

JULIO CESAR DA SILVA

**ESTUDO COMPARATIVO DE SUPERFÍCIES DE TITÂNIO
UTILIZADAS EM IMPLANTES**

Dissertação apresentada como requisito parcial ao Programa de pós-graduação em Engenharia, área de concentração em Engenharia e Ciências dos Materiais, da Universidade Federal do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia e Ciências dos Materiais.

Prof. Orientador: Ramón S. Cortés Paredes, Dr. Eng.

CURITIBA - PR

2006

SUMÁRIO

1. Introdução	1
2. Revisão bibliográfica.....	5
2.1 Ósseo-integração.....	5
2.2 Biomateriais.....	8
2.3 Biocompatibilidade.....	8
2.4 Biofuncionalidade.....	9
2.5 Materiais.....	10
2.5.1 Titânio.....	10
2.5.2 Superfície de implantes.....	15
2.5.3 Aspersão térmica.....	17
2.5.4 Fabricação de implantes.....	20
3. Objetivo e metodologia.....	23
4. Materiais e métodos.....	24
5. Resultados.....	28
5.1 Caracterização microscópica.....	28
5.1.1 Superfície usinada.....	28
5.1.1.1 Rugosidade da superfície usinada.....	30
5.2 Superfície usinada e jateada.....	31
5.2.1 Resultados da medição da rugosidade.....	34
5.3 – Superfície revestida com titânio pelo processo de aspersão térmica por plasma spray.....	35
5.3.1 Resultados da medição da rugosidade do revestimento de titânio.....	41
5.3.2 Análise dos resultados de rugosidade.....	42
5.3.3 Análise dos resultados da microestrutura e rugosidade de implantes comerciais.....	44
5.3.4 Análise comparativa dos resultados da microestrutura e rugosidade de implantes comerciais e superfícies produzidas neste trabalho.....	46
6. Conclusões.....	48
7. Sugestões para trabalhos futuros.....	50
8. Referências bibliográficas.....	51
9. Anexo I.....	53

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Tocha do sistema de aspersão térmica por plasma spray.....	3
Figura 2. Equipamento do sistema de aspersão térmica por plasma spray.....	3
Figura 3. Esquema típico de revestimentos depositados por aspersão térmica.....	4
Figura 4. Morfologia típica de osseointegração.....	6
Figura 5. Osseointegração como contato direto.....	6
Figura 6. Osseointegração completa.....	8
Figura 7. Alguns dos componentes utilizados em implantodontia.....	12
Figura 8. Estruturas cristalográficas do titânio.....	14
Figura 9. Implante odontológico usinado a) 50X, b)500X.....	19
Figura 10. Deposição de materiais metálicos e cerâmicos através de plasma spray.....	20
Figura 11. Implante odontológico em parafuso de fixação ortopédica a) rosca do parafuso 50X, b) morfologia de superfície revestida com titânio por plasma spray.....	21
Figura 12. Esquema de tocha de deposição plasma spray.....	25
Figura 13. Parâmetros medidos da rugosidade.....	27
Figura 14. Morfologia da superfície de titânio como usinada a) 100X e b) 800X.....	28
Figura 15. Morfologia da superfície de titânio como usinada a) 1500X, b) gráfico EDS.....	29
Figura 16 Gráfico do perfil de rugosidade de superfície do titânio usinada.....	30

Figura 17. Morfologia da superfície de titânio com jateamento abrasivo a) 100X, b)800X.....	31
Figura 18. Morfologia da superfície de titânio jateada .a) 1500X, b) EDS.....	33
Figura 19. Gráfico do perfil de rugosidade de superfície do titânio jateada.....	34
Figura 20. Superfície do revestimento de titânio depositado pelo processo de plasma spray a) 100x b) 100X.....	36
Figura 21. Superfície do revestimento de titânio depositado pelo processo de plasma spray a) 800X, b) 1500X.....	37
Figura 22. Superfície do revestimento de titânio depositada pelo processo de plasma spray a) 800X, b) 1500X.....	38
Figura 23. Constituintes da superfície do revestimento de titânio com contaminações com óxido de alumínio e silício. EDS.....	39
Figura 24. Corte transversal do revestimento de titânio depositado por aspensão térmica a plasma spray. 100X.....	40
Figura 25. Corte transversal do revestimento de titânio depositado por aspensão térmica a plasma spray. 200X.....	40
Figura 26. Corte transversal do revestimento de titânio depositado por aspensão térmica a plasma spray. 400X.....	41
Figura 27. Corte transversal do revestimento de titânio depositado por aspensão térmica a plasma spray. 500X.....	41
Figura 28. Gráfico do perfil de rugosidade da superfície de titânio revestida com titânio através do processo de plasma spray.....	38
Figura 29. Resumo dos gráficos de rugosidades do substrato de titânio e do revestimento.....	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Propriedades físicas do elemento titânio.....	13
Tabela 2 – Propriedades e composição do titânio.....	13
Tabela 3 – Resultados de estudos de longo prazo dos implantes usinados.....	19
Tabela 4 – Resultados de estudos de longo prazo dos implantes revestidos por plasma spray.....	22
Tabela 5 – Resultados da medição da rugosidade do substrato usinado.....	30
Tabela 6 – Resultados da medição da rugosidade após jateamento abrasivo.....	34
Tabela 7 – Resultados da medição da rugosidade do revestimento de titânio.....	42
Tabela 8 – Resumo das medições de rugosidade.....	43
Tabela 9 – Resumo das médias de rugosidade.....	46

RESUMO

O titânio se destaca como material de interesse ortopédico, devido a suas principais características, tais como biocompatibilidade, trabalhabilidade e resistência á corrosão. No entanto ainda faltam conhecimentos e entendimento das propriedades e características ideais das superfícies de implantes para se obter biofixação adequada.

Eis a motivação desta pesquisa que está sendo desenvolvida para obter maior entendimento da morfologia superficial de implantes de acordo com as técnicas de deposição, acabamento e tratamento superficial, para eliminar interferências no processo de osseointegração e nos resultados clínicos de curto e longo prazo.

A metodologia desta pesquisa consiste em caracterizar o substrato, o revestimento de titânio depositado sobre uma liga de titânio obtido através de aspensão térmica por plasma spray e comparar com outros dois tipos de acabamento superficial utilizado na fabricação de implantes, respectivamente superfície usinada, superfície usinada e jateada por jateamento abrasivo com partículas abrasivas. Foi considerada a análise da superfície através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), para observar alterações morfológicas e possíveis modificações químicas superficiais com o auxílio de espectrometria por dispersão de energia (EDS).

Os resultados mostram a importância do jateamento abrasivo, pelo aumento da rugosidade com morfologia adequada para garantir a futura osseointegração, sendo ainda melhorada quando da deposição do titânio por plasma spray, destacando-se que a morfologia é potencialmente mais benéfica para facilitar o escoamento do fluxo sanguíneo pela presença de partículas arredondadas, o que permite

aumentar o efeito de molhamento que facilita as retenções mecânicas que permitam o embricamento ósseo.

ABSTRACT

Titanium outstands as a material of orthopedics interest due to its main characteristics as such biocompatibility, workability and resistance to corrosion. However the knowledge and understanding of the ideal characteristics of implant surfaces to obtain the adequate bio-fixation is still a challenge.

This is the motivation for this research which is being developed to obtain better understanding of the implant superficial morphology according to techniques of deposition, finishing and superficial treatment to eliminate interferences in the osseointegration process and in the clinic results of short and long periods.

The methodology of this research considers characterizing the substrate, the titanium coating on a titanium alloy obtained from a thermal aspersión by plasma spray and compare with two other types of superficial finishing used to produce implants, respectively machined surface, machined and sand blasted by abrasive process with abrasive particles. It was used surface analysis through scanning electronic microscopy to observe the morphologic changes and possible surface chemical changes with the help of spectrometry by energy dispersion.

The results show the importance of abrasive sand blasting because of increase in roughness with the adequate morfology to guarantee the future osseointegration which may be even improved by the deposition of titanium through plasma spray, highlighting that the morphology is beneficial to facilitate the blood flow due to the presence of rounded particles which allows to increasing the wetting effect that facilitates the mechanical retention allowing the anchorage in this way.

1. INTRODUÇÃO

A reposição de órgãos ou tecidos perdidos pelos seres humanos tem sido realizada desde os primórdios das ciências médicas. Buscou-se a reabilitação e retorno à integralidade de formas e funções através dos mais diversos artifícios possíveis, porém os resultados obtidos nem sempre supriram as necessidades individuais.

A partir de 1950, os estudos em reposições ortopédicas tiveram grande impulso com a descoberta na Suécia, pelo Dr. Per I. Branemark, do fenômeno da osseointegração e suas aplicações práticas, incentivando a pesquisa de biomateriais, principalmente a aplicação de materiais metálicos utilizados como implantes.

Branemark, em 1969, divulgou o conceito de osseointegração como sendo a possibilidade de ancoragem direta da estrutura do implante no osso, submetido a carga funcional, sem que haja a presença de tecido conjuntivo fibroso nesta interface.(1)

O sucesso das pesquisas está ligado diretamente ao caráter multidisciplinar que envolve os estudos de biomateriais. Engenharia de superfície, ciências dos materiais, biologia, medicina, odontologia, entre outras, interagem com a finalidade de se obterem novos materiais ou descobrir novas características dos materiais disponíveis que permitam aplicações e desempenhos ainda não bem sucedidos.

Especificamente nos tecidos ósseos, o uso de parafusos, placas, fios, hastes e articulações, torna-se cada vez mais corriqueiro, aumentando em muito o número de pacientes beneficiados pela evolução científica e tecnológica.

Desde 1950, o titânio se destaca como material de interesse ortopédico, devido a suas características, tais como biocompatibilidade, alta trabalhabilidade, resistência a corrosão, alto módulo de elasticidade, facilidade de obtenção e custo. Apesar de atualmente o titânio e suas ligas serem amplamente utilizados, existem dúvidas quanto às características ideais das superfícies de implantes para se obter biofixação adequada.

De fato não existem padrões definidos para a morfologia superficial de implantes.

Diversos fabricantes produzem implantes com equivalência de tamanho, forma e composição, porém a superfície de contato varia significativamente, em função das diferentes técnicas de acabamento e tratamento superficial. Isto pode interferir diretamente no processo de osseointegração e nos resultados clínicos em longo prazo.(2)

O tratamento de superfície torna-se ainda mais importante considerando-se as reações primárias que ocorrem na interface osso-implante possuem nível atômico e são dependentes da composição química da superfície e da sua microestrutura (3)

Com o objetivo de melhorar o índice de sucesso clínico dos implantes, alguns estudos(2) (9) (10) sugerem, entre outras alterações, a possibilidade de aumento da deposição de matriz calcificada sobre a superfície, bem como maior velocidade neste processo de deposição. Dentre os diversos métodos estudados, a modificação da topografia superficial dos implantes apresentou-se como promissor na busca desses objetivos.

Recentemente entre as diversas técnicas de modificação superficial de implantes, a aplicação de revestimentos, entre eles, o titânio, se mostra adequada aos fatores orgânicos. (18) (19) Entre as técnicas de revestimento utilizadas para recobrir implantes metálicos, tem-se a técnica de plasma spray (figuras 1 e 2) produzida por aspersão térmica através de gases ionizados, na qual o pó de revestimento é acelerado em direção à superfície a ser recoberta. Após a fusão, as partículas atomizadas do revestimento ao se chocarem com a superfície a ser revestida, achatam-se e aderem ao substrato, e na seqüência, umas sobre as outras, originando assim uma camada de estrutura típica, constituída de pequenas partículas achatadas, paralela ao substrato, com estrutura tipicamente lamelar, contendo inclusões de óxidos e porosidade como pode ser observado na figura 3.

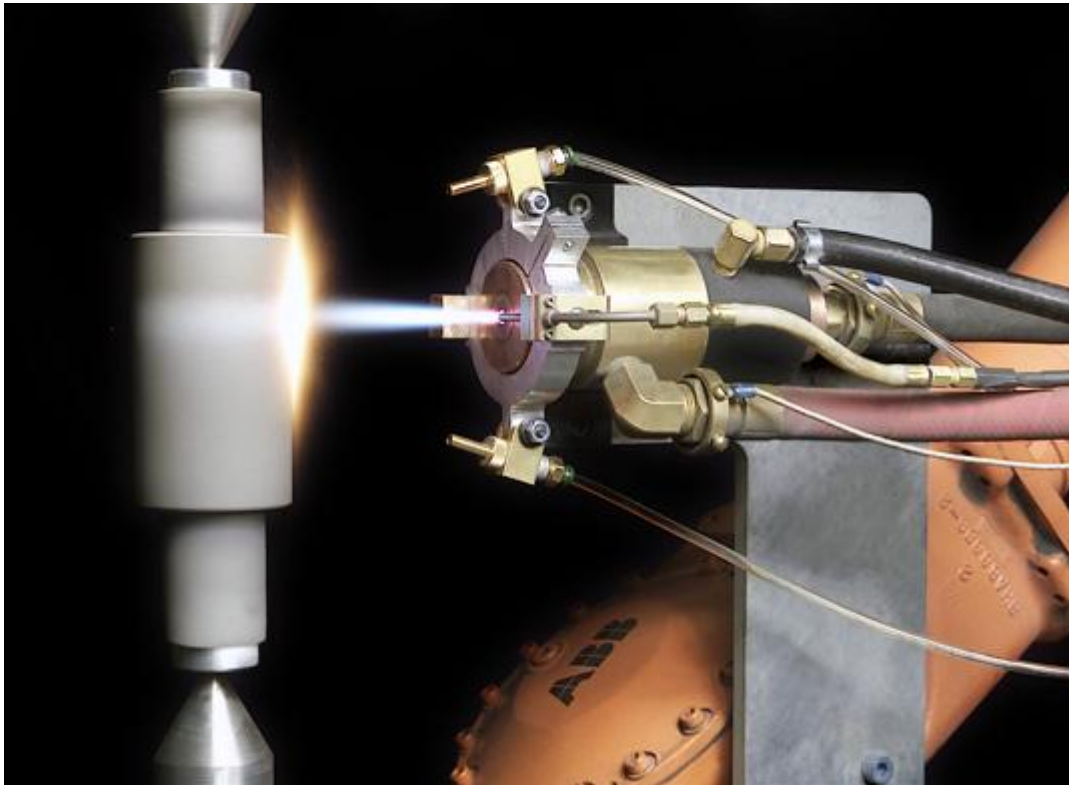


Figura 1. Tocha do sistema de aspersão térmica por plasma spray.

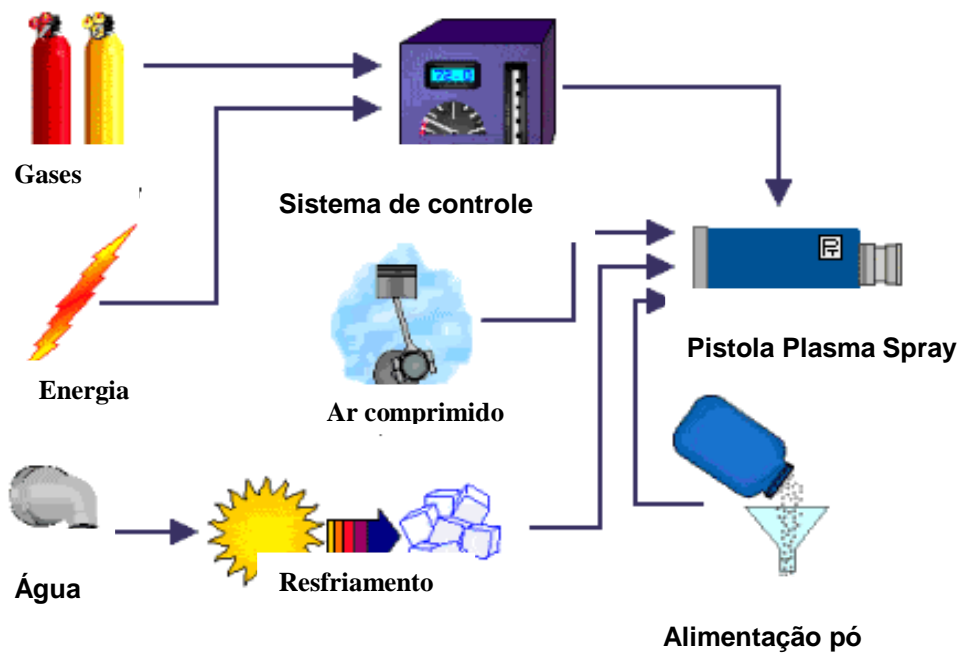


Figura 2. Equipamento do sistema de aspersão térmica por plasma spray.

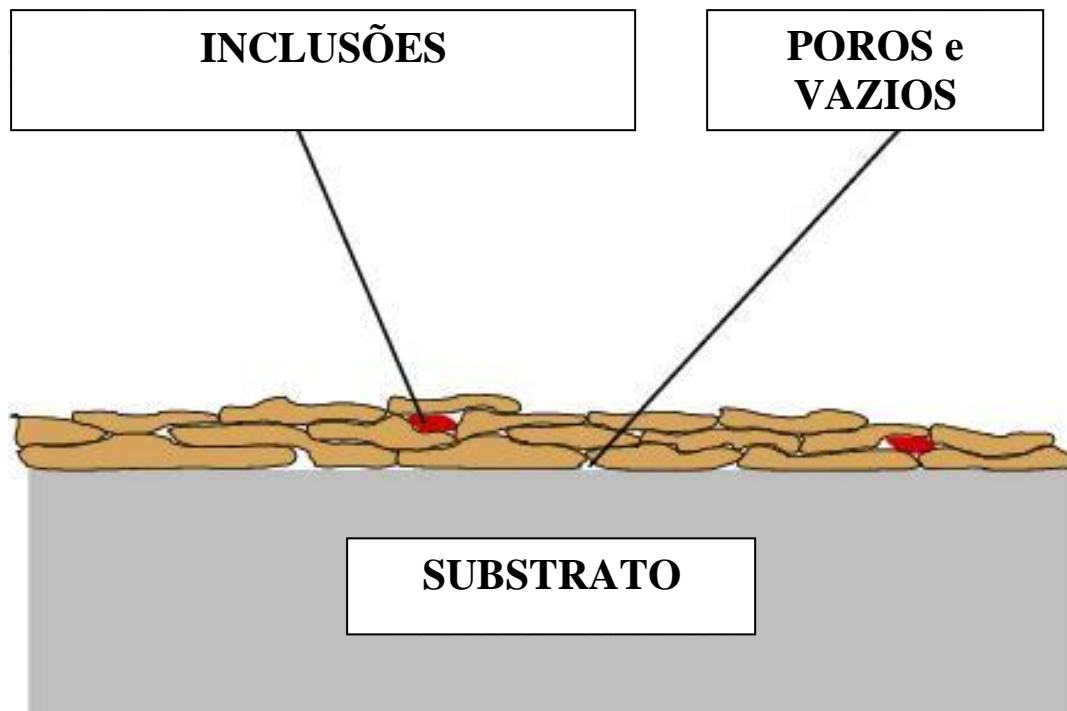


Figura 3. Esquema típico de revestimentos depositados por aspersão térmica.

Especificamente em relação aos implantes este tipo de revestimento otimiza as características superficiais através do aumento da área de contato com uma morfologia que facilita a formação de tecido ósseo, e da formação de uma camada de óxido de titânio que favorece a osseointegração.

A motivação deste trabalho

1 – Obter um melhor entendimento da morfologia de revestimentos de Titânio depositado pelo processo de plasma spray.

2 – Verificar as mudanças de morfologia relacionadas as mudanças de rugosidades.

3 – Obter superfícies potencialmente mais favoráveis à osseointegração.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.

2.1. Osseointegração.

Osseointegração, um fenômeno biológico primeiramente observado na década de 1950, é caracterizada pela deposição óssea sobre superfícies de titânio, em determinadas condições clínicas e protocolo cirúrgico adequado que possibilita a ancoragem de implantes dentários e ortopédicos(5).

Bränemark e colaboradores (1) realizaram estudos de microscopia vital em seres humanos, analisando a microcirculação sangüínea, o processo inflamatório e o processo de reparo ósseo. Após a realização dos ensaios, as microcâmeras deveriam ser removidas devido ao seu alto custo. Os autores observaram que as câmeras implantadas em tecido ósseo, algum tempo depois da implantação não podiam ser removidas sem fratura do osso adjacente, pois elas se encontravam unidas ao tecido ósseo de forma extremamente firme, devido à neoformação e aposição de osso sobre a carcaça das câmeras confeccionadas em titânio.

Estudos seqüenciais em animais provaram que, respeitando-se condições biológicas e seguindo protocolo cirúrgico adequado, observava-se neoformação e aposição óssea sobre diversas formas de implantes de titânio, como parafusos, placas e pinos. (5)

Baseado nos seus estudos iniciais, Bränemark(1) desenvolveu. o conceito da osseo-integração, que foi definida com sendo a possibilidade de ancoragem direta da estrutura do implantes no osso submetido à carga funcional, sem que haja presença de tecido conjuntivo nesta interface, como observado na figura 4.

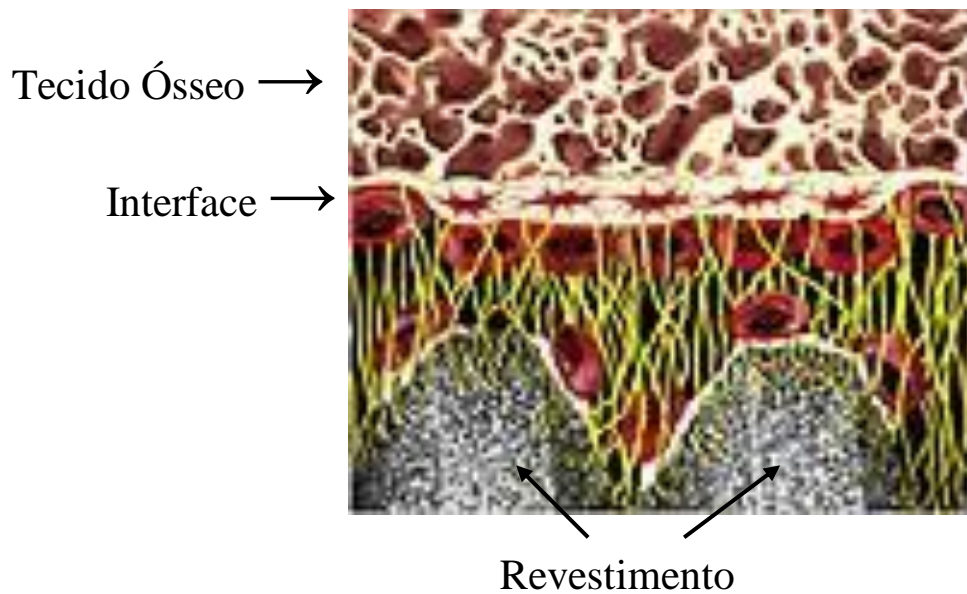


Figura 4. Morfologia típica de osseointegração.

Zarb e Albrektson (4) definiram a osseointegração como o contato direto, estrutural e funcional, entre o osso ordenado e saudável com a superfície do implante, em nível microscópico (figura 5), estável e capaz de suportar as forças fisiológicas.

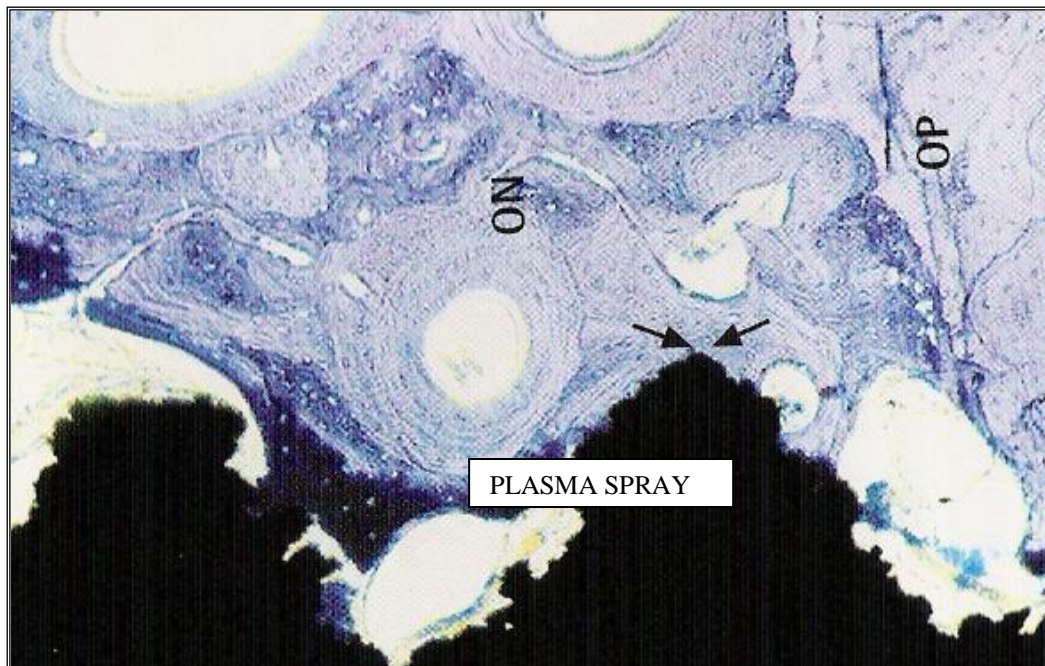


Figura 5. Osseointegração como o contato direto: ON – Osso neoformado e OP – Osso preexistente.

A osseointegração permite a ancoragem e manutenção de longo prazo dos implantes em condições favoráveis à reabilitação do paciente, promovendo conforto, estética e funcionalidade. Atualmente, a grande maioria dos implantes utilizados segue os princípios de Bränemark no objetivo de se conseguir a osseointegração entre a superfície dos implantes e o osso receptor (1).

Segundo Schoederer (9), o osso peri-implantar pode desenvolver diversas reações diante de diversos materiais, e foi demonstrado que as superfícies de titânio com rugosidades apresentam a melhor condição de estabilização e manutenção implantar de longo prazo.

Bränemark,(5) descreve o processo de osseointegração em quatro estágios.

1º. Estágio

O osso perfurado não é perfeitamente congruente com o implante. A rosca do implante tem como objetivo a imobilização do implante no osso imediatamente após a colocação e durante o período inicial de cicatrização. O hematoma presente nas cavidades da rosca do parafuso e a camada de osso danificado se originam do trauma mecânico e térmico durante a operação.

2º. Estágio

Durante a cicatrização sem carga, o hematoma é gradualmente transformado em um osso novo, e a região do osso danificado também é cicatrizada por um processo de revascularização, desmineralização e remineralização.

3º e 4º. Estágios

Completada a cicatrização, o novo osso está praticamente em contato direto com o implante, sem nenhuma camada intermediária de tecido fibroso. O osso em contato com o implante se regenera em resposta à carga mastigatória aplicada, ilustrado na figura 6.

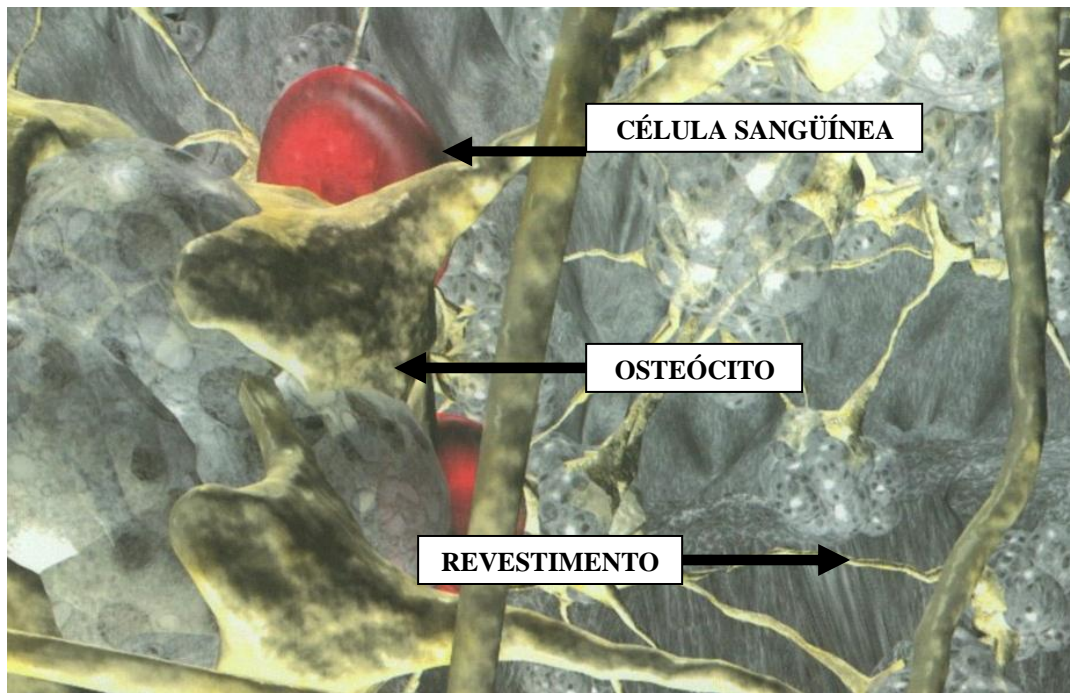


Figura 6. Osseointegração completa.

2.2. Biomateriais.

Os biomateriais podem ser definidos como “qualquer substância ou combinação de substâncias que não sejam drogas ou fármacos, de origens naturais ou sintéticas, que podem ser usadas por qualquer período de tempo, como parte ou como o todo de sistemas que tratam, aumentam ou substituem quaisquer tecidos, órgãos ou funções do corpo humano”. (6)

Os biomateriais aplicados em implantes ortopédicos podem ser cerâmicos, poliméricos ou metálicos, de acordo com as necessidades protéticas e condições de aplicação; devem ser biocompatíveis e biofuncionais.

2.3. Biocompatibilidade

Entende-se por biocompatibilidade a característica de um material, utilizado como substituto de tecidos ou órgãos, de não causar reações indesejáveis ao paciente, podendo ser mantido por longo tempo em função.

O material dito biocompatível não deve causar danos no local onde é implantado e nos tecidos vizinhos, assim como não deve provocar reações imunológicas locais ou causar danos a tecidos, órgãos e sistemas distantes do local implantado, que possam ser prejudiciais ao paciente.

Os tecidos comportam-se de forma diferente, quando em contato com materiais diferentes, promovendo respostas diversas, algumas desejáveis e outras não, motivo pelo qual a seleção do material deve ser criteriosa.

2.4. Biofuncionalidade

Pode se definir biofuncionalidade como a capacidade de um dispositivo funcionar com resposta apropriada do hospedeiro em uma aplicação específica. Esta definição relaciona a biofuncionalidade a um conjunto de propriedades que dá a determinado dispositivo a capacidade de realizar uma função semelhante à daquela do material que está sendo substituído (7).

Diversos biomateriais têm sido utilizados na confecção de implantes, sendo a necessidade específica o fator determinante para a escolha do material adequado. Materiais rígidos substituem estruturas de suporte, como, por exemplo, tecido ósseo e dentes, materiais flexíveis substituem tecidos moles como válvulas, músculos, veias e pele.

2.5. Materiais.

Dentre os materiais disponíveis para utilização em próteses ortopédicas temos:

Alumina. Usada de forma restrita, apresenta alta resistência ao desgaste, dificultando possíveis ajustes dimensionais, mas é friável ao desgaste e osseointegrável.

Zircônia. Usada de forma restrita, apresenta alta resistência ao desgaste dificultando possíveis ajustes dimensionais. É Friável ao desgaste e osseointegrável.

Hidroxiapatita. Suporta esforços de baixa intensidade. Possui alto índice de desgaste e desprendimento de material e é osseointegrável.

PET. Politereftalato de etileno. Apresenta falha devido ao desgaste que sofre e reação dos tecidos. Não é um material osseointegrável.

UHMWPE. Polietileno de alto peso molecular. Tem sido usado de forma experimental. Apresenta desgaste elevado. E não é osseointegrável

Aço Inox 316 L, 316L VM e 23Cr-9Ni-5Mn. Seu uso resulta em alto desgaste das estruturas ósseas e não é osseointegrável.

Liga Cr-Co-Mo. Restrita devido ao alto desgaste e desprendimento de material que provoca reação nos tecidos vizinhos. Não osseointegrável.

Tântalo. Não suporta solicitações de esforços adequadas. Osseointegrável.

Nióbio. Utilizado forma experimental, poucos estudos. Osseointegrável.

Titânio. Mais utilizado atualmente. Excelentes características. Maior número de pesquisas. Índices de sucessos superiores aos demais. Osseointegrável.

Dos materiais citados, a grande maioria dos implantes e próteses é atualmente, confeccionada em titânio, cujas características o tornam muito adequado à confecção de implantes.

2.5.1. Titânio

O titânio foi reconhecido como elemento há 200; anos, porém somente ganhou importância estratégica nos últimos 50 anos. Neste período, por exemplo, a produção comercial nos Estados Unidos saltou de zero para milhares de toneladas por ano (20).

Este incrível crescimento foi, pode-se dizer catalisado pela descoberta de uma maneira relativamente segura e econômica de produzir o metal titânio no final dos anos 30 por Wilhem J. Kroll. O metal titânio é obtido do mineral Rutílio, que consiste em aproximadamente 97 a 98 % de dióxido de titânio (TiO_2). O óxido de titânio é primeiro convertido quimicamente em tetracloreto de titânio puro (TiCl_4). O Processo envolve a redução de tetracloreto de titânio (TiCl_4), primeiro com sódio e cálcio, e finalmente com magnésio, sob uma atmosfera de gás inerte. (8)

O titânio apresenta alta resistência estrutural e à corrosão, tem aproximadamente 55% da densidade do aço, começou a ser largamente utilizado na indústria aeroespacial.

A resistência à corrosão é baseada na formação de um óxido estável que funciona como camada protetora. Este comportamento passivo faz com que o metal possua ampla gama de usos em equipamentos de processamento químico, implantes cirúrgicos e aparelhos protéticos (8).

Na seqüência na figura 7, são apresentados alguns tipos de componentes utilizados em implantodontia e na tabela 1 podem ser verificadas as propriedades físicas do titânio.

Prótese de Acetábulo



Parafuso de Fixação Ortopédico



Prótese de Calota Craniana



Tela para Estabilização de Enxerto Ósseo

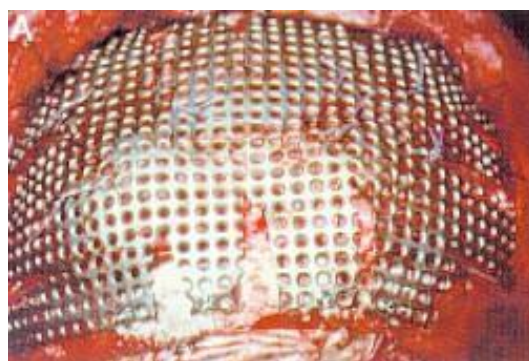


Figura 7. Alguns dos componentes utilizados em implantodontia.

Tabela 1. Propriedades físicas do elemento titânio (21).

<i>Numero atômico</i>	22
<i>Massa atômica</i>	47,9
<i>Densidade</i>	4,51 mg/m ³
<i>Ponto de fusão</i>	1688° C
<i>Calor específico</i>	522 J/Kg.K (a 25° C)
<i>Calor latente de fusão</i>	440 kJ/kg
<i>Condutividade térmica</i>	11,4 W/m.K (a -240° C)
<i>Resistividade elétrica</i>	420 nΩ.m (a 20° C)
<i>Módulo de Elasticidade</i>	110.000 N/cm ²

As propriedades físicas do titânio comercialmente puro (cp) podem variar de acordo com o grau de impureza de elementos, tais como: oxigênio, ferro, nitrogênio, carbono e hidrogênio. O titânio cp pode ser classificado em quatro diferentes tipos, de acordo com os traços dos elementos considerados como impurezas, como mostrado na Tabela 2 (8).

Tabela 2. Propriedades e composição do titânio (21)

Valor Mínimo das Propriedades do Ti, de acordo com o grau de pureza (%)							
Tipo	Limites Máximos de impurezas (%)					Resistência à Tração (MPa)	Alongamento (%)
	N	Fe	O	C	H		
Grau 1	0,03	0,20	0,18	0,10	0,01	240	24
Grau 2	0,03	0,30	0,25	0,10	0,01	340	20
Grau 3	0,05	0,30	0,35	0,10	0,01	450	18
Grau 4	0,05	0,30	0,40	0,10	0,01	550	15

Da lista anterior sabe-se que o tipo grau três é o mais utilizado na confecção de próteses e implantes atualmente.

Apesar da pequena quantidade de oxigênio, ferro, nitrogênio, carbono e hidrogênio presentes no titânio cp, isso causa mudanças consideráveis em algumas propriedades mecânicas. Isso porque esses elementos passam a ocupar espaço dentro do arranjo cristalino e causam desalocamento parcial dos átomos de titânio, o que acarreta um “travamento”, diminuindo o eventual deslizamento das camadas dos átomos, quando sujeitos a forças externas, aumentando dessa forma, a resistência a possíveis deformações plásticas, (solução sólida).

O titânio existe em duas formas cristalográficas (figura 8). O titânio comercialmente puro em temperatura ambiente tem a forma hexagonal densamente agrupada (hcp), esta é a estrutura cristalina da fase alfa (α). Na temperatura de 883° C o titânio passa para a forma cúbica de corpo centrado (bcc) conhecida como fase beta (β).

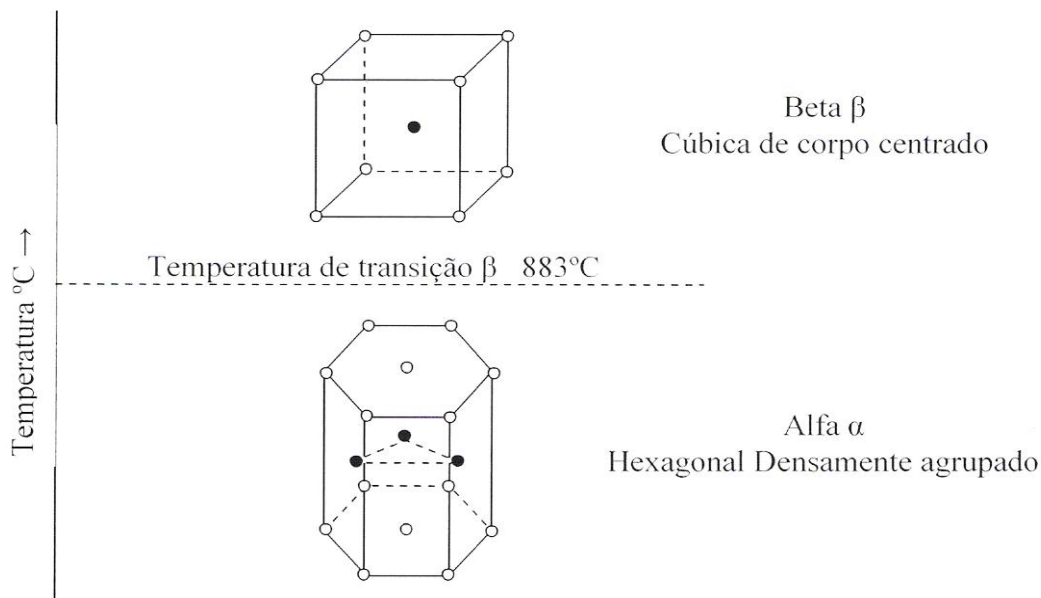


Figura 8. Estruturas cristalográficas do titânio (22).

2.5.2. Superfície de implante

Logo após a descoberta da osseointegração, vários grupos passaram a fabricar implantes que se assemelham ao modelo original, desenvolvido por Branemark. A partir deste momento, iniciaram-se a confecção de produtos com equivalência de tamanho, formato e composição; porém o acabamento superficial pode variar significativamente de acordo com as técnicas de acabamento e tratamento de superfície, alterando substancialmente o processo de osseointegração (10). Dessa forma, os resultados de pesquisas e experiências clínicas de um sistema de implantes não podem ser considerados e repetidos tão somente pelas semelhanças. Textura da superfície, composição, descontaminação de superfície, entre outros fatores, influem no bom desempenho dos implantes (2).

Para Carlos Elias (3), apesar de o titânio e suas ligas serem aplicadas em grande escala na implantodontia e de os resultados das experiências clínicas comprovarem que tais materiais apresentam excelente biocompatibilidade, ainda existem dúvidas quanto às características e propriedades físicas destes materiais. Além disso não há definição do padrão ideal da morfologia superficial dos implantes.

Diferentes superfícies de implantes osseointegráveis de titânio, citadas por Buser (9), estão disponíveis no mercado, entre as mais comuns estão:

- Superfície usinada “lisa”.
- Superfície lisa anodizada.
- Superfície revestida com plasma spray de hidroxiapatita.
- Superfície revestida com plasma spray de titânio.
- Superfície jateada com óxido de titânio (TiO_2).
- Superfície jateada com óxido de alumínio (Al_2O_3).

- Superfície com condicionamento ácido.
- Superfície jateada (Al_2O_3) e condicionada por meio ácido

As alterações de superfície nos implantes podem ser obtidas por vários métodos:

- Superfície de adição: Quando a superfície final é aplicada sobre o corpo do implante, como por exemplo, com revestimento obtido por plasma spray de titânio, hidroxiapatita ou alumina.
- Superfície de subtração: O corpo do implante é exposto de forma adequada a materiais corrosivos que alteram a morfologia superficial, tais como abrasão por jateamento de partículas (TiO_2 e Al_2O_3) e por condicionamento ácido.
- Combinações de procedimentos: Utilizada por alguns fabricantes para obter as alterações superficiais desejadas, como por exemplo, jateamento de partículas e posterior subtração ácida.

As modificações superficiais nos implantes de titânio são geralmente estudadas in vivo, utilizando diferentes animais. Os métodos de avaliação mais usados são os seguintes:

- Análise histológica e histomorfométrica para avaliar a quantidade e qualidade de tecido ósseo formado ao redor dos implantes.
- Testes biomecânicos para medir a força necessária para a remoção de implantes.(9)

A necessidade de se melhorar as condições de osseointegração, principalmente em casos de ossos de qualidade ruim, onde anteriormente os implantes não apresentariam bons resultados, levou ao conceito de aumento de área de contato através da texturização de superfície. Assim busca-se uma superfície de contato mais rugosa e, conseqüentemente, aumento da área de contato entre metal e osso (10).

A variação da morfologia das rugosidades, em nível macroscópico ou microscópico, propicia áreas de contato diferentes com as células e biomoléculas, responsáveis pela intensidade e tipos de ligações biológicas individuais. A composição química da superfície determina a estabilidade e a reatividade do implante, a que deve ser constituída unicamente por óxido de titânio para evitar que as ligações sejam heterogêneas (3).

Do ponto de vista biológico, fibroblastos evitam superfícies rugosas e tendem a se acumular em superfícies lisas. Ao contrário, os macrófagos e os osteoblastos possuem rugofilia, ou seja, aderem mais facilmente a superfícies rugosas, como por exemplo, as superfícies revestidas por plasma spray encontradas em alguns sistemas de implantes.

A rugosidade deve ser controlada, pois as células necessitam de pontos de ancoragem, na superfície dos implantes, para iniciar a proliferação e constituir a biofixação dos implantes. Se as rugosidades forem muito menores que o tamanho das células, não existirão sítios de biofixação adequados. Em contra partida, se a superfície apresentar grandes picos ou vales, mas se estes possuírem superfícies lisas, as células poderão também não encontrar sítios de biofixação adequados.

A adesão e o espalhamento de células em superfícies de implantes são associados à microestrutura superficial. As principais estruturas de contato são: contato estreito, contato focal, matriz extracelular e hemidesmossoma. Podem-se encontrar na literatura Brunette (11, 12) os aspectos morfológicos destes tipos de interação, para sua fácil compreensão e identificação.

Simon (13) observou que a união celular, a morfologia celular e a proliferação celular são influenciadas pelo tratamento de superfície, com significativo aumento na atividade das células osteoblásticas em superfícies com revestimentos porosos. Baseado em seus estudos, este autor afirma que as superfícies revestidas e porosas de titânio

apresentam significativamente melhores características de biocompatibilidade em comparação a outras superfícies de titânio, além de aumentar a resistência à corrosão.

Giavaresi (14) comparando seis tipos de superfícies de implantes confirma em seu estudo que o processo de osseointegração pode ser acelerado através do aumento da rugosidade superficial.

Taba (15) através de controle radiográfico conclui que superfícies de implantes que venham a aumentar a rugosidade, entre elas o revestimento por plasma spray, induzem maior densidade óssea, quando comparado a superfícies usinadas.

Chang (16) demonstra que a resposta celular é diferente em implantes de titânio, quando as superfícies são diferentes; apesar de os implantes serem feitos com o mesmo material. Em especial, implantes com superfície porosa obtida através de revestimento por plasma spray possuem grande importância na fixação ideal entre osso viável e os implantes.

As superfícies mais estudadas e documentadas são: Superfície Usinada (lisa) e Superfície Revestidas com plasma Spray de Titânio. Os índices de sucesso das superfícies podem ser comparados nas tabelas 3 e 4.

A fabricação de implantes usinados (lisos), mostrado na figura 9, é mais simples e necessita de menor investimento em infra-estrutura. A maioria dos implantes é fabricada de titânio comercialmente puro ou de ligas de Ti_6Al_4V . O osso não adere diretamente aos implantes de Ti cp, nem aos de liga de $TiAl_4V$, e sim através de uma complexa interação dos tecidos da matriz extracelular com uma camada de óxido de titânio, formada quando o metal é exposto ao ar ou aos fluidos teciduais (1).

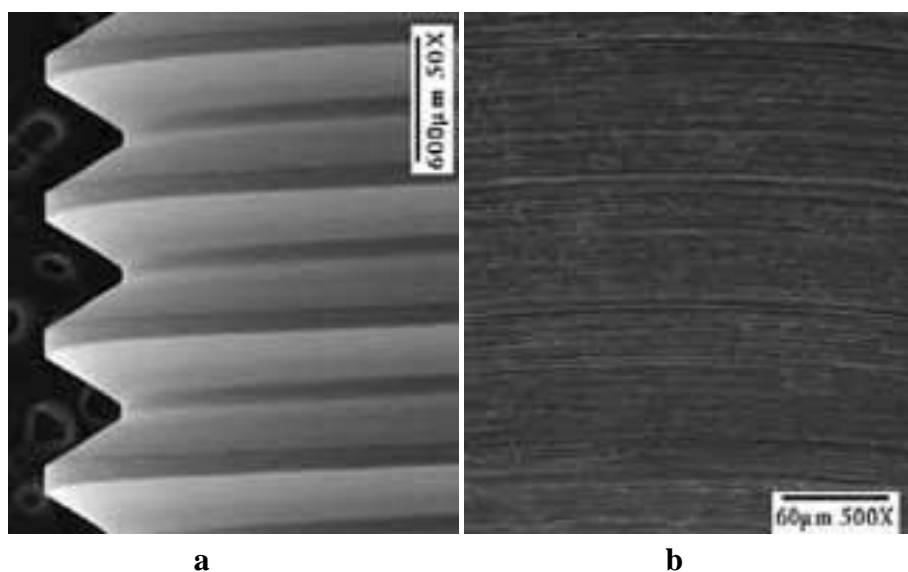


Figura 9. Implante Odontológico usinado: a) Usinado (50X) e b) Usinado (500X)

Tabela 3. Dados de estudos de longo prazo dos implantes usinados.(9)

Autores	Ano	Número de casos	Duração	Sobrevivência	Taxa de Sucesso
Adell et al.	1981	895	5 a 9 anos	81% maxila 91% mandíbula	-
Albrektson et al.	1988 a	440	5 a 8 anos	-----	84,9% maxila 99,1% mandíbula
Adell et. Al	1990	4634	15 anos	78% maxila 86% mandíbula	-----
Lekholm et al.	1994	558	5 anos	-----	92 % maxila 94,1% nabdíbula
Bergendal & Engquist	1998	105	7 anos	75,4 % maxila 100% mandíbula	-----

2.5.3 Aspersão Térmica

Basicamente a aspersão térmica consiste de um grupo de processos por meio dos quais se deposita, sobre uma superfície previamente preparada, camadas de materiais metálicos ou não metálicos.

Nos processos de aspersão térmica, os materiais de deposição são fundidos ou aquecidos em uma fonte de calor gerada no bico de uma pistola apropriada por meio de combustão de gases, de arco elétrico ou por plasma. Imediatamente após a fusão, o material finamente atomizado é acelerado por gases sob pressão contra a superfície a ser revestida, atingindo-a no estado fundido ou semi-fundido. Ao se chocarem contra a superfície, as partículas achatam-se e aderem ao material base e na seqüência sobre as partículas já existentes, originando-se assim uma camada de estrutura típica e diferente de qualquer outra forma metalúrgica. Essas camadas são constituídas de pequenas partículas achatadas em direção paralela ao substrato, com estrutura típica lamelar contendo inclusões de óxidos, vazios e porosidade (23).

De acordo com esta definição qualquer material que não se descomponha quando fundido pode ser utilizado como revestimento. Na prática uma grande quantidade de materiais incluindo a maiorias dos metais e suas ligas, materiais cerâmicos, cermets, carbonatos, boretos e hidretos são depositados por aspersão térmica.

2.5.4. Fabricação de implantes

A fabricação de implantes revestidos com plasma spray de titânio foi descrita primeiramente por Schoroeder (8), em 1976. Durante o processo de produção partículas de titânio puro são lançadas sobre a superfície dos implantes através de uma pistola de plasma, como é observado na figura 10.



Figura 10. Deposição de materiais através de tocha plasma spray.

O processo de aspersão pode aumentar a superfície de contato e a interface osso-implante em até 10 vezes, segundo Paredes (17). Na figura 11 observa-se a morfologia do titânio depositado pelo processo de plasma spray; evidencia-se na figura 11b porosidades e vazios que favorecem teoricamente a aposição óssea.

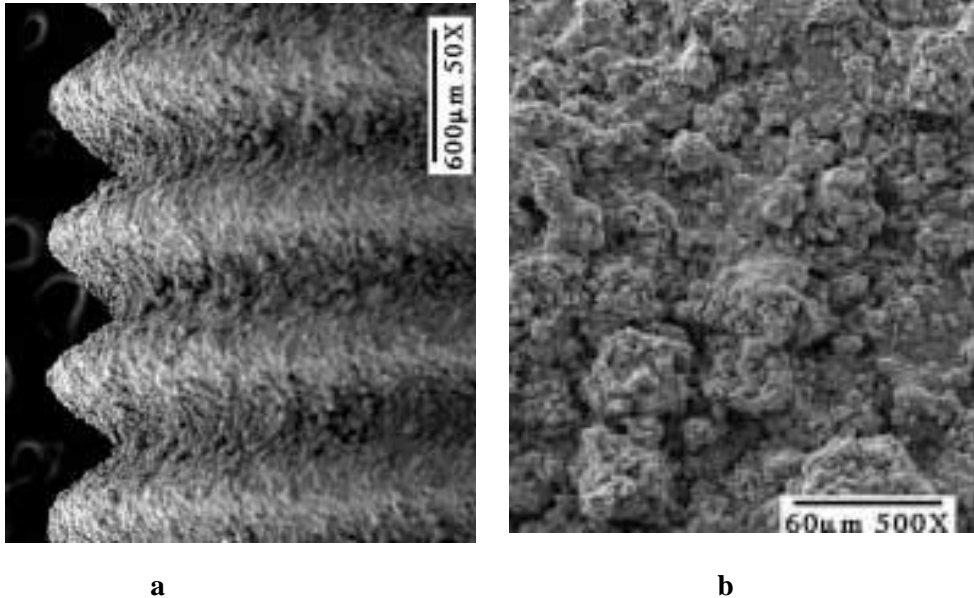


Figura 11. Implante Odontológico em Parafuso de Fixação Ortopédico. a) rosca do parafuso, b) morfologia da superfície revestida com titânio por plasma spray.

Trabalhos realizados por Buser (9) demonstraram que os implantes revestidos com plasma spray de titânio apresentam maior inserção óssea do que os implantes com superfície usinada. A tabela 4 mostra estudos de longo prazo dos implantes revestidos por plasma spray.

Tabela 4. Resultados de estudos de longo prazo de implantes revestidos por plasma spray.

Autores	Ano	Número de casos	Duração	Sobrevivência	Taxa de Sucesso
Buser et al	1997	2359	8 anos	96,7%	93,3%
Buser et al.	1999	1475	10 anos	96,2%	91,4%
Weber et al.	2000	112	5 anos	-----	100%
			6 anos		95,5%
Ferrigno et al.	2002	1286	10 anos	-----	91% maxila 94% mandíbula

3. OBJETIVO E METODOLOGIA

O objetivo deste trabalho é caracterizar o revestimento de pó de titânio sobre liga de titânio, obtido através de aspersão térmica por plasma spray, e comparar com outros dois tipos de acabamento superficial, utilizado na confecção de implantes, a superfície usinada, e a superfície usinada e jateada por partículas abrasivas.

A metodologia considera a análise da superfície através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), em que se observam as alterações topográficas, e possíveis modificações químicas superficiais, com o auxílio de espectrometria por dispersão de energia (EDS).

Através de microscopia ótica observam-se as características morfológicas do revestimento, porosidade, formação de óxidos, inclusões, salpicos e fragmentos de pó de titânio.

A rugosidade da superfície será analisada, considerando-se os parâmetros Ra, Rz, Ry e Sm.

Comparações entre os resultados obtidos permitirão avaliar se as alterações causadas pelo revestimento com plasma spray otimizam a superfície de implantes com possibilidades de uso cirúrgico, e melhor compreender os mecanismos que participam do processo de osseointegração.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O material utilizado neste estudo é uma placa de titânio comercialmente puro grau um, utilizada com substrato revestido por titânio em pó através de aspersão térmica por plasma spray.

As placas de titânio comercialmente puro, foram recortadas na forma discóide com 30 mm de diâmetro e 4 mm de espessura, constituindo assim os corpos de provas para serem ensaiados. Posteriormente ao corte, as amostras, estas foram usinadas em um dos lados para regularizar a superfície. Nesta etapa foram preparadas oito amostras.

Das amostras usinadas, seis foram submetidas à jateamento com óxido de alumínio branco (base), granulometria 30, e esferas de vidro granulometria 40. O jato abrasivo utilizado possuía as seguintes características:

- Pressão 0,6 MPa
- Bocal do jato com 6 mm de diâmetro.
- Ângulo de jateamento entre 60 e 90°.
- Distância entre 100 e 300 mm.

Das amostras usinadas e jateadas, quatro foram submetidas ao processo de revestimento por aspersão térmica com plasma spray pela empresa Revesteel, que desenvolveu um processo próprio de revestimento para próteses ortopédicas, especificamente a confecção de próteses acetabulárias. O material utilizado para revestimento foi pó de titânio 99,95% Ti grau um.

- Equipamento utilizado (24).

- METCO TYPE 10MB Heavy Duty Plasma Spray Gun

- Alimentador de pó Meto Type 5 mp

Características:

- Bocal tipo 820

- Distância da tocha 12 cm.

- Gás plasma Ar/Ar.

- Corrente 300 A.

- Potencial 45 V.

-Taxa de alimentação 40/50 g por minuto.

- Velocidade de deposição 30 cm por minuto.

- Número de passes mínimos quatro, passes máximos oito.

- Espessura prevista 40 a 100 μm

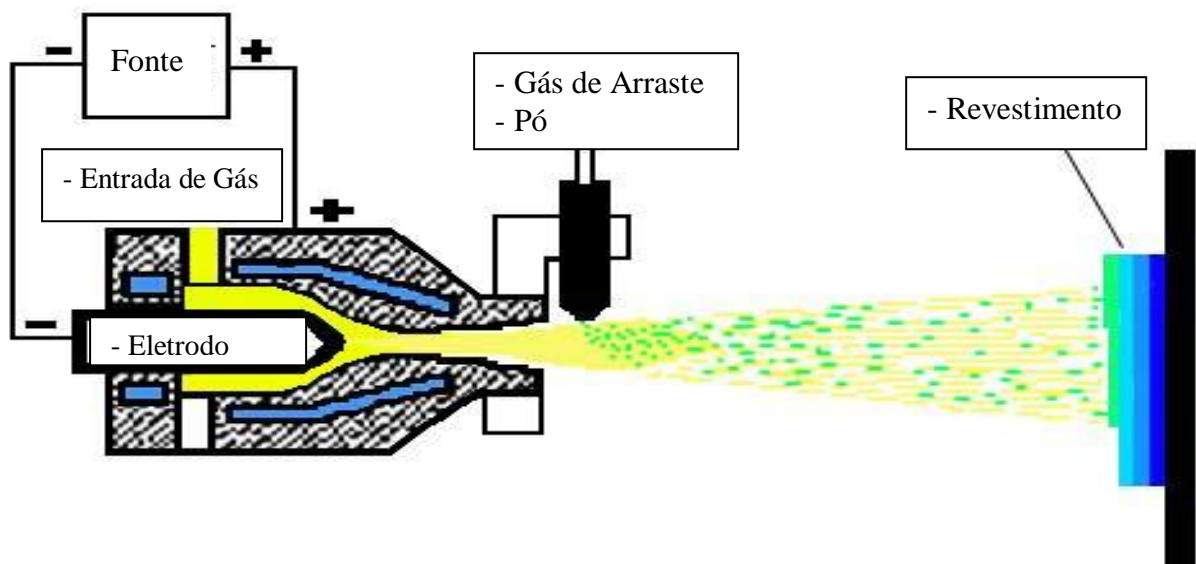


Figura 12. Esquema da tocha de deposição plasma spray (25).

As amostras foram antes de depois do processo de revestimento em placas de Petri, acomodadas em cuba com sílica dessecante. Para os ensaios de microscopia eletrônica, as amostras foram recortadas para facilitar a inserção e manuseio no MEV. O processo de corte utilizado foi a eletroerosão, que dividiu as amostras em quatro; posteriormente ao corte e antes da análise no MEV, as amostras foram limpas em ultrassom.

- Medida de rugosidade

As amostras foram analisadas no Laboratório de Metrologia da PUC-PR, utilizando-se para isso um rugosímetro Taylor Hobson, modelo Form Talysurf Series, tipo 50 i. Após acomodação sobre a base, as amostras foram analisadas com apalpador esférico de diamante de 2 μm de raio e amplitude de ação e 1 mm; o curso de análise foi de 15 mm.

Foram analisadas amostras de titânio no formato de pastilhas com diâmetro de 30 mm e altura de 4 mm sendo 3 amostras para cada tipo de superfície.

- Tipo 1 Superfície Usinada.

- Tipo 2 Superfície Jateada.

-Tipo 3 Superfície Revestida .

Os parâmetros de rugosidade analisados foram os seguintes.

- Ra – Desvio médio aritmético. Média aritmética dos valores absolutos das ordenadas do perfil efetivo em relação à linha média em um comprimento de amostragem.

- Ry – Altura máxima das irregularidades. Distância entre duas linhas paralelas à linha média e que tangenciam a saliência mais pronunciada e a reentrância mais profunda, medida no comprimento da amostragem

- R_z - Altura das irregularidades dos dez pontos (ISO e JIS). Definida como a diferença entre o valor médio das ordenadas dos cinco pontos mais salientes e o valor médio das ordenadas dos cinco pontos mais reentrantes, medidos a partir de uma linha paralela à linha média, não interceptando o perfil, e no comprimento da amostragem.

- S_m - Espaçamento médio das irregularidades. É definido pela norma BS 6741/1987 part 1 [45] (ISO 4287/1) como o valor médio do espaçamento das irregularidades dentro de um comprimento de amostragem.

Na figura 13 observam-se os parâmetros que são normalmente medidos na rugosidade de substratos preparados para aspensão térmica.

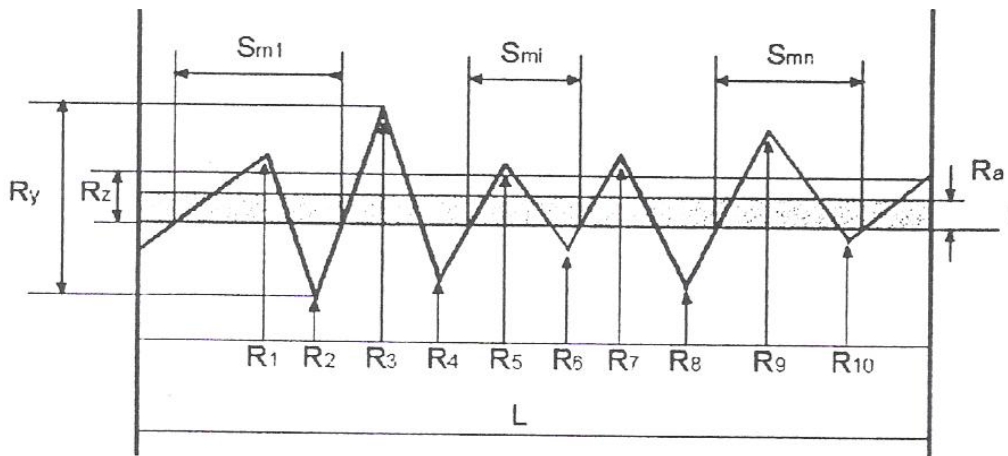


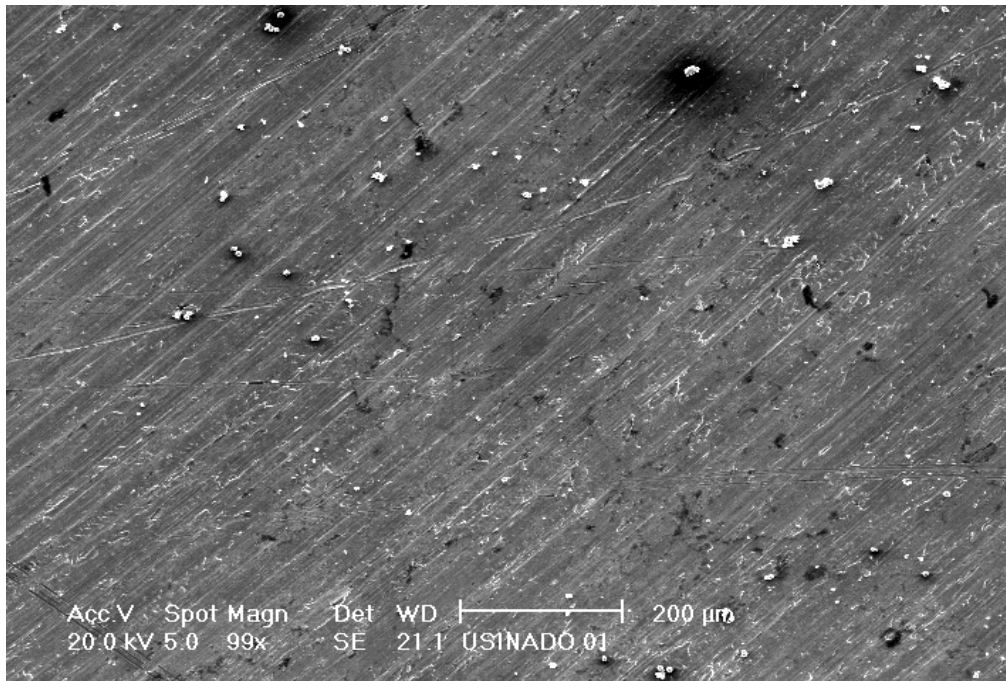
Figura 13. Parâmetros medidos da rugosidade. (18)

5. RESULTADOS.

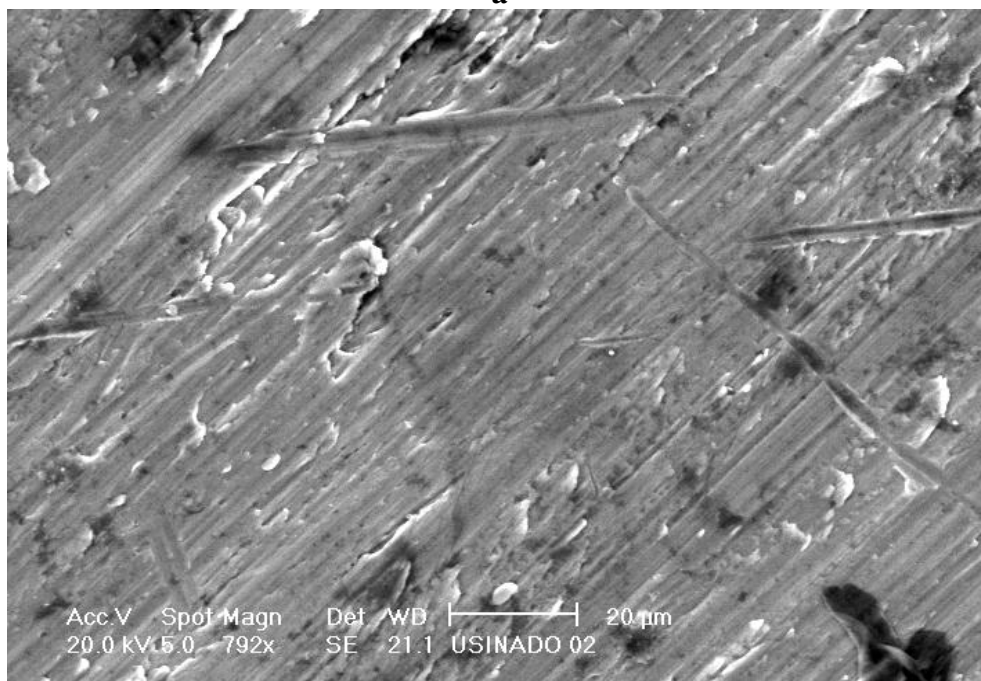
5.1. Caracterização microscópica.

5.1.1. Superfície usinada.

As amostras foram analisadas no MEV Scanning Electron Microscope Philips XL Series, observando-se as características topográficas.



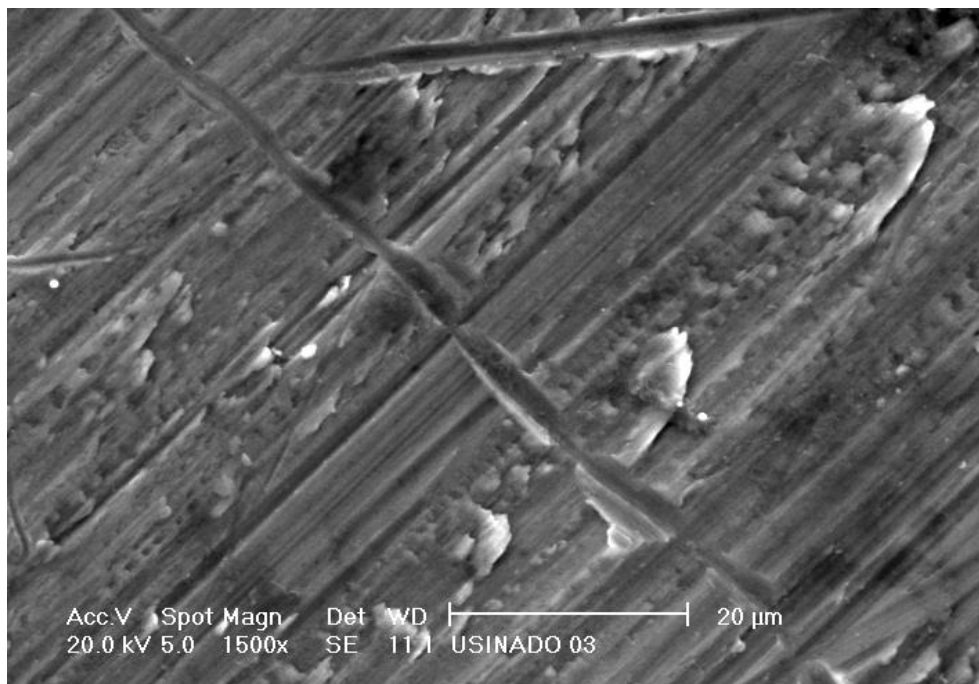
a



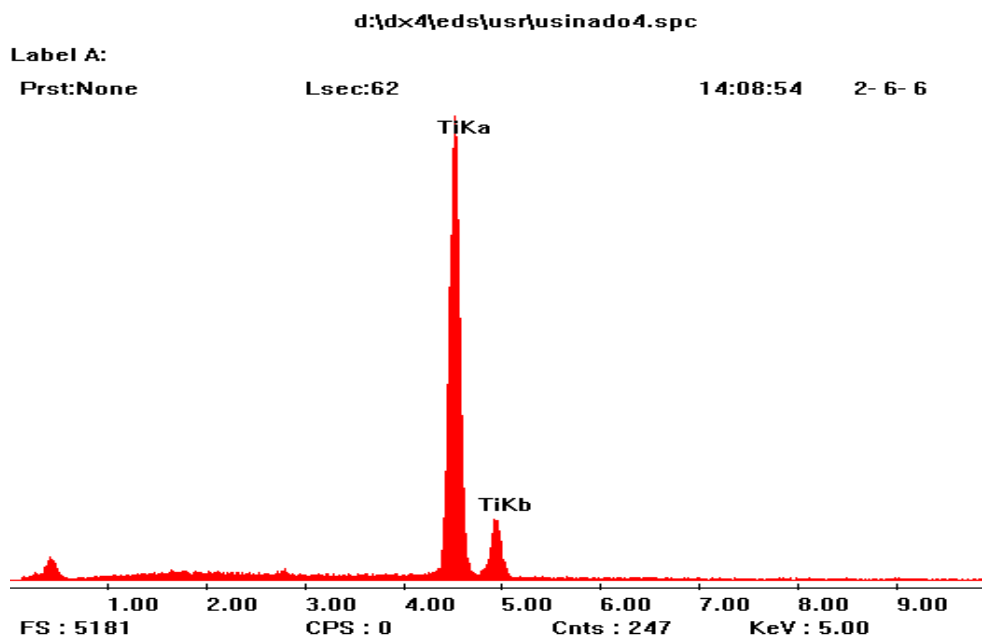
b

Figura 14. Morfologia da superfície de titânio usinada (a) 100X e (b) 800X

Na figura 14a e b, observa-se uma superfície usinada, com riscos, ranhuras e incrustações oriundas do processo de usinagem, algumas rebarbas também são observadas, o que fica mais bem observado na figura 14b.



a



b

Figura 15. Morfologia da superfície de titânio usinada (a) 1500X e gráfico EDS (b).

Na figura 15 observa-se a mesma superfície com maior aumento, onde se observa a presença de riscos transversais, possivelmente oriundos de cavacos que não são eliminados e podem riscar a superfície. Na figura 15b pode-se observar o gráfico do MEV/EDS que confirma que a superfície é de titânio.

5.1.1.1. Rugosidade da superfície usinada.

Na tabela 5 observam-se os resultados da rugosidade do substrato de titânio usinado e na figura 16 o gráfico do perfil de rugosidade da superfície.

Tabela 5. Resultados da medição da rugosidade do substrato usinado.

Superfície	Ra	Ry	RzJIS	RzISO	Sm
Usinada 1	1,10 μm	6,37 μm	4,43 μm	5,51 μm	172,43 μm
Usinada 2	0,99 μm	5,82 μm	4,57 μm	5,35 μm	82,52 μm
Usinada 3	1,04 μm	6,35 μm	4,27 μm	5,39 μm	213,29 μm
MÉDIA	1,042 μm	6,17 μm	4,42 μm	5,42 μm	156,08 μm

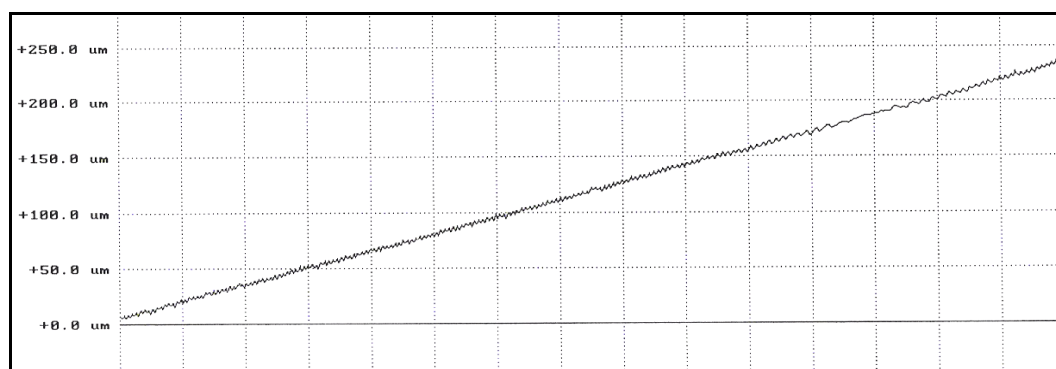


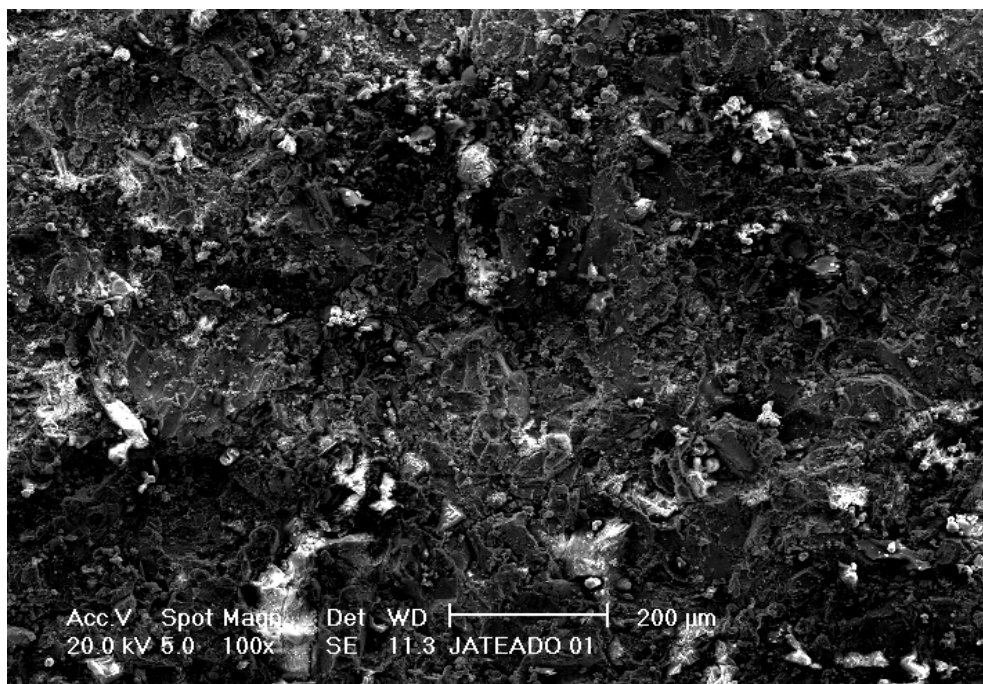
Figura 16. Gráfico do perfil de rugosidade da superfície de Ti usinada.

Da tabela 5 e figura 16 pode-se comentar que a superfície medida representa regiões com leve rugosidade e quando analisado o parâmetro Ry a maior medida está na

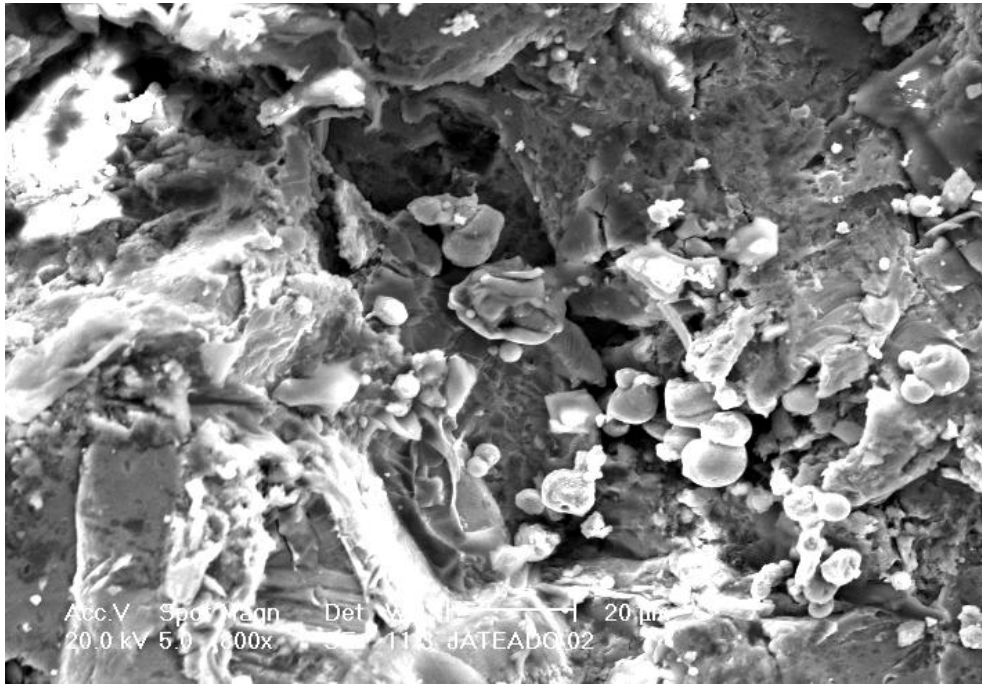
faixa de 6,4 μm , o que de acordo à literatura já permite em algumas situações específicas ósseo integração.

5.2. Superfície usinada e jateada.

Na figura 17 observa-se a superfície de titânio com jateamento abrasivo com óxido de alumínio e esferas de vidro.

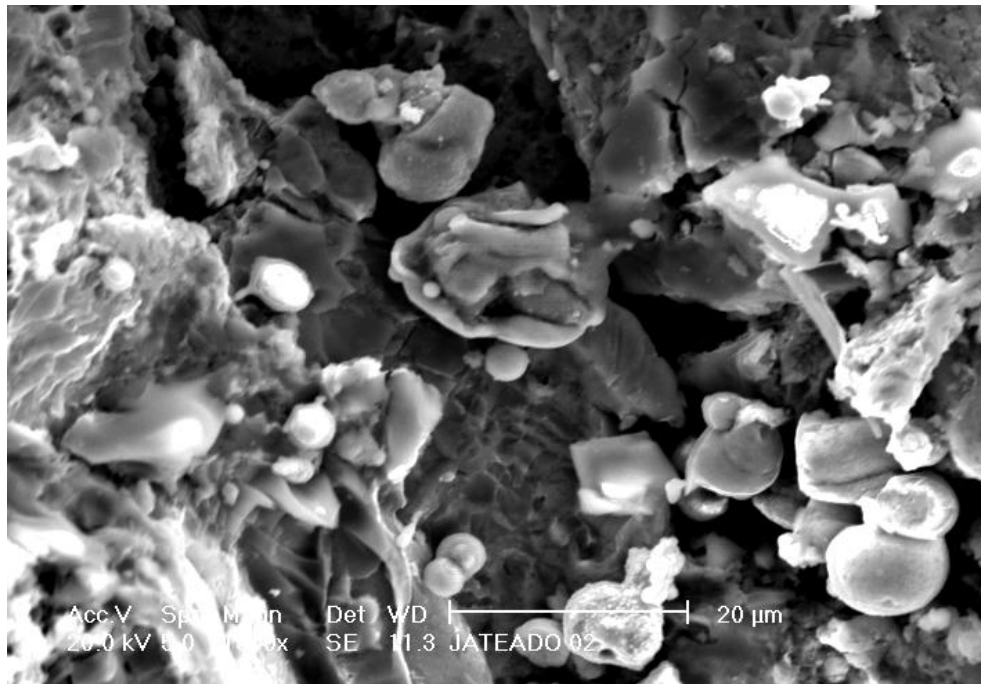


a

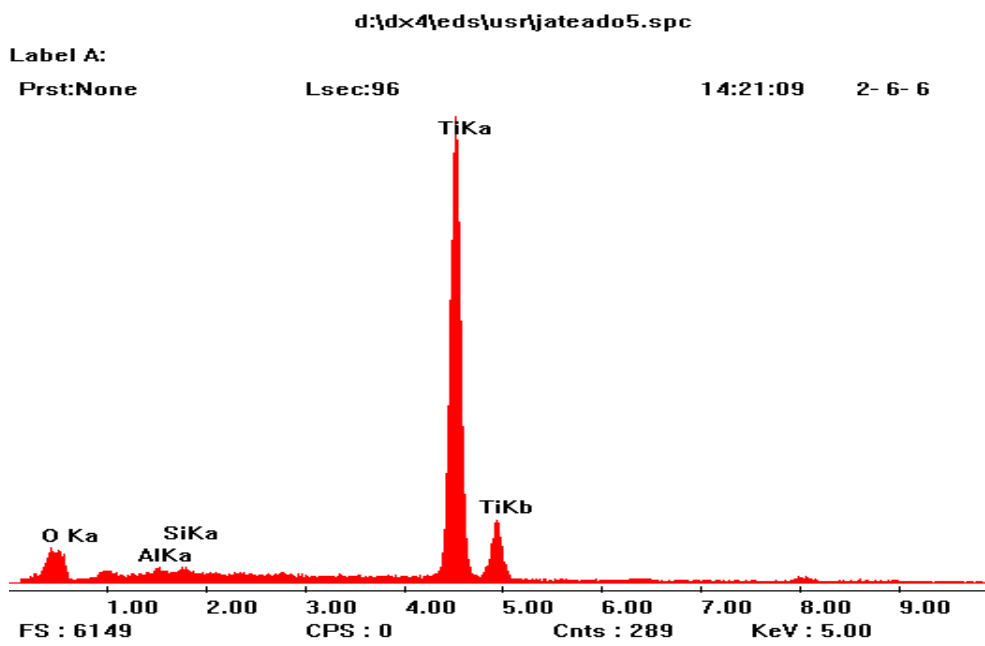


b
Figura 17. Morfologia da superfície de titânio com jateamento abrasivo (a) 100X e (b) 800X

Observa-se o substrato de titânio com a superfície rugosa e regular após jateamento abrasivo com óxido de alumínio e esferas de vidro. Observa-se também a presença de algumas incrustações de abrasivo. Na figura 17b, com maior aumento, é possível verificar que o efeito de lascamento do jateamento abrasivo no substrato de titânio, produzindo com isso desprendimento de material.



a



b

Figura 18. Morfologia da superfície de titânio jateada (a) 1500x e gráfico EDS (b).

Na figura 18a fica melhor evidenciada a superfície rugosa que contém incrustações de óxido de alumínio e algumas esferas de vidro. Nesta figura, de maior aumento (1500x), é importante observar a morfologia do substrato onde se verifica que o efeito de lascamento do processo de jateamento abrasivo de óxido de alumínio permite a

formação de regiões cavernosas, o que facilita a adequada aderência do revestimento de titânio, pois o revestimento reproduz a morfologia do substrato.

Na figura 18b no gráfico EDS se observam, além do titânio, algumas partículas de óxido de alumínio, que deveriam ter sido eliminadas.

5.2.1. Resultados de rugosidade

Na tabela 6 observam-se os resultados de rugosidade R_y , onde se pode-se verificar um aumento superior a 10 vezes na rugosidade efetivamente exposta a ser revestida, quando comparada com a superfície usinada (tabela 5) e na figura 19 observa-se o gráfico do perfil de rugosidade da superfície jateada.

Tabela 6. Resultados da medição da rugosidade após jateamento abrasivo.

Superfície	Ra	Ry	RzJIS	RzISO	SM
Jateada 1	8.85 μm	72.19 μm	40.67 μm	57.55 μm	181.67 μm
Jateada 2	10.14 μm	68.52 μm	42.15 μm	61.70 μm	217.52 μm
Jateada 3	11.07 μm	80.85 μm	45.75 μm	70.64 μm	247.86 μm
MÉDIA	10.02 μm	73,85 μm	42.86 μm	63.24 μm	215.68 μm

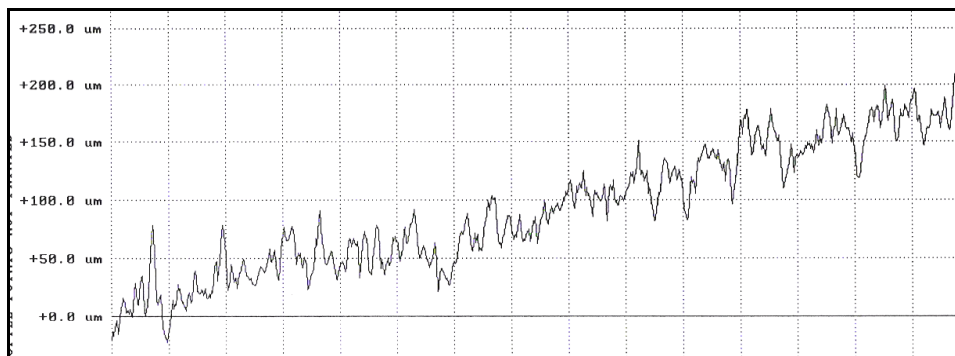
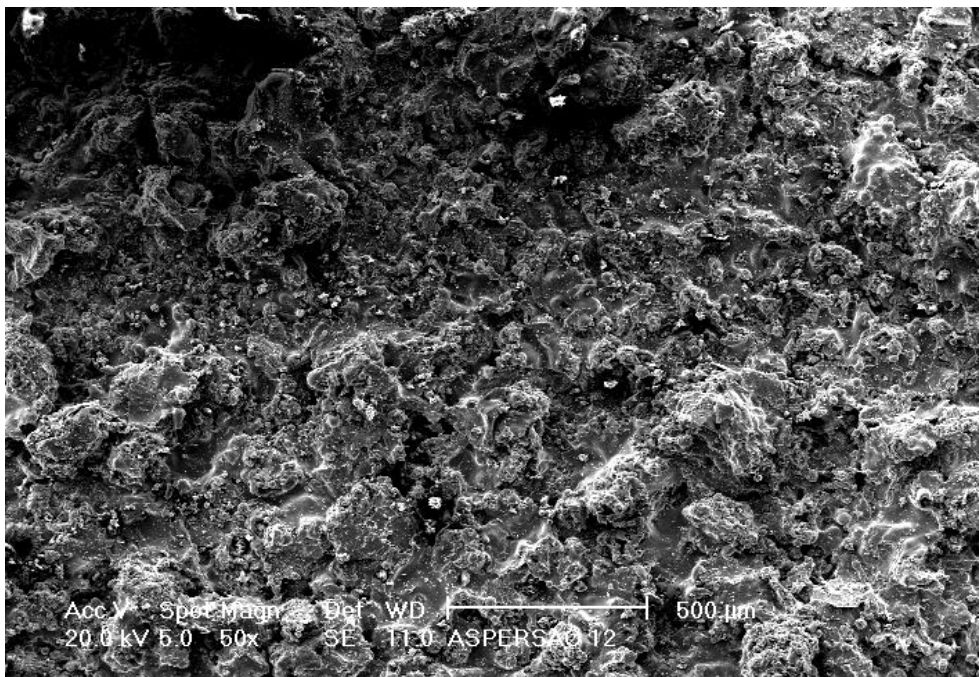


Figura 19. Gráfico do perfil de rugosidade da superfície de Ti jateada.

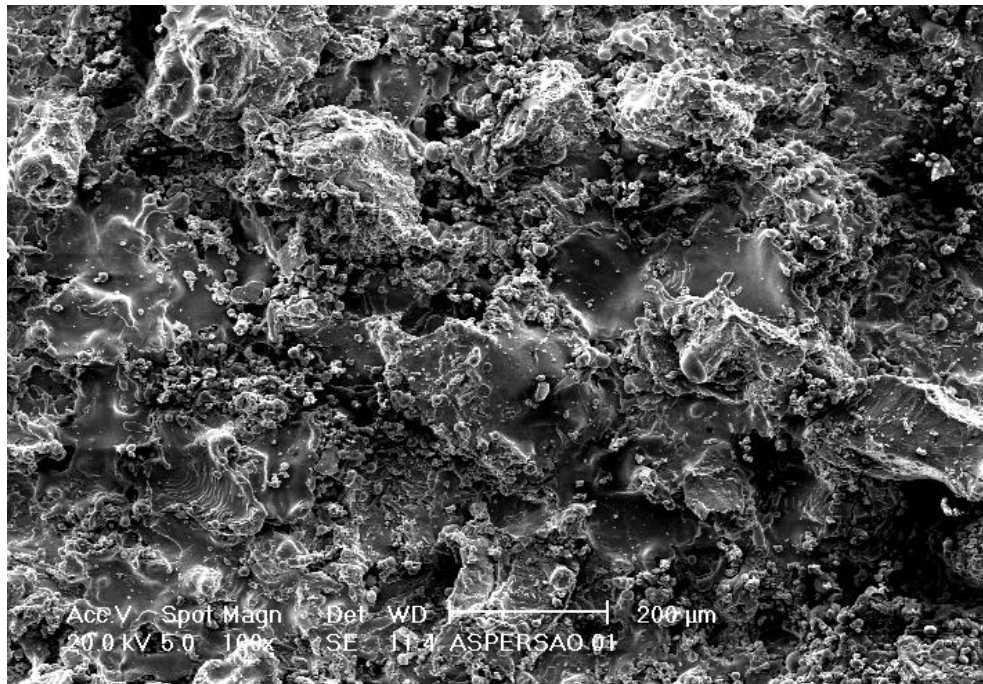
No gráfico da figura 19 pode-se observar o perfil de rugosidade com grandes picos e vales. Considerando-se que pela característica da ponta do apalpador do

sistema de medição de rugosidade este não pode medir as regiões com cavidades laterais, é esperado que o perfil registrado seja ainda mais favorável para a ósseointegração.

5.3. Superfície revestida com titânio pelo processo de aspersão térmica por plasma spray.



a

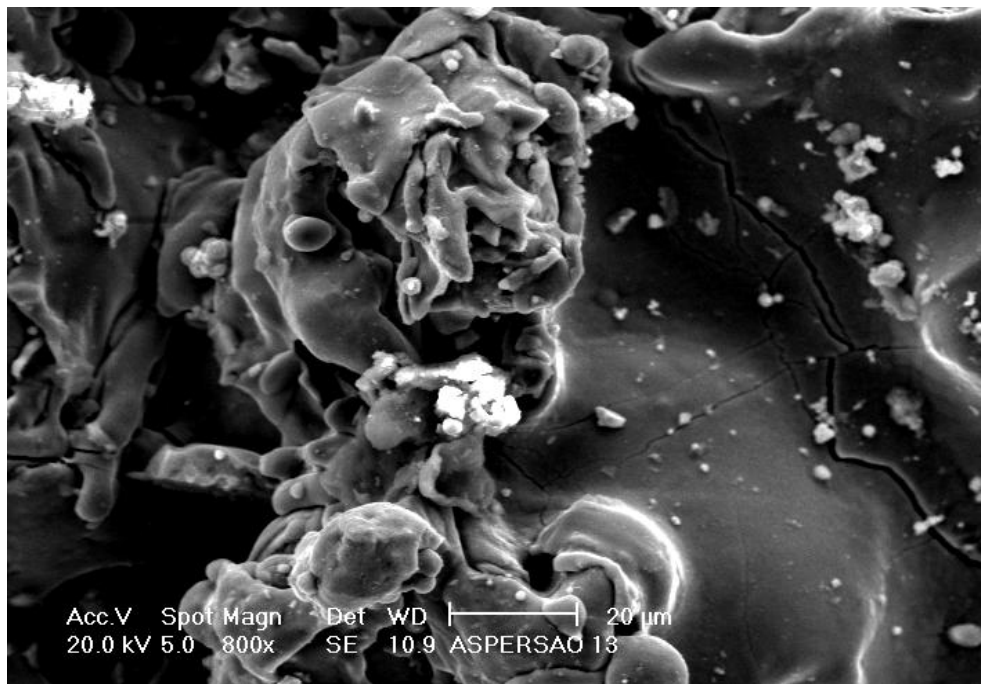


b

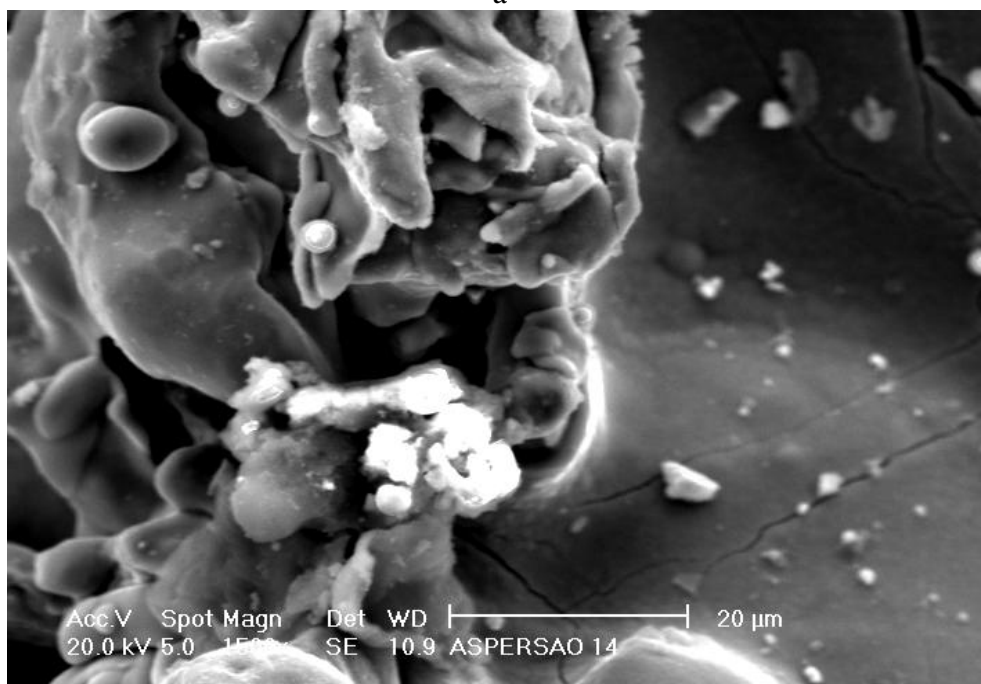
Figura 20. Superfície do revestimento de titânio depositado pelo processo de aspersão térmica por plasma spray a (100X) e b(100X).

A figura 20a mostra o titânio depositado pelo processo plasma spray com morfologia muito similar à obtida no substrato somente como jateado (figura 17a); isto é muito favorável na implantodontia, pois a superfície além de rugosa apresenta partículas de titânio depositadas como gotículas na superfície das panquecas de titânio.

Observando a figura 21 da superfície de titânio depositada pelo processo de plasma spray, com aumentos de 800x(a) e 1500x(b), pode-se concluir que as partículas de titânio depositadas como gotículas na superfície das panquecas de titânio são abundantes e devem teoricamente facilitar o efeito de molhamento das células sanguíneas e com isso favorecer a osseointegração.



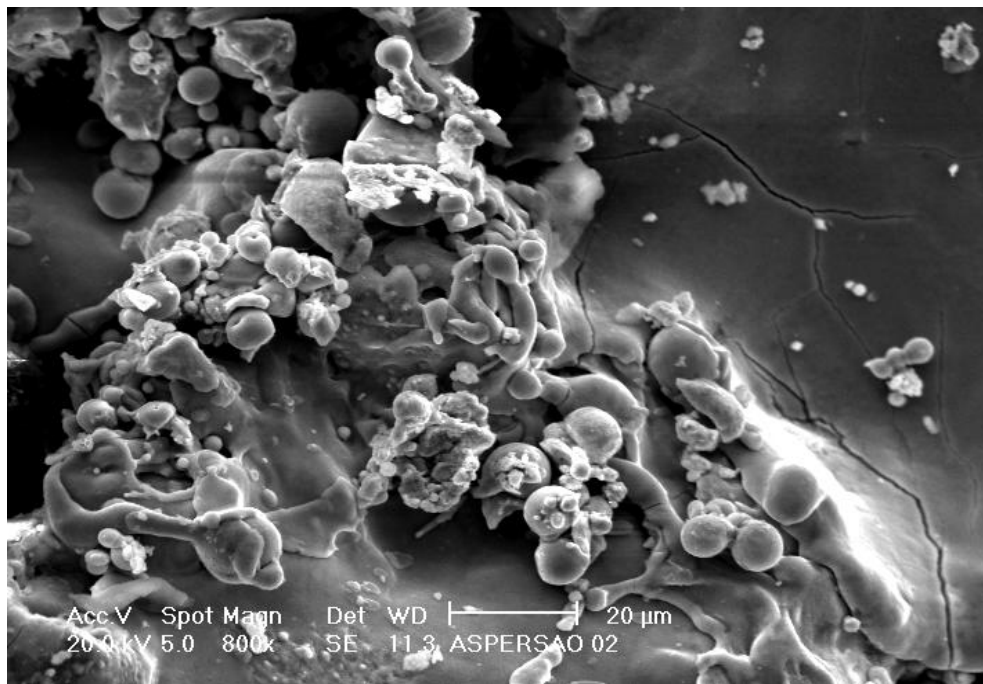
a



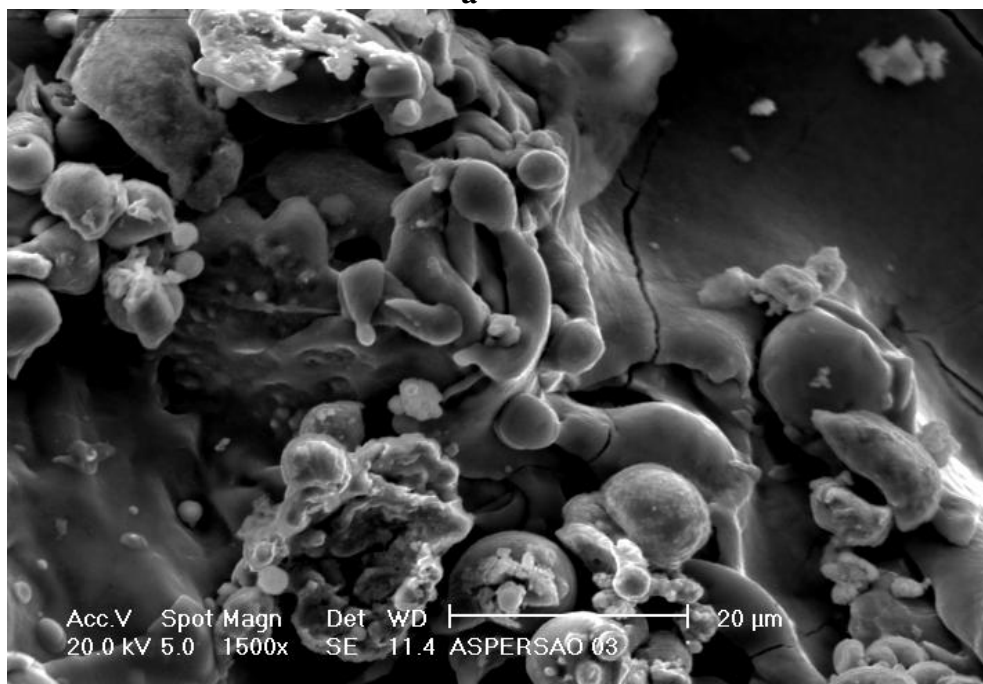
b

Figura 21. Superfície do revestimento de titânio depositado pelo processo PS (a) 800X e (b) 800x.

Observa-se também na figura 21b que o revestimento contém trincas nas panquecas que, embora não apresentarem problemas à osseointegração, pode diminuir a aderência e a coesão das camadas de titânio.



a



b

Figura 22. Superfície do revestimento de titânio depositado pelo processo PS (a) 800X e (b) 1500X.

Da figura 22 pode-se comentar que as trincas estão efetivamente nas panquecas e têm características de trinca produzida por efeito térmico e que ocorre durante a aspersão térmica com plasma, devido ao aquecimento do substrato pelo calor

transferido pelo plasma, produzindo dilatação do substrato e durante a solidificação das partículas as diferenças de tensões produzem trincas. Isto é possível de ser evitado com aquecimento prévio do substrato. Pode-se acrescentar que as partículas esféricas na forma de salpicos estão bem aderidas. Também se podem observar partículas de abrasivo como contaminante do revestimento, o que foi verificado por MEV/EDS, conforme apresentado na figura 23.

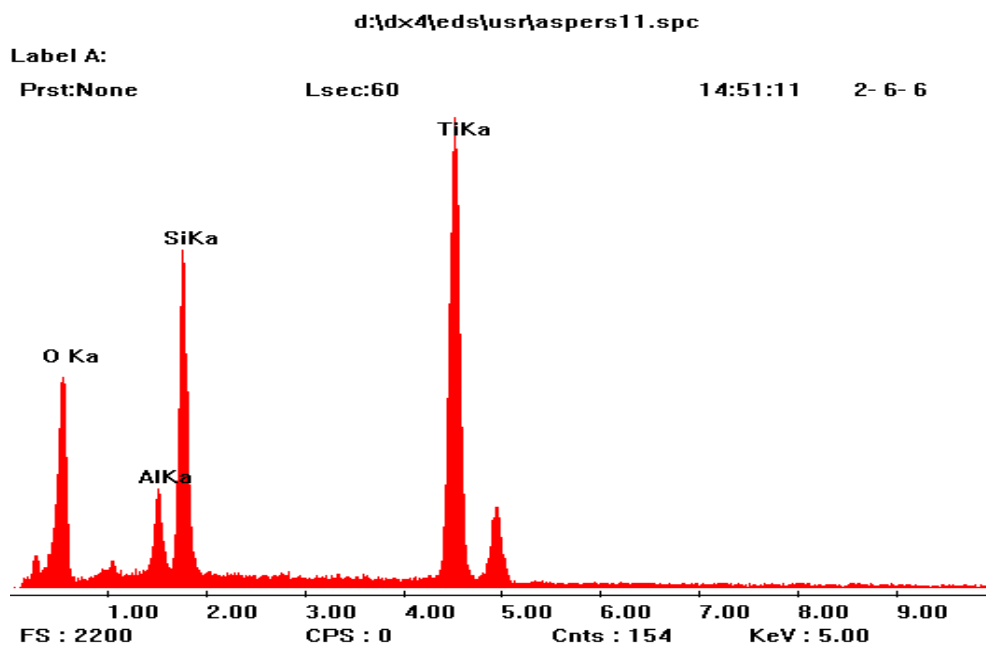


Figura 23. Constituintes da superfície dos revestimentos de titânio com contaminação com óxido de alumínio e silício.

A figura 23 também sugere a existência de óxido de titânio, como era de se esperar. A camada de óxido superficial favorece o processo de osseointegração, pois o tecido ósseo faz sua junção com o óxido de titânio TiO_2 (1).

Nas figuras 24 a 27 observam-se cortes transversais do revestimento de Titânio bem aderido ao substrato de titânio, com porosidades e os salpicos formando parte do revestimento. Observa-se também que existem caminhos (ninhos de poros) contínuos e

interconectados, o que caracteriza um revestimento com morfologia adequada para facilitar o escoamento de fluxo sanguíneo.



Figura 24. Corte transversal do revestimento de titânio depositado por aspersão térmica a plasma spray (100X).



Figura 25. Corte transversal do revestimento de titânio depositado por aspersão térmica a plasma spray (200X).



Figura 26. Corte transversal do revestimento de titânio depositado por aspersão térmica a plasma spray (400X).

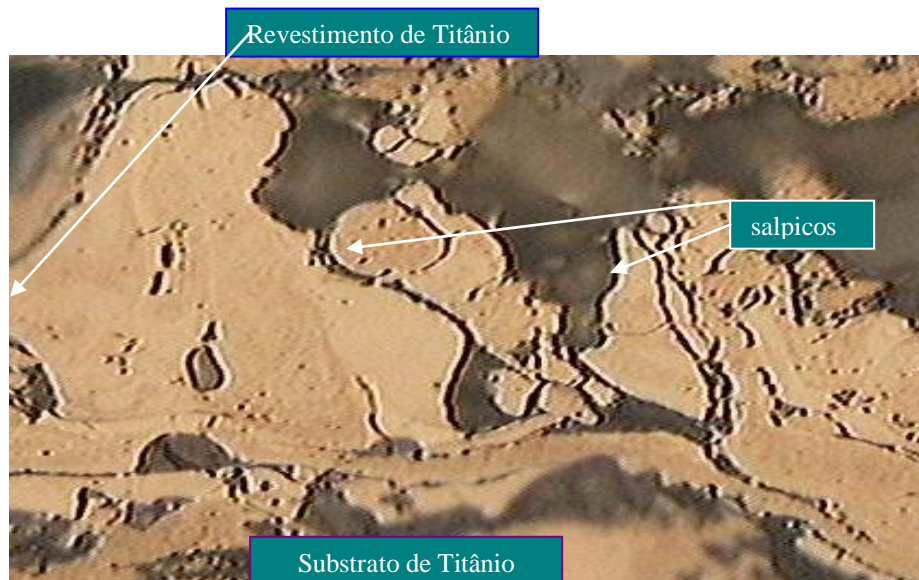


Figura 27. Corte transversal do revestimento de titânio depositado por aspersão térmica a plasma spray (500X).

5.3.1. Resultados da medição da rugosidade do revestimento de titânio

Na tabela 7 e na figura 28 é observam-se os resultados de rugosidade do revestimento de titânio depositado por plasma spray, onde se pode ver um aumento de 3 vezes em relação à rugosidade do substrato de titânio jateado por abrasivo, observado na tabela 6, e um aumento de 35 vezes em relação à superfície somente usinada.

Tabela 7. Resultados da medição da rugosidade do revestimento de titânio.

SUPERFÍCIE	Ra	Ry	RzJIS	RzISO	Sm
Revestida 1	26.37 μm	213.67 μm	65.92 μm	147.22 μm	445.85 μm
Revestida 2	28.47 μm	283.88 μm	89.79 μm	165.34 μm	319.29 μm
Revestida 3	24.73 μm	189.82 μm	80.81 μm	140.74 μm	317.06 μm
MÉDIA	26,56 μm	229,12 μm	78,84 μm	151,10 μm	360,74 μm

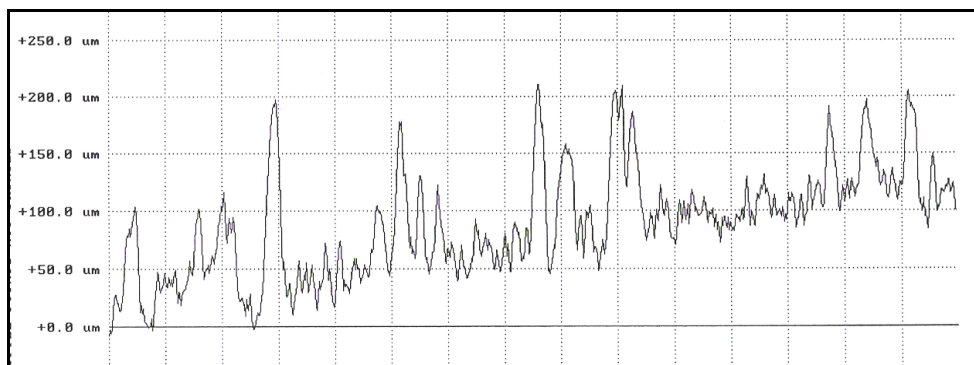


Figura 28. Gráfico do perfil de rugosidade da superfície de Ti revestido com Titânio através do processo plasma spray.

Na figura 28 observa-se que o perfil apresenta picos e vales maiores que a superfície somente jateada, embora no perfil registrado não fiquem claramente demonstrados os salpicos esféricos, que são muito benéficos pelo efeito de molhamento. Esta é uma indicação que o revestimento de titânio depositado pelo processo plasma spray é potencialmente adequado como uma superfície altamente eficiente para garantir ósseointegração.

5.3.2 Análise dos Resultados da rugosidade

Para facilitar a análise dos resultados de rugosidade, na tabela 8 e na figura 29 são compilados os resultados obtidos.

Tabela 8. Resumo das médias de rugosidade.

SUPERFÍCIE	Ra	Ry	RzJIS	RzISO	Sm
USINADA	1.042µm	6.17µm	4.42µm	5.42µm	156.08µm
JATEADA	10.02µm	73.86µm	42.86µm	63.23µm	215.68µm
REVESTIDA	26.56µm	229.12µm	78.84µm	151.10µm	360.74µm

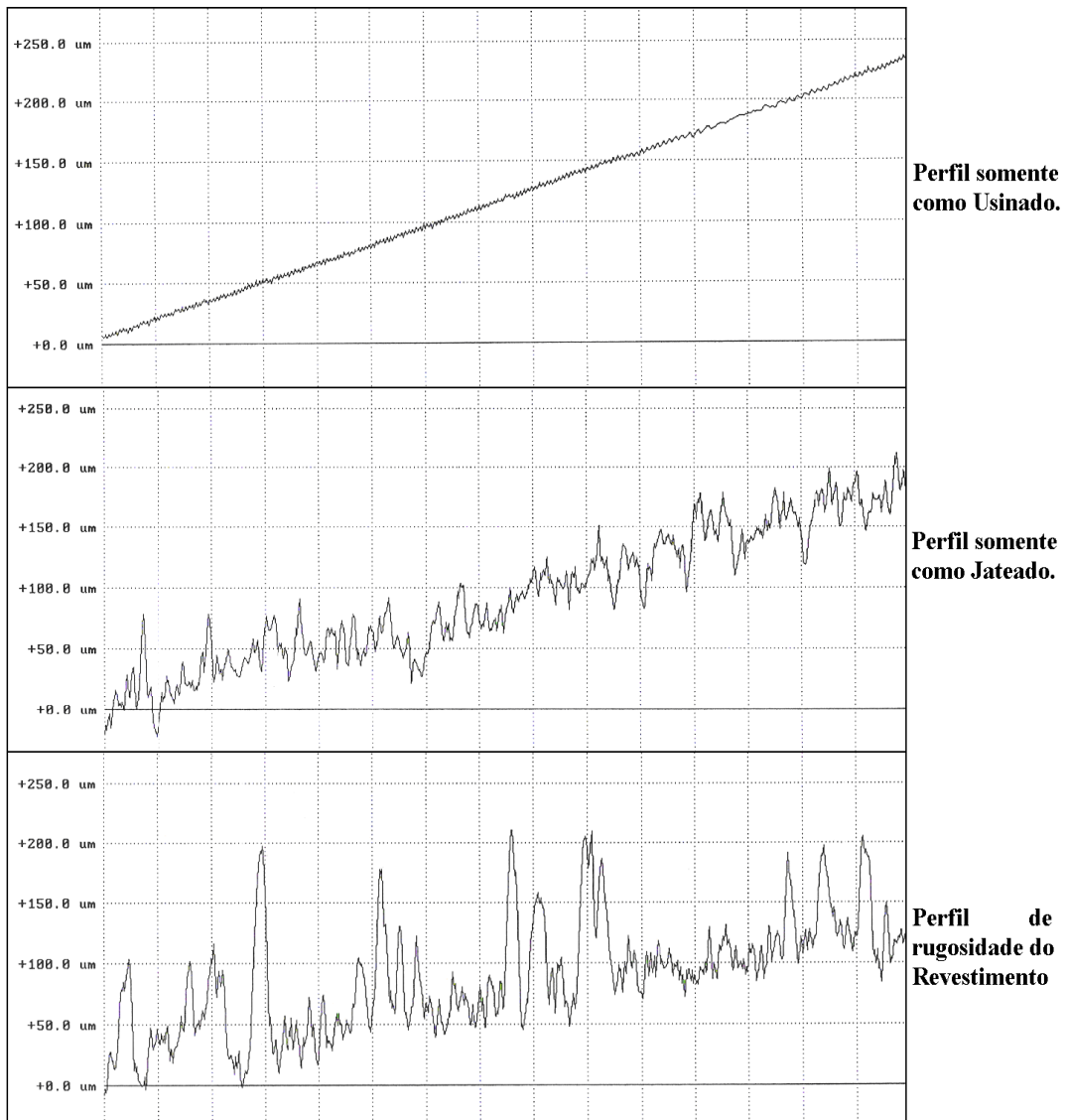


Figura 29. Compilação dos gráficos de rugosidade do substrato de titânio e do revestimento.

A amostra das superfícies usinadas apresenta-se lisa, regular, com alguns sulcos originados no processo de usinagem e eventualmente se encontra algum sulco mais profundo. De forma generalizada, encontra-se uma variação entre 5,8 μm e 6,3 μm Ry, caracterizando uma superfície passível de ósseointegração, porém sem retenções mecânicas que permitam o embricamento ósseo. Essa superfície apresenta a menor área de contato, produzindo um percentual menor de osseointegração.

A amostra de superfície jateada por óxido de alumínio apresentou-se rugosa de forma regular, com evidente aumento da área de contato superficial e rugosidades entre 68,5 μm e 80,9 μm Ry. O efeito de lascamento provoca o despreendimento de porções do titânio do substrato e a formação de crateras, que favorecem o embricamento de tecido ósseo, porém, devido a seu tamanho e morfologia, não conseguem ser registradas pelo rugosímetro com a ponteira com apalpador mecânico.

Pode-se comentar também que a medida Sm representa o número de picos num comprimento determinado e quanto maior, melhor será a aderência do revestimento ao substrato e a coesão das camadas do revestimento. Isto é muito importante ressaltar uma vez que o aumento observado na tabela 8 do Sm é significativo comparado ao substrato usinado e jateado. Portanto, pode-se deduzir que a aderência do revestimento com morfologia porosa e salpicos é excelente e com grande potencial de osseointegração, com elevada retenção mecânica pelo molhamento do fluxo sanguíneo nos implantes.

5.3.3. Análise dos Resultados da microestrutura e rugosidade de implantes comerciais.

A morfologia de revestimento de titânio depositado pelo processo plasma spray em implante de uso odontológico, fabricado no Brasil, é rugoso e contém trincas

transversais. Com relação à rugosidade do revestimento do parâmetro R_y é de 181.18 μm (tabela 1 anexo 1), o que representa um perfil de rugosidade com grandes picos e vales. Sendo que a morfologia observada esta formada por panquecas, que contém poros e trincas, junto com muitos pequenos salpicos fragmentados. Foi observado também na figura 3 do anexo 1, de maior ampliação que existem trincas e tem poros passantes nas panquecas. Confirmando que na superfície observa-se grande quantidade de pequenos fragmentos.

Na análise MEV/EDS pode-se comentar que a superfície do revestimento de titânio de fabricação nacional está contaminada com silício (1%) e alumínio (1.2%), e também é elevada a quantidade de oxigênio (>12%), o que permite deduzir que é elevada a quantidade de óxido de titânio e possivelmente o silício e o alumínio estejam na condição de óxidos.

A elevada quantidade de óxidos poderia estar associada a que durante a deposição do titânio através do processo plasma spray, a proteção com gás inerte, deixo exposta à superfície a elevada temperatura, o que facilita uma maior oxidação. Junto com isso a presença de muito titânio fragmentado deve facilitar que seja maior a quantidade de titânio oxidado.

A morfologia de revestimento de titânio depositado pelo processo plasma spray em implante de uso odontológico, fabricado na Alemanha, é um revestimento também rugoso, poroso e com salpicos. As medições da rugosidade da superfície mostram que a medida R_y foi 187.58 μm , levemente superior ao implante de fabricação nacional.

Na figuras que mostram a morfologia superficial (figura 6, anexo 1) observado que a superfície do revestimento de titânio esta formada por panquecas que contém também porosidade e trincas, junto com salpicos fragmentados. Foi observado no gráfico EDS que o único componente é o titânio, o que representa que a passivação do

titânio produz um filme de óxido muito fino, que a sonda EDS não o identifica. Lembrando que a deposição do titânio é realizada através do processo plasma spray que utiliza o argônio como gás de plasma e de proteção. Pelo que o procedimento utilizado deve permitir que o titânio fique exposto ao ar do meio ambiente somente a baixa temperatura, e com isso somente formar apenas um filme de óxido muito fino.

5.3.4. Análise comparativa dos resultados da microestrutura e rugosidade de implantes comerciais e superfícies produzidas neste trabalho.

Da análise comparativa das morfologia superficial pode-se comentar que a principal diferença esta na presença de salpicos do tipo esférico, que foram propositalmente obtidos nesta pesquisa, e também a pouca presença de pequenos salpicos fragmentados.

Com relação à porosidade foi observado somente porosidade passante no implante alemão, não sendo uma característica nos de fabricação nacional e os obtidos nesta pesquisa.

Referente à rugosidade, neste parâmetro as diferenças são mais notórias, na tabela 9 pode-se observar o resumo das medições e destaca-se a maior rugosidade da superfície preparada no âmbito desta pesquisa, o que representa maior superfície disponível para dar início à ósseo integração.

Tabela 9. Resumo das médias de rugosidade.

SUPERFÍCIE	Ra	Ry	RzJIS	RzISO	Sm
REVESTIDA UFPR	26.56µm	229.12µm	78.84µm	151.10µm	360.74µm
NACIONAL	18.80µm	181.18µm	50.15µm	128.05µm	262.90µm
ALEMÃ	20.13µm	187.58µm	49.48µm	130.69µm	299.64µm

Finalmente, nesta análise comparativa é importante ressaltar as diferenças que existe na superfície em relação à contaminação e oxidação do titânio. Destaca-se no implante de fabricação alemã uma superfície sem contaminação, sendo que nas de fabricação comercial nacional e a produzida nesta pesquisa contém a presença de silício e alumínio, o que não recomendável porque pode gerar problemas no início da ósseo integração.

Não entanto, a não existência de óxido de titânio na superfície do implante alemã é uma preocupação, porque como deve existir, pelo fato que o titânio passiva de forma natural, este óxido deve ser de pequena espessura. Sobre esta situação nada diz a literatura especializada. Podemos comentar a este respeito que uma camada muito fina poderia não resistir à movimentação durante o crescimento ósseo e durante a função mecânica do composto implante-tecido ósseo e se desgarrar, deixando o titânio sem a formação da camada oxidada, pela não presença de oxigênio para passivar novamente e dessa maneira gerar uma região sem ósseo integração. Este problema não foi detectado no implante nacional e o produzido nesta pesquisa.

6. Conclusões

- O procedimento de jateamento abrasivo mostrou-se adequado para obter superfícies com perfil de rugosidade e morfologia típicas para osseointegração.

- As alterações morfológicas da superfície obtida pelo revestimento de titânio sobre o substrato de titânio, depositado pelo processo de aspensão térmica por plasma spray, mostram um aumento na área de contato superficial, proporcionando potencial maior de contato ósseo e conseqüentemente, poderia ser maior a mais breve a osseointegração.

- As alterações morfológicas da superfície produzidas pelo revestimento de titânio poderiam favorecer a adsorção do sangue pela ação do efeito da molhabilidade das partículas arredondadas, garantindo com isso o início eficaz do processo de ósseo integração.

- O perfil de rugosidade da superfície formada apresenta uma morfologia que deve favorecer o contato e a fixação de células ósseas que necessitam de pontos de ancoragem para sua estabilização e formação de tecido ósseo

- O procedimento de aplicação do revestimento de titânio utilizado deveria ser analisado buscando alternativas que evitassem a presença de silício e alumínio como contaminantes na superfície do implante.

- Na comparação dos implantes pode-se concluir que os implantes preparados nesta pesquisa obtiverem rugosidade superior aos comerciais e que a morfologia superficial apresenta-se como mais favorável para que o fluxo sanguíneo permaneça por efeito molhamento como um filme que facilitaria de forma mais rápida a ósseo integração.

7. Sugestões para trabalhos futuros

- **Determinação do tipo de óxido de titânio formado durante a deposição do titânio através do processo plasma spray.**
- **Otimização do processo de deposição através do processo de aspersão térmica por plasma spray.**
- **Preparação de revestimentos de titânio preparados pelo processo de aspersão a chama oxiacetilênica de última geração.**
- **Utilizar abrasivos com granulometria diferente para obter um perfil de rugosidade otimizado.**
- **Revestir materiais biocompatíveis mais baratos com titânio grau I.**
- **Testar o desempenho da morfologia dos revestimentos de titânio em sistema que simule a ósseointegração.**

8. Referências Bibliográficas

- 1 BRÄNEMARK, P. I., **Tissue-Integrated Prostheses**. Quintessence Publishing co. p 99 – 116, 1986.
- 2 SILVA, J.C. Furukita, S. K. , Oliveira, T. V. **Análise Comparativa de Superfície de Cinco Implantes de Ósseo-Integração**. Anais do 13.o Congresso Internacional de Odontologia de Ponta Grossa. Setembro 2000. p27
- 3 ELIAS, C.N. ; **Limpeza e Preparação de Superfície de Implantes Osseointegráveis Máster Screw** . Rev. Bras. de Implantodontia, v .5, n.2, p.10-12 1999
- 4 ALBREKTSON, T. **The Response of Bone to Titanium Implants**. Crit. Rev. Biocompatibility n. p 53-84, 1985.
- 5 BRÄNEMARK, P. I. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v. 70, n. 3, September 1985
- 6 ASM HANDBOOK. **Materials Characterization**, Ninth Edition 10: 297-320, e 323-426 1992.
- 7 BOSCHI, A. O., **O Que é Necessário Para Que um Material Possa Ser Considerado um Biomaterial? In SEMINÁRIO REGIONAL DE BIOMATERIAIS 1**. Santa Catarina. Anais . Santa Catarina UDESC. p. 4 – 16, 1996.
- 8 JACHINOSKI, A.C.& SILVA, J. C. **Formação de Ligas de Titânio**. Seminário Disciplina de Formação de Ligas. Curitiba 2005 UFPR
- 9 BUSER in LOTUFO, R. F., LASCALA Jr N. T. Coordenadores **Periodontia e Implantodontia – Desmistificando a Ciência**. – São Paulo: Artes Médicas, 445-450. 2003
- 10 SILVA, J.C. **Estudos comparativos de Superfícies de Implantes**. Anais do 2º. Congresso Internacional da ABO. Forz do Iguaçu Outubro 2003
- 11 BRUNETTE, D. M. **The Effects of Implant Surface Topography on the Behavior of Cells**. J Biomed Mater Res, V.3 p.124-131,1988.
- 12 BINON, P.P.; WEIR, D.J.; MARSHALL, J. **Surface Analysis of an Original Branemark Implant an Three Related Clones**. Int J Oral maxillofac Implants N 7 p. 168-175, 1992
- 13 SIMON, M. & Cols. **Corrosion Resistance an Biocompatibility of a New Porous Surface for Titanium Implants**. European Journal or Oral Sciences. Dec 2005, Vol 113 Issue 6, p537-545.

- 14 GIAVARESI G., & COLS. **Histomorphometric and Microhardness Assessments of Sheep Cortical Bone Surrounding Titanium Implants With Different Surface Treatments.** J Biomed Mater Res. A 2003 oct 1; Vol 67 (1) pp. 112-20
- 15 TABA Jr. & COLS. **Radiographic Evaluation of Dental Implants With Different Surface Treatment: an Experimental Study in Dogs.** Implant Dentistry. 2003; Vol. 12 (3) pp. 252-8
- 16 CHANG Y. S.; GU HO; KOBAYASHI M.; OKA M. **Influence of Various Surface Treatments on Histological Fixation of Titanium Implants** The Journal of Arthroplasty. 1998 oct; Vol 13(7) pp. 816-25
- 17 PAREDES, R. S. C. **Aspersão Térmica.** Apostila Curso Aspersão Térmica. UFPR, 1998. Curitiba. UFPR.
- 18 COELHO, P. G., LEMONS, J. **Determinação da Atividade Óssea ao Redor de Um Implante de Liga de Titânio de Superfície Modificada.** USA, dez. 2003. Disponível em <http://www.bicon.com>. Acesso em 15 nov 2005.
- 19 NOVAES JR., et al. **Influence of Implant Microstructure on the Osseointegration of Immediate Implants Placed into Periodontally Infected Sites in Dogs.** Clin Oral Implants 18; 812-819; 2003.
- 20 BAUER, J. R. O. et al **Titânio e Ligas de Titânio Propriedades e Técnicas de Fundição.** Revista de Pós-Graduação, São Paulo, v 9, n 2, p 179-185, abr 2002
- 21 AMERICAN SOCIETY for METALS. Handbook Committee; **ASM Handbook.** Chicago 1982 – 1997. 20 v; v 2; P. 586 – 660.
- 22 BRESCIANI FILHO, E. **Seleção de Metais não Ferrosos.** 2 ed. Campinas SP. Editora da UNICAMP, 1997

9. Anexo 1.

1. Morfologia de revestimento de titânio depositado pelo processo plasma spray em implante de uso odontológico, fabricado no Brasil.

A figura 1 apresenta a região do implante onde é iniciado o revestimento de titânio.

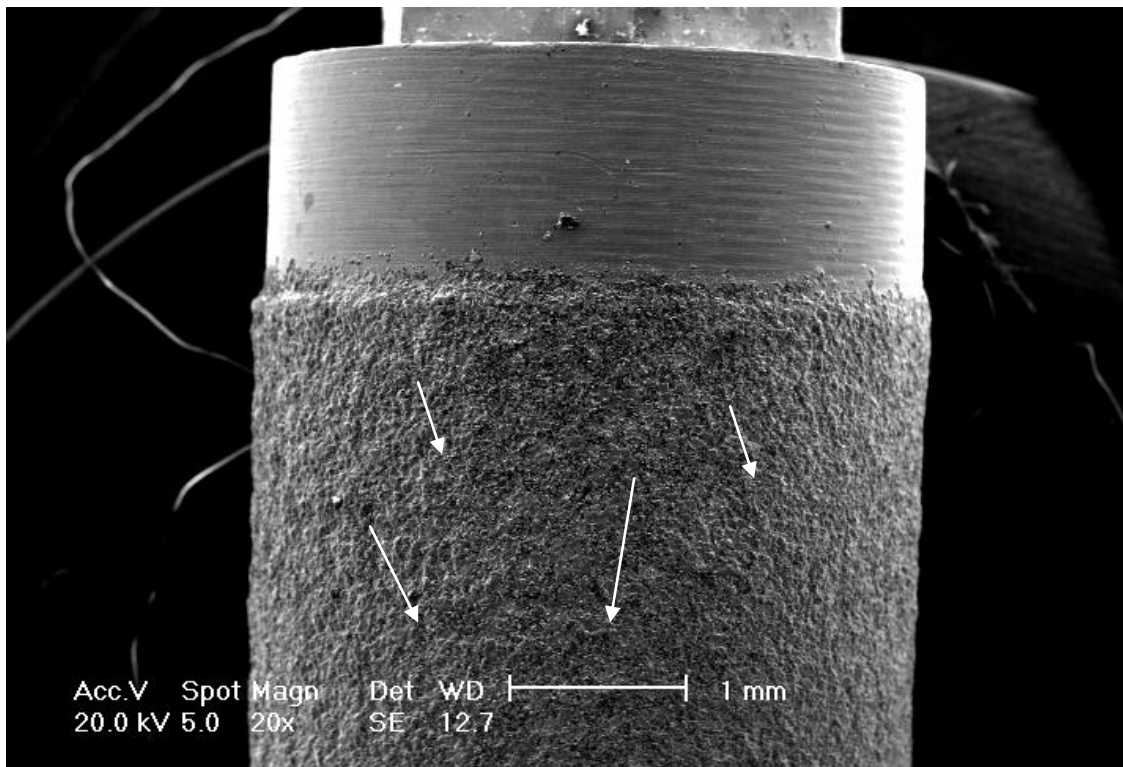


Figura 1. Cabeça de implante de uso odontológico revestido com titânio.

Observa-se na figura 1 que o revestimento de titânio é rugoso, contém trincas transversais. As medições da rugosidade da superfície são apresentadas na tabela 1.

Tabela 1. Resultados da medição da rugosidade do revestimento de titânio do implante.					
Superfície	Ra	Ry	RzJIS	RzISO	SM
1	18.37µm	209.82µm	47.67µm	131.07µm	237.68µm
2	20.47µm	170.62µm	48.15µm	125.34µm	271.29µm
3	17.56µm	163.12µm	54.64µm	127.74µm	279.74µm
MÉDIA	18.8µ	181.18µm	50.15µm	128.05µm	262.90µm

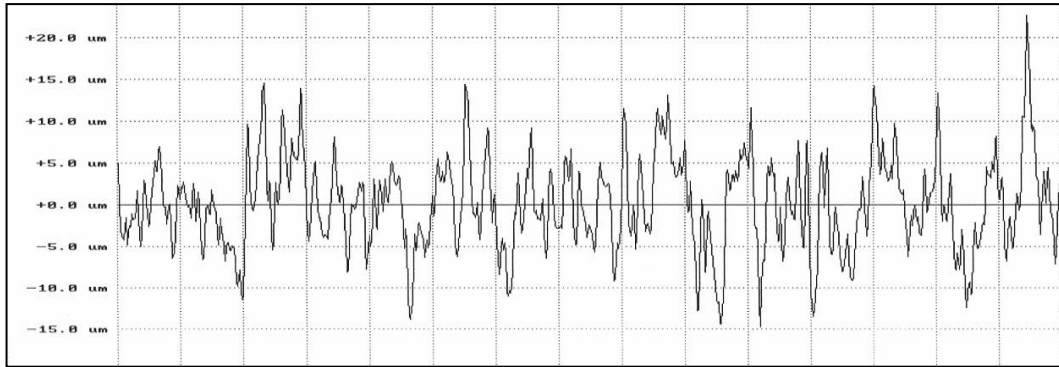
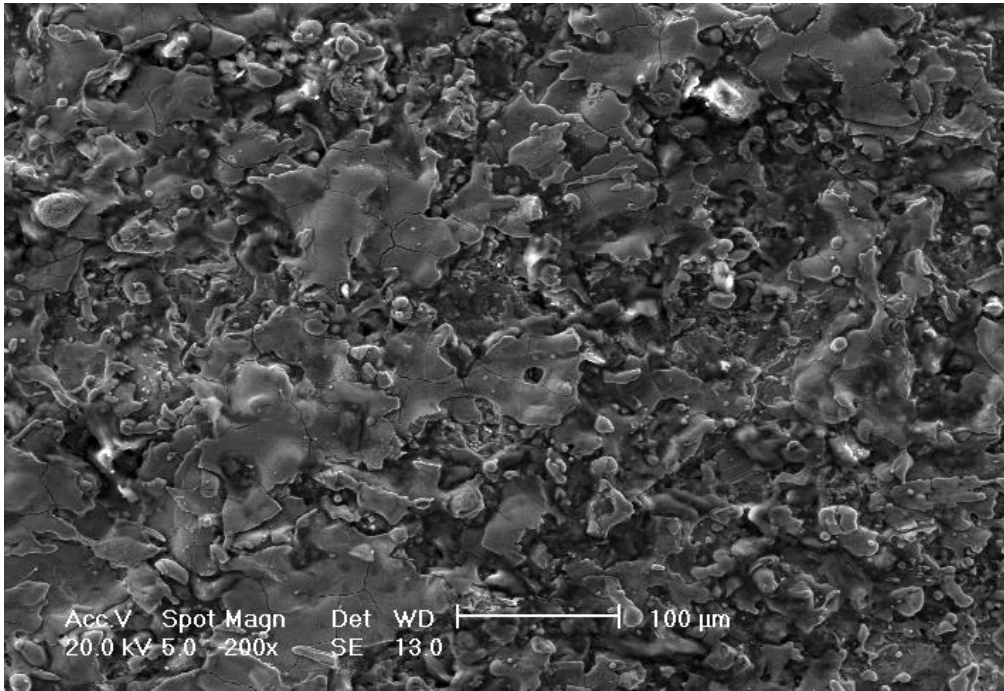
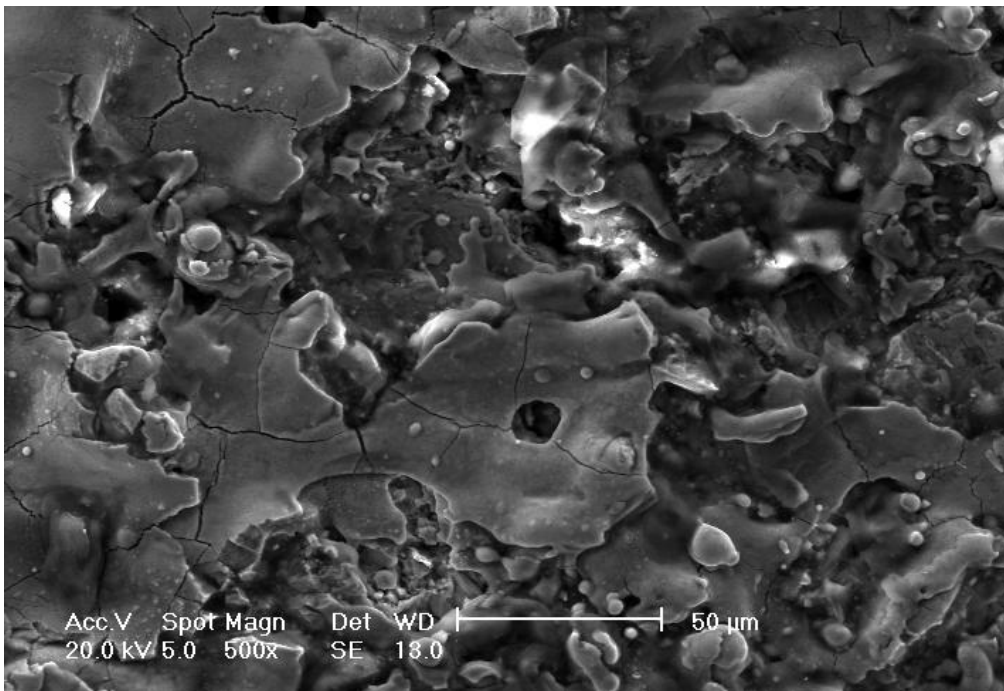


Figura 2. Gráfico do perfil de rugosidade da superfície revestida com titânio de fabricação nacional.

No gráfico da figura 2 pode-se observar o perfil de rugosidade da superfície revestida com titânio de fabricação nacional.com grandes picos e vales.



a



b

Figura 2. Morfologia da superfície do revestimento de titânio, a) 200X, b) 500x..

Na figura 2 (a, b) é observada a superfície do revestimento de titânio a que esta formada por panquecas que contém poros e trincas, junto com muitos salpicos fragmentados.

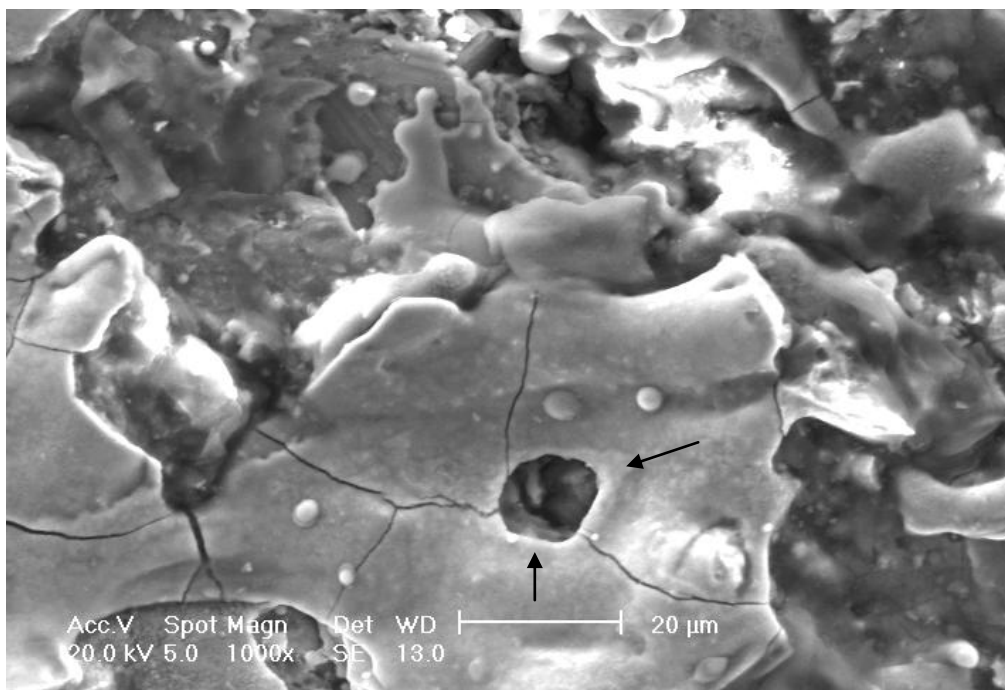


Figura 3. Morfologia da superfície do revestimento de titânio com 1000x.

Na figura 3, de maior ampliação observa-se que as trincas e o poro são passantes nas panquecas. Confirmando que na superfície observam-se muitos fragmentos.

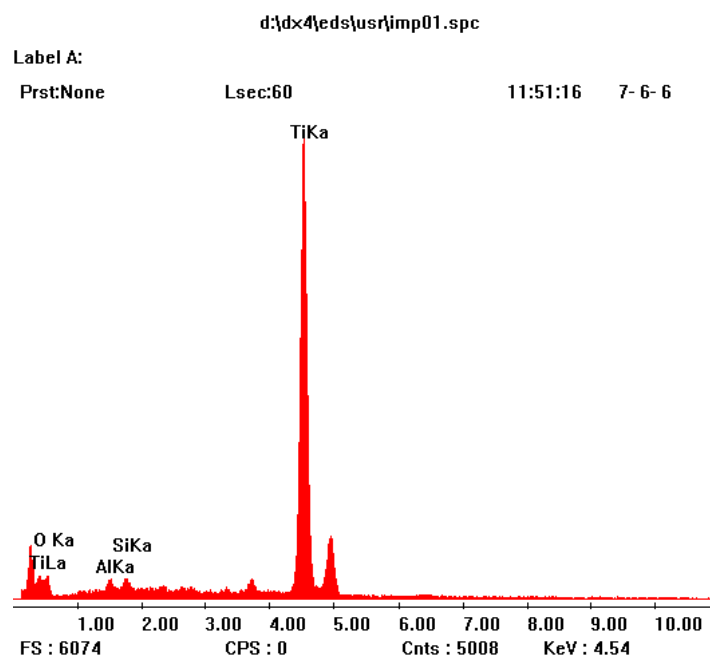


Figura 4. Gráfico EDS dos constituintes da superfície do revestimento de titânio com contaminação com óxido de alumínio e silício.

Tabela 2. Análise quantitativa dos constituintes na região onde foi registrado o EDS.

Elemento	% Peso	% Atômico
O	12,05	28,72
Al	1,21	1,71
Si	0,93	1,27
Ti	85,81	68,30
Total	100,00	100,00

Observando a figura 4 e os resultados da tabela 4 podemos comentar que pela elevada presença de oxigênio, o titânio não somente deve estar passivando, mas também está oxidando. A presença de muito titânio fragmentado deve facilitar que seja maior a quantidade de titânio oxidado, assim como também deve o titânio ficar exposto ao mar do meio ambiente a elevada temperatura.

2. Morfologia de revestimento de titânio depositado pelo processo plasma spray em implante de uso odontológico, fabricado na Alemanha.

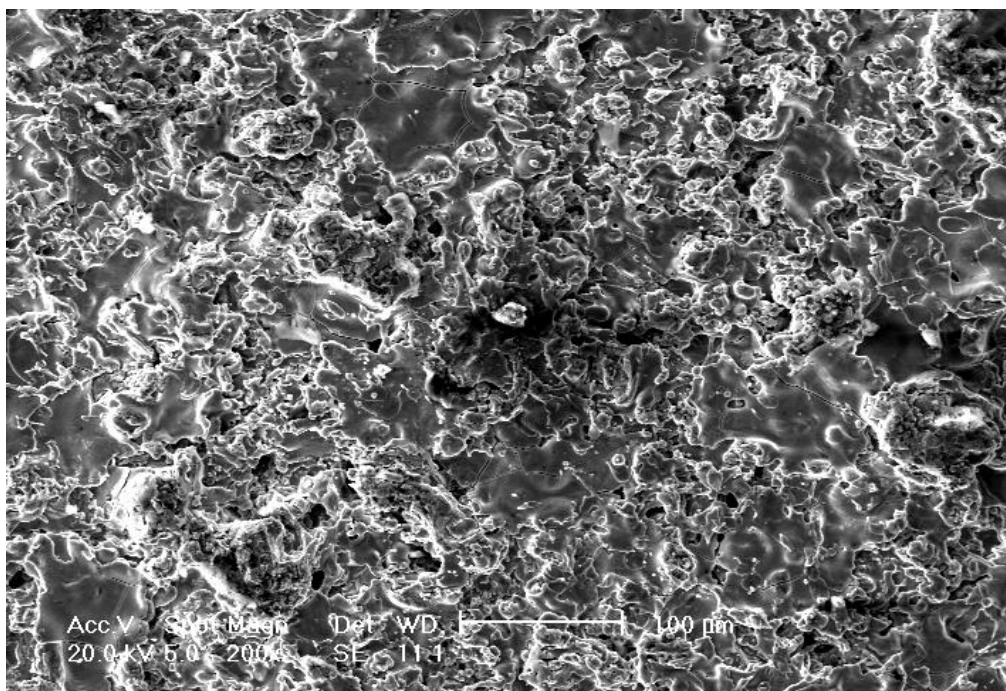
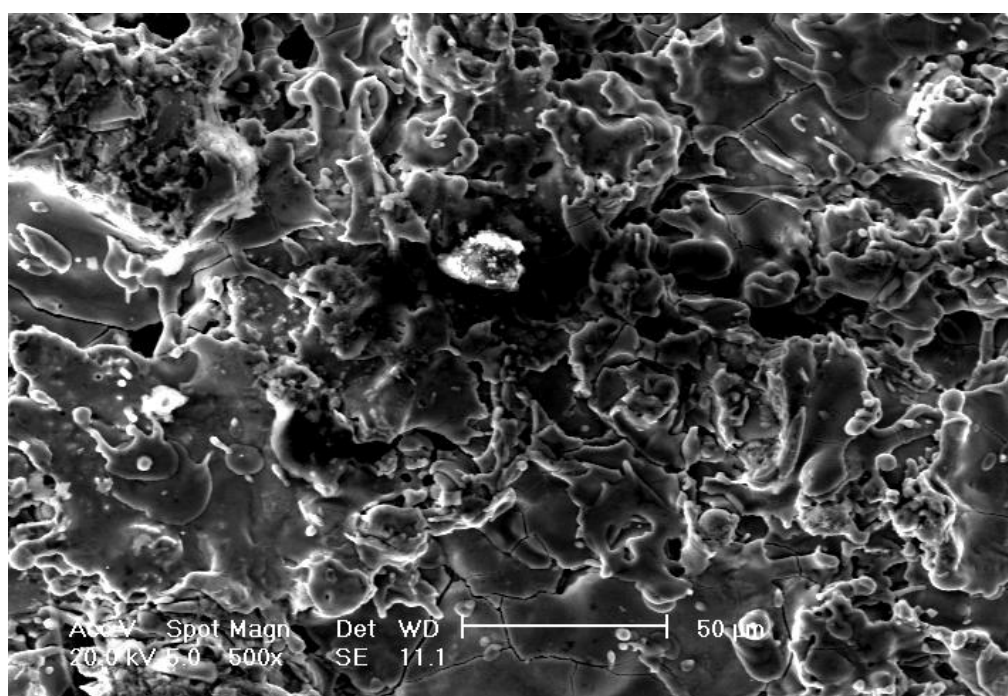


Figura 5. Morfologia da superfície do revestimento de titânio com 200X.

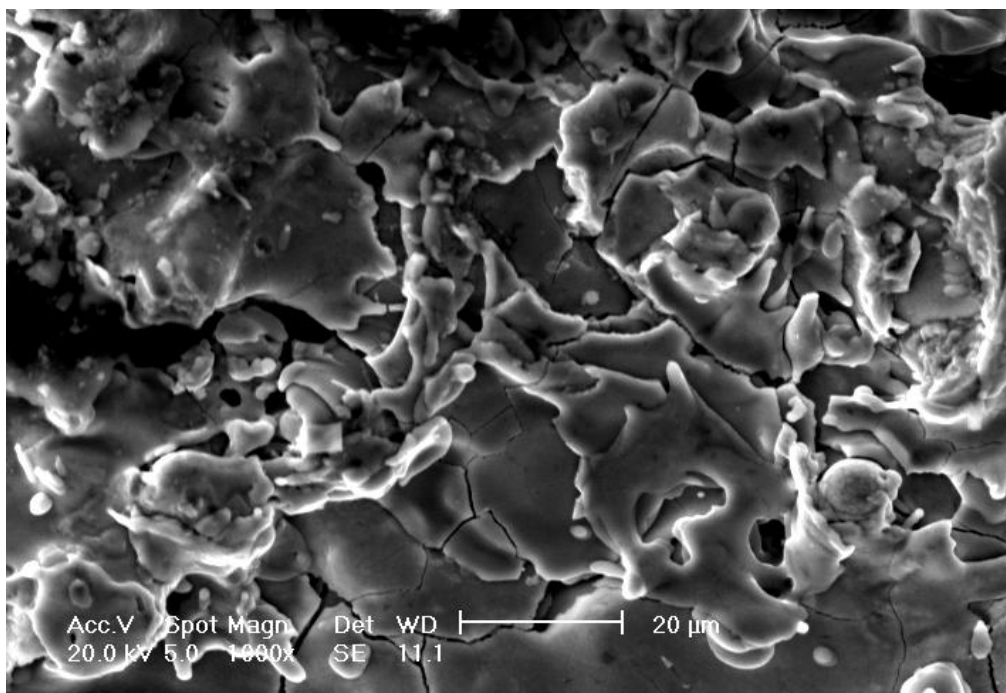
Observa-se na figura 5 que o revestimento de titânio é rugoso, poroso e com salpicos. As medições da rugosidade da superfície são apresentadas na tabela 2.

Tabela 2. Resultados da medição da rugosidade do revestimento de titânio do implante.

Superfície	Ra	Ry	RzJIS	RzISO	SM
1	18.85µm	189.88µm	45.75µm	120.74µm	247.86µm
2	21.47µm	173.19µm	49.77µm	131.10µm	269.85µm
3	20.07µm	199.67µm	52.99µm	140.34µm	297.06µm
MÉDIA	20.13µm	187.58µm	49.48µm	130.69µm	299.64µm



a



b

Figura 6. Morfologia da superfície do revestimento de titânio de 500x e 1000x.

Na figura 6 (a, b) é observada a superfície do revestimento de titânio a que esta formada por panquecas que contém também porosidade e trincas, junto com salpicos fragmentados.

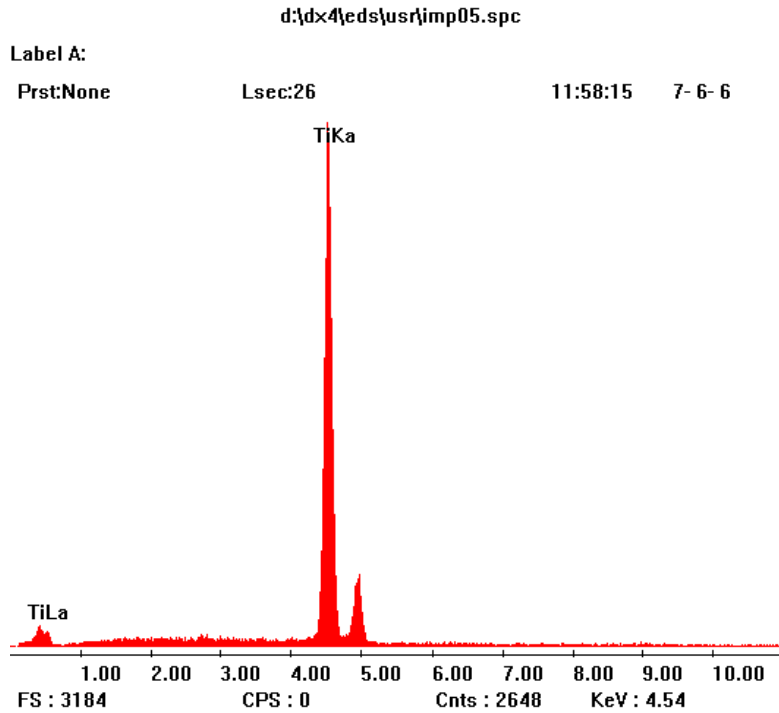


Figura 7. Gráfico EDS dos constituintes da superfície do revestimento de titânio.

Observa-se no gráfico EDS que o único componente é o titânio, o que representa que a passivação do titânio produz um filme de óxido muito fino, que a sonda EDS não o identifica. Lembrando que a deposição do titânio é realizada através do processo plasma spray que utiliza o argônio como gás de plasma e de proteção. Pelo que o procedimento utilizado deve permitir que o titânio fique exposto ao ar do meio ambiente somente a baixa temperatura, e com isso somente formar um filme de óxido muito fino.