

**UNIVERSIDADE PAULISTA – UNIP
PROGRAMA DE MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

***AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE
DE IMPLANTES DE TITÂNIO SUBMETIDOS A
INSERÇÃO EM DOIS TIPOS DE OSSOS***

RAFAEL MUGLIA MOSCATIELLO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Paulista – UNIP para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

**SÃO PAULO
2011**

**UNIVERSIDADE PAULISTA – UNIP
PROGRAMA DE MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

***AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE
DE IMPLANTES DE TITÂNIO SUBMETIDOS A
INSERÇÃO EM DOIS TIPOS DE OSSOS***

RAFAEL MUGLIA MOSCATIELLO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Paulista – UNIP para a obtenção do título de mestre em Odontologia, sob orientação do Prof. Dr. Luciano Lauria Dib

**SÃO PAULO
2011**

Moscatiello, Rafael Muglia

Avaliação da rugosidade de superfície de implantes de titânio submetidos a inserção em dois tipos de ossos. / Rafael Muglia Moscatiello. – São Paulo, 2011.

31f. : il. + CD-ROM

Dissertação (mestrado) – Apresentada ao Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Paulista, São Paulo, 2011.

Área de Concentração: Implantodontia.

“Orientação: Profº. Drº. Luciano Lauria Dib”

1. Implante dentário. 2. Titânio. 3. Tratamento de superfície. 4. Resistência de materiais. I. Título.

***AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE
DE IMPLANTES DE TITÂNIO SUBMETIDOS A
INSERÇÃO EM DOIS TIPOS DE OSSOS***

Projeto desenvolvido com o financiamento
CNPq pelo método de auxílio a pesquisa
número 475773/2010-1

RAFAEL MUGLIA MOSCATIELLO

**SÃO PAULO
2011**

A Deus agradeço pela luz e pelas oportunidades que tive até aqui, por me dar forças para continuar seguindo na busca do melhor que há em mim, e quem sabe, poder deixar alguma contribuição para um mundo melhor.

Aos meus pais agradeço pelo grande exemplo que sempre tive dentro de casa, e a toda família pela compreensão, cumplicidade e carinho, pelos bons momentos e por me dar forças quando estive a ponto de desistir, por me dar abrigo quando quis sumir e por me dar um porto seguro quando nada mais fazia sentido.

Ao Orientador agradeço pela grande energia que lhe é característica. Mais até do que todos os ensinamentos de fatos que vou levar comigo para sempre, não esquecerei jamais dos valores que aprendi e irei passar a diante. Agradeço por toda a paciência que teve com as minhas limitações e por ser um grande exemplo e orgulho para todos nós da Universidade Paulista.

A todos do Programa de Pós-Graduação da Universidade Paulista – UNIP que tornam isso possível.

À Professora Doutora Angela Pizzo agradeço por me abrir um universo de possibilidades das diversas técnicas que domina, por toda ajuda na realização deste projeto desde sua concepção, realização e interpretação, além de todo carinho e incentivo.

Ao Professor Dr. Ricardo Jahn por todas as considerações, contribuições e ensinamentos.

Ao Professor Dr. Valter Miyakawa, agradeço pelo seu esforço em abrir as portas do Laboratório do Departamento de Física do ITA em São José dos Campos o que nos ajudou a estabelecer um protocolo de AFM.

Aos colegas de Graduação e Pós- Graduação agradeço o companheirismo. Eu vejo em seus olhos a certeza de que continuaremos fazendo uma Universidade a cada dia melhor.

Aos colaboradores e funcionários da UNIP agradeço por terem sido sempre tão solícitos e atendido nossas demandas tão cordialmente.

Agradecemos toda ajuda prestada tão prontamente pela Conexão que acreditou no projeto desta pesquisa cedendo todos os implantes e instrumentais necessários, assim como ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico por financiar os custos deste experimento e nos incumbir de tanta responsabilidade.

Agradeço aos colegas de equipe e aos alunos de todas turmas as quais colaborei e desejo-lhes muito sucesso.

A todos os pacientes, que depositaram sua confiança em nossas mãos e que são os verdadeiros merecedores dos frutos desta obra

A todos aqueles que nos incentivam e de alguma forma nos apoiam.

Muito obrigado.

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIações	1
RESUMO	2
INTRODUÇÃO	3
FORMATO ARTIGO	6
1. RESUMO	7
2. INTRODUÇÃO	8
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	11
Preparo dos blocos ósseos	11
Seleção dos implantes	12
Preparo dos alvéolos cirúrgicos nos diferentes ossos	12
Instalação dos implantes	13
Preparação para a microscopia.....	13
Microscopia	14
4. RESULTADOS	16
Microscopia de Força Atômica (AFM)	16
Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	16
Microanálise (EDS).....	18
5. DISCUSSÃO	19
6. CONCLUSÃO.....	21
7. AGRADECIMENTOS	22
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23
CONCLUSÃO GERAL.....	25
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	26

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

\emptyset	Diâmetro
μm	Micrômetro
AFM	Microscopia de força atômica
Ca	Cálcio
HCL	Ácido clorídrico
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
nm	Nanômetro
P	Fósforo
R_a	Rugosidade media do perfil (avaliação 2D)
R_q	Raíz quadrada da rugosidade média de todos os pontos.
R_z	Rugosidade média de cinco comprimentos de medição
RFA	Análise de frequência de ressonância (medido em ISQ)
RPM	Rotações por minuto
S_a	Amplitude média das alturas da superfície (avaliação 3D)
Ti	Titânio
Z	Maior variação de altura dos dados de rugosidade.

RESUMO

Diferentes superfícies dos implantes de titânio podem ter diferentes comportamentos mecânicos quando submetidas ao atrito com o osso durante sua instalação. Entender a dinâmica destes materiais pode ser um dado importante na hora da seleção e indicação dos diversos tratamentos de superfície para que possamos nos beneficiar com as melhores características de cada produto e quando necessário, adequar a técnica de acordo com o caso. Sendo assim, buscamos comparar microscopicamente a integridade das superfícies usinadas, obtidas por duplo ataque ácido e por oxidação anódica, e seus respectivos desempenhos, quando submetidas ao atrito por inserção em ossos medulares e em ossos corticais. Todas as amostras tiveram sua rugosidade quantificada e descrita por Microscopia de Força Atômica, Microscopia Eletrônica de Varredura e Microanálise. Dentro dos limites de nosso estudo podemos concluir que o implante usinado pode ser indicado para qualquer tipo de osso, e principalmente para o osso cortical, pois, apresenta sua superfície íntegra mesmo após o atrito pela inserção, em ambos tipos de ossos. Implantes com superfícies produzidas por duplo ataque ácido apresentam diminuição da rugosidade após inserção, principalmente em osso medular, estando indicado para ambos os tipos de ossos. Os implantes com superfícies produzidas por oxidação anódica apresentam acentuada queda da rugosidade após inserção em osso medular, o que se deve ao acúmulo de resíduos ósseos na superfície do implante. Após a inserção em osso cortical a perda de estruturas da camada óxida do implante contraindica o seu uso em osso cortical.

INTRODUÇÃO

Desde a introdução do conceito de osseointegração, as características da interface osso implante e as maneiras de se melhorar esta interface têm sido estudadas.⁽¹⁾

A qualidade de uma superfície afeta as reações teciduais para um implante oral. Esta qualidade pode ser dividida em três categorias: propriedades mecânicas, topográficas e físico-químicas. Das propriedades mecânicas de interesse destaca-se a fadiga, que pode resultar em maior taxa de corrosão e desgaste, características relativas ao material e ao tratamento de superfície. Das propriedades topográficas destaca-se o grau e a orientação da rugosidade de superfície. Na escala micrométrica a superfície de um implante pode aumentar a superfície de contato osso implante e conseqüentemente seu travamento primário. Superfícies moderadamente rugosas (S_a de 1 - 2 μm) têm demonstrado clinicamente uma melhor resposta óssea com menores inconvenientes aos tecidos moles.⁽²⁾

As dimensões e a orientação das microestruturas das diferentes superfícies de implantes influenciam a adesão, morfologia, orientação, proliferação e diferenciação celular, além da produção de fatores locais⁽³⁾, modula número de células, sua morfologia e a prostaglandina E2.⁽⁴⁾

A resposta do organismo hospedeiro aos nanomateriais é diferente do observado em materiais convencionais⁽⁵⁾. Na escala nanométrica quanto mais texturizada a superfície, maior a energia de superfície, e maior a molhabilidade, podendo influenciar diretamente a proliferação e diferenciação celular⁽¹⁾, estimular a migração de pré-osteoblastos⁽⁶⁻⁷⁾ e modular os níveis de TGF- β 1⁽⁴⁾ acelerando o processo de osseointegração, promovendo a programação celular osseointegrativa para células osteoprogenitoras, podendo ainda resultar em aumento do contato osso implante⁽⁸⁾, e conseqüente aumento do torque de remoção⁽⁹⁾. Significa portanto, reforço da resposta óssea com maiores valores nos testes biomecânicos e histomorfométricos em comparação com superfícies usinadas⁽¹⁰⁻¹¹⁾.

O sucesso clínico em longo prazo relatado pelas superfícies anodizadas já está bem estabelecido. Uma maior taxa de sucesso clínico foi observada para o tratamento de superfície por anodização em comparação com o usinado. Dois mecanismos são propostos para explicar esta osseointegração: embricamento mecânico e adesividade bioquímica. Este tipo de rugosidade afeta a quantidade e a qualidade de osseointegração dos implantes de titânio⁽¹²⁾ O acompanhamento clínico por cinco anos indica que a carga imediata em implantes com a superfície anodizada é uma opção de tratamento de sucesso para regiões exibindo qualidade óssea macia.⁽¹³⁾ parecem funcionar bem a longo prazo nos tratamentos em carga imediata avaliados após 36 meses.⁽¹⁴⁾

Por ser um tratamento de superfície indicado para áreas onde o osso está comprometido já foi descrito como uma boa opção para os casos de reabilitação auricular instalado em áreas de enxerto autógeno de crista ilíaca⁽¹⁵⁾. Para a região anterior da mandíbula não houve diferença estatisticamente significativa entre implantes usinados ou com superfície anodizada.⁽¹⁶⁾

A anodização com modificações físicas e químicas tem efeito benéfico na biocompatibilidade do titânio. Quanto maior a voltagem usada maior a espessura e a rugosidade da camada óxida e maior a concentração de íons de Cálcio e Fósforo⁽¹⁷⁾ Contudo existem riscos com o uso de nanoestruturas se estas não estiverem estáveis na superfície. O deslocamento pode representar perda óssea e inflamação para fagocitose desta partícula o que tem sido mais observado com adição de partículas com dimensões maiores⁽¹⁸⁾.

Outro fator envolvido é a técnica cirúrgica. Não há dúvidas da importância da estabilidade primária para o sucesso dos implantes osseointegrados⁽¹⁹⁾ Os diversos tratamentos de superfície possuem diferentes coeficientes de atrito de acordo com o incremento de sua rugosidade. Para um mesmo preparo um implante usinado demonstra menor torque de inserção do que os submetidos a duplo ataque ácido e os de superfície anodizada. O implante com a superfície anodizada demonstra maior torque de inserção.⁽²⁰⁾

Acredita-se que mecanicamente diferentes superfícies podem ter diferentes comportamentos sob atrito com o osso hospedeiro durante a instalação. Entender a estabilidade dos materiais pode ser um dado importante na hora da seleção e indicação dos diversos tratamentos de superfície para que possamos nos beneficiar com as melhores características de cada produto, e quando necessário, adequar a técnica de acordo com o caso. Sendo assim, buscamos avaliar e comparar microscopicamente a integridade de três diferentes superfícies de implantes de titânio submetidos a inserção em ossos de diferentes densidades.

FORMATO ARTIGO

O artigo a seguir segue as Normas para publicação estabelecidas pelo corpo editorial da Revista *Brazilian Oral Research (BOR)*, no Formato Vancouver.

1. RESUMO

Diferentes superfícies dos implantes de titânio podem ter diferentes comportamentos mecânicos quando submetidas ao atrito com o osso durante sua instalação. Entender a dinâmica destes materiais pode ser um dado importante na hora da seleção e indicação dos diversos tratamentos de superfície para que possamos nos beneficiar com as melhores características de cada produto e quando necessário, adequar a técnica de acordo com o caso. Sendo assim, buscamos comparar microscopicamente a integridade das superfícies usinadas, obtidas por duplo ataque ácido e por oxidação anódica, e seus respectivos desempenhos, quando submetidas ao atrito por inserção em ossos medulares e em ossos corticais. Todas as amostras tiveram sua rugosidade quantificada e descrita por Microscopia de Força Atômica, Microscopia Eletrônica de Varredura e Microanálise. Dentro dos limites de nosso estudo podemos concluir que o implante usinado pode ser indicado para qualquer tipo de osso, e principalmente para o osso cortical, pois, apresenta sua superfície íntegra mesmo após o atrito pela inserção, em ambos tipos de ossos. Implantes com superfícies produzidas por duplo ataque ácido apresentam diminuição da rugosidade após inserção, principalmente em osso medular, estando indicado para ambos os tipos de ossos. Os implantes com superfícies produzidas por oxidação anódica apresentam acentuada queda da rugosidade após inserção em osso medular, o que se deve ao acúmulo de resíduos ósseos na superfície do implante. Após a inserção em osso cortical a perda de estruturas da camada óxida do implante contraindica o seu uso em osso cortical.

2. INTRODUÇÃO

Desde a introdução do conceito de osseointegração, as características da interface osso implante e as maneiras de se melhorar esta interface têm sido estudadas.⁽¹⁾

A qualidade de uma superfície afeta as reações teciduais para um implante oral. Esta qualidade pode ser dividida em três categorias: propriedades mecânicas, topográficas e físico-químicas. Das propriedades mecânicas de interesse destaca-se a fadiga, que pode resultar em maior taxa de corrosão e desgaste, características relativas ao material e ao tratamento de superfície. Das propriedades topográficas destaca-se o grau e a orientação da rugosidade de superfície. Na escala micrométrica a superfície de um implante pode aumentar a superfície de contato osso implante e conseqüentemente seu travamento primário. Superfícies moderadamente rugosas (S_a de 1 - 2 μm) têm demonstrado clinicamente uma melhor resposta óssea com menores inconvenientes aos tecidos moles.⁽²⁾

As dimensões e a orientação das microestruturas das diferentes superfícies de implantes influenciam a adesão, morfologia, orientação, proliferação e diferenciação celular, além da produção de fatores locais⁽³⁾, modula número de células, sua morfologia e a prostaglandina E2.⁽⁴⁾

A resposta do organismo hospedeiro aos nanomateriais é diferente do observado em materiais convencionais⁽⁵⁾. Na escala nanométrica quanto mais texturizada a superfície, maior a energia de superfície, e maior a molhabilidade, podendo influenciar diretamente a proliferação e diferenciação celular⁽¹⁾, estimular a migração de pré-osteoblastos⁽⁶⁻⁷⁾ e modular os níveis de TGF- β 1⁽⁴⁾ acelerando o processo de osseointegração, promovendo a programação celular osseointegrativa para células osteoprogenitoras, podendo ainda resultar em aumento do contato osso implante⁽⁸⁾, e conseqüente aumento do torque de remoção⁽⁹⁾. Significa portanto, reforço da resposta óssea com maiores valores nos testes biomecânicos e histomorfométricos em comparação com superfícies usinadas⁽¹⁰⁻¹¹⁾.

O sucesso clínico em longo prazo relatado pelas superfícies anodizadas já está bem estabelecido. Uma maior taxa de sucesso clínico foi observada para o tratamento de superfície por anodização em comparação com o usinado. Dois mecanismos são propostos para explicar esta osseointegração: embricamento mecânico e adesividade bioquímica. Este tipo de rugosidade afeta a quantidade e a qualidade de osseointegração dos implantes de titânio⁽¹²⁾ O acompanhamento clínico por cinco anos indica que a carga imediata em implantes com a superfície anodizada é uma opção de tratamento de sucesso para regiões exibindo qualidade óssea macia.⁽¹³⁾ parecem funcionar bem a longo prazo nos tratamentos em carga imediata avaliados após 36 meses.⁽¹⁴⁾

Por ser um tratamento de superfície indicado para áreas onde o osso está comprometido já foi descrito como uma boa opção para os casos de reabilitação auricular instalado em áreas de enxerto autógeno de crista ilíaca⁽¹⁵⁾. Para a região anterior da mandíbula não houve diferença estatisticamente significativa entre implantes usinados ou com superfície anodizada.⁽¹⁶⁾

A anodização com modificações físicas e químicas tem efeito benéfico na biocompatibilidade do titânio. Quanto maior a voltagem usada maior a espessura e a rugosidade da camada óxida e maior a concentração de íons de Cálcio e Fósforo⁽¹⁷⁾ Contudo existem riscos com o uso de nanoestruturas se estas não estiverem estáveis na superfície. O deslocamento pode representar perda óssea e inflamação para fagocitose desta partícula o que tem sido mais observado com adição de partículas com dimensões maiores⁽¹⁸⁾.

Outro fator envolvido é a técnica cirúrgica. Não há dúvidas da importância da estabilidade primária para o sucesso dos implantes osseointegrados⁽¹⁹⁾ Os diversos tratamentos de superfície possuem diferentes coeficientes de atrito de acordo com o incremento de sua rugosidade. Para um mesmo preparo um implante usinado demonstra menor torque de inserção do que os submetidos a duplo ataque ácido e os de superfície anodizada. O implante com a superfície anodizada demonstra maior torque de inserção.⁽²⁰⁾

Acredita-se que mecanicamente diferentes superfícies podem ter diferentes comportamentos sob atrito com o osso hospedeiro durante a instalação. Entender a dinâmica dos materiais pode ser um dado importante na hora da seleção e indicação dos diversos tratamentos de superfície para que possamos nos beneficiar com as melhores características de cada produto, e quando necessário, adequar a técnica de acordo com o caso. Sendo assim, buscamos avaliar e comparar microscopicamente a integridade de três diferentes superfícies de implantes de titânio submetidos a inserção em ossos de diferentes densidades.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

A presente pesquisa foi realizada no Laboratório de Pesquisa em Clínica Odontológica da Universidade Paulista UNIP de São Paulo (MEV) e no Laboratório de Filmes Finos do Instituto de Física da Universidade de São Paulo LFF – IFUSP (MEV e AFM).

Preparo dos blocos ósseos

Os blocos ósseos com medida de 8 x 8 x 5mm foram produzidos a partir de osso bovino fresco, disponível comercialmente. As osteotomias necessárias foram realizadas com serras, motor de implante (VK Driller SMART. São Paulo SP, Brasil) e disco diamantado a 1500RPM refrigerado por soro fisiológico.

OSSO TIPO I: Blocos obtidos de fêmur, da região intermediária entre a diáfise e a epífise medial. Inicialmente realizaram-se duas osteotomias axiais paralelas, distando 8mm entre si que resultaram em um disco ósseo de 8mm de largura, com espaço medular central. Deste disco destacou-se com facilidade sua medula revelando um anel ósseo onde são realizadas as osteotomias transaxiais ortorradiais que resultaram em um bloco de osso tipo I com as dimensões desejadas aproximadas. Com auxílio de lixa as rebarbas foram removidas e realizou-se os desgastes para obtenção de blocos nas dimensões exatas, averiguado pelo paquímetro digital (Mitutoyo Suzano SP, Brasil).

OSSO TIPO III: Blocos obtidos da 2ª costela dianteira (cuja altura é de aproximadamente 6mm) por osteotomias parasagittais distando 8mm entre si. Com auxílio de lixa as dimensões foram adequadas ao padrão desejado. Os blocos selecionados foram condicionados em caixa plástica e mantidos sob refrigeração.

Seleção dos implantes

Foram utilizados implantes cilíndricos de hexágono externo, produzidos pelo mesmo fabricante, com comprimento de 15mm e diâmetro 3,75mm, produzidos em Titânio comercialmente puro grau 4. Implantes perfeitos, dentro da validade, que poderiam ser utilizados em uma intervenção clínica. Todos adquiridos já com montador. Cada um dos 3 tipos de superfície, foram testados nos dois tipos de ossos, sendo:

- 2 implantes com superfície usinada (Master Screw®, Conexão Sistemas de Prótese LTDA, São Paulo, Brasil),
- 2 implantes com superfície tratada por duplo ataque ácido (Master Porous®, Conexão Sistemas de Prótese LTDA, São Paulo, Brasil) e
- 2 implantes com a superfície tratada por duplo ataque ácido seguido por anodização. (Vulcano Actives®, Conexão Sistemas de Prótese LTDA, São Paulo, Brasil).

Preparo dos alvéolos cirúrgicos nos diferentes ossos

Para a confecção do alvéolo cirúrgico foram utilizados motores elétricos e contra-ângulos novos. Kits de fresas e conexões para implante novos, produzidos e preconizados pelo mesmo fabricante dos implantes (Master System Multiple®, Conexão Sistemas de Prótese LTDA, São Paulo, Brasil). Toda a perfuração foi realizada sob irrigação abundante, com contra-ângulo redutor de 20:1. A perfuração foi realizada de acordo com os protocolos usados clinicamente. Para isso o bloco foi estabilizado sobre a bancada com a ajuda de morça. O protocolo básico de preparo do alvéolo cirúrgico para implante foi seguido de acordo com o preconizado pelo fabricante para cada tipo de osso.

Preparo do alvéolo cirúrgico para osso medular

Para preparo dos alvéolos cirúrgicos nos ossos medulares foram utilizados os seguintes instrumentais: Broca lança, fresa helicoidal Ø2.0mm, piloto de 2.0/3.0mm, fresa helicoidal Ø 3.0mm, e 1mm de Countersinck. Usando 800 RPM.

Preparo do alvéolo cirúrgico para osso cortical

Para preparo nos ossos corticais foram utilizados os mesmos instrumentais acrescidos de uma fresa helicoidal Ø3.15mm, 2mm de Countersinck usando 1200 RPM e macho de tarracha (TAP) com catraca.

Instalação dos implantes

Os blocos ósseos permaneceram imobilizados na bancada com auxílio de morça. Cada implante transfixou totalmente o fragmento ósseo ficando com uma porção coronal intacta sem contato ósseo, e uma porção apical de igual dimensão submetida ao atrito com o osso.

A instalação foi feita manualmente com catraca torquímetro cirúrgico e o torque de inserção final aferido precisamente com medidor analógico de torque (BTG90CNS, Tohnichi Mfg. Tokyo, Japão)

Para os ossos medulares toda vez que o torque de inserção chegou a 60N/cm interrompemos a inserção do implante. Para os implantes inseridos em osso cortical, o limite usado foi de 80 N/Cm.

Preparação para a microscopia

Todas as amostras foram acondicionadas em placas de Petri, fixadas por fita dupla face e identificadas pelas etiquetas que acompanham o implante, radiografadas, fotografadas e mantidas refrigeradas. As placas de petri com cada uma das amostras foram acondicionadas em container e protegidas por plástico bolha, mantidas em refrigerador.

Microscopia

Para a microscopia foram utilizadas as instalações da Laboratório de Filmes Finos da Faculdade de Física, Universidade de São Paulo e do Laboratório da Pós-graduação, Universidade Paulista UNIP de São Paulo.

Microscopia de força atômica (AFM)

PREPARO DAS AMOSTRAS: Para que as amostras pudessem ser levadas ao porta amostras do AFM foi necessária a secção transversal, separando a porção intacta da porção submetida ao atrito ósseo, removendo o fragmento ósseo. Além disso, foi realizado um corte longitudinal, deixando a amostra com dimensões de até 2 x 10mm. Para proteção, foram isoladas com teflon, visando evitar eventuais fagulhas que pudessem ser lançadas durante o processo. Foi utilizada uma cortadeira materialográfica de precisão (*Minitom, Struers A/S. Ballerup, Dinamarca*) com disco diamantado de 0,5mm de espessura a 100RPM com fluido refrigerante da mesma marca e água na proporção 1:25.

MAPEAMENTO DA TOPOGRAFIA POR AFM: Foi utilizado o modo de contato (*Nanoscope IIIa Multimode system, Digital Instruments, Santa Barbara, CA, USA*) para realizar a varredura por sonda de uma área com 25x25µm no topo das espiras, com ponta de 100nm de Si₃N₄ e usando uma força constante de 0.12 N/m, obtendo o mapeamento topográfico tridimensional da amostra. Nas amostras que foram submetidas à inserção em osso foi avaliada a segunda espira após a face de corte presente na região apical do implante. Inicialmente foi realizada uma varredura em baixa definição para que se encontrasse áreas mais favoráveis. Sempre que os limites de leitura do scanner foram excedidos se fez necessário movimentar lateralmente na busca por outra região de análise na mesma espira. Quando uma área pareceu favorável em baixa definição, iniciou-se então o escaneamento em alta definição (512 x 512pixels). Para a medição da rugosidade nenhum tipo de filtro foi aplicado nos dados obtidos.

APRESENTAÇÃO DOS DADOS: Os dados obtidos pelo AFM foram apresentados de acordo com os parâmetros obtidos pela análise, comparando-

se a porção intacta, com a porção submetida ao atrito com o osso, avaliando-se cada um dos tipos de superfície, em relação aos dois tipos de osso, sendo:

- **Z:** Maior distância registrada entre pico e vale, variação de altura dos dados.
- **Ra:** Rugosidade média. Média aritmética dos valores absolutos de todos os pontos do perfil, rugosidade da linha média.
- **Rz:** Rugosidade Média Rz é o valor médio da rugosidade unitária obtido em cinco comprimentos de medição unitários dentro do perfil.
- **Rq (RMS):** Raíz quadrada dos valores de todos os pontos do perfil

Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Análise pelo microscópio eletrônico de varredura (MEV) em baixo vácuo (JSM-6510, Jeol Ltd. Tokyo, Japão) em aumento de 20, 500, 1000 e 2500x na porção mais externa das roscas, tanto em sua porção intacta quanto na porção submetida ao atrito ósseo dos implantes das diferentes superfícies. Os dados descritivos foram avaliados de forma qualitativa, comparando-se a porção intacta com a porção submetida ao atrito com o osso, avaliando-se cada um dos três tipos de superfícies, em relação aos dois tipos de ossos.

Microanálise (EDS)

Foi utilizado o sistema de Espectroscopia por energia dispersiva (EDS) para a quantificação dos elementos químicos presentes no espectro da amostra em magnificação de 300x, focalizando-se apenas as espiras tanto da porção coronal intacta sem contato ósseo, quanto da porção apical submetida ao atrito ósseo, no seguinte protocolo:

- Magnificação de 300x
- Tempo: 30.0 segundos.
- Voltagem Acc: 20.0kV
- Ângulo : 50°

4. RESULTADOS

Microscopia de Força Atômica (AFM)

Os parâmetros de rugosidade obtidos por AFM são demonstrados nas Tabelas 1, 2 e 3, de acordo com o tratamento de superfície, tipo de osso e torque a que foram submetidas as amostras.

Nos usinados, a rugosidade inicial aumenta para todos os parâmetros observados, após a inserção em osso medular, e principalmente em cortical.

A rugosidade dos implantes com superfície obtida por duplo ataque ácido sofre decréscimo após o atrito da inserção em osso medular o que não ocorre após o osso cortical.

A rugosidade dos implantes com superfície obtida por oxidação anódica sofre decréscimo após o atrito da inserção em osso medular o que não ocorre após o osso cortical.

A partir dos dados obtidos por AFM observa-se que os implantes com tratamento de superfície, tanto por duplo ataque ácido quanto por oxidação anódica têm uma queda acentuada dos parâmetros de rugosidade, principalmente aqueles submetidos ao osso medular. Já os implantes usinados sem tratamento de superfície, apresentam maior integridade sendo que os parâmetros avaliados demonstram aumento da rugosidade após a inserção em osso medular e mais ainda após a inserção em osso cortical.

Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

A MEV das diferentes superfícies são apresentadas nas figuras 1 a 9.

A figura 1 demonstra o aspecto característico das superfícies usinadas com as marcas de ranhuras concêntricas decorrentes do processo de produção do implante por usinagem que conferem ao implante alguma rugosidade.

Na figura 2 podemos notar aspecto similar ao característico das superfícies usinadas e algum acúmulo de resíduos ósseos.

A figura 3 apresenta um aspecto muito próximo do característico das superfícies usinadas e algum acúmulo de resíduos ósseos.

Pode ser notado o acréscimo de estruturas de ósseas e outras deformações sobre a superfície do implante usinado (Figura 2 e Figura 3). No estado inicial pode ser observado o padrão das ranhuras gerado pelo processo de usinagem.

A figura 4 demonstra o aspecto característico das superfícies obtidas pelo processo de ataque ácido. Topografia rugosa com muitos picos e vales densamente distribuídos de forma uniforme.

A figura 5 apresenta o aspecto topográfico com menor quantidade de picos e vales do que é esperado de uma superfície obtida por ataque ácido. A morfologia foi bastante afetada pelo atrito ósseo que sugere aposição de osso medular.

Na figura 6 podemos notar em alguns pontos o aspecto característico das superfícies obtidas pelo processo de ataque ácido. Em outros pontos o acúmulo de resíduos de osso cortical com orientação paralela.

Podem ser notadas alterações na topografia dos implantes com superfície obtida por duplo ataque ácido quando submetidos ao osso medular (Figura 5) e ao osso cortical (Figura 6) em comparação a seu estado inicial. Quanto à microanálise, pode-se notar ligeiro decréscimo de íons de Titânio no implante submetido ao osso medular (Tabelas 6 e 7) em comparação com seu estado inicial (Tabela 5).

A figura 7 demonstra o aspecto característico das superfícies obtidas pelo processo de ataque ácido. Topografia rugosa com muitos vales e picos mais arredondados densamente distribuídos de forma uniforme.

Na figura 8 podemos notar que a superfície apresenta em alguns pontos aspecto característico das superfícies obtidas pelo processo de anodização. Em outras há acúmulo de resíduos ósseo medular.

A figura 9 demonstra em alguns pontos apresenta o aspecto característico das superfícies obtidas pelo processo de anodização. Em outras há descolamento de resíduos da camada óxida produzida pelo tratamento de superfície por anodização.

Observam-se alterações na topografia dos implantes, decorrentes da inserção em osso medular (Figura 8) e em osso cortical (Figura 9) comparando-se ao estado inicial (Figura 7). As microanálises (Tabelas 8, 9 e 10) revelam importante acréscimo na contagem de íons Cálcio e Fósforo e diminuição dos íons de Titânio e Carbono após a inserção nos diferentes tipos de ossos.

Microanálise (EDS)

A microanálise indica uma menor presença do elemento Titânio quando inserido em osso medular e maior presença após o osso cortical. A microanálise dos implantes submetidos a inserção em osso medular e em osso cortical (Tabela 4) revela maior presença de íons de Cálcio e Carbono além de menor presença na contagem de íons de Titânio.

A microanálise indica uma menor presença do elemento titânio após o osso medular e maior presença após o cortical. O cálcio presente na amostra inicial demonstra maior presença para o osso medular e mais ainda para o osso cortical.

A microanálise por pontos dos principais elementos químicos apresentada na tabela 6 indica uma menor presença do elemento titânio após o osso medular e maior presença após o cortical. O cálcio presente na amostra inicial tem maior presença para o osso medular e para o osso cortical na mesma proporção.

5. DISCUSSÃO

Este estudo foi proposto com a intenção de avaliar o desempenho mecânico dos diferentes tratamentos de superfície de implantes usados atualmente, em dois tipos de ossos; e de ajudar a entender os eventos desta complexa interação, o que não reflete obrigatoriamente, na quantidade ou na qualidade da osseointegração.

Quanto aos implantes usinados sem tratamento de superfície, podemos observar sua morfologia característica permanecendo estável mesmo após a passagem pelo osso. O que é compreensível devido aos resultados clínicos dos implantes que comprovam o sucesso da osseointegração para este tipo de implantes, tendo relatos de sucesso desde 1965. Alterações no perfil de AFM são resultantes principalmente da agregação de resíduos ósseos e não propriamente da deformação da superfície.

Quanto aos implantes com a superfície obtida por duplo ataque ácido, os resultados obtidos dão suporte aos índices de sucesso descritos na literatura e ajudam a compreender mais um, dentre os muitos fatores que contribuem para o sucesso da osseointegração deste tipo de superfície em todos os tipos de ossos: O embricamento de resíduos ósseos em algumas porções do implante favorece a osteogênese de contato enquanto que as áreas intactas favorecem a osteogênese à distância. Além disso, promove maior atrito, o que pode contribuir para a estabilidade inicial dos implantes produzidos com esta superfície.

Quanto aos implantes com a superfície obtida por oxidação anódica, os resultados obtidos dão suporte aos índices de sucesso descritos na literatura e ajudam a compreender suas melhores indicações (ossos medulares) e contra-indicações (ossos excessivamente corticais) Os efeitos do despregamento do tratamento de superfície podem ser deletérios à perfeita interação do implante com os tecidos vivos, e suas consequências exatas são

desconhecidas. Seu entendimento deve ser fruto de maiores investigações que se fazem necessárias.

É sabido que a rugosidade é um parâmetro dependente de escala. A determinação de uma dimensão de área de análise (*Scan size*) para realização das análises é um passo fundamental para se obter dados confiáveis. Durante a análise de superfícies disponíveis comercialmente pode-se determinar que áreas maiores que $50\mu\text{m}^2$ tornam-se constantes⁽²¹⁾.

A superfície obtida por ataque ácido e a obtida por anodização tem perfil de rugosidade (R_a) similares. No entanto, o tratamento ácido produz uma superfície com estruturas pontiagudas enquanto a anodização produz um padrão mais arredondado sem estruturas pontiagudas. Sendo assim, conclui-se que o R_a não é suficiente para descrever a rugosidade⁽⁴⁾. Portanto, é importante o cruzamento dos dados obtidos por todas as análises para uma correta interpretação dos resultados.

Dos resultados dos parâmetros de rugosidade obtidos por AFM chama a atenção o fato de que os implantes com tratamento de superfície apresentam maior diminuição dos parâmetros de rugosidade, principalmente aqueles inseridos em osso medular. Confrontando estes dados com suas MEVs apresentadas nas Figuras 5 e 8 e respectivas microanálises apresentadas nas Tabelas 5 e 6 podemos notar que provavelmente a razão para esta diminuição da rugosidade seja a aposição óssea.

Já para os implantes usinados, sem tratamento de superfície, os parâmetros de rugosidade demonstram aumento, quando estes são inseridos em osso medular e mais ainda, após a inserção em osso cortical. Na microscopia eletrônica de varredura estes implantes apresentam áreas que sugerem aposição óssea e outras que sugerem deformação, informações estas que estão de acordo com as respectivas microanálises (Tabela 4).

6. CONCLUSÃO

Dentro dos limites de nosso estudo podemos concluir que:

O implante usinado apresenta semelhança entre a morfologia caracterizada pelas análises, tanto no estado inicial como após o atrito com ambos tipos de ossos. Desta forma, pode ser indicado para qualquer tipo de osso, e principalmente, para o osso cortical.

Implantes com superfícies produzidas por duplo ataque ácido apresentam diminuição da rugosidade após a passagem por osso cortical, e principalmente, após a passagem pelo osso medular. Podem ser indicados para ambos os tipos de ossos.

Implantes com superfícies produzidas por oxidação anódica apresentam pouca diminuição da rugosidade após a passagem por osso cortical . É mais acentuada a queda da rugosidade após a passagem pelo osso medular e isso deve-se ao acúmulo de resíduos ósseos. Após o osso cortical, a perda de estruturas da camada óxida do implante que pode contraindicar o seu uso em osso cortical.

7. AGRADECIMENTOS

Somos gratos ao apoio do CNPq, e da Conexão Sistemas de Prótese, "Laboratório de filmes finos do IFUSP" pelas instalações do SPM(FAPESP Proc.#95/5651-0), das instalações do laboratório de pós-graduação da Universidade Paulista UNIP de São Paulo, e Laboratório do Departamento de Física do ITA (Instituto Tecnológico da Aeronáutica), em colaboração com o IEAV-CTA (Instituto de Estudos Avançados do Centro Tecnológico da Aeronáutica), em São José dos Campos.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Dohan Ehrenfest DM, Coelho PG, Kang BS, Sul YT, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol.* 2010 Apr;28(4):198-206.
2. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004 Sep-Oct;17(5):536-43.
3. Wieland M, Textor M, Spencer ND, Brunette DM. Wavelength-dependent roughness: a quantitative approach to characterizing the topography of rough titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001 Mar-Apr;16(2):163-81.
4. Zhao G, Zinger O, Schwartz Z, Wieland M, Landolt D, Boyan BD. Osteoblast-like cells are sensitive to submicron-scale surface structure. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Jun;17(3):258-64.
5. Liu H, Webster TJ. Nanomedicine for implants: A review of studies and necessary experimental tools. *Biomaterials.* 2006 Oct 12;28(2):354-69.
6. Salata LA, Burgos PM, Rasmusson L, Novaes AB, Papalexiou V, Dahlin C, et al. Osseointegration of oxidized and turned implants in circumferential bone defects with and without adjunctive therapies: an experimental study on BMP-2 and autogenous bone graft in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Jan;36(1):62-71.
7. Gittens RA, McLachlan T, Olivares-Navarrete R, Cai Y, Berner S, Tannenbaum R, et al. The effects of combined micron-/submicron-scale surface roughness and nanoscale features on cell proliferation and differentiation. *Biomaterials.* 2011 May;32(13):3395-403.
8. Mendonca G, Mendonca DB, Aragao FJ, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology--from micron- to nanotopography. *Biomaterials.* 2008 Oct;29(28):3822-35.
9. Elias CN, Oshida Y, Lima JH, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008 Jul;1(3):234-42.
10. Shibli JA, Grassi S, de Figueiredo LC, Feres M, Iezzi G, Piattelli A. Human peri-implant bone response to turned and oxidized titanium implants inserted and retrieved after 2 months. *Implant Dent.* 2007 Sep;16(3):252-9.
11. Shibli JA, Feres M, de Figueiredo LC, Iezzi G, Piattelli A. Histological comparison of bone to implant contact in two types of dental implant surfaces: a single case study. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(3):29-36.
12. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007 Jul;23(7):844-54.
13. Glauser R, Zembic A, Ruhstaller P, Windisch S. Five-year results of implants with an oxidized surface placed predominantly in soft quality bone and subjected to immediate occlusal loading. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun;97(6 Suppl):S59-68.
14. Degidi M, Perrotti V, Piattelli A. Immediately loaded titanium implants with a porous anodized surface with at least 36 months of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):169-77.

15. Dib LL, de Oliveira JA, Neves RI, Sandoval RL, Nannmark U. Auricular rehabilitation by means of bone grafting from the iliac crest in combination with porous extraoral implants: a case report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Dec;9(4):228-32.
16. Fröberg K-K, Lindh C, Ericsson I. Immediate Loading of Brånemark System Implants®: A Comparison Between TiUnite™ and Turned Implants Placed in the Anterior Mandible. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*. [Article]. 2006;8(4):187-97.
17. Li LH, Kong YM, Kim HW, Kim YW, Kim HE, Heo SJ, et al. Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation. *Biomaterials*. 2004 Jun;25(14):2867-75.
18. Albrektsson T. Hydroxyapatite-coated implants: a case against their use. *J Oral Maxillofac Surg*. 1998 Nov;56(11):1312-26.
19. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *J Oral Rehabil*. 2006 Oct;33(10):754-9.
20. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 Sep 9.
21. Bathomarco RV, Solorzano G, Elias CN, Prioli R. Atomic force microscopy analysis of different surface treatments of Ti dental implant surfaces. *Applied Surface Science*. [doi: 10.1016/j.apsusc.2004.04.007]. 2004;233(1-4):29-34.

CONCLUSÃO GERAL

Dentro dos limites de nosso estudo podemos concluir que:

O implante usinado apresenta semelhança entre a morfologia caracterizada pelas análises, tanto no estado inicial como após o atrito com ambos tipos de ossos. Desta forma, pode ser indicado para qualquer tipo de osso, e principalmente, para o osso cortical.

Implantes com superfícies produzidas por duplo ataque ácido apresentam diminuição da rugosidade após a passagem por osso cortical, e principalmente, após a passagem pelo osso medular. Podem ser indicados para ambos os tipos de ossos.

Implantes com superfícies produzidas por oxidação anódica apresentam pouca diminuição da rugosidade após a passagem por osso cortical . É mais acentuada a queda da rugosidade após a passagem pelo osso medular e isso deve-se ao acúmulo de resíduos ósseos. Após o osso cortical, a perda de estruturas da camada óxida do implante que podem contraindicar o seu uso em osso cortical.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Dohan Ehrenfest DM, Coelho PG, Kang BS, Sul YT, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol.* 2010 Apr;28(4):198-206.
2. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004 Sep-Oct;17(5):536-43.
3. Wieland M, Textor M, Spencer ND, Brunette DM. Wavelength-dependent roughness: a quantitative approach to characterizing the topography of rough titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001 Mar-Apr;16(2):163-81.
4. Zhao G, Zinger O, Schwartz Z, Wieland M, Landolt D, Boyan BD. Osteoblast-like cells are sensitive to submicron-scale surface structure. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Jun;17(3):258-64.
5. Liu H, Webster TJ. Nanomedicine for implants: A review of studies and necessary experimental tools. *Biomaterials.* 2006 Oct 12;28(2):354-69.
6. Salata LA, Burgos PM, Rasmusson L, Novaes AB, Papalexiou V, Dahlin C, et al. Osseointegration of oxidized and turned implants in circumferential bone defects with and without adjunctive therapies: an experimental study on BMP-2 and autogenous bone graft in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Jan;36(1):62-71.
7. Gittens RA, McLachlan T, Olivares-Navarrete R, Cai Y, Berner S, Tannenbaum R, et al. The effects of combined micron-/submicron-scale surface roughness and nanoscale features on cell proliferation and differentiation. *Biomaterials.* 2011 May;32(13):3395-403.
8. Mendonca G, Mendonca DB, Aragao FJ, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology--from micron- to nanotopography. *Biomaterials.* 2008 Oct;29(28):3822-35.
9. Elias CN, Oshida Y, Lima JH, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008 Jul;1(3):234-42.
10. Shibli JA, Grassi S, de Figueiredo LC, Feres M, Iezzi G, Piattelli A. Human peri-implant bone response to turned and oxidized titanium implants inserted and retrieved after 2 months. *Implant Dent.* 2007 Sep;16(3):252-9.
11. Shibli JA, Feres M, de Figueiredo LC, Iezzi G, Piattelli A. Histological comparison of bone to implant contact in two types of dental implant surfaces: a single case study. *J Contemp Dent Pract.* 2007;8(3):29-36.
12. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007 Jul;23(7):844-54.
13. Glauser R, Zembic A, Ruhstaller P, Windisch S. Five-year results of implants with an oxidized surface placed predominantly in soft quality bone and subjected to immediate occlusal loading. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun;97(6 Suppl):S59-68.
14. Degidi M, Perrotti V, Piattelli A. Immediately loaded titanium implants with a porous anodized surface with at least 36 months of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):169-77.
15. Dib LL, de Oliveira JA, Neves RI, Sandoval RL, Nannmark U. Auricular rehabilitation by means of bone grafting from the iliac crest in combination with porous extraoral implants: a case report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007 Dec;9(4):228-32.

16. Fröberg K-K, Lindh C, Ericsson I. Immediate Loading of Brånemark System Implants®: A Comparison Between TiUnite™ and Turned Implants Placed in the Anterior Mandible. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*. [Article]. 2006;8(4):187-97.
17. Li LH, Kong YM, Kim HW, Kim YW, Kim HE, Heo SJ, et al. Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation. *Biomaterials*. 2004 Jun;25(14):2867-75.
18. Albrektsson T. Hydroxyapatite-coated implants: a case against their use. *J Oral Maxillofac Surg*. 1998 Nov;56(11):1312-26.
19. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *J Oral Rehabil*. 2006 Oct;33(10):754-9.
20. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti Lima JH. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009 Sep 9.
21. Bathomarco RV, Solorzano G, Elias CN, Prioli R. Atomic force microscopy analysis of different surface treatments of Ti dental implant surfaces. *Applied Surface Science*. [doi: 10.1016/j.apsusc.2004.04.007]. 2004;233(1-4):29-34.

<i>Superfície</i>	<i>Amostra</i>	<i>Torque</i>	<i>Z</i>	<i>Rq</i>	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
USINADO	Inicial	n/a	0,9025	0,1471	0,1194	0,6384
	Após osso medular	60N/cm	1,1792	0,2413	0,2043	0,6599
	Após osso cortical	80N/cm	1,5537	0,4024	0,3448	1,0645

TABELA 1 - MÉDIA DAS AVALIAÇÕES POR AFM DA RUGOSIDADE DOS IMPLANTES USINADOS SUBMETIDOS A INSERÇÃO EM DOIS TIPOS DE OSSOS E TORQUES.

<i>Superfície</i>	<i>Amostra</i>	<i>Torque</i>	<i>Z</i>	<i>Rq</i>	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
ATAQUE ÁCIDO	Inicial	n/a	1,9662	0,3507	0,2912	1,067
	Após osso medular	60N/cm	1,3123	0,1895	0,1511	0,812
	Após osso cortical	80N/cm	1,9439	0,2911	0,2339	1,1171

TABELA 2 - MÉDIA DAS AVALIAÇÕES POR AFM DA RUGOSIDADE DOS IMPLANTES COM TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE POR ATAQUE ÁCIDO SUBMETIDOS A INSERÇÃO EM DOIS TIPOS DE OSSOS E TORQUES.

<i>Superfície</i>	<i>Amostra</i>	<i>Torque</i>	<i>Z</i>	<i>Rq</i>	<i>Ra</i>	<i>Rz</i>
ANODIZADO	Inicial	n/a	2,8611	0,4925	0,4016	1,488
	Após osso medular	60N/cm	1,0833	0,1857	0,1461	0,5857
	Após osso cortical	80N/cm	2,1894	0,3912	0,3235	1,1014

TABELA 3 - MÉDIA DAS AVALIAÇÕES POR AFM DA RUGOSIDADE DOS IMPLANTES COM TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE POR ANODIZAÇÃO SUBMETIDOS A INSERÇÃO EM DOIS TIPOS DE OSSOS E TORQUES.

Elemento	Inicial	Medular	Cortical
C	1595	10655	1556
O	2422	7539	-
Al	757	1039	445
P	381	5778	1023
Ti	41593	32847	11254
Ca	-	8060	1121

TABELA 4 – MICROANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO IMPLANTE USINADO: QUANTIFICAÇÃO POR PONTUAÇÃO DOS PRINCIPAIS ELEMENTOS QUÍMICOS

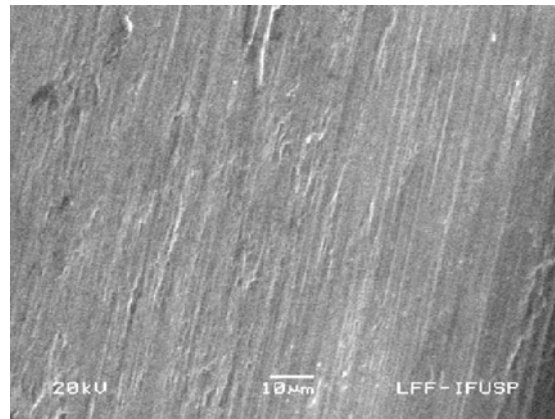
Elemento	Inicial	Medular	Cortical
C	2795	6311	4046
O	5049	4945	-
Al	1294	1422	-
P	2747	3210	8848
Ca	4376	5241	11638
Ti	35652	29726	58809

TABELA 5 MICROANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO IMPLANTE OBTIDA POR ATAQUE ÁCIDO: QUANTIFICAÇÃO POR PONTUAÇÃO DOS PRINCIPAIS ELEMENTOS QUÍMICOS

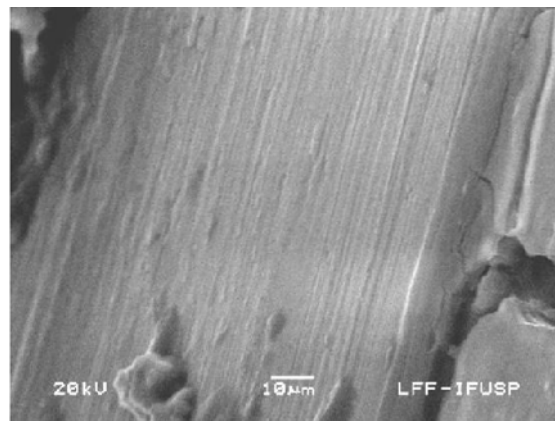
Elemento	Inicial	Medular	Cortical
C	2737	7294	2779
O	8982	8245	-
Al	2066	760	-
P	2685	10126	15157
Ca	1876	12077	12000
Ti	23024	17468	64849

TABELA 6 - MICROANÁLISE DA SUPERFÍCIE DO IMPLANTE OBTIDA POR ANODIZAÇÃO: QUANTIFICAÇÃO POR PONTUAÇÃO DOS PRINCIPAIS ELEMENTOS QUÍMICOS

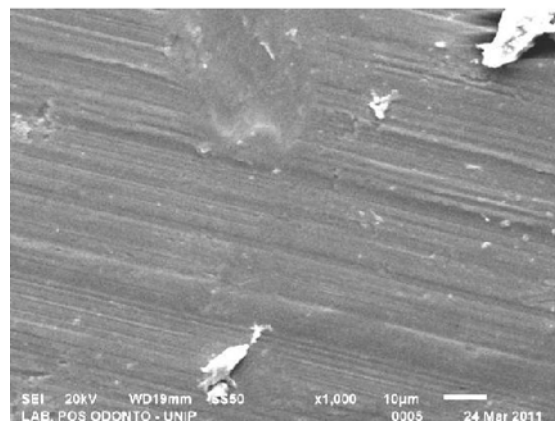
**FIGURA 1- SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA PELO PROCESSO DE
USINAGEM (MAGNIFICAÇÃO 1.000X)**



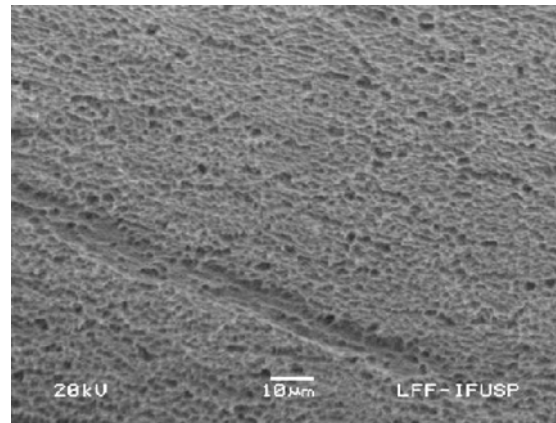
**FIGURA 2 - SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA PELO PROCESSO DE
USINAGEM SUBMETIDA A INSERÇÃO EM
OSSO MEDULAR (MAGNIFICAÇÃO
1.000X)**



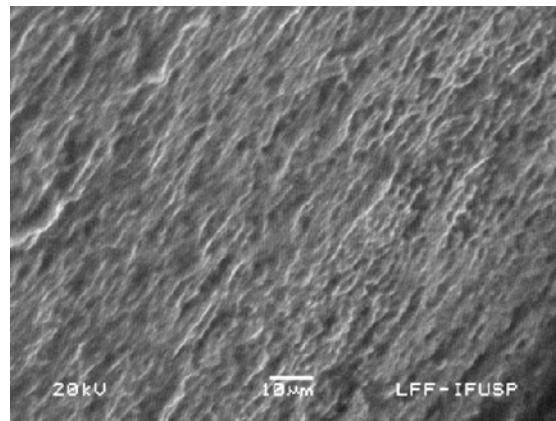
**FIGURA 3 - SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA PELO PROCESSO DE
USINAGEM SUBMETIDA A INSERÇÃO EM
OSSO CORTICAL (MAGNIFICAÇÃO
1.000X)**



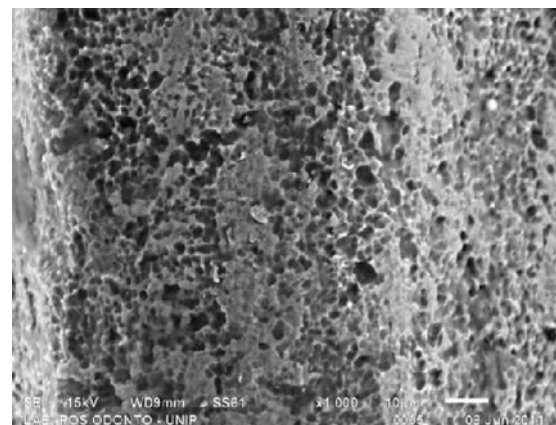
**FIGURA 4 - SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA POR DUPLO ATAQUE ÁCIDO
ESTADO INICIAL (MEV 1.000X)**



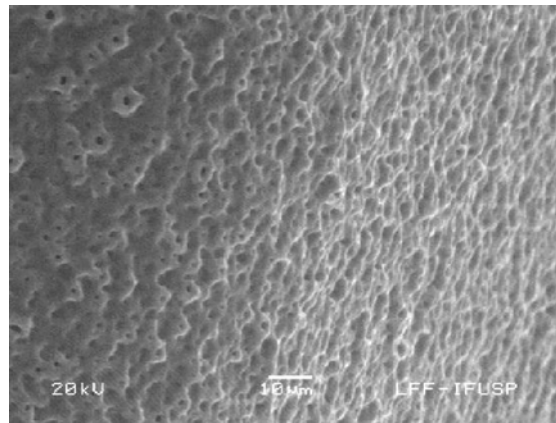
**FIGURA 5 - SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA POR DUPLO ATAQUE ÁCIDO
SUBMETIDA A INSERÇÃO EM OSO
MEDULAR (MEV 1.000X)**



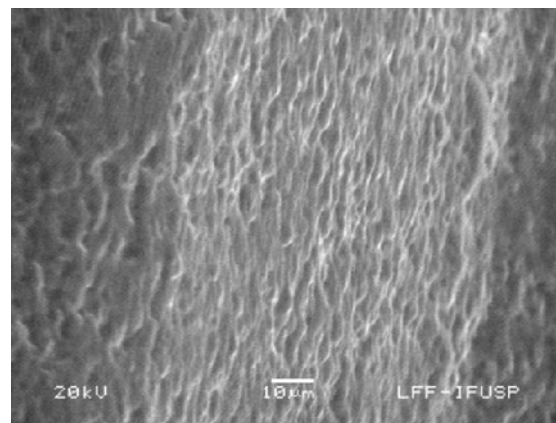
**FIGURA 6 - SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA POR DUPLO ATAQUE ÁCIDO
SUBMETIDA AO OSO CORTICAL (MEV
1.000X)**



**FIGURA 7 - SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA POR OXIDAÇÃO ANÓDICA
ESTADO INICIAL (MEV 1.000X)**



**FIGURA 8 - SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA POR OXIDAÇÃO ANÓDICA
SUBMETIDA A INSERÇÃO EM OSSO
CORTICAL (MEV1.000X)**



**FIGURA 9 - SUPERFÍCIE DE IMPLANTE
OBTIDA POR OXIDAÇÃO ANÓDICA
SUBMETIDA A INSERÇÃO EM OSSO
CORTICAL (MEV 1.000X)**

