

Dircilene Colares de Souza

**Análise da corrosão de parafusos para
prótese implanto-suportada**

Florianópolis-SC

Setembro, 2006

Dircilene Colares de Souza

**Análise da corrosão de parafusos para
prótese implanto-suportada**

Tese apresentada ao Curso de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do título de Doutora em Odontologia - Área de Concentração Implantodontia.

Orientador: Prof.Dr. Antônio Carlos Cardoso

Co-orientador: Prof.Dr. Almir Spinelli

Florianópolis-SC

Setembro, 2006

DIRCILENE COLARES DE SOUZA

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de “Doutor em Odontologia”, área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Florianópolis, 06 de setembro de 2006.

Prof.Dr. Ricardo de Sousa Vieira
-Coordenador do Programa-

BANCA EXAMINADORA:

Prof.Dr. Antônio Carlos Cardoso
-Orientador-

Prof.Dr. Almir Spinelli
-Co-orientador-

Prof.Dr. Ricardo de Souza Magini
-Membro-

Prof.Dr. Adriano Maia Corrêa
-Membro-

Prof.Dr. Oscar Faciola Pessoa
-Membro-

Dedico este trabalho a Jesus Cristo

“Entrega o teu caminho ao Senhor, confia nele,
e o mais Ele fará”

(Salmo 37:5)

Aos meus pais Agostinho (*in memoriam*) e Maria Virginia

"...e a glória dos filhos são os pais."

Provérbios 17:6

Aos meus irmãos Daisy, Denise, Darlene, Dilza, Dione e Guto

Eu amo vocês...

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador professor Antônio Carlos Cardoso, por ter acreditado em meu trabalho e confiado a mim grandes tarefas. Obrigada também pelo inestimável conhecimento transmitido e aos conselhos de amigo.

Ao meu co-orientador professor Almir Spinelli, pelo apoio dado antes e durante a execução do trabalho e pela simpatia com que me recebeu em seu departamento.

Ao professor Ricardo de Souza Magini, pelos ensinamentos transmitidos sobre o mundo da docência e pesquisa, e pelas sinceras demonstrações de apoio e amizade durante os cursos de mestrado e doutorado.

Ao coordenador do programa de Pós-graduação em Odontologia, professor Ricardo de Sousa Vieira, pelo apoio financeiro durante a execução da pesquisa.

Aos operadores do microscópio eletrônico de varredura do Laboratório de Materiais - LabMat da Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina-UFSC e aos professores Adilson e

Adriana Chinelatto do departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Estadual de Ponta Grossa-UEPG, pela atenção e dedicação na execução das análises e imagens deste trabalho.

Ao Laboratório de Ciências Térmicas - LabTermo da Engenharia Mecânica da UFSC, em nome do seu técnico Edevaldo, pela sua orientação durante a pesagem dos parafusos.

Ao Laboratório de Materiais Dentários do Curso de Odontologia da UFSC, pelo espaço cedido para a execução do teste de imersão deste trabalho.

À farmacêutica Márcia Réus pela formulação da saliva artificial.

Às funcionárias do CEPID Miriam, Taís, Gisella e Dolores, pela amizade e disposição de sempre quererem ajudar.

À funcionária da Pós-graduação, Ana, pela dedicação em sua função.

Aos meus alunos dos cursos de graduação, especialização e atualização em implantodontia, pela contribuição na minha formação de professora.

Aos meus pacientes do CEPID, pela confiança depositada em mim.

Aos colegas de mestrado e doutorado em implantodontia, que compartilharam comigo grandes momentos do curso.

Ao estatístico Márcio Braga, pela execução das análises estatísticas do trabalho.

À professora e amiga Ariana Zanella, pela revisão das versões em inglês do trabalho.

Ao Adam, que apesar da distância, está sempre presente em minha vida e com amor conseguimos superar a saudade.

À minha Grande Família, abençoada seja a sua fonte de amor, eu pura e simplesmente digo muito obrigada.

À Jesus Cristo, que na sua graça, colocou todas as pessoas acima citadas em meu caminho para ajudar-me nesta fase de minha vida. Que Deus as abençoe, Amém.

SOUZA, Dircilene Colares de. **Análise da corrosão de parafusos para prótese implanto-suportada**. 2006. 146 f. Tese (Doutorado em Odontologia - Área de Concentração Implantodontia) - Curso de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Este trabalho compreende dois estudos com o objetivo de analisar o processo de corrosão de parafusos de retenção protética de ouro e de liga de titânio, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), espectroscopia de energia dispersiva (EDX), inspeção visual e perda de massa. No primeiro estudo, 23 parafusos usados que permaneceram em função por um período médio de 12,8 meses foram investigados e comparados com um grupo controle de 10 parafusos novos. No segundo estudo, 40 parafusos de 4 fabricantes diferentes foram avaliados através de investigação *in vivo* e *in vitro*. Os parafusos permaneceram em ambiente oral ou em saliva artificial a 37°C e pH=2,5 por 90 dias. Resultados do primeiro estudo mostraram que para os parafusos usados, áreas susceptíveis à ataques corrosivos foram detectadas em todos os parafusos, sendo que alguns já apresentavam lesões corrosivas evidentes. Além de Ti, Al e O, outros elementos foram detectados antes da limpeza dos parafusos, como Si, Na, C, Ca, P, Cl e Zn. Para o grupo controle, todas as amostras eram de liga de Ti-Al e não apresentaram sinais de corrosão, mas defeitos de fabricação como bordas metálicas ásperas e protuberâncias foram identificados. Resultados do segundo estudo mostraram que para ambas as investigações, não houve perda de massa

significativa e também nenhuma modificação visual da superfície dos parafusos. Fotomicrografias não revelaram deterioração dos parafusos, mas o grupo NB *in vitro* apresentou uma discreta modificação superficial. Análise inicial do EDX mostrou que os parafusos basicamente continham os elementos químicos Au, Ti, Al, W, V, Ni e Cr. A análise final do EDX detectou a presença de novos elementos como C, Cu, Si, Na, Ca, Fe, P, Zn, F e S para a investigação *in vivo*, e C, Cu, Si, Na, Ca, Fe, N e P para a *in vitro*. Oxigênio também foi detectado na maioria das amostras de ambas as investigações. Como conclusão, o processo oxidativo ocorre em parafusos de retenção protética e pode progredir para lesões corrosivas, especialmente em áreas com defeitos e retenção de detritos e contaminantes. Durante os primeiros 90 dias de uso intra-oral ou testes laboratoriais de imersão, os parafusos permanecem estáveis em relação ao seu aspecto visual, com insignificante perda de massa e um leve processo oxidativo.

Palavras-chave: parafuso protético, liga de titânio e ouro, defeito de fabricação, biocompatibilidade, corrosão, saliva, MEV, EDX.

SOUZA, Dircilene Colares de. **Corrosion analysis of prosthetic retaining screws**. 2006. 146 f. Tese (Doutorado em Odontologia - Área de Concentração Implantodontia) - Curso de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The present work comprises two studies with the aim of analyzing corrosion process through scanning electron microscope (SEM), energy-dispersive spectroscopy (EDX), visual inspection and the mass loss of gold and titanium alloys prosthetic retaining screws. For the first study, 23 retrieved screws that had been in function for a mean period of 12.8 months were investigated and compared with a control group of 10 unused screws. For the second study, 40 screws from 4 different manufacturers were evaluated through *in vivo* and *in vitro* investigations. The screws remained in oral environment before retrieval or in artificial saliva at 37°C and pH=2.5 for 90 days. Results from the first study showed that for retrieved screws, susceptible areas for corrosion attacks were detected in all screws and some had already evident corrosion lesions. Besides Ti, Al and O, other elements were detected before cleaning the screws, such as Si, Na, C, Ca, P, Cl and Zn. For unused control screws, all samples were made of Ti-Al alloy and there were no signs of corrosion, but manufacturing defects comprising rough metal edges and protuberances were identified. Results from the second study showed that for both investigations, no significant mass loss and no visual surface modification were detected on the screws. Photomicrographs did not reveal screw deterioration, but

group NB *in vitro* showed a discrete surface modification. Initial EDX analyses showed the screws basically comprised the elements Au, Ti, Al, W, V, Ni and Cr. Final EDX analyses detected the presence of new elements such as C, Cu, Si, Na, Ca, Fe, P, Zn, F and S for the *in vivo* study, and C, Cu, Si, Na, Ca, Fe, N and P for the *in vitro* study. Oxygen also was detected on most screws for both studies. In conclusion, oxidation process occurs on prosthetic retaining screws and that can progress to corrosion lesions, especially on areas with defects and retention of debris and contaminants. During the first 90 days of intra-oral use or laboratorial immersion tests, prosthetic retaining screws have remained stable in regard to visual aspect and just a slight weight loss and oxidation process may occur.

Key words: prosthetic screw, titanium and gold-alloy, manufacturing defects, biocompatibility, corrosion, saliva, SEM, EDX.

SUMÁRIO

RESUMO	8
ABSTRACT	10
INTRODUÇÃO	13
ARTIGO 1 – Versão em português do artigo 1	16
MANUSCRIPT 1 – Versão em inglês do artigo 1	38
ARTIGO 2 – Versão em português do artigo 2	59
MANUSCRIPT 2 – Versão em inglês do artigo 2	83
BIBLIOGRAFIA CONSULTADA	106
APÊNDICE	108
CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	143
APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	144
RELAÇÃO DE OUTROS TRABALHOS	145

INTRODUÇÃO

Os parafusos de retenção para próteses implanto-suportadas, tanto os de ouro como os de titânio, são exemplos de componentes protéticos muito utilizados em implantodontia e que necessitam de substituições periódicas nas consultas de controle e manutenção das próteses. Tais dispositivos são também denominados parafusos de fixação protética, parafusos protéticos ou, simplesmente, parafusos oclusais.

Teoricamente, o parafuso de retenção protética é a parte mais “fraca” entre os componentes de implante e, por isso, afrouxa ou fratura antes dos outros. Entretanto, ocorrem também falhas de outros componentes do conjunto, como os parafusos dos intermediários protéticos. O afrouxamento do parafuso oclusal ocorre com mais freqüência no primeiro ano e reduz sua incidência nos anos subseqüentes. Este fenômeno pode ser justificado pelo período de adaptação que os parafusos apresentam após a instalação inicial da prótese.^{1,2}

Materiais para implantes são vulneráveis a várias formas de ataque corrosivo. Apesar de obrigatoriamente precisarem ser biocompatíveis, alguns materiais podem sofrer deterioração sob certas condições do meio em que estiverem atuando.

Um aspecto importante a ser considerado neste contexto é que a influência dos produtos de corrosão no meio deve ser de primeira importância, enquanto que os danos ao material propriamente dito, devem ser considerados um problema secundário.³ Sendo a corrosão um processo espontâneo, está constantemente transformando os materiais metálicos de modo que sua

durabilidade e desempenho deixam de satisfazer os fins a que se destinam.⁴ Além disso, não é uma ciência exata, pois a corrosão pode iniciar com uma taxa alta e depois diminuir com o tempo, assim como pode aumentar gradualmente com o tempo ou acontecer em ciclos.³

Os fatores que contribuem para falhas de componentes protéticos são complexos, já que envolvem ciclos de fadiga, fluidos orais, e uma variedade de padrões de mastigação e cargas oclusais.¹ Do ponto de vista odontológico e da engenharia, pode-se citar alguns fatores, tais como: desajustes de componentes, má-adaptação das próteses, tolerâncias mecânicas,⁵ material dos componentes,⁶ irregularidades das superfícies, fadiga e deformação plástica do metal, micromovimentos durante função, parafunção, carga fora do longo eixo do implante, torque e pré-carga aplicados,^{7,8} elasticidade óssea e assentamento do parafuso.^{9,10}

A corrosão vem sendo citada como mais um fator contribuinte para falhas em tratamento com implantes osseointegrados. Estudos relatam ocorrências de osseodesintegração devido a processos corrosivos dos metais das supraestruturas das próteses e a áreas de oxidação em implantes e coroas protéticas, havendo a liberação de íons para o meio bucal com potencial de interação com os tecidos orais.¹¹⁻¹⁴

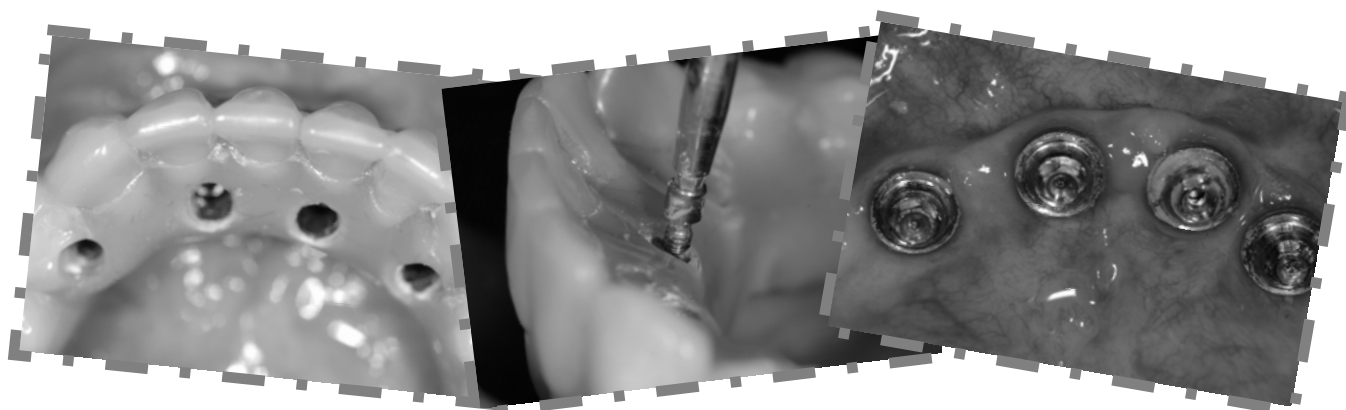
Alguns elementos constituintes das ligas com as quais são confeccionados os parafusos tornam esses dispositivos susceptíveis à corrosão, o que também contribui para a ocorrência de falhas clínicas. Além disso, diferenças estruturais e processos de fabricação inconsistentes dos parafusos são também atribuídos à falhas e tornam estes dispositivos mais

susceptíveis à corrosão.^{15,16} Por estes motivos, comportamentos clínicos diferentes podem ocorrer e ficam fora do controle do profissional.

Para analisar a corrosão de parafusos protéticos que possa estar influenciando no comportamento clínico e diminuindo a vida útil destes dispositivos, este estudo foi idealizado para ser realizado em duas partes:

1ª) Artigo 1: estudo descritivo sobre a análise da liga metálica através de observação visual, microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia de energia dispersiva, de parafusos de titânio retirados de pacientes portadores de próteses fixas implanto-suportadas;

2ª) Artigo 2: estudos *in vivo* e *in vitro* sobre a análise da liga metálica através de observação visual, alteração de peso, microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia de energia dispersiva, de parafusos de titânio e ouro de diferentes fabricantes que permanecerão expostos aos fluidos orais de pacientes reabilitados com próteses fixas aparafusadas sobre implantes osseointegrados ou imersos em saliva artificial a temperatura de 37°C.

ARTIGO 1**Análise da corrosão de parafusos de titânio retirados
de próteses fixas implanto-suportadas**

Este artigo está formatado de acordo com as Normas para Elaboração de Artigos da revista “The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants”.

RESUMO

Proposição: Atualmente, o processo corrosivo está também sendo considerado uma causa de osseodesintegração. Neste estudo, 23 parafusos oclusais usados foram investigados quanto à corrosão de superfície e comparados com parafusos novos. **Material e Métodos:** Vinte e três parafusos de retenção protética foram retirados de cinco pacientes portadores de próteses fixas tipo protocolo e analisados quanto à corrosão de superfície através de microscopia eletrônica de varredura. Os parafusos estiveram em função por um período de 5 a 30 meses (Média=12,8 meses). Um grupo controle de 10 parafusos novos foi utilizado para comparação. A liga metálica dos parafusos foi analisada através de Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios x em 2 pontos do parafuso, (A)cabeça e (B)rosca, e as imagens de todas as amostras foram adquiridas para observação antes e depois de submetidas à limpeza ultra sônica conforme as normas da ASTM G1. **Resultados:** Dois parafusos usados apresentaram lesões corrosivas evidentes, apesar de todas as amostras apresentarem irregularidades superficiais susceptíveis a ataques corrosivos. Todos os parafusos usados foram confeccionados em liga de Ti-Al e apresentaram oxigênio antes e depois da limpeza ultra sônica, o que mostra que a liga metálica foi alterada após contato com o meio bucal. Além de Ti, Al e O, outros elementos foram detectados antes da limpeza dos parafusos como Si, Na, C, Ca, P, Cl e Zn. Quanto aos parafusos controle novos, todas as amostras foram fabricadas em liga de Ti-Al e não apresentaram sinais de corrosão apesar de identificados defeitos de fabricação como superfícies rugosas, lascas e protuberâncias

metálicas. **Conclusão:** Processos oxidativos ocorrem em parafusos de retenção protética e podem progredir para lesões corrosivas, especialmente em áreas defeituosas e com retenção de resíduos e elementos contaminantes.

Palavras-Chave: parafuso protético, defeitos de fabricação, biocompatibilidade, corrosão, MEV, EDX.

INTRODUÇÃO

Vários são os fatores que contribuem para o sucesso clínico em longo prazo de uma prótese implanto-retida e entre eles, destaca-se a estabilidade da conexão de seus componentes protéticos no implante. Por outro lado, diversos estudos têm demonstrado falhas nos sistemas de retenção de próteses sobre implantes devido a fatores como fadiga de metal, micro-movimentos entre os componentes protéticos, torque inadequado de parafusos, desenho inadequado de parafuso, elasticidade óssea, problemas oclusais e processos corrosivos de metais.¹⁻⁹

Dispositivos alternativos para a prevenção de problemas de afrouxamento e fratura de parafusos de intermediários protéticos e parafusos de retenção de prótese têm sido testados, a fim de minimizar tais transtornos tanto para os pacientes, como para os cirurgiões-dentistas.¹⁰⁻¹⁴ Entretanto, nenhum dispositivo testado visou controlar ou impedir o contato dos parafusos de retenção das próteses com os fluidos orais, o que pode acarretar em estímulos corrosivos constantes provocados principalmente pelos componentes da saliva humana como o cloreto de sódio e pelos alimentos.

Guindy et al.⁹ relataram seis ocorrências de osseodesintegração devido a processos corrosivos dos metais das supraestruturas das próteses. Os autores detectaram lesões extensas de corrosão e áreas de oxidação em todos os implantes e partes internas das coroas protéticas analisadas. Tecido ósseo coletado de cinco implantes apresentava alto conteúdo de íons metálicos em comparação aos valores padrão do osso sadio. Os autores concluíram que apesar do alto conteúdo de ouro nas estruturas metálicas das próteses, a

corrosão foi iniciada e progrediu nas fendas e fissuras das coroas implanto-retidas, liberando íons metálicos tóxicos para os tecidos peri-implantares, o que acarretou na ruptura da osseointegração dos implantes dentários dos pacientes.

Yokoyama et al.¹⁵ também relataram que fatores relacionados a aceleração da corrosão e da fadiga de materiais a base de titânio, utilizados para implantes dentários devem ser investigados. Os autores analisaram a superfície da fratura e a estrutura metalúrgica de um parafuso protético de titânio fraturado após 3 anos de uso e o compararam com um parafuso novo. Os resultados mostraram que a superfície externa do parafuso fraturado apresentava estrutura diferente da encontrada em parafusos novos e confirmaram que a fissura primária da fratura iniciou no vale de rosca e se propagou para o interior do parafuso. Outro fator contribuinte para a fratura foi a absorção de hidrogênio pelo titânio em meio biológico, o que pode provocar uma alteração estrutural na liga metálica que influencia na longevidade do dispositivo.

Vários trabalhos vêm demonstrando que todas as ligas metálicas utilizadas na odontologia liberam íons para o meio bucal e têm o potencial de interagir com os tecidos orais. A quantidade e o tipo de elemento metálico liberado pode variar e provocar alterações clínicas locais diversas nos tecidos bucais.^{9,16-19}

Acredita-se que mais de 35 elementos metálicos são usados em ligas odontológicas. Certos grupos de ligas metálicas odontológicas, como os contendo Ni ou ligas de Pd-Cu, são especialmente susceptíveis a provocarem reações em tecidos biológicos. A corrosão no meio bucal é principalmente de

natureza eletroquímica. Através de passivação, a superfície de um metal como o titânio, pode passar para um estado onde a corrosão é inibida pela formação de uma camada de óxidos. A interação de dois metais diferentes pode levar a corrosão galvânica, que aumenta a liberação de íons para o meio. A corrosão em fissuras também tem sido postulada como de extrema importância para a odontologia. Assim, o processo corrosivo é muito complexo e depende de fatores como a composição e o estado metalúrgico, condições da superfície, aspectos mecânicos e funcionais, além da situação local e sistêmica do meio do hospedeiro.¹⁷

Testes de corrosão *in vitro* já demonstraram que o titânio e as ligas nobres apresentam maior resistência a corrosão. Entretanto, em soluções contendo alta concentração de flúor e baixo pH, o titânio sofre processos corrosivos.^{4,5,17,20-22}

Este trabalho tem o objetivo de investigar possíveis alterações de superfície em parafusos de retenção protética de titânio, retirados de pacientes portadores de prótese fixa implanto-suportada inferior, e analisar a liga metálica destes dispositivos em busca de evidências de processos corrosivos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Vinte e três parafusos de retenção protética foram retirados de cinco pacientes portadores de prótese fixa tipo protocolo na arcada inferior que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido da pesquisa. Os parafusos estiveram em função antes de removidos dos pacientes por um período variando de 5 a 30 meses (Média=12,8 meses). A amostra controle com parafusos novos foi formada de 10 parafusos da marca Conexão Sistemas de Prótese (São Paulo, Brasil). Fotomicrografias de todos os parafusos foram adquiridas para observação da morfologia superficial através de microscópio eletrônico de varredura (Philips XL-30, Holanda). A composição da superfície foi determinada em 2 pontos do parafuso, (A)cabeça e (B)rosca, através de Espectroscopia de Energia Dispersiva (EDX) acoplada ao microscópio. Os parâmetros usados para análise foram de 20 KV de tensão, 25X de aumento, 10 mm de distância focal e 100 segundos de leitura. A inspeção dos parafusos usados e a análise da composição da superfície foram feitas antes e depois de limpeza ultra sônica realizada conforme ditam as normas da “American Society for Testing and Materials” (ASTM G1).

RESULTADOS

Exames macroscópicos revelaram que todos os parafusos usados apresentavam perda de brilho quando comparados a parafusos novos. Entretanto, apenas um parafuso apresentou modificação macroscópica nas primeiras 3 roscas após 30 meses em função. Fotomicrografias mostraram lesões corrosivas evidentes em 2 parafusos com 30 meses de uso, apesar de irregularidades superficiais terem sido observadas em todas as amostras (Figs.1 e 2). Estes defeitos foram considerados como áreas susceptíveis a ataques corrosivos (Fig.3). Todos os parafusos usados foram fabricados em liga de Ti-Al e apresentaram oxigênio antes e depois da limpeza ultra sônica, o que mostra que a liga metálica foi alterada após contato com o meio bucal (Tabela 1, Figs.4 e 5). Além de Ti, Al e O, traços de outros elementos foram detectados em alguns parafusos antes da limpeza como Si, Na, C, Ca, P, Cl e Zn. Quanto aos parafusos controle novos, todas as amostras foram confeccionadas em liga de Ti-Al (Tabela 2) e não apresentaram sinais de corrosão apesar de terem sido identificados defeitos de fabricação como rugosidades superficiais, lascas e protuberâncias metálicas (Figs. 6 e 7).

DISCUSSÃO

Os biomateriais são utilizados na área odontológica para a substituição parcial ou total de dentes, restaurando, assim, a função oral. Dentre vários biomateriais, os metálicos são amplamente utilizados como materiais dentários, mas podem apresentar certos tipos de comportamentos corrosivos em ambiente oral.

Ligas metálicas como cobalto-cromo, níquel-cromo e ligas a base de ouro vêm sendo utilizadas em prótese dentária há anos¹⁹. Em implantodontia, cobalto-cromo, níquel-cromo, aço inoxidável, titânio e ligas a base de titânio têm sido utilizados para implantes dentários, componentes protéticos e sobreestruturas protéticas.

Em alguns casos, pequenas diferenças na composição química dos metais e ligas resultam em modificações microestruturais e da fase da liga que podem alterar a resistência à corrosão e as propriedades mecânicas¹⁹.

Devido à liberação extremamente lenta de íons, a corrosão é influenciada quase que completamente pela superfície do metal. Por isso, irregularidades superficiais aceleram a liberação de íons para o meio.⁴ Entretanto, um estudo com placas e parafusos retirados em cirurgias bucomaxilofaciais não mostrou nenhuma evidência macroscópica ou microscópica de corrosão, mas relatou defeitos de fabricação e fragmentos irregulares tanto nas superfícies das placas e parafusos usados como nas superfícies dos dispositivos novos.¹⁸

Neste estudo, foram observadas nas fotomicrografias adquiridas marcas evidentes de usinagem formadas durante o processo de fabricação e defeitos

nas roscas dos parafusos que podem ter sido provocados pela deformação plástica dos dispositivos protéticos. Essas irregularidades superficiais combinadas com fatores ambientais como o pH reduzido, variação de temperatura, micromovimentos entre os componentes protéticos, fadiga do metal e presença de microorganismos podem iniciar e propagar a corrosão. Aparentemente, as lesões sugestivas de corrosão observadas ocorreram mais nas primeiras 3 roscas dos parafusos e próximo ao pescoço, que foram áreas com maior retenção de resíduos.

Além disso, a deformação plástica dos parafusos pode acelerar a absorção de hidrogênio,¹⁵ o titânio e as ligas de titânio podem sofrer processos corrosivos nas formas de crevice e pontos em áreas confinadas onde o pH cai abaixo de 3,5 e íons fluoretos podem estar presentes.^{5,9,20-22} Neste trabalho, parafusos usados foram analisados e áreas de degradação foram detectadas e podem estar relacionadas aos achados eletroquímicos descritos em um estudo prévio.⁵

Para complementar, um estudo relatou que intermediários protéticos de titânio atraem mais biofilme bacteriano que dentes naturais por causa da alta energia livre de superfície e rugosidades que facilitam a adesão de bactérias.¹⁷ Entretanto, existe a tendência do titânio e das ligas altamente nobres serem mais resistentes a corrosão que as demais ligas. Outrossim, a falta de conhecimento quanto ao nível de oxidação dos metais detectados em meio oral faz com que a interpretação de toxicidade seja dificultada.

No presente estudo, o principal elemento químico introduzido na liga metálica dos parafusos foi o oxigênio, exibindo provas de que houve oxidação no período médio de 12,8 meses. Entretanto, os dados apresentados não

indicaram correlação direta entre tempo de utilização e quantidade de oxidação. Alguns parafusos exibiram menor oxidação em maior tempo de uso, enquanto outros parafusos apresentaram maior oxidação em menor tempo de uso. Assim sendo, estes dados sugerem que existam outras causas que influenciam a oxidação além do tempo de uso e que diferentes condições ambientais e de utilização por parte dos pacientes geram diferentes efeitos de oxidação.

A importância deste estudo foi enfatizada pela amostra de parafusos controle que apresentaram numerosos defeitos e superfícies irregulares provenientes de processos de fabricação que os predispõem a corrosão. Consequentemente, a manipulação clínica destes componentes protéticos pode fazer destas irregularidades superficiais fontes de partículas metálicas liberadas aos tecidos circunvizinhos dos implantes. Este trabalho de pesquisa defende a hipótese que defeitos de fabricação ajudam o aparecimento de processos corrosivos nos parafusos protéticos e sugere que ações apropriadas sejam feitas para minimizar o problema.

REFERÊNCIAS

1. Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(Suppl):48-63.
2. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995; 74:270-8.
3. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998; 42:71-89.
4. Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H, Buch D. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials* 1998; 19:1495-1499.
5. Reclaru L, Meyer J-M. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials* 1998; 19:85-92.
6. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001; 85:599-607.
7. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85:47-52.
8. Velásquez-Plata D, Lutonsky J, Oshida Y, Jones R. A close-up look at an implant fracture: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22:483-491.

9. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:826-831.
10. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993; 6:435-9.
11. Cavazos E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996; 75:566-569.
12. Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998; 79:430-2.
13. Koriath TWP, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent* 1999; 82:312-6.
14. Versluis A, Koriath TWP, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:337-41.
15. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials* 2002; 23:2459-2465.
16. Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 1997; 128:37-45.
17. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater* 2002; 18:396-406.

18. Langford RJ, Frame JW. Surface analysis of titanium maxillofacial plates and screws retrieved from patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31:511-518.
19. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87:351-63.
20. Koike M, Fujii H. The corrosion resistance of pure titanium in organic acids. *Biomaterials* 2001; 22:2931-2936.
21. Schiff N, Grosgeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002; 23:1995-2002.
22. Huang H-H. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Biomaterials* 2002; 23:59-63.

TABELAS

Tabela 1: Análise química por EDX da liga metálica dos parafusos usados após limpeza ultra sônica.

Paciente/Parafuso	Composição Química (%massa)						(m)
	Ti		Al		O		
	(A)	(B)	(A)	(B)	(A)	(B)	
A1	87.52	90.56	6.84	5.07	5.64	4.37	5
A2	86.99	85.25	6.79	6.50	6.22	8.25	5
A3	94.32	84.66	3.98	6.88	1.70	8.46	5
A4	91.07	84.14	5.40	8.16	3.54	7.70	5
	Média	89.97	86.15	5.75	6.65	4.27	7.19
	(Desvio-Padrão)	(2.96)	(2.57)	(1.17)	(1.1)	(1.79)	(1.65)
B1	89.52	86.79	6.26	7.60	4.23	5.61	11
B2	89.23	86.64	5.76	7.07	5.01	6.29	11
B3	88.19	85.53	6.30	7.73	5.51	6.74	11
B4	89.30	82.51	6.70	6.82	4.01	10.67	11
B5	87.09	81.48	6.79	8.06	6.12	10.47	11
	Média	88.66	84.59	6.36	7.45	4.97	7.95
	(Desvio-Padrão)	(0.91)	(2.18)	(0.37)	(0.45)	(0.78)	(2.16)
C1	83.39	69.52	4.94	6.70	11.67	23.79	9
C2	81.20	76.47	6.98	6.24	11.82	17.29	9
C3	80.90	73.06	6.13	6.51	12.96	20.43	9
C4	80.61	77.56	6.58	5.34	12.81	17.10	9
C5	82.48	75.03	5.07	6.75	12.46	18.22	9
C6	78.78	73.09	5.76	6.69	15.46	20.22	9
	Média	81.23	74.12	5.91	6.37	12.86	19.51
	(Desvio-Padrão)	(1.46)	(2.63)	(0.74)	(0.49)	(1.25)	(2.31)
D1	87.90	84.92	7.80	5.90	4.30	9.19	30
D2	91.21	83.69	7.05	7.66	1.74	8.64	30
D3	84.98	88.51	8.31	5.13	6.71	6.36	30
D4	89.00	84.46	5.99	7.76	5.01	7.78	30
	Média	88.27	85.39	7.28	6.61	4.44	7.99
	(Desvio-Padrão)	(2.24)	(1.85)	(0.87)	(1.13)	(1.79)	(1.07)
E1	88.65	85.16	5.88	7.37	5.47	7.47	9
E2	89.23	84.70	5.81	7.13	4.97	8.17	9
E3	83.11	75.30	5.81	6.65	11.08	18.05	9
E4	89.47	80.98	6.61	7.99	3.92	11.02	9
	Média	87.61	81.53	6.03	7.28	6.36	11.17
	(Desvio-Padrão)	(2.62)	(3.95)	(0.34)	(0.48)	(2.78)	(4.18)

Ti=titânio, Al=alumínio, O=oxigênio, (A)Cabeça, (B)Rosca, (m)Meses

Tabela 2: Análise química por EDX da liga metálica dos parafusos controle novos.

Parafusos	Composição Química (%massa)			
	Ti		Al	
	(A)	(B)	(A)	(B)
1	93.31	91.61	6.69	8.39
2	93.93	93.59	6.07	6.41
3	93.07	92.89	6.93	7.11
4	93.34	91.56	6.66	8.44
5	93.12	91.43	6.88	8.57
6	93.37	91.55	6.63	8.45
7	93.76	93.20	6.24	6.80
8	92.79	91.59	7.21	8.41
9	93.77	91.42	6.23	8.58
10	92.85	90.93	7.15	9.07
Média	93.33	91.97	6.67	8.02
Desvio-Padrão	0.37	0.85	0.37	0.85

Ti=titânio, Al=alumínio

(A)Cabeça, (B)Rosca

FIGURAS

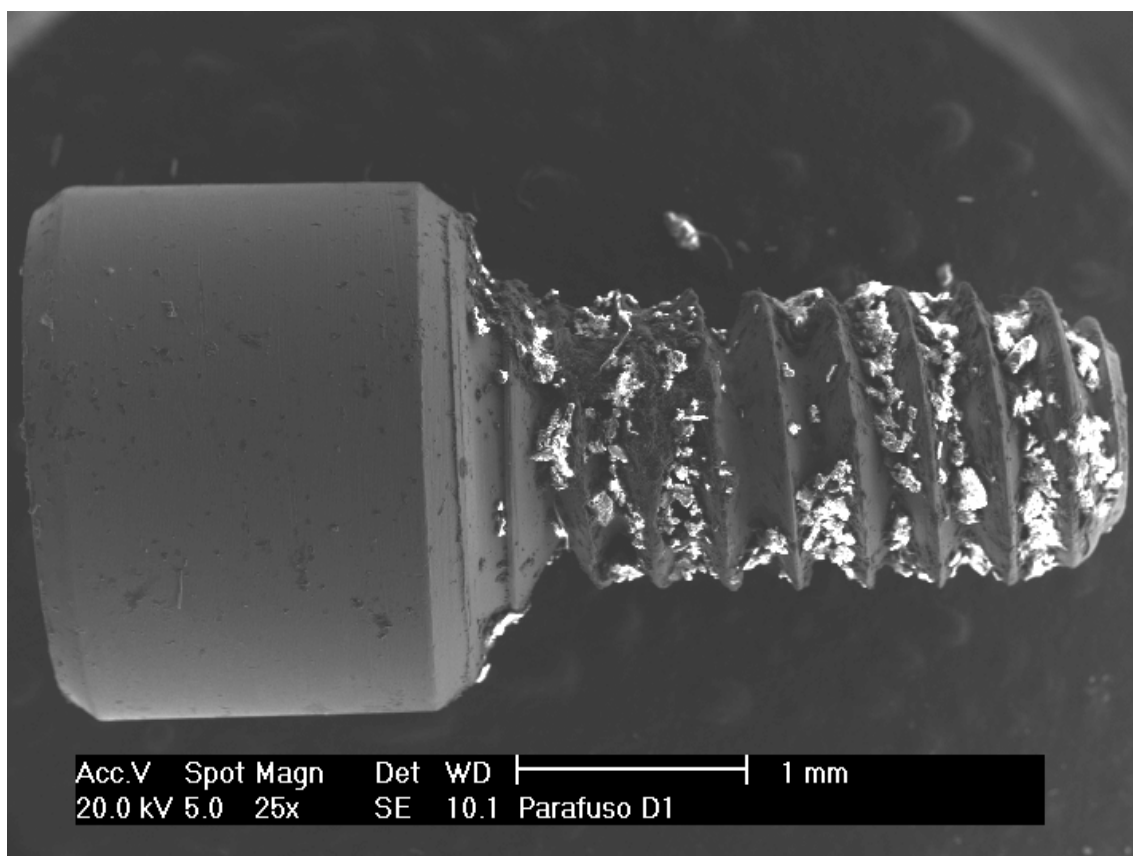


Figura 1: Fotomicrografia de parafuso retirado após 30 meses de uso antes da limpeza, mostrando irregularidades superficiais e presença de resíduos.

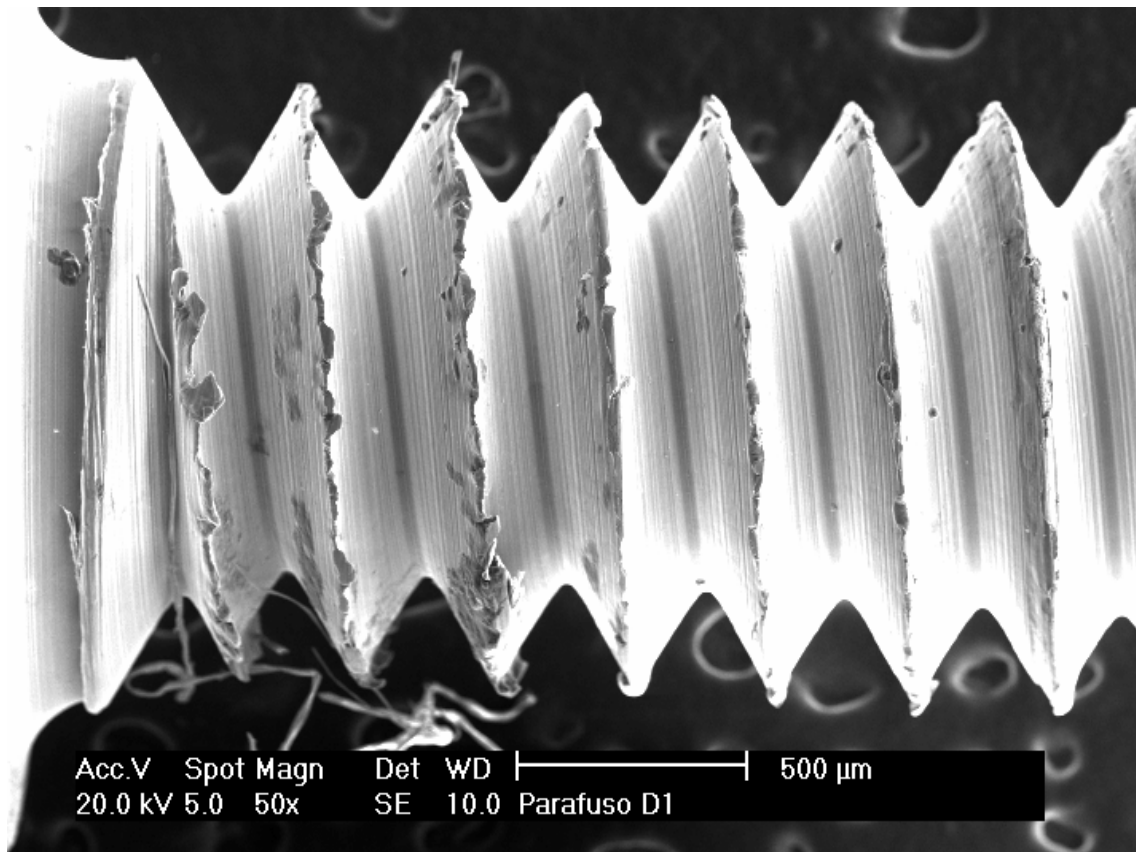


Figura 2: Fotomicrografia de parafuso retirado após 30 meses de uso depois da limpeza, mostrando irregularidades superficiais e roscas deterioradas.

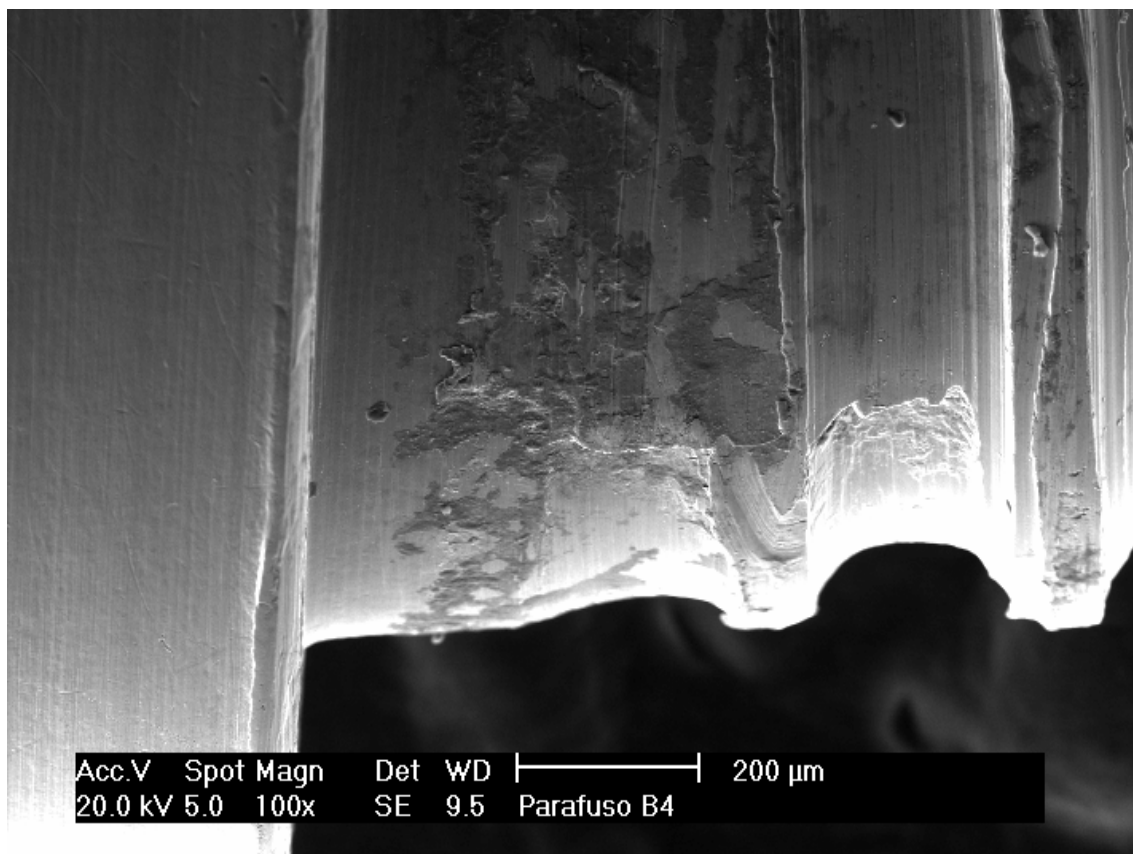


Figura 3: Fotomicrografia de parafuso retirado após 11 meses de uso depois da limpeza, mostrando irregularidades superficiais susceptíveis a ataque corrosivo.

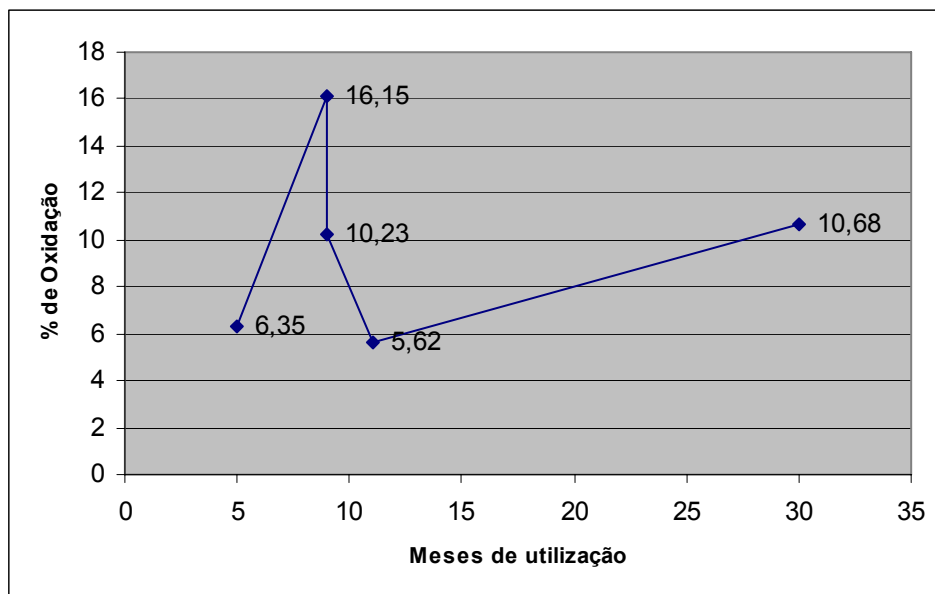


Figura 4: Gráfico da média geral de oxidação de acordo com o tempo de uso dos parafusos, mostrando a tendência de dispersão dos dados.

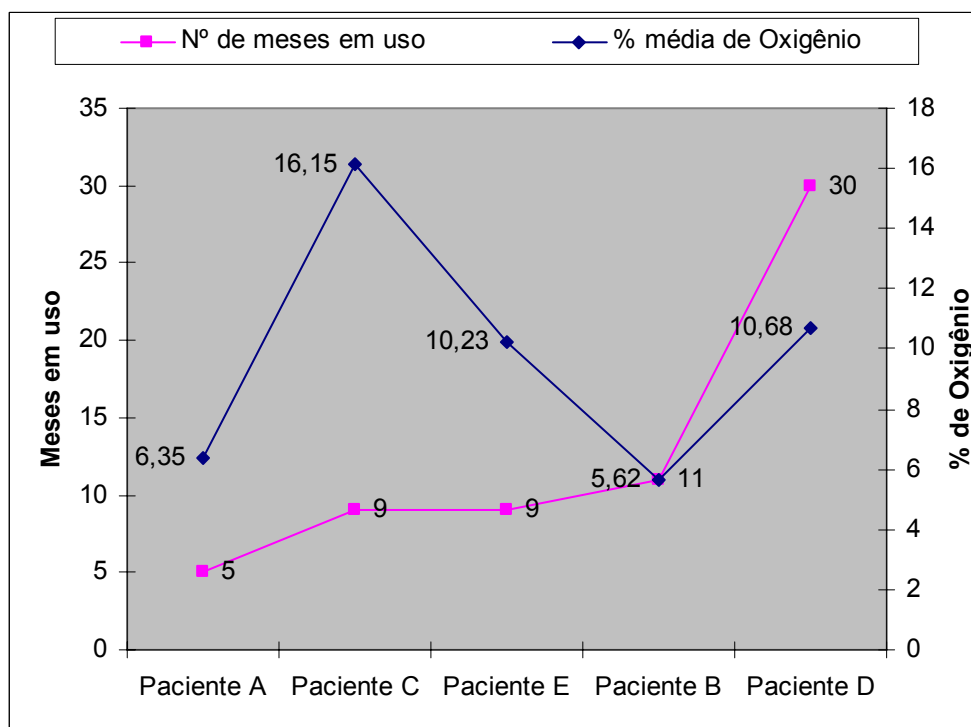


Figura 5: Gráfico combinando a média geral de oxidação apresentada pelos cinco pacientes de acordo com o tempo de uso dos parafusos.

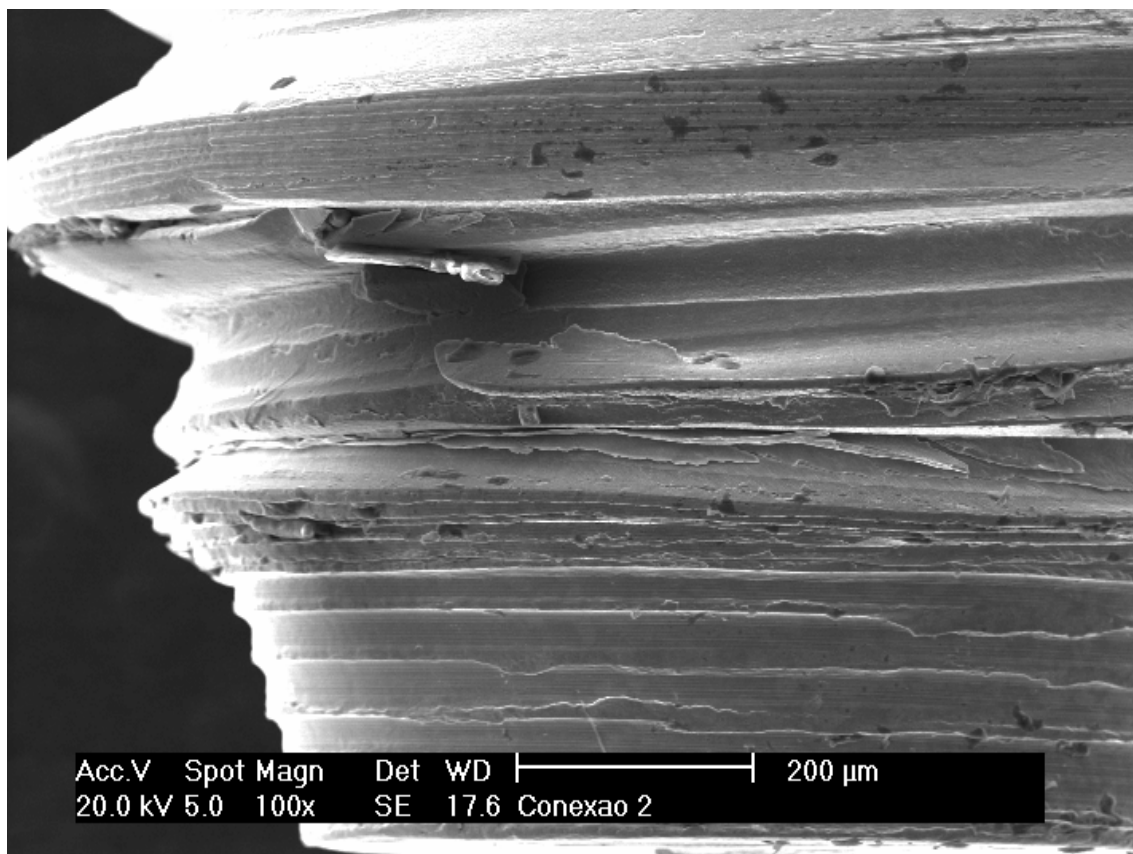


Figura 6: Fotomicrografia de parafuso controle novo, mostrando irregularidades superficiais e defeitos de fabricação. Marcas causadas pela usinagem e lascas metálicas parcialmente destacadas são observadas.

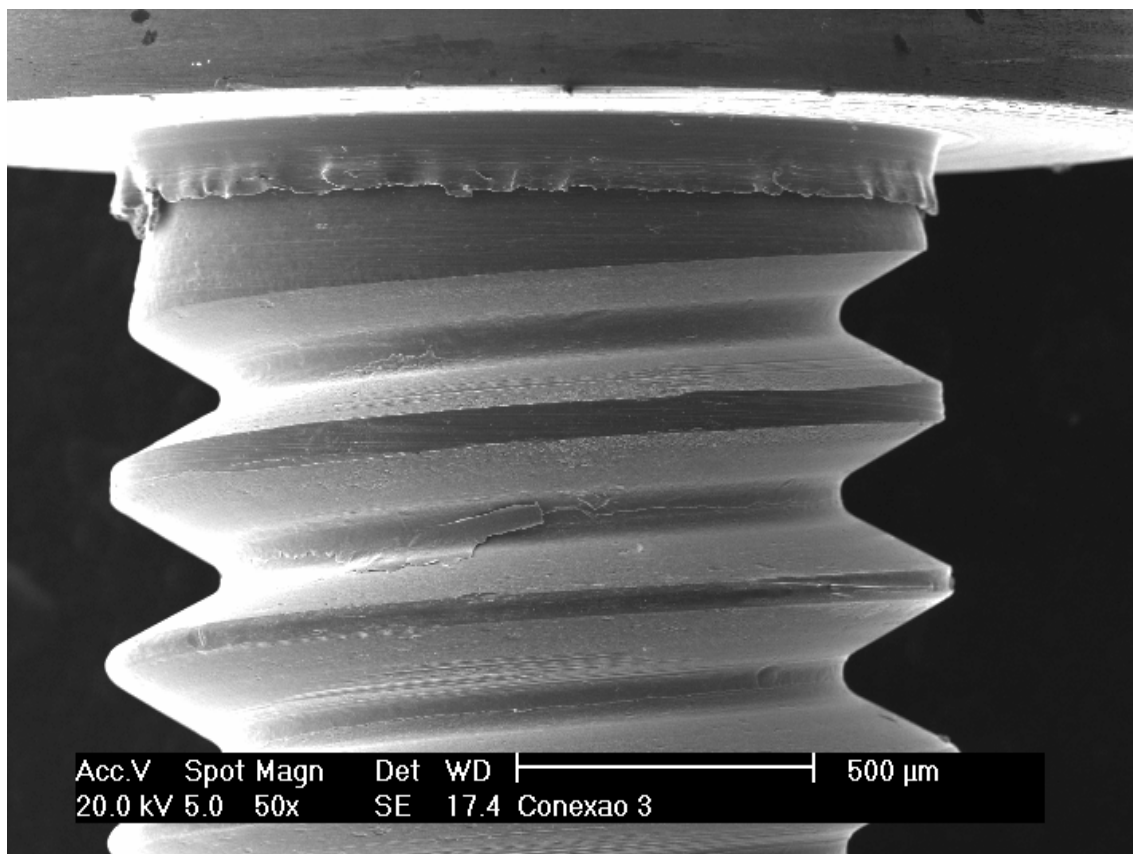
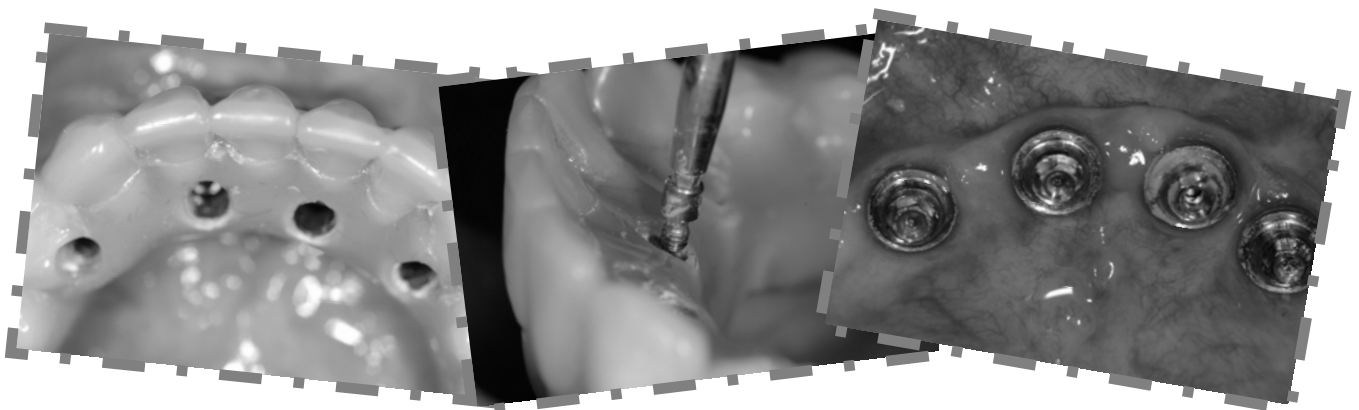


Figura 7: Fotomicrografia de parafuso controle novo, mostrando presença de rebarbas metálicas no pescoço e marcas de usinagem nas roscas.

MANUSCRIPT 1**Corrosion analysis of retrieved prosthetic retaining screws**

This article is formatted according to the Guidelines for Preparing Manuscripts for The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.

ABSTRACT

Purpose: Nowadays, corrosion process is also being considered a cause of osseodisintegration. In this study, 23 retrieved prosthetic retaining screws were investigated for surface corrosion and compared with unused screws. **Materials and Methods:** Twenty-three prosthetic retaining screws were retrieved from five patients with mandibular definitive implant-retained prostheses and analyzed for surface corrosion using scanning microscopy. The screws had been in function before retrieval for a period ranging from 5 to 30 months (Mean=12.8 months). A control sample of 10 unused screws was used for comparison. Metal alloys were analyzed using energy-dispersive x-ray analysis on two points of the screw, (A) head and (B) thread, and images of all retrieved screws were recorded for observation before and after ultrasonic cleaning, which was performed according to ASTM G1 standards. **Results:** For retrieved screws, evident corrosion lesions were detected on 2 screws, although surface irregularities were observed in all screws, which were considered susceptible areas for corrosion attacks. All screws were made of Ti-Al alloy and oxygen was detected on all samples before and after ultrasonic cleaning, which shows that the metal alloy had been altered after contacting the oral environment. Besides Ti, Al and O, other elements were detected before cleaning the screws, such as Si, Na, C, Ca, P, Cl and Zn. For unused control screws, all samples were made of Ti-Al alloy and there were no signs of corrosion, but manufacturing defects comprising rough metal edges and protuberances were identified. **Conclusion:** Oxidation process occurs on prosthetic retaining screws and that can progress

to corrosion lesions, especially on areas with defects and retention of debris and contaminants.

Key words: prosthetic screw, manufacturing defects, biocompatibility, corrosion, SEM, EDX.

INTRODUCTION

Long-term clinical success of an implant-supported prosthesis depends on the stability of the joint between prosthetic component and implant. However, several studies have shown failures in retention systems due to factors as metal fatigue, micro movement among prosthetic components, and inadequate torque of screws, improper screw design, bone elasticity, occlusal problems and corrosive processes of metal.¹⁻⁹

Alternative methods and devices have been tested for the prevention of prosthetic and abutment screws loosening and fracture in order to minimize such inconveniences to patient and dentist.¹⁰⁻¹⁴ Even though, no device was tested to control or even avoid contact between prosthetic retaining screw and oral fluids, which may lead to constant corrosive stimulation promoted mainly by food and human salivary components such as sodium chloride.

Guindy et al.⁹ related six cases of osseodisintegration due to corrosive process of the metal of prosthetic suprastructures. The authors detected extensive lesions and areas of oxidation in all implants and inner crown surfaces. Bone tissue collected from 5 of the implants showed higher contents of metal ions in comparison to baseline values detected in healthy bone. The authors concluded that in spite of the high gold content of the suprastructures, corrosion was initiated and progressed at the gap crevices of the implant-supported crowns and toxic metal ions were released to the peri-implant tissues, causing bone structure breakdown and failure of the implants.

Yokoyama et al.¹⁵ also stated that factors related to corrosion acceleration and fatigue of titanium-based materials used for dental implants

should be investigated. The authors analyzed the surface fracture and metallurgical structures of a titanium prosthetic screw fractured after 3 years of use and compared it with a new screw. The results showed that the outer surface of the retrieved screw had a structure different from that of the new screw and confirmed that a shear crack initiated at the root of the thread and propagated into the inner section of the screw. Other factor that contributed to the screw fracture was the absorption of hydrogen in the biological environment that may have lead to a structural modification of the metal alloy and influenced the longevity of the device.

Several studies have established that all metal alloys for dental services may diffuse ions to oral environment potentially interacting with adjacent soft and hard tissues. The quantity and type of the metallic elements released to the tissues may vary and cause several local clinical reactions.^{9,16-19}

More than 35 different metal elements are used for dental cast alloys. Certain groups of dental alloys as Ni-containing or Pd-Cu-alloys are especially prone to evoke adverse reactions to biological tissues. Corrosion in oral environment is mainly due an electrochemical nature. Through passivation, the surface of a metal as titanium may be transformed into a state by which corrosion is greatly inhibited by formation of an oxide-layer. The interaction of two different metals may lead to galvanic corrosion, enhancing the amount of ions released. Crevice corrosion has also been postulated to be of special importance in the dental field. Thus the corrosive process is very complex and dependent on compositions and metallurgical state, surface conditions, mechanical aspects of function, and local and systemic host environment.¹⁷

In vitro corrosion tests have demonstrated that titanium and high noble alloys are the most resistant to corrosion. However, in solutions of high fluoride concentration and low pH, corrosion of titanium can be enhanced.^{4,5,17,20-22}

The aim of this work is to investigate possible surface modifications of titanium prosthetic retaining screws, retrieved from patients with mandibular definitive implant-retained prostheses and to analyze the metal alloy of screws for evidences of corrosive process.

MATERIALS AND METHODS

Twenty-three prosthetic retaining screws were retrieved from five patients with mandibular definitive implant-retained prostheses, who had given their informed consent. The screws had been in function before retrieval for a period ranging from 5 to 30 months (Mean=12.8 months). The control sample of unused screws comprised 10 screws taken from *Conexão Sistemas de Prótese* (São Paulo, Brazil). Photomicrographs of all screws were recorded for observation of surface morphology with a scanning electron microscope (Philips XL-30, The Netherlands). Surface composition was determined by Energy Dispersive x-Ray Analysis (EDX) coupled to the microscope on two points of the screw: (A)head and (B)thread. The parameters used were 20 kV beam, 25x magnifications, 10 mm sample distance and 100 seconds detection time. The inspection of retrieved screws and the surface composition analysis were performed before and after ultrasonic cleaning, which was in agreement with the American Society for Testing and Materials (ASTM G1).

RESULTS

Macroscopic examinations revealed that all retrieved screws lacked luster compared with new screws. However, only one screw presented macroscopic modification of the first three threads after 30 months in function. Photomicrographs showed evident corrosion lesions on two screws with 30 months of use, although surface irregularities were observed in all screws (Figs. 1 and 2). These defects were considered susceptible areas for corrosion attacks (Fig.3). All screws were made of Ti-Al alloy and oxygen was detected on all samples before and after ultrasonic cleaning, which shows that the metal alloy had suffered modification after being subjected to the oral environment (Table 1, Figs. 4 and 5). Besides Ti, Al and O, traces of other elements were detected in a few screws before cleaning, such as Si, Na, C, Ca, P, Cl and Zn. For unused control screws, all screws were made of Ti-Al alloy (Table 2) and there were no signs of corrosion, but manufacturing defects comprising rough metal edges and protuberances were identified in all screws (Figs. 6 and 7).

DISCUSSION

Biomaterials are used in dentistry to replace lost tooth or part of it, thus restoring oral function. Metallic biomaterials are largely used to meet their intended application as dental materials, but some types of corrosion behavior may occur in oral environment.

Metal alloys as cobalt-chromium, nickel-chromium, and gold-based alloys have been used in prosthodontic for years¹⁹. In implantology, cobalt-chromium, nickel-chromium, stainless steel, titanium, and titanium-based alloys have been used as dental implants, prosthetic components and prosthetic superstructures.

In some cases, small differences in chemical composition of the metals and alloys result in alloy phase and microstructural changes that can alter corrosion resistance and mechanical property behavior¹⁹.

Because of the extreme low ion releases, corrosion is influenced almost completely by the surface. Therefore, surface irregularities accelerate the ion releases.⁴ However, a study with retrieved plates and screws used in maxillofacial surgery did not show any macroscopic or microscopic evidence of corrosion, but related signs of defects in manufacturing and irregular fragments on the surface of both retrieved and unused control plates and screws.¹⁸

In this current study, clear scratches that could have been formed during machining and threads defects that could have been a result of plastic deformation of the screw were observed in photomicrographs. These surface irregularities combined with environmental factors, such as low pH, variation of temperature, micromotion among parts of prosthetic components, metal fatigue, and presence of microorganisms, may initiate and propagate corrosion.

Apparently, corrosion lesions occurred more on the first three threads of screws and near to the neck area, which were areas with higher retention of debris.

Besides that, plastic deformation of the screw can accelerate absorption of hydrogen,¹⁵ titanium and titanium alloys may undergo a corrosive process in the form of crevice and pitting in confined areas where pH drops below 3.5 and fluoride ions may be present.^{5,9,20-22} In the current study, retrieved screws had been analyzed and the observed degradation areas may be related with electrochemical findings described by a previous study.⁵

Moreover, titanium abutments were considered to attract more plaque than teeth because of the high surface free energy and rough surface, which promotes bacterial adhesion.¹⁷ However, there is a tendency of titanium and high noble alloys to be more resistant to corrosion than other alloys. Furthermore, lack of knowledge of the oxidation level of the metals detected in oral environment gives rise to difficult interpretation of toxicity.

In the present study, the main chemical element incorporated to the metal alloys of screws was the oxygen, which represents a proof that oxidation may start at the first year of using of prosthetic retaining screws. However, the results have not shown direct correlation between time and oxidation level. Some screws exhibited lower oxidation at a longer time while others had higher oxidation at a shorter time. Thus, these findings suggest that further factors influence oxidation process, not only the time but also different host conditions and habits of patients.

In summary, the importance of this retrieval study was emphasized by the unused screws showing numerous defects and irregular surface as a result of manufacturing process, which may predispose to corrosion. Thus, clinical

manipulation of prosthetic components may make surface irregularities sources of particulate metal release into the surrounding tissues of implants. This study supports the claim that manufacturing defects helps to start corrosion processes and appropriate actions should be taken to minimize the problem.

REFERENCES

1. Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(Suppl):48-63.
2. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995; 74:270-8.
3. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998; 42:71-89.
4. Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H, Buch D. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials* 1998; 19:1495-1499.
5. Reclaru L, Meyer J-M. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials* 1998; 19:85-92.
6. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001; 85:599-607.
7. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85:47-52.
8. Velásquez-Plata D, Lutonsky J, Oshida Y, Jones R. A close-up look at an implant fracture: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002; 22:483-491.

9. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:826-831.
10. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993; 6:435-9.
11. Cavazos E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996; 75:566-569.
12. Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998; 79:430-2.
13. Koriath TWP, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. *J Prosthet Dent* 1999; 82:312-6.
14. Versluis A, Koriath TWP, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:337-41.
15. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials* 2002; 23:2459-2465.
16. Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 1997; 128:37-45.
17. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater* 2002; 18:396-406.

18. Langford RJ, Frame JW. Surface analysis of titanium maxillofacial plates and screws retrieved from patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31:511-518.
19. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87:351-63.
20. Koike M, Fujii H. The corrosion resistance of pure titanium in organic acids. *Biomaterials* 2001; 22:2931-2936.
21. Schiff N, Grosgeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002; 23:1995-2002.
22. Huang H-H. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Biomaterials* 2002; 23:59-63.

TABLES

Table 1: EDX analysis of the metal alloy of retrieved screws after ultrasonic cleaning.

Patient/Screw	Chemical Composition (%wt)						(mo)
	Ti		Al		O		
	(A)	(B)	(A)	(B)	(A)	(B)	
A1	87.52	90.56	6.84	5.07	5.64	4.37	5
A2	86.99	85.25	6.79	6.50	6.22	8.25	5
A3	94.32	84.66	3.98	6.88	1.70	8.46	5
A4	91.07	84.14	5.40	8.16	3.54	7.70	5
	Mean	89.97	86.15	5.75	6.65	4.27	7.19
	(SD)	(2.96)	(2.57)	(1.17)	(1.1)	(1.79)	(1.65)
B1	89.52	86.79	6.26	7.60	4.23	5.61	11
B2	89.23	86.64	5.76	7.07	5.01	6.29	11
B3	88.19	85.53	6.30	7.73	5.51	6.74	11
B4	89.30	82.51	6.70	6.82	4.01	10.67	11
B5	87.09	81.48	6.79	8.06	6.12	10.47	11
	Mean	88.66	84.59	6.36	7.45	4.97	7.95
	(SD)	(0.91)	(2.18)	(0.37)	(0.45)	(0.78)	(2.16)
C1	83.39	69.52	4.94	6.70	11.67	23.79	9
C2	81.20	76.47	6.98	6.24	11.82	17.29	9
C3	80.90	73.06	6.13	6.51	12.96	20.43	9
C4	80.61	77.56	6.58	5.34	12.81	17.10	9
C5	82.48	75.03	5.07	6.75	12.46	18.22	9
C6	78.78	73.09	5.76	6.69	15.46	20.22	9
	Mean	81.23	74.12	5.91	6.37	12.86	19.51
	(SD)	(1.46)	(2.63)	(0.74)	(0.49)	(1.25)	(2.31)
D1	87.90	84.92	7.80	5.90	4.30	9.19	30
D2	91.21	83.69	7.05	7.66	1.74	8.64	30
D3	84.98	88.51	8.31	5.13	6.71	6.36	30
D4	89.00	84.46	5.99	7.76	5.01	7.78	30
	Mean	88.27	85.39	7.28	6.61	4.44	7.99
	(SD)	(2.24)	(1.85)	(0.87)	(1.13)	(1.79)	(1.07)
E1	88.65	85.16	5.88	7.37	5.47	7.47	9
E2	89.23	84.70	5.81	7.13	4.97	8.17	9
E3	83.11	75.30	5.81	6.65	11.08	18.05	9
E4	89.47	80.98	6.61	7.99	3.92	11.02	9
	Mean	87.61	81.53	6.03	7.28	6.36	11.17
	(SD)	(2.62)	(3.95)	(0.34)	(0.48)	(2.78)	(4.18)

Ti=titanium, Al=aluminum, O=oxygen, (A)Head, (B)Thread, (mo)Months

Table 2: EDX analysis of the metal alloy of unused control screws.

Screws	Chemical Composition (%wt)			
	Ti		Al	
	(A)	(B)	(A)	(B)
1	93.31	91.61	6.69	8.39
2	93.93	93.59	6.07	6.41
3	93.07	92.89	6.93	7.11
4	93.34	91.56	6.66	8.44
5	93.12	91.43	6.88	8.57
6	93.37	91.55	6.63	8.45
7	93.76	93.20	6.24	6.80
8	92.79	91.59	7.21	8.41
9	93.77	91.42	6.23	8.58
10	92.85	90.93	7.15	9.07
Mean	93.33	91.97	6.67	8.02
SD	0.37	0.85	0.37	0.85

Ti=titanium, Al=aluminum,

(A)Head, (B)Thread

FIGURES

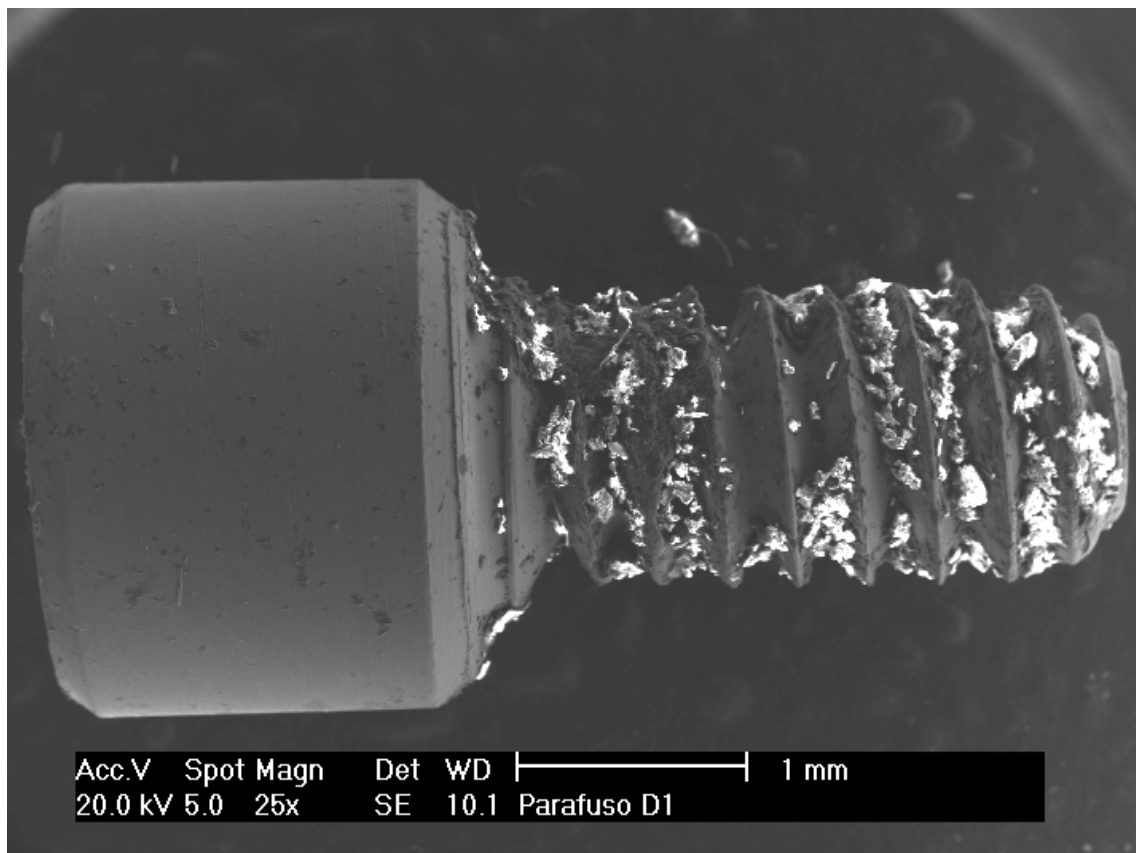


Figure 1: Photomicrograph of screw retrieved after 30 months examined before cleaning, showing surface irregularities and presence of debris.

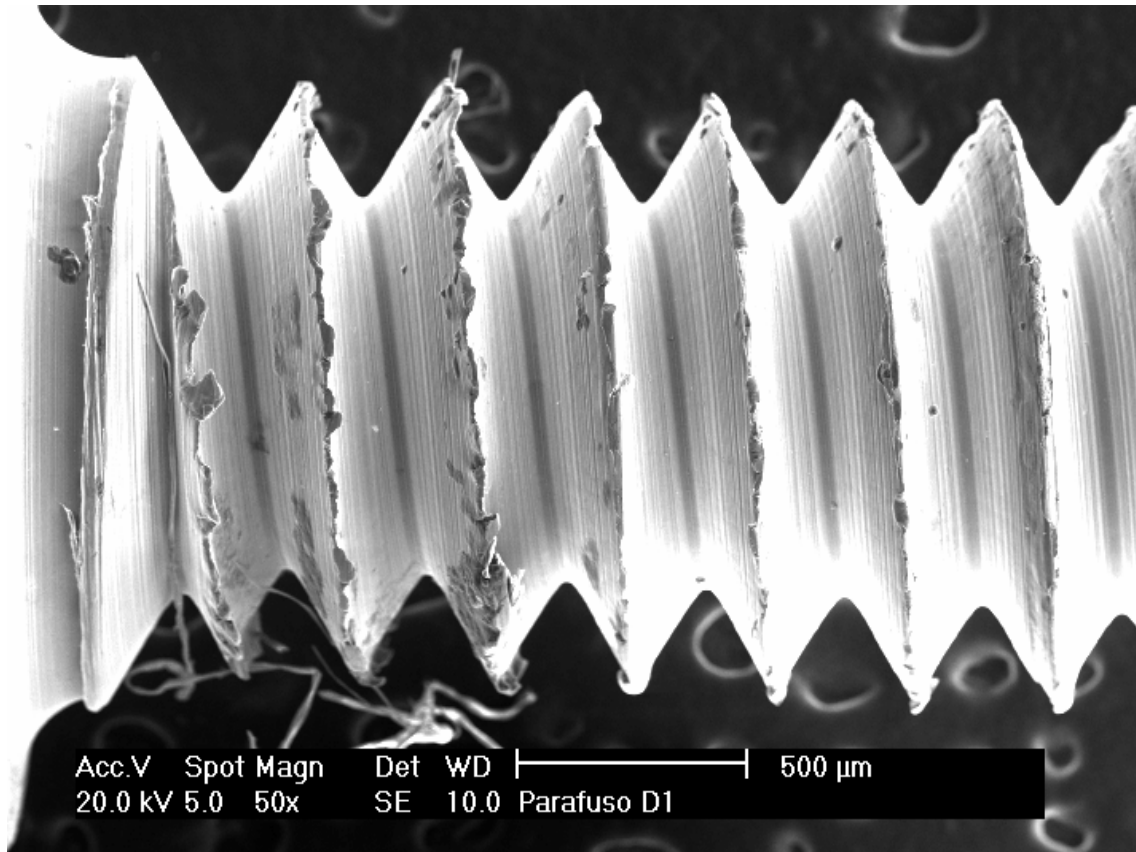


Figure 2: Photomicrograph of screw retrieved after 30 months examined after cleaning, showing surface irregularities and deteriorated threads.

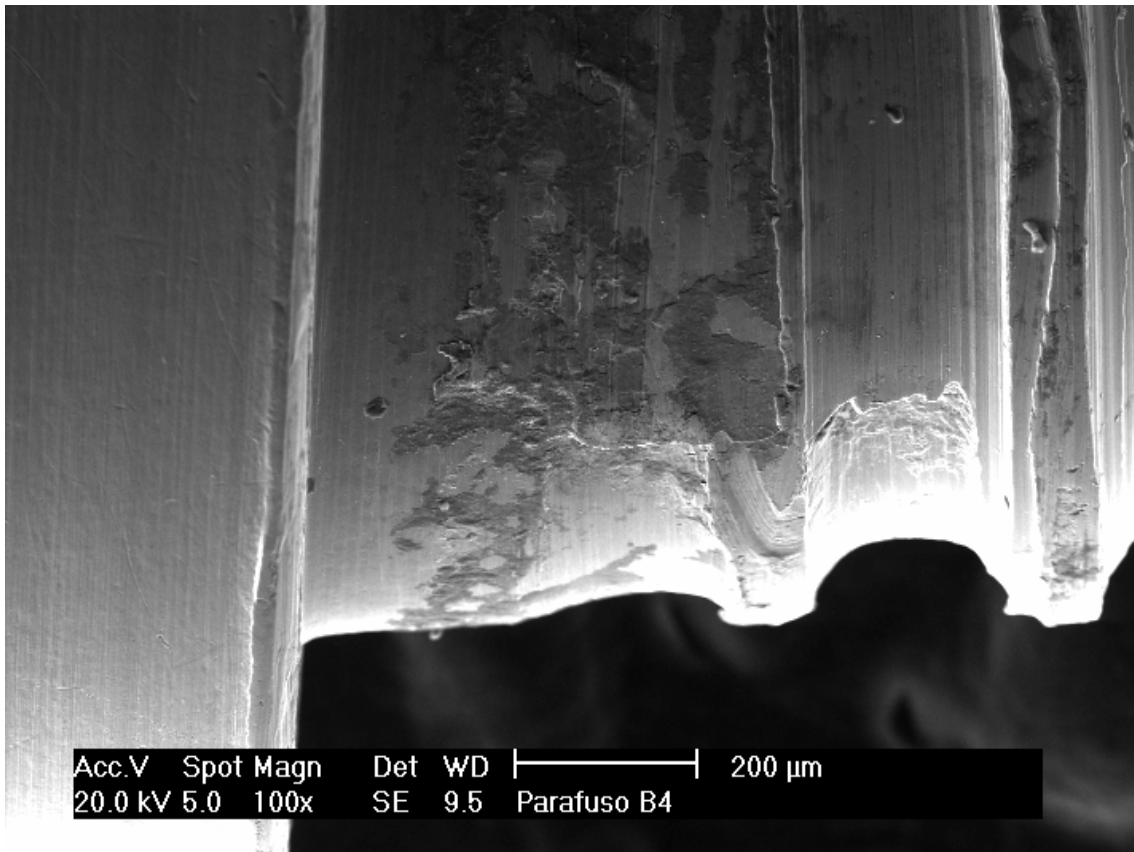


Figure 3: Photomicrograph of screw retrieved after 11 months examined after cleaning, showing surface irregularities susceptible to corrosion attack.

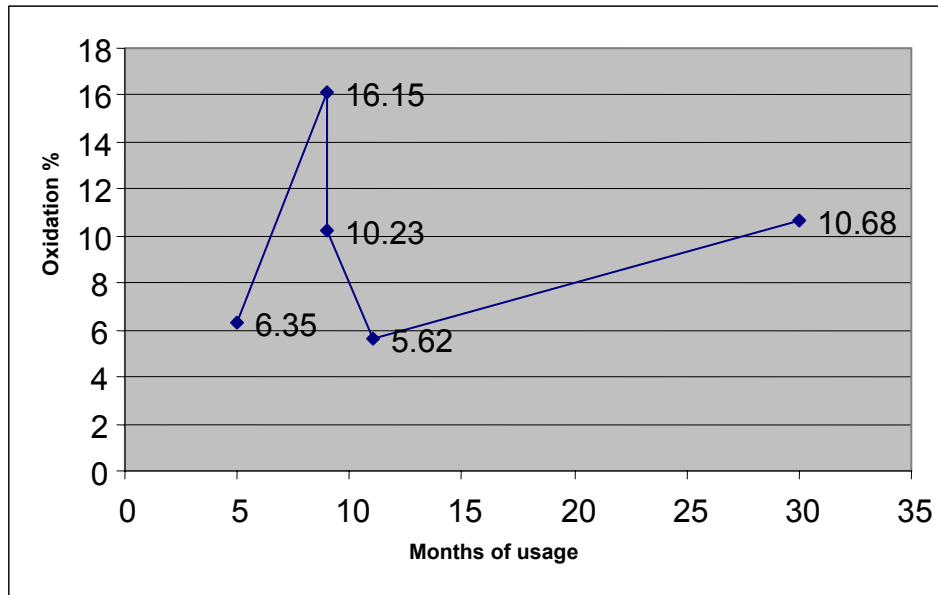


Figure 4: Graph of the general mean of oxidation according to time of screw function, showing the data dispersive tendency.

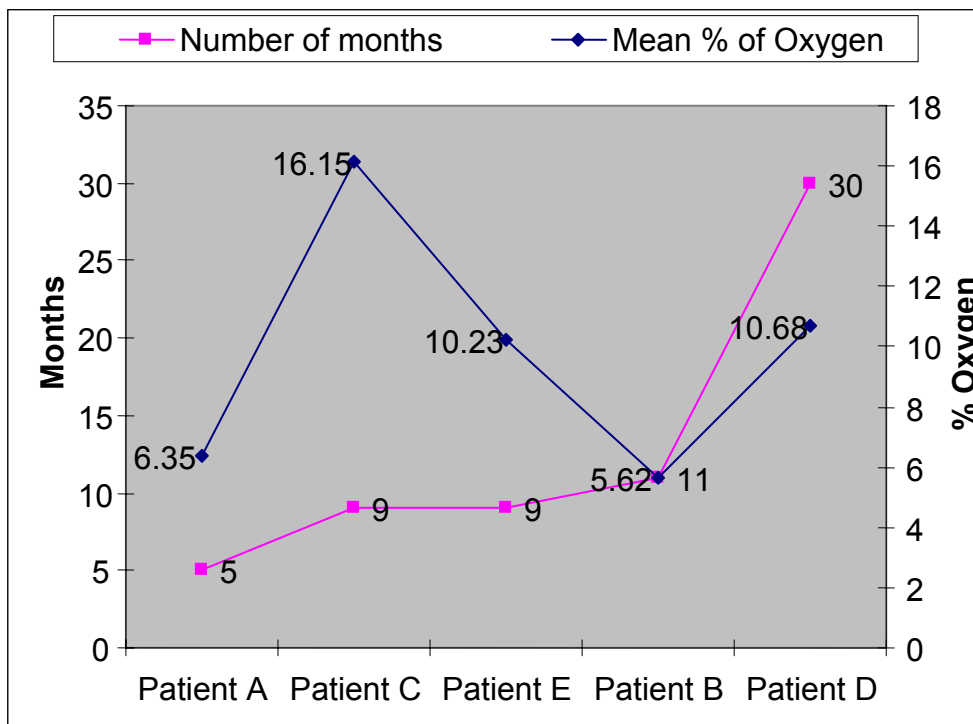


Figure 5: Graph combining the general mean of oxidation presented by five patients with the time of screw function.

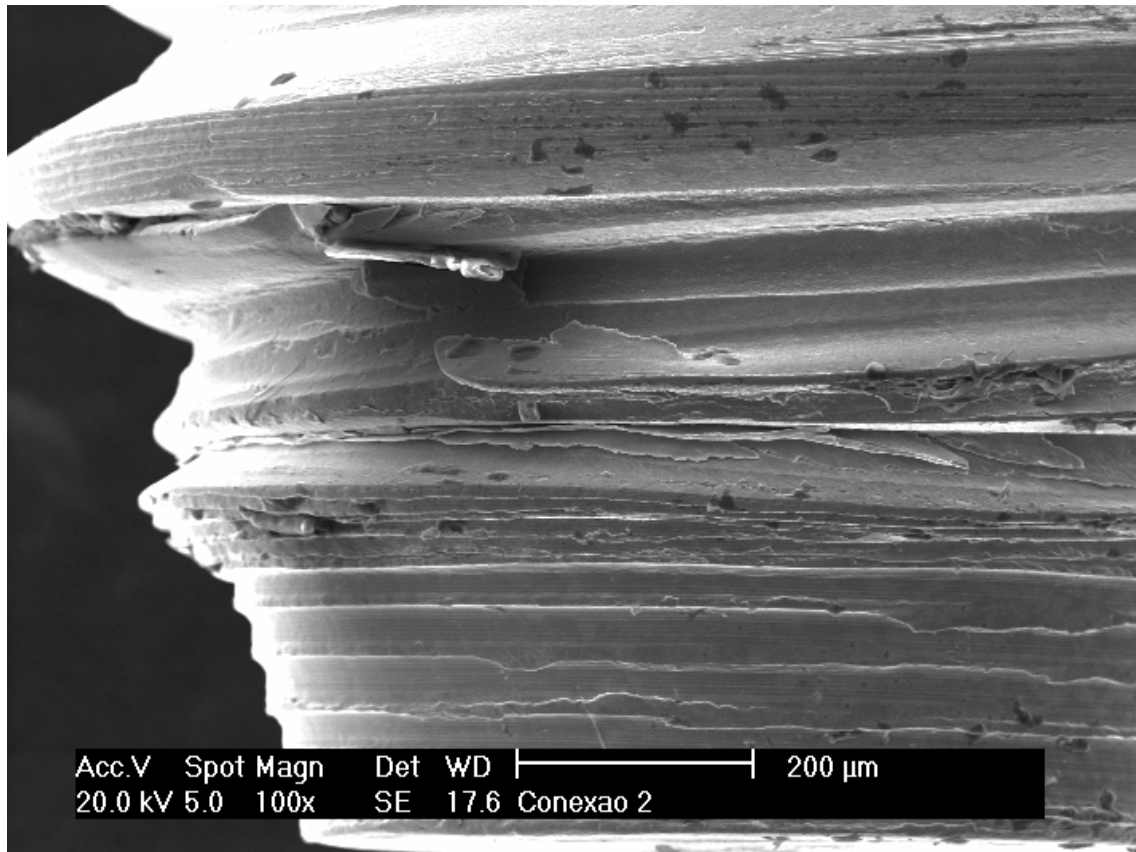


Figure 6: Photomicrograph of unused control screw, showing surface irregularities and manufacturing defects. Scratches caused by machining and partially detached metal shaving are observed.

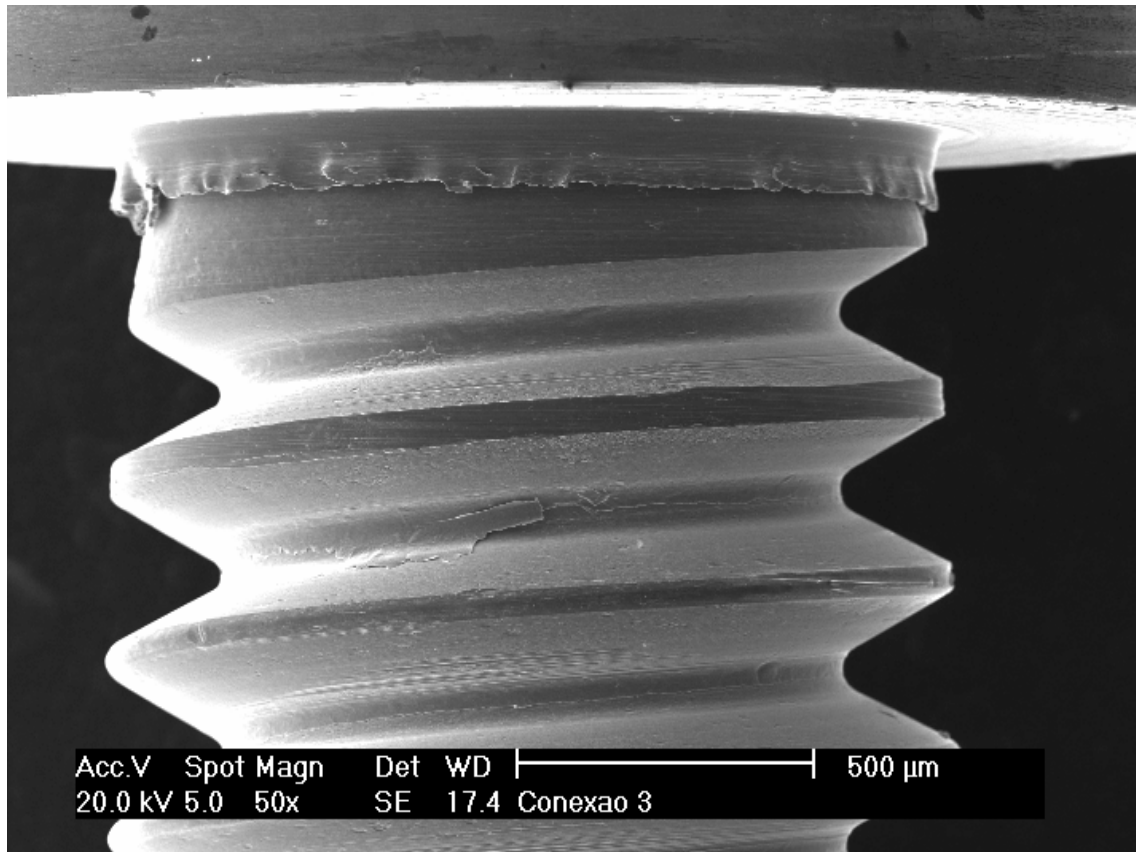
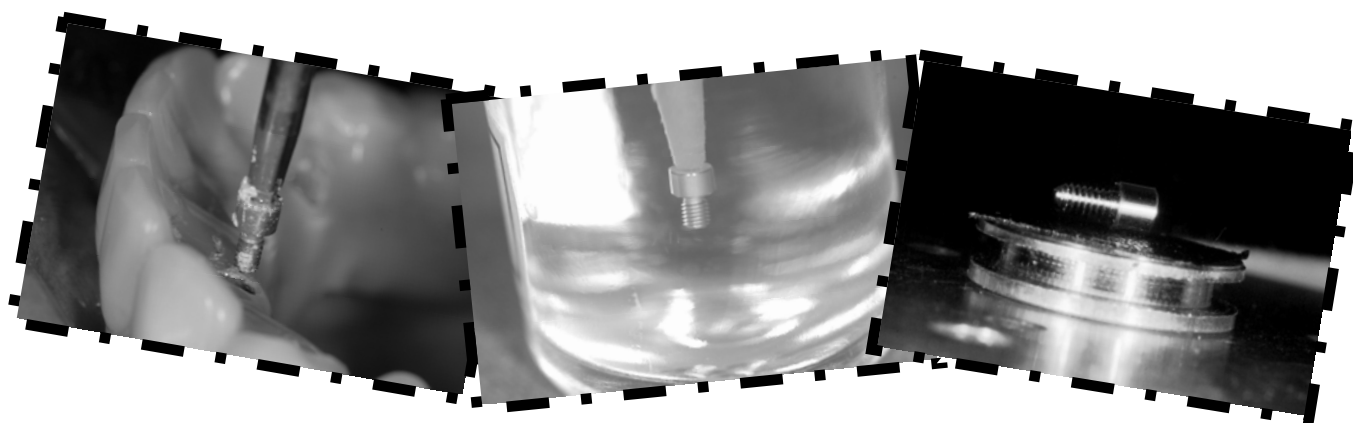


Figure 7: Photomicrograph of unused control screw, showing presence of cracks on the neck and machining marks on the threads.

ARTIGO 2

Corrosão de parafusos de retenção protética: estudo in vivo e in vitro



Este artigo está formatado de acordo com as Normas para Elaboração de Artigos da revista “Biomaterials”.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar o processo de corrosão através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), espectroscopia de energia dispersiva (EDX), inspeção visual e perda de massa de parafusos de retenção protética de ouro e ligas de titânio. Para ambos os estudos in vivo e in vitro, 20 parafusos foram avaliados em 4 grupos cada. No estudo in vivo, 5 pacientes com próteses definitivas implanto-suportadas inferiores receberam um parafuso de cada grupo, que permaneceram no ambiente oral por 90 dias antes de serem removidos. No estudo in vitro, 5 parafusos de cada grupo foram submetidos a teste de imersão em saliva artificial a 37°C e pH=2,5 pelo mesmo período. Todos os parafusos foram visualmente inspecionados, analisados no MEV, EDX e em balança analítica antes e depois dos testes. Os resultados demonstraram que para ambas as investigações, não houve significativa perda de massa ou alteração visual da superfície dos parafusos. Fotomicrografias não revelaram deteriorização das amostras, mas o grupo NB do estudo in vitro mostrou uma discreta alteração da superfície metálica. Análises iniciais do EDX mostraram que os parafusos basicamente continham os elementos Au, Ti, Al, W, V, Ni e Cr. Análises finais do EDX detectaram a presença de novos elementos como C, Cu, Si, Na, Ca, Fe, P, Zn, F e S no estudo in vivo, e C, Cu, Si, Na, Ca, Fe, N e P no estudo in vitro. Oxigênio também foi detectado na maioria dos parafusos de ambos os estudos. Concluindo, durante os primeiros 90 dias de uso intra-oral e de teste laboratorial de imersão, parafusos de retenção protética permaneceram estáveis em relação ao seu aspecto visual, com insignificante perda de massa e um leve processo oxidativo.

Palavras-chave: parafuso protético, liga de titânio e ouro, corrosão, saliva, MEV, EDX.

INTRODUÇÃO

As próteses retidas por parafusos são amplamente utilizadas em tratamentos com implantes osseointegrados por causa da sua grande vantagem de reversibilidade, mesmo em detrimento as suas possíveis complicações. Assim sendo, um importante aspecto que deve ser sempre enfatizado na terapia com implantes é o de que nenhuma avaliação de sucesso pode ser aceita sem as suas devidas considerações protéticas, já que os fatores que contribuem para as falhas com componentes protéticos são considerados complexos [1-10].

Quanto aos requisitos básicos dos metais implantáveis, a biocompatibilidade e a resistência aos mecanismos de dissolução passiva como a corrosão são muito citadas na literatura [11-16]. Mas todas as ligas metálicas de uso odontológico podem difundir íons para o ambiente oral com potencial de interagir com tecidos moles e duros adjacentes e a quantidade e o tipo de elementos metálicos liberados para os tecidos pode variar e causar diversas reações clínicas locais [10,17-21].

Outro ponto importante é que todos os dispositivos submetidos ao ambiente oral permanecem em contato com fluidos orais, o que pode levar a um constante estímulo corrosivo provocado principalmente pela alimentação e pelos componentes da saliva humana como o cloreto de sódio. Devido a isto, um dos materiais mais comumente usados para implantes dentários é o titânio com suas ligas pelas excelentes propriedades mecânicas, biocompatibilidade fisiológica e resistência à corrosão, o que pode ser atribuído à formação espontânea de uma camada passiva de dióxido de titânio que protege o metal

de futura oxidação [16,22]. Ligas áureas altamente nobres são também utilizadas como material odontológico e consideradas resistentes à corrosão [15,23,24]. Suas aplicações clínicas mais comuns em reabilitações implanto-suportadas são para infra-estruturas metálicas e para parafusos de retenção protética de ouro.

Na cavidade oral, o titânio pode ficar em contato com outros componentes capazes de iniciar corrosão de um metal, como a corrosão galvânica que aumenta a quantidade de íons liberados para o meio. A corrosão por fresta também tem sido postulada como de extrema importância para a odontologia. Assim, o processo corrosivo é considerado bastante complexo e dependente de fatores como a composição do metal e seu estado metalúrgico, condições da superfície, aspectos mecânicos e funcionais, além da situação local e sistêmica do hospedeiro [15,25-32].

Testes de corrosão in vivo refletem melhor o comportamento intra-oral dos metais, já que produtos de ligas odontológicas podem ser encontrados na saliva e gengiva de pacientes. Entretanto, o nível de oxidação e o limite toxicológico tolerado das ligas metálicas continuam desconhecidos [15,33]. Por outro lado, testes de corrosão in vitro têm demonstrado que o titânio e ligas altamente nobres são mais resistentes à corrosão. Mesmo assim, em soluções de alta concentração de flúor e pH baixo, a corrosão do titânio pode ser acelerada [15,34-38].

O objetivo deste trabalho é investigar a composição química, possíveis modificações superficiais e evidências de processo corrosivo de parafusos de retenção protética de liga de titânio ou ouro, instalados em pacientes com

próteses definitivas implanto-suportadas inferiores no estudo in vivo ou imersos em saliva artificial no estudo in vitro.

MATERIAIS E MÉTODOS

Quarenta parafusos foram investigados e igualmente distribuídos para os estudos in vivo e in vitro, de forma que em cada estudo 20 parafusos fossem avaliados em 4 grupos:

Grupo 3i: 5 parafusos de ouro da marca 3i (3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach, Fla);

Grupo NB: 5 parafusos de liga de titânio da marca Nobel (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia);

Grupo NEO: 5 parafusos de liga de titânio da marca Neodent (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil);

Grupo CON: 5 parafusos de liga de titânio da marca Conexão (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil).

Estudo In vivo

Cinco pacientes portadores de próteses totais convencionais superiores e próteses definitivas implanto-suportadas inferiores participaram deste estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. Os pacientes tiveram suas próteses inferiores confeccionadas com resina acrílica termopolimerizadas com estruturas metálicas fundidas em liga de Ni-Cr. Intermediários protéticos de titânio e os parafusos da pesquisa foram utilizados

para reterem as próteses inferiores. Os pacientes receberam um parafuso de cada grupo e tiveram os orifícios de acesso aos parafusos fechados temporariamente com algodão e cimento provisório (Citodur, Dorident- Austria). Os parafusos permaneceram no ambiente oral por 90 dias antes de serem removidos para análise (Figura 1).

Estudo In vitro

Cinco parafusos de cada grupo foram submetidos a teste de imersão por 90 dias em saliva artificial AFNOR S90-701 (Associação Francesa de Normalização) modificada pela adição de ácido láctico para ajustar o pH em 2,5 e a uma temperatura de 37°C (Figura 2). A composição da solução de saliva artificial é mostrada na Tabela 1.

Análise Visual

Todos os parafusos foram visualmente inspecionados quanto a qualquer alteração da superfície como deterioração do metal ou perda de brilho após a sua remoção.

Análise da Superfície através de MEV e EDX

Fotomicrografias de todos os parafusos foram adquiridas para observação da morfologia da superfície através de microscópios eletrônicos de varredura (Philips XL-30, Holanda, e Shimadzu SSX-550, Japão) e a composição química foi determinada por espectroscopia de energia dispersiva acoplada aos microscópios em dois pontos distintos dos parafusos, (A)cabeça e (B)rosca, antes e depois dos testes in vivo e in vitro. Os parâmetros usados para análise foram de 20 kV de tensão, aumentos de 10 a 50x, e 100 segundos de tempo de detenção.

Mudança de peso dos parafusos

Parafusos novos foram retirados de suas embalagens originais e pesados antes dos testes em uma balança analítica eletrônica (Mettler AE160, Suíça, precisão=0,1mg). Então, após os testes os parafusos passaram por limpeza ultrasônica e manual conforme ditam as normas da ASTM G1, e a mudança de peso foi determinada pela diferença dos valores aferidos antes e depois dos testes in vivo e in vitro.

RESULTADOS

Um paciente do estudo in vivo retirou sua participação da pesquisa e apenas 16 parafusos puderam ser avaliados no final deste estudo. Para ambos os estudos, a perda de massa média detectada nos parafusos foi na ordem de 0.0001g, o que foi considerada não significativa por estar fora do valor limite de precisão de 0,001g da balança. Não houve também modificação da superfície dos parafusos após inspeção visual.

Fotomicrografias não mostraram sinais evidentes de deterioração dos parafusos, mas as amostras do grupo NB imersas em saliva artificial apresentaram destacamento de um fino recobrimento, sem que houvesse alteração do peso dos parafusos (Figura 3).

Análises iniciais de EDX dos parafusos estão exibidas na Tabela 2. As análises finais de EDX detectaram a presença de novos elementos químicos demonstrados das Figuras 4 até 11. O oxigênio foi detectado em quase todos os parafusos com valores médios de 10% e 5% para o estudo in vivo e in vitro, respectivamente.

DISCUSSÃO

As ligas odontológicas podem variar quanto a sua composição e aplicação. Seus comportamentos corrosivos e grau de tolerância perante os tecidos orgânicos ainda não foram totalmente esclarecidos, devido à dificuldade de reprodução dos estudos in vivo, além das condições experimentais in vitro não reproduzirem com precisão suficiente as condições fisiológicas, fazendo com que estes estudos geralmente mostrem uma alta estabilidade e resistência à corrosão do titânio e do ouro [12,22,23,30]. Assim, como técnicas in vitro possuem suas desvantagens e limitações, este trabalho procurou formular uma metodologia envolvendo a aplicação clínica de parafusos protéticos na execução do estudo in vivo realizado com metodologia similar ao do in vitro, mas sem o intuito de comparar os resultados de ambos entre si. Esta metodologia foi também inovadora no que diz respeito à utilização deste tipo de dispositivo protético para avaliação da liga metálica já na sua forma final de produto (parafuso), tanto no ambiente original de sua aplicação (boca), como em um ambiente novo, criado e adaptado especificamente para receber este tipo de amostra em laboratório.

Recentemente, a biodegradação óssea que pode levar a osseodesintegração tem sido uma preocupação e pode ser atribuída a interações galvânicas entre ligas odontológicas e implantes de titânio [10,16,19,20]. Entretanto, materiais como ligas de Co-Cr e Ni-Cr foram introduzidos na odontologia por apresentarem boas propriedades mecânicas e custo reduzido. Particularmente, a liga de níquel-cromo possui boa resistência à corrosão, mas em áreas de difícil higiene oral, meio ácido ou em contato com

implantes de titânio pode tornar-se mais susceptível à corrosão [16,23,26,28]. No caso do presente estudo in vivo, todos os pacientes possuíam estruturas metálicas em liga de Ni-Cr e todas as próteses eram fixadas por parafusos posicionados sobre cilindros fundidos nesta liga e intermediários de titânio. Além disso, os pacientes possuíam próteses totais superiores em resina acrílica e mais nenhuma outra restauração metálica na cavidade oral como medida de redução de vieses do estudo.

Uma grande quantidade de detritos e biofilme bacteriano foi encontrada nos espaços internos das próteses. As interfaces de união entre os componentes protéticos foram suficientes para provocarem microinfiltração, mesmo as próteses tendo sido consideradas clinicamente bem adaptadas. Como conseqüência destas observações, está claro que próteses retidas por parafusos são sempre susceptíveis ao acúmulo de material bacteriano e fluidos orais nas partes internas de seus componentes e tais contaminantes incorporam novos elementos constituintes a superfície metálica, como mostrado neste trabalho in vivo através da presença de novos elementos químicos, inclusive oxigênio, flúor e enxofre, detectados na análise qualitativa feita pela micro-sonda de feixes de elétrons.

Por estas razões, alguns autores recomendam próteses cimentadas para fechar microfendas, reduzir microinfiltração e o processo corrosivo [10], mas a seleção do material para cimentação deve levar em consideração a composição do produto e evitar cimentos fluoretados ácidos como o ionômero de vidro [29].

Pode-se dizer que a situação mais favorável de união entre parafusos, estruturas metálicas e implantes é aquela capaz de resistir às condições mais

extremas encontradas na boca. Por esta razão, o estudo in vitro avaliou parafusos imersos em solução com ácido láctico que representa uma condição desfavorável especialmente para a dissolução de titânio, além de ser uma condição encontrada também em áreas confinadas onde microorganismos e a biocorrosão podem causar danos às estruturas metálicas [30,36,31].

Estudos in vitro demonstraram que estresse intra-oral, pH baixo, peróxido de hidrogênio, ácidos orgânicos, flúor e bactéria oral aceleram o processo de corrosão do titânio e suas ligas, além de outras ligas odontológicas como as de Ni-Cr e a base de ouro [25,27,30,31,33,36-38]. Os resultados do presente estudo in vitro também registraram a presença de novos elementos químicos na composição dos parafusos, como o oxigênio e o nitrogênio.

Provavelmente, o fato de não ter havido perda de massa e alteração macroscópica dos parafusos está relacionado ao período curto de observação dos estudos e ao tamanho pequeno das amostras. A única modificação da superfície ocorreu nos parafusos do grupo NB imersos em saliva artificial, mas que pôde apenas ser observada nas imagens do MEV com aumento mínimo de 20x, não chegando a induzir a perda de massa nos parafusos. Outras fotomicrografias mostraram a presença de detritos apenas nos parafusos removidos dos pacientes, mas com nenhuma modificação em suas geometrias e superfícies.

A avaliação do risco de corrosão não deve ser apenas embasada na composição da liga metálica, mas sim em múltiplos fatores como o ambiente, o hospedeiro, o tempo, e inúmeras propriedades dos metais e suas ligas. Mesmo não sendo clinicamente visível, a corrosão pode ocorrer em níveis baixos

liberando elementos na cavidade bucal por meses e até mesmo anos, já que apenas a corrosão severa é visível aos olhos humanos [24].

Baseado na metodologia e nos resultados deste trabalho pode-se concluir que durante os primeiros 90 dias de uso intra-oral ou de teste laboratorial de imersão, parafusos de retenção protética podem permanecer estáveis em relação ao seu aspecto visual, com insignificante perda de massa e um leve processo oxidativo.

REFERÊNCIAS

1. Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7:353-359.
2. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993; 6:435-439.
3. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994; 3:17-21.
4. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002; 88:183-191.
5. Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(Suppl):48-63.
6. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:529-536.
7. Hanses G, Smedberg JI, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13:666-670.

8. Carr AB. Successful long-term treatment outcomes in the field of osseointegrated implants: Prosthodontic determinants. *Int J Prosthodont* 1998; 11:502-12.
9. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:295-302.
10. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:826-831.
11. Jorgenson DS, Centeno JA, Mayer MH, Topper MJ, Nossov PC, Mullick FG, Manson PN. Biologic response to passive dissolution of titanium craniofacial microplates. *Biomaterials* 1999; 20: 675-682.
12. Grosogeat B, Reclaru L, Lissac M, Dalard F. Measurement and evaluation of galvanic corrosion between titanium/Ti6Al4V implants and dental alloys by electrochemical techniques and auger spectrometry. *Biomaterials* 1999; 20:933-941.
13. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthetic Dent* 2001; 86:203-9.
14. Langford RJ, Frame JW. Surface analysis of titanium maxillofacial plates and screws retrieved from patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31:511-518.
15. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater* 2002; 18:396-406.
16. Taher NM, Al Jabab AS. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. *Dent Mater* 2003; 19:54-59.

17. Hayashi Y, Nakamura S. Clinical application of energy dispersive x-ray microanalysis for nondestructively confirming dental metal allergens. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 77:623-6.
18. Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 1997; 128:37-45.
19. Foti B, Tavitian P, Tosello A, Bonfil JJ, Franquin JC. Polymetallism and osseointegration in oral implantology: pilot study on primate. *J Oral Rehabil* 1999; 26:495-502.
20. Olmedo D, Fernandez MM, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Macrophages related to dental implant failure. *Implant Dent* 2003; 12:75-80.
21. Zaffe D, Bertoldi C, Consolo U. Element release from titanium devices used in oral and maxillofacial surgery. *Biomaterials* 2003; 24:1093-1099.
22. Aziz-Kerrzo M, Conroy KG, Fenelon AM, Farrell ST, Breslin CB. Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials. *Biomaterials* 2001; 22:1531-1539.
23. Venugopalan R, Lucas LC. Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. *Dent Mater* 1998; 14:165-172.
24. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87:351-63.
25. Könönen MHO, Lavonius ET, Kivilahti JK. SEM observations on stress corrosion cracking of commercially pure titanium in a topical fluoride solution. *Dent Mater* 1995; 11:269-272.
26. Wataha JC, Lockwood PE, Khajotia SS, Turner R. Effect of pH on element release from dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 1998; 80:691-8.

27. Zavanelli RA, Henriques GEP, Ferreira I, Rollo JMDA. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent* 2000; 84:274-9.
28. Benatti OFM, Miranda Jr. WG, Muench A. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium- and copper-aluminum-based alloys. *J Prosthet Dent* 2000; 84:360-3.
29. Turpin YL, Tardivel RD, Tallec A, Le Menn AC. Corrosion susceptibility of titanium covered by dental cements. *Dent Mater* 2000; 16:57-61.
30. Laurent F, Grosgeat B, Reclaru L, Dalard F, Lissac M. Comparison of corrosion behaviour in presence of oral bacteria. *Biomaterials* 2001; 22:2273-2282.
31. Mabileau G, Bourdon S, Joly-Guillou ML, Filmon R, Baslé MF, Chappard D. Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Acta Biomaterialia* 2006; 2:121-9.
32. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials* 2002; 23:2459-2465.
33. Wataha JC, Lockwood PE, Noda M, Nelson SK, Mettenberg DJ. Effect of toothbrushing on the toxicity of casting alloys. *J Prosthet Dent* 2002; 87:94-8.
34. Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H, Buch D. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials* 1998; 19:1495-1499.
35. Reclaru L, Meyer J-M. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials* 1998; 19:85-92.

36. Koike M, Fujii H. The corrosion resistance of pure titanium in organic acids. *Biomaterials* 2001; 22:2931-2936.
37. Schiff N, Grosgeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002; 23:1995-2002.
38. Huang H-H. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Biomaterials* 2002; 23:59-63.

TABELAS**Tabela 1:** Composição da saliva artificial AFNOR S90-701.

Composição da saliva artificial AFNOR S90-701 / g L⁻¹	
Na ₂ HPO ₄	0,26
NaCl	6,70
KSCN	0,33
KH ₂ PO ₄	0,20
KCl	1,20
NaHCO ₃	1,50

Tabela 2: Composição química inicial em percentagem de massa de cinco parafusos do estudo in vivo e cinco do in vitro, obtida pelo EDX (Média±Desvio Padrão).

Grupo de parafusos	Composição química em %massa	
	Ponto A (Cabeça)	Ponto B (Rosca)
3i in vivo	100±0.0 Au	100±0.0 Au
3i in vitro	100±0.0 Au	100±0.0 Au
NB in vivo	46.01±4.41 Ti 3.45±0.34 Al 10.52±2.19 V 3.17±0.44 Ni 1.46±0.13 Cr 35.4±4.1 W	3.24±0.68 Ti 0.82±0.31 Al 16.25±6.63 V 9.02±0.7 Ni 1.37±0.42 Cr 69.3±7.93 W
NB in vitro	56.35±18.9 Ti 3.73±0.94 Al 2.49±0.62 V 2.51±1.34 Ni 1.35±0.88 Cr 33.56±18.37 W	5.32±0.77 Ti 1.59±0.42 Al 0.56±0.06 V 5.72±0.28 Ni 1.98±0.23 Cr 84.83±0.98 W
NEO in vivo	93.11±0.91 Ti 6.89±0.9 Al	93.19±0.48 Ti 6.81±0.48 Al
NEO in vitro	93.14±0.42 Ti 6.86±0.42 Al	93.06±0.54 Ti 6.94±0.54 Al
CON in vivo	93.35±0.31 Ti 6.65±0.31 Al	92.22±0.87 Ti 7.78±0.87 Al
CON in vitro	93.31±0.42 Ti 6.69±0.42 Al	91.74±0.77 Ti 8.26±0.77 Al

Au=ouro, Ti=titânio, Al=alumínio, V=vanádio,
Ni=níquel, Cr=cromo, W=tungstênio

FIGURAS

Figura 1- Parafuso sendo removido após 90 dias em função.



Figura 2: Aparato montado para teste in vitro. Cada amostra foi imersa em 10ml de saliva artificial e em recipientes de vidro individuais. Note o parafuso suspenso pela haste de madeira e em contato com a solução.

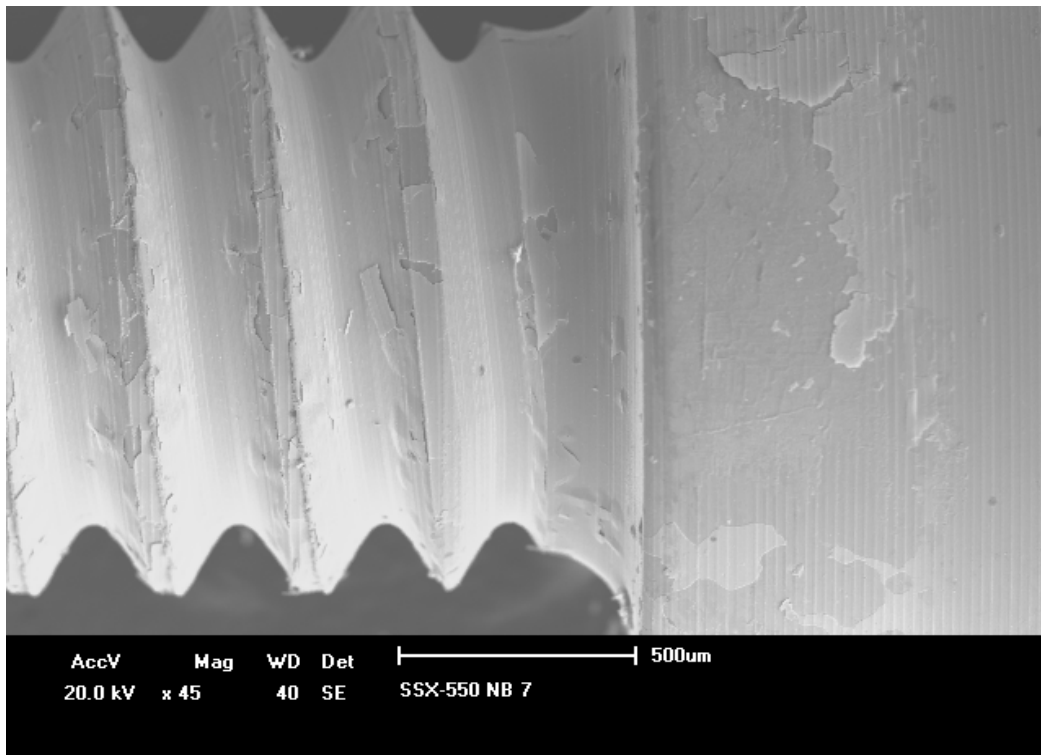


Figura 3: Fotomicrografia de parafuso do grupo NB in vitro mostrando modificação da superfície do metal após teste de imersão.

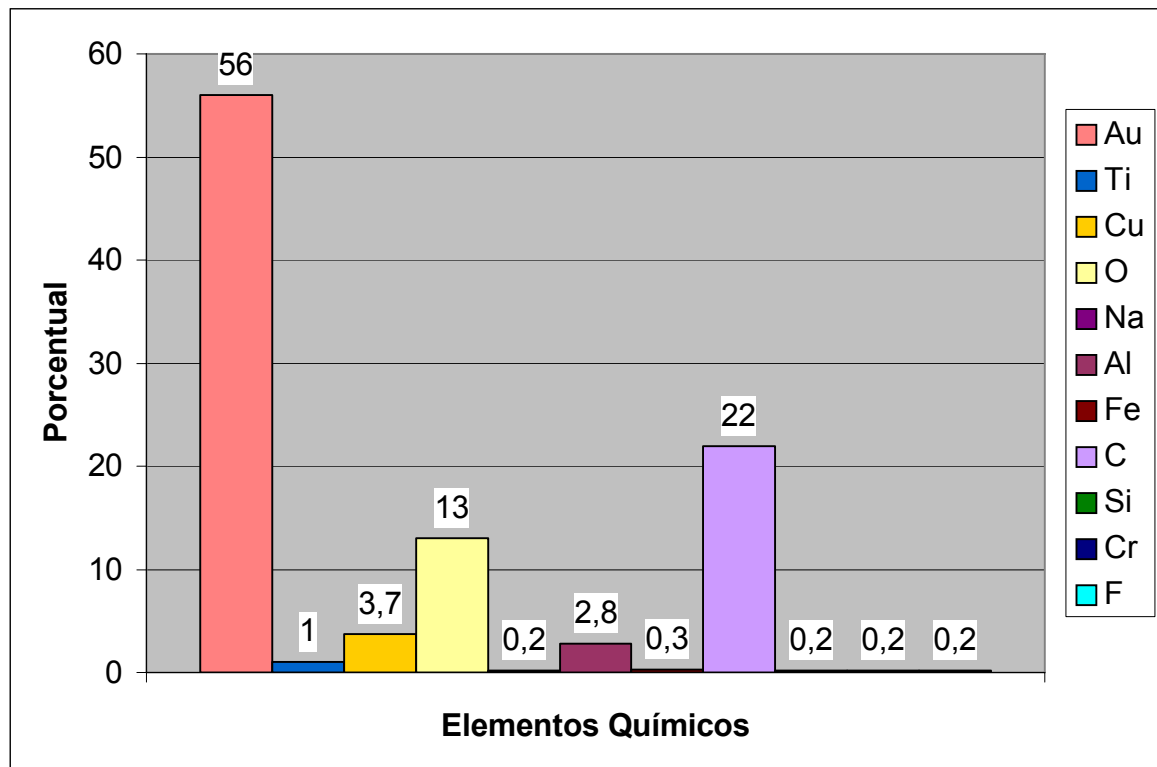


Figura 4: Gráfico da média da composição química de parafusos do grupo 3i in vivo após 90 dias de uso intra-oral.

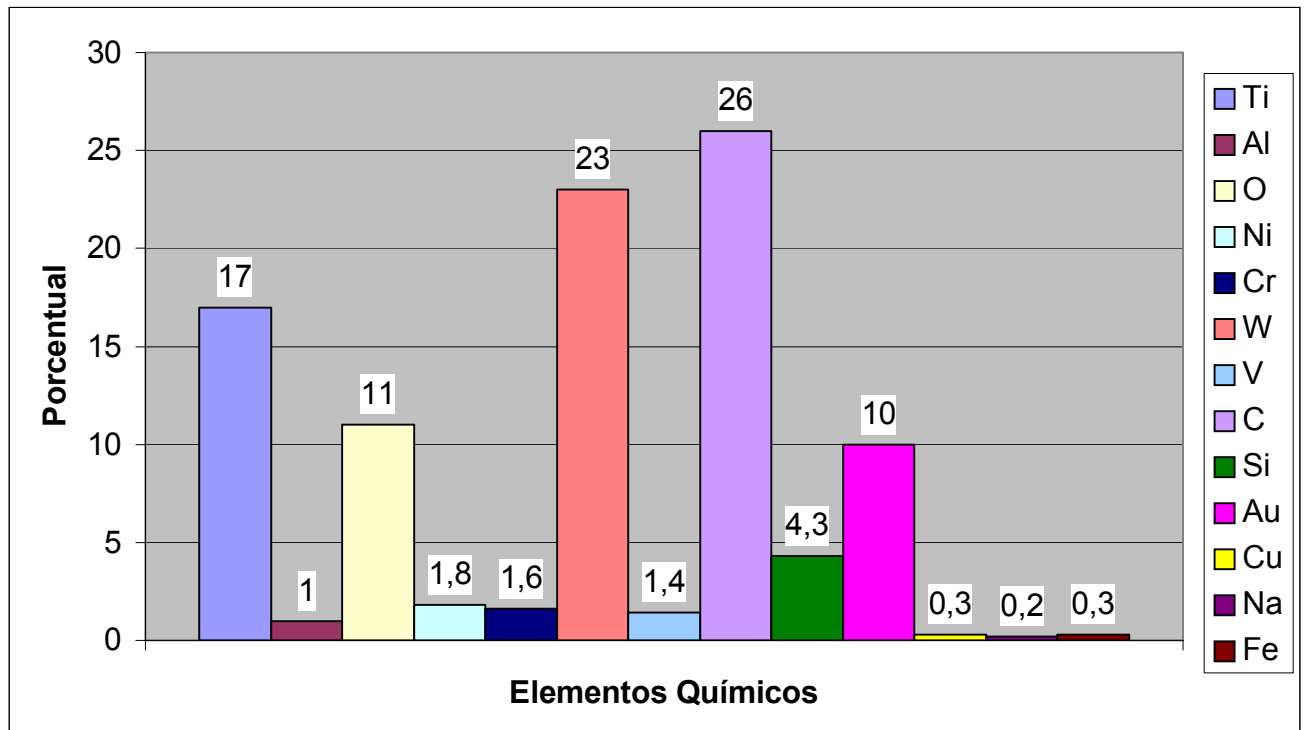


Figura 5: Gráfico da média da composição química de parafusos do grupo NB in vivo após 90 dias de uso intra-oral.

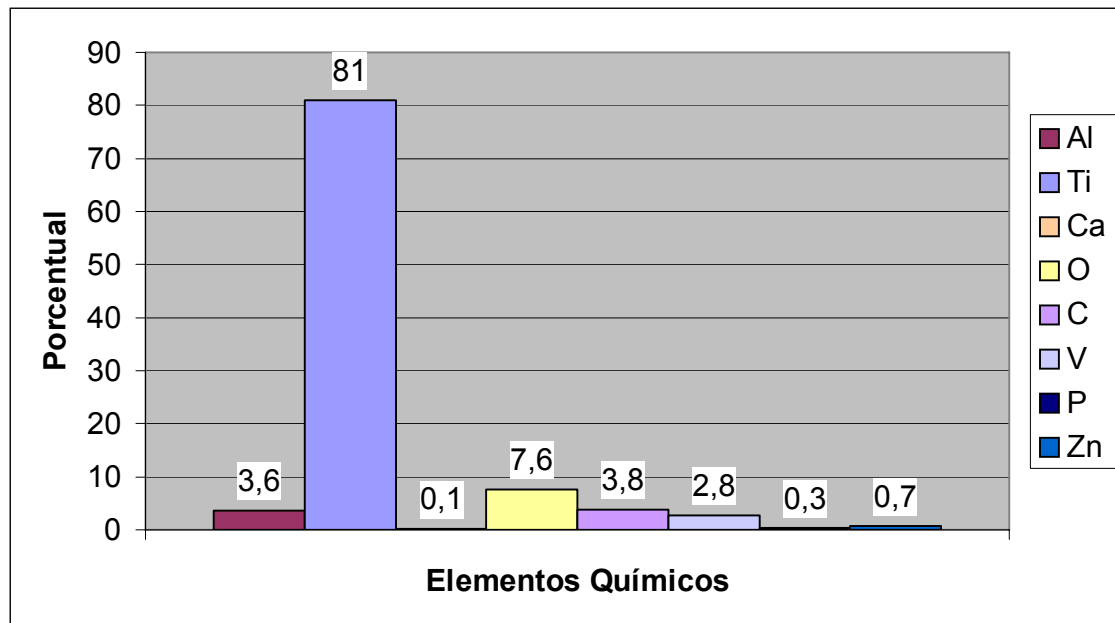


Figura 6: Gráfico da média da composição química de parafusos do grupo NEO in vivo após 90 dias de uso intra-oral.

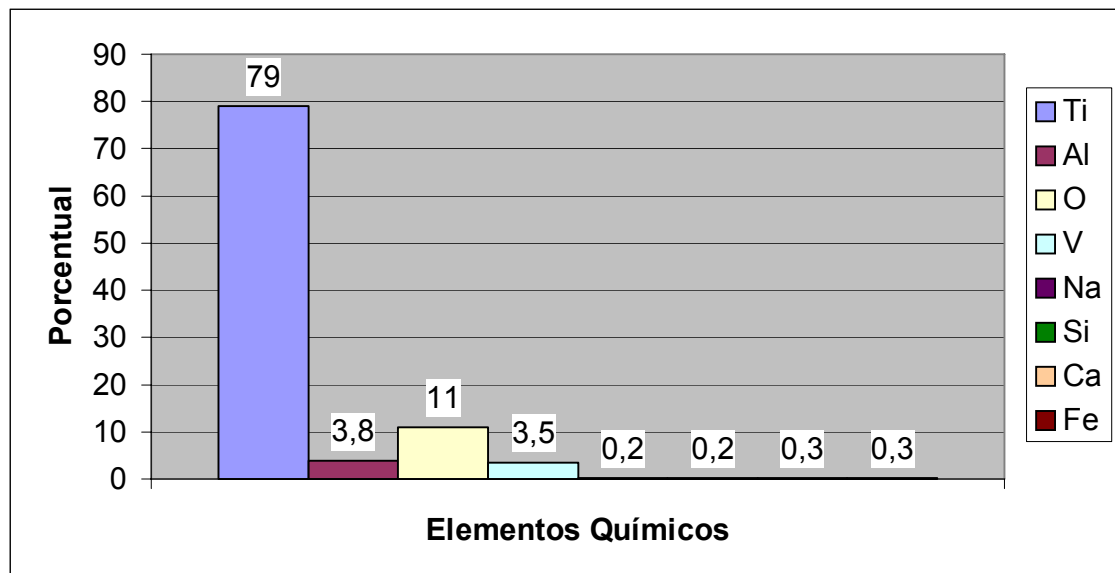


Figura 7: Gráfico da média da composição química de parafusos do grupo CON in vivo após 90 dias de uso intra-oral.

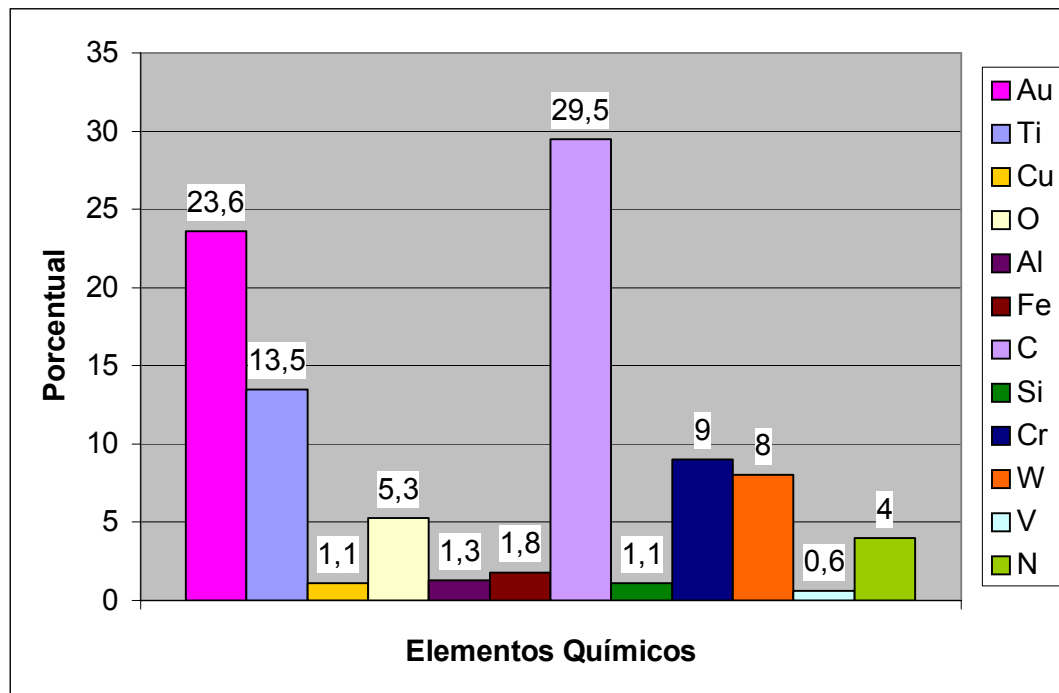


Figura 8: Gráfico da média da composição química de parafusos do grupo 3i in vitro após 90 dias de teste de imersão.

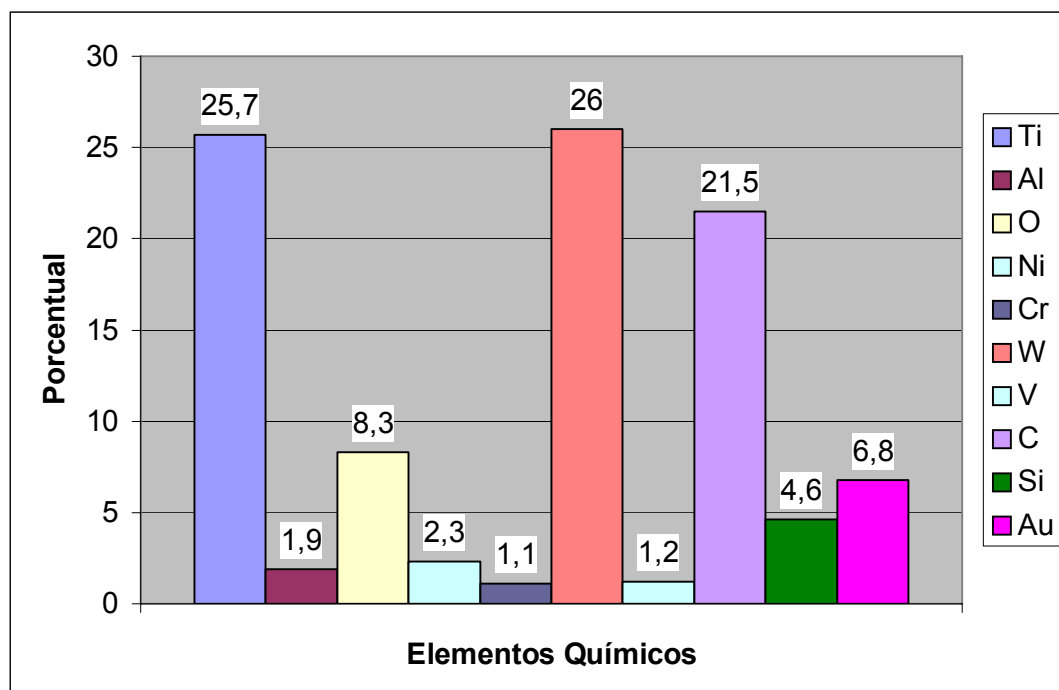


Figura 9: Gráfico da média da composição química de parafusos do grupo NB in vitro após 90 dias de teste de imersão.

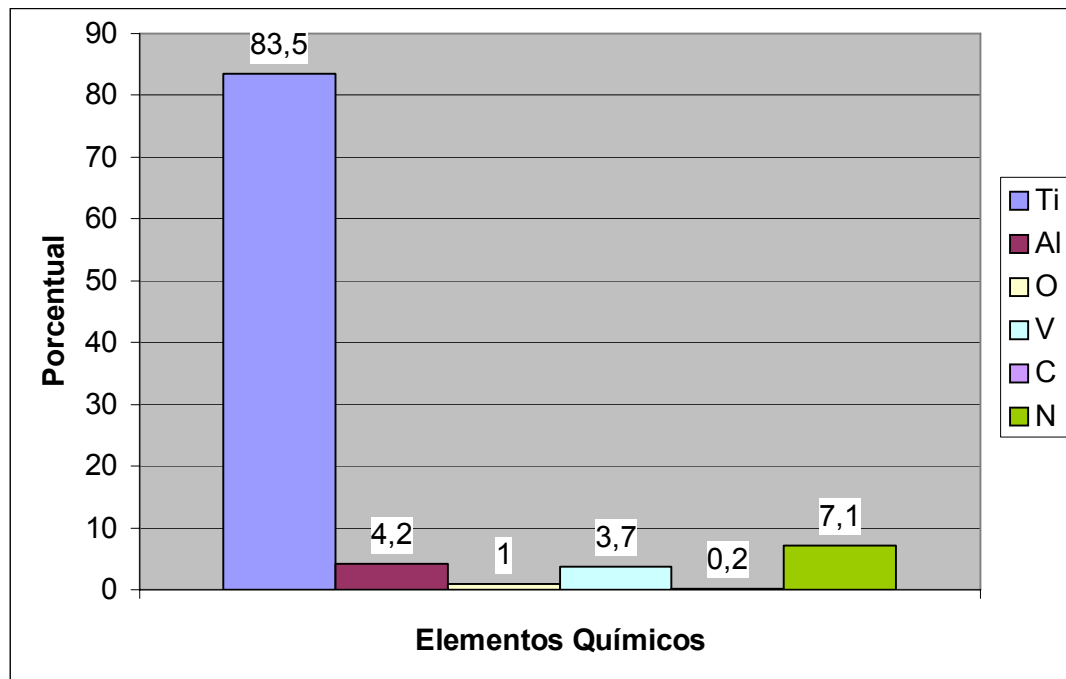


Figura 10: Gráfico da média da composição química de parafusos do grupo NEO in vitro após 90 dias de teste de imersão.

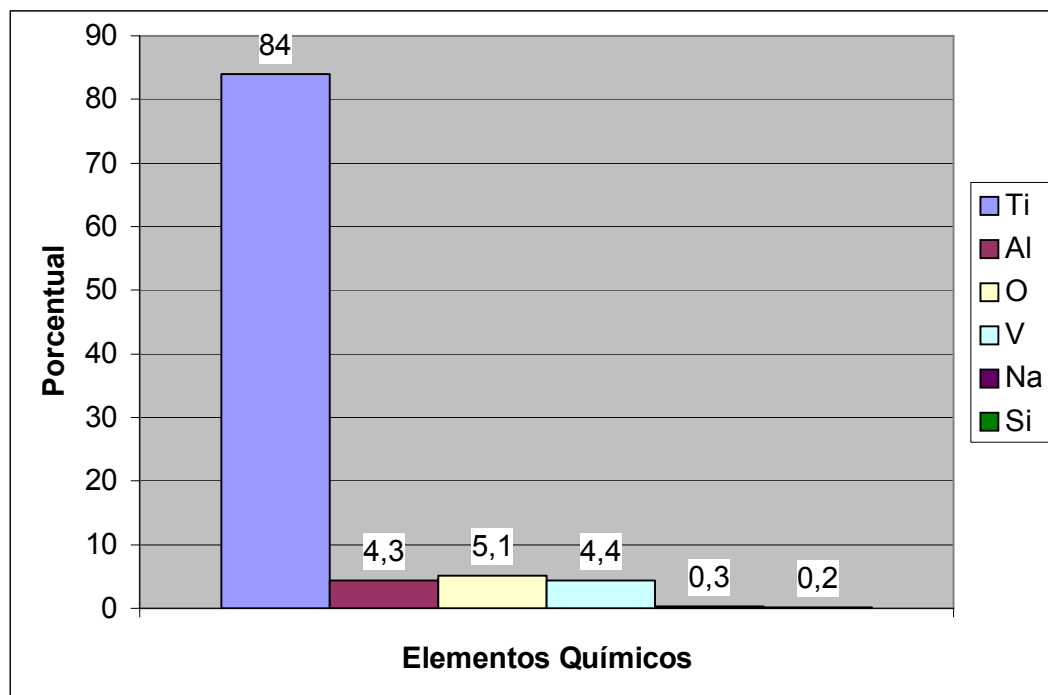
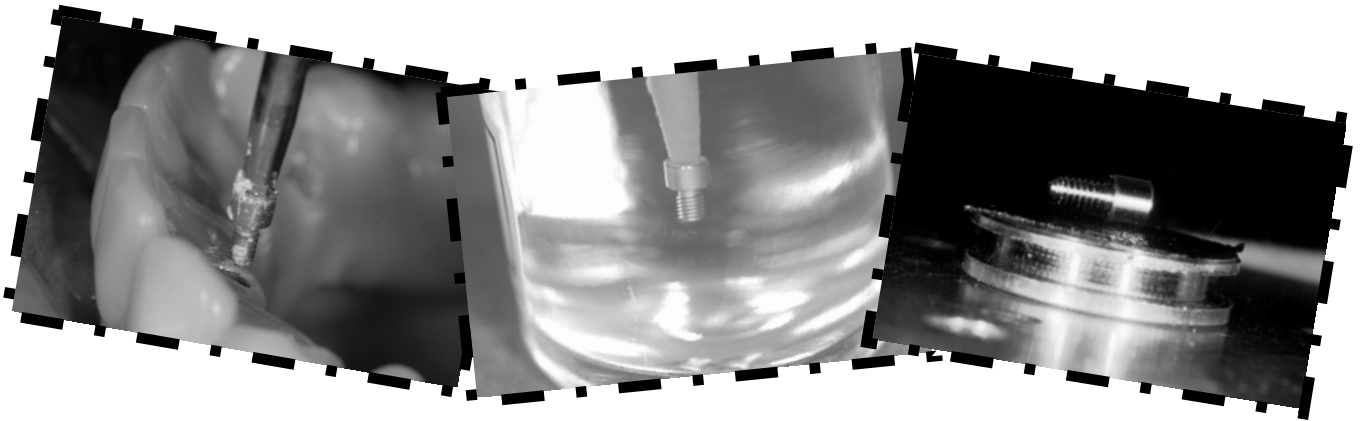


Figura 11: Gráfico da média da composição química de parafusos do grupo CON in vitro após 90 dias de teste de imersão.

MANUSCRIPT 2**Corrosion of prosthetic retaining screws:
in vivo and in vitro study**

This article is formatted according to the Guidelines for Preparing Manuscripts for the journal "Biomaterials".

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze corrosion process through scanning electron microscope (SEM), energy-dispersive spectroscopy (EDX), visual inspection and the mass loss of gold and titanium alloys prosthetic retaining screws. For both the in vivo and the in vitro studies, 20 screws were evaluated in 4 groups each. For the in vivo study, 5 patients with mandibular definitive implant-retained prostheses had received one screw from each group, which remained in oral environment for 90 days before retrieval. For the in vitro study, 5 screws from each group had been subjected to immersion test in artificial saliva at 37°C and pH=2.5 during the same period. All screws were visually inspected, analyzed in SEM, EDX and analytical scale before and after testing. The results for both investigations showed that there were no significant mass loss and no visual surface modification on the screws. Photomicrographs did not reveal screw deterioration, but group NB in vitro showed a discrete surface modification. Initial EDX analyses showed the screws basically comprised the elements Au, Ti, Al, W, V, Ni and Cr. Final EDX analyses detected the presence of new elements such as C, Cu, Si, Na, Ca, Fe, P, Zn, F and S for the in vivo study, and C, Cu, Si, Na, Ca, Fe, N and P for the in vitro study. Oxygen also was detected on most screws for both studies. In conclusion, during the first 90 days of intra-oral use or laboratorial immersion tests, prosthetic retaining screws have remained stable in regard to visual aspect, and just a slight mass loss and oxidation process may occur.

Key words: prosthetic screw, titanium and gold-alloy, corrosion, saliva, SEM, EDX.

INTRODUCTION

Screw-retained prostheses are largely used in implant prosthetic treatment because of their major advantage of retrievability; however they may present some complications. Thus, an important aspect to be always emphasized in implant therapy is that no successful evaluation can be accepted without the appropriate prosthetic considerations and the factors that contribute to failures in the prosthetic components are considered quite complex [1-10].

In regard to basic requirements of implantable metals, biocompatibility and resistance to passive dissolution mechanisms such as corrosion are most cited in the literature [11-16]. But all metal alloys for dental services may diffuse ions to oral environment potentially interacting with adjacent soft and hard tissues, and the quantity and type of the metallic elements released to the tissues may vary and cause several local clinical reactions [10,17-21].

Another important point is that all devices subjected to oral environment stay in contact with oral fluids, which may lead to constant corrosive stimulation promoted mainly by food and the human salivary components such as sodium chloride. Thus, one of the most commonly used material for dental implants is the titanium and its alloys for the excellent mechanical properties, physiological biocompatibility and corrosion resistance, which in turn is due to the spontaneous formation of a passive titanium dioxide film that protects the metal from further oxidation [16,22]. High noble gold alloy is also used as a dental material and considered corrosion resistant [15,23,24]. Gold alloy commonest clinical application in implant-supported prostheses is for metal superstructures and gold retaining screws.

When titanium is in contact with other compounds in the oral cavity, it is able to initiate a metal corrosion, such as the galvanic corrosion, enhancing the amount of released ions. Crevice corrosion has also been postulated to be of special importance in the dental field. Thus the corrosive process is very complex and dependent on compositions and metallurgical state, surface conditions, mechanical aspects of function, and the local and systemic host environment [15,25-32].

In vivo corrosion test clearer reflects the intraoral metal behavior, since corrosion products of dental cast alloys are found in saliva and in the patients' gums. However, the oxidation level and the toxicological tolerated limit of dental alloys are still unknown [15,33]. On the contrary, in vitro corrosion tests have demonstrated that titanium and high noble alloys are most resistant to corrosion. Even though, in solutions of high fluoride concentration and low pH, corrosion of titanium can be enhanced [15,34-38].

Thus, the aim of this work is to investigate the chemical composition, possible surface modifications and evidences of corrosive processes of titanium and gold-alloy prosthetic retaining screws, placed in patients with mandibular definitive implant-retained prostheses for in vivo study and immersed in artificial saliva for in vitro study.

MATERIALS AND METHODS

A total of 40 screws were investigated and equally distributed for in vivo and in vitro studies, so that in each study, 20 screws had been evaluated in 4 different groups:

Group 3I: 5 gold alloy screws from 3i (3i Implant Innovations, Inc., Palm Beach, Fla);

Group NB: 5 titanium alloy screws from Nobel (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden);

Group NEO: 5 titanium alloy screws from Neodent (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brazil);

Group CON: 5 titanium alloy screws from Conexão (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brazil).

In vivo study

Five patients who were using conventional maxillary removable dentures and mandibular definitive implant-retained prostheses had enrolled in this study and gave their informed consent. The patients had their mandibular prostheses fabricated with thermo polarized acrylic resin and metal suprastructures cast in Ni-Cr alloys. Titanium abutments and the testing screws have been used to retain the mandibular prostheses. The patients received one screw from each group and had the screw access holes provisionally closed with cotton and cement (Citodur, Dorident-Austria). The screws remained in oral environment for 90 days before retrieval (Figure 1).

In vitro study

Five screws from each group had been subjected to immersion test during 90 days in artificial saliva AFNOR S90-701 (French Association of Normalization) modified by addition of lactic acid to adjust the pH at 2.5 and at a temperature of 37°C (Figure 2). The composition of this solution is given in Table 1.

Visual analysis

All screws were visually inspected to any surface alteration, such as metal deterioration or lack of luster after the retrieval of the samples.

Surface analysis by SEM and EDX

Photomicrographs of all screws were recorded for observation of surface morphology with scanning electron microscope (Philips XL-30, The Netherlands, and Shimadzu SSX-550, Japan) and chemical composition was determined by Energy Dispersive Spectroscopy coupled to the microscope on two points of the screw, (A)head and (B)thread, before and after in vivo and in vitro tests. The parameters used were 20 kV beams, magnifications ranging from 10x to 50x, and 100 seconds detection time.

Weight changes of screws

The as-received screws were weighed using an electronic analytical balance (Mettler AE160, Switzerland, readability=0.1mg) before testing. Then, after testing the retrieved screws were manually washed and ultrasonic cleaned according to ASTM G1 standards, and the weight change was determined by the difference in the weight before and after both tests in vivo and in vitro.

RESULTS

For the in vivo investigation, one patient withdrawn from the study and only 16 screws could be evaluated. For both investigations, weight loss was detected at the order of 0.0001g, which was considered not significant and no surface modification after visual inspection was observed on the screws.

Photomicrographs showed no evident signs of deterioration of screws, but samples from group NB immersed in artificial saliva had a very tinny superficial layer detachment, which did not alter screw weights (Figure 3).

Initial EDX analyses of screws are shown in Table 2. Final EDX analyses detected the presence of new elements demonstrated from Figures 4 to 11. Oxygen was detected on most screws and presented mean values of 10% and 5% for the in vivo and in vitro studies, respectively.

DISCUSSION

Dental alloys may vary in their composition and applications. Their corrosion behavior and degree of tolerance towards tissues have not yet been completely understood, since the difficulty in reproducing in vivo evaluations and in vitro experimental conditions do not reproduce physiological conditions with sufficient accuracy, and as the studies commonly show a high stability and a high corrosion resistance of the titanium and gold [12,22,23,30]. Therefore, as an in vitro technique has its disadvantages and limitations, this study tried to formulate acceptability for clinical use by carrying out an in vivo testing which undertook similar methodology to the in vitro one, but with no comparative purposes between them. This methodology also was new in regard to the usage of this type of prosthetic device for evaluation of the metal alloy in its final form as a product (screw), at its original environment of applicability (mouth) and at a brand-new one specifically created and adapted to receive this kind of sample in the laboratory.

Biodegradation of bone, which may lead to osseodisintegration has been a current concern and may be attributed to galvanic interaction between dental alloys and titanium implants [10,16,19,20]. However, materials such as Co-Cr and Ni-Cr alloys have been introduced into dentistry for holding good mechanical properties and reduced costs. Particularly, nickel-chromium alloy presents good corrosion resistance but in areas where adequate oral cleaning is difficult, the environment is acidic or when coupled with titanium implant, it may become more susceptible to corrosion [16,23,26,28]. In the case of the current in vivo study, all patients had presented metal suprastructures cast in

Ni-Cr alloy and all the prostheses were fixed by the screws placed over the Ni-Cr cylinders and titanium abutments. Besides that, the patients had maxillary acrylic resin complete dentures and no other metallic restorations in the oral cavity as an effort to reduce bias.

A large amount of debris and plaque was found in the internal spaces of the prostheses and even though they had been clinically considered well-fit, the micro gaps among the prostheses components are sufficient to make micro leakage to take place. As a consequence of these observations, it is clear that screw-retained prostheses are always susceptible to having bacterial material and oral fluids accumulated in the inner parts of their components and such contaminants incorporate new constituents to their metal surfaces, as shown in this investigation by the presence of new elements, including oxygen, which was verified by quantitative analyses with electron beam microprobe.

For these reasons, some authors recommend cemented prostheses to close micro gaps and reduce micro leakage and corrosion process [10], but the selection of the cement should take into account the composition of the product and avoid acidic fluorinated cements, as glass ionomer [29].

The most favorable condition where metal screws and suprastructures are coupled with implants is the one that is capable of resisting the most extreme conditions that could possibly be found in the mouth. For this reason, the current in vitro study assessed screws immersed in a solution with lactic acid which represents an unfavorable condition, especially for titanium dissolution. It is also a condition found in confined areas where microorganisms or biocorrosion may cause damage to metal structures [30,36,31].

In previous in vitro studies, it was shown that intraoral stresses, low pH values, hydrogen peroxide, organic acids, fluoride and oral bacteria accelerate the process of corrosion of titanium, its alloys and other dental alloys such as Ni-Cr and gold-based alloys [25,27,30,31,33,36-38]. The results from the current in vitro study also documented the presence of new chemical elements on the composition of the screws, including oxygen and nitrogen.

Moreover, the fact that there were no significant differences in weight and in macroscopic aspect of screws may be due to the short-term period of observation and to the small size of the samples. The only surface modification happened in screws immersed in artificial saliva from group NB, which could be only observed in the SEM images with at least 20 x magnifications and did not induce mass loss. Other photomicrographs showed the presence of debris only on screws retrieved from patients, but with no further geometric or surface modifications.

The risk of corrosion may not be based simply on the composition of the alloy but on multiple factors as the environment, host, time and a number of properties of the metals and its alloys. Even not been clinically visible, corrosion may occur at low levels, releasing elements intraorally for months or years since only severe corrosion is visible to the eyes [24].

Based on the methodology and on the results of this current investigation, it may be speculated that during the first 90 days of intra-oral use or laboratorial immersion tests, prosthetic retaining screws remain stable in regard to visual aspect and just a slight mass loss and oxidation process may occur.

REFERENCES

1. Jörn us L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7:353-359.
2. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993; 6:435-439.
3. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994; 3:17-21.
4. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002; 88:183-191.
5. Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(Suppl):48-63.
6. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:529-536.
7. Hanses G, Smedberg JI, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13:666-670.

8. Carr AB. Successful long-term treatment outcomes in the field of osseointegrated implants: Prosthodontic determinants. *Int J Prosthodont* 1998; 11:502-12.
9. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:295-302.
10. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:826-831.
11. Jorgenson DS, Centeno JA, Mayer MH, Topper MJ, Nossov PC, Mullick FG, Manson PN. Biologic response to passive dissolution of titanium craniofacial microplates. *Biomaterials* 1999; 20: 675-682.
12. Grosgeat B, Reclaru L, Lissac M, Dalard F. Measurement and evaluation of galvanic corrosion between titanium/Ti6Al4V implants and dental alloys by electrochemical techniques and auger spectrometry. *Biomaterials* 1999; 20:933-941.
13. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthetic Dent* 2001; 86:203-9.
14. Langford RJ, Frame JW. Surface analysis of titanium maxillofacial plates and screws retrieved from patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31:511-518.
15. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater* 2002; 18:396-406.
16. Taher NM, Al Jabab AS. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. *Dent Mater* 2003; 19:54-59.

17. Hayashi Y, Nakamura S. Clinical application of energy dispersive x-ray microanalysis for nondestructively confirming dental metal allergens. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994; 77:623-6.
18. Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 1997; 128:37-45.
19. Foti B, Tavitian P, Tosello A, Bonfil JJ, Franquin JC. Polymetallism and osseointegration in oral implantology: pilot study on primate. *J Oral Rehabil* 1999; 26:495-502.
20. Olmedo D, Fernandez MM, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Macrophages related to dental implant failure. *Implant Dent* 2003; 12:75-80.
21. Zaffe D, Bertoldi C, Consolo U. Element release from titanium devices used in oral and maxillofacial surgery. *Biomaterials* 2003; 24:1093-1099.
22. Aziz-Kerrzo M, Conroy KG, Fenelon AM, Farrell ST, Breslin CB. Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials. *Biomaterials* 2001; 22:1531-1539.
23. Venugopalan R, Lucas LC. Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. *Dent Mater* 1998; 14:165-172.
24. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87:351-63.
25. Könönen MHO, Lavonius ET, Kivilahti JK. SEM observations on stress corrosion cracking of commercially pure titanium in a topical fluoride solution. *Dent Mater* 1995; 11:269-272.
26. Wataha JC, Lockwood PE, Khajotia SS, Turner R. Effect of pH on element release from dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 1998; 80:691-8.

27. Zavanelli RA, Henriques GEP, Ferreira I, Rollo JMDA. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent* 2000; 84:274-9.
28. Benatti OFM, Miranda Jr. WG, Muench A. In vitro and in vivo corrosion evaluation of nickel-chromium- and copper-aluminum-based alloys. *J Prosthet Dent* 2000; 84:360-3.
29. Turpin YL, Tardivel RD, Tallec A, Le Menn AC. Corrosion susceptibility of titanium covered by dental cements. *Dent Mater* 2000; 16:57-61.
30. Laurent F, Grosgeat B, Reclaru L, Dalard F, Lissac M. Comparison of corrosion behaviour in presence of oral bacteria. *Biomaterials* 2001; 22:2273-2282.
31. Mabileau G, Bourdon S, Joly-Guillou ML, Filmon R, Baslé MF, Chappard D. Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Acta Biomaterialia* 2006; 2:121-9.
32. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials* 2002; 23:2459-2465.
33. Wataha JC, Lockwood PE, Noda M, Nelson SK, Mettenberg DJ. Effect of toothbrushing on the toxicity of casting alloys. *J Prosthet Dent* 2002; 87:94-8.
34. Strietzel R, Hösch A, Kalbfleisch H, Buch D. In vitro corrosion of titanium. *Biomaterials* 1998; 19:1495-1499.
35. Reclaru L, Meyer J-M. Effects of fluorides on titanium and other dental alloys in dentistry. *Biomaterials* 1998; 19:85-92.

36. Koike M, Fujii H. The corrosion resistance of pure titanium in organic acids. *Biomaterials* 2001; 22:2931-2936.
37. Schiff N, Grosgeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002; 23:1995-2002.
38. Huang H-H. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Biomaterials* 2002; 23:59-63.

TABLES**Table 1:** AFNOR S90-701 artificial saliva composition.

AFNOR S90-701 artificial saliva composition / g L⁻¹	
Na ₂ HPO ₄	0.26
NaCl	6.70
KSCN	0.33
KH ₂ PO ₄	0.20
KCl	1.20
NaHCO ₃	1.50

Table 2: Initial composition in percent by weight of five screws from the in vivo and five from the in vitro studies, obtained by EDX analyses (Mean±SD).

Group of screws	Composition in weight%	
	Point A (Head)	Point B (Thread)
3i in vivo	100±0.0 Au	100±0.0 Au
3i in vitro	100±0.0 Au	100±0.0 Au
NB in vivo	46.01±4.41 Ti 3.45±0.34 Al 10.52±2.19 V 3.17±0.44 Ni 1.46±0.13 Cr 35.4±4.1 W	3.24±0.68 Ti 0.82±0.31 Al 16.25±6.63 V 9.02±0.7 Ni 1.37±0.42 Cr 69.3±7.93 W
NB in vitro	56.35±18.9 Ti 3.73±0.94 Al 2.49±0.62 V 2.51±1.34 Ni 1.35±0.88 Cr 33.56±18.37 W	5.32±0.77 Ti 1.59±0.42 Al 0.56±0.06 V 5.72±0.28 Ni 1.98±0.23 Cr 84.83±0.98 W
NEO in vivo	93.11±0.91 Ti 6.89±0.9 Al	93.19±0.48 Ti 6.81±0.48 Al
NEO in vitro	93.14±0.42 Ti 6.86±0.42 Al	93.06±0.54 Ti 6.94±0.54 Al
CON in vivo	93.35±0.31 Ti 6.65±0.31 Al	92.22±0.87 Ti 7.78±0.87 Al
CON in vitro	93.31±0.42 Ti 6.69±0.42 Al	91.74±0.77 Ti 8.26±0.77 Al

Au=gold, Ti=titanium, Al=aluminum, V=vanadium,
Ni=nickel, Cr=chromium, W=tungsten

FIGURES

Figure 1- Prosthetic retaining screw retrieved after 90 days in function.



Figure 2: Apparatus for in vitro test. Each sample was immersed in 10ml of artificial saliva and in single glass recipients. Note that the screw is hold by a vertical wood stick which keeps the sample in full contact with the solution.

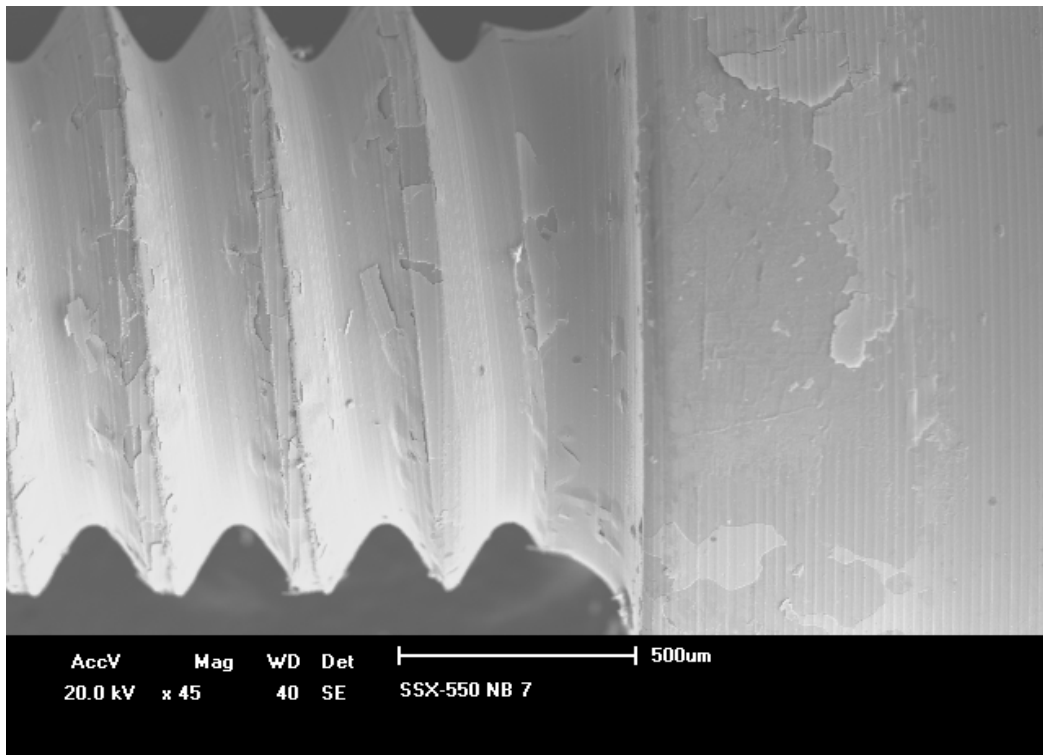


Figure 3: Photomicrograph of screw from group NB in vitro showing modification of metal surface after immersion test.

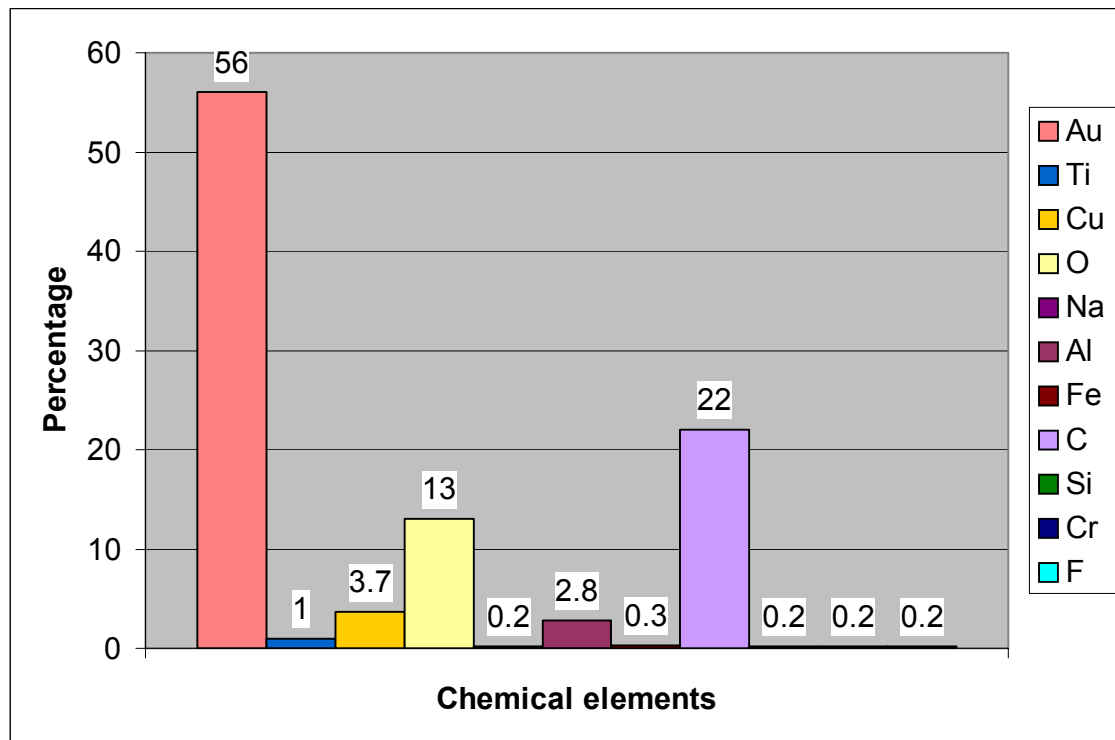


Figure 4: Mean chemical composition of screws from group 3i in vivo after 90 days of intra-oral use.

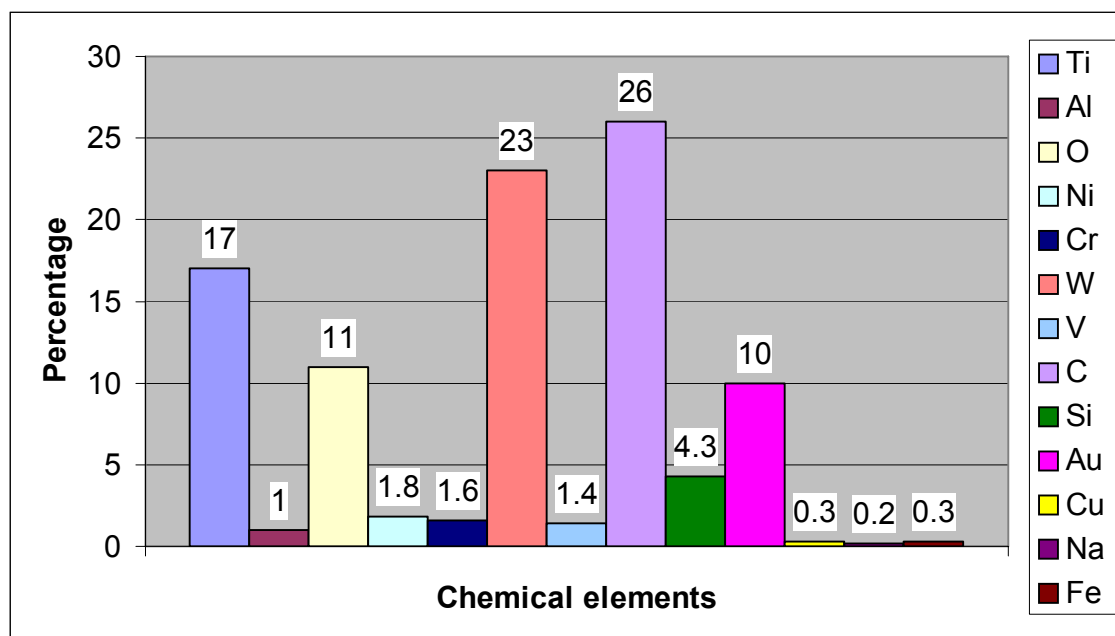


Figure 5: Mean chemical composition of screws from group NB in vivo after 90 days of intra-oral use.

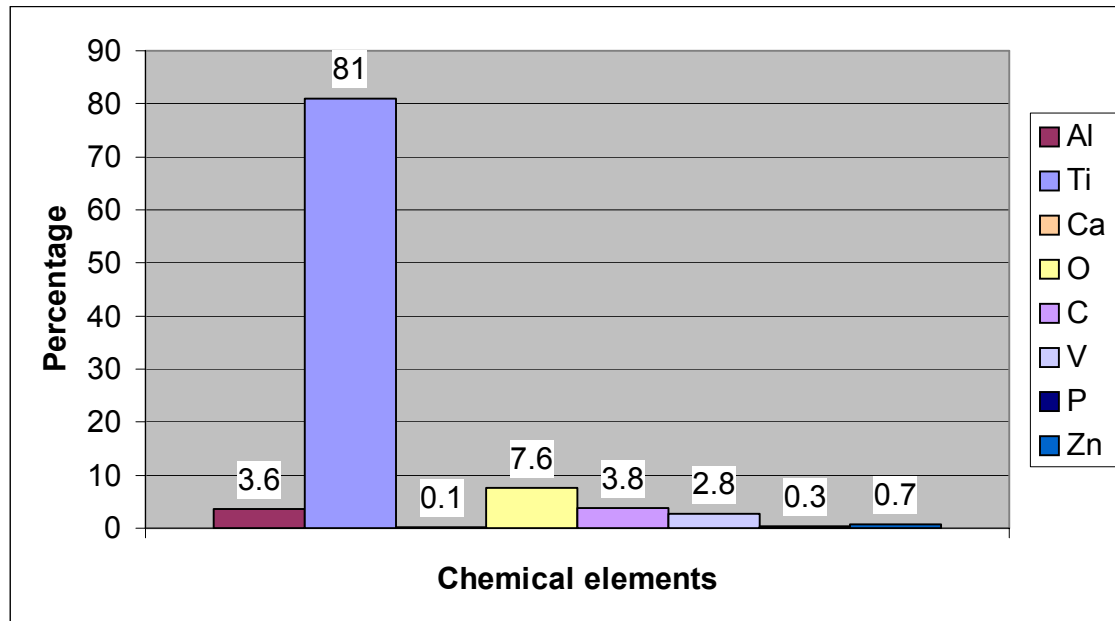


Figure 6: Mean chemical composition of screws from group NEO in vivo after 90 days of intra-oral use.

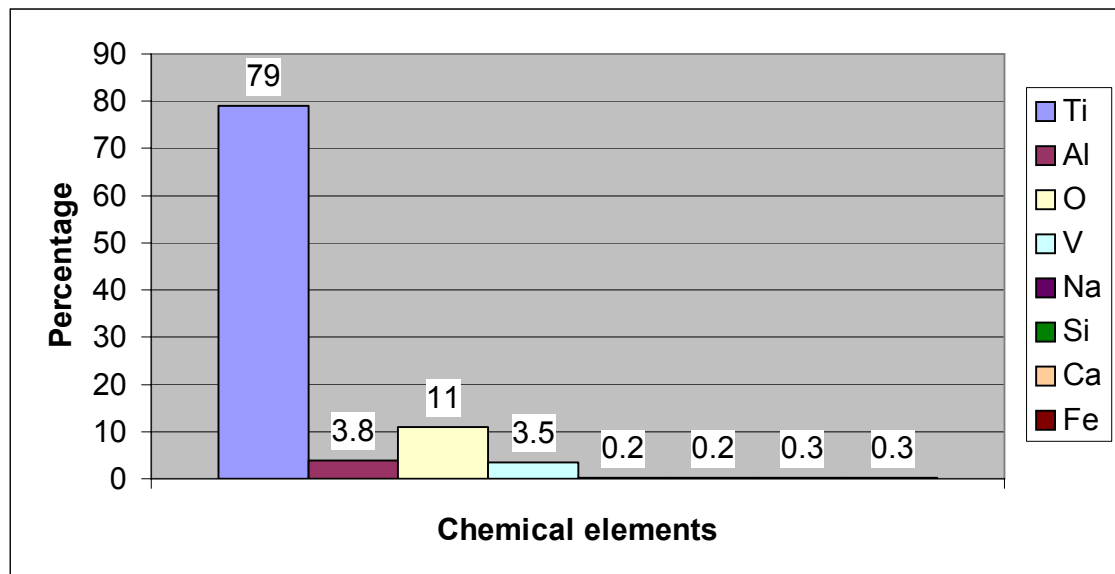


Figure 7: Mean chemical composition of screws from group CON in vivo after 90 days of intra-oral use.

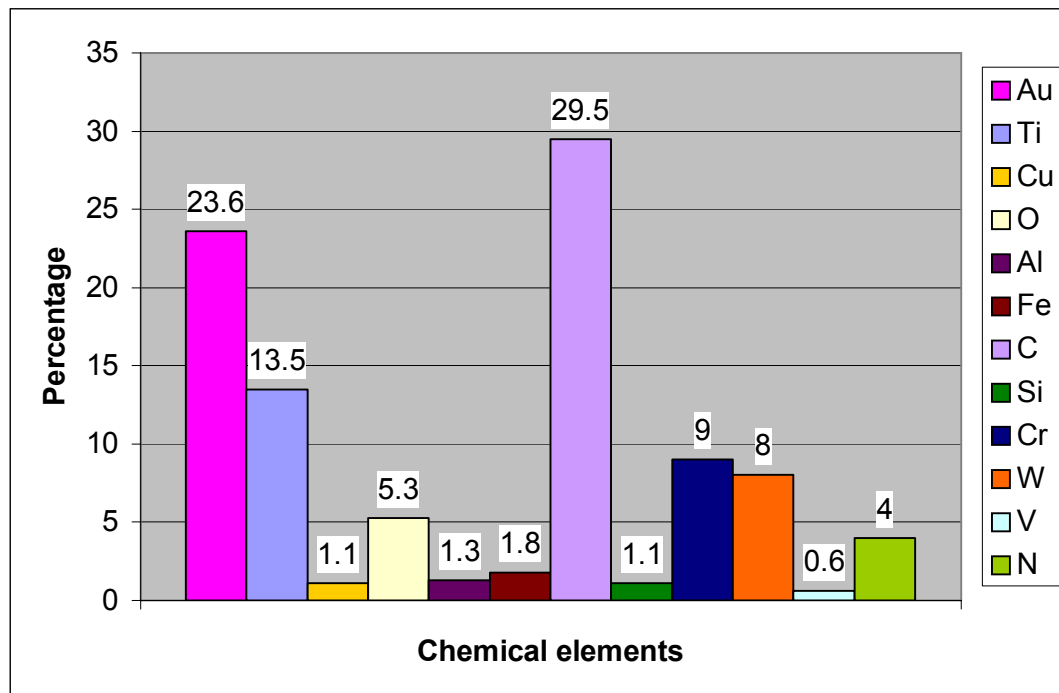


Figure 8: Mean chemical composition of screws from group 3i in vitro after 90 days of immersion test.

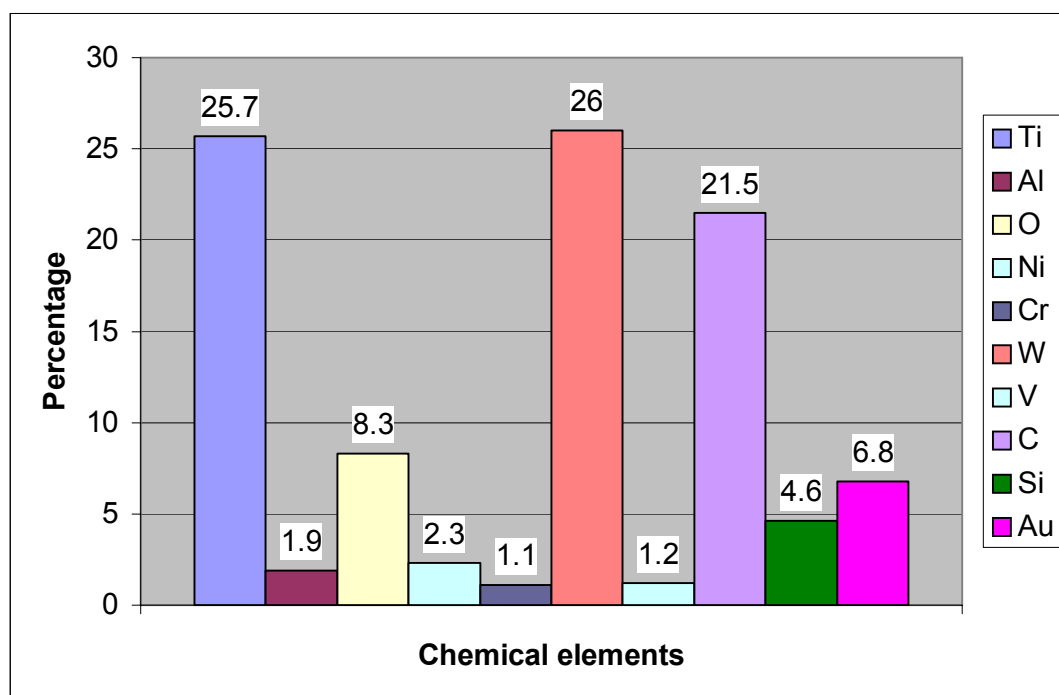


Figure 9: Mean chemical composition of screws from group NB in vitro after 90 days of immersion test.

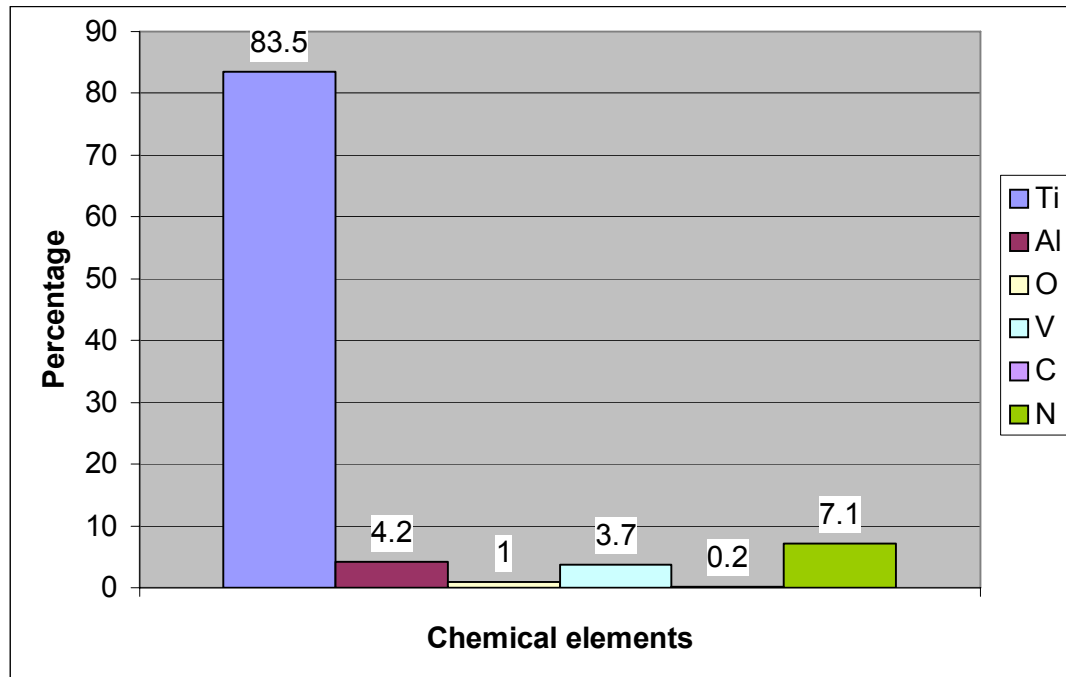


Figure 10: Mean chemical composition of screws from group NEO in vitro after 90 days of immersion test.

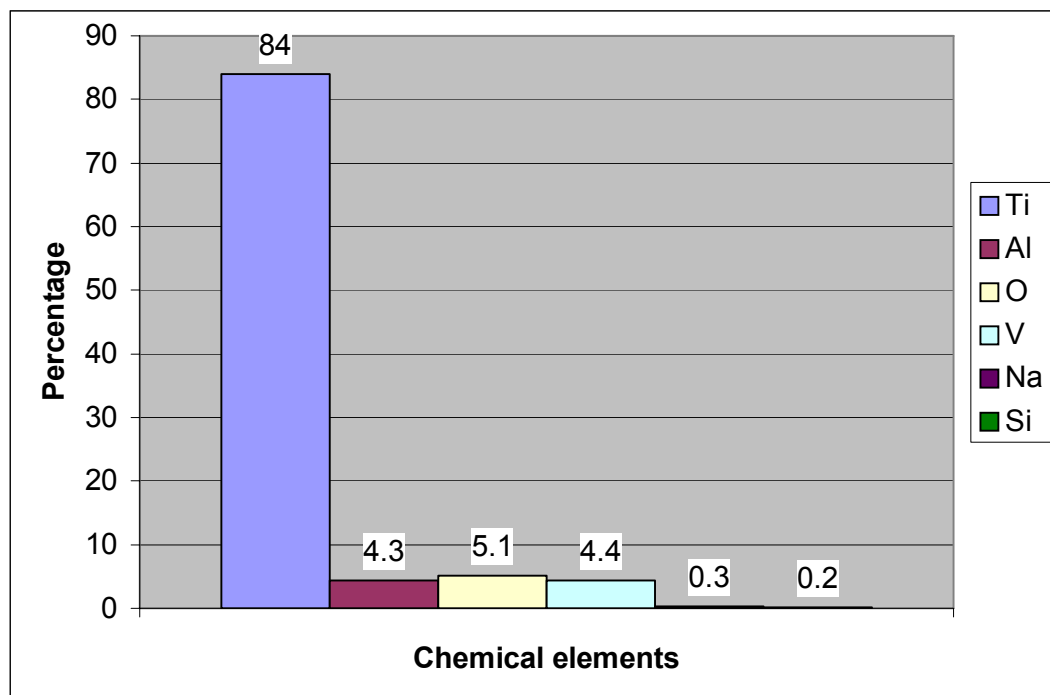


Figure 11: Mean chemical composition of screws from group CON in vitro after 90 days of immersion test.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

1. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:295-302.
2. Lee J, Kim Y-S, Kim C-W, Han J-S. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002; 88:402-8.
3. Baboian R. Corrosion tests and standards: Application and interpretation. ASTM, MNL 20. Philadelphia. June, 1995.
4. Gentil V. Corrosão. Guanabara Dois, 2 ed., Rio de Janeiro, 1983.
5. Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7:353-359.
6. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993; 6:435-439.
7. Fox Jr PW, Grunor J. Keeping sheet metal together. *Machine Design* 1993; 10:43-5.
8. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994; 3:17-21.
9. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:529-536.

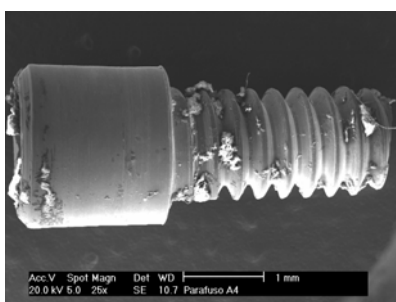
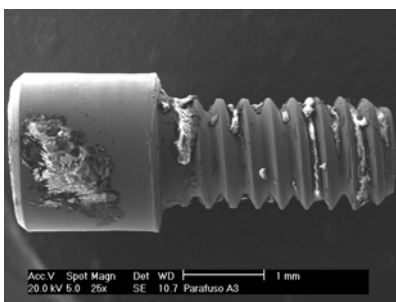
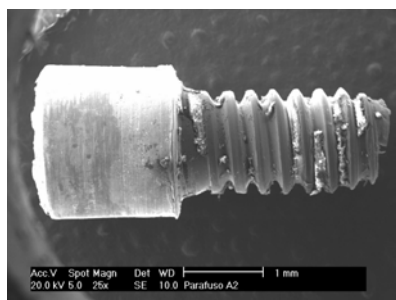
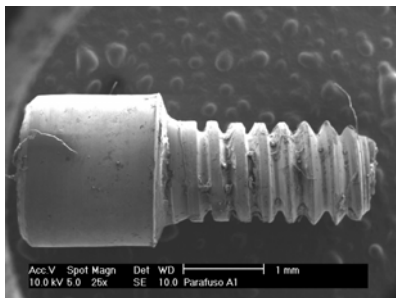
10. Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(Suppl):48-63.
11. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19:826-831.
12. Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials* 2002; 23:2459-2465.
13. Leinfelder KF. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. *J Am Dent Assoc* 1997; 128:37-45.
14. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater* 2002; 18:396-406.
15. Bottino MA, Guimarães MVM, Costa V, Santos DR. Oxidação e corrosão na união dos implantes osseointegrados com diferentes ligas metálicas. *Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 1999; 2:76-84.
16. Rambhia SK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. Defects in hexed gold prosthetic screws: A metallographic and tensile analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 87:30-9.

APÊNDICE

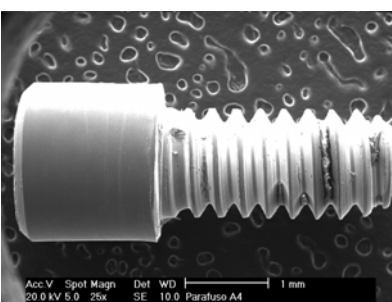
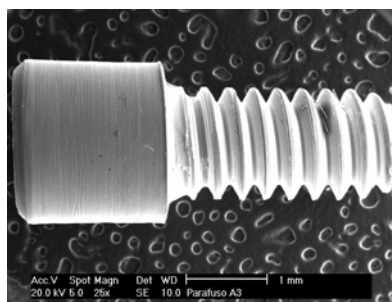
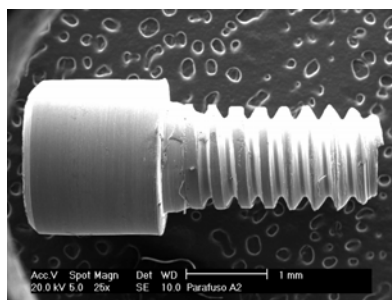
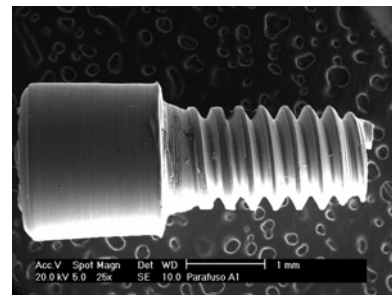
FOTOMICROGRAFIAS DA PESQUISA

Artigo 1

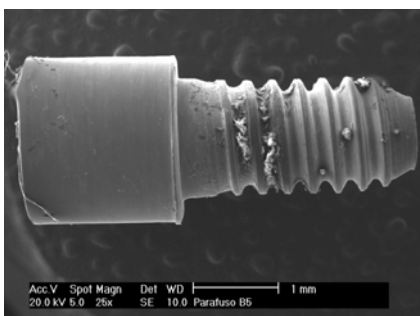
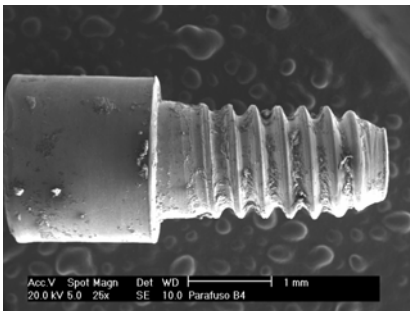
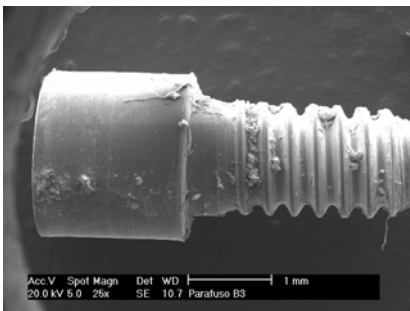
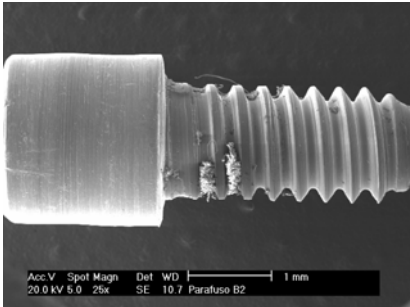
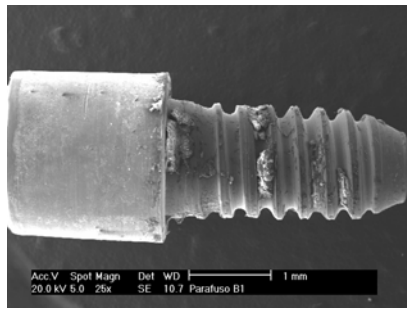
Parafusos antes da limpeza



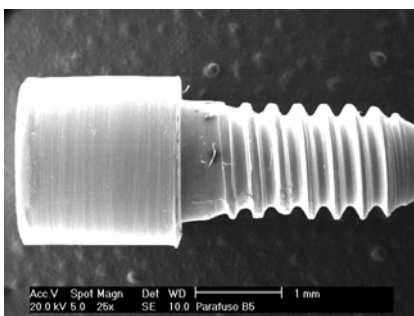
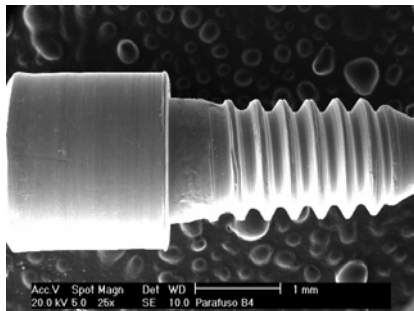
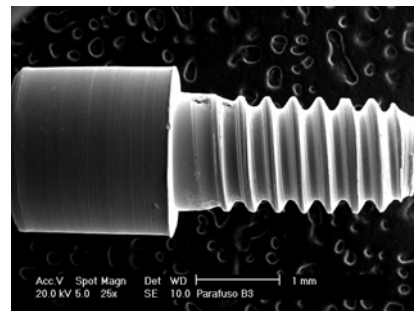
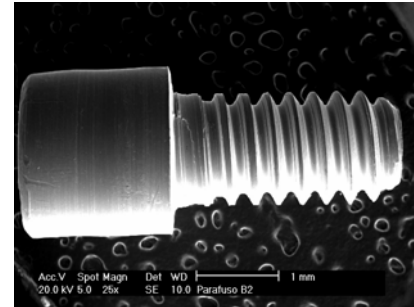
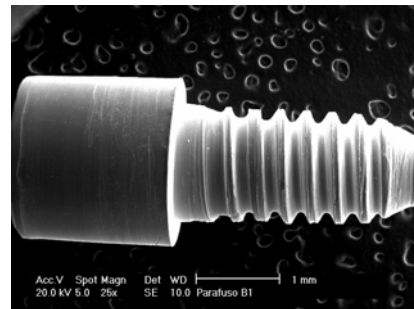
Parafusos depois da limpeza

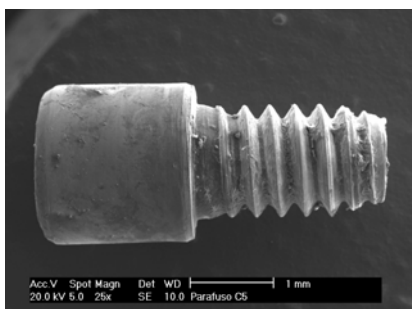
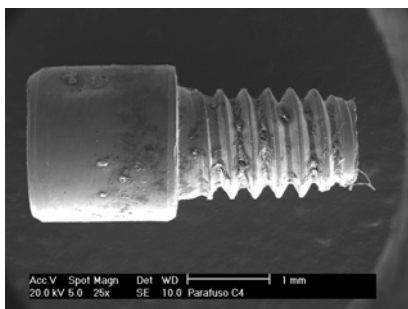
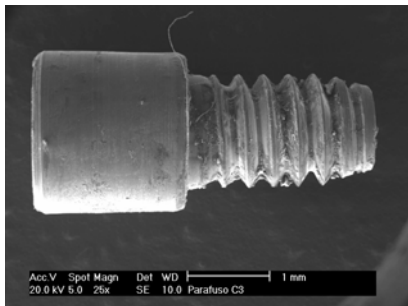
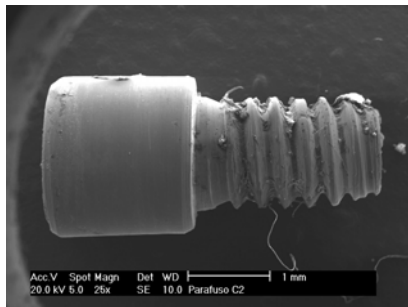
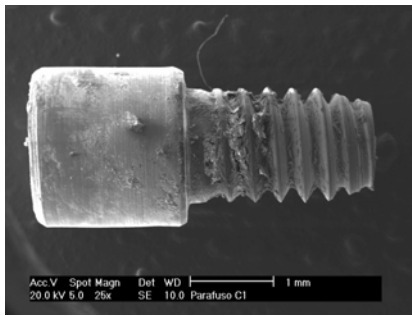
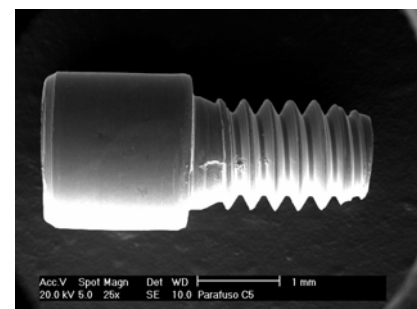
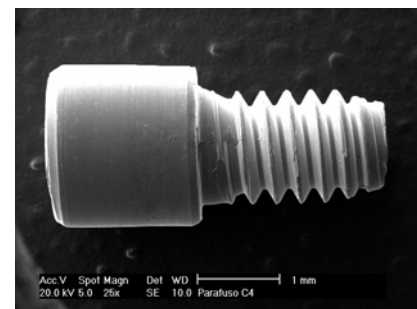
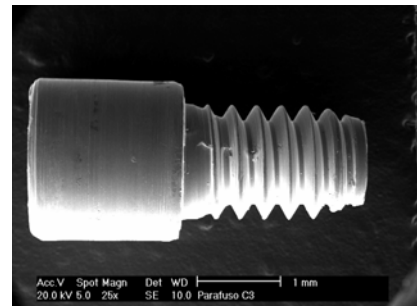
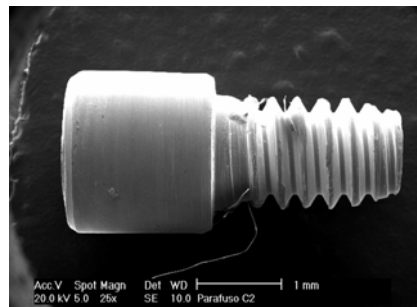
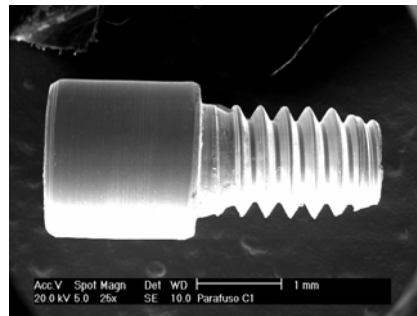


Parafusos antes da limpeza

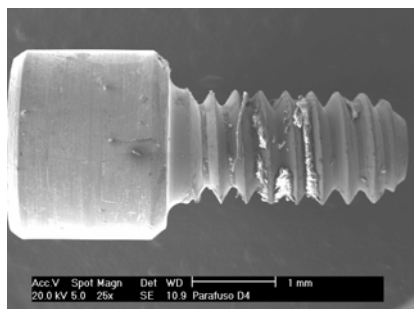
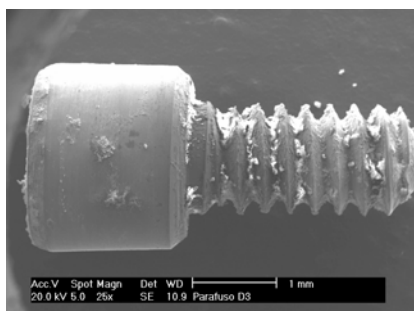
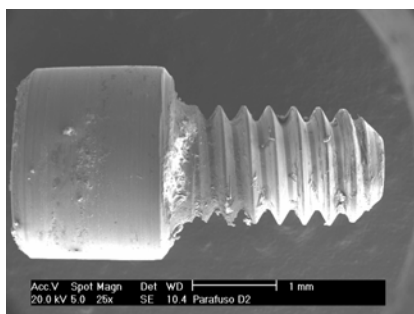
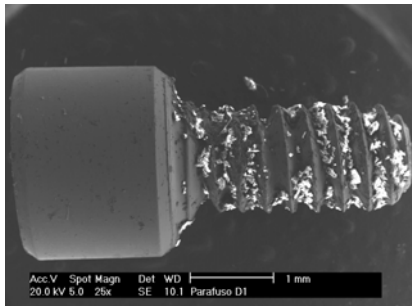
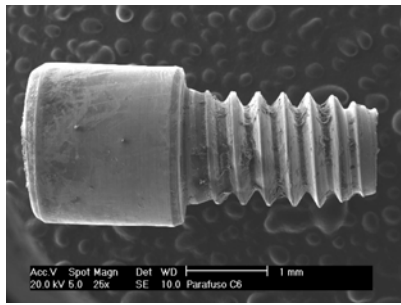


Parafusos depois da limpeza

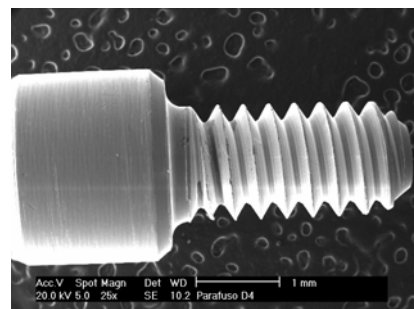
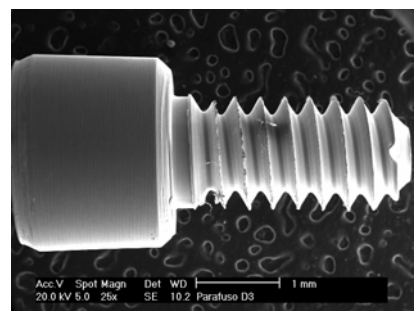
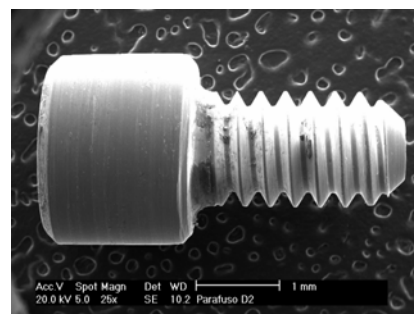
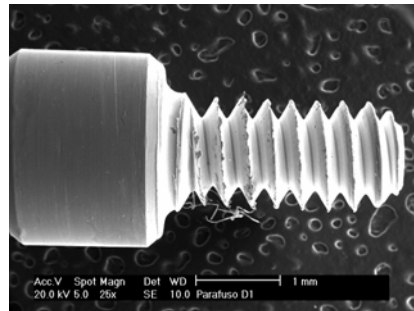
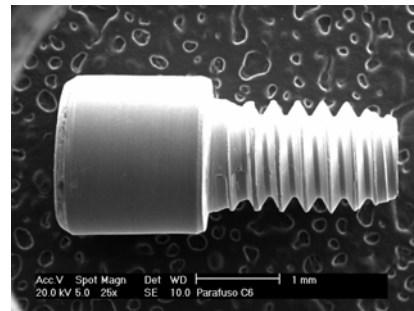


Parafusos antes da limpeza**Parafusos depois da limpeza**

Parafusos antes da limpeza

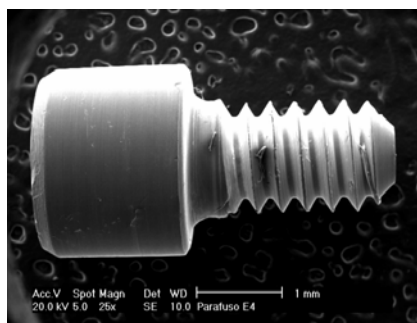
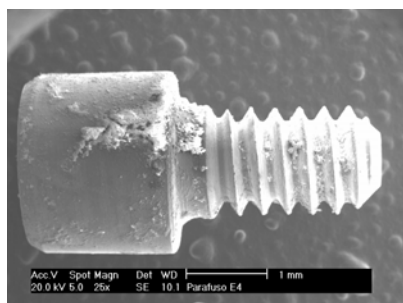
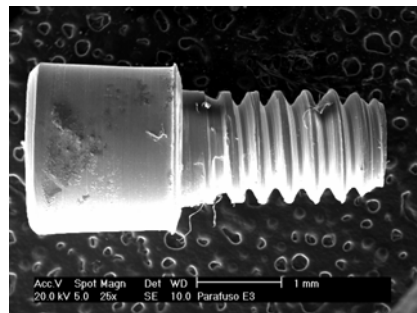
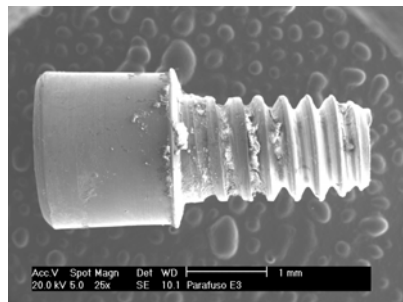
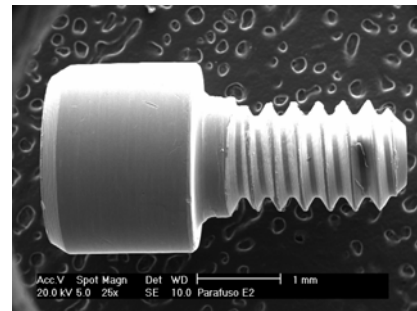
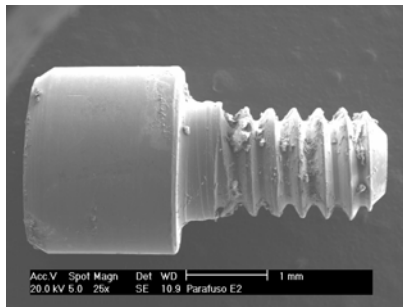
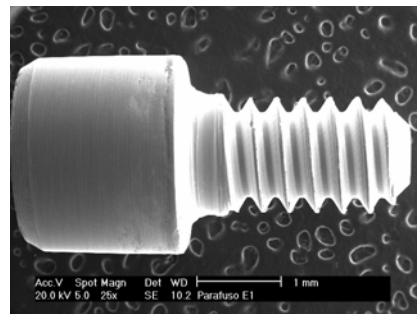
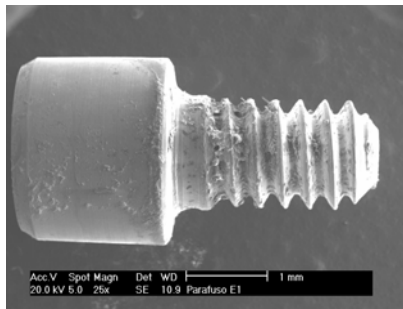


Parafusos depois da limpeza



Parafusos antes da limpeza

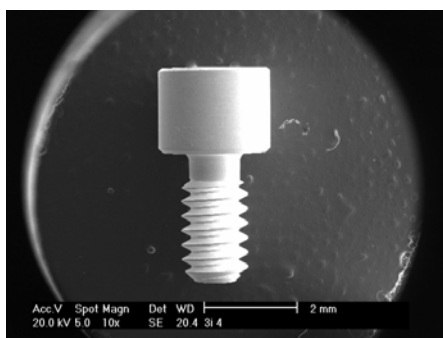
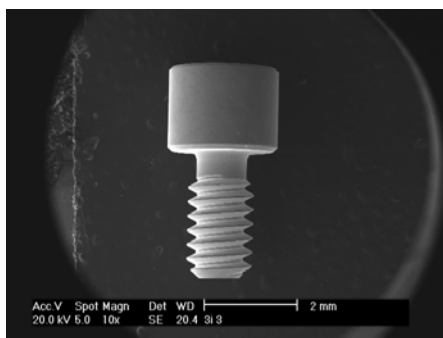
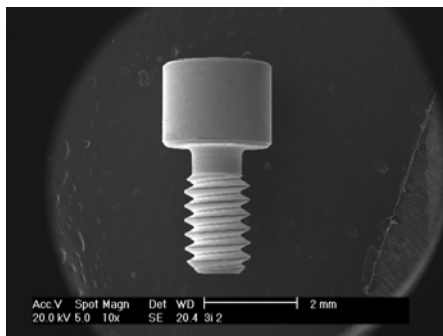
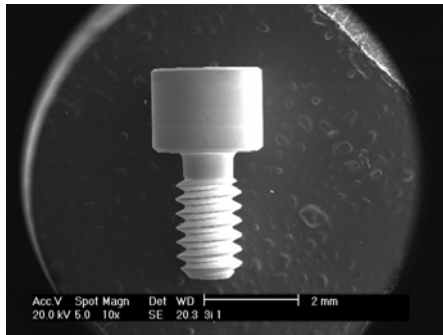
Parafusos depois da limpeza



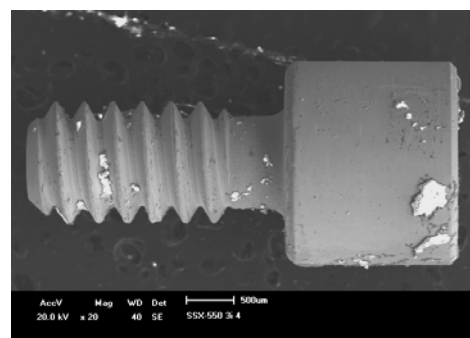
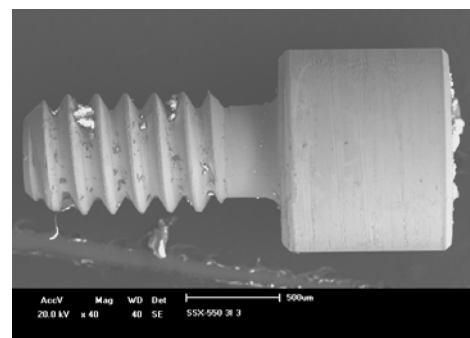
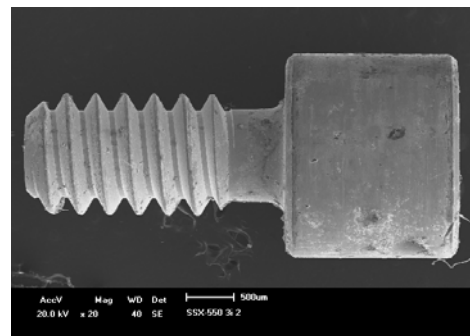
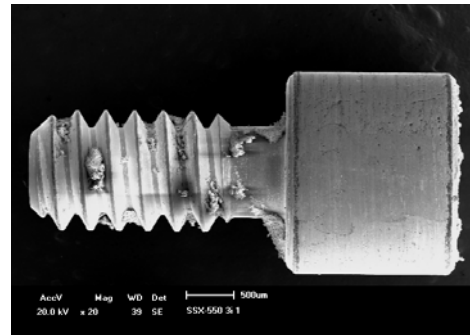
Artigo 2

Estudo *In Vivo*

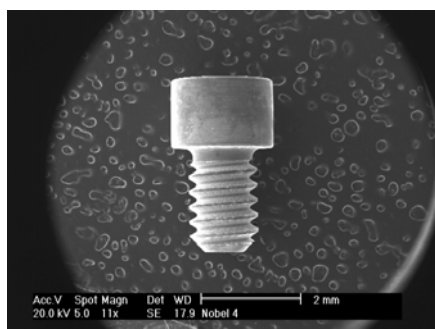
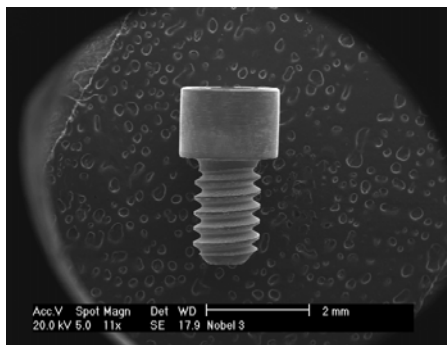
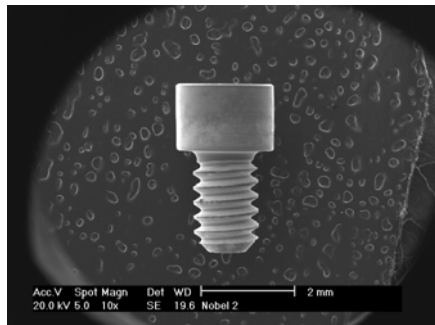
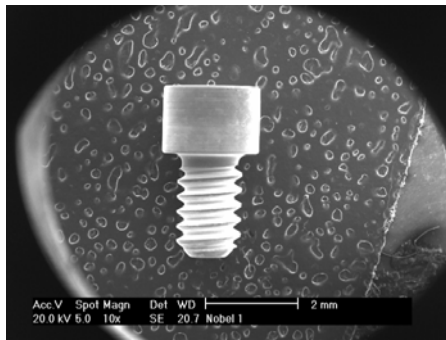
Antes do Uso



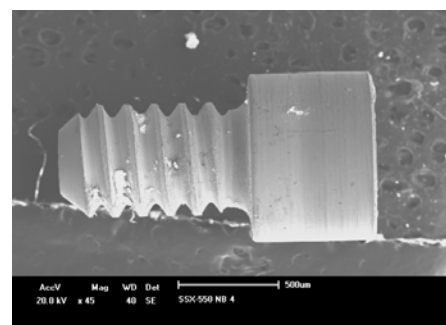
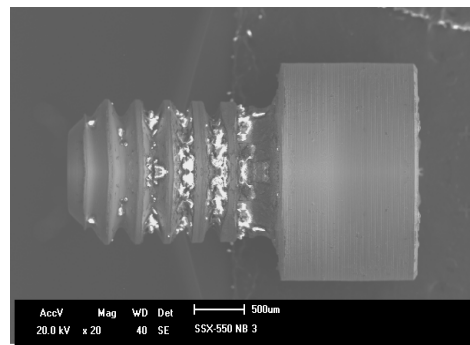
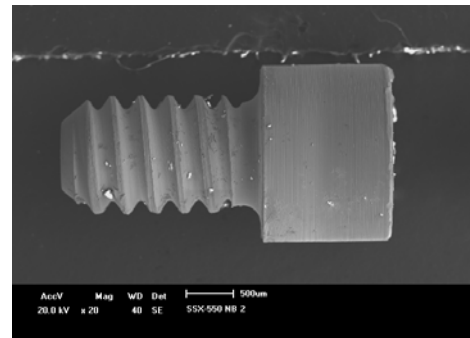
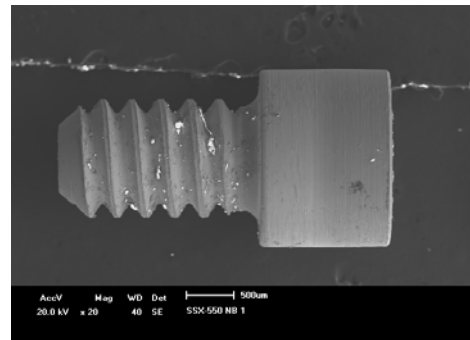
Depois do Uso



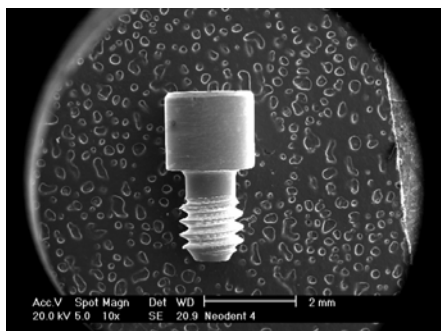
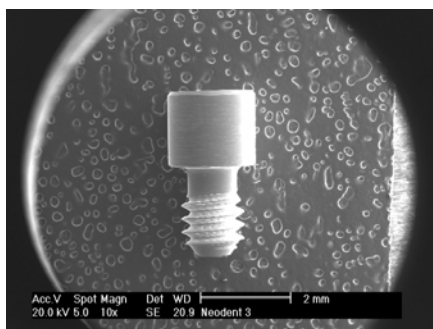
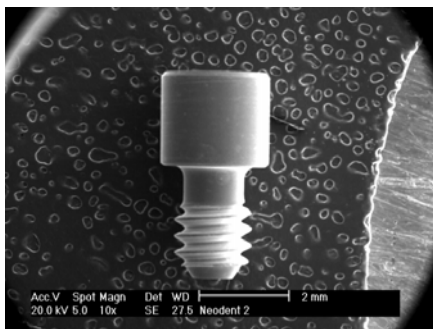
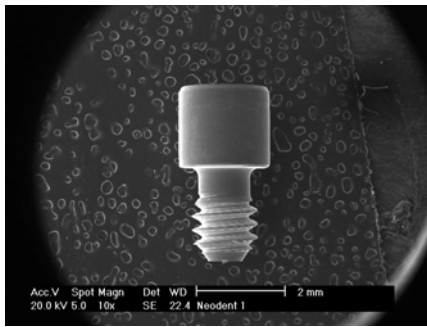
Antes do Uso



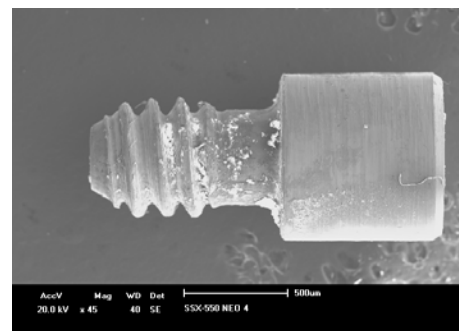
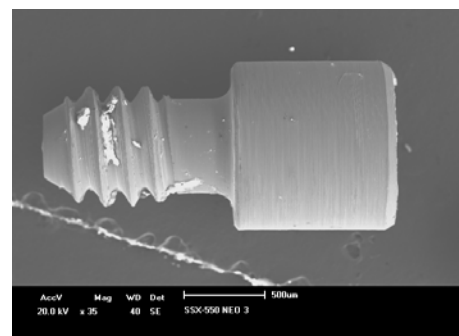
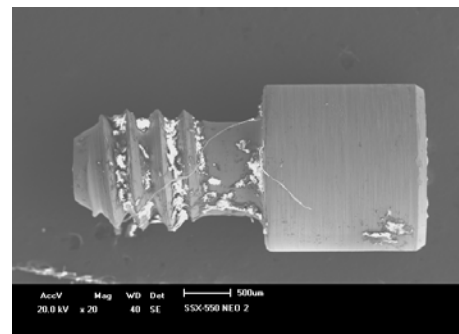
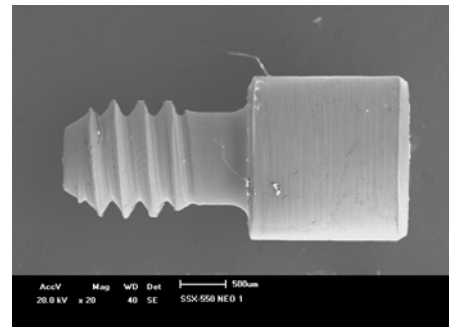
Depois do Uso



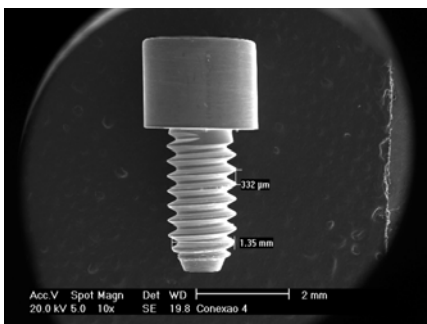
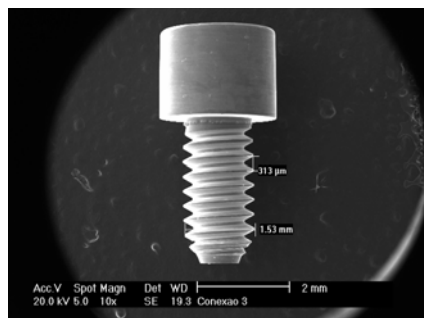
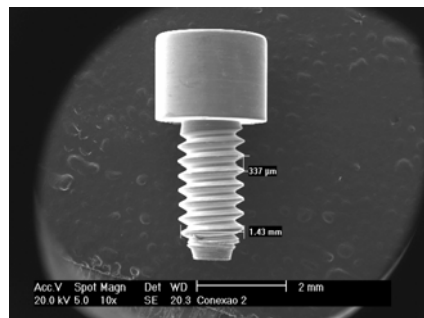
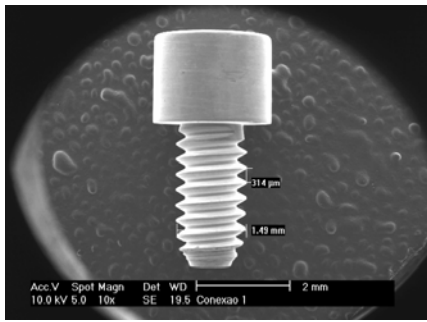
Antes do Uso



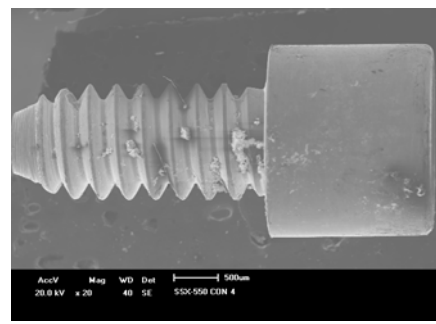
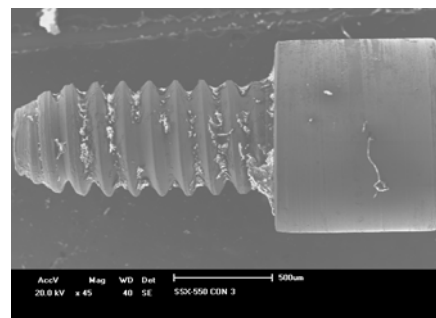
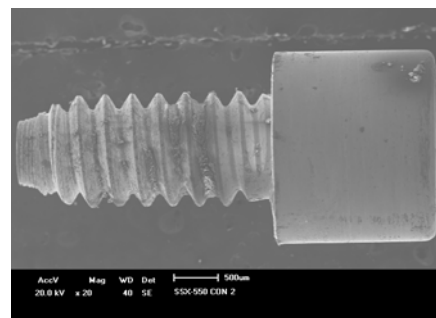
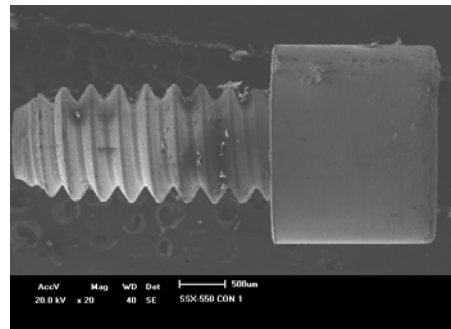
Depois do Uso

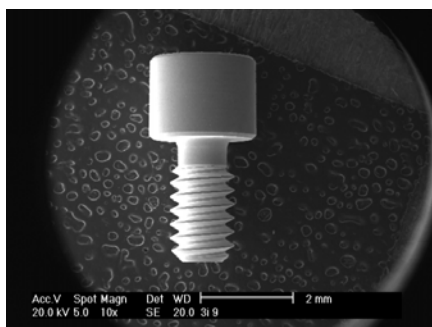
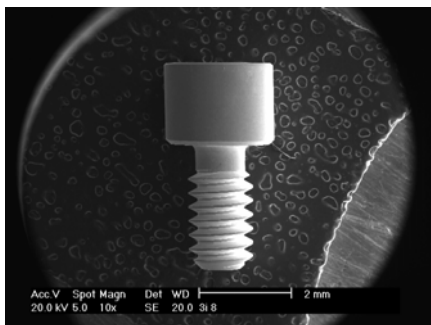
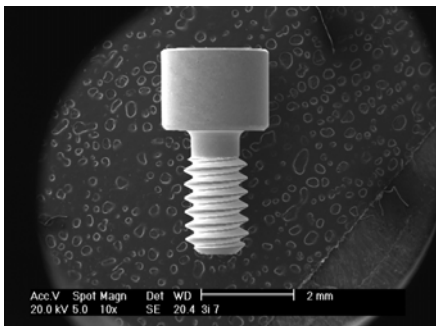
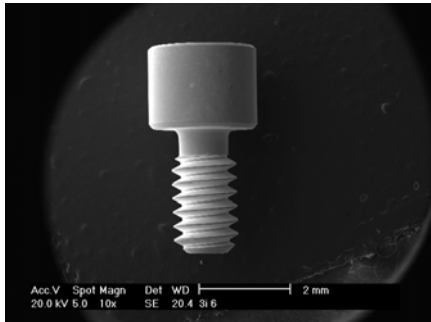
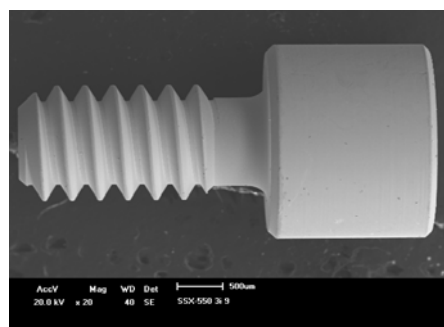
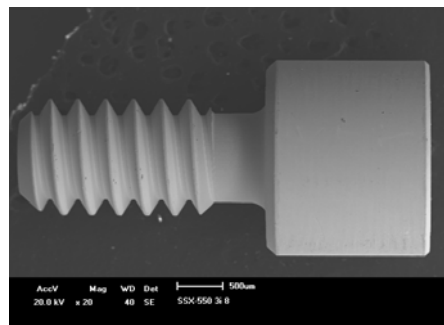
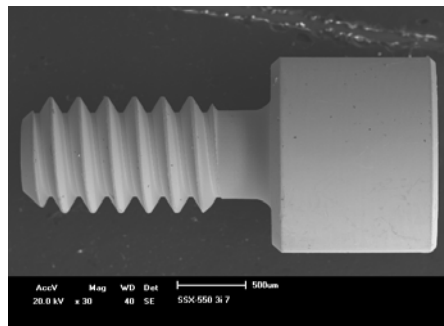
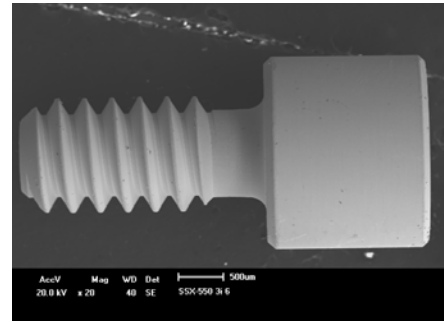


Antes do Uso



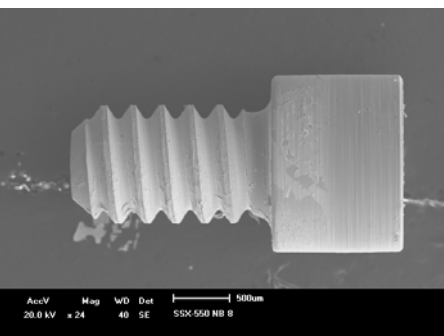
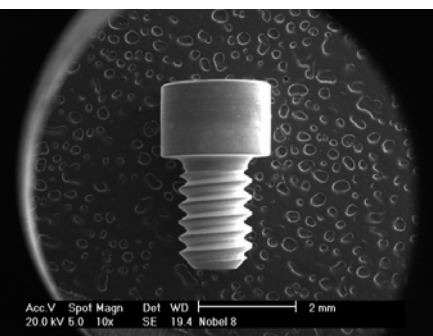
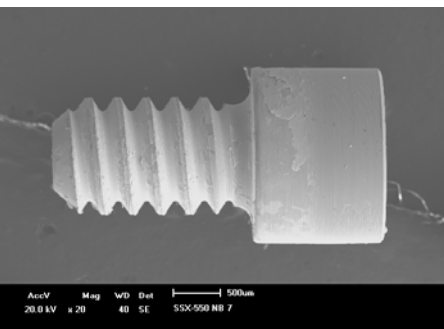
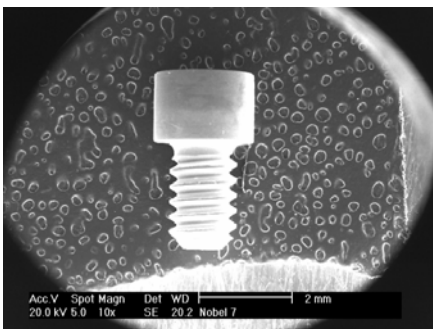
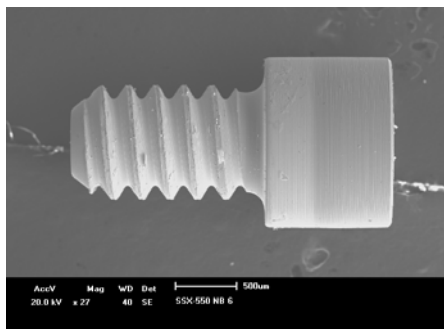
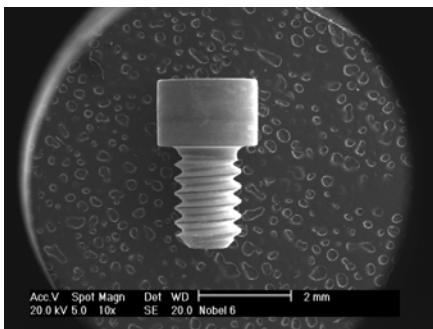
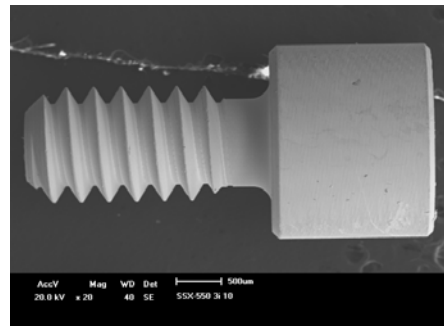
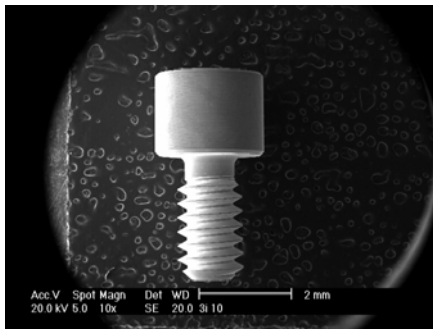
Depois do Uso



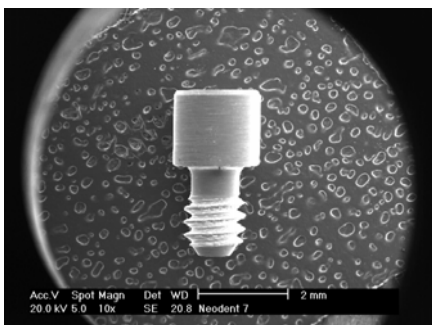
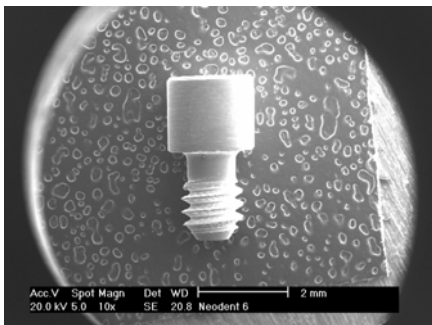
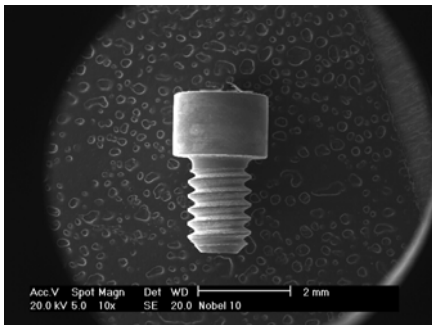
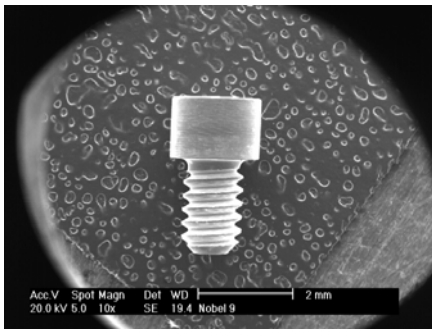
Estudo *In Vitro***Antes da Imersão****Depois da Imersão**

Antes da Imersão

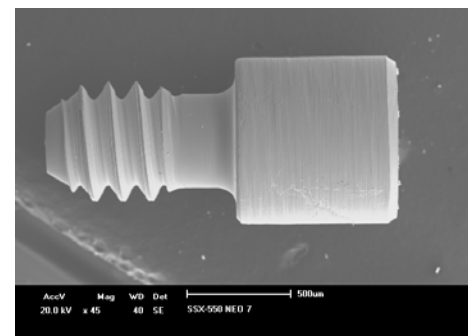
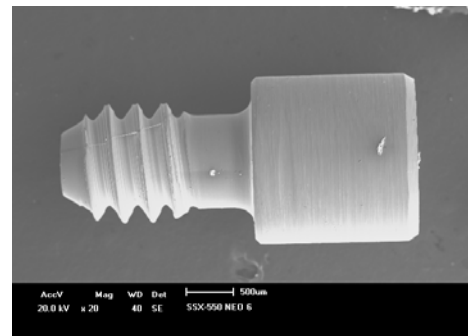
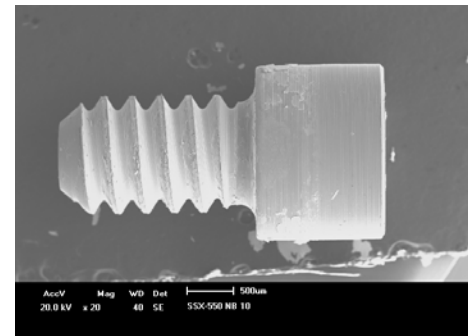
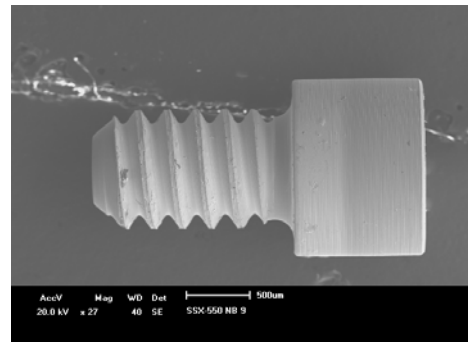
Depois da Imersão



Antes da Imersão

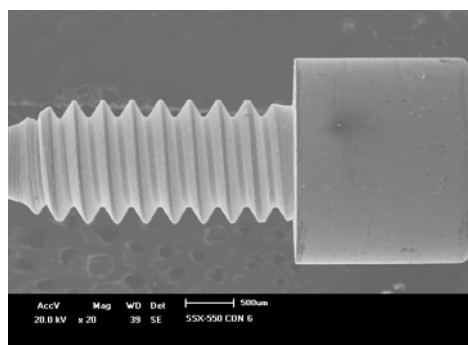
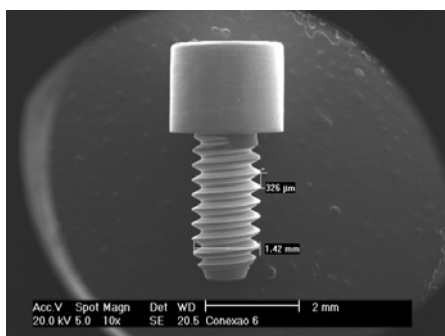
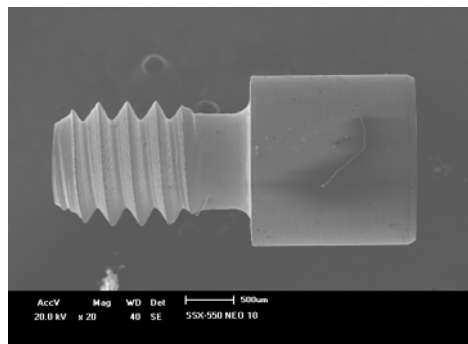
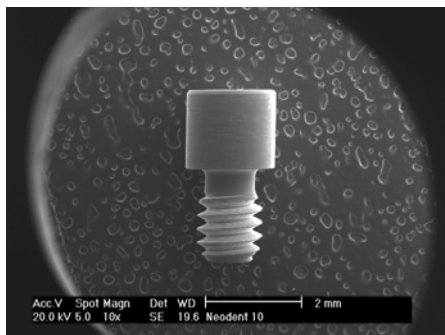
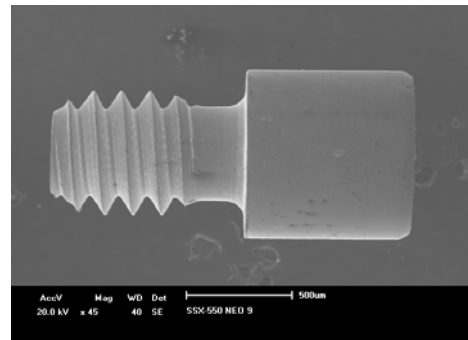
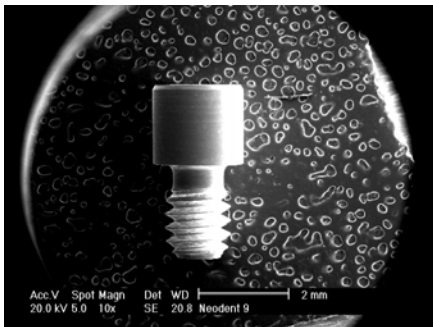
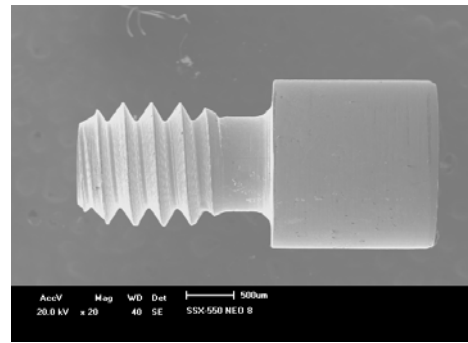
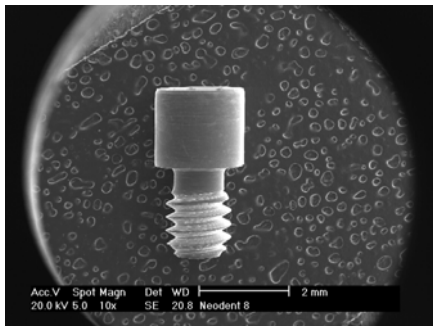


Depois da Imersão

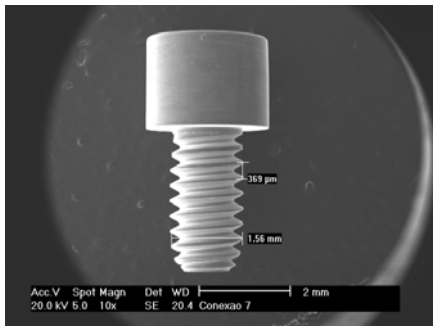


Antes da Imersão

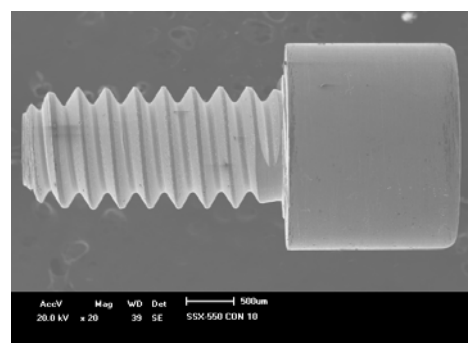
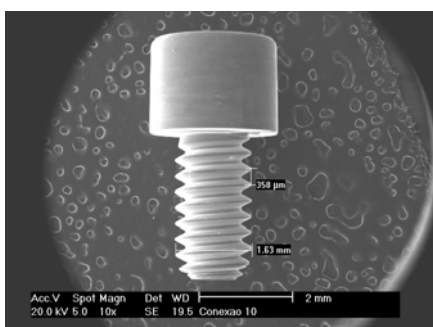
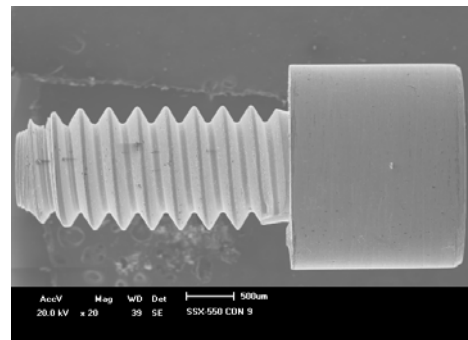
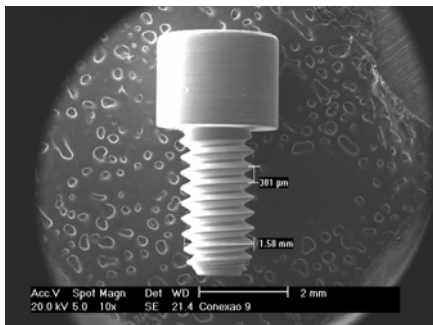
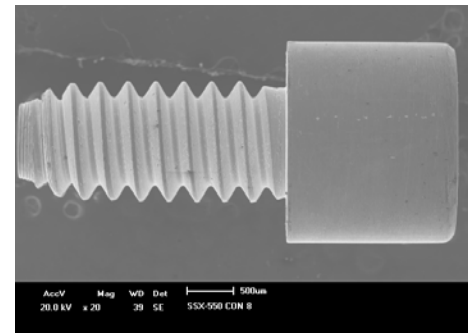
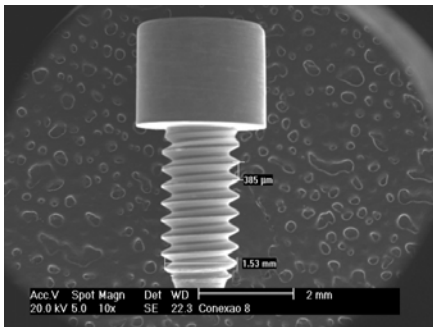
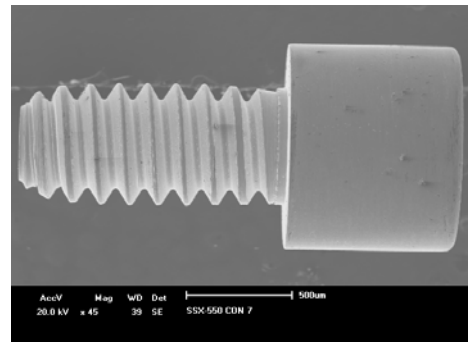
Depois da Imersão



Antes da Imersão



Depois da Imersão



BANCO DE DADOS ORIGINAL

Quadros com as coletas de dados do Artigo 1

Leitura- parafusos usados sujos (%massa) *								
Parafusos do Paciente A	Ti		Al		O		Si	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B
A1	88.72	81.90	6.41	6.47	4.86	11.63	0	0
A2	90.59	81.65	6.71	6.22	2.70	9.68	0	2.44
A3	85.64	88.35	9.18	5.61	5.18	6.05	0	0
A4	91.87	84.57	5.02	7.83	3.11	7.60	0	0

Leitura- parafusos usados limpos (%massa) *						
Parafusos do Paciente A	Ti		Al		O	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B
A1	87.52	90.56	6.84	5.07	5.64	4.37
A2	86.99	85.25	6.79	6.50	6.22	8.25
A3	94.32	84.66	3.98	6.88	1.70	8.46
A4	91.07	84.14	5.40	8.16	3.54	7.70

*5 meses de uso

Leitura- parafusos usados sujos (%massa)**						
Parafusos do Paciente B	Ti		Al		O	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B
B1	89.38	83.89	8.08	7.66	2.54	8.46
B2	94.45	88.79	3.62	6.60	1.93	4.61
B3	89.91	84.52	7.22	7.24	2.87	8.23
B4	86.06	85.40	6.51	4.53	7.43	10.07
B5	92.32	85.78	6.05	5.79	1.63	8.42

Leitura- parafusos usados limpos (%massa)**						
Parafusos do Paciente B	Ti		Al		O	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B
B1	89.52	86.79	6.26	7.60	4.23	5.61
B2	89.23	86.64	5.76	7.07	5.01	6.29
B3	88.19	85.53	6.30	7.73	5.51	6.74
B4	89.30	82.51	6.70	6.82	4.01	10.67
B5	87.09	81.48	6.79	8.06	6.12	10.47

**11 meses de uso

Leitura- parafusos usados sujos (%massa)***												
Parafusos do Paciente C	Ti		Al		O		Na		C		Ca	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
C1	84.05	65.52	2.98	3.38	9.90	12.47	3.07	0	0	18.63	0	0
C2	84.53	54.73	5.99	4.67	9.49	22.60	0	0	0	18.00	0	0
C3	82.26	62.54	5.29	4.95	12.45	19.10	0	0	0	12.18	0	1.22
C4	83.16	67.33	4.88	4.55	11.96	17.47	0	0	0	10.65	0	0
C5	73.57	39.99	5.01	3.50	14.15	28.45	0	0	7.28	28.45	0	0
C6	62.98	60.80	6.06	3.09	19.43	16.35	0	0	11.54	19.76	0	0

Leitura- parafusos usados limpos (%massa)***						
Parafusos do Paciente C	Ti		Al		O	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B
C1	83.39	69.52	4.94	6.70	11.67	23.79
C2	81.20	76.47	6.98	6.24	11.82	17.29
C3	80.90	73.06	6.13	6.51	12.96	20.43
C4	80.61	77.56	6.58	5.34	12.81	17.10
C5	82.48	75.03	5.07	6.75	12.46	18.22
C6	78.78	73.09	5.76	6.69	15.46	20.22

***9 meses de uso

Leitura- parafusos usados sujos (%massa)****														
Paraf. do Pac.D	Ti		Al		O		C		P		Cl		Si	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
D1	88.41	61.48	7.55	3.71	4.04	20.37	0	10.81	0	2.11	0	1.53	0	0
D2	88.71	71.33	0	5.33	5.51	8.51	5.78	12.48	0	0	0	2.34	0	0
D3	89.47	51.06	5.99	4.73	4.54	28.72	0	9.98	0	0	0	0	0	5.51
D4	89.11	79.65	5.97	7.86	4.92	8.86	0	3.63	0	0	0	0	0	0

Leitura- parafusos usados limpos (%massa)****						
Parafusos do Paciente D	Ti		Al		O	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B
D1	87.90	84.92	7.80	5.90	4.30	9.19
D2	91.21	83.69	7.05	7.66	1.74	8.64
D3	84.98	88.51	8.31	5.13	6.71	6.36
D4	89.00	84.46	5.99	7.76	5.01	7.78

****30 meses de uso

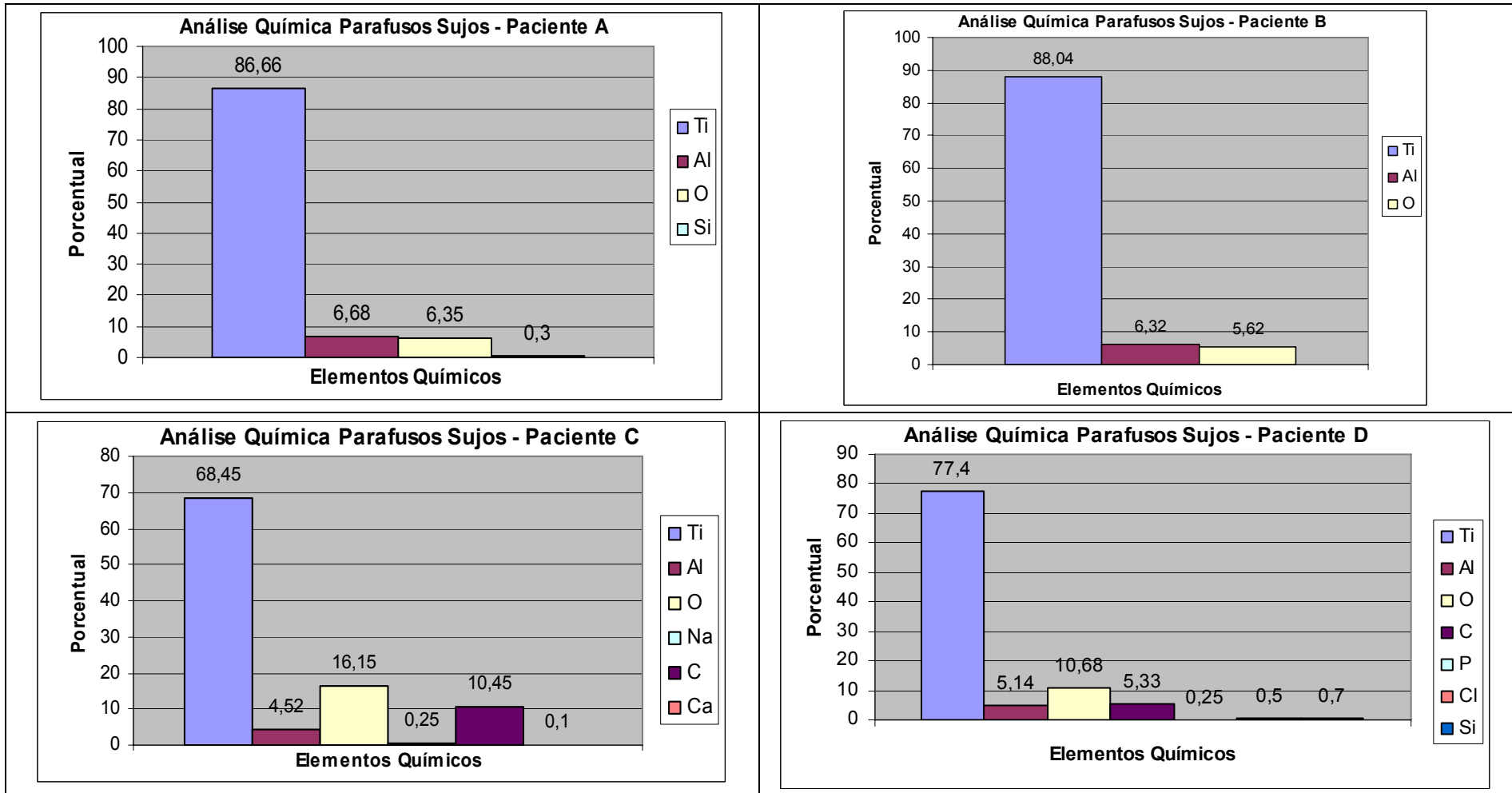
Leitura- parafusos usados sujos (%massa)*****																		
Paraf. do Paciente E	Ti		Al		O		C		Na		S		Ca		Zn		P	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
E1	92.04	70.48	3.60	5.13	4.35	8.86	0	15.52	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
E2	90.06	84.09	6.40	8.01	3.54	7.91	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
E3	84.69	69.80	4.38	4.29	10.93	14.24	0	11.67	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
E4	66.60	37.55	4.47	3.08	15.32	16.74	3.46	12.11	8.28	13.07	0.80	3.60	1.06	0.93	0	11.72	0	1.20

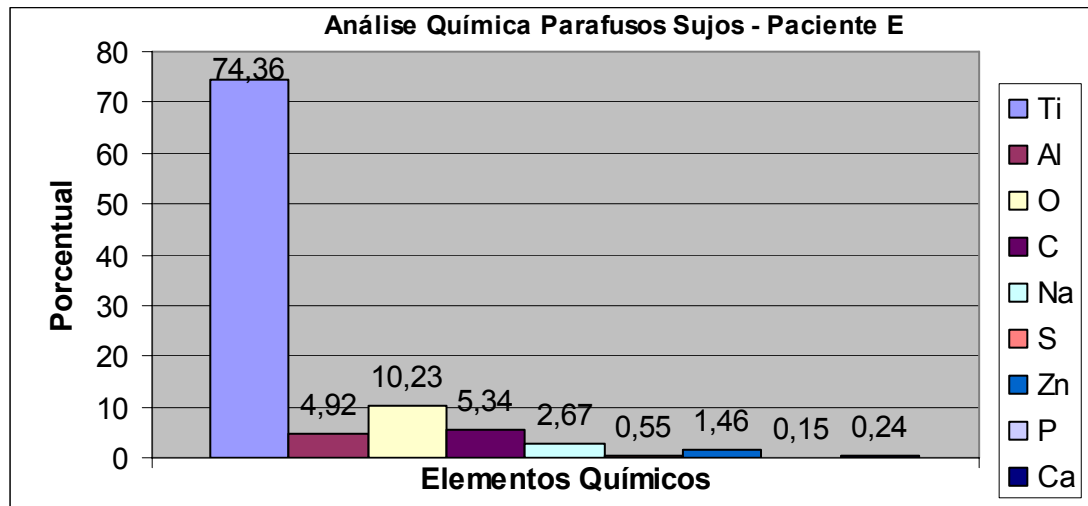
Leitura- parafusos usados limpos (%massa)*****						
Paraf. do Paciente E	Ti		Al		O	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B
E1	88.65	85.16	5.88	7.37	5.47	7.47
E2	89.23	84.70	5.81	7.13	4.97	8.17
E3	83.11	75.30	5.81	6.65	11.08	18.05
E4	89.47	80.98	6.61	7.99	3.92	11.02

*****9 meses de uso

Análise Química do Grupo Controle (%massa)				
Marca: Conexão				
Parafuso	Ti		Al	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B
1	93.31	91.61	6.69	8.39
2	93.93	93.59	6.07	6.41
3	93.07	92.89	6.93	7.11
4	93.34	91.56	6.66	8.44
5	93.12	91.43	6.88	8.57
6	93.37	91.55	6.63	8.45
7	93.76	93.20	6.24	6.80
8	92.79	91.59	7.21	8.41
9	93.77	91.42	6.23	8.58
10	92.85	90.93	7.15	9.07

Gráficos das Médias Gerais dos Elementos Químicos dos Parafusos Sujos





Quadros com as coletas de dados do Artigo 2

Estudo In Vivo

Análise Química Inicial (%massa)		
3i	Au	
Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)
1	100.00	100.00
2	100.00	100.00
3	100.00	100.00
4	100.00	100.00
5	100.00	100.00

Análise Química Após Teste De Corrosão In Vivo																								
3i	Au		Ti		Cu		O		Na		Al		Ca		Fe		C		Si		Cr		F	
	Paraf.	Cabeça (A)	Pescoço (B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	
1	96.04	96.96	0	0	3.96	1.31	0	1.45	0	0.28	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	95.63	98.09	0	0	1.15	1.48	2.84	0	0	0	0.38	0	0	0.43	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	9.75	25.66	0.56	1.97	7.14	7.31	28.97	20.20	0	0	14.62	0.97	0	0	0.63	0	38.33	43.18	0	0.71	0	0	0	0
4	7.04	18.66	1.65	4.21	0.88	6.95	28.76	24.20	0	0.98	4.98	1.28	0	0	2.28	0	53.06	42.03	0.51	0.80	0.84	0	0	0.89

obs: o parafuso 5 foi excluído por desistência do paciente

Análise Química Inicial (%massa)												
Nobel	Ti		Al		V		Ni		Cr		W	
	Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A
1	47.45	2.81	3.32	0.64	9.26	21.01	2.37	9.33	1.50	1.00	36.11	65.21
2	40.61	3.86	2.86	0.77	12.82	16.92	3.41	8.45	1.58	1.46	38.73	68.54
3	42.36	3.56	3.54	0.67	12.58	21.71	3.63	8.92	1.21	1.56	36.69	63.59
4	46.37	2.13	3.72	0.59	6.96	3.46	3.41	8.20	1.46	0.82	38.07	84.80
5	53.26	3.87	3.80	1.42	10.97	18.14	3.01	10.19	1.54	2.00	27.42	64.37

Análise Química Após Teste De Corrosão In Vivo																
Nobel	Ti		Al		O		Ni		Cr		W		V		C	
	Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A
1	7.87	4.70	1.39	0	24.44	0	2.80	3.30	1.68	1.56	0.44	49.87	1.40	0.39	46.00	18.68
2	18.73	12.48	0.57	0.43	9.28	0	1.01	2.01	0.73	2.48	0	47.72	1.25	0.88	19.29	23.23
3	66.00	19.28	2.35	0.61	11.40	0	0	2.81	0.75	2.97	0	46.30	4.37	1.20	10.41	16.69
4	4.76	4.55	2.84	0	36.51	5.88	0	3.60	1.37	1.31	0	49.02	1.13	0.54	50.92	23.10

Continuação...

Si		Au		Cu		Na		Fe		P		S		Ca	
A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
1.03	8.47	12.95	13.03	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0.68	8.27	46.60	2.50	1.86	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	7.50	3.93	0	0	0	0.79	0.45	0	0.71	0	0.57	0	0.40	0	0.51
0.56	8.29	0	3.09	0	0	0	0.35	1.91	0	0	0	0	0	0	0.27

Análise Química Inicial (%massa)				
Neodent	Ti		Al	
Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B
1	94.78	92.70	5.22	7.30
2	92.04	92.96	7.96	7.04
3	92.81	92.76	7.19	7.24
4	92.87	93.58	7.13	6.42
5	93.05	93.93	6.95	6.07

Análise Química Após Teste De Corrosão In Vivo																
Neodent	Ti		Al		O		V		C		Ca		P		Zn	
Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
1	75.80	75.51	3.69	3.87	12.64	13.25	0	0	7.87	7.37	0	0	0	0	0	0
2	89.50	85.00	3.54	2.56	0	4.42	4.76	4.28	2.20	3.74	0	0	0	0	0	0
3	91.41	86.46	4.50	3.73	0	7.87	4.09	1.94	0	0	0	0	0	0	0	0
4	64.40	82.48	2.62	2.80	16.08	7.29	3.29	4.35	6.63	3.08	0.27	0	1.05	0	5.66	0

Análise Química Inicial (%massa)				
Conexão	Ti		Al	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B
1	93.31	91.61	6.69	8.39
2	93.93	93.59	6.07	6.41
3	93.07	92.89	6.93	7.11
4	93.34	91.56	6.66	8.44
5	93.12	91.43	6.88	8.57

Análise Química Após Teste De Corrosão In Vivo																
Conexão	Ti		Al		O		V		Na		Si		Ca		Fe	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
1	81.18	78.94	4.02	3.73	10.63	12.16	4.17	3.12	0	0.40	0	0.17	0	0.30	0	1.18
2	86.60	77.69	4.16	4.04	5.63	5.81	3.41	3.16	0	0	0.20	0.18	0	0	0	0
3	74.50	70.25	3.15	3.42	13.51	17.22	2.85	3.79	0.43	0.22	0.18	0.26	0.82	0.92	0	0
4	85.60	77.86	4.12	4.03	4.97	13.95	4.49	3.69	0.66	0.27	0.16	0.20	0	0	0	0

Estudo In Vitro

Análise Química Inicial (%massa)		
3i	Au	
Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)
6	100.00	100.00
7	100.00	100.00
8	100.00	100.00
9	100.00	100.00
10	100.00	100.00

Análise Química Após Teste De Corrosão In Vitro																		
3i	Au		Ti		Cu		O		Na		Al		Ca		P		Fe	
Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	Al	B	A	B	A	B	A	B
6	51.53	22.53	4.03	9.67	1.91	1.42	11.68	0	0.45	0.67	1.69	0.79	0	0.31	0	0	0.89	0.33
7	7.84	16.97	22.82	21.11	1.96	2.23	0	0	0.65	0.78	1.92	1.09	0	0.39	0	0	1.66	0.59
8	5.84	18.91	8.46	14.62	0	0.52	25.60	0	0.54	0.87	2.14	1.42	0	0	0	0	2.58	5.64
9	0.29	34.77	21.48	18.17	0	1.70	0	12.79	0.97	0.59	1.53	0.87	0.23	0.22	0	0	1.22	0.32
10	2.51	74.77	13.09	1.77	0	1.22	0	3.25	0.35	0	1.08	0	0	0	0	0.38	4.64	0

Continuação...

C		Si		Cr		W		V		Ni		N	
A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
26.85	20.96	0.49	0.78	0.48	42.04	0	0	0	0.50	0	0	0	0
38.10	42.29	0	2.81	1.57	0.74	19.15	11.00	1.28	0	3.05	0	0	0
45.65	42.99	0	0	0	1.32	8.50	13.71	0.69	0	0	0	0	0
25.06	21.79	2.32	1.30	0.97	0	14.19	6.34	1.39	1.14	1.94	0	28.42	0
25.40	6.06	1.43	0.48	43.08	0	7.55	0	0.87	0	0	0	0	12.07

Análise Química Inicial (%massa)												
Nobel	Ti		Al		V		Ni		Cr		W	
	Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A
6	67.48	5.45	4.73	2.16	2.66	0.50	2.55	6.03	0.00	2.40	22.58	83.46
7	49.87	6.49	2.94	1.23	2.39	0.61	2.82	5.47	1.50	2.04	40.49	84.16
8	31.87	5.71	2.47	1.82	1.66	0.63	3.91	5.44	2.42	1.74	57.67	84.66
9	86.58	4.50	4.82	1.75	3.55	0.48	0.00	5.57	0.72	1.80	4.33	85.89
10	45.96	4.44	3.71	1.01	2.21	0.56	3.29	6.08	2.10	1.93	42.72	85.99

Análise Química Após Teste De Corrosão In Vitro																		
Nobel	Ti		Al		O		Ni		Cr		W		V		C		Si	
	Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	
6	55.99	3.84	2.91	0	18.44	0	0	3.64	0	1.47	0	38.49	2.97	0.46	18.80	22.65	0.89	7.66
7	56.40	6.60	2.53	0	11.83	6.66	0.87	3.27	1.57	2.60	11.35	46.07	0	0.52	14.04	26.53	1.41	7.75
8	59.60	7.08	2.90	0	19.07	0	0	3.19	0	1.36	0	42.99	2.46	0.62	15.42	18.49	0.19	7.96
9	38.11	5.19	1.88	0	10.81	0	2.90	2.72	0	2.00	22.29	45.31	2.24	0.29	18.11	21.51	3.66	8.75
10	18.67	5.69	6.92	1.87	16.28	0	2.68	3.06	0	1.93	14.06	39.61	2.03	0.44	34.04	26.08	0.63	7.25

Continuação...

Au		P		Na		Fe	
A	B	A	B	A	B	A	B
0	21.33	0	0.46	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	18.31	0	0	0.36	0	0	0
0	14.23	0	0	0	0	0	0
0	14.07	0	0	0	0	4.69	0

Análise Química Inicial (%massa)				
Neodent	Ti		Al	
Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B
6	93.39	93.95	6.61	6.05
7	93.42	92.71	6.58	7.29
8	93.03	93.30	6.97	6.70
9	92.37	92.96	7.63	7.04
10	93.49	92.36	6.51	7.64

Análise Química Após Teste De Corrosão In Vitro												
Neodent	Ti		Al		O		V		C		N	
Parafuso	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
6	91.25	89.96	4.05	5.10	0	0	4.70	4.94	0	0	0	0
7	92.26	86.83	3.59	4.03	0	5.47	4.15	3.67	0	0	0	0
8	91.06	90.72	4.60	5.05	0	0	4.34	4.23	0	0	0	0
9	75.96	62.33	3.86	3.18	0	4.33	5.02	0	0	0	15.16	30.16
10	69.50	88.61	2.77	5.05	0	0	0	6.34	1.48	0	26.25	0

Análise Química Inicial (%massa)				
Conexão	Ti		Al	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B
6	93.37	91.55	6.63	8.45
7	93.76	93.20	6.24	6.80
8	92.79	91.59	7.21	8.41
9	93.77	91.42	6.23	8.58
10	92.85	90.93	7.15	9.07

Análise Química Após Teste De Corrosão In Vitro												
Conexão	Ti		Al		O		V		Na		Si	
	Cabeça(A)	Corpo(B)	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
6	90.39	83.94	4.20	4.98	0	5.72	5.28	4.72	0	0.46	0.13	0.18
7	86.95	79.58	3.89	4.94	3.77	9.49	5.23	5.72	0	0.15	0.16	0.12
8	87.59	81.01	3.93	4.74	4.67	9.33	3.67	4.25	0	0.42	0.14	0.25
9	92.97	65.02	4.54	3.45	0	8.57	2.38	2.61	0	0.12	0.11	0.10
10	82.85	90.44	3.84	4.78	9.00	0	4.16	4.43	0	0.18	0.15	0.17

Quadros com as Pesagens dos parafusos – Estudos In Vivo e In Vitro

Marca 3i		
Parafuso	Peso Inicial (g)	Peso Final (g)
1 in vivo	0.1190	0.1189
2 in vivo	0.1181	0.1181
3 in vivo	0.1192	0.1190
4 in vivo	0.1185	0.1184
5 in vivo	0.1192	-
6 in vitro	0.1190	0.1190
7 in vitro	0.1191	0.1191
8 in vitro	0.1191	0.1191
9 in vitro	0.1186	0.1183
10 in vitro	0.1180	0.1178

Marca Neodent		
Parafuso	Peso Inicial (g)	Peso Final (g)
1 in vivo	0.0227	0.0226
2 in vivo	0.0226	0.0222
3 in vivo	0.0227	0.0226
4 in vivo	0.0224	0.0224
5 in vivo	0.0224	-
6 in vitro	0.0222	0.0224
7 in vitro	0.0220	0.0224
8 in vitro	0.0228	0.0228
9 in vitro	0.0231	0.0229
10 in vitro	0.0224	0.0224

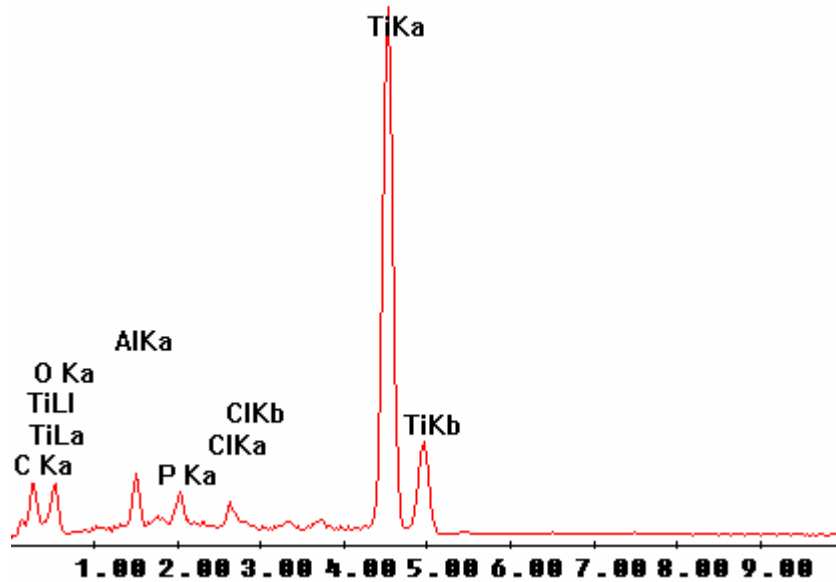
Marca Nobel Biocare		
Parafuso	Peso Inicial (g)	Peso Final (g)
1 in vivo	0.0374	0.0374
2 in vivo	0.0377	0.0375
3 in vivo	0.0391	0.0390
4 in vivo	0.0378	0.0378
5 in vivo	0.0388	-
6 in vitro	0.0390	0.0396
7 in vitro	0.0381	0.0386
8 in vitro	0.0382	0.0384
9 in vitro	0.0389	0.0391
10 in vitro	0.0384	0.0386

Marca Conexão		
Parafuso	Peso Inicial (g)	Peso Final (g)
1 in vivo	0.0215	0.0214
2 in vivo	0.0216	0.0216
3 in vivo	0.0216	0.0216
4 in vivo	0.0215	0.0215
5 in vivo	0.0216	-
6 in vitro	0.0213	0.0213
7 in vitro	0.0215	0.0215
8 in vitro	0.0215	0.0215
9 in vitro	0.0215	0.0215
10 in vitro	0.0216	0.0216

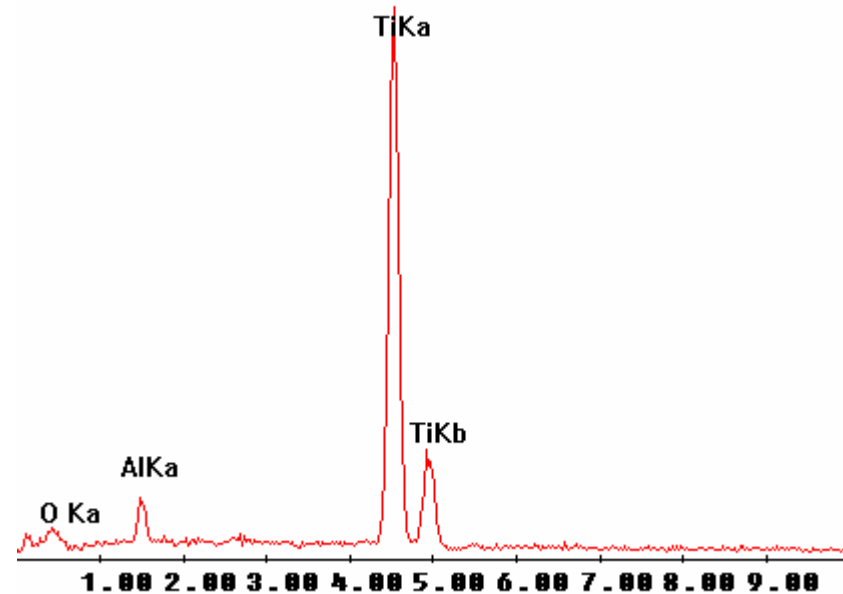
Exemplos de Espectros Gerados nas Análises de EDX

Artigo 1

Parafuso Usado Sujo



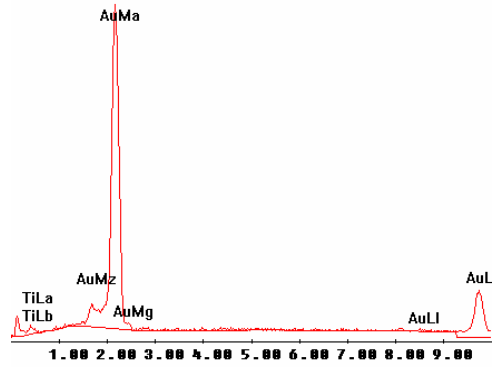
Parafuso Usado Limpo



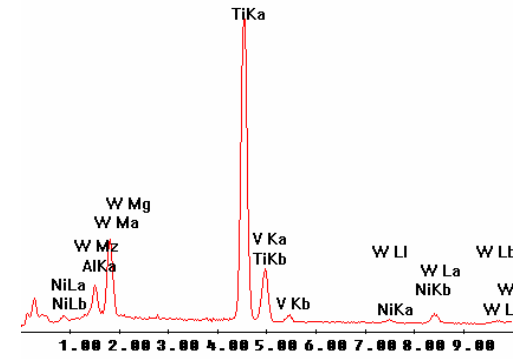
Artigo 2

Parafusos Novos Antes dos Testes

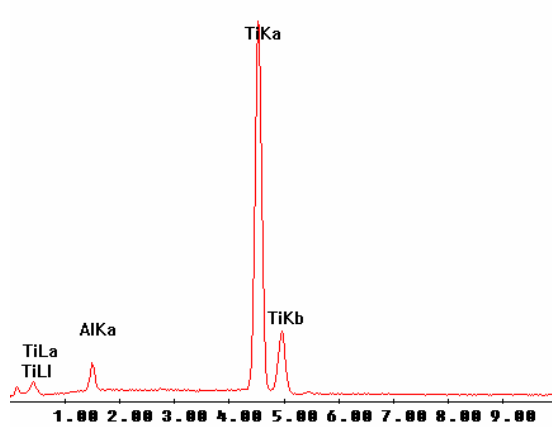
3i



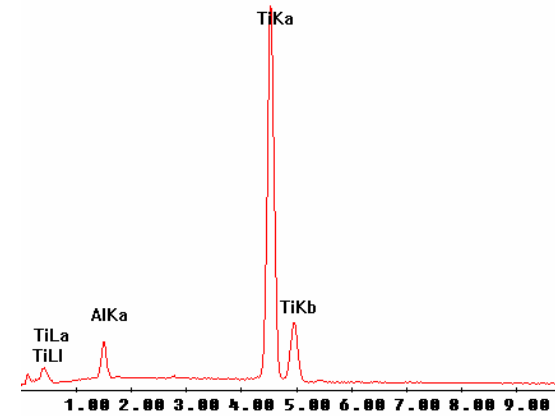
Nobel Biocare



Neodent

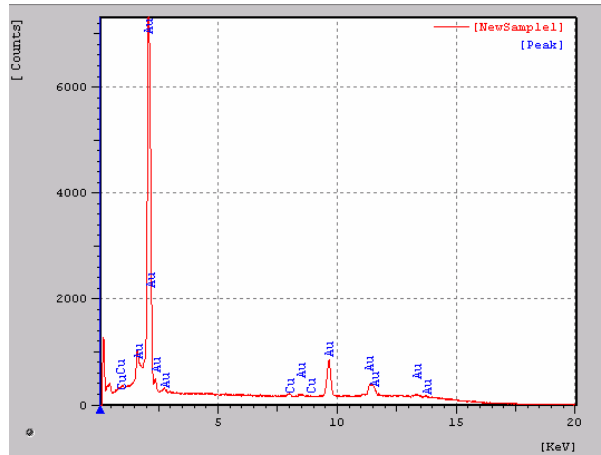


Conexão

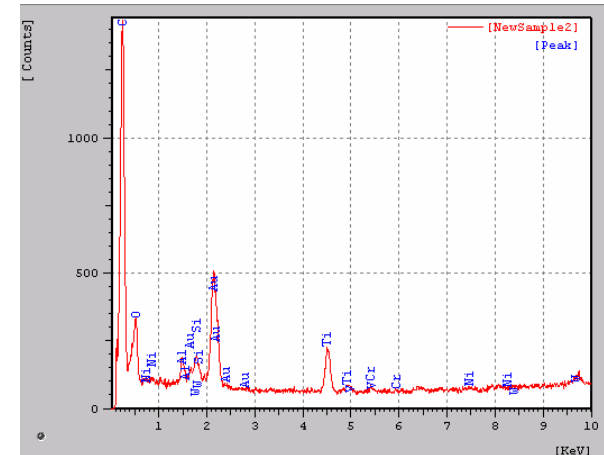


Parafusos Depois do Uso Intra-Oral

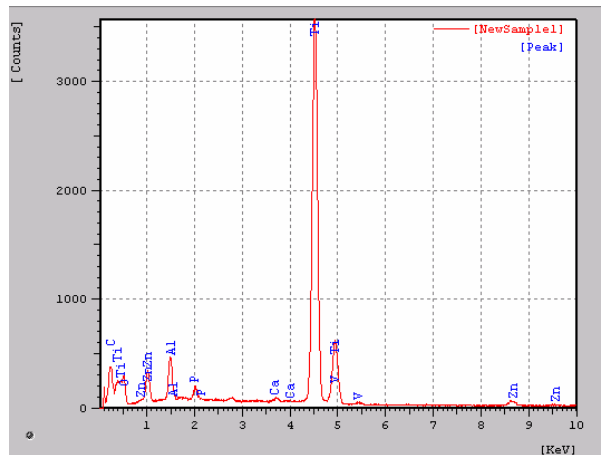
3i



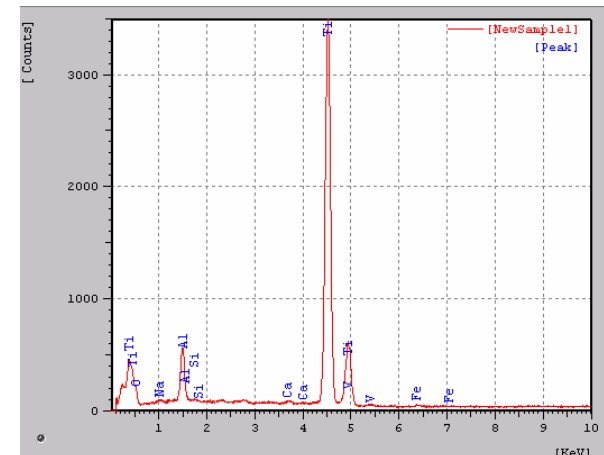
Nobel Biocare



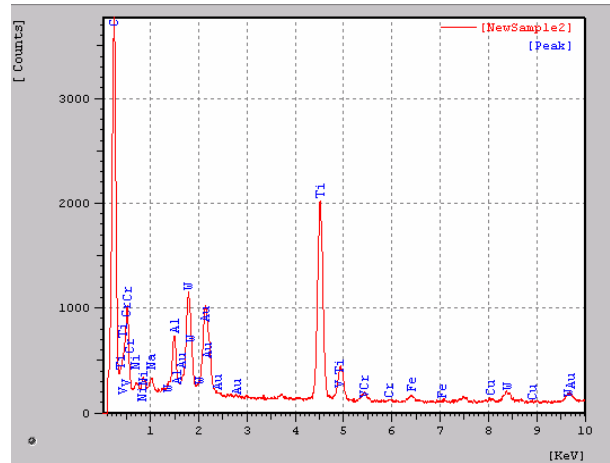
Neodent



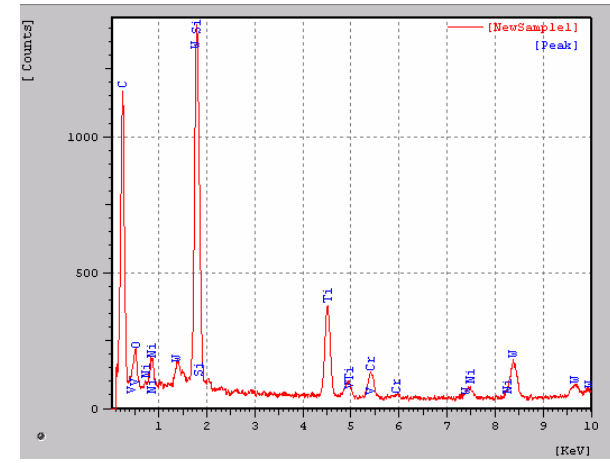
Conexão



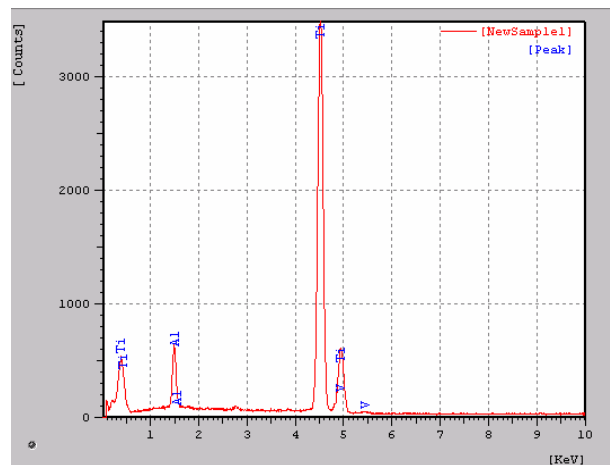
Parafusos Depois de Teste de Imersão
3i



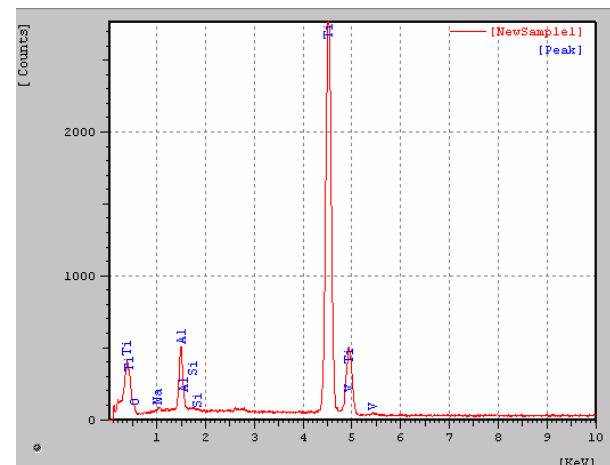
Nobel Biocare



Neodent



Conexão



CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Por este instrumento de autorização por mim assinado, dou pleno consentimento para a minha inclusão como participante da pesquisa de Doutorado em Implantodontia intitulada *Avaliação da corrosão de componentes protéticos para implantes osseointegrados*, da cirurgiã-dentista Dircilene Colares de Souza, sob a orientação do Prof.Dr. Antonio Carlos Cardoso, a se realizar no CEPID-Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários, da Universidade Federal de Santa Catarina.

Fui informado(a) sobre a metodologia do trabalho e dos procedimentos a serem realizados em minha cavidade bucal, que envolvem o controle e manutenção da minha prótese sobre implante, e substituição dos parafusos de fixação por outros novos, sem custo adicional e sem nenhum tipo de prejuízo para mim.

Entendo que o propósito da pesquisa é observar possíveis produtos de corrosão destes dispositivos protéticos que possam interferir na longevidade da prótese e na saúde dos tecidos gengivais ao redor dos implantes.

Entendo também que esta pesquisa é inédita, que terei o sigilo e a privacidade da minha identidade garantidos, e que terei minhas dúvidas esclarecidas antes e durante a pesquisa e que fica ao meu critério recusar ou retirar o meu consentimento, sem penalização, através de telefonema para a pesquisadora (ligar para 48-33319077) ou do e-mail: dircilenec@hotmail.com.

Certifico que tive oportunidade de ler e entender completamente os termos e palavras contidas no texto acima e me foram dadas explicações referentes a ele e também declaro que sei ler e escrever em português.

Florianópolis,.....de.....de 2005.

Assinatura do paciente

Assinatura da pesquisadora

Assinatura do orientador

APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CAMPUS UNIVERSITÁRIO - TRINDADE CEP: 88040-900 - FLORIANÓPOLIS - SC

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS

Parecer Consubstanciado

Projeto nº: 335/05

Título do Projeto: AVALIAÇÃO DA CORROSÃO DE COMPONENTES PROTÉTICOS PARA IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS

Pesquisador Responsável: Antonio Carlos Cardoso, Professor Titular do Departamento de Odontologia da UFSC (orientador da pesquisadora principal)

Pesquisador Principal: Dircilene Colares de Souza (doutoranda).

Instituição onde será realizado o estudo: Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários e Laboratório de Matérias CEPID/PPGO - Universidade Federal de Santa Catarina

Data de apresentação ao CEPISH: 11/10/05

Objetivos:

Geral:

Observar alterações químicas de ligas metálicas de parafusos de retenção protética expostos a fluidos orais.

Específicos:

- Comparar a composição química de parafusos de retenção protética de ouro e titânio de diferentes marcas comerciais, antes e depois de expostos a fluidos orais de pacientes reabilitados com próteses fixas aparafusadas sobre implantes dentários.

Sumário do Projeto:

O tratamento com implantes dentários tem se tornado acessível à população, entretanto, sabe-se que parafusos de retenção para próteses implanto-retidas necessitam substituições periódicas devido à corrosão dos parafusos protéticos que podem influenciar o comportamento clínico e diminuir a vida útil destes dispositivos. Estudo observacional. Parafusos protéticos de titânio e ouro, em um total de 40, instalados em 8 pacientes portadores de próteses fixas aparafusadas sobre implantes, que ficarão expostos ao meio bucal devido ao não fechamento dos orifícios de acesso ao parafuso. Dois pontos na superfície externa dos parafusos (um na cabeça e outro no corpo) serão analisados, antes da sua instalação na boca, após 14 dias de sua instalação e após 42 dias de sua instalação na boca. A análise será a identificação da composição química da liga metálica, feita por microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Parecer do CEP: Aprovado ad-referendum.

Data da Reunião: 31 de outubro de 2005.

Parecer Final CEP:

- aprovado
 aprovado ad- referendum
 reprovado
 com pendência (detalhes pendência)*
 retirado
 aprovado e encaminhado ao CONEP

Informamos que o parecer dos relatores foi aprovado por unanimidade, em reunião deste Comitê na data de 28 de novembro de 2005.

Vera Lúcia Bosco

Vera Lúcia Bosco
Coordenadora do CEP

Fonte: CONEP/ANVS - Resoluções 196/96 e 251/97 do CNS.

RELAÇÃO DE TRABALHOS PUBLICADOS OU ENVIADOS PARA PUBLICAÇÃO DURANTE O DOUTORADO

Livro publicado:

CARDOSO, Antonio Carlos; ANDRIANI Jr., Wilson; VASCONCELOS, Diego Klee de; SOUZA, Dircilene Colares de. O PASSO-A-PASSO DA PRÓTESE SOBRE IMPLANTE- Da segunda etapa cirúrgica à reabilitação final. Livraria Santos Editora Ltda., São Paulo, Brasil, 2005.

Artigo publicado:

PONTUAL, M.A.B.; FREIRE, J.N.O.; SOUZA, D.C.; et al. A newly designed template device for use with the insertion of immediately loaded implants. *Journal of Oral Implantology*, v.30; n.5, 2004.

Artigos submetidos para publicação em periódicos nacionais e internacionais:

SOUZA, D.C.; CARDOSO, A.C.; MAGINI, R.S.; BIANCHINI, M.A. Geometric parameters of implant prosthetic retaining screws. Submetido para publicação no JPD- Journal of Prosthetic Dentistry.

SOUZA, D.C.; CARDOSO, A.C. Superficial pattern of prosthetic retaining screws. Submetido para publicação no JOR- Journal of Oral Rehabilitation.

SOUZA, D.C.; CARDOSO, A.C. Devolvendo o sorriso: com prótese convencional e implanto-suportada. Submetido para publicação na Revista Clínica.

AGUIAR, R.C.; SOUZA, D.C.; ZABOLOTSKY, B.S.; FERREIRA, C.F.; CARDOSO, A.C. Provisional implants for patients with low bone density of the

maxillary: an alternate rehabilitative strategy. Submetido para publicação no JPD- Journal of Prosthetic Dentistry.

MACEDO, A.P.; SOUZA, D.C.; MAGINI, R.S.; CARDOSO, A.C. Retalho em rolo na manipulação dos tecidos periimplantares. Submetido para publicação na revista RBP- Revista Brasileira de Implantodontia e Prótese sobre implantes.

BIANCHINI, M.A.; CARDOSO, A.C.; MAGINI, R.S.; SOUZA, D.C. Are welding and soldering procedures necessary in short implant supported prosthesis?. Submetido para publicação no JOR- Journal of Oral Rehabilitation.

Trabalhos publicados em Anais de Congressos:

ARAUJO, M.A.R.; ARAUJO, C.D.R.P.D.; BENFATTI, C.M.; SIQUEIRA, A.F.; FERREIRA, C.F.; SOUZA, D.C. Seven year longitudinal study of 320 morse taper connection implants. IADR Meeting, Baltimore- USA, 2005.

SOUZA, D. C.; PONTUAL, M. A. B.; FERREIRA, C. F. et al. How I utilize micro-screwed prosthesis: the evolution of the implant supported fixed prosthesis. In: World Congress for Oral Implantology 6, Honolulu-USA, 2004.

SOUZA, D. C.; CARDOSO, A. C. Gold Prosthetic screws: scanning electron microscope and metallographic analysis. IADR Meeting, Honolulu-USA, 2004.

FREIRE, J.N.O.; COELHO, P.G.; MAGINI, R.S.; CARDOSO, A.C.; FERREIRA, C.F.; SOUZA, D.C. Biomechanical assessment of simplified mini-implants for orthodontic anchorage. IADR Meeting, Honolulu-USA, 2004.

SOUZA, D.C.; CARDOSO, A.C. Avaliação do padrão superficial de parafusos para retenção de próteses implanto-suportadas. Pesquisa Odontológica Brasileira, São Paulo, v.18, n.suplemento, 2004.