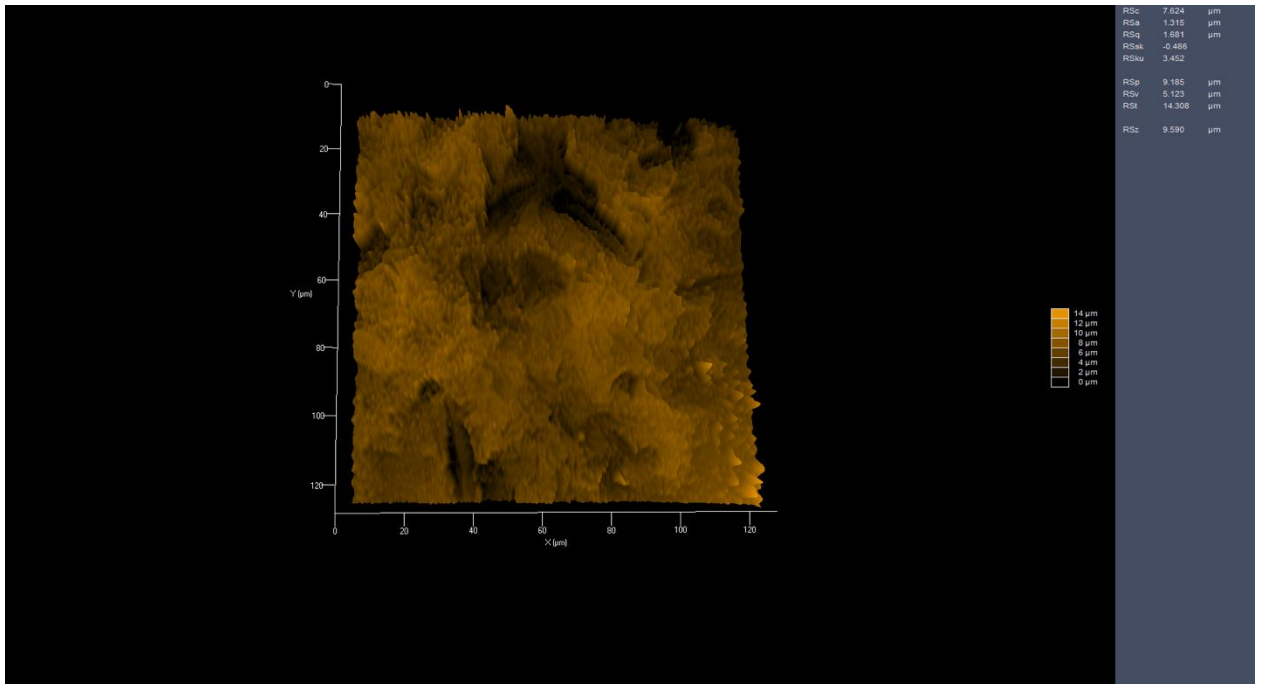
Fonte: Próprio autor.

Figura 8 - MEV TITAMAX TI CORTICAL 3,3X13MM



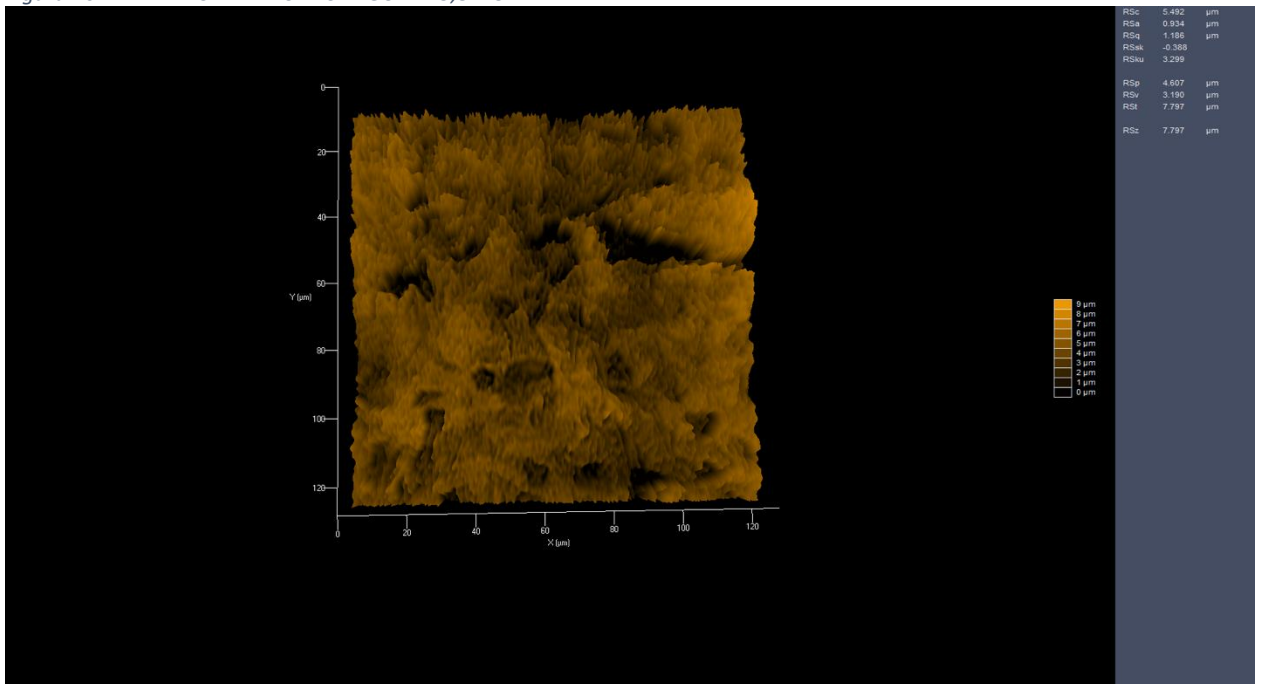
Fonte: Próprio autor.

Figura 9 - MEV ALICATE 1 DSP FC REGULAR 3,8X10MM



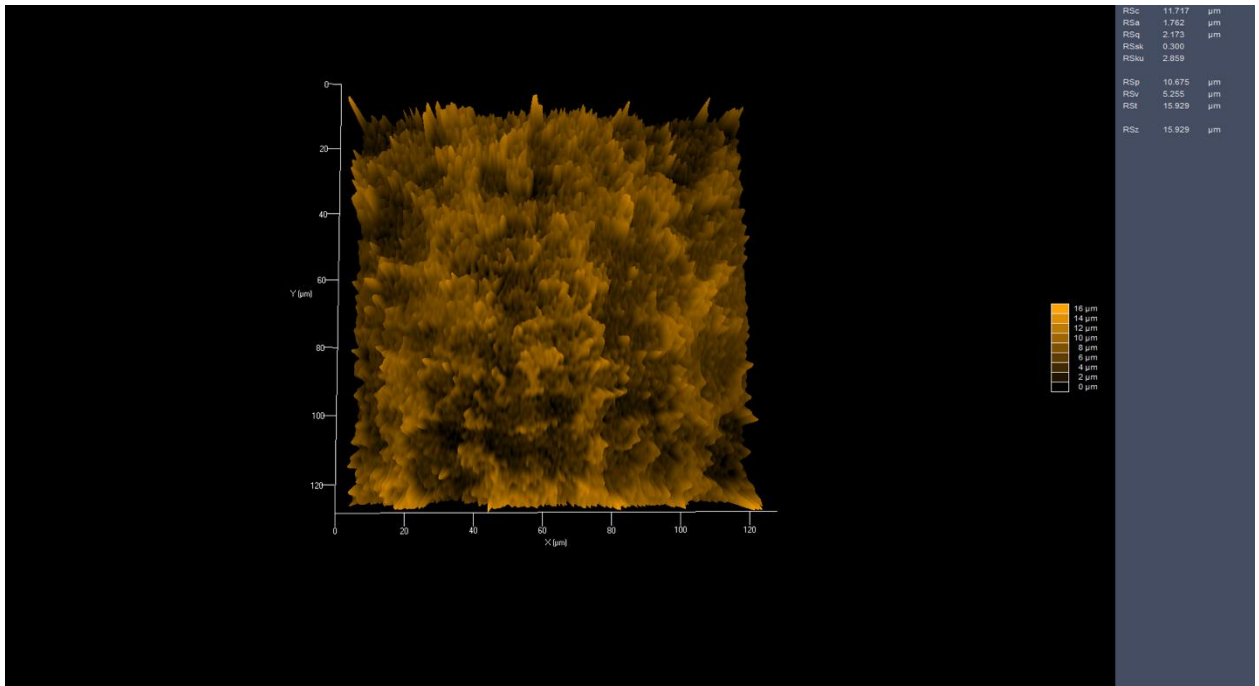
Fonte: Próprio autor.

Figura 10 - MEV ALICATE 1 DSP FC REGULAR 3,8X13MM



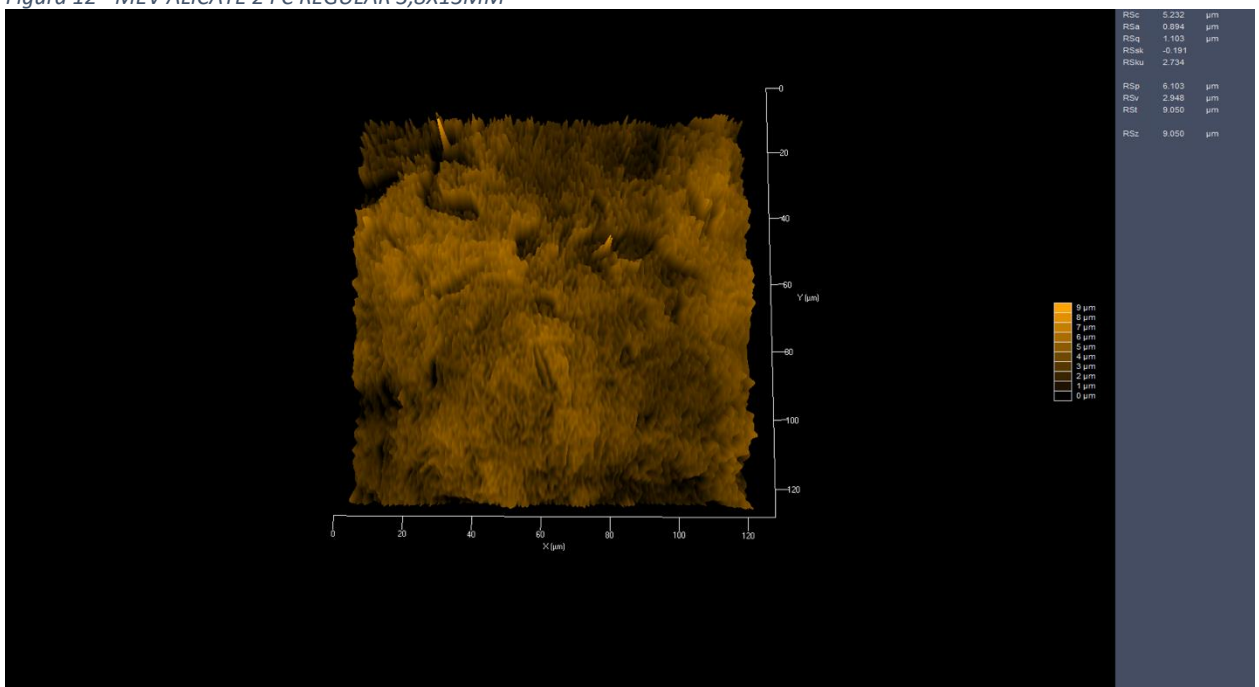
Fonte: Próprio autor.

Figura 11 - MEV ALICATE 1 TITAMAX CM EX 4X11MM



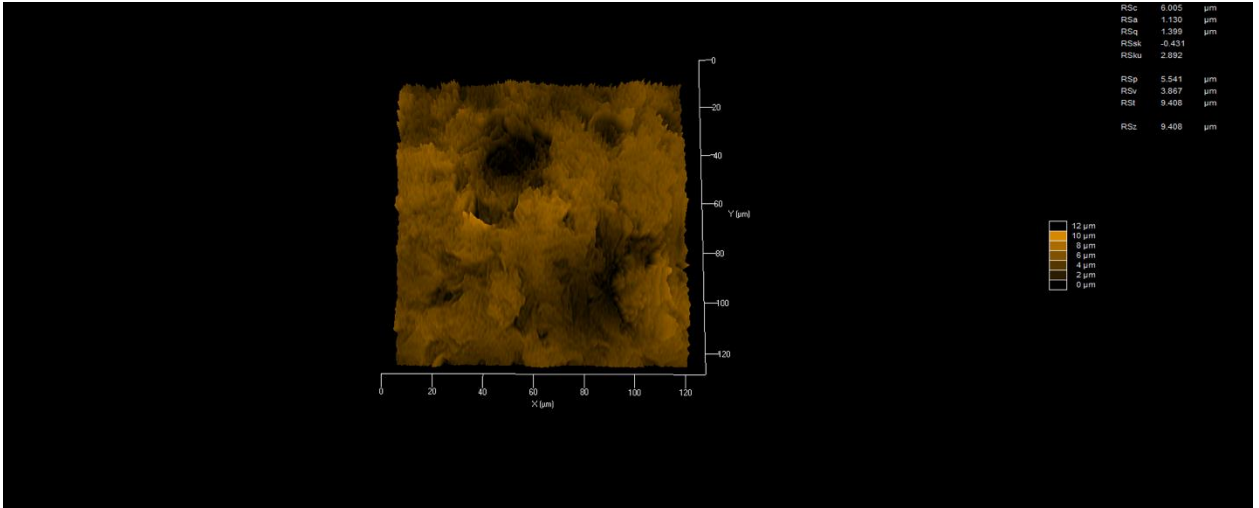
Fonte: Próprio autor.

Figura 12 - MEV ALICATE 2 FC REGULAR 3,8X13MM



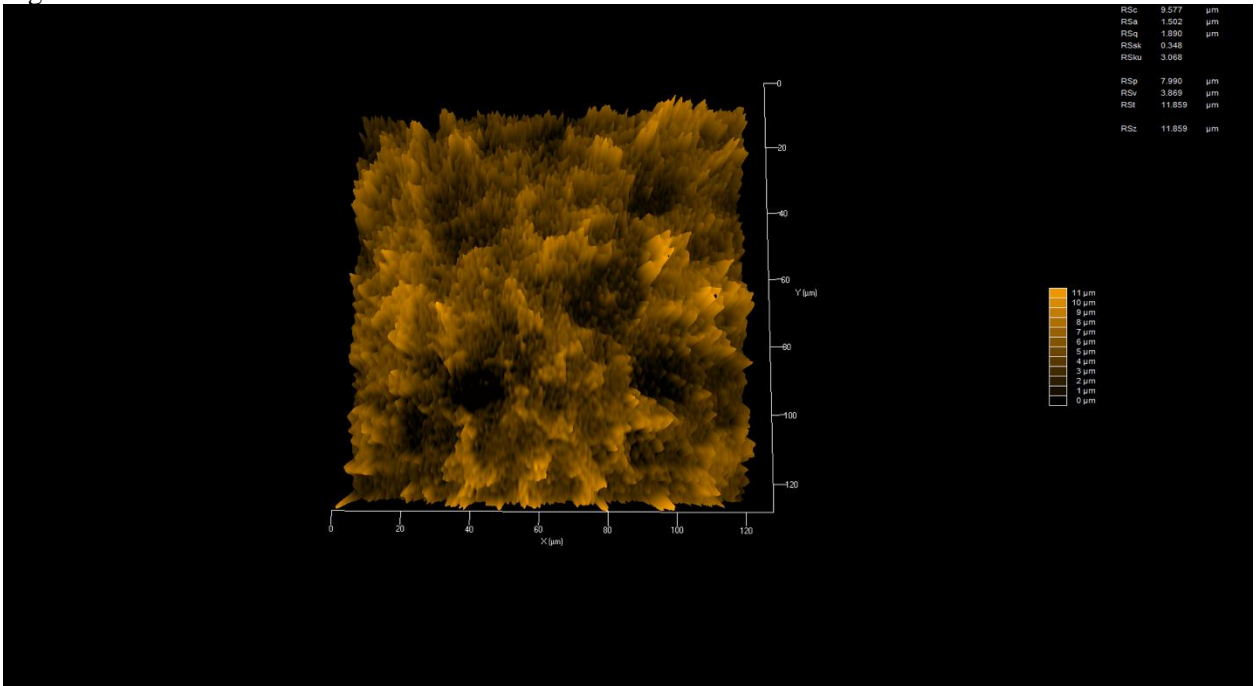
Fonte: Próprio autor.

Figura 13 - MEV ALICATE 2 FC REGULAR 3,8X10MM



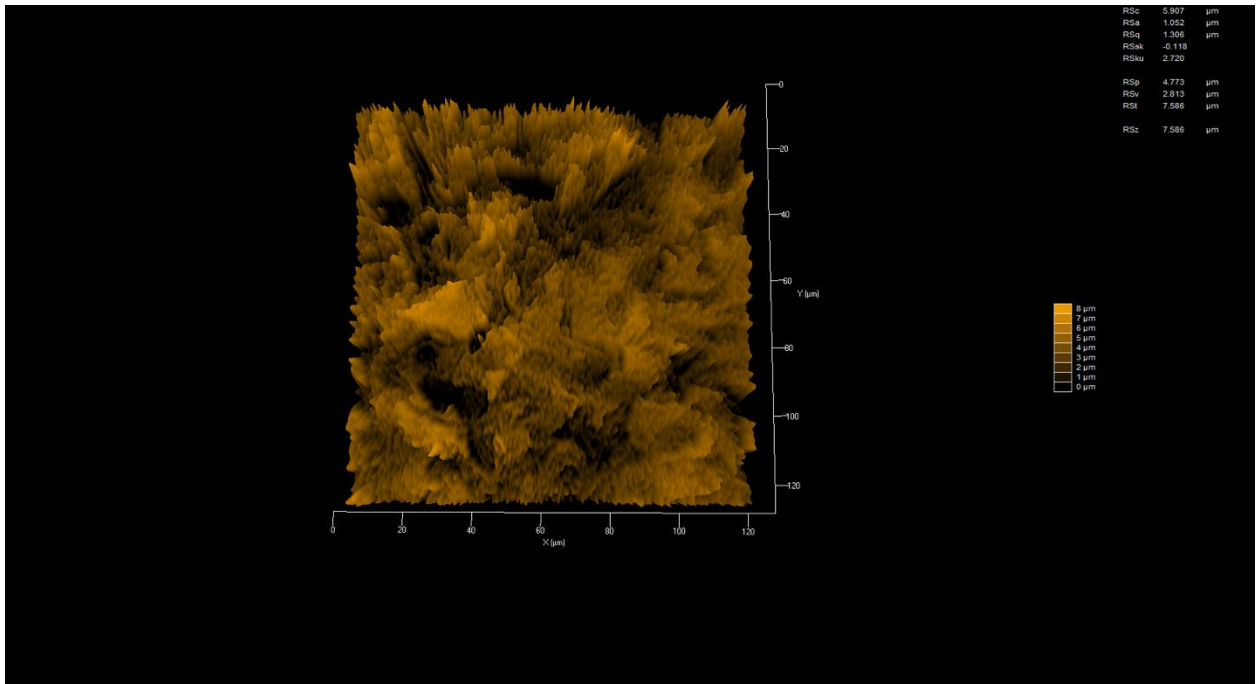
Fonte: Próprio autor.

Figura 14 - MEV ALICATE 2 TITAMAX CM EX 4X11MM



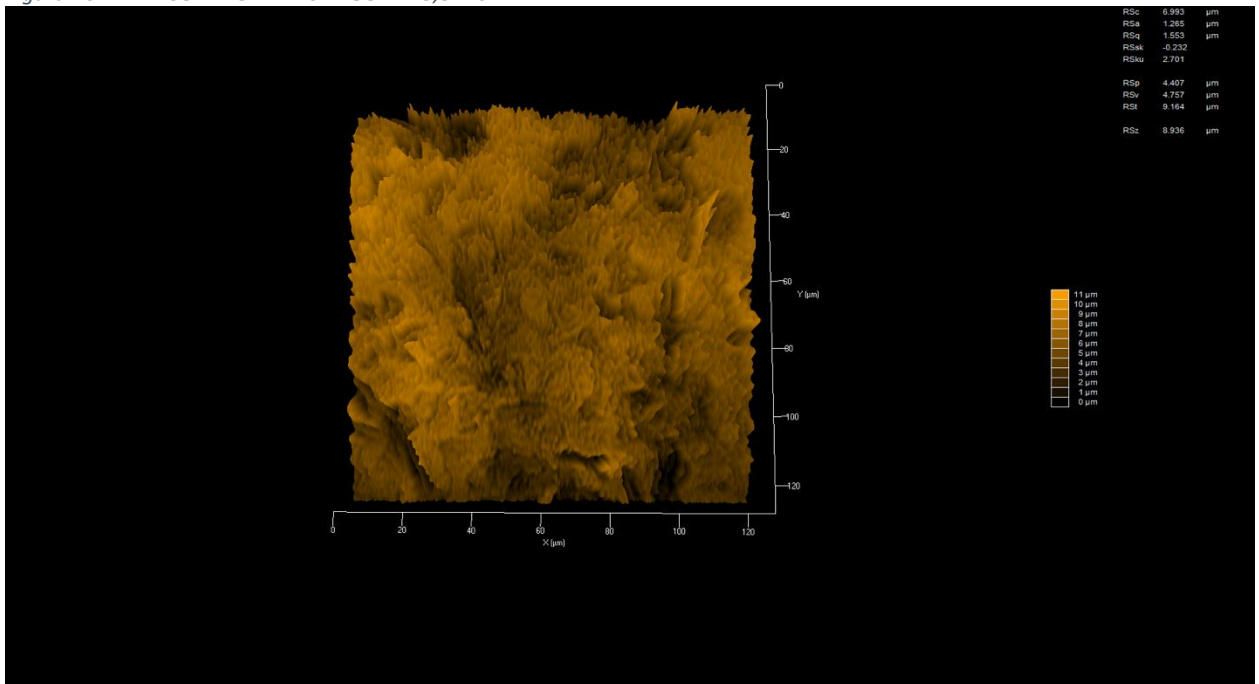
Fonte: Próprio autor.

Figura 15 - MEV CONTROLE 1 FC REGULAR 3,8X10MM



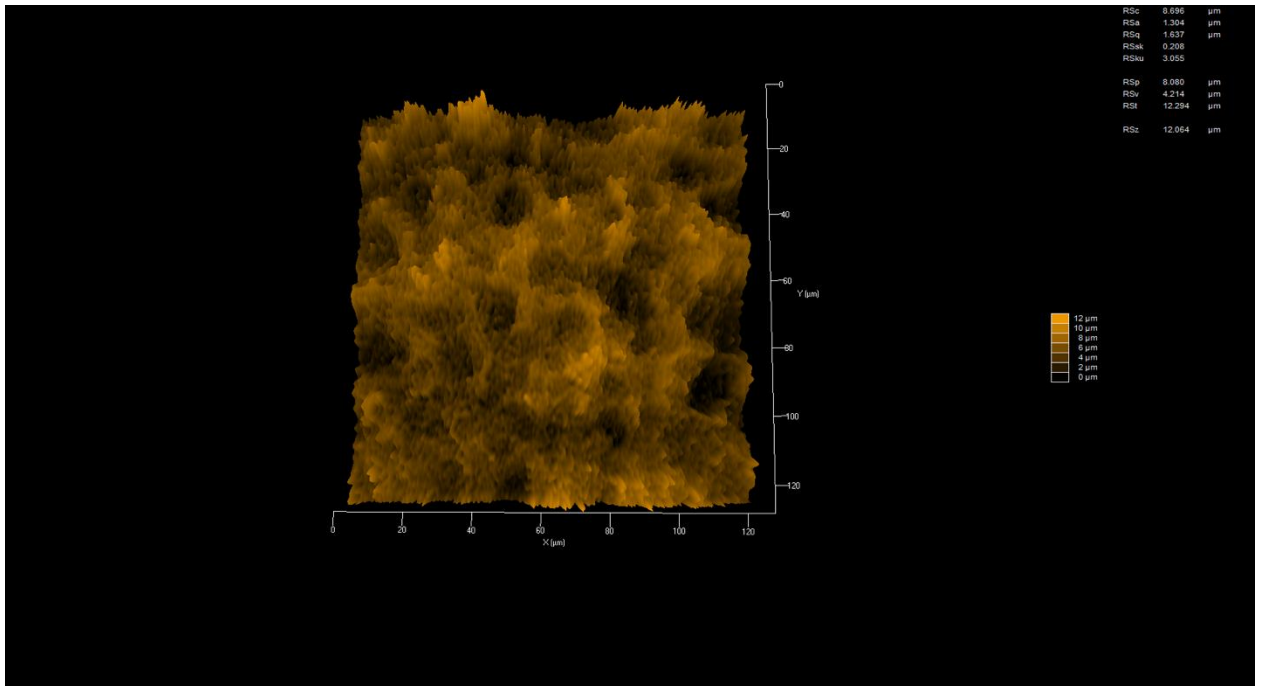
Fonte: Próprio autor.

Figura 16 - MEV CONTROL 2 FC REGULAR 3,8X10MM



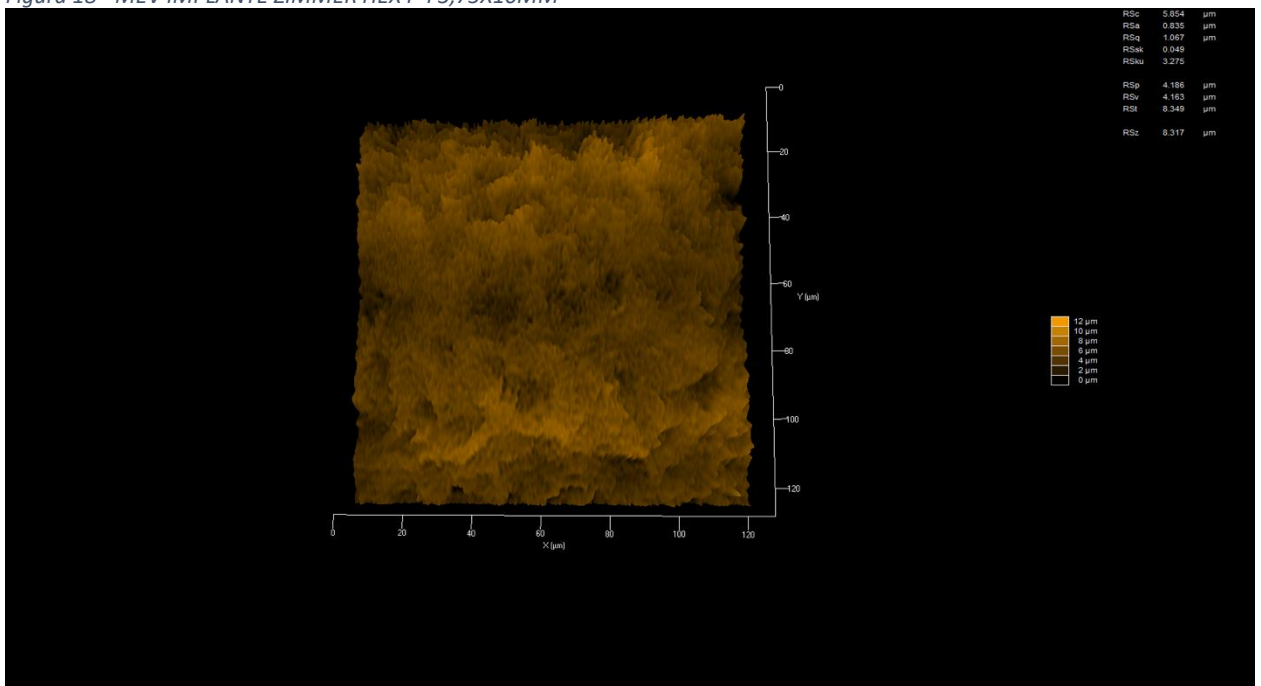
Fonte: Próprio autor.

Figura 17 - MEV VCONTROL 3 TITAMAX TI CORTICAL 4X9MM



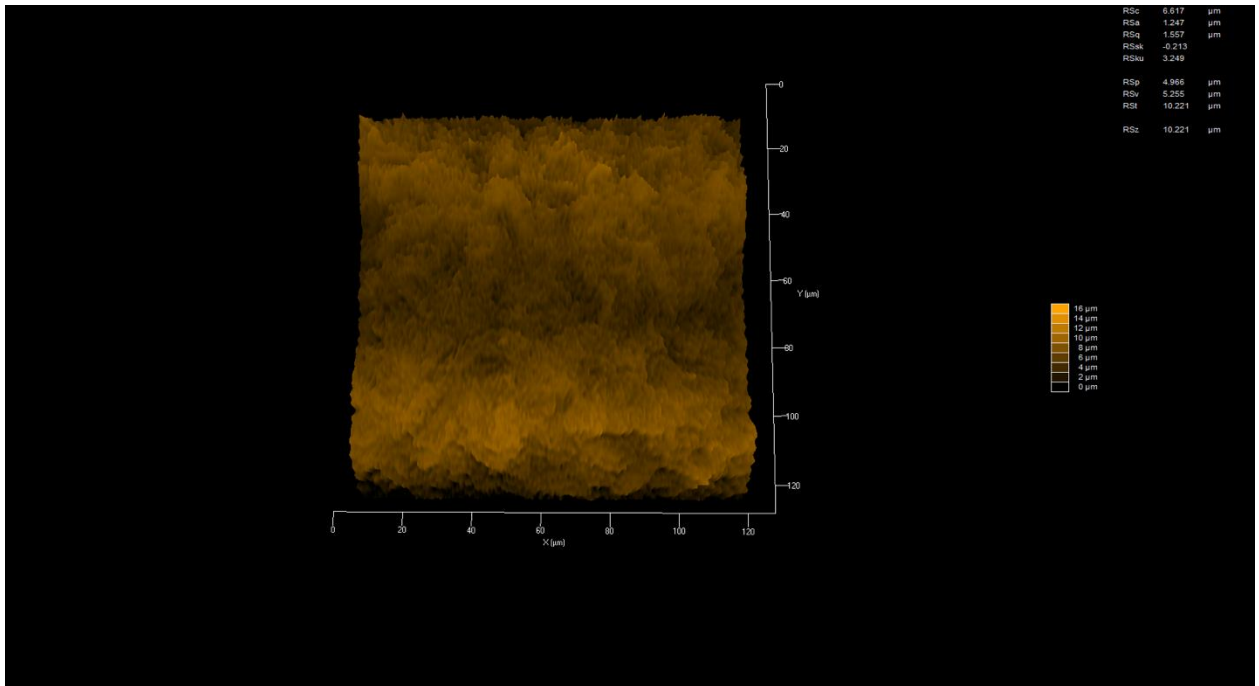
Fonte: Próprio autor.

Figura 18 - MEV IMPLANTE ZIMMER HEX P-I 3,75X10MM



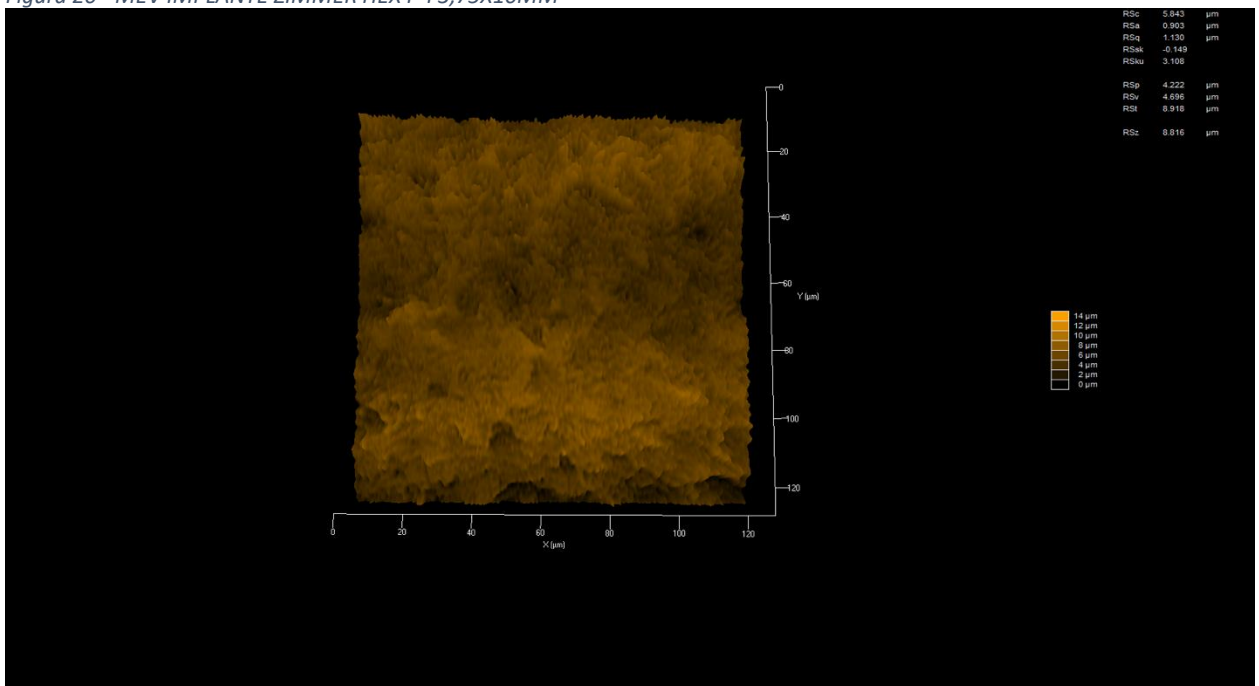
Fonte: Próprio autor.

Figura 19 - MEV IMPLANTE ZIMMER HEX P-I 3,75X10MM



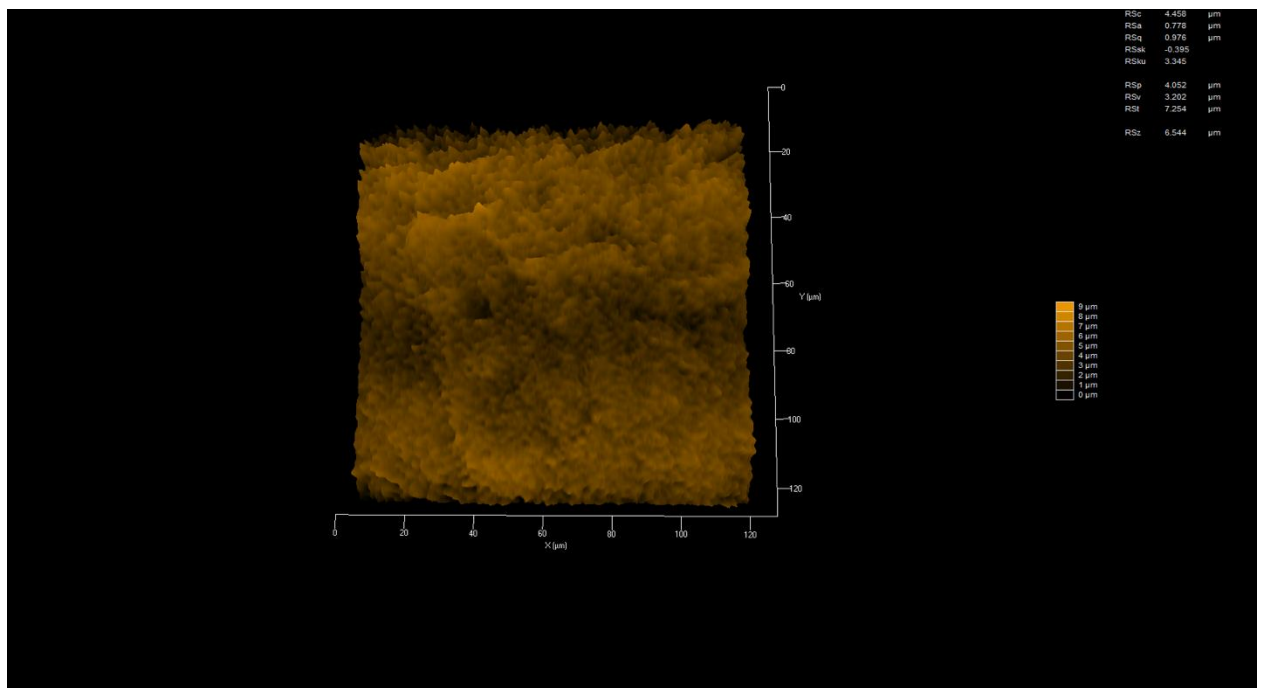
Fonte: Próprio autor.

Figura 20 - MEV IMPLANTE ZIMMER HEX P-I 3,75X10MM



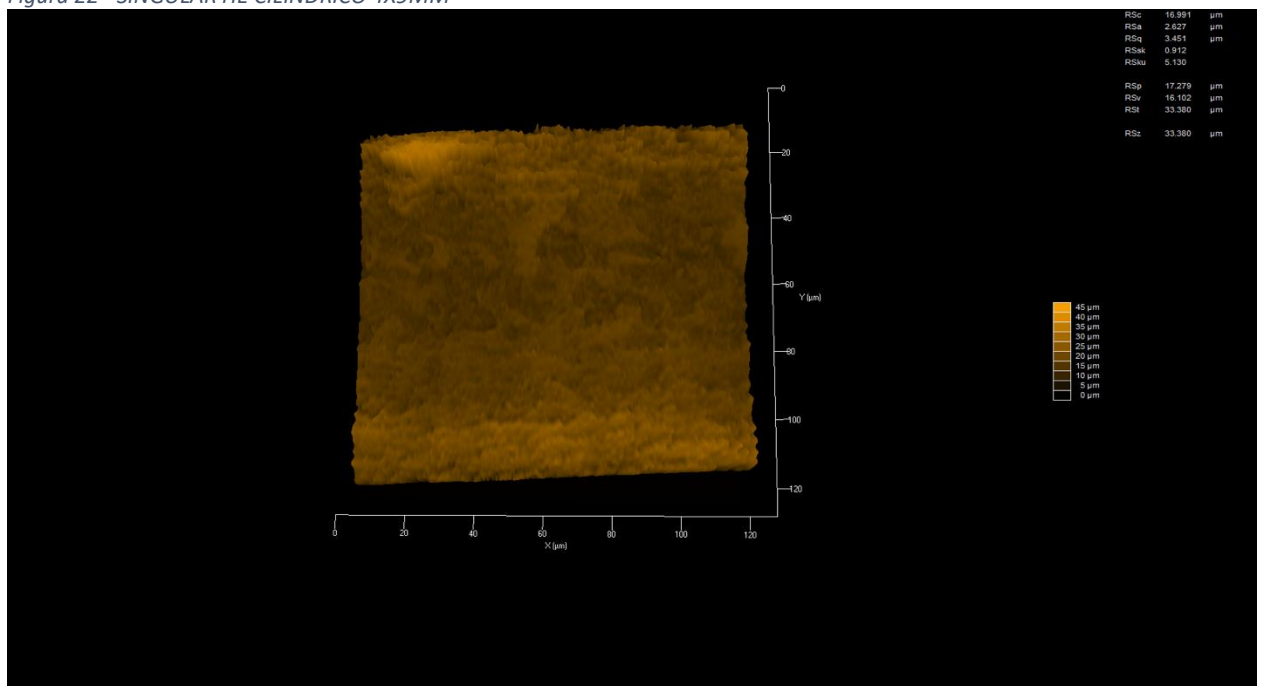
Fonte: Próprio autor.

Figura 21 - IMPLANTE ZIMMER HEX P-I 4X8,5MM



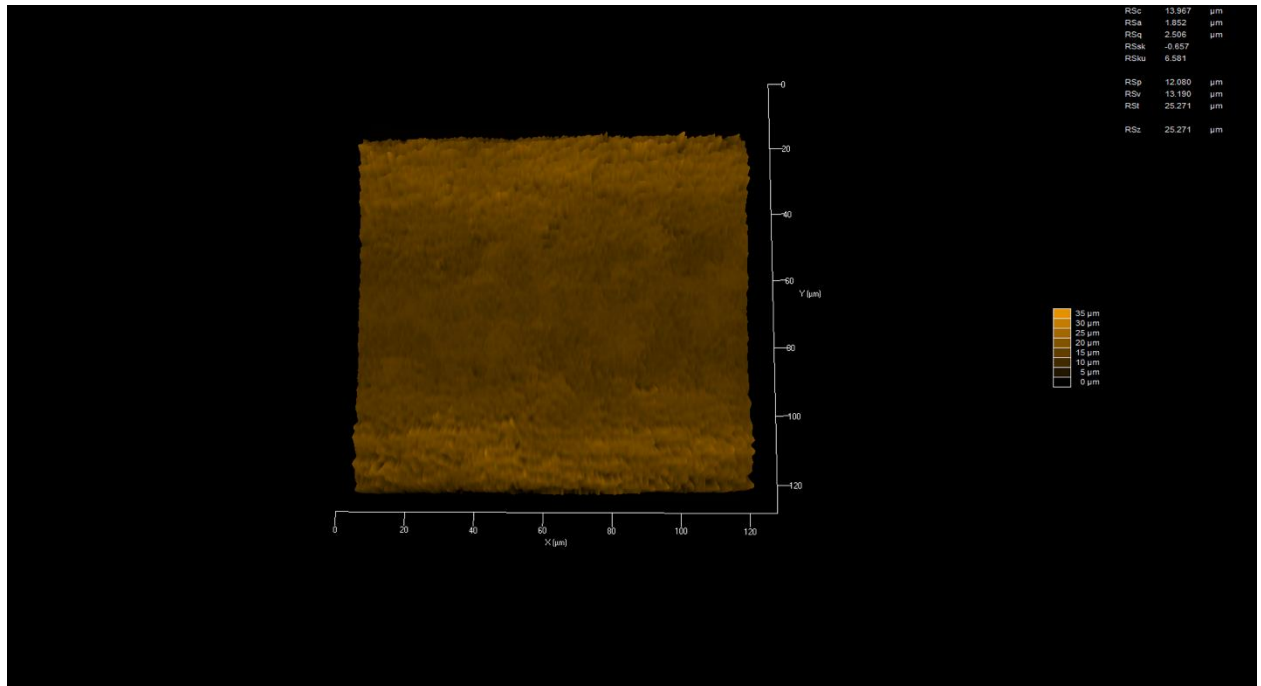
Fonte: Próprio autor.

Figura 22 - SINGULAR HE CILINDRICO 4X9MM



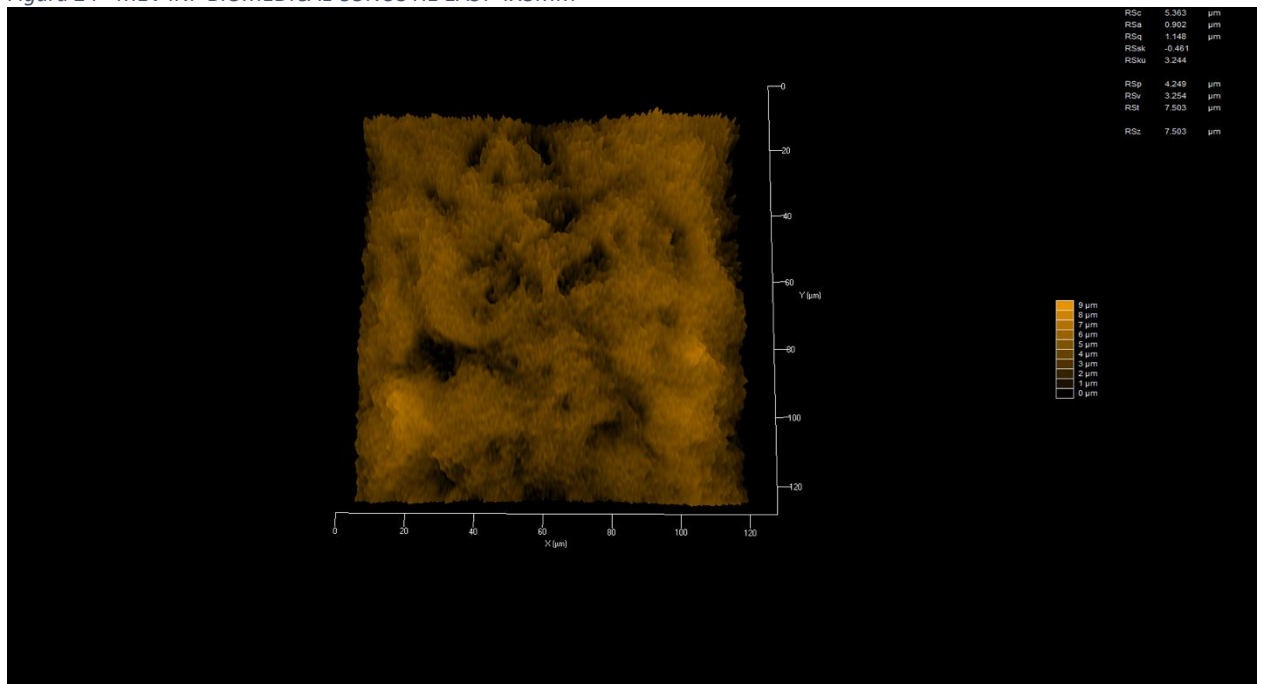
Fonte: Próprio autor.

Figura 23 - MEV SINGULAR HE CILINDRICO 4X9MM



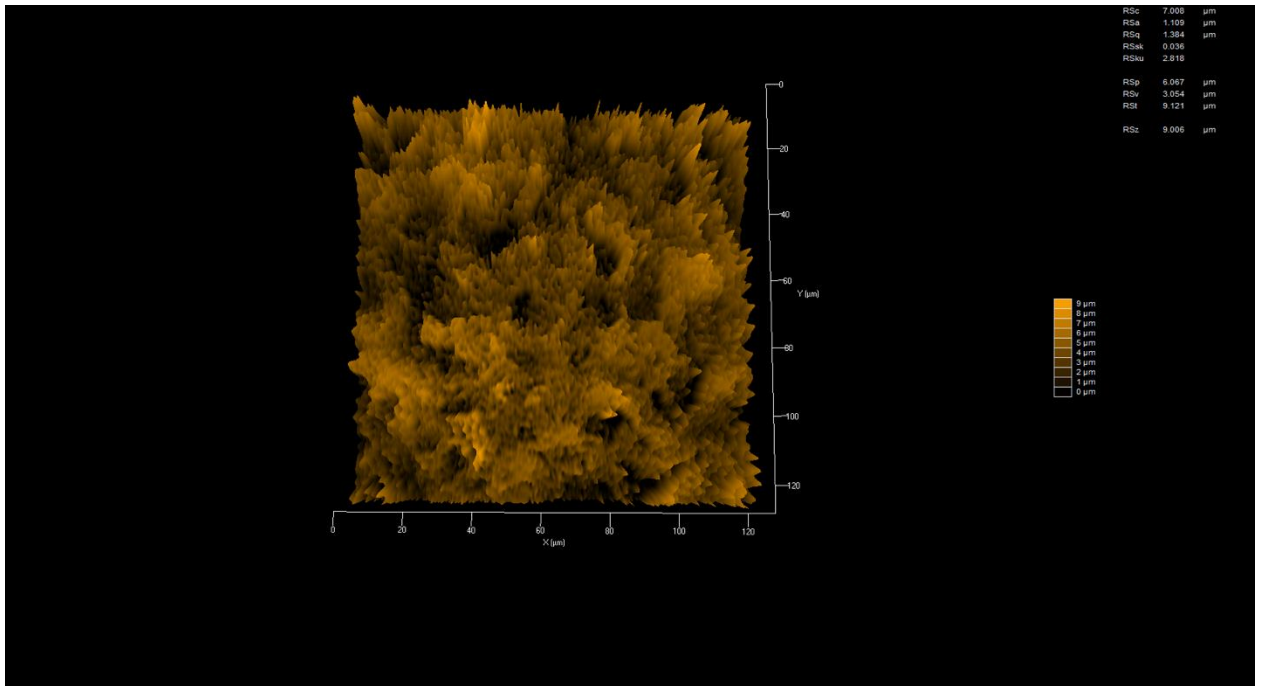
Fonte: Próprio autor.

Figura 24 - MEV INP BIOMEDICAL CONUS HE EASY 4X8MM



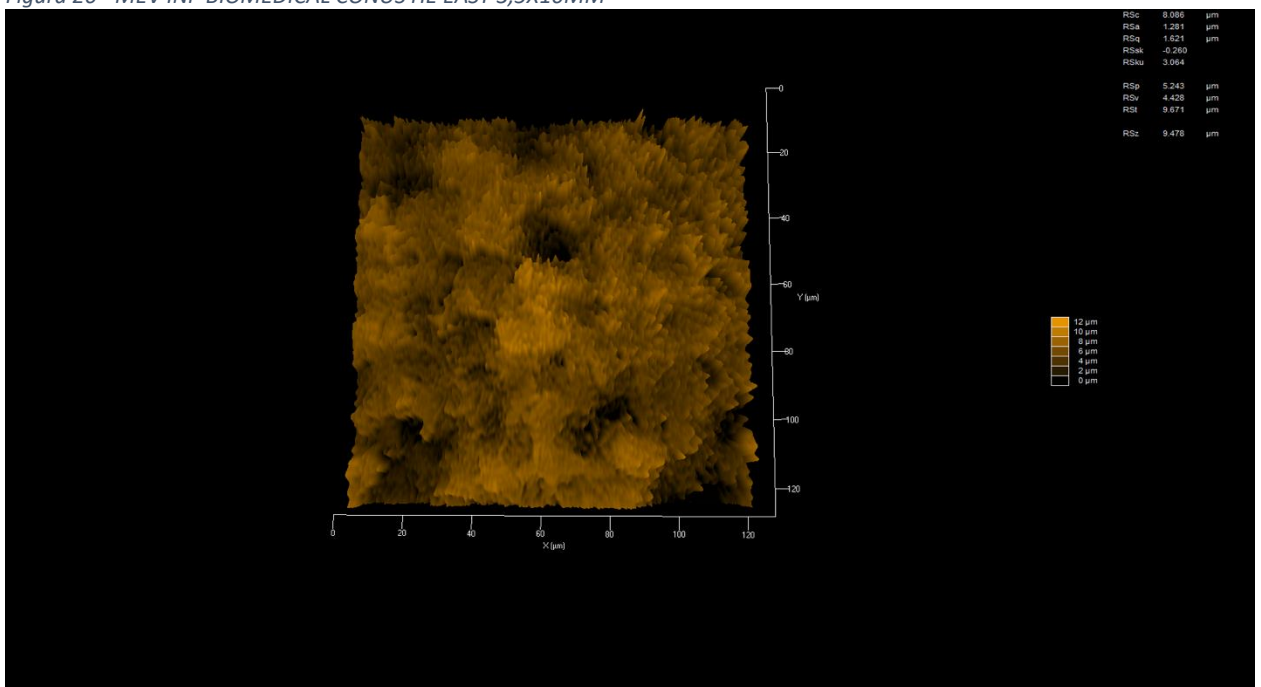
Fonte: Próprio autor.

Figura 25 - MEV INP BIOMEDICAL CONUS HE EASY 4X8MM



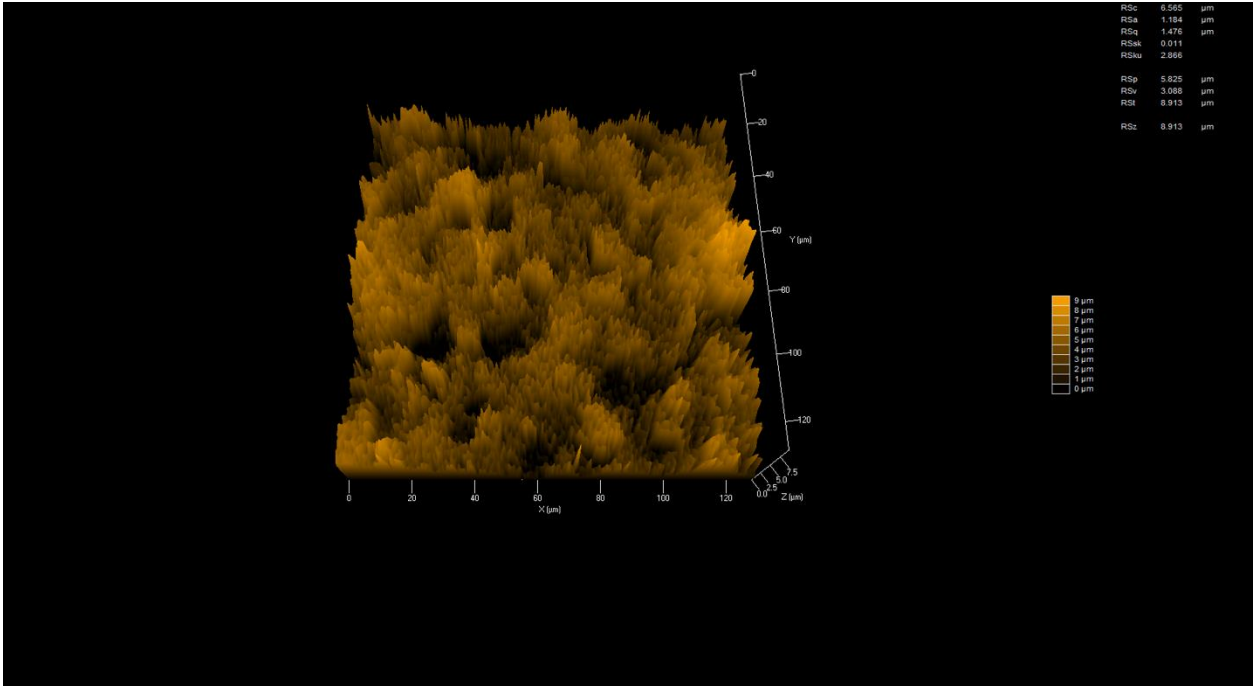
Fonte: Próprio autor.

Figura 26 - MEV INP BIOMEDICAL CONUS HE EASY 3,5X10MM



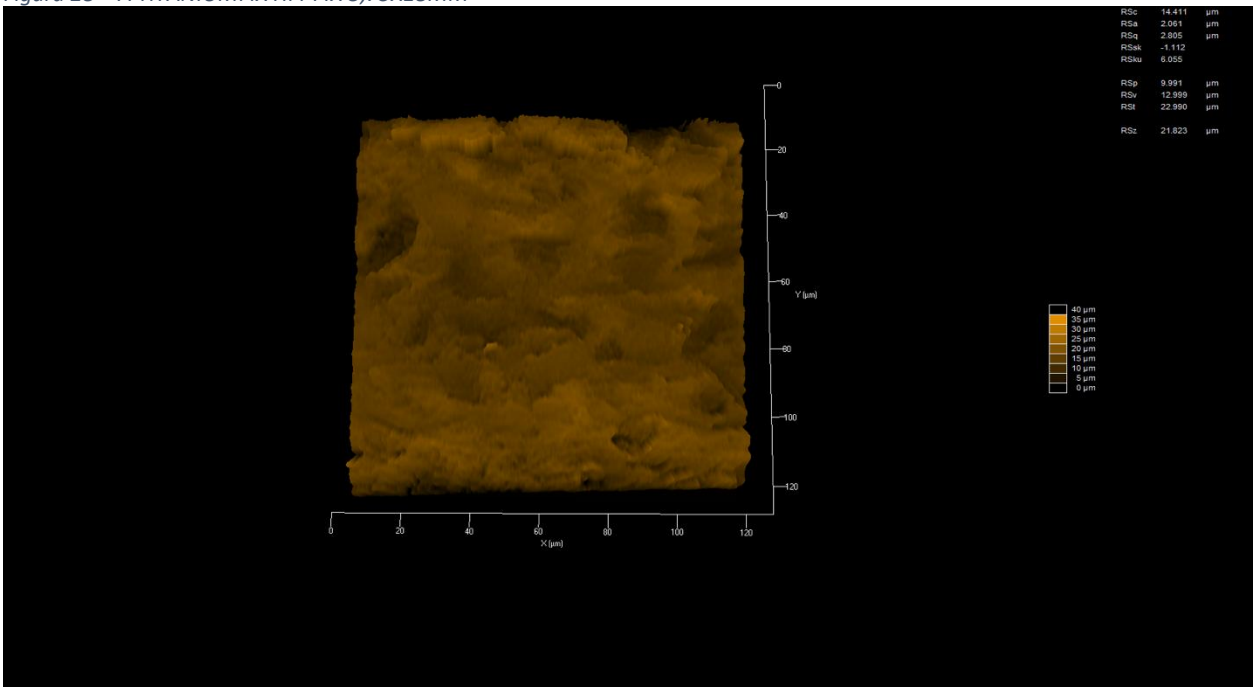
Fonte: Próprio autor.

Figura 27 - MEV INP BIOMEDICAL CONUS HE EASY 4X9MM



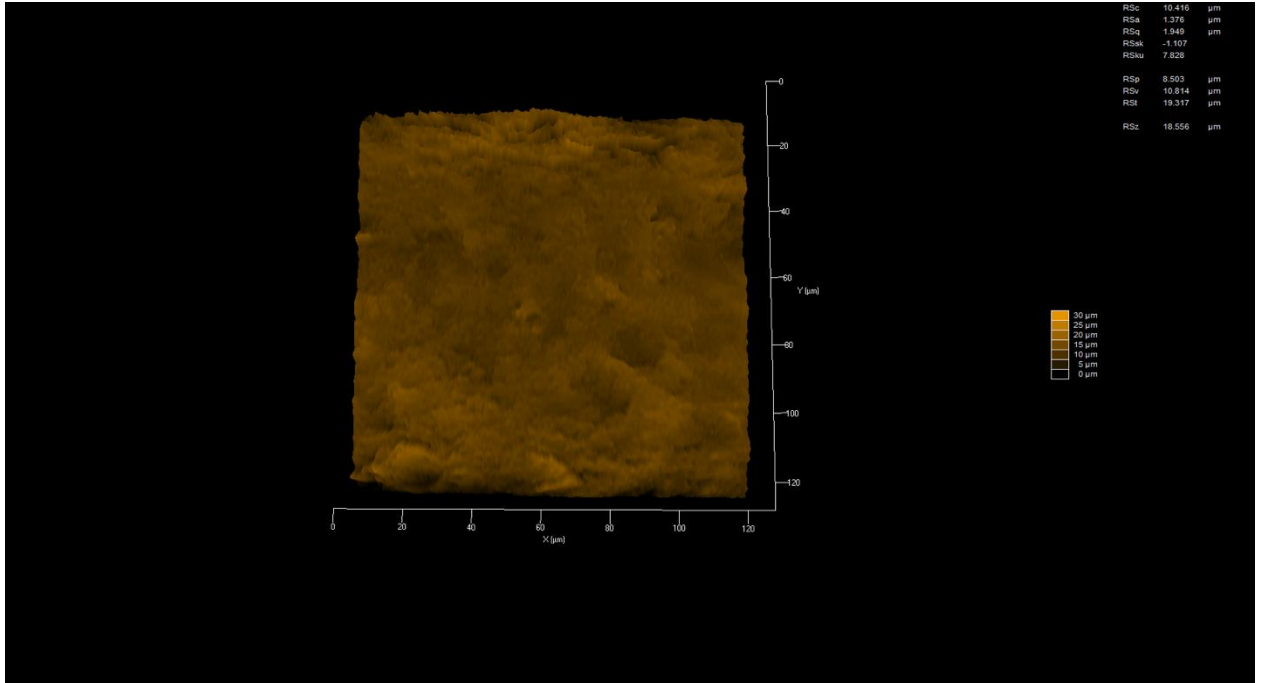
Fonte: Próprio autor.

Figura 28 - A TITANIUMFIX HI I-FIX 3,75X18MM



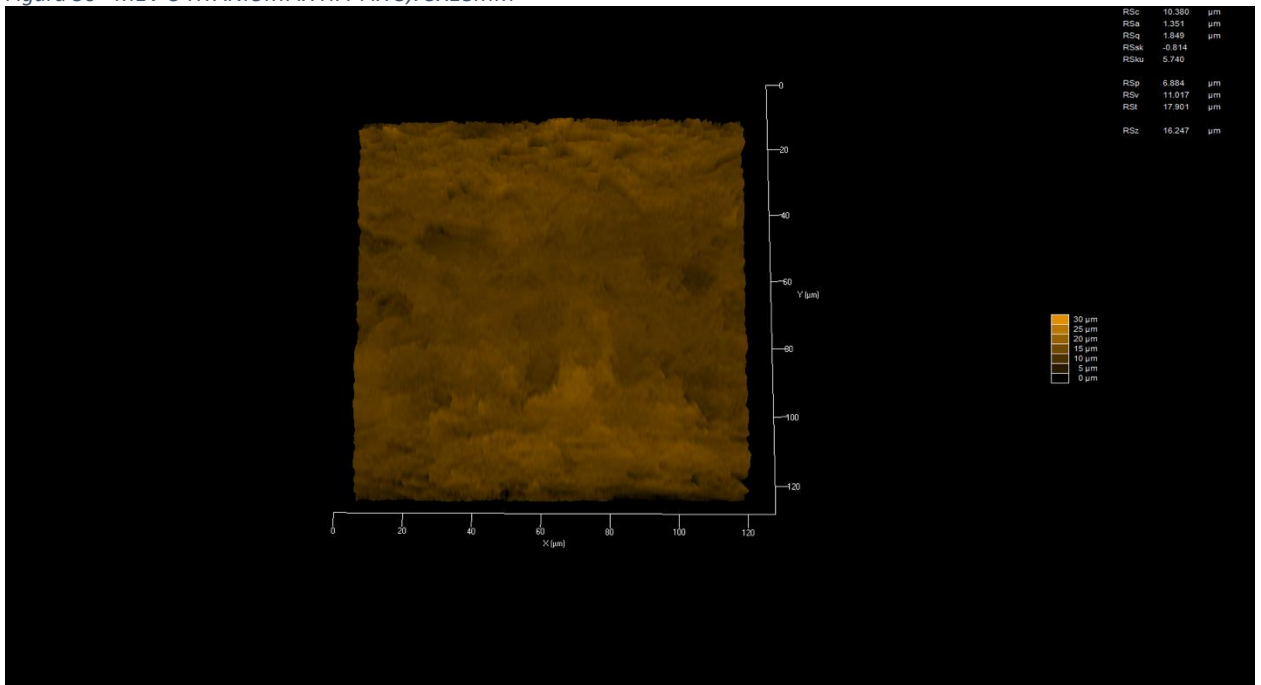
Fonte: Próprio autor.

Figura 29 - MEV B TITANIUMFIX HI I-FIX 3,75X18MM



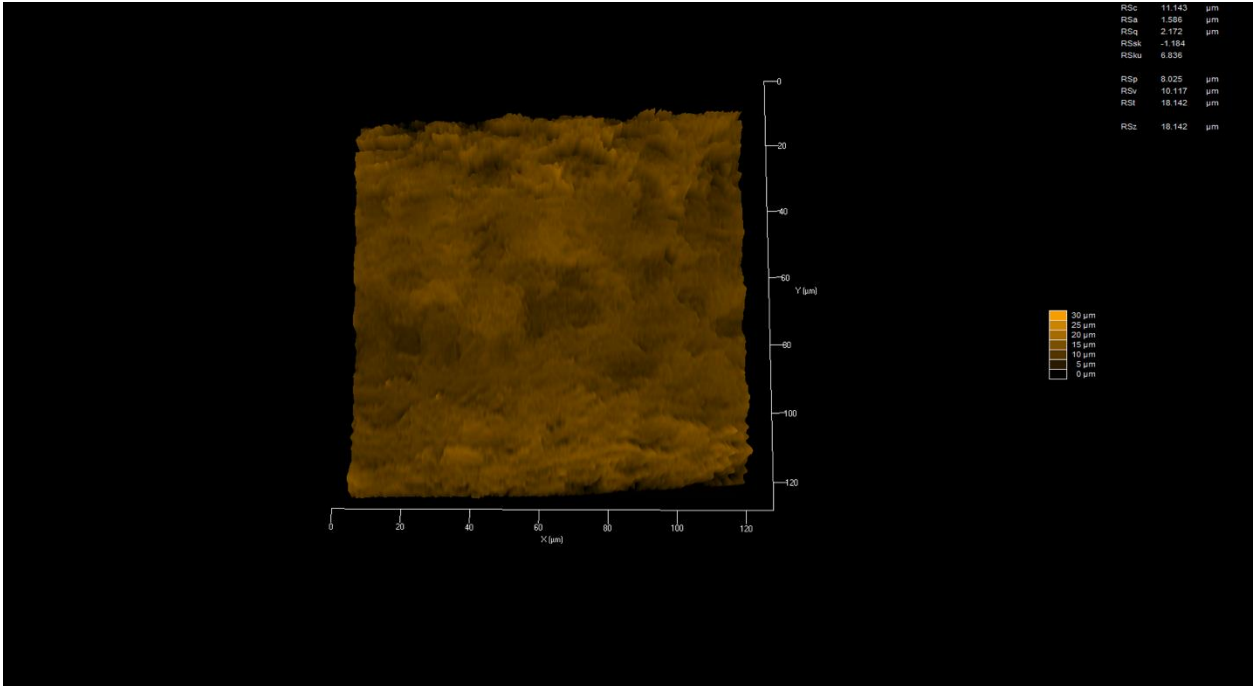
Fonte: Próprio autor.

Figura 30 - MEV C TITANIUMFIX HI I-FIX 3,75X18MM



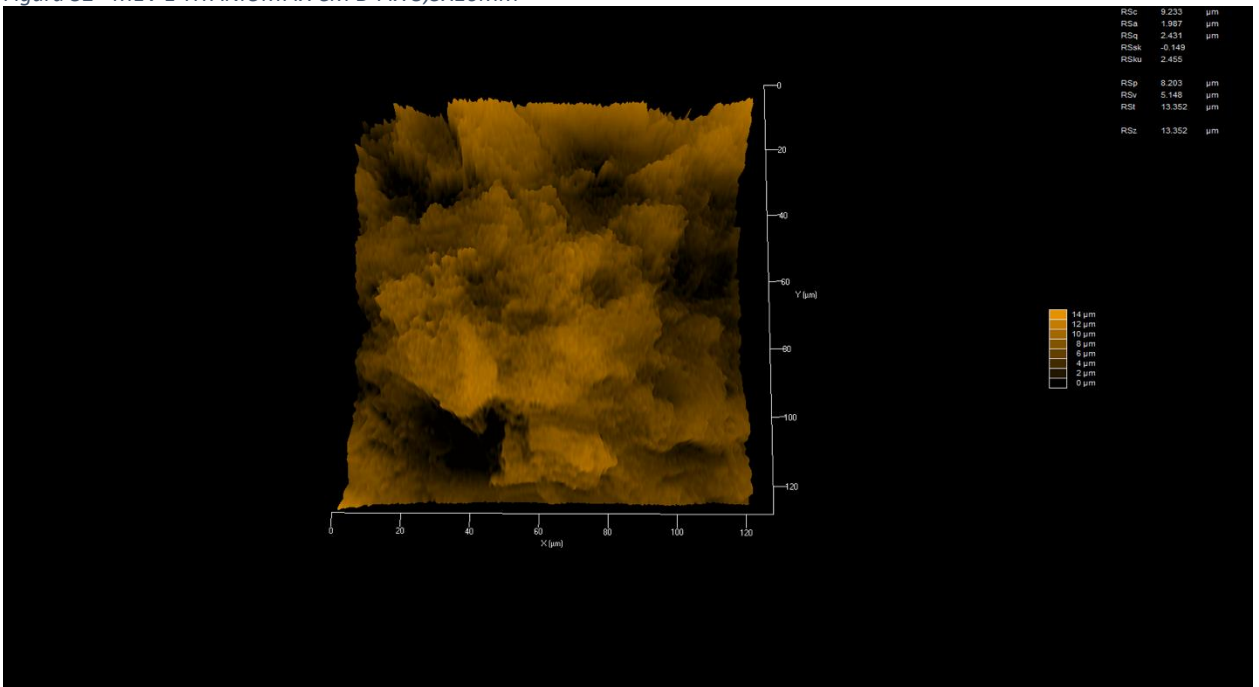
Fonte: Próprio autor.

Figura 31 - MEV D TITANIUMFIX HI I-FIX 3,75X18MM



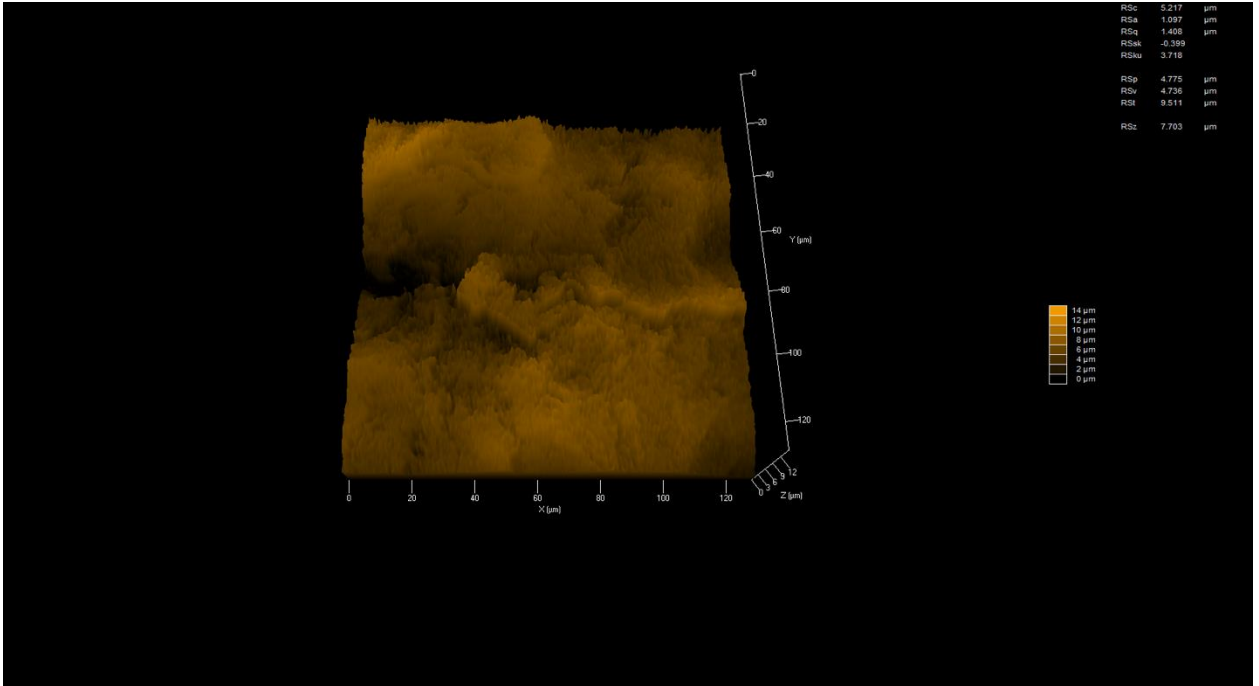
Fonte: Próprio autor.

Figura 32 - MEV E TITANIUMFIX CM B-FIX 3,5X10MM



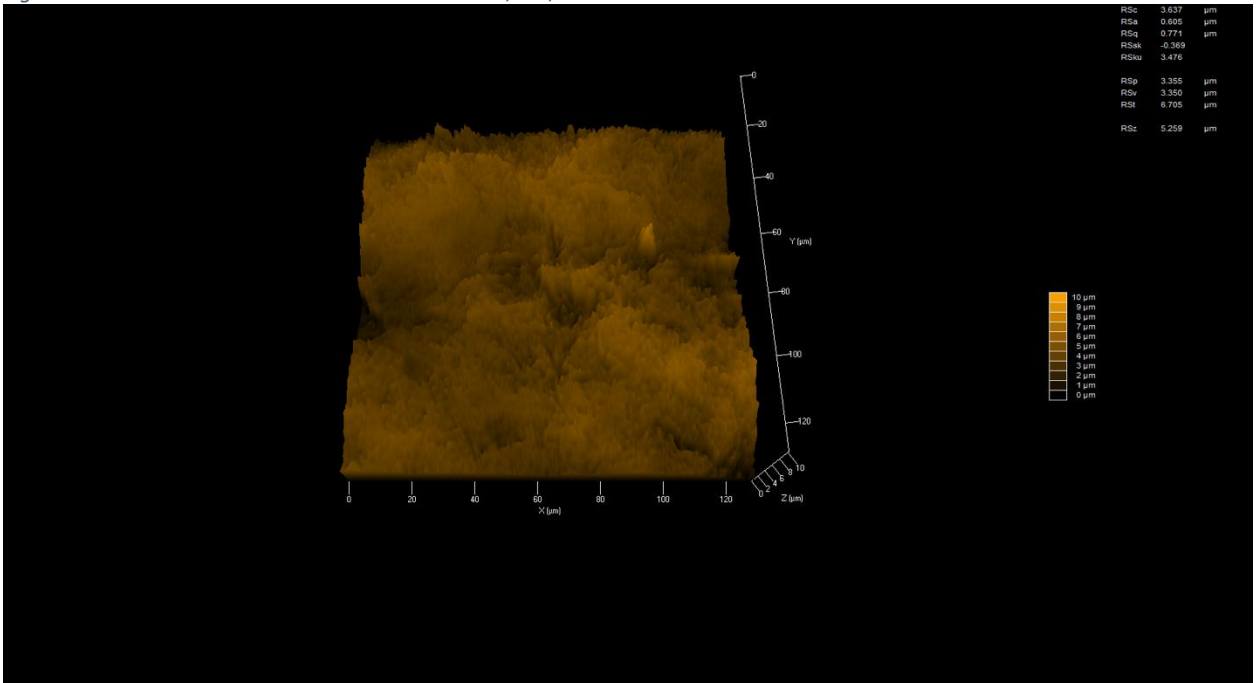
Fonte: Próprio autor.

Figura 33 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 1MM CMI 3,8X8,5MM



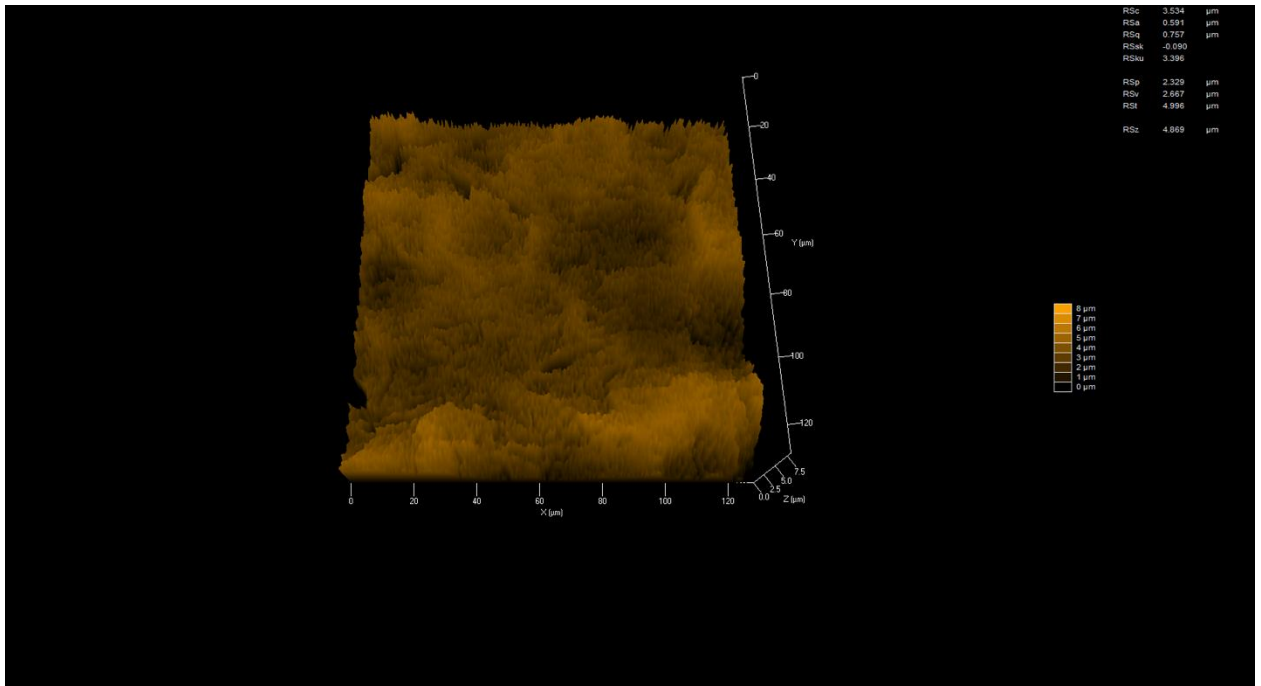
Fonte: Próprio autor.

Figura 34 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 2MM CMI 3,8X8,5MM



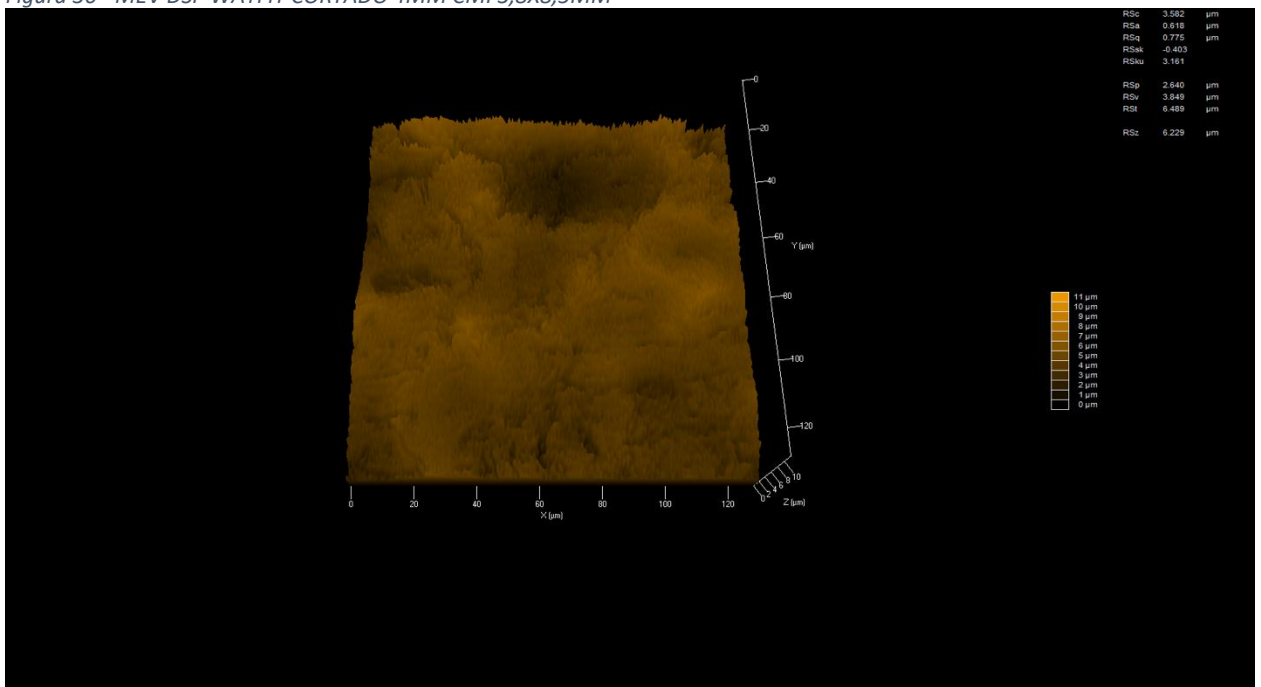
Fonte: Próprio autor.

Figura 35 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 3MM CMI 3,8X8,5MM



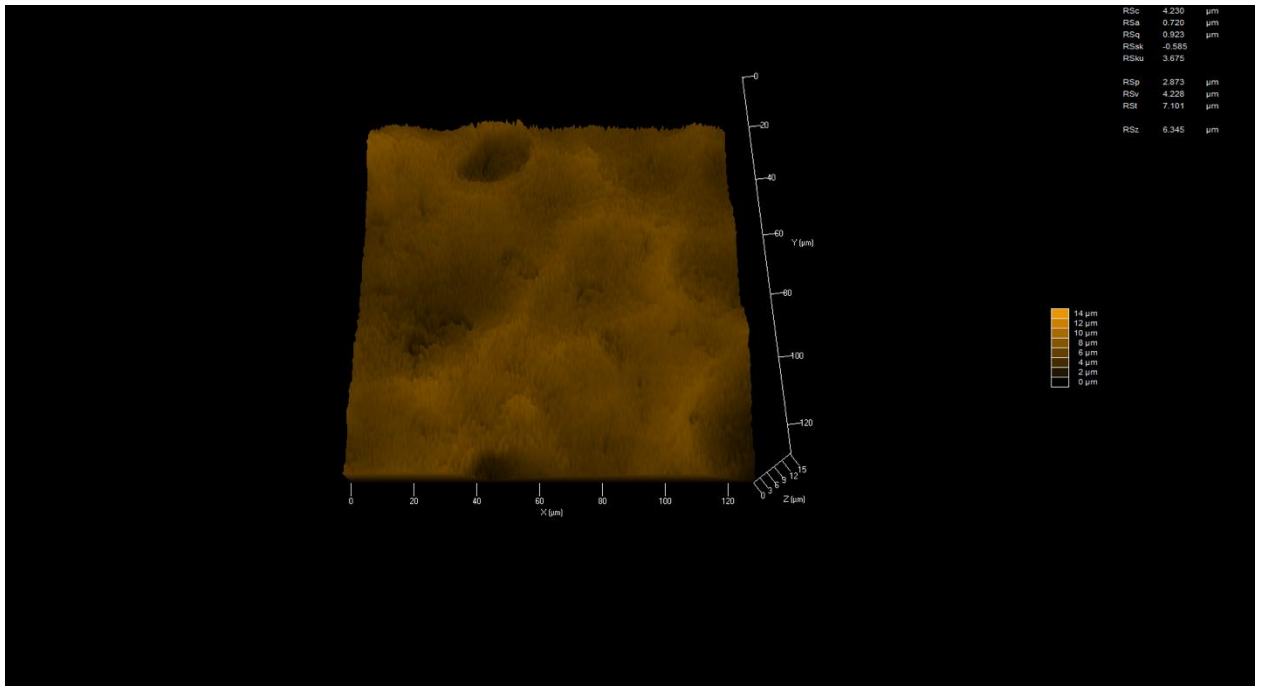
Fonte: Próprio autor.

Figura 36 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 4MM CMI 3,8X8,5MM



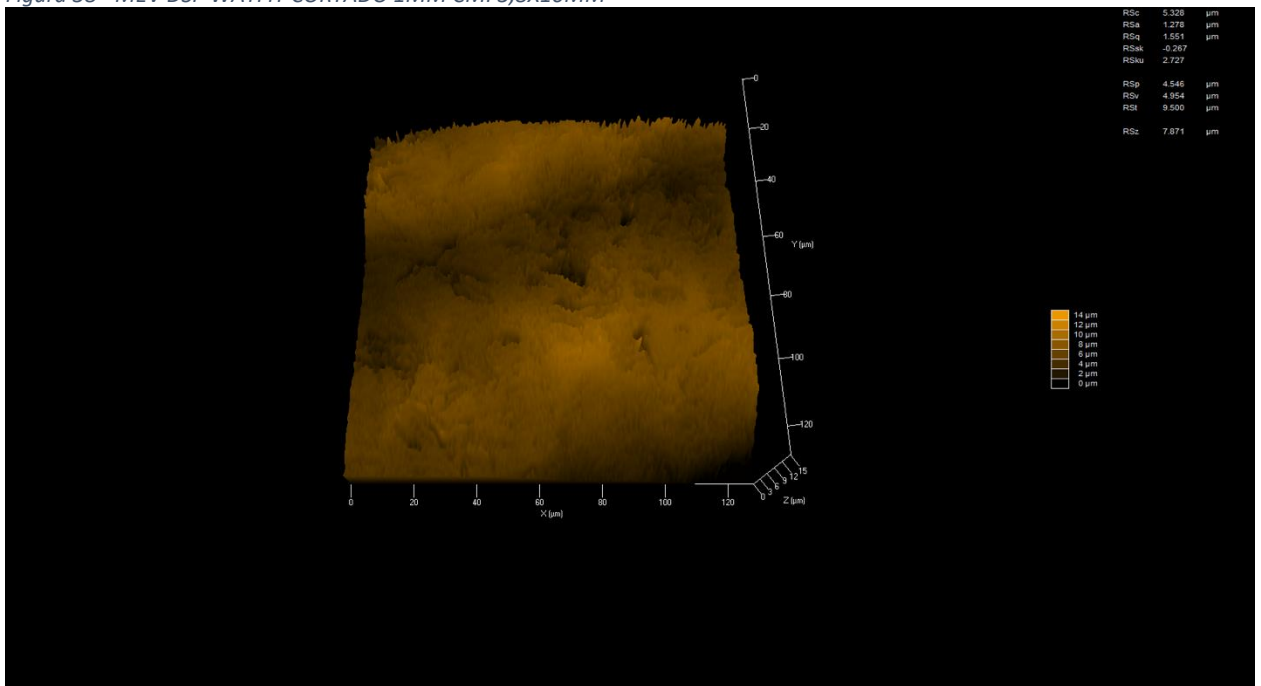
Fonte: Próprio autor.

Figura 37 - MEV DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8X8,5MM



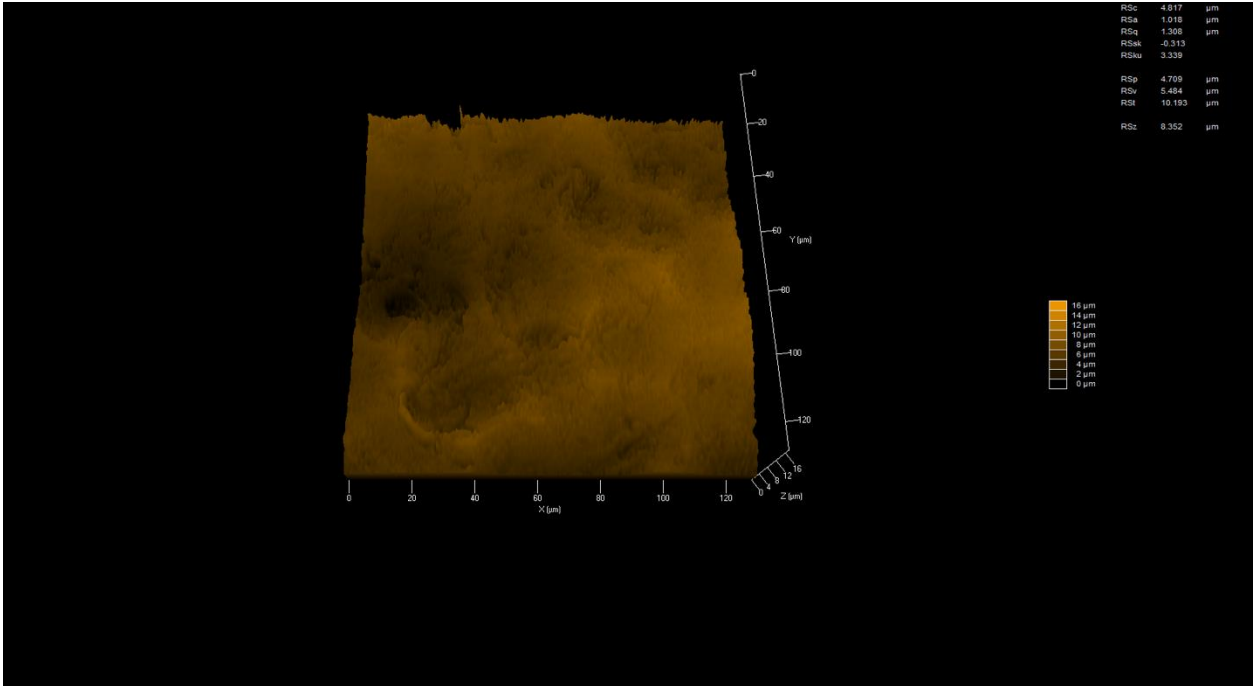
Fonte: Próprio autor.

Figura 38 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 1MM CMI 3,8X10MM



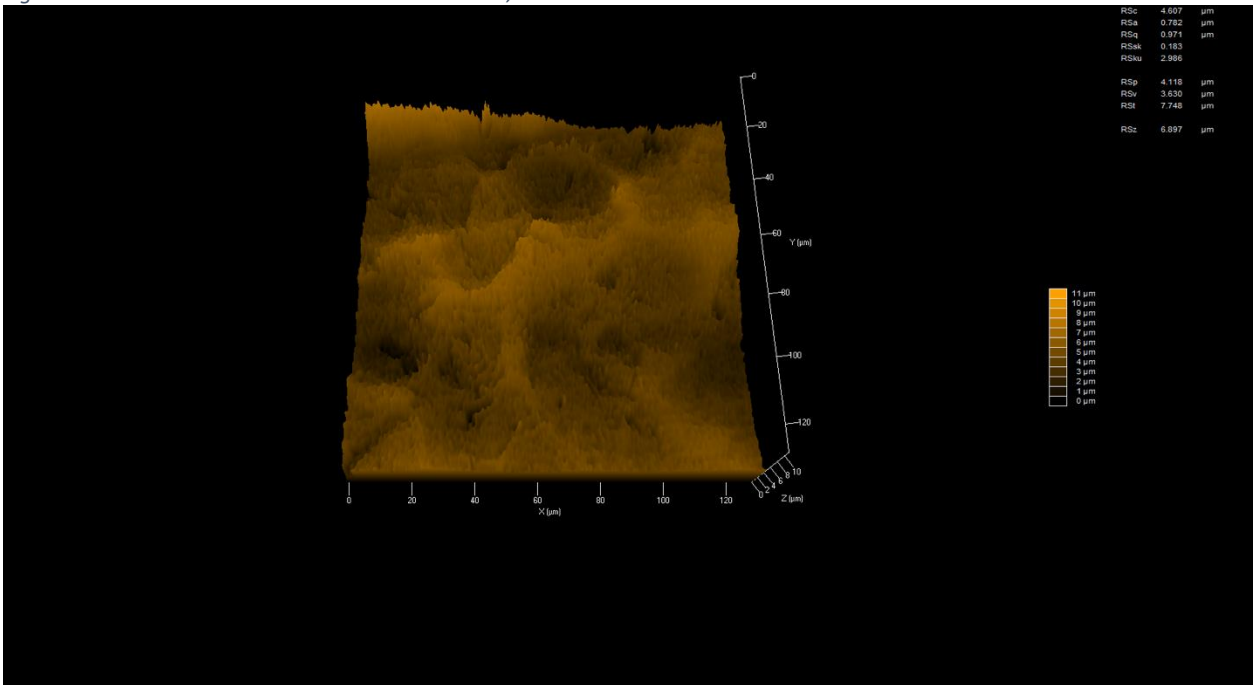
Fonte: Próprio autor.

Figura 39 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 2MM CMI 3,8X10MM



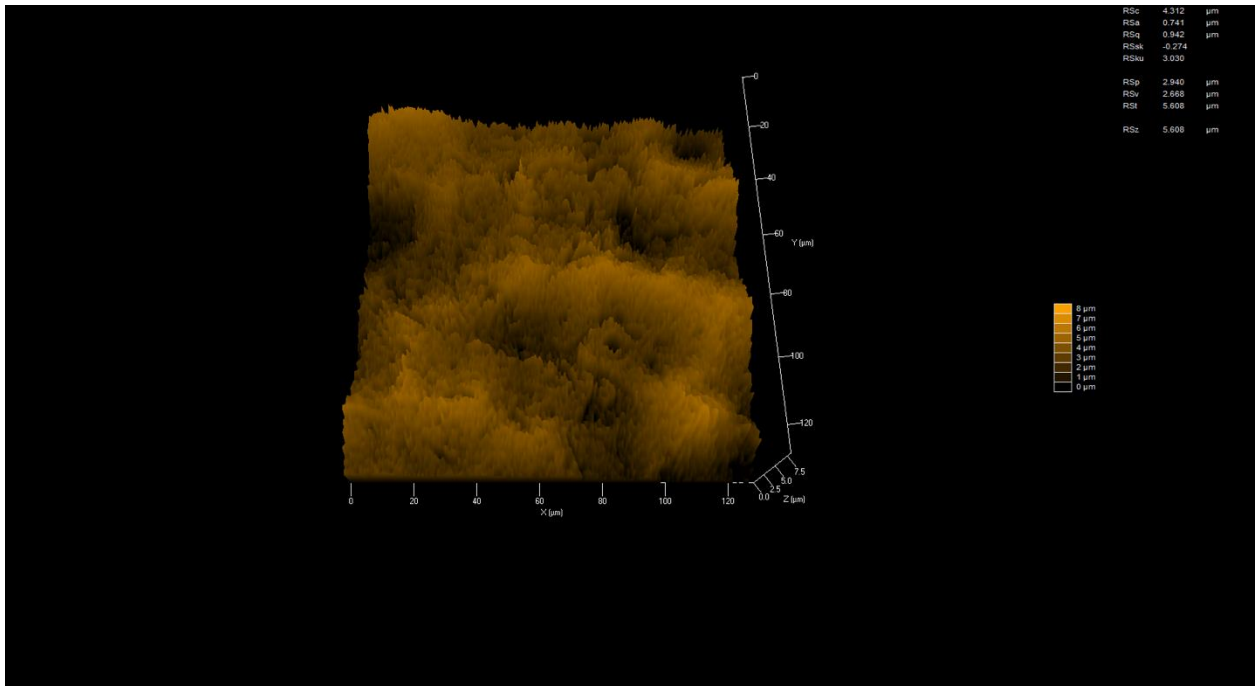
Fonte: Próprio autor.

Figura 40 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 3MM CMI 3,8X10MM



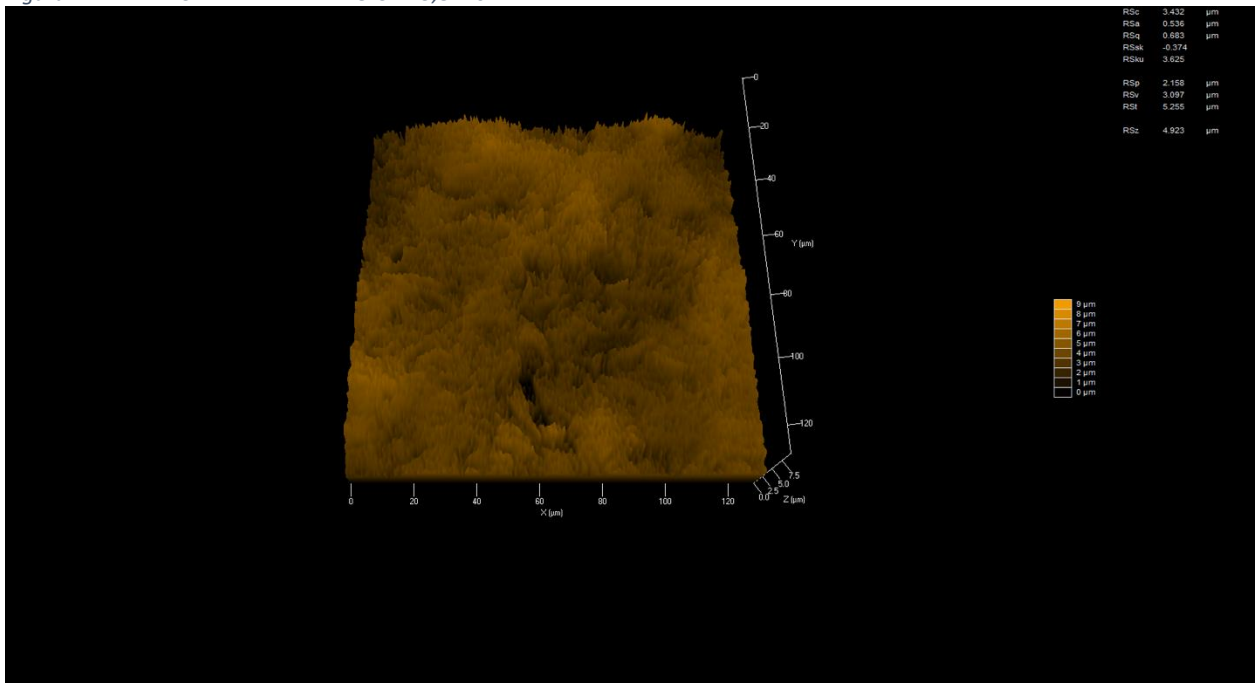
Fonte: Próprio autor.

Figura 41 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 4MM CMI 3,8X10MM



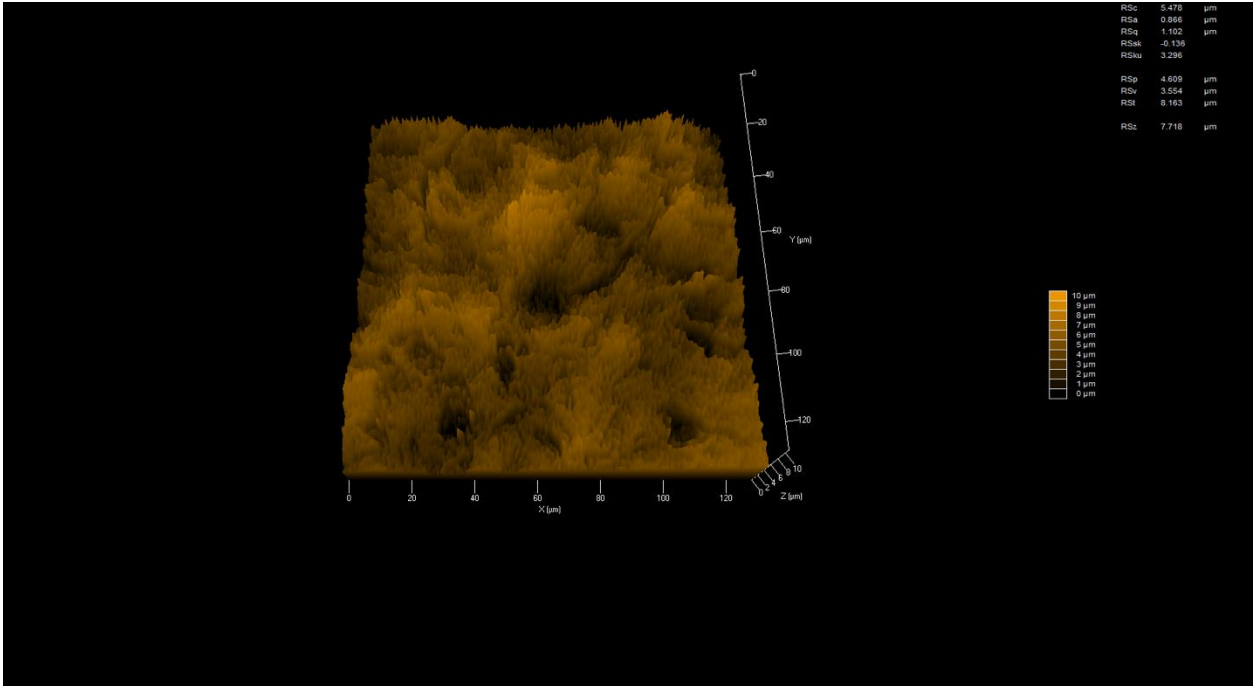
Fonte: Próprio autor.

Figura 42 - MEV DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8X10MM



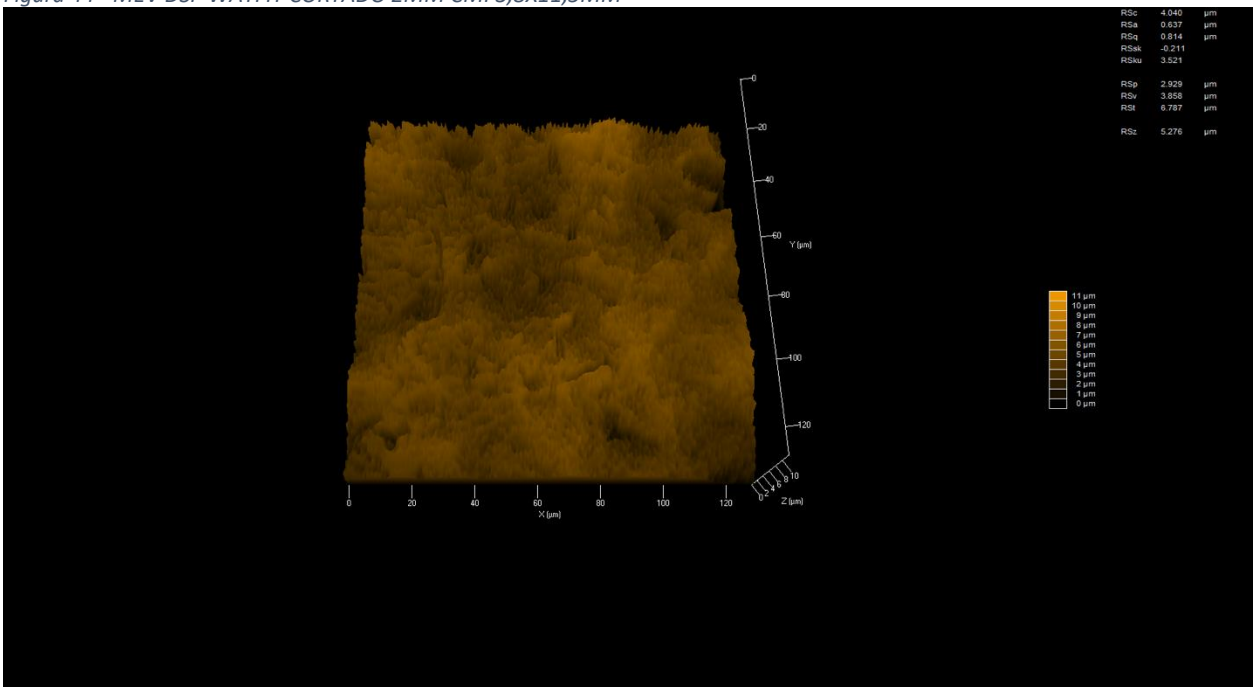
Fonte: Próprio autor.

Figura 43 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 1MM CMI 3,8X11,5MM



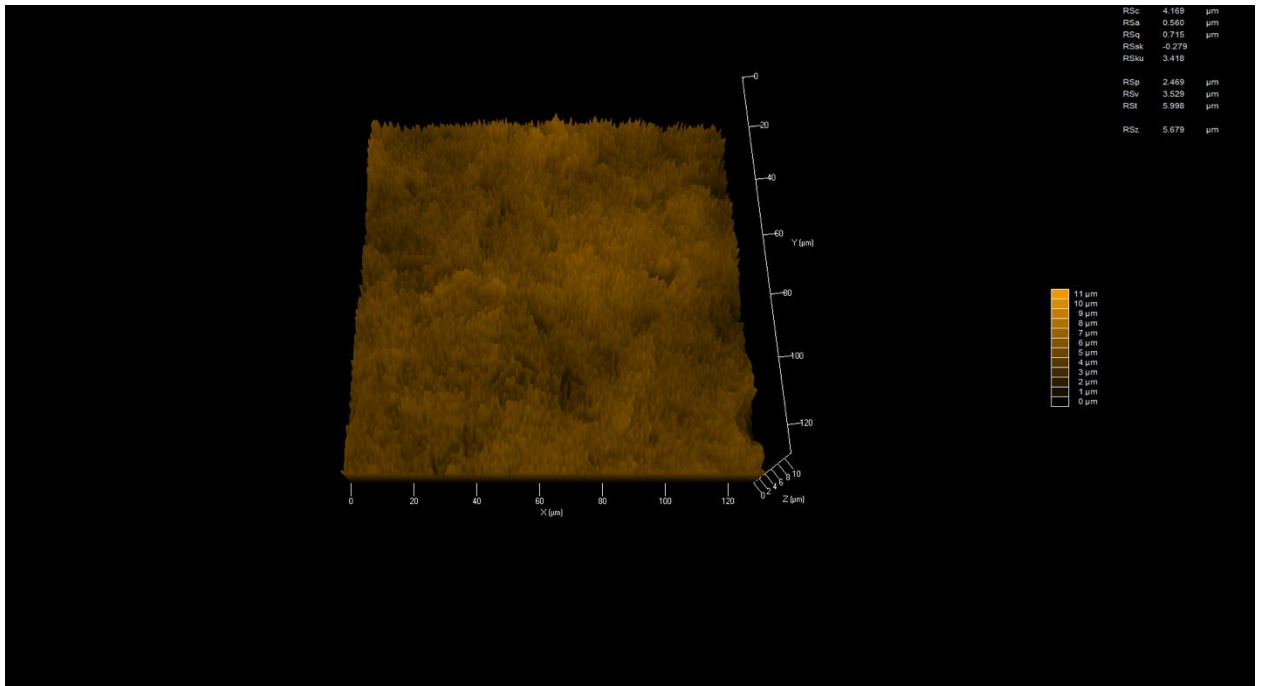
Fonte: Próprio autor.

Figura 44 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 2MM CMI 3,8X11,5MM



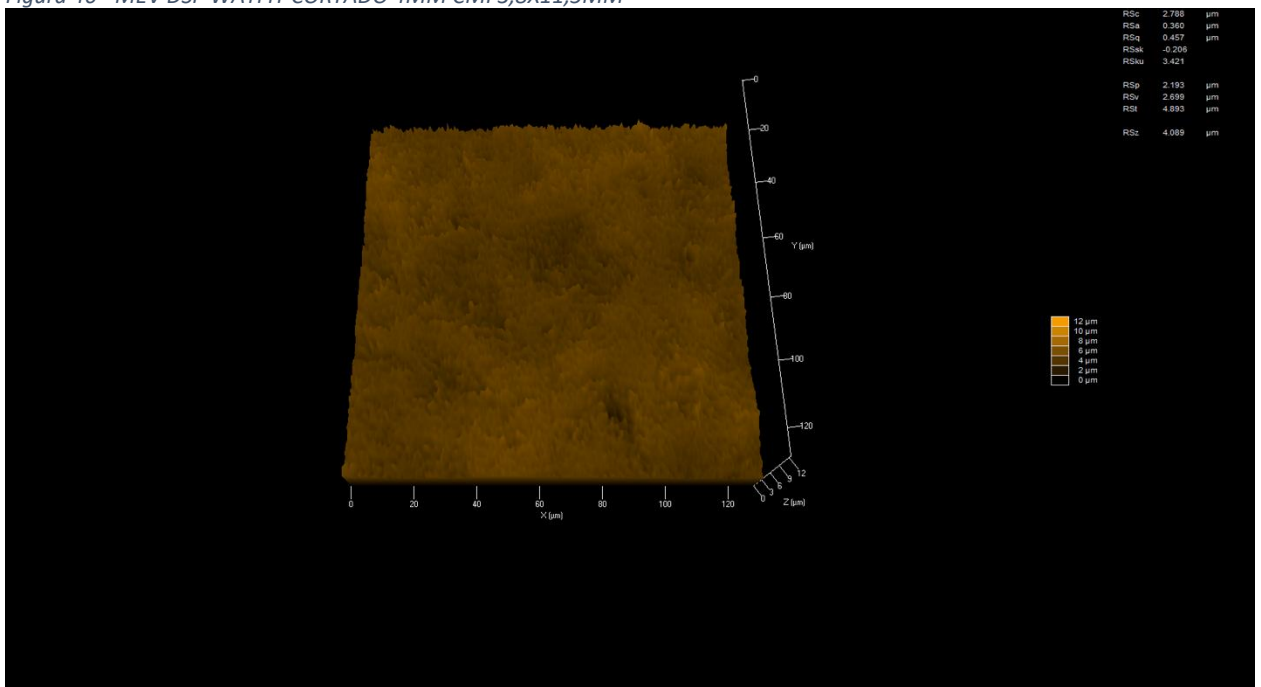
Fonte: Próprio autor.

Figura 45 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 3MM CMI 3,8X11,5MM



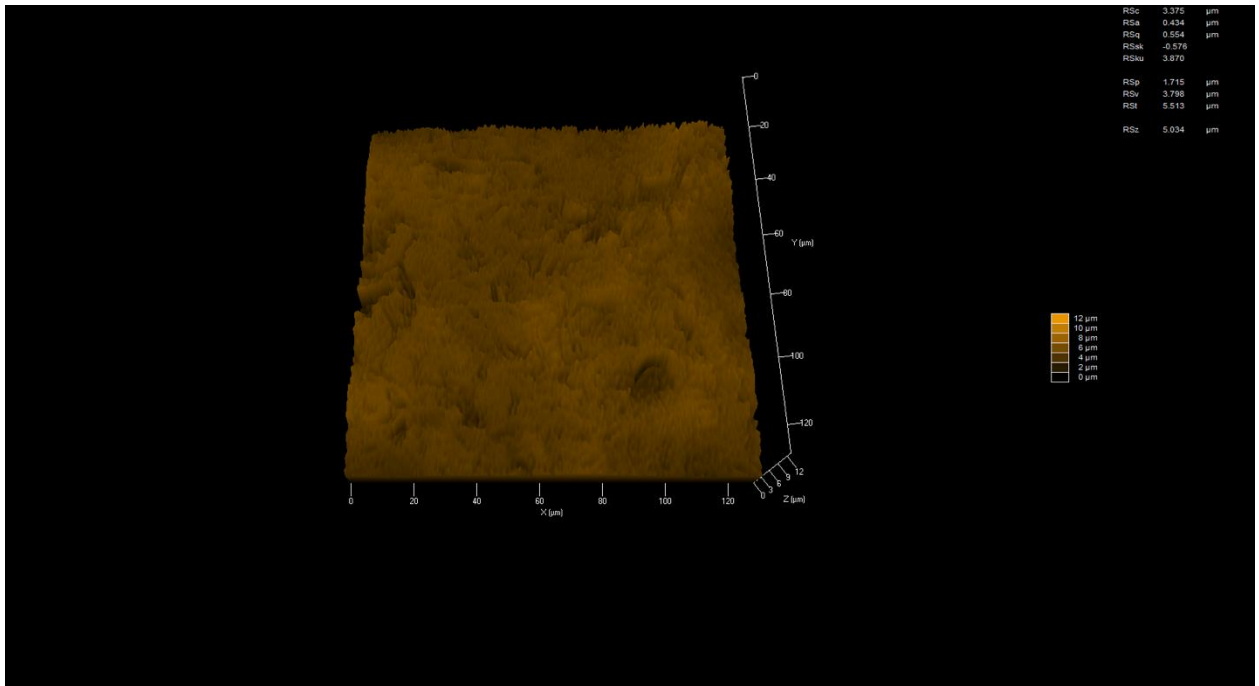
Fonte: Próprio autor.

Figura 46 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 4MM CMI 3,8X11,5MM



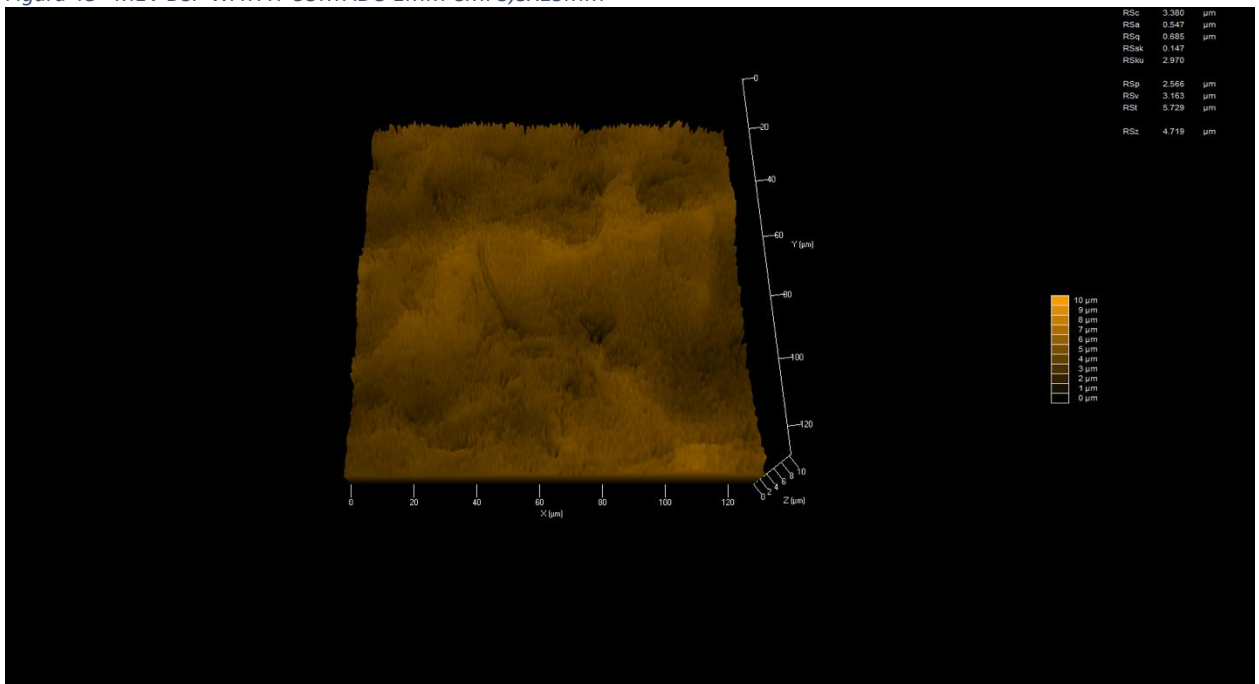
Fonte: Próprio autor.

Figura 47 - MEV DSP INTEIRO CMI 3,8X11,5MM



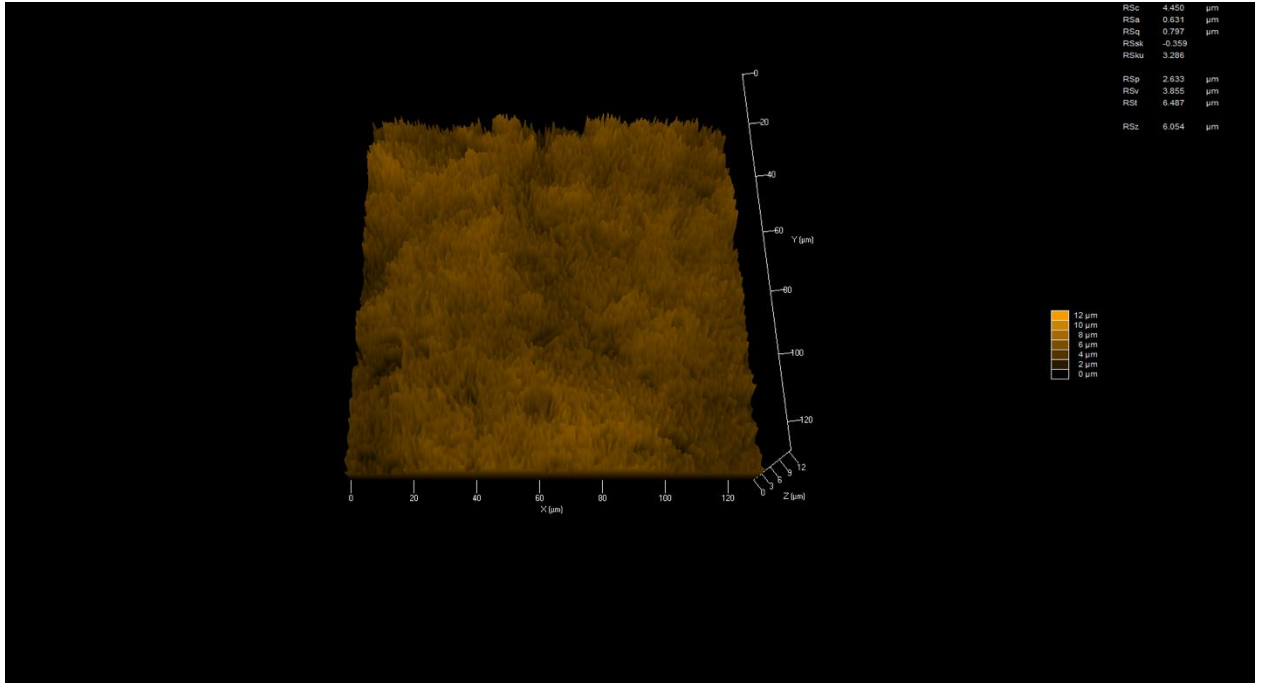
Fonte: Próprio autor.

Figura 48 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 1MM CMI 3,8X13MM



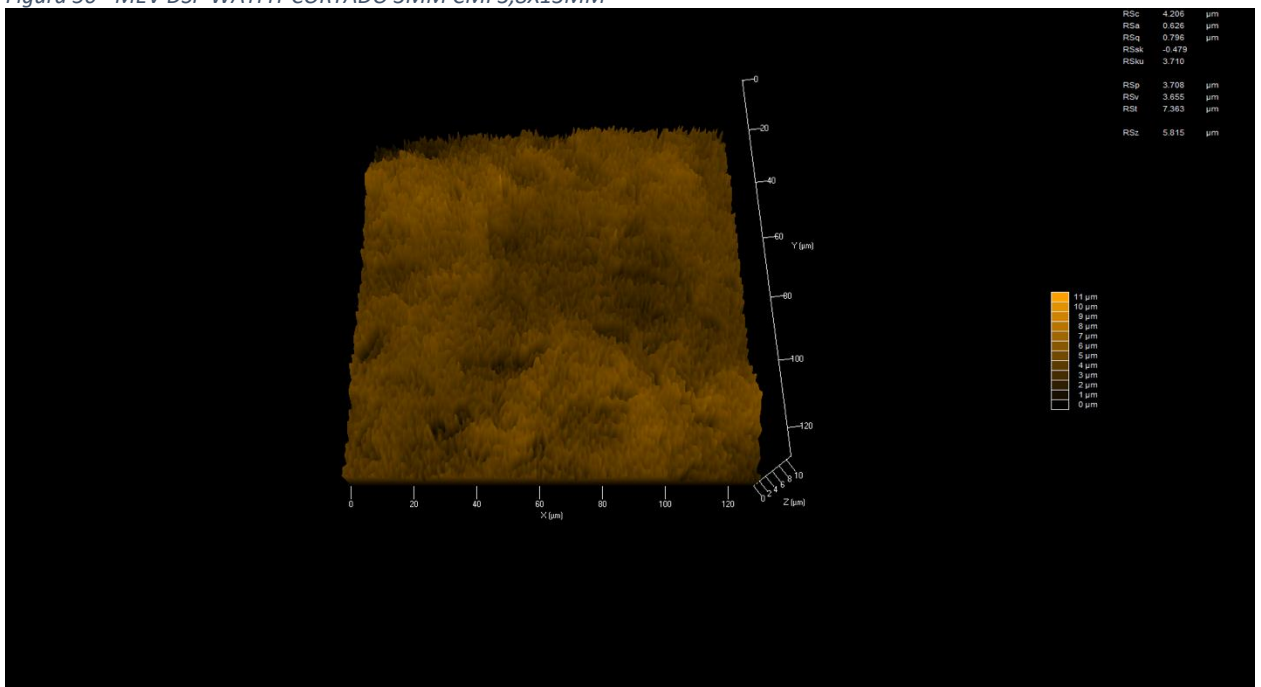
Fonte: Próprio autor.

Figura 49 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 2MM CMI 3,8X13MM



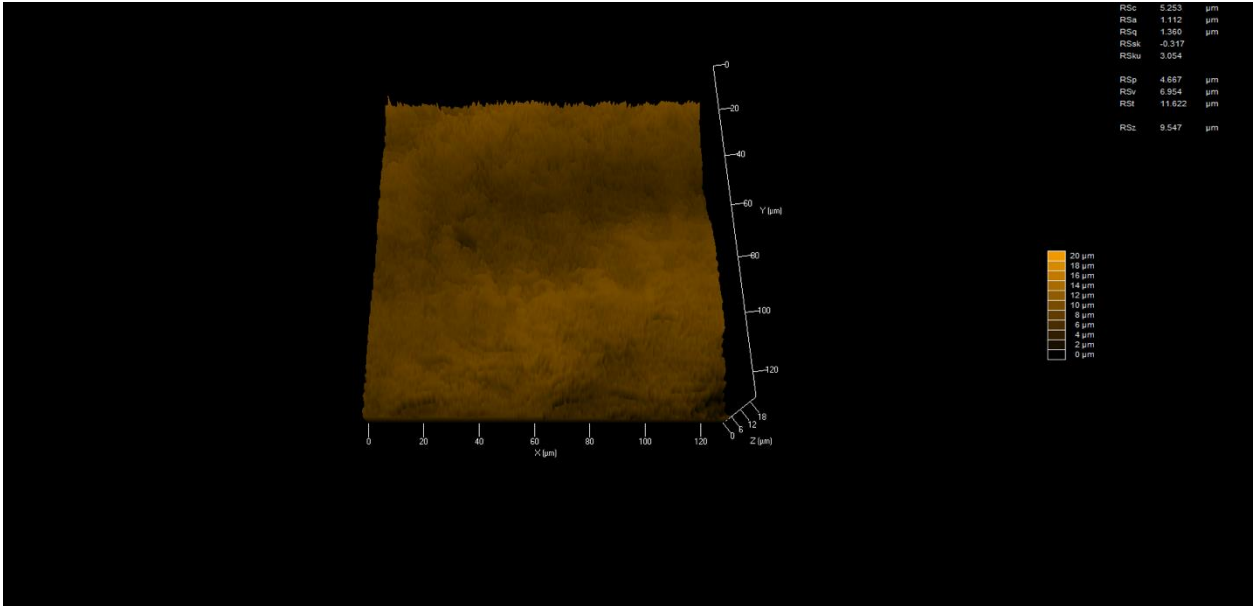
Fonte: Próprio autor.

Figura 50 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 3MM CMI 3,8X13MM



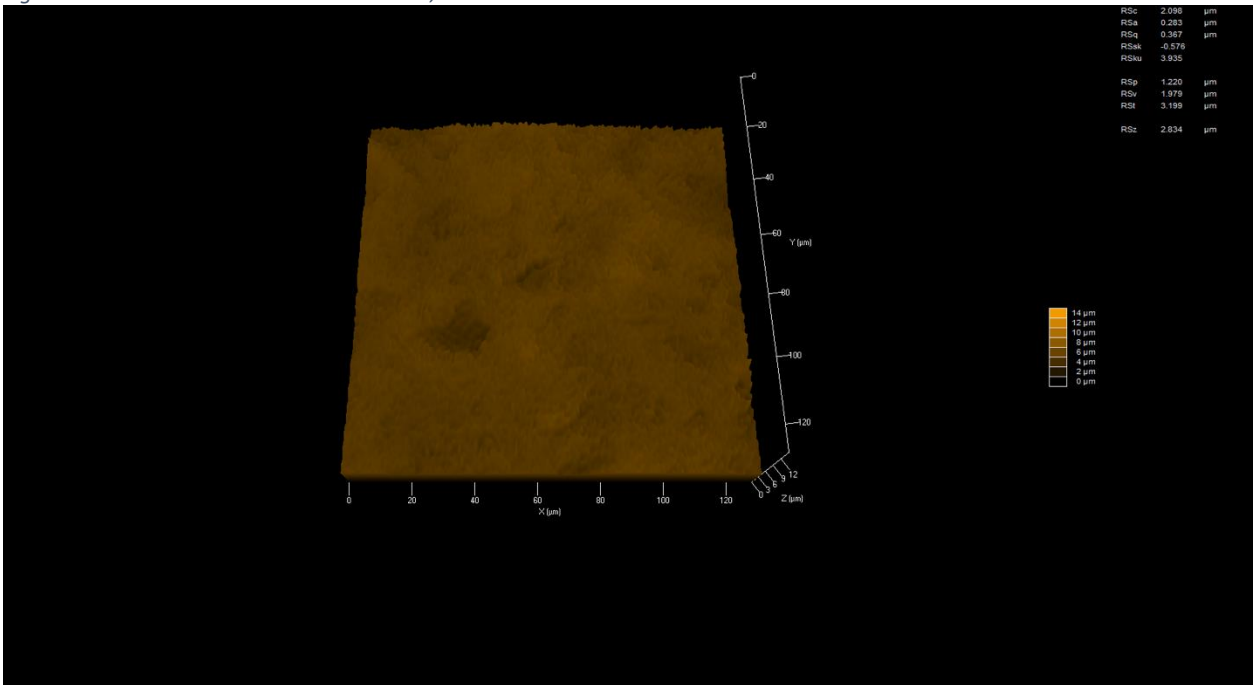
Fonte: Próprio autor.

Figura 51 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 4MM CMI 3,8X13MM



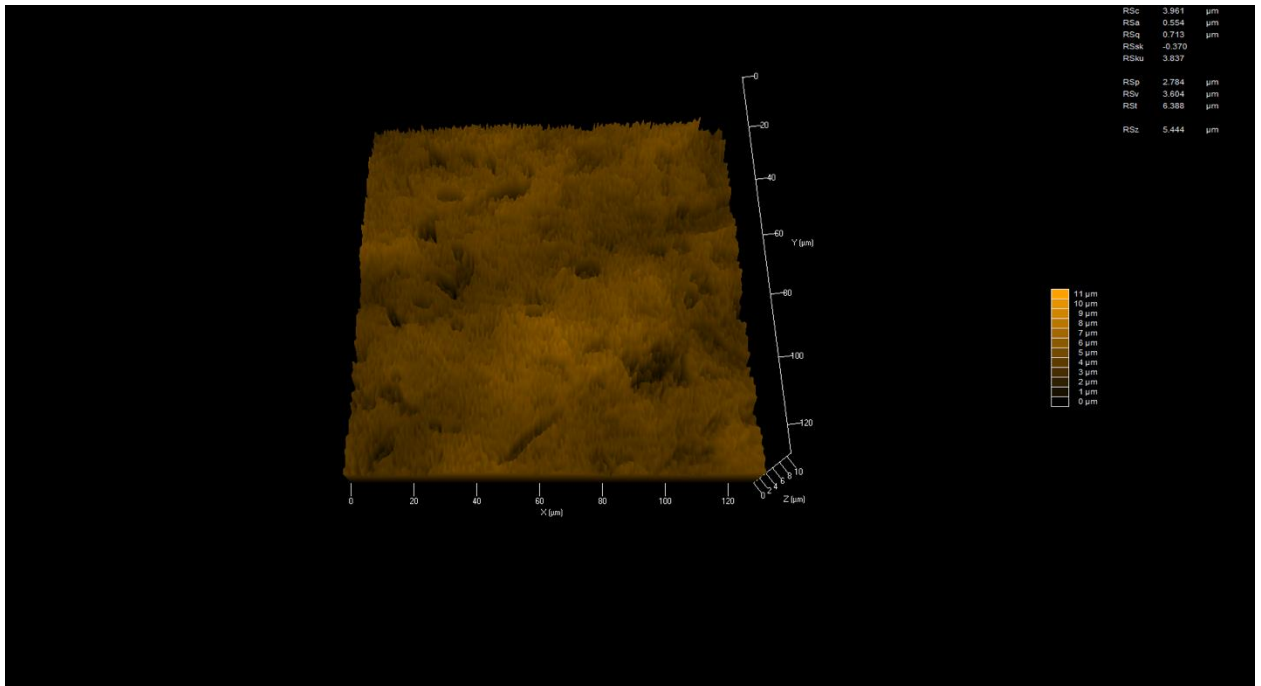
Fonte: Próprio autor.

Figura 52 - MEV DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8X13MM



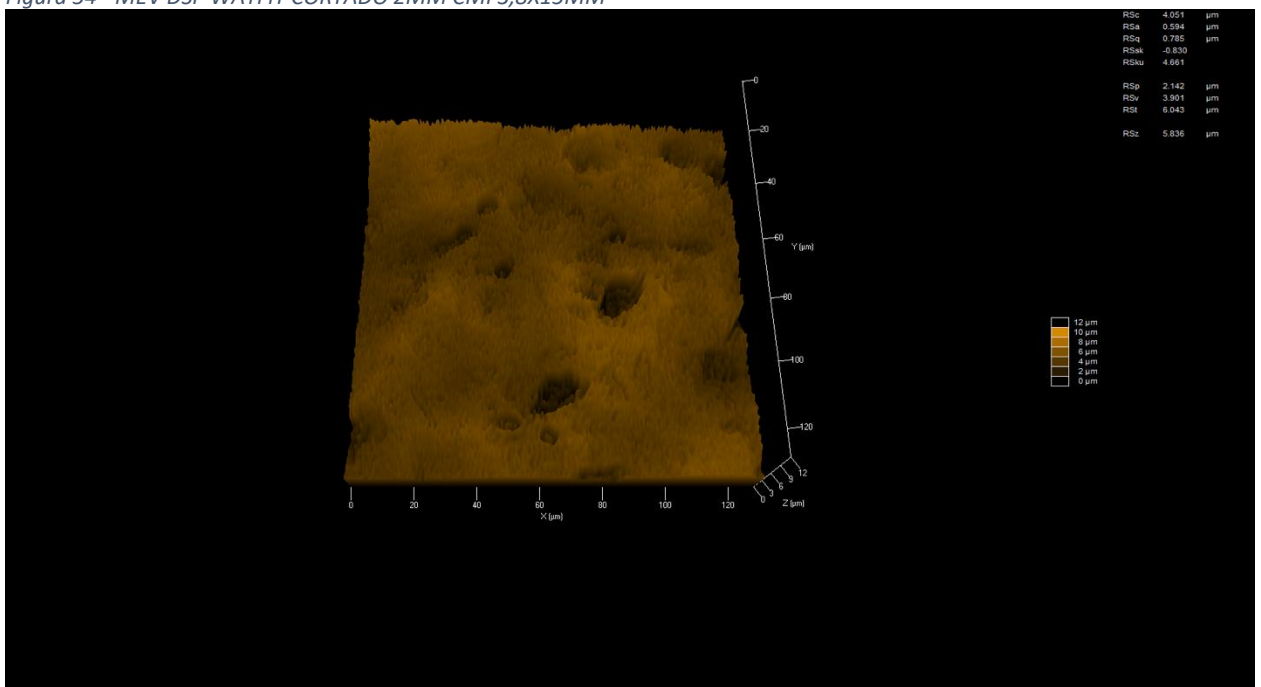
Fonte: Próprio autor.

Figura 53 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 1MM CMI 3,8X15MM



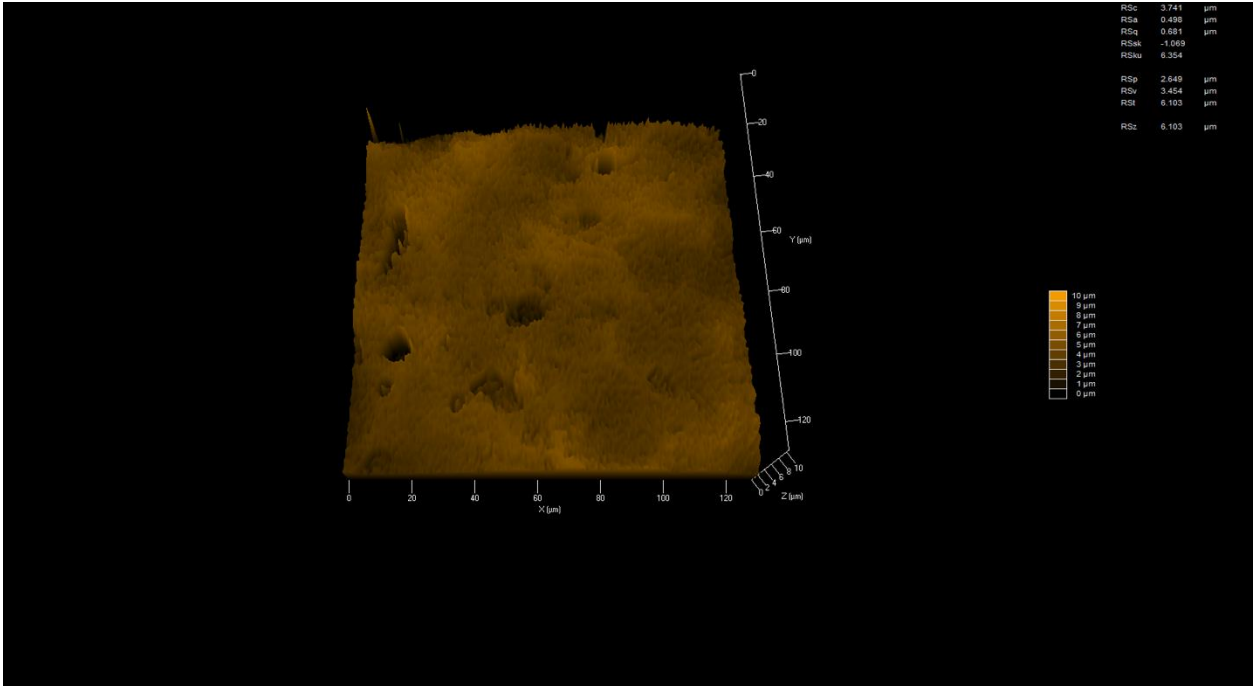
Fonte: Próprio autor.

Figura 54 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 2MM CMI 3,8X15MM



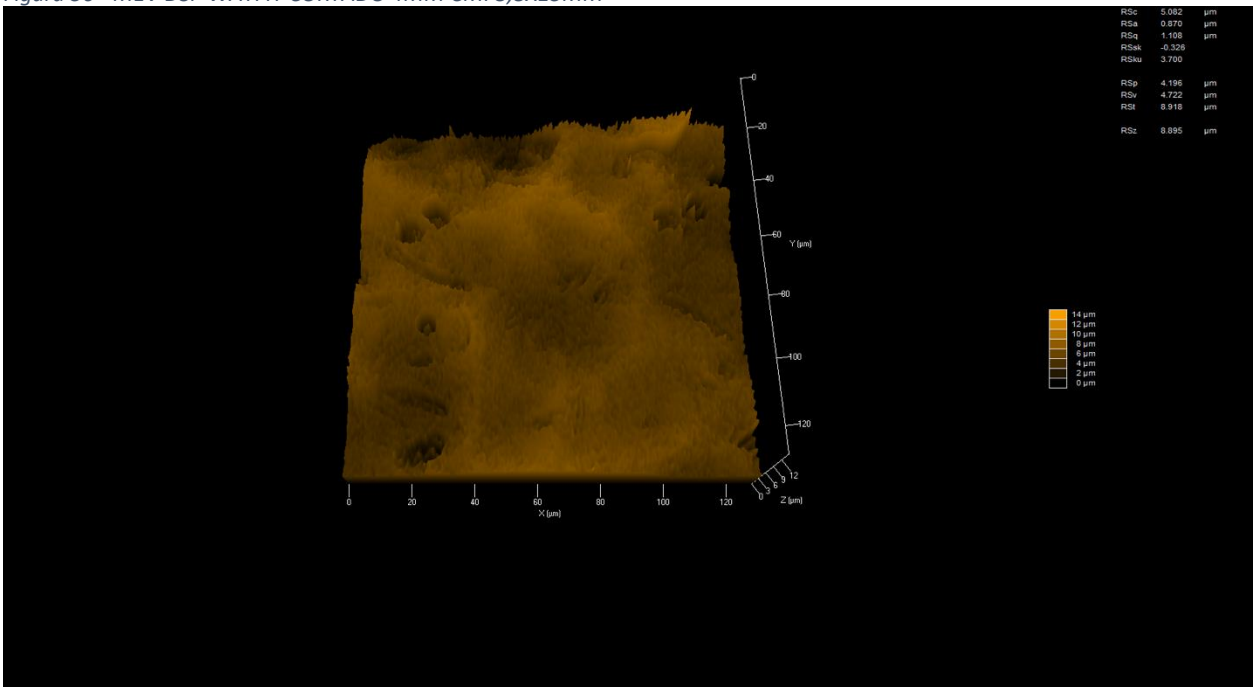
Fonte: Próprio autor.

Figura 55 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 3MM CMI 3,8X15MM



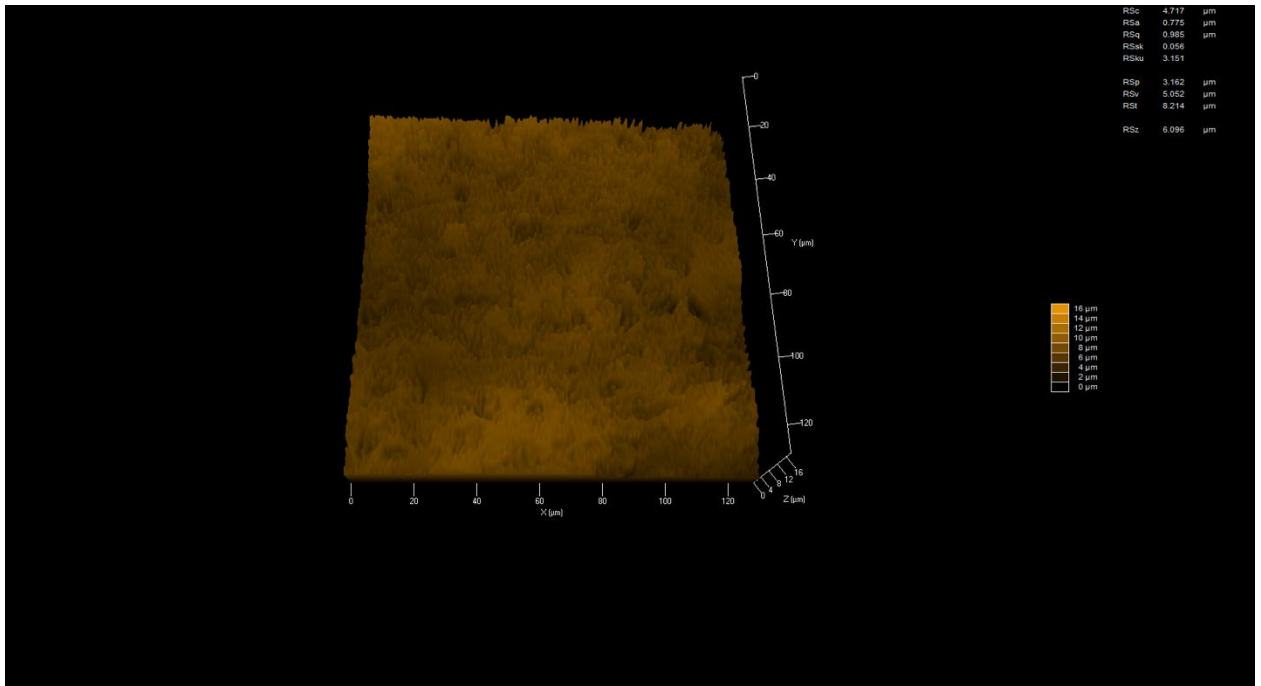
Fonte: Próprio autor.

Figura 56 - MEV DSP WAYFIT CORTADO 4MM CMI 3,8X15MM



Fonte: Próprio autor.

Figura 57 - MEV DSP WAYFIT INTEIRO CMI 3,8X15MM



Fonte: Próprio autor.