

Avaliação da influência da preparação da superfície de titânio utilizado para implantes odontológico revestidos com titânio depositado por aspensão térmica PS.

Paredes R. S. C., Vaz A. P., Silva J.C.

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. Esta é a motivação desta pesquisa a 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 ósseo integração e nos resultados clínicos de curto e longo prazo. A metodologia desta pesquisa considera 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. Considerando 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 ósseo integração, sendo ainda melhorada quando da deposição do titânio por plasma spray, destacando-se que a morfologia é ainda mais benéfica para facilitar o escoamento do fluxo sanguínea pela presença de partículas arredondadas que permite aumentar o efeito de molhamento que facilita as retenções mecânicas que permitam o embricamento ósseo.

1. Introdução.

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

A partir de 1950 os estudos em reposições ortopédicas tiveram um grande impulso com a descoberta na Suécia, pelo Dr. Per I. Branemark, do fenômeno da ósseo-integração e suas aplicações práticas incentivando as pesquisas de biomateriais, principalmente a aplicação de materiais metálicos utilizados como implantes. Branemark em 1969, divulgou o conceito de ósseo-integração 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. Química, física, engenharia de superfície, ciências dos materiais, biologia, medicina, odontologia, etc., interagem com a finalidade de se obter novos materiais ou descobrir novas características dos materiais disponíveis que permitam aplicações e desempenhos não obtidos até o momento.

Especificamente nos tecidos ósseos o uso de parafusos, placas, fios, hastes, articulações, etc., torna-se dia a dia 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 suas características tais como biocompatibilidade, trabalhabilidade, resistência a corrosão, módulo de elasticidade, facilidade de obtenção, custo, etc., e apesar de atualmente o titânio e suas ligas serem amplamente utilizados, existem dúvidas quanto as características ideais das superfícies de implantes para se obter biofixação adequada. 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 de acordo com as técnicas de acabamento e tratamento superficial, isto, pode interferir diretamente no processo de ósseo-integração e nos resultados clínicos em longo prazo.(2)

O tratamento de superfície cresce de importância se considerarmos que todas as reações primárias que ocorrem na interface osso-implante possuem nível atômico e são dependentes da composição química superfície e da sua microestrutura (3) Com o objetivo de melhorar os expressivos índices de sucesso clínico dos implantes, alguns estudos sugeriram, entre outras alterações, a possibilidade de aumento da deposição de matriz calcificada sobre a superfície bem como uma maior velocidade (tempo) neste processo de deposição. Para tanto, dentre os diversos métodos estudados, a modificação da topografia superficial dos implantes apresentou-se como um promissor auxiliar na busca destes objetivos. *Recentemente entre as diversas técnicas de modificação superficial de implantes, a aplicação de revestimentos, por exemplo, o titânio, tem se apresentado adequada aos fatores orgânicos, entre elas, as de revestimento utilizadas para recobrir implantes metálicos temos a técnica de plasma spray (vide 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 do revestimento atomizado, 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 típica lamelar contendo inclusões de óxidos e porosidade.

2. Procedimento Experimental.

O material utilizado neste estudo é uma placa de titânio comercialmente puro grau 1 utilizada com substrato revestida por titânio em pó através de aspersão térmica por plasma spray com objetivo de modificar as características biofuncionais da placa

O substrato utilizado na forma de placas de titânio comercialmente puro, recortadas de forma discóide com 30 mm de diâmetro e 4 mm de espessura, desta forma-obtivemos os corpos de provas a serem ensaiados.. Posteriormente ao corte das amostras as mesmas foram usinadas em um dos lados para regularizar a superfície.Nesta etapa foram preparadas 8 (oito) amostras.

Das amostras usinadas seis foram submetidas a jateamento com óxido de alumínio branco (base) granulometria 30 e esferas de vidros (superfície) 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 300mm.

Das amostras usinadas e posteriormente jateadas quatro foram submetidas ao processo de revestimento por aspersão térmica com plasma spray, pela empresa Revesteel, Que desenvolveu processo próprio de revestimento para próteses ortopédicas, especificamente a confecção de próteses acetabulares. O material utilizado para revestimento foi pó de titânio 99,95% Ti. Grau 1. O equipamento utilizado:

- 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 40/50g por minuto.
- Velocidade de deposição 30 cm por minuto.
- Número de passes mínimo 4 e máximo 8.
- Espessura prevista 40 a 100 µm

As amostras foram mantidas durante os ensaios em placas de petri, acomodadas em uma cuba com sílica dessecante. Para os ensaios de Microscopia eletrônica de as amostra foram recortadas para facilitar a inserção e manuseio no MEV O processo de corte utilizado foi a electroerosão que dividiu as amostras em quatro, posteriormente ao corte e antes da análise no MEV as amostras foram limpas em ultrassom.

Para as medidas 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 2µm 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 3 amostras de cada tipo de superfície, respectivamente:

Grupo 1: Superfície Usinada

Grupo 2: Superfície Jateada

Grupo 3: Superfície Revestida .

O curso de análise foi de 15 mm com cortes de 2,5 mm.

Os parâmetros de rugosidade analisados foram:

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

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

3 – Rz - 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 a linha média, não interceptando o perfil, e no comprimento da amostragem.

4 - Sm – 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.

3. Resultados e Discussões.

3.1 Microscopia eletrônica de varredura

3.1.1 Superfície usinada

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

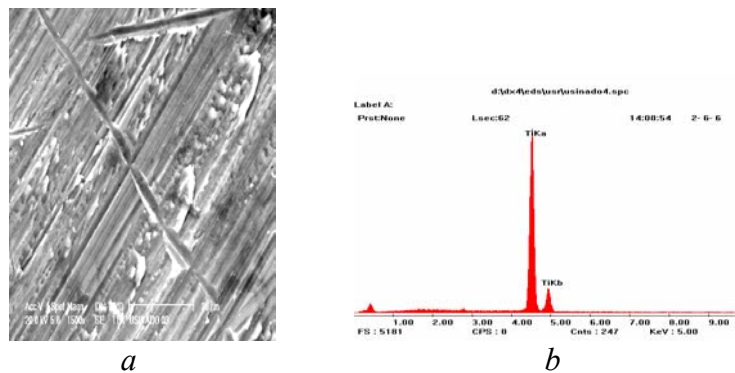


Figura 1. Morfologia da superfície de titânio como usinada e riscado (a) e gráfico EDS.

Na figura 1 observa-se a mesma superfície com maior aumento onde se observa que tem riscos transversais, possivelmente oriundos de cavaco que não são eliminados e ficam riscando a superfície. Na figura 15b pode-se observar o gráfico do MEV/EDS que confirma que a superfície é de titânio.

3.1.2 Superfície usinada e jateada.

Na figura 2 observa-se a superfície de titânio com jateamento abrasivo com óxido de alumínio e esferas de vidro.

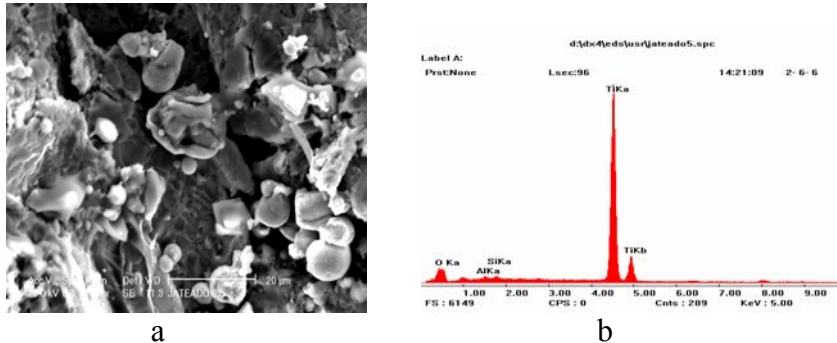


Figura 2. Morfologia da superfície de titânio como jateada (a) e gráfico EDS (b).

Nesta figura 2a fica mais bem evidenciada a superfície rugosa que contém incrustações de óxido de alumínio e algumas esferas de vidro. Na figura 2b 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 uma adequada aderência do revestimento de titânio, o revestimento reproduz a morfologia do substrato.

Na figura 2b no gráfico EDS se observa que além do titânio algumas partículas de óxido de alumínio, que deveriam ser eliminadas.

3.1.3 Superfície revestida com titânio pelo processo de aspersão térmica por plasma spray – PS.

Na figura 3a mostra o titânio depositado pelo processo plasma spray com uma morfologia muito similar à obtida no substrato somente como jateado (figura 1a), isto é muito favorável na implantodontia, porque além de ter a superfície rugosa, esta contém partículas de titânio depositadas como gotículas na superfície das panquecas de titânio.

Observando a figura 19a e b da superfície de titânio depositada pelo processo de plasma spray com aumentos de 800x e 1500x pode-se comentar que as partículas de titânio depositadas como gotículas na superfície das panquecas de titânio são abundantes e deveriam de facilitar o efeito de molhamento das células sanguíneas, e com isso aumentar a óssea integração. Observamos também na figura 19b que o revestimento contém trincas nas panquecas, que sem apresentar problemas á ósseo integração, poderiam diminuir a aderência e coesão da camada das camadas de titânio.

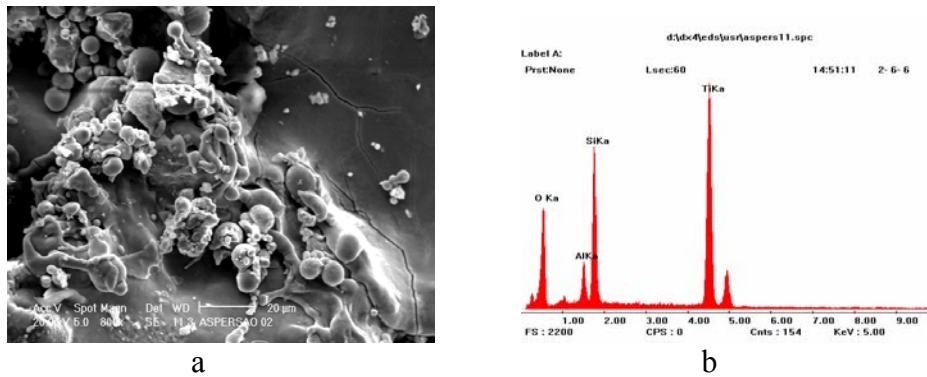


Figura 3. Superfície do revestimento de titânio depositado pelo processo AT (a) e gráfico EDS (b).

Pode-se comentar que as trincas são efetivamente nas panquecas e têm características de trinca produzida por efeito térmico e que ocorre durante a aspersão com plasma, isto é possível de evitar com aquecimento do substrato. Também podemos acrescentar que as partículas esféricas que estão na forma de salpicos se observam bem aderidas. Também podemos observar partículas de abrasivo como contaminante do revestimento abrasivo, o que foi verificado no MEV/EDS.

O gráfico da figura 3(b) também permite registrar a existência de óxido de titânio, como era de se esperar. A camada de óxido superficial favorece o processo de ósseo-integração, haja vista, que o tecido ósseo faz sua junção com o óxido de titânio TiO_2 .

3.2 Rugosidade

Na tabela 1 observamos o resultado da medição da rugosidade do substrato de titânio usinado.

Resultados rugosidade					
Superfície	Ra	Ry	RzJIS	RzISO	RSm
Usinada 1	1.098 μ m	6.361 μ m	4.430 μ m	5.515 μ m	172.432 μ m
Usinada 2	0.989 μ m	5.820 μ m	4.568 μ m	5.355 μ m	82.524 μ m
Usinada 3	1.043 μ m	6.346 μ m	4.270 μ m	5.386 μ m	213.286 μ m

Tabela 1. Resultados da medição da rugosidade do substrato usinado.

Na tabela 2 observa-se o resultado da medição da rugosidade em titânio usinado e jateado, verificando-se um aumento aproximado de 10 vezes na área efetivamente exposta a ser revestida quando comparada com a superfície usinada (tabela 1).

Resultados rugosidade					
	Ra	Ry	RzJis	RzIso.....	RSm
MÉDIA	1.042 μ m	6.175 μ m	4.422 μ m	5.418 μ m	156.080 μ m
Jateada 1	8.847 μ m	72.192 μ m	40.672 μ m	57.547 μ m	181.669 μ m
Jateada 2	10.142 μ m	68.520 μ m	42.152 μ m	61.706 μ m	217.522 μ m
Jateada 3	11.074 μ m	80.854 μ m	45.750 μ m	70.638 μ m	247.862 μ m

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

Na tabela 3 é observado o resultado da medição de rugosidade do revestimento de titânio depositado por plasma spray, demonstrando o aumento de 3 vezes em relação a rugosidade do substrato de titânio jateado por abrasivo, observado na tabela 6 e 30 vezes com relação à superfície somente como usinada.

Resultados rugosidade					
	Ra	Ry	RzJIS.....	RzISO.....	RSm
Revestida 1	26.372µm	213.636µm	65.920µm	147.216µm	445.855µm
Revestida 2	28.472µm	283.883µm	89.794µm	165.340µm	319.292µm
Revestida 3	24.728µm	189.829µm	80.808µm	140.745µm	317.062µm

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

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

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 80,8µm Ry. O efeito de lascamento provoca o despreendimento de porções do titânio do substrato e a formação de crateras, tais crateras favorecem o embricamento de tecido ósseo, porém devido a seu tamanho e morfologia não podem ser detectadas pelo rugosímetro por ser a ponteira com apalpador mecânico.

4. Conclusões.

1. O jateamento abrasivo mostrou-se adequado para obter superfícies com perfil de rugosidade e morfologia ideal para uma adequada ósseo integração.
2. As alterações morfológicas da superfície obtida pelo revestimento de titânio, sobre o substrato de titânio, depositado pelo processo de aspersão térmica por plasma spray, aumentam a área de contato superficial, proporcionando maior contato ósseo e conseqüentemente maior área de ósseo integração.
3. As alterações morfológicas da superfície produzidas pelo revestimento de titânio favorecem a adsorção do sangue, pela ação do efeito da molhabilidade das partículas arredondadas, garantindo com isso, o início eficaz de processo de ósseo integração.
4. O perfil de rugosidade da superfície formada favorece o contato e a fixação de células ósseas que necessitam de pontos de ancoragem para sua estabilização e formação de tecido ósseo

5. O procedimento de aplicação do revestimento de titânio utilizado deveria ser analisado buscando alternativas que evitassem a presença de contaminantes da superfície.

5. 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**.
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. BRUNETTE, D. M. **The Effects of Implant Surface Topography on the Behavior of Cells**. J Biomed Mater Res, V.3 p.124-131,1988.
11. 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
12. 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.

13. 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
14. 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
15. 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
16. PAREDES, R. S. C. **Aspersão Térmica.** Apostila Curso Aspersão Térmica. UFPR, 1998. Curitiba. UFPR.