

LEONARDO PEREZ FAVERANI

**ESTUDO *IN VITRO* DAS ALTERAÇÕES NA
SUPERFÍCIE DO TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO E DA LIGA DE
TITÂNIO TI -6AL-4V SUBMETIDA A
DIFERENTES TRATAMENTOS**

Araçatuba – São Paulo

2012

LEONARDO PEREZ FAVERANI

**ESTUDO *IN VITRO* DAS ALTERAÇÕES NA
SUPERFÍCIE DO TITÂNIO COMERCIALMENTE
PURO E DA LIGA DE TITÂNIO TI -6AL-4V
SUBMETIDA A DIFERENTES TRATAMENTOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, para obtenção do Título de MESTRE EM ODONTOLOGIA (Área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial).

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

Co-Orientador: Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão

Araçatuba – São Paulo

2012

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

F273e Faverani, Leonardo Perez.
Estudo in vitro das alterações na superfície do titânio comercialmente puro e da liga de titânio Ti -6Al-4V submetida a diferentes tratamentos / Leonardo Perez Faverani. - Araçatuba : [s.n.], 2011
80 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção
Coorientador: Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão

1. Titânio 2. Peróxidos 3. In vitro 4. Osseointegração
5. Corrosão 6. Refrigerantes

Black D7
CDD 617.64

Dados Curriculares

LEONARDO PEREZ FAVERANI

NASCIMENTO	08/12/1983, SÃO PAULO – SP
FILIAÇÃO	Ester Perez Faverani Olissio Faverani
2003/2006	Curso de Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” Araçatuba, São Paulo, Brasil
2007/2009	Curso de Residência em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial Associação Hospitalar de Bauru – Hospital de Base da 7ª Regional e Colégio Brasileiro de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial – Bauru, São Paulo, Brasil
2010/2012	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, nível Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” Araçatuba, São Paulo, Brasil



DEDICATÓRIA

Dedicatória

Aqueles que representam o fundamento da minha história e o significado da minha vida. Os meus talismãs e o alicerce da construção da minha personalidade: **a minha família**.

Ao meu papai (Olissio Faverani), meu herói, um homem especial, um exemplo de vida a ser seguido. O senhor nos criou com muito pouco, mas nos ensinou a maior dádiva deste mundo: a honestidade e o amor a Deus sobre todas as coisas. Sempre defendeu a sua “prole” com muito amor e dedicação. Se hoje eu possuo dignidade e conheço o caminho da verdade, é devido ao seu exemplo. Eu te amo meu pai e te amarei por toda a minha vida, com todas as minhas forças. O dinheiro não paga o carinho, o amor, a devoção e o tempo que vivemos juntos. Nunca se esqueça disso.

À minha mamãe (**Ester Perez Faverani**), por deixar de agarrar muitas oportunidades para se dedicar integralmente aos seus filhos. A educação, o amor e o carinho que sempre nos devotou são infalíveis. A senhora é sinônimo de bondade e amor ao próximo. Tudo o que eu disser neste momento ou por toda a minha vida, não retribui o que tens feito por nós. Eu te amo incondicionalmente.

Ao meu irmão “Olissinho” (**Olissio Perez Faverani**), que apesar da enorme distância que nos separa e o tempo que não nos vemos, você continua participando ativamente das minhas conquistas. Você é muito mais que um irmão, é meu amigo, confidente e companheiro para todo o momento. Sou grato

por tê-lo comigo. Deus já tem te abençoado grandemente, porém sei que muita coisa ainda haverá de acontecer, já que é um ser humano espetacular, de um coração incorruptível. Te amo meu irmão querido. Nos veremos brevemente!!

Ao meu irmão “Pi” (**Felipe Perez Faverani**), por ser tão especial, amoroso e compreensivo. Temos passado por muitos problemas, mas por termos tanto carinho dispensado em nossa família, nada disso tem nos abalado. Isso certamente ocorre por termos você conosco. Muito obrigado por ter compreendido a minha ausência e saber esperar o seu tempo. Eu te amo!

Ao meu irmãozinho, o “Guto” (**Augusto Perez Faverani**), a alegria da nossa casa. Você chegou para modificar as nossas vidas, com seu jeito carinhoso e todo especial. Eu te amo!

Enfim, a estes, peças chaves para o meu crescimento, dedico este trabalho, confeccionado com grande amor à Cirurgia!



AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

Agradecimentos Especiais

O maior privilégio neste momento é olhar para os caminhos percorridos nesta peregrinação e me sentir agraciado por Deus. Mais uma etapa alcançada. Este sonho foi vivido com bastante sofrimento, choro e ranger de dentes, entretanto não faltou a alegria, a paz e o entendimento. Isso porque, nas intempéries da vida, a cada tropeço e até nos “tombos”, existiam ao meu lado companheiros leais e verdadeiros para me auxiliar nesta caminhada. A vocês que representam a marca desta vitória, receba neste momento meu carinho e admiração eterna. Amo todos incondicionalmente!

Primeiramente, agradeço ao grande Pai, **o nosso Deus**, imenso em misericórdia e amor. Graças te dou pelo privilégio do dom da vida, pelo ar, pelo mar, pela terra, pela família, amigos, mestres, irmãos e companheiros nessa jornada. Obrigado Senhor por me proporcionar tanta coisa que nunca nem imaginava que aconteceria. Não tenho sido merecedor de tanto amor derramado por ti. Agradeço por ter enviado o filho do teu amor, Jesus Cristo e nos mostrar o caminho da verdade, oferecendo o seu unigênito filho para o sacrifício vivo e assim, salvar o Mundo da condenação à morte eterna. Obrigado por me ensinar a cada dia como proceder diante das batalhas. Quero servi-lo até os últimos dias da minha vida e, no momento da última expiração, que eu esteja convicto do sentimento da salvação. Te amo sobre todas as coisas!

Ao meu orientador, Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção. Foi até engraçado quando no início do mestrado fui conversar com o senhor a respeito da orientação. Confesso que me assustei por sermos de áreas diferentes. Hoje, falo aos quatro cantos, ser seu orientado foi a melhor coisa que me aconteceu neste curso. Primeiro porque o senhor é um professor muito capaz, possuidor de muito conhecimento científico, além da habilidade técnica. Mas muito mais que estes títulos, como o senhor mesmo fala, isso é tudo “prestígio”, és um ser humano espetacular. A sua simplicidade e o respeito que nos trata é algo que levarei sempre comigo. O senhor é um exemplo de orientador. Agradeço por me aceitar como seu orientado, pela confiança depositada, paciência e amizade. Que Deus o abençoe grandemente, junto com a sua família. E ainda, desejo que possamos continuar trabalhando no doutorado. Receba minha gratidão!

Ao Prof. Adj. Idelmo Rangel Garcia Júnior, o nosso chefe! Há 3 categorias de professores: aqueles que nos passam conhecimento, sem qualquer outra peculiaridade; há aqueles que além dos conhecimentos inerentes à profissão, ou até mesmo à especialidade, nos ensinam os caminhos da vida, em como percorrê-los. E há aqueles que além destas primícias, são um exemplo de sucesso, trilham um caminho estrelar, os chamados Mestres. O senhor é um grande Mestre. Muitos acreditam que o tutor exemplar é aquele que permanece ao lado do aluno durante a maior parte do tempo, controlando a risca todos os passos do aprendiz. Errado! Estes infelizmente estão fadados ao insucesso, porque o bom tutor é aquele que mostra o caminho ao aluno e o permite caminhar com liberdade. Isso é o que o senhor faz conosco. Muito obrigado pela

oportunidade oferecida e ainda mais, pela confiança e enorme respeito. É uma honra ser seu aluno. Espero ter retribuído pelo menos um pouco do que o senhor tem feito por mim.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão. Por proporcionar que este trabalho fosse realizado. Sem a sua presença e conhecimento “fenomenal” eu não conseguiria alcançar êxito. Todavia, além do auxílio nas pesquisas (você foi peça fundamental), agradeço pela amizade, respeito e paciência. És uma pessoa muito especial, companheiro e merece o sucesso, como digo “estrelar”. O seu momento vai chegar. Que o nosso Deus retribua o que tens feito por mim em bençãos, tanto temporais como eternais.

Ao Professor e amigo, Dr. Cláudio Maldonado Pastori. Feliz foi o dia em que eu o conheci. Exatamente há 7 anos, ainda no 3º ano da graduação fui ao seu consultório e solicitei acompanhar as suas cirurgias hospitalares nas férias. Sem questionar, me aceitou como estagiário e ainda participei durante dois anos das atividades no seu consultório. Obrigado professor, por confiar e reconhecer algo bom em mim, mesmo sem me conhecer. O senhor foi um anjo na minha vida. Agradeço por sempre me encaminhar em tudo. Saiba que é uma dádiva a confiança depositada em mim e no Gabriel. Somos bem-aventurados por tê-lo conosco. Continuo agradecendo e será assim por toda a vida, por nos ensinar a Cirurgia Ortognática, grande objetivo das nossas vidas profissionais. Que Deus derrame sempre em sua vida chuvas de bençãos.

Aos Professores da Disciplina da Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial Dr. Osvaldo Magro Filho, Michel Saad Neto, Alessandra

Marcondes Aranega, Daniela Ponzoni, Ana Paula Farnezi Bassi e Francisley Àvila Campos e ao ilustríssimo Professor Tetuo Okamoto, pela amizade desfrutada em nosso departamento. É muito bom conviver na Cirurgia. O carinho e respeito que vocês nos tratam é exemplar para esta faculdade. Somos uma família. Recebam o meu carinho e admiração.

Ao Professor Wilson Roberto Poi, pelo maior exemplo do “Ser Professor”. Já no início do mestrado, na disciplina de Metodologia do Ensino, me liberei de diversos preconceitos, medos e ansiedades a respeito da docência. Aprendemos com o senhor muito mais do que as habilidades para se ministrar aula. Com o senhor aprendemos a valorizar mais o ser humano, respeitar o seu próximo e ver as coisas com mais brilhantismo. Muito obrigado por fazer parte da minha formação e me fazer descobrir o professor que está em mim.

Aos professores da Disciplina de Clínica Integrada (Sônia Regina Panzarini Barioni, Denise Pedrini, Daniela Brandini e Celso Sonoda), por serem os maiores exemplos de professores. Pela disposição e empenho com o crescimento da nossa faculdade. Pelo cuidado no trato com os alunos da graduação e da pós-graduação. Vocês são mestres por excelência. Recebam minha eterna gratidão, carinho e admiração neste momento.

À “Cleidinha” (Cleide Lemos Toquetão), a nossa mãezona de Araçatuba. Você faz a diferença nas nossas vidas. Desde a graduação e agora no mestrado, tenho muito que agradecer. Pelo carinho, atenção, enfim, amor dispensado por nós da Cirurgia. Muito obrigado por fazer o nosso dia e a nossa vida muito mais

fácil. Por acalantar o nosso sofrimento e nos agraciar com a sua presença todos os dias. Meu eterno agradecimento!!

À “Éllinha” (Éllen Cristina Gaetti Jardim). Há 10 anos começava a nossa história de amizade. Inicialmente, ansiosos pelas provas e notas das disciplinas atemorizadoras da Graduação. Depois, vivendo o sonho do estágio de iniciação científica na Cirurgia, em que passamos momentos de muita felicidade, aspirando galgar os degraus nesta especialidade. Nunca me esquecerei dos nossos “papos”, planejando a nossa vida e lutando um pelo outro. Fui para a residência e você ficou no mestrado em Estomatologia. Participei dos seus momentos de dor e de frustração, porém nunca desistiu de sonhar e buscar os seus objetivos. Tanto é que você entendeu o intento maior da pós-graduação e hoje, alcançou o maior passo para ser Cirurgiã, a residência hospitalar. Muito mais que agradecer hoje o sentimento é de te parabenizar, por sua coragem de desbravar, és um exemplo para qualquer um que deseja ser um dia cirurgião. Deus a abençoe em tudo. Eu te amo, minha irmã!!!

Ao “Andrezinho” (André Luis da Silva Fabris). Como sou feliz contigo ao meu lado, meu amigo. Não mereço tanta demonstração de respeito e admiração. Estou muito feliz por sua aprovação no mestrado. Mais uma vez trabalharemos juntos. Deus tem sido muito bondoso por me conceder mais essa graça. Eu agradeço por tudo o que faz por mim, nunca me deixando sozinho e sendo um ouvinte fiel nos momentos frustrantes. Aproveito para estender os meus votos de agradecimento à sua mãe (**Maria Ivone Fabris**) e seu irmão (**Gustavo da Silva Fabris**), por ser a minha família de Araçatuba. Eu amo todos vocês, sempre!!!

Ao “Gustavão” (Gustavo Augusto Grossi de Oliveira), o grande amigo, mais recentemente, o mais novo paizão. Meus eternos agradecimentos pelo carinho e respeito que existe entre nós. Você é sinônimo de garra e determinação, nunca desanimando diante das intempéries e decepções que fazem parte do dia-a-dia. Te agradeço pelos conselhos, demonstrações de confiança e lealdade. Eu te amo meu irmão!!!

Aos alunos da graduação, por me fazer sentir Mestre. Vocês foram os responsáveis por eu acreditar na docência. Seja pelos elogios após as passagens de plantão, ou mesmo nas conversas nas clínicas, descobri a minha vocação e ter a certeza que se não investirmos na graduação, o que será da odontologia do futuro. Em especial, agradeço imensamente ao querido amigo **Tárik Ocon Braga Polo**, um aluno espetacular, um amigo que ficará para sempre. Muito obrigado pela confiança, auxílio nas nossas pesquisas, na clínica e na nossa vida. O que precisar pode contar comigo. À **“Carolzinha” (Carol Pires Alves)**, por todo carinho, admiração e respeito que nos é dispensado. Meu eterno agradecimento.

Ao Henrique Celestino da Silva, por ser um companheiro, amigo para todas as horas. Estou muito orgulhoso da sua conquista, por ser o mais novo residente em Cirurgia. Conquistou essa felicidade por sua garra e determinação. Fico muito feliz por ter te ajudado em algo, mesmo que seja no incentivo pela busca do seu sonho. Abração!

Ao meu segundo Pai (Paulo Martins Ferreira – Professor Doutor!!!), por preocupar-se comigo, por ser um conselheiro e exemplo de pai. Aprendo muito com o senhor, com sua história de vida e com a sua família, amável e

compassiva. Sinto-me honrado em me sentir tão amado por vocês. Nunca me esquecerei de tudo o que fizeram e ainda fazem por mim. Amo o senhor! E como o senhor mesmo diz, olha o “Big little Léo”, o “quiabeira” – risos!!!

À Marianne Ramalho de Azevedo Ferreira, por ser minha amiga e segunda mãe. Dou graças a Deus por me presentear com a amizade de vocês. Muito obrigado pelo acolhimento, pelas conversas que me fazem amadurecer constantemente, pela confiança que não me sinto merecedor. Por se lembrar do meu aniversário, por me presentear sempre com as suas viagens. Enfim, amo a senhora. Neste momento, receba meu carinho!

Ao “Felipão” (Felipe Ramalho Ferreira). Um grande amigo, um irmão. Muito obrigado pelo carinho, respeito e confiança. Sempre conte comigo.

À Letícia Linhares, por sempre me tratar com respeito e admiração que eu nunca mereci. Agradeço por ter ao meu lado pessoas como você, verdadeira e leal.

Ao meu irmão do coração “Gabrielzinho” (Gabriel Ramalho Ferreira). Mesmo que eu andasse por muitos caminhos e procurasse incessantemente pela amizade sincera, verdadeira, com certeza ficaria no meio do caminho, frustrado, uma vez que algumas dádivas não procuramos, nem alcançamos o mérito por meio da luta. Felizmente, o nosso Deus, por algum motivo que às vezes não é conhecido, nos traz presentes, na forma humana, que vem a cada dia nos auxiliar nesta caminhada. Neste contexto, apareceu você Gabriel, desde a residência em Cirurgia e Traumatologia Bucocomaxilofacial em Bauru, quando ainda no início conversávamos sobre a história das nossas vidas, os nossos anseios e angústias,

na busca por esse grande sonho. Você é um exemplo para mim, de homem, de servo de Deus e de amigo. A cada dia, agradeço ao Papai do Céu por me agradecer com a sua presença. Neste peregrinar, estivemos sempre juntos e a alegria torna-se ainda maior por continuarmos no doutorado (sonhamos juntos tudo isso). Hoje, nesta data que certamente, é uma das mais importantes das nossas vidas, aproveito a oportunidade para te agradecer pelo companheirismo, lealdade, fraternidade. Somos irmãos de coração, unicamente com um traço genético diferente, mas com muito amor fraternal. Sei que sabe disso, mas não se esqueça que eu sempre estarei ao seu lado, mesmo que distante fisicamente. Que o eterno Deus determine tudo o que o celeiro dele tenha de melhor na sua vida, atrelado a muita paz, saúde e muito sucesso que você merece. Eu te amo meu irmão!!!

Ao Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela concessão da Bolsa de Mestrado no primeiro ano do curso (Processo 132731/2010-0). Meus sinceros agradecimentos por promover o apoio financeiro e com isso, permitir que fosse possível a realização do mestrado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pela concessão da Bolsa de Mestrado no segundo ano (Processo 2010/13971-6), indispensáveis para a realização deste estudo e minha sobrevivência na pós-graduação. Sem a confiabilidade de vocês, nada disso aconteceria.



AGRADECIMENTOS

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP**, na pessoa da diretora **Ana Maria Pires Soubhia** pela oportunidade de realização do curso de Graduação e Mestrado. Por ser uma universidade inigualável e prezar o bom relacionamento entre os professores, alunos e funcionários. Por lutar arduamente para que a tríade ensino, pesquisa e extensão universitária sejam o maior lema desta instituição. Muito obrigado por me proporcionar que os maiores sonhos da minha vida se concretizem, dia-a-dia.

À **Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” **Profa. Adj. Maria José Hitomi Nagata**, pela competência e luta para a sobrevivência e melhoria da nossa pós-graduação.

Ao Prof. Adj. Dr. Paulo Henrique dos Santos pela amizade, carinho e atenção. Muito obrigado pelas palavras de encorajamento e felicitações sempre.

Ao Prof. Adj. Eduardo Passos Rocha por sua sinceridade e honratez.

Aos funcionários da Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP pela disponibilidade e paciência em todas as etapas do mestrado. Pelo trabalho honesto e sempre ágil.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP pelo carinho louvável e compreensão em tudo.

Aos funcionários do Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada (Dirce, Gilmar, Odair, Tina, Paulo Gratão e Joilson). Muito obrigado pelo carinho e respeito.

Às Professoras Dra. Jéssica Lemos Gulinelli e Thallita Pereira Queiroz, minhas eternas mestras. Vocês acreditaram e investiram no meu sonho. Recordo-me ainda nas clínicas de Cirurgia durante a graduação, no qual eu conversava a respeito do amor pela cirurgia e vocês abriram os caminhos. A Jéssica com um jeito todo especial, carinhosa e amiga. Já está colhendo os frutos que plantaste, parabéns e obrigado por fazer parte da minha vida. E a Thallita, sempre muito firme em tudo o que faz, determinada e sinônimo de capacidade. Meus sinceros agradecimentos.

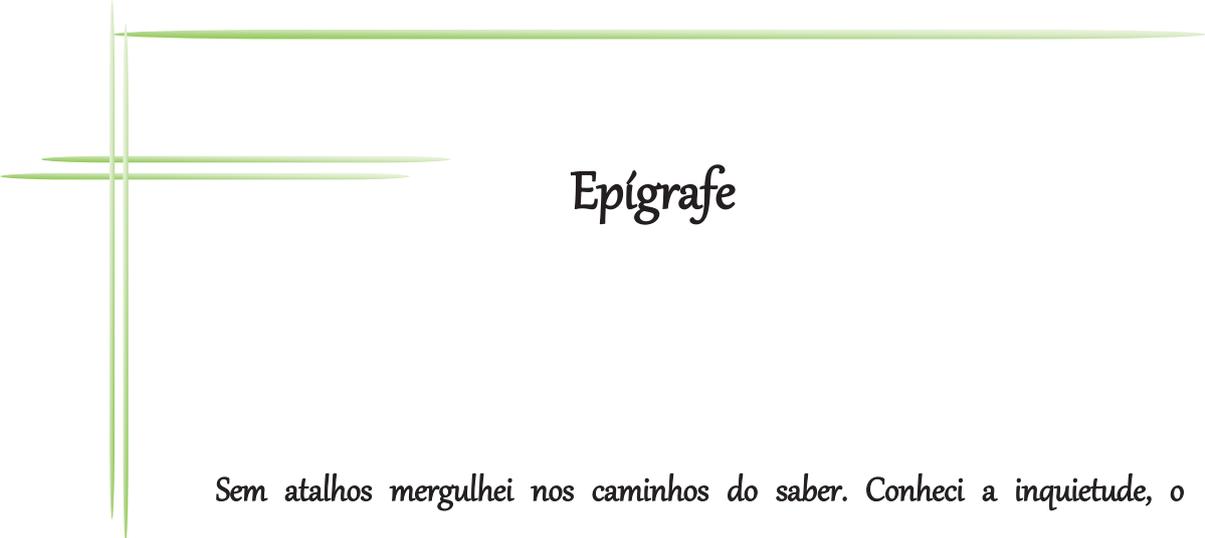
Aos colegas da pós-graduação de Odontologia, da área de Prótese (Aldiéris, Mayara, Juliana Delben, Leonardo Torcato, Érica Almeida, Joel, Rosse, Aline, Douglas, Leonardo Viana, Ana Paula, Liziane, Amália, Amílcar; Daniel; Rodolfo Bruniera Anchieta e Thais). Por me recepcionar no Departamento com muito respeito. Nossa convivência é muito prazerosa.

Aos colegas da pós-graduação da Ortodontia (Ana Carol, Laércio, Renato e Lídia Pimenta); da Periodontia (Maryelen, Paulinha Faleiros, Vivian, Nathalia Campos, Nathalia Pola, Carol e Erivan); da Clínica Integrada (Elizane, Weglis e Moriel); da Dentística (Letícia Cunha, Vanessa Hahal, Ana Paula e Lucas); da Estomatologia (Marcele), pela amizade e consideração que existe entre nós.

Aos colegas da pós-graduação em Pediatria (Carla, Natalia, Daniele, Jackeline, Luciana, Marecele Danelon), pela disposição em ajudar sempre nas pesquisas e amizade conquistada.

Aos colegas da pós-graduação da área de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial (Abrahão, Rodolpho, Pedrão, Fernando, Heloísa, Marcelo, Cassiano, Pâmela, Elisa, Igor e Lamis); e da Implantodontia (Eduardo Faco, Flávia e Cristiano), pela convivência e aprendizado constante. Meu muito obrigado!!

Aos pacientes, pela credibilidade e confiança depositadas a nós pós-graduando, permitindo-nos aprimorar nossas habilidades cirúrgicas e, como sempre estaremos em nossas vidas, aprendendo constantemente. Minha eterna gratidão.



Epígrafe

Sem atalhos mergulhei nos caminhos do saber. Conheci a inquietude, o descontentamento, mas também o fascínio irresistível do maravilhoso. Pequeno ante o grandioso, grande ante a pequenez do espírito e a pretensa força dos poderosos, de tudo procurei me aproximar, tangido pela atração do desconhecido, do irrealizado. Não haveria contudo, atalho ou caminho, não estivesse em mim a força irresistível do prazer em percorrê-lo.

Leonardo da Vinci





LISTAS E SUMÁRIO

Lista de Figuras

- Figura 1** – Imagens do microscópio eletrônico de varredura (300x e 10000x) do Ticp, antes e depois das imersões nas soluções testadas. 72
- Figure 2** – Imagens do microscópio eletrônico de varredura (300x e 10000x) da liga Ti-6Al-4V, antes e depois das imersões nas soluções testadas. 73
- Figura 3** – Imagens da microscopia de força atômica do Ticp, antes e depois das imersões nas soluções testadas. 74
- Figura 4** – Imagens da microscopia de força atômica da liga Ti-6Al-4V, antes e depois das imersões nas soluções testadas. 75
- Figura 5** – Espectroscopia de energia dispersiva (a) Ti-cp antes da exposição aos agentes testados. (b) Ticp após a exposição aos agentes testados. (c) liga Ti-6Al-4V antes da exposição aos agentes testados. (d) liga Ti-6Al-4V após a exposição aos agentes testados. 76
-

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Composição química do Ticp (grau 2) e liga Ti-6Al-4V (grau 5)	63
Tabela 2 – Composição química da saliva artificial	64
Tabela 3 – Grupos do experimento	65
Tabela 4 - Resultados de ANOVA três fatores com médias repetidas para Ra	66
Tabela 5 - Resultados de ANOVA três fatores com médias repetidas para Rz.	67
Tabela 6 - Resultados de ANOVA três fatores com médias repetidas para Rt.	68
Tabela 7 - Valores médios de rugosidade (Ra) das amostras para cada material, solução utilizada e tempo analisado.	69
Tabela 8 - Valores médios de rugosidade (Rz) das amostras para cada material, solução utilizada e tempo analisado.	70
Tabela 9 - Valores médios de rugosidade (Rt) das amostras para cada material, solução utilizada e tempo analisado.	71

Lista de Abreviaturas

Ti	= Titânio
Al	= Alumínio
V	= Vanádio
Nb	= Nióbio
Ni	= Níquel
Co	= Cobalto
Cu	= Cobre
Cr	= Cromo
Fe	= Ferro
C	= Carbono
Pd	= Paládio
Pt	= Platina
Ta	= Tântalo
KCl	= Cloreto de Potássio
NaCl	= Cloreto de Sódio
CaCl₂	= Cloreto de Cálcio
H₂O	= Água
NaH₂PO₄	= Fosfato de Sódio
Na₂S	= Sulfeto de Sódio
Ticp	= Titânio Comercialmente Puro

TiAlV	= Titânio-Alumínio-Vanádio
TiO₂	= Óxido de Titânio
O₂	= Oxigênio
H₂	= Hidrogênio
N₂	= Nitrogênio
Mo	= Molibdênio
EDS	= Espectroscopia de energia dispersiva
MEV	= Microscopia eletrônica de varredura
AFM	= Microscopia de força atômica
Å	= Angström
mm	= Millímetro
nm	= Nanômetro
µm	= Micrômetro
NaOH	= Hidróxido de Sódio
Co	= grupo Controle
Col	= refrigerante de Cola
ColS	= refrigerante de Cola associado à saliva artificial
PC 16	= peróxido de carbamida a 16%
PC 35	= peróxido de carbamida a 35%
PH 35	= peróxido de hidrogênio a 35%
PCS 16	= peróxido de carbamida a 16% associado à saliva artificial
PCS 35	= peróxido de carbamida a 35% associado à saliva artificial
PHS 35	= peróxido de hidrogênio a 35% associado à saliva artificial

Ra.....= média aritmética da rugosidade de superfície

Rz.....= altura máxima do perfil de rugosidade

Rt.....= altura total do perfil de rugosidade

Sumário

1. Artigo: Estudo <i>in vitro</i> das alterações na superfície do titânio comercialmente puro e da liga de titânio Ti -6Al-4V submetida a diferentes tratamentos	28
1.1 Resumo	30
1.2 Abstract	32
1.3 Introdução	33
1.4 Materiais e métodos	39
1.5 Resultados	44
1.6 Discussão	46
1.7 Conclusões	53
1.8 Referências	54
1.8 Anexo	77



Artigo

*Estudo *in vitro* das alterações na superfície do titânio comercialmente puro e da liga de titânio Ti-6Al-4V submetida a diferentes tratamentos.*

**Este artigo será formatado de acordo com as normas do periódico International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.*

Estudo *in vitro* das alterações na superfície do titânio comercialmente puro e da liga de titânio Ti -6Al-4V submetida a diferentes tratamentos

Leonardo Perez FAVERANI DDS^a, Valentim Adelino Ricardo BARÃO, DDS, MSc, PhD^b, Gabriel Ramalho Ferreira DDS^a, Idelmo Rangel GARCIA-JÚNIOR, DDS, MSc, PhD^c, Wirley Gonçalves ASSUNÇÃO, DDS, MSc, PhD^d.

^a Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucocomaxilofacial, Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista (UNESP), São Paulo, Brasil.

^b Mestre e Doutor em Prótese Dentária pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Dentária, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista (UNESP), São Paulo, Brasil.

^c Professor Adjunto do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Cirurgia e Traumatologia Bucocomaxilofacial e Implantodontia, Departamento de Cirurgia e Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista (UNESP), São Paulo, Brasil.

^d Professor Adjunto do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Dentária, Cirurgia e Implantodontia, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista (UNESP), São Paulo, Brasil.

Endereço dos Autores:

Rua José Bonifácio, 1193, Araçatuba, São Paulo, Brasil

Cep: 16015-050

Autor Responsável:

Wirley Gonçalves Assunção

Departamento de Materiais Dentários e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista (UNESP), São Paulo, Brasil.

Rua José Bonifácio, 1193, Araçatuba, São Paulo, Brasil, Cep: 16015-050

Fax: (55)-18-3636-3245 / Telefone: (55)-18-3636-3335

E-mail: wirley@foa.unesp.br

1.1 Resumo

Proposição: Neste estudo nós investigamos o efeito dos peróxidos de carbamida a 16% e a 35%, peróxido de hidrogênio 35% e refrigerante de Cola, nas modificações da superfície do titânio comercialmente puro (Ti-cp) e liga Ti-6Al-4V.

Materiais e Métodos: Setenta e dois discos de Ti (8 mm de diâmetro, 2 mm de espessura) foram utilizados e divididos em 18 grupos ($n = 4$) em função do tratamento das soluções e o tipo de Ti. Os espécimes foram mecanicamente polidos utilizando procedimentos metalográficos padrão. Os espécimes foram imersos em 3 ml de peróxido de carbamida a 16% e a 35%, em peróxido de hidrogênio 35% e ao refrigerante de Cola, 4 horas por dia (mantidos secos ou imersos em saliva artificial nas 20 horas restantes), durante 15 dias. Os espécimes do grupo controle foram imersos apenas em saliva artificial ao longo dos 15 dias. A rugosidade de superfícies e a topografia do Ti foram examinados por meio da microscopia de força atômica (AFM) e microscopia eletrônica de varredura (MEV). As modificações químicas das superfícies Ti foram avaliadas por meio da espectroscopia de energia dispersiva (EDS). Os dados foram analisados pela ANOVA de três fatores e o teste de Tukey foi utilizado como técnica post-hoc ($\alpha = .05$).

Resultados: Os grupos imersos em peróxido de hidrogênio 35% apresentaram a maior rugosidade ($P < 0,05$), seguido pelos peróxidos de carbamida, com maiores valores para o Ticp, porém sem alterações quando associados ou não à saliva

artificial. Estes valores foram estatisticamente superiores aos observados no início e no grupo controle. O refrigerante de Cola não alterou a rugosidade de superfície de ambos os tipos de Ti ($P > 0,05$). A MEV e a AFM mostraram maiores alterações na superfície dos espécimes imersos em peróxido de hidrogênio 35%, sendo estas maiores no grupo Ticp quando comparados à liga Ti-6Al-4V. Estes grupos promoveram a formação de fendas e “pitting de corrosão” nas superfícies do Ti. Nenhuma alteração química detectável das superfícies de Ti foi observada após 15 dias de período de imersão.

Conclusões: Os agentes clareadores promoveram alterações significativas na superfície dos materiais de Ti, que podem afetar a longevidade dos tratamentos com os implantes dentários.

Palavras Chave: titânio, peróxido, *in vitro*, corrosão, osseointegração, refrigerantes.

In vitro investigation of surface changes of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy subjected to different treatments

1.2 Abstract

Purpose: In this study we investigated the effect of 16% and 35% carbamide peroxides, 35% hydrogen peroxides and cola soft drink, on the surface modifications of commercially-pure titanium (cp-Ti) and Ti-6Al-4V alloy.

Materials and Methods: Seventy-two Ti discs (8-mm diameter, 2-mm thickness) were used and divided into 18 groups ($n=4$) as a function of solution treatments and Ti type. Samples were mechanically polished using standard metallographic procedures. Samples were immersed into 3 ml of 16% and 35% carbamide peroxides, 35% hydrogen peroxide and cola soft drink at 4 hours per day (kept dried or immersed in artificial saliva in the remaining 20 hours) during 15 days. Control samples were immersed just in artificial saliva throughout the 15 days. Ti surfaces roughness and topography were examined using atomic force microscopy (AFM) and scanning electron microscopy (SEM). The chemical modifications of Ti surfaces were evaluated through energy dispersive spectroscopy (EDS). Data were analyzed by 3-way ANOVA, Tukey's tests were further used as post-hoc techniques ($\alpha=.05$).

Results: Groups immersed in 35% hydrogen peroxide exhibited the greatest surface roughness ($P<.05$), followed by the carbamide peroxides regardless of Ti type and association or not with artificial saliva. Ticp exhibited greater surface

roughness than Ti-6Al-4V alloy. These values were statistically higher than those observed at baseline and in control group. Cola soft drink did not change the surface roughness of both Ti types ($P>.05$). The SEM and AFM images of Ti surfaces showed higher surface changes for the samples immersed in 16% and 35% carbamide peroxides, and 35% hydrogen peroxide, with greater visible alteration for T1cp. These groups promoted the formation of crevices and pitting on the Ti surfaces. No detectable chemical alteration of the Ti surfaces was observed after 15-day immersion period.

Conclusions: The bleaching agents promoted significant alterations on the surface of Ti materials, which may affect the longevity of dental implant treatments.

Key-words: titanium, peroxide, in vitro, corrosion, osseointegration, soft drinks.

1.3 Introdução

Com o advento das próteses implantossuportadas e as implantorretidas ou overdentures, a estabilidade oclusal e a previsibilidade deste tratamento causaram uma evolução no campo cirúrgico-protético por meio do profundo conhecimento das bases biológicas, que ofereceram um prognóstico de sucesso próximo de 100% (Chiapasco et al. 2011; Annibali et al. 2012; Peñarrocha-Diago et al 2012). Com isso, os pacientes puderam desfrutar de uma possibilidade terapêutica mais promissora, no tocante à melhoria da sua autoestima e reinserção no convívio social (Assunção et al. 2009).

Este princípio foi fundamentado com o fenômeno da conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vital organizado e a superfície do implante de titânio capaz de receber carga funcional, definido como osseointegração (Branemark et al. 1985; Albrektson, 1989).

O titânio (Ti) é um material que reúne características como energia de superfície adequada para a osseointegração, biocompatibilidade e boa resistência mecânica (Cortada et al. 2000; Schiff et al. 2002; Mabboux et al. 2004; Vieira et al. 2006). Quando em contato com o ar ou a água, uma camada fina de óxido de titânio é formada e essa impede a descarga de íons para o organismo (Cortada et al. 2000; Schiff et al. 2002). Entretanto, quando o Ti é exposto às condições adversas como aquelas observadas na cavidade bucal (mudança de pH, presença de flúor, alterações térmicas, químicas e mecânicas, presença de biofilme e saliva) essa camada de óxido pode ser degradada e íons são liberados tanto para o meio externo quanto o interno, como ocorre nos casos de corrosão da superfície do implante, o que culmina com alterações na superfície dos implantes (Nikolopoulou 2006; Correa et al. 2009). Os diferentes graus de pureza do Ti alteram a maleabilidade ou dureza do mesmo, sendo mais utilizado na odontologia na forma de titânio puro. Alguns sistemas empregam a liga de titânio, mais encontrada na constituição por titânio, alumínio e vanádio, sendo mais resistente mecanicamente quando comparado ao titânio comercialmente puro (Ticp) (Lazzara et al. 1999).

A criação de uma interface entre a superfície do implante (titânio) e o tecido ósseo envolve uma integração entre os constituintes moleculares do

sistema biológico e os átomos superficiais do biomaterial, e dependendo de seus desempenhos, a resposta final pode ser funcional ou não funcional. Com a resposta do tecido frente a uma superfície, estão envolvidos os processos de inflamação, cicatrização e adesão celular, além das características ósseas, a presença da água, íons, macromoléculas e células (Johanson, Albrektson; 1987; Ivanoff et al., 2001).

Clinicamente, pode ocorrer a exposição de algumas espiras do implante, causada principalmente pela atuação do processo inflamatório que se instala na região da crista óssea alveolar. Inicialmente a alteração na rugosidade da superfície dos implantes dentários e em seguida, o processo de corrosão pode ser observado, quando a superfície dos implantes dentários entra em contato com o ambiente eletrolítico, presente na cavidade bucal (Chaturvedi, 2008). Desta feita, alguns estudos foram realizados para analisar a estabilidade e resistência à corrosão dos implantes osseointegráveis (Strietzel et al. 1998; Horwitz et al. 2005; Zhoua et al. 2007; Oliveira, Guastaldi, 2009; Marecia et al. 2009).

As ligas de titânio/tântalo (Ti-Ta) foram avaliadas no tocante aos fatores: resistência à corrosão, resistência ao desgaste e biocompatibilidade, sendo que o tântalo (Ta) foi usado nos teores de 10%, 30% e 70% em massa, associado aos biomateriais metálicos usados atualmente: o Ticp e a liga Ti-6Al-4V. Houve excelente resistência à corrosão e biocompatibilidade das ligas estudadas (Ti-Ta), que são melhores ou semelhantes aos de Ticp ou Ti-6Al-4V utilizados como

biomateriais padrão, sugerindo seu potencial promissor para aplicações biomédicas (Zhou et al. 2007; Marecia et al. 2009).

Barão et al, 2011 investigaram o papel de diferentes níveis de pH salivar (3; 6,5 e 9) sobre o comportamento corrosivo do Ti-cp e da liga Ti-6Al-4V. O pH da saliva afetou significativamente o comportamento corrosivo dos dois tipos de Ti. Em pH baixo, foi observada a aceleração da troca iônica entre Ti e saliva, e redução da resistência da superfície do Ti contra a corrosão e o comportamento corrosivo foi semelhante para ambos os tipos de Ti. Portanto, o pH salivar ácido promoveu maiores danos à superfície do Ti.

Foi estudado o comportamento eletroquímico do Ticip e das ligas de Ti-Mo (Titânio-Molibdênio) (20/06 wt.% Mo) em função do tempo de imersão no eletrólito (solução de Ringer) simulando meios fisiológicos. Os valores potenciais indicaram que todas as ligas Ti-Mo e Ticip sofreram passivação espontânea devido à película de óxido formada na superfície metálica, na solução contendo cloreto. A adição de Mo no Ti puro até 15 wt.% melhorou as características de proteção de seus óxidos de forma espontânea e melhorou a sua resistência à corrosão (Oliveira, Guastaldi, 2009).

Clinicamente são raros os estudos que investigaram o efeito do processo de corrosão do Ti em seu comportamento biológico. Olmedo et al (2010) relataram dois casos clínicos de lesões reacionais na mucosa periimplantar. No primeiro caso, diagnosticou-se granuloma piogênico e no segundo caso, granuloma periférico de células gigantes. Na avaliação histopatológica, lesões com proliferação vascular, intenso infiltrado inflamatório e partículas

semelhantes a metais ora livres, ora fagocitados por macrófagos. O que sugeriu tratar-se de fragmentos de Ti liberados para a mucosa periimplantar e o processo corrosivo na superfície da plataforma protética do implante seja a etiologia destas lesões.

Sendo assim, novos estudos que simulem as condições clínicas habituais, com o intento de avaliar as alterações na superfície dos implantes são necessários, para corroborar com o bom prognóstico do tratamento reabilitador. Os testes laboratoriais são importantes para compreender o comportamento dos materiais odontológicos antes da sua utilização clínica. Além disso, esses estudos auxiliam na seleção de materiais adequados e no desenvolvimento de guias e protocolos de saúde para o cirurgião dentista e para os pacientes (Lucas, 1998; Mathew et al. 2008).

Portanto, algumas situações clínicas foram propostas nesta pesquisa. Os agentes clareadores dentários, amplamente utilizados atualmente na Odontologia, são representados pelo peróxido de hidrogênio e o peróxido de carbamida. Suas concentrações variam de 1,5% a 35%, dependendo do uso, caseiro ou no consultório (Spalding, 2005). Quando do uso caseiro, o peróxido de carbamida é o mais utilizado, em que o paciente possui o controle para a aplicação tópica nas moldeiras de silicone. Já na aplicação em consultório, o peróxido de hidrogênio é empregado, com o correto controle por parte do cirurgião dentista, no tocante ao isolamento absoluto ou proteção com uma barreira na margem gengival, para não haver escoamento do agente clareador.

Nos pacientes reabilitados com implantes osseointegrados, com a aplicação do clareador, há a possibilidade do contato com a superfície dos implantes. Portanto, nos casos em que há exposição de espiras ou mesmo na própria plataforma protética, podem ocorrer alterações na micro-estrutura dos implantes, podendo levar a corrosão. Da mesma forma, dietas ácidas como os refrigerantes de Cola, consumidos por grande parte da população, possivelmente causam modificações na superfície dos implantes, com propensão à corrosão.

Tendo em vista a valiosa correlação das investigações *in vitro* com as alterações que podem ocorrer na superfície dos implantes osseointegráveis instalados, como relatado por Zhoua et al. (2007); Oliveira e Guastaldi (2009) e Marecia et al., (2009), atrelada aos estudos de Abu-Eittah et al. (2011) e Turker et al. (2000 e 2003), os quais avaliaram o efeito dos peróxidos (carbamida e hidrogênio) na superfície de materiais restauradores de uso na odontologia, justifica-se a idealização desta pesquisa, por ainda não existir estudos das ações destes agentes no Ti.

A proposta deste estudo foi avaliar *in vitro*, por meio da análise de rugosidade superficial, microscopia de força atômica (AFM), microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectroscopia de energia dispersiva (EDS), as alterações na superfície do Ticp (grau 2) e da liga grau 5 (Ti-6Al-4V), expostos a refrigerante de Cola, ao peróxido de carbamida 16% e 35% e peróxido de hidrogênio 35%, submetidos ou não a saliva artificial. A hipótese apresentada pelos autores foi que todas as soluções testadas promoveriam alterações na superfície do titânio, não havendo diferenças entre o Ticp e a liga Ti-6Al-4V.

1.4 Materiais e métodos

Delineamento do Experimento

Nesta pesquisa, foram utilizados 72 discos com 8 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, sendo 36 em titânio comercialmente puro (TiCP) grau 2 e a outra metade em liga de titânio (Ti-6Al-4V) grau 5, de acordo com a Sociedade Americana para Testes de Materiais (ASTM) (Tabela 1).

Antes dos testes, todos os espécimes foram polidos e limpos através de métodos padronizados de metalografia (Barão et al. 2011). A opção pelos discos de titânio polidos aumenta a capacidade de observação das possíveis alterações na superfície do titânio, causadas pelos agentes que foram utilizados nesta pesquisa (peróxidos de carbamida e hidrogênio e o refrigerante de cola). Além disso, há maior padronização dos espécimes, principalmente para as análises quantitativas no que se refere ao perfilômetro, que permitiu verificar as alterações na topografia do titânio.

Para tanto, inicialmente os espécimes foram polidos com lixas sequenciais de gramatura 320, 400, 600 e 800 (Carbimet 2, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), em polidora automática (Politriz Universal APL – 4 AROTEC, Cotia, São Paulo, Brasil). Ainda na polidora, com pano de polimento (TextMet Polishing Cloth, Buehler), pasta diamantada (MetaDi 9-micron, Buehler) e lubrificante (MetaDi Fluid, Buehler), prosseguiu-se com o polimento. O próximo passo foi o polimento com pano (Chemomet I, Buehler) e sílica coloidal (MasterMed, Buehler), até que a superfície do titânio estivesse espelhada. Finalmente, os discos foram lavados

com água deionizada e propanol 70%. A fim de garantir que toda a sílica proveniente do polimento fosse removida, os espécimes foram mantidos por um minuto em cuba ultrassônica (ULTRAMET 2002 – Buehler, Lake Bluff, IL, EUA).

Dos 36 discos para cada tipo de titânio (Ticp e liga Ti-6Al-4V), 4 espécimes não foram submetidos à imersão nas substâncias testadas, constituindo o grupo controle (grupo Co). Estes após a leitura inicial no perfilômetro, no microscópio eletrônico de varredura (MEV) e no microscópio de força atômica (AFM), foram imersos em 3 mL de saliva artificial (Vieira et al. 2006) (Tabela 2), trocando-se a solução uma vez ao dia durante os 15 dias propostos do experimento. Enquanto que os demais discos foram divididos em oito grupos (n=8) e receberam o tratamento a ser descrito.

Os discos de Ti foram imersos em 3 ml de refrigerante Cola (Grupo Col), peróxido de carbamida nas concentrações de 16 % (grupo PC 16) e 35% (grupo PC 35) e peróxido de hidrogênio a 35% (grupo PH 35) por 4 horas diárias, durante 15 dias. Após o período diário de imersão nas substâncias, metade dos espécimes (n=4) de cada tipo de Ti foram lavados com água destilada e secos com papel absorvente e permaneceram em ambiente seco nas demais 20 horas do dia em estufa com temperatura controlada (37 ± 1 ° C). A outra metade (n=4), após o mesmo período de tratamento, foi mantida imersa em saliva artificial também em temperatura controlada (37 ± 1 ° C) caracterizando os grupos refrigerante de Cola associado à saliva artificial (Grupo ColS), peróxido de carbamida nas concentrações de 16 % e 35% associados à saliva artificial (Grupos PCS 16 e PCS 35, respectivamente), e peróxido de hidrogênio a 35% associado à

saliva artificial (Grupo PHS 35) (Tabela 3). Entre as trocas das soluções, os discos foram lavados com água destilada e secos com papel absorvente. Todos os discos foram armazenados individualmente em 72 frascos plásticos com tampa.

Com o intuito de padronização da metodologia, tendo em vista que a literatura não apresenta estudos que investigaram o efeito de refrigerantes na superfície do Ti, foi adotado o tempo de 4 horas de imersão no refrigerante de Cola, como semelhantemente nos demais grupos dos clareadores dentários.

Na literatura, há um protocolo de imersão em substâncias corantes para análise de alteração de cor das resinas utilizadas nas restaurações dentárias. Nestes, o protocolo de imersão dos espécimes em refrigerante de Cola é de 3 horas por dia, durante 40 dias (Villalta et al. 2006 e Aguiar et al. 2011). Porém estes trabalhos não possuem uma explicação no tocante à extrapolação clínica, ou seja, o que o tempo de 3 horas diárias representa na realidade clínica, tendo sido estabelecido de forma empírica.

Como o protocolo clínico para o clareamento dental caseiro utilizando peróxidos é de 4 horas diárias, adotamos este mesmo tempo para a imersão dos espécimes no refrigerante de Cola. Desta forma, obtivemos uma padronização para todos os grupos.

Análise da rugosidade de superfície

A rugosidade de superfície foi determinada por meio de um perfilômetro (Dektak d-150; Veeco, Plainview, Nova York, EUA), em dois períodos do experimento: *baseline* (antes da imersão do Ti nas substâncias testadas) e após a

imersão. Cada espécime foi individualmente posicionado no centro do equipamento e a ponta medidora do perfilômetro na superfície do espécime. Foram utilizados 3 discos de Ti de cada grupo, uma vez que os demais foram avaliados por MEV e EDS e AFM. Os valores de Ra (média aritmética da rugosidade de superfície), Rz (altura máxima do perfil de rugosidade) e Rt (altura total do perfil de rugosidade) foram mensurados usando *cutoff* de 500 μm , num tempo constante de 12 segundos. Três leituras foram feitas sobre cada superfície e a média foi calculada. Aleatoriamente foi realizada a leitura no centro do espécime, e duas leituras paralelas, à direita e à esquerda desse centro. Como o perfilômetro fornece os valores originais em Angström (\AA), os dados foram transformados para a escala nanométrica (nm).

Caracterização das Superfícies por MEV/EDS

Os discos de Ticp e os de liga (Ti-6Al-4V) de todos os grupos (um de cada grupo), foram analisados em MEV (Jeol, modelo JSM-7401F, Oregon, EUA), para análise e caracterização das possíveis irregularidades presentes nas superfícies. Os espécimes foram analisados utilizando-se os aumentos de 300 e 10.000 vezes. Foram realizadas comparações das imagens obtidas entre as superfícies de Ti, por meio da análise pré e pós-exposição às substâncias testadas.

Além disso, foram realizadas análises químicas elementares em volumes pequenos, da ordem de $1 \mu\text{m}^3$ (micrômetro cúbico), por meio da técnica de EDS, que utiliza o espectrômetro EDS. Este possibilita a observação do espectro inteiro de raios X de modo simultâneo, o que permite a análise qualitativa rápida

(mapeamento) dos elementos constituintes principais das superfícies dos discos de Ti, para comparação da composição química das diferentes superfícies analisadas, prévia e posteriormente à imersão dos discos no peróxido de carbamida, hidrogênio e no refrigerante de Cola.

Caracterização das Superfícies por AFM

Um disco de cada grupo (os mesmos utilizados para a leitura no MEV) foi analisado pela AFM (AFM; Veeco Metrology Inc., Santa Barbara, CA, EUA). As imagens foram transportadas do microscópio para um computador e no programa Nanoscope Analysis (2004 Veeco Instruments Inc., Santa Barbara, CA, EUA), as imagens foram inicialmente submetidas aos filtros (“lowpass” e medium”). Em seguida, obtiveram-se as imagens em três dimensões (3D) e com o intuito de possibilitar uma análise comparativa visual entre os grupos, padronizou-se a escala de altura mínima de -100 nm e máxima de 100 nm (eixo z).

Análise Estatística

Foi analisada a comparação entre os grupos de Ticp e da liga Ti-6Al-4V imersos no refrigerante de cola, nos peróxidos e no grupo controle. Primeiramente foi aplicado o teste ANOVA de três fatores (material, solução e tempo) para verificar o comportamento dos tratamentos realizados diante dos tipos de titânio nos diferentes tempos analisados. O teste de Tukey foi aplicado quando a ANOVA mostrou diferença. Os testes foram conduzidos com nível de

significância de 5% no software (Statistical Package for the Social Sciences, version 17.0; SPSS Inc, Chicago, IL, EUA).

1.5 Resultados

Análise da caracterização de superfície

As imagens obtidas da superfície do Ti na Microscopia eletrônica de varredura mostraram claramente alterações na superfície dos espécimes após a imersão nas soluções PC 16, PCS 16, PC 35, PCS35, PH 35 e PHS 35, sendo visualmente maiores para o Ticp. Estas alterações foram representadas por orifícios (sugestivos de corrosão por “pitting”) e fendas (“crevices”) na superfície, tanto do Ticp como da Liga Ti-6Al-4V, nos aumentos de 300x e 10000x (Figuras 1 e 2). É importante salientar que não houveram diferenças aparentes entre os grupos que foram ou não imersos posteriormente na saliva artificial. Os grupos Co, Col e ColS não evidenciaram mudanças na superfície dos espécimes na comparação com o período *baseline*, mantendo ainda a característica de superfície polida. Nos grupos Col e ColS, as imagens mostraram substratos incrustados na superfície, para ambos os tipos de Ti.

A microscopia de força atômica por meio das imagens 3D ilustrou a topografia de superfície dos discos de Ticp e liga Ti-6Al-4V com formação de irregularidades bastante expressivas (estriações) dos mesmos grupos observados nas imagens do MEV (PC 16, PCS 16, PC 35, PCS35, PH 35 e PHS 35), quando comparados aos grupos Co, Col e ColS (Figuras 3 e 4). Nos grupos PH 35 e PHS 35,

as imagens evidenciaram o interior de uma fenda, o que denotou a formação de um “vale” bastante profundo, sem a definição do ponto mais superior dos “picos”. Observou-se a maior alteração nos grupos pertencentes ao Ticp quando comparados à liga Ti-6Al-4V, com fendas e orifícios mais expressivos.

O mapeamento da composição química pelo método EDS dos espécimes, antes da imersão nas soluções (*baseline*) bem como após a imersão para todos não mostrou alteração nos constituintes dos tipos de Ti. Para o Ticp, foi mapeada a presença de Ti e para a liga de Ti-6Al-4V, o mapeamento de Ti, Al e V. A constatação do alumínio pode explicar a observação dos pontos mais claros nas imagens do MEV, assim como as suas fases α e β . Como não houve modificação na composição dos constituintes tanto dos espécimes de Ticp como da liga Ti-6Al-4V, foi inserida uma imagem representativa dos grupos antes e após a imersão nas soluções (Figura 5).

Análise da rugosidade de superfície (perfilômetro)

Para os valores de Ra, o teste ANOVA revelou que os fatores material, solução e tempo, bem como as interações entre eles foram estatisticamente significantes (Tabela 4).

Para os valores de Rz, os fatores solução, tempo, tempo x solução, tempo x material x solução, apresentaram diferenças significantes (Tabela 5). Já para Rt, todos os fatores foram estatisticamente significantes, exceto para a interação tempo x material (Tabela 6).

As tabelas 7, 8 e 9 mostram os valores médios e desvio padrão dos valores de rugosidade Ra, Rz e Rt, respectivamente. Todos os grupos apresentaram rugosidade de superfície semelhantes no período inicial (*baseline*), independente do material ($P>0.05$; Teste Tukey).

A imersão em saliva artificial (grupo Co) e no refrigerante de Cola (grupo Col) não alterou estatisticamente a rugosidade de superfície dos discos de Ticp e liga Ti-6Al-4V, independente dos parâmetros de rugosidade analisados ($P>0,05$; Teste Tukey).

De maneira geral, os agentes clareadores dentários aumentaram os valores de rugosidade para ambos os materiais, sendo que o peróxido de hidrogênio a 35%, associado ou não à saliva artificial (PH 35 ou PHS 35), promoveu as maiores alterações ($P>0,05$; Teste Tukey).

Para todas as soluções testadas, a liga Ti-6Al-4V exibiu os menores valores de rugosidade de superfície quando comparados verificados no Ticp.

1.6 Discussão

A hipótese apresentada pelos autores em que todas as soluções testadas promoveriam alterações na superfície do titânio, não havendo diferenças entre o Ticp e a liga Ti-6Al-4V, foi parcialmente aceita, uma vez que os parâmetros de rugosidade (Ra, Rz e Rt) avaliados, bem como as imagens extraídas da MEV e AFM evidenciaram alterações na superfície dos espécimes somente nos peróxidos (carbamida 16% e 35% e de hidrogênio 35%), sem diferenças no grupo

Col e ColS quando comparados ao grupo Co. Além disso, os grupos de Ticp apresentaram maiores alterações na superfície dos discos quando comparados à liga Ti-6Al-4V.

Os parâmetros de perfil de rugosidade superficial são importante ferramenta para a análise microestrutural dos materiais e, assim esclarecer quais agentes podem alterar a superfície dos materiais em questão e possivelmente influenciar nas suas características estruturais, tais como atrito, desgaste, corrosão e suas propriedade térmicas (Villalta et al. 2006). Dentre estes parâmetros, o valor de Ra mostra a média aritmética dos valores absolutos. Já o valor de Rz evidencia a soma da altura máxima dos picos e a profundidade máxima dos vales, informando sobre a máxima deteriorização da superfície vertical do material. E o valor de Rt mostra a soma da altura máxima dos picos e a profundidade máxima dos vales, dentro do comprimento total de avaliação, informando sobre a máxima deteriorização do material (Gonzales, 1998).

Sendo assim, é possível afirmar que os resultados deste estudo evidenciaram a deterioração superficial dos discos de Ti após a imersão em peróxido de carbamida a 16% e 35%, assim como em peróxido de hidrogênio a 35% associados ou não à imersão em saliva artificial, por meio das alterações significantes dos valores de Ra, Rz e Rt ($P < 0,05$; Teste Tukey). Todavia, não mostrou alterações para os grupos Co (saliva artificial), Col (refrigerante de Cola) e ColS (refrigerante de Cola seguida da imersão em saliva artificial).

Até o momento não há estudos na literatura avaliando a rugosidade de superfície no Ti em função da imersão nas soluções usadas neste estudo. Os

estudos de rugosidade que envolvem a imersão em clareadores dentários e no refrigerante de Cola foram realizados em esmalte dental, resina composta, resina acrílica e outros materiais para restaurações odontológicas (Villalta et al. 2006; Elhamid et al. 2010; Abu-Eittah et al. 2011; Aguiar et al. 2011; Correr et al. 2011; Fuji et al. 2011; Silva et al. 2011). Estas pesquisas observaram pelos valores de rugosidade de perfil (Ra) e pela caracterização de superfície (MEV e AFM), que os agentes clareadores dentários e o refrigerante de Cola promoveram alterações na rugosidade de superfície destes materiais odontológicos.

Durante muito tempo o Ti foi considerado como metal bioinerte, em que após a exposição ao oxigênio (O₂) ou à água (H₂O), uma densa camada de óxido de titânio (TiO₂) é formada e garante ao Ti biocompatibilidade (Cortada et al. 2000; Schiff et al. 2002; Mabboux et al. 2004; Vieira et al. 2006) e o mantém protegido frente à exposição a flúidos da cavidade bucal (Kasemo, 1983; Huang, 2003). Entretanto estudos *in vitro* tem mostrado que o Ti quando exposto a ácidos, a flúor, à saliva com pH baixo e à condições hiperglicêmicas, a camada protetora de óxidos pode ser perdida e um processo de corrosão é iniciado (Nakagawa et al. 1999, Nikolopoulou 2006; Correa et al. 2009, Souza et al. 2009, Barão et al. 2011). Desta forma, podemos explicar as alterações microestruturais nas superfícies dos espécimes de Ti desta pesquisa, tanto pelos valores de rugosidade, bem como pelas imagens obtidas com a MEV e AFM.

Por mais que os testes deste trabalho não foram conduzidos numa célula eletroquímica para a averiguação de um possível processo corrosivo, os peróxidos (carbamida e hidrogênio) para promoverem as alterações visíveis nas

imagens com formações de fendas e orifícios certamente atacaram a camada de óxido e houve troca de íons com o meio (solução), sugestivo de corrosão da estrutura.

Os discos de Ti imersos em saliva artificial (grupo Co) não sofreram quaisquer alterações, caracterizadas pela formação de orifícios, fendas ou mesmo modificação na rugosidade (Ra, Rz e Rt) ($P > 0,05$; Teste Tukey). O que vem corroborar com os resultados de Barão et al. (2011), que observaram por meio de estudo eletroquímico que a saliva artificial (pH=6,5) não possui potencial corrosivo.

Refrigerantes de Cola possuem pH ácido (próximo de 2,7) e contém carboidratos e hidrocarbonetos dissolvidos em sua composição que possuem o potencial para corrosão, pelo menos nos materiais restauradores (Yap et al., 1997 e 2000; Paravina et al., 2004, Wongkhangee et al., 2006; Kitchens et al. 2007). Silva et al. (2011) no estudo de imersão de dentes restaurados com resina composta em diversas soluções, encontraram maiores valores de rugosidade (Ra=62,16 nm) para o grupo imerso no refrigerante de Cola durante 15 dias, sendo 3 imersões diárias e, os menores (Ra=43,25 nm) para os grupos imersos em saliva artificial. O efeito do refrigerante de Cola pode ser justificado pela presença de ácidos (ácido fosfórico, acidulantes e cafeína) e açúcares na composição química, capazes de promover erosão na superfície da resina.

No presente estudo, os grupos que foram imersos no refrigerante de Cola (Col e ColS) não exibiram alterações visíveis na MEV e AFM (fendas ou orifícios), como notadas nos demais grupos, além dos valores de rugosidade ($P > 0,05$; Teste

Tukey) quando comparados ao período inicial (*baseline*) e ao grupo Co. Isso nos leva a acreditar que mesmo que o pH do refrigerante de Cola seja baixo, após a abertura do frasco o gás presente (CO₂) é liberado e rapidamente são perdidos íons H⁺. Conseqüentemente, o valor do pH pode ser elevado, e possivelmente, incapacitando-o para atacar a camada de óxido da sua superfície do Ti. As incrustações que apareceram na superfície destes grupos após o experimento, observadas na MEV e AFM, provavelmente foram ocasionadas pela permanência dos açúcares e carboidratos impregnados na superfície do Ti mesmo após a sua limpeza.

Quanto aos agentes clareadores dentários, Turker et al. (2000 e 2003) observaram que o gel de peróxido de carbamida nas concentrações de 10% e 16% aplicados sobre porcelana feldspática, num período de 30 dias, causou diminuição da dureza e a rugosidade de superfície aumentou significativamente após a aplicação nas duas primeiras semanas. Já em relação ao peróxido de hidrogênio, Abu-Eittah et al. (2011) investigaram o seu efeito na topografia de superfície de uma cerâmica odontológica, nas concentrações de 30%, 35% e 38%, e verificaram por meio da análise em MEV e AFM que a superfície apresentou orifícios em toda a extensão dos espécimes, com alteração significativa da rugosidade, nas concentrações de 35% e 38%. Estes resultados, apesar de obtidos em substrato cerâmico são congruentes com os obtidos por este trabalho, uma vez que os discos de Ti que foram imersos em peróxido de hidrogênio a 35% (PH 35 e PHS 35) e ao peróxido de carbamida 16% (PC 16 e PCS 16), apresentaram as maiores alterações de rugosidade (P<0,05; Teste Tukey) e

nas imagens da MEV e AFM, quando comparados aos demais grupos, que mantiveram as características e valores de rugosidade muito próximos do período inicial ou do grupo controle.

O mecanismo que justifica esta ação possivelmente está na capacidade de dissociação dos peróxidos (carbamida e hidrogênio) numa reação de única direção, na presença de luz e em temperatura elevada, próximo da temperatura da cavidade bucal. Sendo assim, os agentes clareadores tornam-se mais ativos e atacam as superfícies de forma mais eficaz. No caso do Ti, isso provavelmente possibilitou o ataque ao filme de TiO_2 e, pela liberação de íons, a superfície do disco ficou desprotegida, permitindo a ocorrência das alterações microestruturais observadas.

Clinicamente, a liberação de íons de Ti para o organismo implica na possibilidade de causar danos desastrosos e irreversíveis (Mjöberg et al. 1997; Kärrholm et al. 1998) pela toxicidade dos metais pesados (Jacobs et al. 1998). Estudos na mucosa periimplantar (Lalor et al. 1991; Matthew et al. 1996, Olmedo et al. 2002, Olmedo et al. 2010, Flatebo et al. 2011, Olmedo et al. 2011) e em cadáveres, mostraram a presença de partículas de Ti distribuídas na região periimplantar e em órgãos de metabolização como fígado, rim, baço e linfonodos próximos aos implantes ou mesmo distantes (Jacobs et al. 1998; Urban et al. 2000).

Alguns trabalhos mostraram não haver diferenças entre o Ti cp e a liga Ti-6Al-4V, especialmente quanto ao comportamento corrosivo dos espécimes submetidos a agentes ácidos (Schiff et al. 2002; Huang et al. 2003; Souza et al.

2009 e 2010; Barão et al. 2011). Em contrapartida, nesta pesquisa foi possível afirmar a maior alteração do Ticp quando comparado à liga Ti-6Al-4V, tanto pela caracterização de superfície (MEV e AFM), como pelos valores de Ra, Rz e Rt ($P < 0,05$; Teste Tukey). Sendo possível afirmar que a liga Ti-6Al-4V se mostrou mais resistente aos peróxidos.

Este estudo apresentou algumas limitações, tais como a necessidade de discos de Ti polidos, que diferem da superfície da maioria dos implantes atuais, os quais apresentam superfície rugosa devido a diferentes condicionamentos a fim de aumentar a superfície de contato, resistência à corrosão e a aceleração da osseointegração. Além disso, talvez o tempo de imersão no caso do peróxido de hidrogênio não corresponda ao indicado para o uso clínico, apesar de estudos anteriormente realizados (Abu-Eittah et al. 2011) mostrarem alterações na superfície de cerâmicas odontológicas após 1 hora de aplicação.

Como os agentes clareadores dentários mostraram uma tendência para corrosão por “pites” e fendas, estudos futuros deverão verificar a ação destes agentes no Ti com tratamento de superfície, assim como testes eletroquímicos para entendermos a cinética de corrosão destes fluidos no Ti.

O apelo da sociedade pela estética do sorriso vem causando a busca constante dos indivíduos pelo consultório odontológico. Neste contexto, o clareamento dentário é uma opção frequentemente adotada pelos cirurgiões dentistas e seus pacientes e, não obstante, os indivíduos possuem próteses implantossuportadas adjacentes aos dentes que serão clareados.

Nessas situações clínicas, os presentes resultados contra-indicam o procedimento de clareamento dental caseiro devido ao controle impreciso do escoamento dos géis de peróxido de carbamida usados domiciliarmente pelos pacientes em moldeiras individuais. Apesar do peróxido de hidrogênio ter sido a substância que mais afetou o Ti, sua indicação clínica como agente clareador é restrita ao consultório odontológico, possibilitando um rígido controle por parte do profissional, por meio de um eficiente isolamento absoluto ou de barreiras protetoras gengivais, impedindo o contato entre o peróxido e as superfícies dos implantes.

1.7 Conclusões

Diante dos resultados obtidos por este trabalho, podemos concluir que:

- (1) A liga Ti-6Al-4V mostrou ser mais resistente à ação das soluções testadas quando comparada ao Ticp.
- (2) O refrigerante de Cola e a saliva artificial não alteraram a topografia de superfície do Ticp e da liga Ti-6Al-4V.
- (3) Os agentes clareadores (peróxido de carbamida 16% e 35%, e peróxido de hidrogênio 35%) promoveram alterações significativas nas superfícies de ambos os materiais testados.

Agradecimentos

Os autores gostariam de expressar seus protestos de estima e consideração ao CNPq (132731/2010-0) e à FAPESP (2010/13971-6), pela concessão de bolsa Mestrado ao primeiro autor (Faverani LP).

1.8 Referências

- Abu-Eittah MR, Mandour MH. In Vitro Study of the Effect of Three Hydrogen Peroxide Concentrations on the Corrosion Behavior and Surface Topography of Alumina-Reinforced Dental Ceramic. *J Prosthodontol*. 2011; 20: 541–552.
- Aguiar FHB, Georgetto MH, Soares GP, Catelan A, dos Santos PH, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of different light-curing modes on degree of conversion, staining susceptibility and stain's retention using different beverages in a nanofilled composite resin. *J Esthet Rest Dent*. 2011; 23: 106-114.
- Albrektson T. *The Branemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence, 1989. 262p.
- Annibali S, Cristalli MP, Dell'aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Pilloni A. Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res*. 2012 Jan; 91: 25-32.
- Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes EA, Tabata LF. A comparison of patient satisfaction between treatment with conventional complete dentures and overdentures in the elderly: a literature review. *Gerodontol* 2009; 26: 58-64.
- Barão VA, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JC, Wimmer MA, Sukotjo C. Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH – an electrochemical study. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Aug 1. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02265.x. [Epub ahead of print].

Barão VA, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JC, Wimmer MA, Sukotjo C. The role of lipopolysaccharide on the electrochemical behavior of titanium. *J Dent Res.* 2011; 90: 613-618.

Branemark PI. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10 year period. Stockholm: Almqvist & Wiksell Int., 1977, 132p.

Branemark PI, Zarb GA, Albrektson T. tissue integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Co., 1985, 350p.

Branemark PI. Prótesis tejido-integrada: La osseointegración en la odontología clínica. Berlín: Quintessence, 1987, 350p.

Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res.* 2008; 20: 91-98.

Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M, Corsi E. Evaluation of peri-implant bone resorption around Straumann Bone Level(®) implants placed in areas reconstructed with autogenous vertical onlay bone grafts. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Aug 9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02262.x. [Epub ahead of print].

Correa, C.B., Pires, J.R., Fernandes-Filho, R.B., Sartori, R. & Vaz, L.G. Fatigue and fluoride corrosion on streptococcus mutans adherence to titanium-based implant/component surfaces. *J Prosthodont.* 2009; 18: 382-387.

Correr GMR, Alonso RCB, Baratto-Filho F, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MAC, Puppin-Ronatti RM. *In vitro* long-term degradation of aesthetic restorative

- materials in food-simulating media. *Acta Odontol Scand*, 2011. DOI: 10.3109/00016357.2011.600701.
- Cortada, M., Giner, L., Costa, S., Gil, F.J., Rodriguez, D.; Planell, J.A. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*. 2000; 11: 287-293.
- Elhamid MA, Mosallam R. Effect of bleaching versus repolishing on colour and surfacetopography of stained resin composite. *Aust Dent J* 2010; 55: 390–398.
- Flatebo RS, Hol PJ, Leknes KN, Kosler J, Lie SA, Gjerdet NR. Mapping of titanium particles in peri-implant oral mucosa by Laser Ablation Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry and high-resolution optical darkfield microscopy. *J Oral Pathol Med*. 2011; 40: 412–420
- Fuji M, Kitasako Y, Sadr A, Tagami J. Roughness and pH changes of enamel surface induced by soft drinks *in vitro*-applications of stylus profilometry, focus variation 3D scanning mircroscopy and micro pH sensor. *Dent Mat J*. 2011; 30: 404-410.
- Gonzales RVB. *Rugosidade Superficial – Uma abordagem prática*. Mitutoyo. São Paulo, 1998.
- Horwitz J, Machtei EE, Zuabi O, Peled M. Amine fluoride-stannous fluoride and chlorhexidine mouthwashes as adjuncts to single-stage dental impalnts: a comparative study. *J Periodontol* 2005; 76: 334-340.
- Huang HH. Effect of fluoride and albumin concentration on the corrosion behavior of Ti-6Al-4V alloy. *Biomaterials*. 2003; 24: 275–282.

- Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Imp Res*. 2001; 12: 128-134.
- Jacobs JJ, Gilber JL, Urban RM. Current concepts review - Corrosion of metal orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80: 268-282.
- Johanson C, Albrektson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1 year follow-up of removal torque of titanium implants. 1987; 2: 69-75.
- Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 832-837.
- Kärrholm J, Frech W, Nivbrant B, Malchau H, Snorrason F, Herberts P. Fixation and metal release from the Tifit femoral stem prosthesis. 5-year follow-up of 64 cases. *Acta Orthop Scand* 1998; 69: 369-378.
- Kitchens M, Owens BM. Effect of carbonated beverages, coffee, sports and high energy drinks, and bottled water on the *in vitro* erosion characteristics of dental enamel. *J Clin Pediatr Dent*. . 2007; 31: 153-159.
- Lalor PA, Revell PA, Gray AB, Wright S, Railton GT, Freeman MA. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73: 25-28.
- Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL. A human histologic analysis of osseotite and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Peridontol Restor Dent*. 1999; 19: 117-129.
- Lucas LC. Bio-degradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res* 1998; 6: 32-7.

- Mabboux, F., Ponsonnet, L., Morrier, J.-J., Jaffrezic, N. & Barsotti, O. Surface free energy and bacterial retention to saliva-coated dental implant materials – an in vitro study. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2004; 39: 199–205.
- Marecia D, Romeu C, Margareta DG, Gina U, Gloriant T. Comparative corrosion study of Ti–Ta alloys for dental applications. *Acta Biomater*. 2009; 5: 3625-3639.
- Matthew IR, Frame JW, Browne RM, Millar BG. In vivo surface analysis of titanium and stainless steel miniplates and screws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1996; 25: 463-468.
- Mathew MR, Rocha La, Ariza E, Vaz F, Fernandes AC, Carvalho P. TiCxOy thin films for decorative applications: Tribocorrosion mechanism and synergism. *Tribol Int* 2008; 41: 603-15.
- Merritt K, Brown SA. Biological effects of corrosion products from metals. In: Fraker A, Griffin C, eds. *Corrosion and Degradation of Implanted Materials: Second Symposium*. ASTM STP 859. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1985: 105-116.
- Mjöberg B, Hellquist E, Mallmin H, Lindh U. Aluminum, Alzheimer's disease and bone fragility. *Acta Orthop Scand* 1997; 68: 511-514.
- Nakagawa M, Matsuya S, Udoh K. Effects of fluoride and dissolved oxygen concentrations on the corrosion behavior of pure titanium, and titanium alloys. *Dent Mat J*. 2002; 21: 83-92.

- Nakagawa M, Matsuya S, Shiraishi T, Ohta M. Effect of fluoride concentration and ph on corrosion behavior of titanium for dental use. *J Dent Res.* 1999; 78: 1568-1572.
- Narayanan R, Mukherjee P, Seshadri SK. Synthesis, corrosion and wear of anodic oxide coatings on Ti-6Al-4V. *J Mat Science: Materials in Medicine* 2007; 18: 779-786.
- Nikolopoulou, F. Saliva and dental implants. *Implant Dentistry.* 2006; 15: 372-376.
- Oliveira NTC, Guastaldi AC. Eletrochemical stability and corrosion resistance of Ti-Mo alloys for biomedical applications. *Acta Biomater* 2009; 5: 3998-405.
- Olmedo D, Guglielmotti MB, Cabrini RL. An experimental study of the dissemination of titanium and zirconium in the body. *J Mater Sci Mater Med* 2002; 13: 793-796.
- Olmedo DG, Paparella ML, Brandizzi D, Cabrini RL. Reactive lesions of peri-implant mucosa associated with titanium dental implants: a report of 2 cases. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010; 39: 503–507.
- Olmedo DG, Paparella ML, Spielberg M, Brandizzi D, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Oral Mucosa Tissue Response to Titanium Cover Screws. *J Periodontol.* DOI: 10.1902/jop.2011.110392 [Epub ahead of print].
- Paravina RD, Roeder L, Lu H, Vogel K Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin based composites. *Am J Dent* 2004; 17: 262–266.

- Peñarrocha-Diago MA, Galán-Gil S, Carrillo-García C, Peñarrocha-Diago D, Peñarrocha-Diago M. Transcrestal sinus lift and implant placement using the sinus balloon technique. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012 Jan 2012; 17: 122-8.
- Schiff, N., Grosogeat, B., Lissac, M. & Dalard, F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloy. *Biomater*. 2002; 23: 1995–2002.
- Silva MAB, Fardin AB, Vasconcellos RCC, Santos LM, Tonholo J, Silva-Júnior JG et al. Analysis of Roughness and Surface Hardness of a Dental Composite Using Atomic Force Microscopy and Microhardness Testing. *Microsc Microanal*. 2011; 17, 446–451.
- Souza JC, Henriques M, Oliveira R, Teughels W, Cellis JP; Rocha LA. Do oral biofilms influence the wear and corrosion behavior of titanium? *Biofouling*. 2010; 26: 471-478.
- Souza ME, Lima L, Lima CR, Zavaglia CA, Freire CM. Effects of pH on the electrochemical behaviour of titanium alloys for implant applications. *J Mat Science. Materials in Medicine*. 2009; 20: 549-552.
- Spalding M. Estudo *in vitro* do aspecto morfológico da superfície do esmalte e alteração na permeabilidade dentária após clareação. Tese de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, 2005.
- Turker SB, Biskin T: The effect of bleaching agents on the microhardness of dental aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil* 2000; 29:657-661.

- Turker SB, Biskin T: Effect of three bleaching agents on the surface properties of three different esthetic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 466-473.
- Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H, Buch D. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials* 1998; 19: 1495-99.
- Urban R, Jacobs J, Tomlinson M, Gavrilovic J, Black J, Peoc'h M. Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82: 457–476.
- Vieira AC, Ribeiro AR, Rocha LA, Cells JP. Influence of pH and corrosion inhibitors on the tribocorrosion of titanium in artificial saliva. *Wear* 2006; 261: 994-1001.
- Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *J Prosthet Dent* 2006; 95:137-42.
- Wongkhangee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *J Dent*. 2006; 34: 214–220.
- Yap AU, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent*. 1997; 22: 260–265.
- Yap AU, Tan DTT, Goh BKC, Kuah H. Goh M. Effect of food-simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent* . 2000; 25: 202–208.

Zhoua LY, Mitsuo N, Toshikazu A, Hisao F, Todaa H. Corrosion resistance and biocompatibility of Ti-Ta alloys for biomedical applications. Mater Trans. 2007; 48(3): 380-384.

Tabelas**Tabela 1** – Composição química do Ticp (grau 2) e liga Ti-6Al-4V (grau 5).

Ti	Composição (em % de peso total)							
	Ti	Al	V	C	Fe	O ₂	N ₂	H ₂
Ticp	99,7	-	-	0,006	0,12	0,16	0,004	0,0019
Ti-6Al-4V	89,62	6,1	4,0	0,004	0,16	0,106	0,008	0,0022

Tabela 2 – Composição da saliva artificial.

Componentes	Quantidade (g/dL)
KCl	0,4
NaCl	0,4
CaCl ₂ .2H ₂ O	0,906
NaH ₂ PO ₄ .2 H ₂ O	0,690
Na ₂ S.9 H ₂ O	0,005
Ureia	1

Tabela 3 – Grupos do experimento (n=4).

Grupos (discos de Ti)	Co	Col	PC 16	PC 35	PH 35	CoIs	PCS 16	PCS 35	PHS 35
Ticp	Saliva artificial (pH=7,01)	Refrigerante de Cola (pH=2,67)	Peróxido de carbamida 16% (pH=5,50)	Peróxido de carbamida 35% (pH=5,59)	Peróxido de hidrogênio 35% (pH=1,87)	Refrigerante de Cola/saliva (pH=2,67)	Peróxido de carbamida 16%/saliva (pH=5,50)	Peróxido de carbamida 35%/saliva (pH=5,59)	Peróxido de hidrogênio 35%/saliva (pH=1,87)
Liga Ti- 6Al-4V	Saliva artificial pH=7,01)	Refrigerante de Cola (pH=2,67)	Peróxido de carbamida 16% (pH=5,50)	Peróxido de carbamida 35% (pH=5,59)	Peróxido de hidrogênio 35% (pH=1,87)	Refrigerante de Cola/saliva (pH=2,67)	Peróxido de carbamida 16%/saliva (pH=5,50)	Peróxido de carbamida 35%/saliva (pH=5,59)	Peróxido de hidrogênio 35%/saliva (pH=1,87)

Tabela 4 - Resultados de ANOVA três fatores com médias repetidas para Ra.

Fatores de variação	df	SS	MS	F	P
Material	1	3367,00	3367,00	71,12	< 0,001*
Solução	8	51920,55	6490,07	137,08	< 0,001*
Material × solução	8	6681,94	835,24	17,64	< 0,001*
Entre amostras	36	1704,44	47,35		
Tempo	1	58542,67	58542,67	1066,70	< 0,001*
Tempo × material	1	3189,97	3189,97	58,12	< 0,001*
Tempo × solução	8	47547,73	5943,47	108,30	< 0,001*
Tempo × material × solução	8	4920,94	615,12	11,21	< 0,001*
Intra amostras	36	1975,75	54,88		

*P < 0,05 denota diferença estatística significante.

Tabela 5 - Resultados de ANOVA três fatores com médias repetidas para Rz.

Fatores de variação	df	SS	MS	F	P
Material	1	2016,29	2016,29	1,96	0,170
Solução	8	1442538,19	180317,27	175,63	< 0,001*
Material × solução	8	16307,68	2038,46	1,99	0,077
Entre amostras	36	36961,00	1026,69		
Tempo	1	2607492,17	2607492,17	2387,11	< 0,001*
Tempo × material	1	3828,00	3828,00	3,50	0,065
Tempo × solução	8	1456101,76	182012,72	166,63	< 0,001*
Tempo × material × solução	8	19232,41	2404,05	2,20	0,037*
Intra amostras	36	39323,55	1092,32		

*P < 0,05 denota diferença estatística significante.

Tabela 6 - Resultados de ANOVA três fatores com médias repetidas para Rt.

Fatores de variação	df	SS	MS	F	P
Material	1	46041,64	46041,64	4,63	0,038*
Solução	8	3631508,65	453938,58	45,68	< 0,001*
Material × solução	8	804476,92	100559,61	10,12	< 0,001*
Entre amostras	36	357708,04	9936,33		
Tempo	1	7757712,22	7757712,22	682,05	< 0,001*
Tempo × material	1	13779,14	13779,14	1,21	0,275
Tempo × solução	8	3731267,51	466408,44	41,01	< 0,001*
Tempo × material × solução	8	953709,26	119213,66	10,48	< 0,001*
Intra amostras	36	409467,10	11374,09		

* $P < 0,05$ denota diferença estatística significante

Tabela 7 - Valores médios de rugosidade (Ra) das amostras para cada material, solução utilizada e tempo analisado.

Ra				
Solução	Ticp		LigaTi	
	Inicial	Final	Inicial	Final
Co	20,28 (14,17) Aa	31,00 (0,99)Aa	14,57 (4,90)Aa	23,59 (0,59)ABa
Col	16,75 (4,35)Aa	33,00 (0,17)Aa	16,65 (8,89)Aa	33,60 (0,46)Ba
PC 16	24,11 (13,91)Aa	110,91(0,80)Bc	26,10 (5,52)Aab	49,28 (0,36)BCb
PC 35	17,58 (5,57)Aa	39,20 (0,34)Aa	20,36 (9,48)Aa	33,37(2,65)Ba
PH 35	25,87 (10,12)Aa	156,32 (4,25)Cb	18,54 (6,02)Aa	71,34 (2,65)BCc
CoIS	12,40 (1,41)Aa	28,63 (0,22)Aa	17,76 (1,91)Aa	29,95 (0,58)ABCa
PCS 16	10,38 (5,01)Aa	44,09 (0,29)ADb	13,85 (3,01)Aa	41,23 (10,95)Bb
PCS 35	17,39 (7,43)Aa	65,67 (1,60)Db	20,41 (4,32)Aa	53,87 (1,98)BCDb
PHS 35	18,81 (9,91)Aa	171,65 (4,04)Cb	12,63 (6,13)Aa	145,91 (14,71)Ec

Médias seguidas de letras maiúsculas distintas na coluna e letras minúsculas distintas na linha diferem estatisticamente entre si em nível de 5% de significância ($P<0,05$), pelo teste de Tukey.

Tabela 8 - Valores médios de rugosidade (Rz) das amostras para cada material, solução utilizada e tempo analisado.

Rz				
Solução	Ticp		LigaTi	
	Inicial	Final	Inicial	Final
Co	63,99 (13,96)Aa	98,37 (0,42)Aa	59,27 (25,36)Aa	48,59 (0,76)Aa
Col	54,99 (0,90) Aa	113,25 (1,56)Aa	75,54 (49,85)Aa	114,72 (0,33)ABa
PC 16	58,90 (12,43)Aa	546,34 (0,51)Bb	57,97 (6,88)Aa	472,64 (0,24) Cb
PC 35	51,27 (8,64)Aa	280,72 (0,34)Cb	91,11 (52,64)Aa	199,40 (14,72)Bb
PH 35	73,73 (27,00)Aa	668,68 (1,19)Db	72,19 (24,82)Aa	642,93 (136,38)Db
CoIS	66,64 (20,07)Aa	230,28 (1,72)Cb	50,99 (8,78)Aa	206,07 (6,45)Bb
PCS 16	36,62 (8,79)Aa	225,61 (3,67)Cb	51,67 (6,08)Aa	312,86 (42,37)Eb
PCS 35	48,34 (7,00)Aa	490,96 (2,08)Bb	55,18 (14,40)Aa	464,64 (8,94)Cb
PHS 35	69,57 (41,08)Aa	773,86 (8,37)Db	39,53 (12,72)Aa	781,29 (83,06)Fb

Médias seguidas de letras maiúsculas distintas na coluna e letras minúsculas distintas na linha diferem estatisticamente entre si em nível de 5% de significância ($P < 0,05$), pelo teste de Tukey.

Tabela 9 - Valores médios de rugosidade (Rt) das amostras para cada material, solução utilizada e tempo analisado.

Rt				
Solução	Ticp		LigaTi	
	Inicial	Final	Inicial	Final
Co	132,24 (44,15)Aa	317,64 (14,42)ABa	163,44 (82,52)Aa	91,79 (0,50)Aa
Col	118,21 (14,10)Aa	320,50 (1,87)ABa	190,17 (163,39)Aa	201,82 (0,40)Aa
PC 16	136,20 (23,02)Aa	735,86 (0,23)BCb	135,56 (24,13)Aa	1315,39 (0,49)Bc
PC 35	117,10 (8,86)Aa	667,08 (2,23)BCb	244,06 (161,49)Aa	296,85 (31,35)Aa
PH 35	153,51 (67,49)Aa	901,10 (0,50)Cb	161,02 (89,65)Aa	1657,81 (491,19)Cc
CoIS	153,79 (57,75)Aab	456,80 (3,92)Bb	98,70 (18,22)Aa	240,78 (11,28)Aab
PCS 16	68,96 (23,44)Aa	559,79 (5,06)Bb	105,79 (18,22)Aa	708,04 (170,87)Db
PCS 35	102,71 (22,83)Aa	687,94 (5,58)BCb	122,11 (21,68)Aa	714,96 (170,87)Db
PHS 35	161,86 (115,04)Aa	1118,78 (24,72)CEb	92,05 (20,22)Aa	1112,99 (118,82)Bb

Médias seguidas de letras maiúsculas distintas na coluna e letras minúsculas distintas na linha diferem estatisticamente entre si em nível de 5% de significância ($P < 0,05$), pelo teste de Tukey.

Figuras

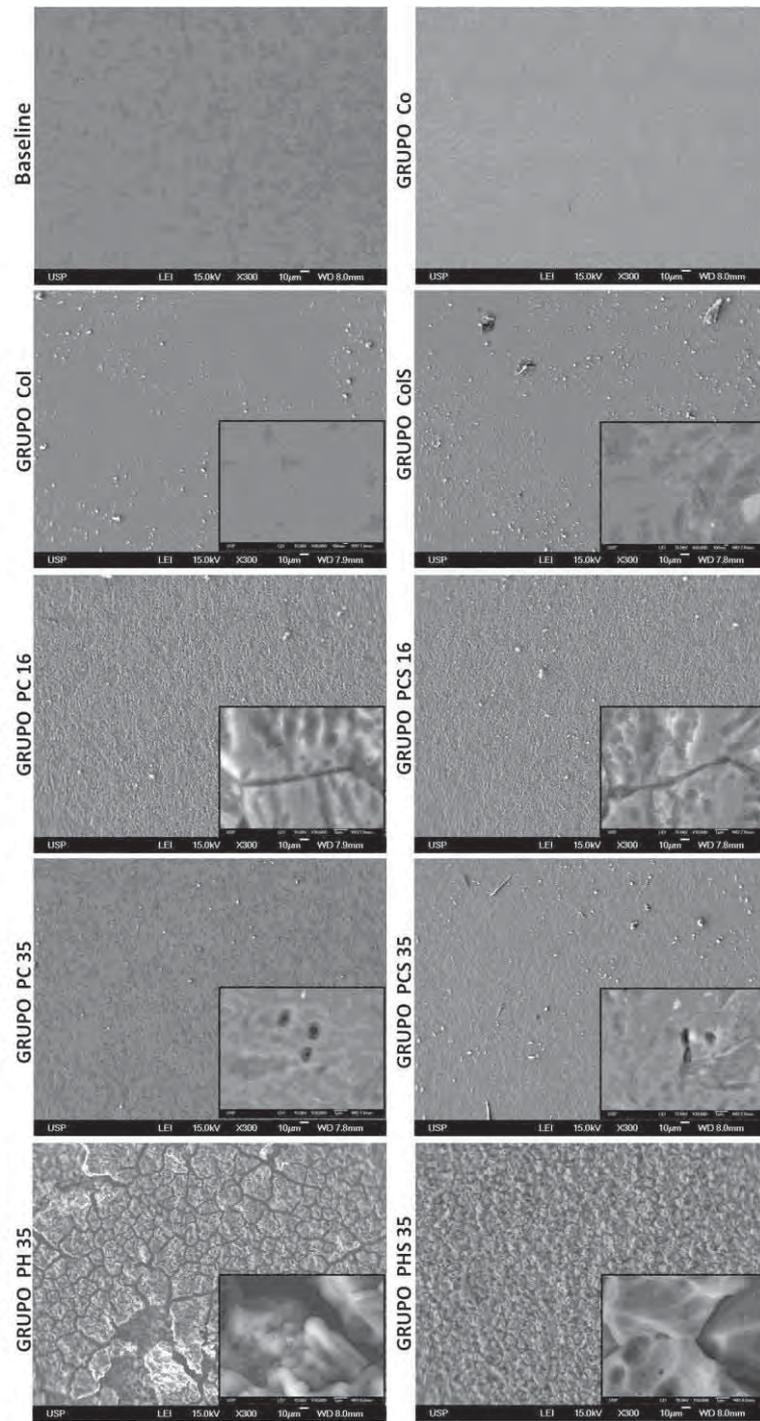


Figura 1 – Imagens do microscópio eletrônico de varredura (300x e 10000x) do Ticp, antes e depois das imersões nas soluções testadas.

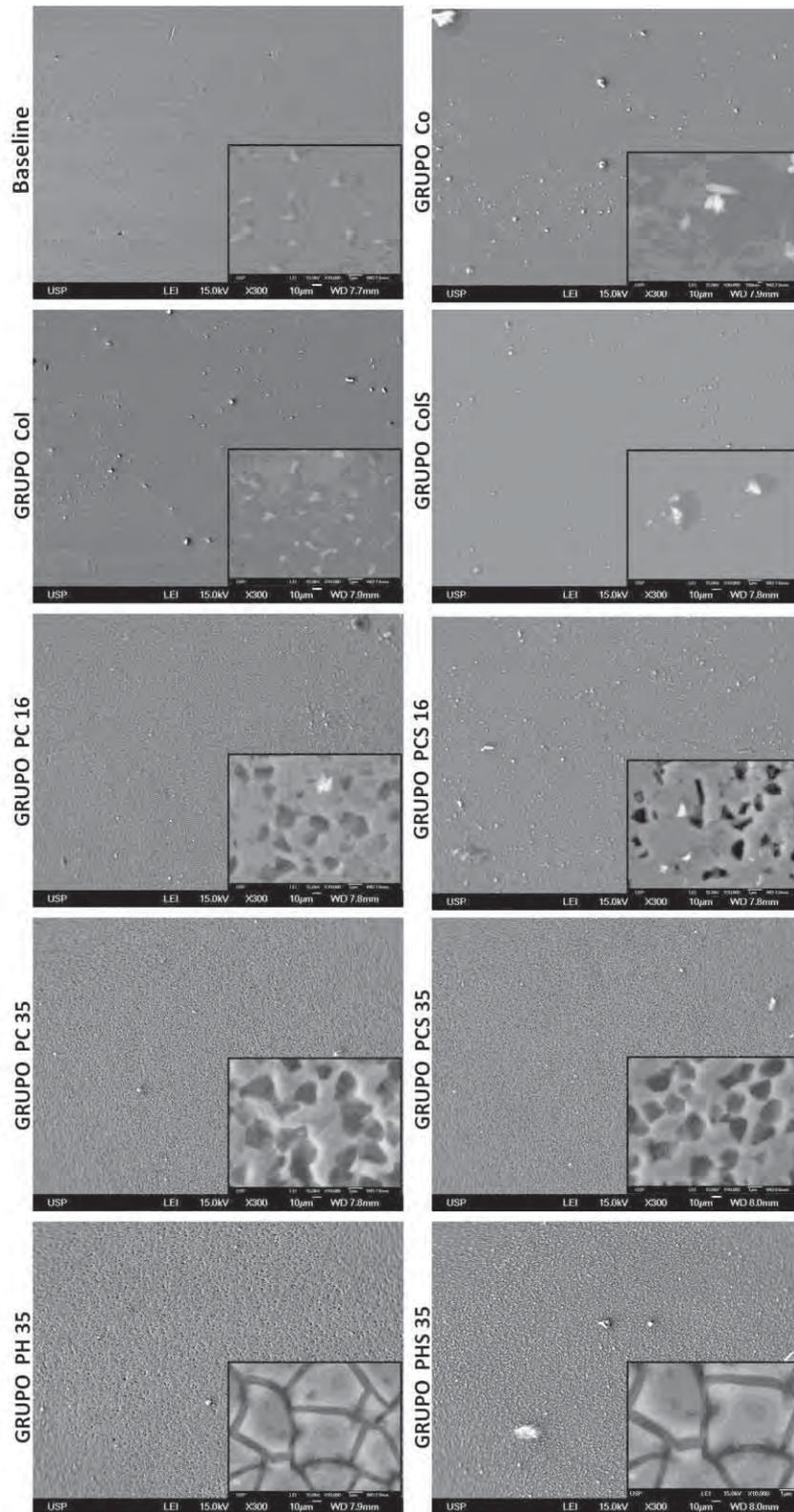


Figura 2 – Imagens do microscópio eletrônico de varredura (300x e 10000x) da liga Ti-6Al-4V, antes e depois das imersões nas soluções testadas.

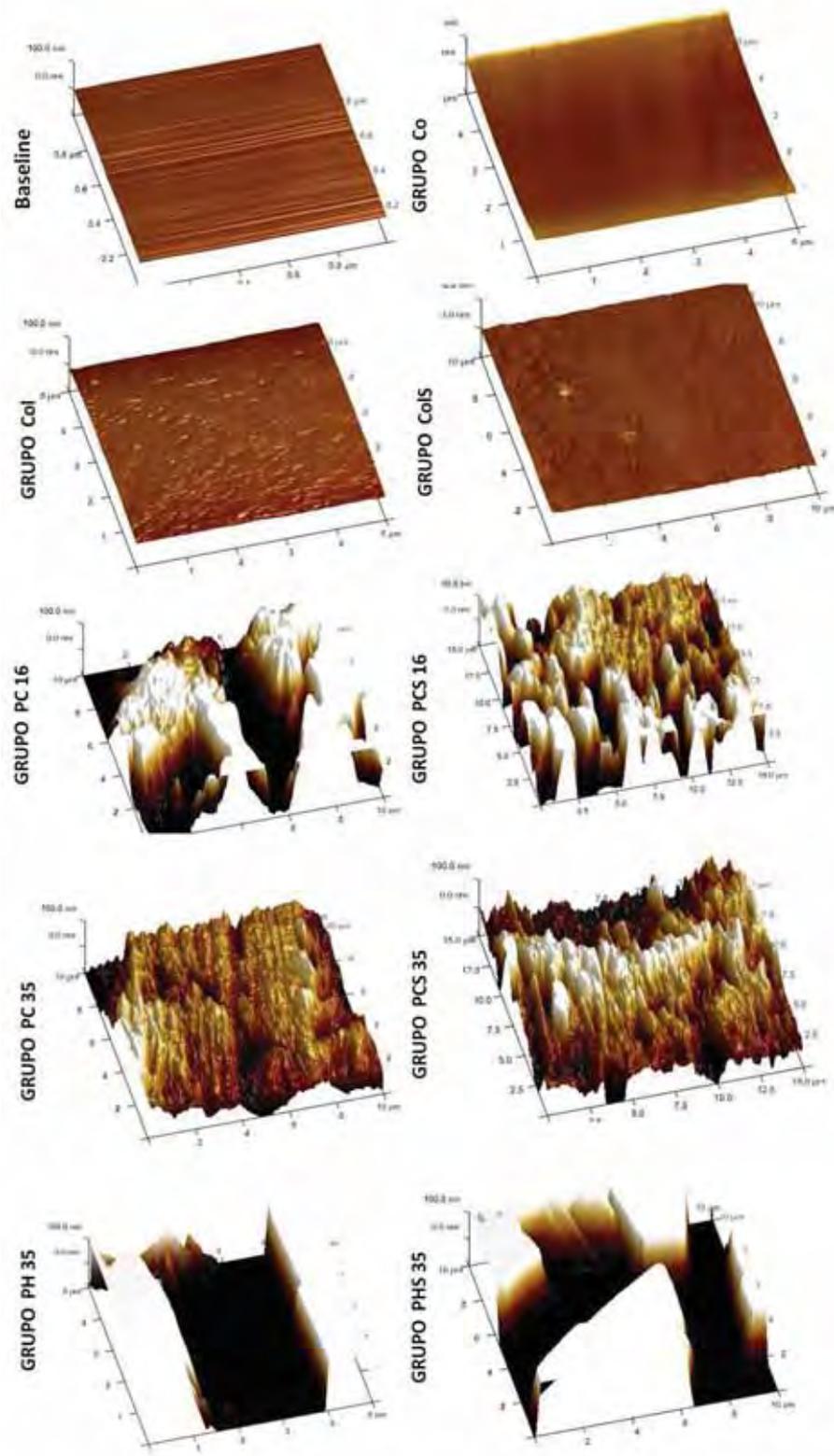


Figura 3 – Imagens 3D da microscopia de força atômica do Ticp, antes e depois das imersões nas soluções testadas.

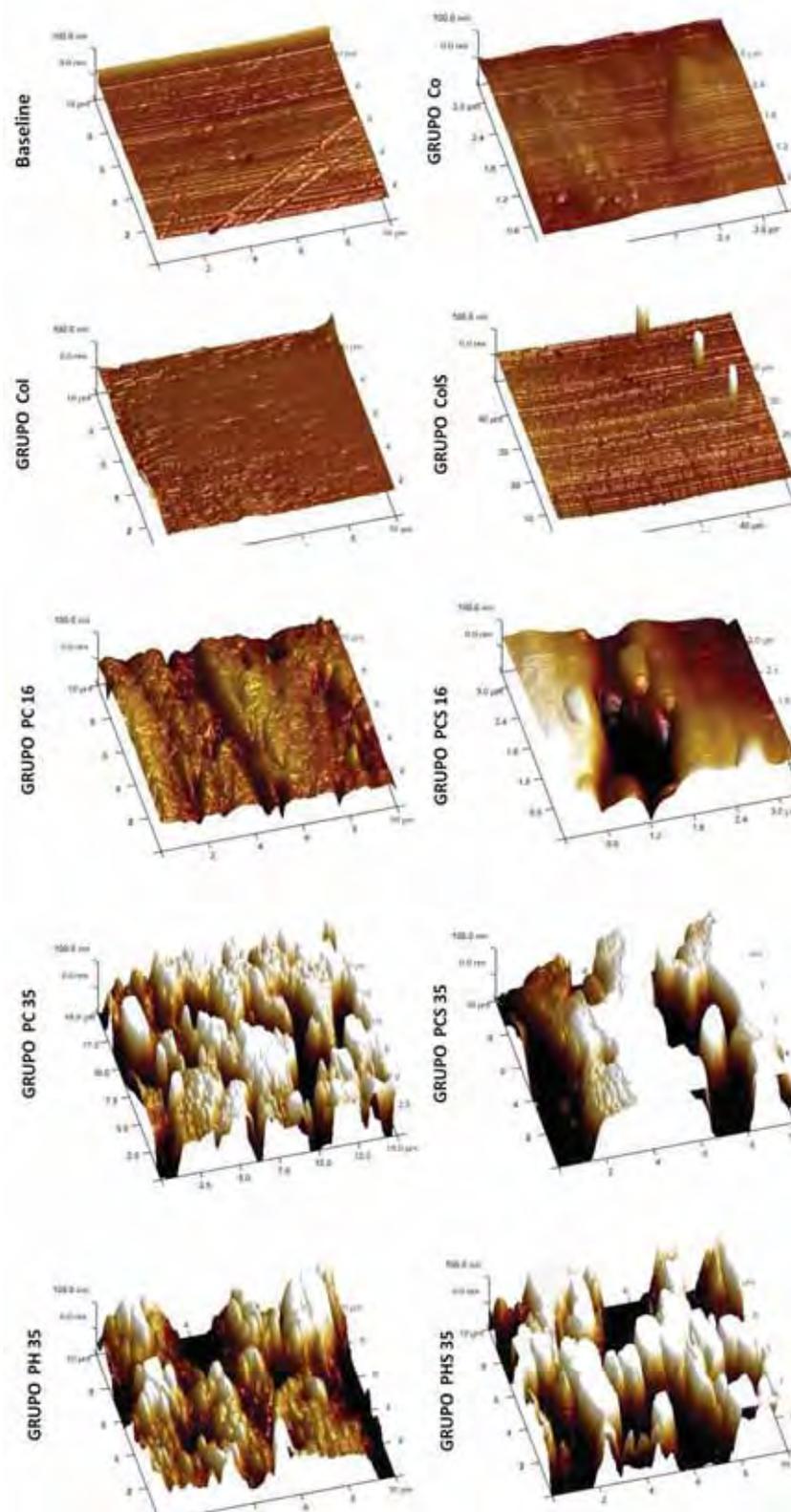


Figura 4 – Imagens da microscopia de força atômica da liga Ti-6Al-4V, antes e depois das imersões nas soluções testadas.

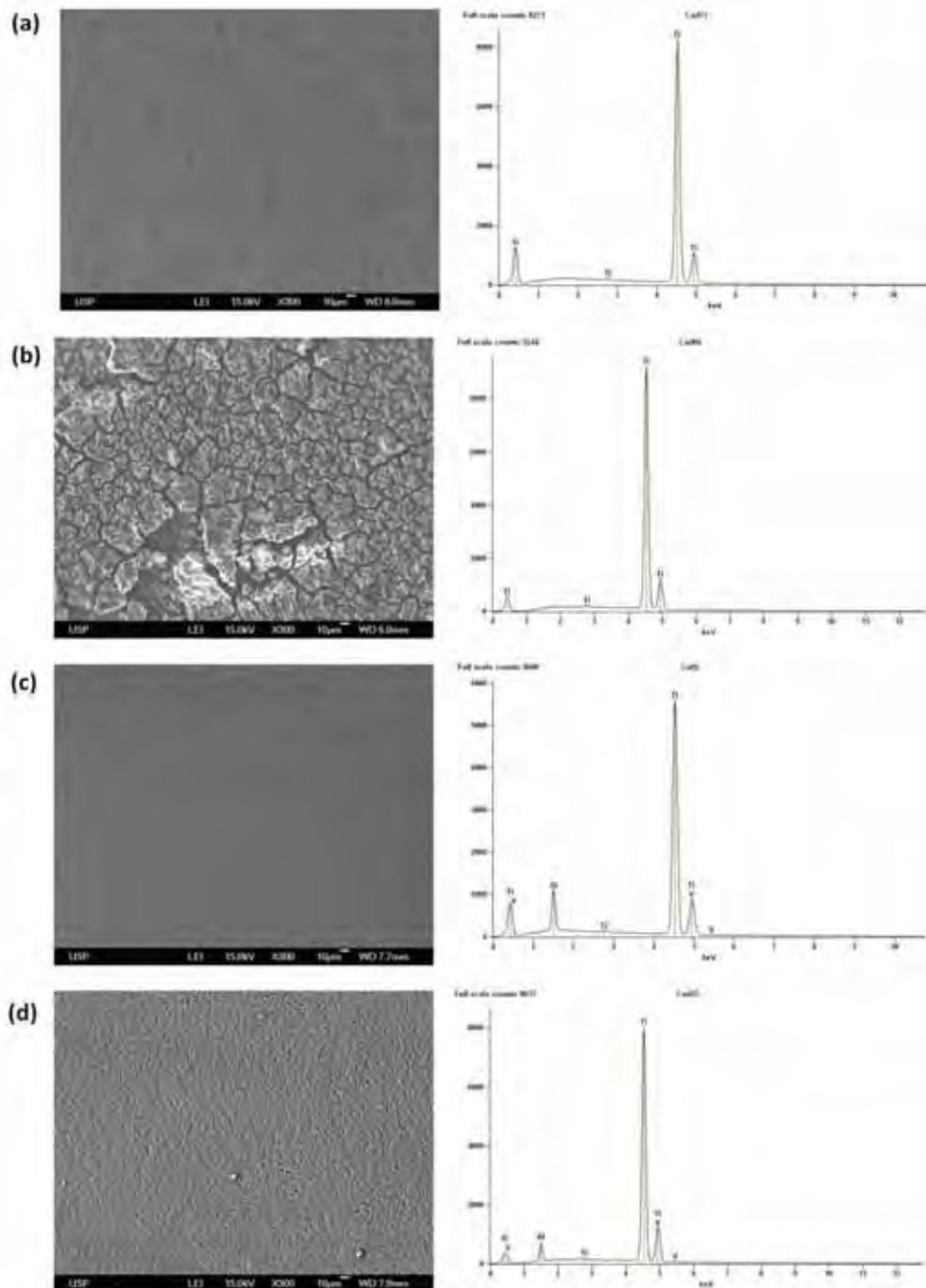
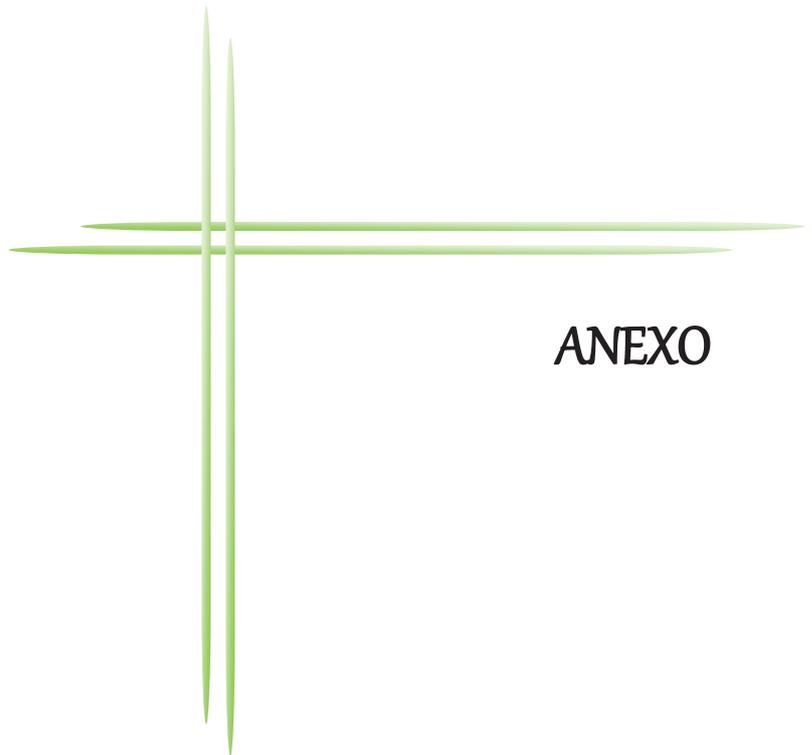


Figura 5 – Espectroscopia de energia dispersiva (a) Ticp antes da exposição aos agentes testados. (b) Ticp após a exposição aos agentes testados. (c) liga Ti-6Al-4V antes da exposição aos agentes testados. (d) liga Ti-6Al-4V após a exposição aos agentes testados.



ANEXO

1.8 Anexo - Normas para publicação do periódico *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

Submit manuscripts via JOMI's online submission service:
www.manuscriptmanager.com/jomi

Manuscripts should be uploaded as a PC Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document. *No paper version is required.*

Acceptable material. Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles concerned with reports of basic or clinical research, clinical applications of implant research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant field are invited.

Number of authors. Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

Review/editing of manuscripts. Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines. Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

MANUSCRIPT PREPARATION

•The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47).

See <http://www.icmje.org>

•**Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.

•**Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.

•**Abstract/key words.** Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.

•**Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.

•**Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.

•**Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.

•**Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.

• **Conclusions.** Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such.

• **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.

• **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.

• **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name, city, state, and country should be included parenthetically at first mention.

• **Numbers.** Per SI convention, authors are requested to use decimal points rather than commas for fractional numbers.

REFERENCES

• **All references must be cited** in the text, numbered in order of appearance.

• **The reference list** should appear at the end of the article in numeric sequence.

• **Do not include unpublished data** or personal communications in the reference list.

Cite such references parenthetically in the text and include a date.

• **Avoid using abstracts** as references.

• **Provide complete information** for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year followup of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69–75.

Book reference style:

1. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:117–128.

ILLUSTRATIONS AND TABLES

• All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance.

• Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.

• All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.

• Original slides or high-resolution images must be sent to the Publisher's office upon acceptance of the article.

• *Note that article acceptance is pending receipt of acceptable original art.*

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (accessible at www.quintpub.com) must be signed by all authors and faxed to the JOMI Manuscript Editor (630-736-3634)

PERMISSIONS AND WAIVERS

• Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.

• Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked to prevent identification.

• Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Manuscript Editor (630-736-3634).

REPRINTS

If reprints are desired, they may be ordered from the publisher. Authors receive a discount of 40% on quantities of 100 or 200 reprints.