

ANDRÉ RICARDO BUTTENDORF

**SIMULAÇÃO DA CAPACIDADE DE CARGA DE UM NOVO IMPLANTE
DENTÁRIO PARA USO EM ÁREA DE POUCA ESPESSURA ÓSSEA.**

FLORIANÓPOLIS
2008

ANDRÉ RICARDO BUTTENDORF

**SIMULAÇÃO DA CAPACIDADE DE CARGA DE UM NOVO IMPLANTE
DENTÁRIO PARA USO EM ÁREA DE POUCA ESPESSURA ÓSSEA.**

Dissertação 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 MESTRE em ODONTOLOGIA, área de concentração Implantodontia.

Orientador: Ricardo de Souza Magini

FLORIANÓPOLIS
2008

ANDRÉ RICARDO BUTTENDORF

**SIMULAÇÃO DA CAPACIDADE DE CARGA DE UM NOVO IMPLANTE
DENTÁRIO PARA USO EM ÁREA DE POUCA ESPESSURA ÓSSEA.**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de “Mestre em Odontologia”, área de concentração Implantodontia e aprovada na forma final pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 22 de Maio de 2008.

Ricardo de Souza Vieira
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Banca Examinadora

Orientador: Ricardo de Souza Magini

Marco Aurélio Bianchini

Pedro Amadeo Nanetti Bernardini

Dedico este trabalho a DEUS e a todas as pessoas que me auxiliam na eterna jornada.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Ricardo de Souza Magini, por todo apoio, amizade e ensinamentos.

Ao professores da banca, Bianchini e Pedrão, pelos acréscimos oportunos, extremamente relevantes ao trabalho.

Ao Engenheiro e mestre Dyego Reis. Sem você o trabalho não teria valor!

Aos professores do CEPID, pelos ensinamentos e experiências transmitidos.

Aos amigos de turma e aos doutorandos e alunos do CEPID que auxiliaram na caminhada em busca de um aperfeiçoamento profissional de alta qualidade.

Aos funcionários do CEPID pela colaboração e confiança.

BUTTENDORF, André Ricardo. **SIMULAÇÃO DA CAPACIDADE DE CARGA DE UM NOVO IMPLANTE DENTÁRIO PARA USO EM ÁREA DE POUCA ESPESURA ÓSSEA**. 2008. 49 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina.

RESUMO

O objetivo do estudo foi simular a capacidade de carga de uma nova geometria para implante dentário a ser utilizado em área de pouca espessura óssea. As simulações pelo carregamento estático no método de elementos finitos compararam os resultados entre a geometria sugerida com um implante dentário de hexágono externo, cilíndrico e com roscas. As propriedades mecânicas empregadas para os ensaios foram, no grupo experimental da liga Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O (envelhecida) e no grupo controle do titânio comercialmente puro grau 4 (recozido). Os conjuntos implante/intermediário foram submetidos a simulações com compressão sob força axial de 800N e compressão angulada para descoberta da capacidade de carga. As simulações seguiram determinações apresentadas na norma ISO 14801:2003(E) e/ou no projeto de norma ABNT 26:050.02-001. O resultado da simulação com 800N de força demonstrou tensão máxima semelhante nos dois grupos estudados. Na simulação para descoberta da capacidade de carga os resultados foram de 84N para o grupo experimental e 56N para o grupo controle. A geometria laminar estudada, quando associada a liga Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O, poderá ser uma alternativa para uso em regiões de pouca espessura óssea, onde há limitação do uso dos implantes cilíndricos. Para isso, são necessários novos estudos que avaliem a resistência mecânica, a biocompatibilidade e a capacidade de osseointegração do conjunto material/geometria sugerido.

Palavras-chave: Implante Laminado, Simulação, biomechanics, Capacidade de carga.

BUTTENDORF, André Ricardo. **SIMULATION OF CAPACITY OF FORCE A NEW DENTAL IMPLANT FOR USE IN REGION OF LOST BONE THICKNESS**. 2008. 49 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina.

ABSTRACT

The aim was to simulate the load capacity of a new geometry for dental implant to be used in areas of low bone thickness. The simulations by the static load finite element method compared the results between the geometry suggested with a dental implant of external hexagon, cylindrical and with threads. The mechanical properties employed for the tests were experimental group in the league Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O (aged) and the control group of commercially pure titanium grade 4 (Aged). The joint implant / dealers were subject to simulations with a compression strength of axial 800N and compression for discovery of capacity. The simulations followed determinations made in ISO 14801:2003 (E) and / or the draft standard ABNT 26: Ø50.02-ØØ1. The result of simulation with 800N of force showed maximum tension similar in both groups. In the simulation for discovery of capacity were the results of the experimental group 84N and 56N for the control group. The geometry laminar studied, when coupled with Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O league, could be an alternative for use in regions of low bone thickness, which should limit the use of implants cylindrical. For this, further studies are needed to assess the mechanical strength, biocompatibility and the ability to boneintegration of all material/geometry suggested.

Key-words: Implant Laminated, simulation, biomechanics, cargo capacity.

SUMÁRIO

RESUMO.....	06
ABSTRACT.....	07
INTRODUÇÃO.....	08
METODOLOGIA.....	15
ARTIGO.....	19
BIBLIOGRAFIA CONSULTADA.....	46
APÊNDICE.....	49

INTRODUÇÃO

O primeiro implante dentário com secção transversal circular, com capacidade de osseointegrar-se, foi desenvolvido por Branemark e equipe. Estes implantes são consolidados por pesquisas científicas e/ou acompanhamentos clínicos que apresentam como causas do sucesso: a biocompatibilidade do óxido de titânio, a resistência mecânica do conjunto geometria/metal e a capacidade do metal manter um contato direto com o tecido ósseo. Estes implantes substituíram gradativamente os implantes com geometria do corpo em forma de lâmina, também chamados de laminas de Linkow. Essa substituição ocorreu gradativamente decorrente da comprovação clínica de superiores taxas de sucesso, e também pela apresentação de uma sólida base científica que foi base para a criação do implante oseointegrável. Contudo, uma indicação de uso ao alcance do implante com formato laminar não foi suprida pelo implante desenvolvido por Branemark, qual seja: área de pouca ou mínima espessura óssea. Com isso, tornou-se necessário o aumento da espessura do rebordo ósseo para posterior instalação do implante. Há então um aumento da complexidade do tratamento, do custo, tempo e possibilidade de fracasso.

A literatura que analisou o insucesso dos tratamentos que envolveram as lâminas de Linkow não demonstrou quais as possíveis causas do fracasso desse implante. Os estudos encontrados na literatura são apenas retrospectivos e analisam, na grande maioria, somente a taxa de sobrevivência desses tratamentos, como exemplos estão os estudos de Linkow & Kohen 1979, Shulmann 1988, Cranin, et al. 1977, Telsey, et al. 1991, Cappuccilli, Conte, Praiss, 2004. Nesses estudos os critérios utilizados para sucesso são muito aquém dos determinados no padrão de análise empregados na atualidade.

O insucesso dos tratamentos envolvendo as lâminas de Linkow poderia ter relação com a geometria do implante, com os cuidados na produção, material utilizado, técnica cirúrgica empregada ou indicação de uso, pois não há relato de estudos científicos embasando o desenvolvimento, as indicações de tratamento e o protocolo de uso do referido implante. Somente em 1982, um estudo de Cook et al., fez uma análise da resistência mecânica das lâminas de Linkow. A conclusão de que o insucesso era causado por múltiplos fatores, somente foi relatada em 2002, através do estudo de Proussaefs & Lozaada, que apresentou fatores de técnica, material utilizado e execução como causa de fadiga do tratamento. Segundo Ten Cate (1989), as causas das falhas no uso dos implantes laminados estão diretamente relacionadas ao empirismo e a prática clínica empregada na época, não respeitando os princípios biológicos fundamentais. Isso culminou com o passar dos anos em altas taxas de insucesso, como a apresentada no estudo de Smithloff & Fritz de 1987.

O fracasso dos tratamentos envolvendo implantes laminados não foi total. Estudos dão validade ao implante, através de análises clínicas e histológicas. Em uma análise histológica, 59 pacientes tratados com 78 implantes laminados apresentaram 73.5% de contato osso/implante. Ainda nesse estudo, foi observada uma taxa de sucesso de 89% após 5 anos em função, com perda de 5 implantes causada pela fratura no pescoço (Takeshita et al., 1996). Na análise clínica e histológica de um implante laminado em função por 28 anos foi observado um íntimo contato entre a lâmina e o tecido ósseo adjacente (Cappuccilli, Conte, Praiss, 2004). O mesmo resultado foi encontrado na análise de dois implantes laminados em função por 13 e 21 anos (Proussaefs, Lozaada, 2002). Outros estudos em

humanos apresentaram resultados semelhantes, alicerçando a obtenção da osseointegração nos implantes laminados (Feigel, Maked, 1989; Trisi et al., 1993).

O metal (ou liga metálica) para uso na confecção do implante dentário é fator fundamental para o sucesso dos tratamentos (Zarb, et al. 1987). O primeiro implante laminado desenvolvido por Linkow era composto de cromo, níquel e vanádio (United States Patent número 3.465.441). Existiam ainda implantes de carbono, ligas de titânio, óxido de alumínio e liga de níquel/cromo/molibdênio (Proussaefs & Lozaada, 2002), todos esses, sem a capacidade de osseointegrar-se. Somente na década de 80 houve consenso na escolha do material para a fabricação de implantes, eleito o titânio como metal de primeira escolha, devido a capacidade de osseointegração do óxido de titânio, ou seja, possibilitar um íntimo contato com o leito ósseo (Lemons, 1983).

Implantes dentários osseointegráveis são confeccionados em titânio comercialmente puro grau 1, 2, 3, 4, ou ainda, comercializados em liga de titânio-alumínio-vanádio (ASTM F 67 – Ø6). Este metal ou a liga apresentam propriedades que além de possibilitarem a osseointegração do implante, reservam a ele resistência mecânica quando utilizados na confecção com geometria circular. Estudos recentes buscam o aprimoramento de ligas de titânio para melhoramento da resistência mecânica e/ou da resposta biológica (Niinomi 2003). O titânio comercialmente puro exhibe características interessantes como boa relação resistência/peso, boa resistência à corrosão e elevada biocompatibilidade. Em busca de material ideal, estudos aprimoram as propriedades mecânicas e biológicas do titânio, somando outros metais, formando assim as ligas de titânio.

Visando ainda a melhora das propriedades mecânicas e biológicas do titânio ou de suas ligas é comum a realização de tratamentos térmicos específicos que alterem a quantidade das fases do metal. O titânio puro tem estrutura hexagonal (fase α), podendo ter pequena proporção de fase beta (β), dependendo da concentração de impurezas que estabilizem a fase β . A adição de elementos de liga pode mudar a temperatura da transformação e, em vários casos, provocar a retenção da fase β sob temperatura ambiente, resultando em ligas com ambas as fases ou somente β . Para o titânio comercialmente puro há uma grande restrição de tratamentos térmicos efetivos, mas a adição de impurezas (carbono, nitrogênio, ferro, oxigênio, carbono) permite o tratamento de envelhecimento. As propriedades mecânicas desejadas nas ligas de titânio dependem da relação quantitativa e qualitativa dessas fases. Essa relação por sua vez dependerá da temperatura de tratamento térmico, da temperatura de laminação ou forjamento e da composição química da liga. O tratamento por envelhecimento tem se mostrado com os melhores resultados no melhoramento das propriedades mecânicas. (Zeng & Bieler 2005)

Das diversas ligas de titânio compostas apenas por metais biocompatíveis, analisadas em estudos para determinar os valores das propriedades mecânicas do material, a liga Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O(envelhecida) (titânio – estanho - nióbio – tântalo – paládio – oxigênio) é a que apresenta os maiores valores para as propriedades mecânicas de resistência ao escoamento e de limite de resistência. Esses valores são apresentados no estudo de Ito et al. 1995 e Okasaki et. al 1998.

Somada a resistência mecânica, é fundamental a biocompatibilidade e a capacidade de osseointegração do material para haver sucesso clínico dos implantes dentários. No

titânio e suas ligas, essas propriedades tem relação direta com a camada superficial de óxido de titânio. A norma ASTM F981-99(2003) determina as análises para verificar a biocompatibilidade de biomateriais em contato com o tecido ósseo. Estudos relatam que no comparativo com o titânio comercialmente puro ou a liga Ti4Al6V, a liga Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O apresenta melhores resultados de biocompatibilidade (Okazaki, Gotoh, 2005; Okazaki et. al., 1998). Esses estudos analisaram a corrosão dos metais em soluções salina, em solução de EDTA e também pelo teste de polarização anódica, a liga de Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O apresenta resistência à corrosão e limite de fadiga à corrosão superior ao titânio comercialmente puro, sendo superior também à liga Ti6Al4V. Estudo de Okazaki et al., 1998, analisou também a resposta de fibroblastos L929 e osteoblastos MC3T3-E1 frente a íons de diversos metais, entre eles: Ti, Sn, Nb, Ta e Pd. Concluiu que os metais Sn, Nb e Ta apresentam biocompatibilidade semelhante ao titânio puro. Já o Pd apresenta boa biocompatibilidade somente quando utilizado na composição de ligas, numa concentração menor que 4% da massa.

Para análise e/ou aprimoramento de estruturas à aplicação de forças, vem sendo utilizado com eficácia na odontologia o método de elementos finitos (MEF) a mais de três décadas. Este método de análise mecânica consiste em uma análise matemática por um meio contínuo, dividido em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Este método de pesquisa possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares, de tecidos naturais ou artificiais, bem como modificar os parâmetros de sua geometria. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo assim, informações sobre o deslocamento e o estado de tensão provocado por essas forças ao elemento

estudado. Através dessa análise matemática é possível desenvolver e aprimorar estruturas geométricas complexas, fazendo uma pré-análise de um futuro corpo de prova designado para análise mecânica propriamente dita. (Lotti, et al. 2006)

O objetivo do estudo foi simular a capacidade de carga, através de carregamento dito estático pelo método de elementos finitos, de uma nova geometria para implante dentário a ser utilizado em área de pouca espessura óssea.

METODOLOGIA

MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS - (ENSAIOS E FORÇAS)

Para desenho do contorno no implante experimental, foram reproduzidos ensaios mecânicos através de simulações numéricas pelo uso do método de elementos finitos utilizando o Software Ansys (Ansys Corporate, Canonsburg,PA).

A malha nos grupos experimental e controle foram compostas com elementos tetraédicos isoparamétricos quadriláteros. No grupo experimental, para o conjunto implante/componente intermediário, foram criados 21.561 elementos interconectados por 33.702 nós, e para o conjunto implante/parafuso/componente intermediário no grupo controle foram 24.058 elementos interconectados por 40.792 nós (figura Ø1). Foi dada uma condição de contorno ao corpo do implante, ou seja, a parte designada a ser recoberta pelo tecido ósseo, de total imobilidade, não sendo permitido a movimentação em qualquer direção. Contudo, essa união não era rígida, ou seja, não tornou o conjunto implante/leito receptor um corpo único. A malha apresentava liberdade de movimento somente na parte supra-óssea dos implantes, conforme descrito nas figuras Ø2 e Ø3. Essa imobilidade possibilitou isolar a avaliação do deslocamento do conjunto intermediário/prótese, sem haver dissipação da força para um fictício leito ósseo receptor.

Foram realizados duas simulações pelo MEF com base nos dados extraídos da norma ISO 14801:2003(E) e de um projeto de norma ABNT número 26:Ø5Ø.Ø2-ØØ1. Na primeira simulação, seguindo o padrão apresentado no projeto de norma ABNT 26:Ø5Ø.Ø2-ØØ1, o conjunto implante/intermediário dos grupos experimental e controle

foram submetidos a uma força de compressão de 800N. Essa força foi aplicada paralelamente ao longo eixo do conjunto, sobre o intermediário. Na segunda simulação o conjunto implante/intermediário, dos dois grupos estudados, foram submetidos a diversas intensidades de forças compressivas, até determinar a capacidade de carga de cada conjunto. Essa força foi aplicada com ângulo de 30 graus em relação ao longo eixo do conjunto.

As forças de compressão aplicadas na segunda simulação incidiam, no grupo experimental, sobre o conjunto implante/intermediário perpendicularmente a face mais estreita da lâmina do implante, conforme descrito nas figuras 3 e 4. Dessa forma a força atuou sobre a face mais frágil do conjunto implante/intermediário, conforme indicação apresentada na norma ISO 14801:2003(E).

DIMENSÕES DOS IMPLANTES

Foi projetado um implante sólido (sem perfurações), com o corpo em forma de lâmina e encaixe por fricção para união da prótese (cilindro) ao componente intermediário. A espessura idealizada para a lâmina foi de 1,5mm e a cinta de transição lâmina/intermediário sugerida em 1,7mm de altura. A determinação da altura da cinta não foi menor buscando evitar excessiva concentração de tensão numa região de brusca expansão da espessura entre a lâmina (1,5mm) e o componente intermediário (4,0mm). Essa geometria de implante laminado compôs o grupo experimental (figura 05). Para o grupo controle foram utilizadas as medidas de um implante de hexágono externo com plataforma regular (4.0mm), contorno padrão para diversos implantes já comercializados. O

desenho do implante no grupo controle, utilizado para os ensaios pelo MEF, recebeu a denominação de “implante Branemark” (figura 06).

Para possibilitar a comparação dos resultados das simulações, foram padronizadas as dimensões do implante do grupo experimental e controle. O comprimento da parte intra-óssea dos implantes foi determinado em 12,7mm. Devido à necessidade da padronização do comprimento do braço de alavanca causado pelo componente intermediário, este apresentava diferença no comprimento entre os grupos estudados. Essa diferença se deu para compensar a cinta supra-óssea de 1.7mm do implante experimental (figura 04). O comprimento do braço de alavanca foi determinado em 11,0mm conforme indicado na norma ISO 14801:2003(E). Nas figuras 04, 05, 06, e 07 são apresentadas as medidas dos implantes e intermediários dos grupos experimental e controle. Também é apresentada as medidas do parafuso de fixação do intermediário para o grupo controle.

Inicialmente, no grupo controle, não foi possível obter os resultados das simulações, decorrente de um problema indeterminado causado por inúmeras possibilidades. Foram necessárias alterações no desenho do contato entre o parafuso do intermediário e a cavidade própria a ele no implante. Este parafuso foi desenhado com superfície lisa, possibilitando assim uma adequação da estrutura a ser analisada (figura 07). Foi determinada uma região de atrito entre a superfície ativa do parafuso e a cavidade interna do implante, capaz de reter o componente intermediário. Contudo, a união foi determinada como tal que possibilitasse um movimento relativo entre as duas peças. Essa adequação nas geometrias não causou qualquer alteração dos resultados, visto que estes buscavam o comportamento do conjunto implante/componente intermediário, e não do parafuso isoladamente.

LIGAS DE TITÂNIO

Para confecção de um implante indicado para área de pouca espessura óssea, onde o objetivo é reduzir ao máximo sua espessura, há necessidade do uso de um metal ou liga que, além de possibilitar a osseointegração, ofereça a mesma capacidade de carga apresentada pelos implantes já comercializados. A liga $Ti_{15}Sn_4Nb_2Ta_{0.2}Pd_{0.2}O$ (envelhecida) foi escolhida para os ensaios desse estudo por apresentar os maiores valores para as propriedades mecânicas de resistência. Na tabela Ø1 são apresentadas as propriedades mecânicas do titânio grau 2 (recozido) usado na confecção do parafuso e dos componentes intermediários, do titânio grau 4 (recozido) usado na confecção do implante do grupo controle, e por fim, da liga de titânio $Ti_{15}Sn_4Nb_2Ta_{0.2}Pd_{0.2}O$ (envelhecida) utilizada no implante do grupo experimental.

ARTIGO

**SIMULAÇÃO DA CAPACIDADE DE CARGA DE UM NOVO IMPLANTE DENTÁRIO
PARA USO EM ÁREA DE POUCA ESPESSURA ÓSSEA.**

Este artigo está formatado
segundo as normas de elaboração
da revista: *Journal of Oral and
Maxillofacial Implants.*

INTRODUÇÃO

O primeiro implante dentário com secção transversal circular, com capacidade de osseointegrar-se, foi desenvolvido por Branemark e equipe. Estes implantes são consolidados por pesquisas científicas e/ou acompanhamentos clínicos que apresentam como causas do sucesso: a biocompatibilidade do óxido de titânio, a resistência mecânica do conjunto geometria/metal e a capacidade do metal manter um contato direto com o tecido ósseo. Estes implantes substituíram gradativamente os implantes com geometria do corpo em forma de lâmina, também chamados de laminas de Linkow. Essa substituição ocorreu gradativamente decorrente da comprovação clínica de superiores taxas de sucesso, e também pela apresentação de uma sólida base científica que foi base para a criação do implante oseointegrável. Contudo, uma indicação de uso ao alcance do implante com formato laminar não foi suprida pelo implante desenvolvido por Branemark, qual seja: área de pouca ou mínima espessura óssea. Com isso, tornou-se necessário o aumento da espessura do rebordo ósseo para posterior instalação do implante. Há então um aumento da complexidade do tratamento, do custo, tempo e possibilidade de fracasso.

A literatura que analisou o insucesso dos tratamentos que envolveram as lâminas de Linkow não demonstrou quais as possíveis causas do fracasso desse implante. Os estudos encontrados na literatura são apenas retrospectivos e analisam, na grande maioria, somente a taxa de sobrevivência desses tratamentos, como exemplos estão os estudos de Linkow & Kohen 1979, Shulmann 1988, Cranin, et al. 1977, Telsey, et al. 1991, Cappuccilli, Conte, Praiss, 2004. Nesses estudos os critérios utilizados para sucesso são muito aquém dos determinados no padrão de análise empregados na atualidade.

O insucesso dos tratamentos envolvendo as lâminas de Linkow poderia ter relação com a geometria do implante, com os cuidados na produção, material utilizado, técnica cirúrgica empregada ou indicação de uso, pois não há relato de estudos científicos embasando o desenvolvimento, as indicações de tratamento e o protocolo de uso do referido implante. Somente em 1982, um estudo de Cook et al., fez uma análise da resistência mecânica das lâminas de Linkow. A conclusão de que o insucesso era causado por múltiplos fatores, somente foi relatada em 2002, através do estudo de Proussaefs & Lozaada, que apresentou fatores de técnica, material utilizado e execução como causa de fadiga do tratamento. Segundo Ten Cate (1989), as causas das falhas no uso dos implantes laminados estão diretamente relacionadas ao empirismo e a prática clínica empregada na época, não respeitando os princípios biológicos fundamentais. Isso culminou com o passar dos anos em altas taxas de insucesso, como a apresentada no estudo de Smithloff & Fritz de 1987.

O fracasso dos tratamentos envolvendo implantes laminados não foi total. Estudos dão validade ao implante, através de análises clínicas e histológicas. Em uma análise histológica, 59 pacientes tratados com 78 implantes laminados apresentaram 73.5% de contato osso/implante. Ainda nesse estudo, foi observada uma taxa de sucesso de 89% após 5 anos em função, com perda de 5 implantes causada pela fratura no pescoço (Takeshita et al., 1996). Na análise clínica e histológica de um implante laminado em função por 28 anos foi observado um íntimo contato entre a lâmina e o tecido ósseo adjacente (Cappuccilli, Conte, Praiss, 2004). O mesmo resultado foi encontrado na análise de dois implantes laminados em função por 13 e 21 anos (Proussaefs, Lozaada, 2002). Outros estudos em

humanos apresentaram resultados semelhantes, alicerçando a obtenção da osseointegração nos implantes laminados (Feigel, Maked, 1989; Trisi et al., 1993).

O metal (ou liga metálica) para uso na confecção do implante dentário é fator fundamental para o sucesso dos tratamentos (Zarb, et al. 1987). O primeiro implante laminado desenvolvido por Linkow era composto de cromo, níquel e vanádio (United States Patent número 3.465.441). Existiam ainda implantes de carbono, ligas de titânio, óxido de alumínio e liga de níquel/cromo/molibdênio (Proussaefs & Lozaada, 2002), todos esses, sem a capacidade de osseointegrar-se. Somente na década de 80 houve consenso na escolha do material para a fabricação de implantes, eleito o titânio como metal de primeira escolha, devido a capacidade de osseointegração do óxido de titânio, ou seja, possibilitar um íntimo contato com o leito ósseo (Lemons, 1983).

Implantes dentários osseointegráveis são confeccionados em titânio comercialmente puro grau 1, 2, 3, 4, ou ainda, comercializados em liga de titânio-alumínio-vanádio (ASTM F 67 – Ø6). Este metal ou a liga apresentam propriedades que além de possibilitarem a osseointegração do implante, reservam a ele resistência mecânica quando utilizados na confecção com geometria circular. Estudos recentes buscam o aprimoramento de ligas de titânio para melhoramento da resistência mecânica e/ou da resposta biológica (Niinomi 2003). O titânio comercialmente puro exhibe características interessantes como boa relação resistência/peso, boa resistência à corrosão e elevada biocompatibilidade. Em busca de material ideal, estudos aprimoram as propriedades mecânicas e biológicas do titânio, somando outros metais, formando assim as ligas de titânio.

Visando ainda a melhora das propriedades mecânicas e biológicas do titânio ou de suas ligas é comum a realização de tratamentos térmicos específicos que alterem a quantidade das fases do metal. O titânio puro tem estrutura hexagonal (fase α), podendo ter pequena proporção de fase beta (β), dependendo da concentração de impurezas que estabilizem a fase β . A adição de elementos de liga pode mudar a temperatura da transformação e, em vários casos, provocar a retenção da fase β sob temperatura ambiente, resultando em ligas com ambas as fases ou somente β . Para o titânio comercialmente puro há uma grande restrição de tratamentos térmicos efetivos, mas a adição de impurezas (carbono, nitrogênio, ferro, oxigênio, carbono) permite o tratamento de envelhecimento. As propriedades mecânicas desejadas nas ligas de titânio dependem da relação quantitativa e qualitativa dessas fases. Essa relação por sua vez dependerá da temperatura de tratamento térmico, da temperatura de laminação ou forjamento e da composição química da liga. O tratamento por envelhecimento tem se mostrado com os melhores resultados no melhoramento das propriedades mecânicas. (Zeng & Bieler 2005)

Das diversas ligas de titânio compostas apenas por metais biocompatíveis, analisadas em estudos para determinar os valores das propriedades mecânicas do material, a liga Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O(envelhecida) (titânio – estanho - nióbio – tântalo – paládio – oxigênio) é a que apresenta os maiores valores para as propriedades mecânicas de resistência ao escoamento e de limite de resistência. Esses valores são apresentados no estudo de Ito et al. 1995 e Okasaki et. al 1998.

Somada a resistência mecânica, é fundamental a biocompatibilidade e a capacidade de osseointegração do material para haver sucesso clínico dos implantes dentários. No

titânio e suas ligas, essas propriedades tem relação direta com a camada superficial de óxido de titânio. A norma ASTM F981-99(2003) determina as análises para verificar a biocompatibilidade de biomateriais em contato com o tecido ósseo. Estudos relatam que no comparativo com o titânio comercialmente puro ou a liga Ti4Al6V, a liga Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O apresenta melhores resultados de biocompatibilidade (Okazaki, Gotoh, 2005; Okazaki et. al., 1998). Esses estudos analisaram a corrosão dos metais em soluções salina, em solução de EDTA e também pelo teste de polarização anódica, a liga de Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.2O apresenta resistência à corrosão e limite de fadiga à corrosão superior ao titânio comercialmente puro, sendo superior também à liga Ti6Al4V. Estudo de Okazaki et al., 1998, analisou também a resposta de fibroblastos L929 e osteoblastos MC3T3-E1 frente a íons de diversos metais, entre eles: Ti, Sn, Nb, Ta e Pd. Concluiu que os metais Sn, Nb e Ta apresentam biocompatibilidade semelhante ao titânio puro. Já o Pd apresenta boa biocompatibilidade somente quando utilizado na composição de ligas, numa concentração menor que 4% da massa.

Para análise e/ou aprimoramento de estruturas à aplicação de forças, vem sendo utilizado com eficácia na odontologia o método de elementos finitos (MEF) a mais de três décadas. Este método de análise mecânica consiste em uma análise matemática por um meio contínuo, dividido em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Este método de pesquisa possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares, de tecidos naturais ou artificiais, bem como modificar os parâmetros de sua geometria. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo assim, informações sobre o deslocamento e o estado de tensão provocado por essas forças ao elemento

estudado. Através dessa análise matemática é possível desenvolver e aprimorar estruturas geométricas complexas, fazendo uma pré-análise de um futuro corpo de prova designado para análise mecânica propriamente dita. (Lotti, et al. 2006)

O objetivo do estudo foi simular a capacidade de carga, através de carregamento dito estático pelo método de elementos finitos, de uma nova geometria para implante dentário a ser utilizado em área de pouca espessura óssea.

MATERIAIS E MÉTODOS

MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS - (ENSAIOS E FORÇAS)

Para desenho do contorno no implante experimental, foram reproduzidos ensaios mecânicos através de simulações numéricas pelo uso do método de elementos finitos utilizando o Software Ansys (Ansys Corporate, Canonsburg,PA).

A malha nos grupos experimental e controle foram compostas com elementos tetraédicos isoparamétricos quadriláteros. No grupo experimental, para o conjunto implante/componente intermediário, foram criados 21.561 elementos interconectados por 33.702 nós, e para o conjunto implante/parafuso/componente intermediário no grupo controle foram 24.058 elementos interconectados por 40.792 nós (figura 01). Foi dada uma condição de contorno ao corpo do implante, ou seja, a parte designada a ser recoberta pelo tecido ósseo, de total imobilidade, não sendo permitido a movimentação em qualquer direção. Contudo, essa união não era rígida, ou seja, não tornou o conjunto implante/leito receptor um corpo único. A malha apresentava liberdade de movimento somente na parte supra-óssea dos implantes, conforme descrito nas figuras 02 e 03. Essa imobilidade

possibilitou isolar a avaliação do deslocamento do conjunto intermediário/prótese, sem haver dissipação da força para um fictício leito ósseo receptor.

Foram realizados duas simulações pelo MEF com base nos dados extraídos da norma ISO 14801:2003(E) e de um projeto de norma ABNT número 26:Ø5Ø.Ø2-ØØ1. Na primeira simulação, seguindo o padrão apresentado no projeto de norma ABNT 26:Ø5Ø.Ø2-ØØ1, o conjunto implante/intermediário dos grupos experimental e controle foram submetidos a uma força de compressão de 800N. Essa força foi aplicada paralelamente ao longo eixo do conjunto, sobre o intermediário. Na segunda simulação o conjunto implante/intermediário, dos dois grupos estudados, foram submetidos a diversas intensidades de forças compressivas, até determinar a capacidade de carga de cada conjunto. Essa força foi aplicada com ângulo de 30 graus em relação ao longo eixo do conjunto.

As forças de compressão aplicadas na segunda simulação incidiam, no grupo experimental, sobre o conjunto implante/intermediário perpendicularmente a face mais estreita da lâmina do implante, conforme descrito nas figuras 3 e 4. Dessa forma a força atuou sobre a face mais frágil do conjunto implante/intermediário, conforme indicação apresentada na norma ISO 14801:2003(E).

DIMENSÕES DOS IMPLANTES

Foi projetado um implante sólido (sem perfurações), com o corpo em forma de lâmina e encaixe por fricção para união da prótese (cilindro) ao componente intermediário. A espessura idealizada para a lâmina foi de 1,5mm e a cinta de transição

lâmina/intermediário sugerida em 1,7mm de altura. A determinação da altura da cinta não foi menor buscando evitar excessiva concentração de tensão numa região de brusca expansão da espessura entre a lâmina (1,5mm) e o componente intermediário (4,0mm). Essa geometria de implante laminado compôs o grupo experimental (figura 05). Para o grupo controle foram utilizadas as medidas de um implante de hexágono externo com plataforma regular (4.0mm), contorno padrão para diversos implantes já comercializados. O desenho do implante no grupo controle, utilizado para os ensaios pelo MEF, recebeu a denominação de “implante Branemark” (figura 06).

Para possibilitar a comparação dos resultados das simulações, foram padronizadas as dimensões do implante do grupo experimental e controle. O comprimento da parte intra-óssea dos implantes foi determinado em 12,7mm. Devido à necessidade da padronização do comprimento do braço de alavanca causado pelo componente intermediário, este apresentava diferença no comprimento entre os grupos estudados. Essa diferença se deu para compensar a cinta supra-óssea de 1.7mm do implante experimental (figura 04). O comprimento do braço de alavanca foi determinado em 11,0mm conforme indicado na norma ISO 14801:2003(E). Nas figuras 04, 05, 06, e 07 são apresentadas as medidas dos implantes e intermediários dos grupos experimental e controle. Também é apresentada as medidas do parafuso de fixação do intermediário para o grupo controle.

Inicialmente, no grupo controle, não foi possível obter os resultados das simulações, decorrente de um problema indeterminado causado por inúmeras possibilidades. Foram necessárias alterações no desenho do contato entre o parafuso do intermediário e a cavidade própria a ele no implante. Este parafuso foi desenhado com superfície lisa, possibilitando

assim uma adequação da estrutura a ser analisada (figura Ø7). Foi determinada uma região de atrito entre a superfície ativa do parafuso e a cavidade interna do implante, capaz de reter o componente intermediário. Contudo, a união foi determinada como tal que possibilitasse um movimento relativo entre as duas peças. Essa adequação nas geometrias não causou qualquer alteração dos resultados, visto que estes buscavam o comportamento do conjunto implante/componente intermediário, e não do parafuso isoladamente.

LIGAS DE TITÂNIO

Para confecção de um implante indicado para área de pouca espessura óssea, onde o objetivo é reduzir ao máximo sua espessura, há necessidade do uso de um metal ou liga que, além de possibilitar a osseointegração, ofereça a mesma capacidade de carga apresentada pelos implantes já comercializados. A liga $Ti_{15}Sn_4Nb_2Ta_{0.2}Pd_{0.2}O$ (envelhecida) foi escolhida para os ensaios desse estudo por apresentar os maiores valores para as propriedades mecânicas de resistência. Na tabela Ø1 são apresentadas as propriedades mecânicas do titânio grau 2 (recozido) usado na confecção do parafuso e dos componentes intermediários, do titânio grau 4 (recozido) usado na confecção do implante do grupo controle, e por fim, da liga de titânio $Ti_{15}Sn_4Nb_2Ta_{0.2}Pd_{0.2}O$ (envelhecida) utilizada no implante do grupo experimental.

RESULTADOS

O resultado da simulação com força axial de 800N apresenta tensão máxima de 523MPa para o grupo experimental e de 400MPa para o grupo controle. Nas figuras 08 e 09

são apresentadas a distribuição das tensões nos conjuntos implante/intermediário para os grupos experimental e controle.

Na simulação buscando a capacidade de carga, o resultado para o grupo experimental foi de 84N e no grupo controle foi de 56N. Esses resultados são apresentados nas figuras 10 e 11.

DISCUSSÃO

No quadro 01 é apresentada a relação entre as tensões máximas encontradas e o limite de escoamento do material empregado, mostrando valores em porcentagem, da proximidade para o escoamento do conjunto metal/geometria estudados.

Para a simulação com força de 800N, o maior valor de tensão máxima apresentado pelo grupo experimental, demonstra o favorecimento para a formação de tensão causado pela geometria empregada. Contudo, os valores para limite de escoamento dos materiais utilizados colaboram para uma maior resistência mecânica do conjunto geometria/metal do grupo experimental para essa simulação.

Frente a força de compressão com ângulo de incidência de 30 graus, os valores de tensão máxima apresentados no grupo experimental demonstram a maior fragilidade da geometria com menor espessura. Também nessa simulação, essa fragilidade é compensada pelos maiores valores de limite de escoamento da liga $Ti_{15}Sn_4Nb_2Ta_{0.2}Pd_{0.2}O$, compensando a redução da espessura.

Há necessidade de atenção, nos dois grupos estudados, nos altos valores de tensão na região da cinta supra-óssea, pois o local é um concentrador de tensão. Decorrente disso, possível área de fadiga poderá ser revelada nessa região. São indicados novos estudos buscando um possível aprimoramento da geometria na referida região dos conjuntos implante/intermediário.

Os valores semelhantes de tensão máxima, apresentados nas simulações com força de 800N e para descoberta da capacidade de carga, revelam que o aumento em 30 graus no ângulo de incidência da força sobre o conjunto implante/intermediário, reduz em 50% a resistência das geometrias analisadas. Isso reforça a necessidade de reduzir a incidência de forças laterais sobre coroas implantossuportadas. Reduzir o tamanho das cúspides, tornando as superfícies oclusais mais planas, pode ser uma boa conduta clínica para reduzir esse tipo de força deletéria.

Os resultados da simulação para determinar a capacidade de carga demonstraram que o grupo experimental, através do uso da liga $Ti_{15}Sn_4Nb_2Ta_{0.2}Pd_{0.2}O$, foi superior ao resultado apresentado pelo grupo controle, nas mesmas condições de aplicação da força e restrições ao movimento, ou seja, mesmas condições de contorno. Essa superior capacidade de carga demonstra a importância do valor de limite de escoamento em sobre a resistência do conjunto geometria/material.

O sucesso clínico, com casos de implantes osseointegrados em função por mais de três décadas, torna impossível o questionamento da resistência mecânica do conjunto

metal/geometria, desenvolvido por Branemark para uso como implante dentário. Não é objetivo nesse estudo questionar a resistência mecânica dos implantes padrão Branemark. Contudo, frente aos resultados apresentados pelo grupo controle, nas simulações de compressão e de limite de escoamento, seria possível questionar a resistência mecânica dos implantes padrão Branemark. É importante relatar que o meio utilizado nesse estudo não duplica o meio *in vivo*, devido a utilização de uma fixação rígido do implante ao leito receptor. Essa forma de fixação foi utilizada para isolar a análise apenas sobre o implante, sem que houvesse absorção das forças por um suposto leito ósseo receptor. Também são questionáveis os valores de força determinados pelo projeto de norma ABNT. Esses valores poderão sofrer alterações, visto que se trata de um projeto de norma ainda não homologado.

O objetivo das simulações não é dar validade “clínica” para a geometria sugerida, e sim fazer uma análise inicial, comparando essa geometria a um implante já comercializado. Devido as limitações nos ensaios mecânicos realizados nesse estudo, quando comparamos ao complexo sistema mastigatório, é próprio que haja cuidado e uma incansável busca pela exaustão das possibilidades de simulações, ensaios e testes que antecedam uma possível comercialização de um bioproduto com indicação para área de pouca espessura óssea.

CONCLUSÃO

A geometria laminar estudada, quando associada a liga $Ti_{15}Sn_4Nb_2Ta\text{Ø}.2Pd\text{Ø}.2O$, poderá ser uma alternativa para uso em regiões de pouca espessura óssea, onde há limitação do uso dos implantes cilíndricos. Para isso, são necessários novos estudos que avaliem a resistência mecânica, a biocompatibilidade e a capacidade de osseointegração do conjunto material/geometria sugerido.

Figura 01:

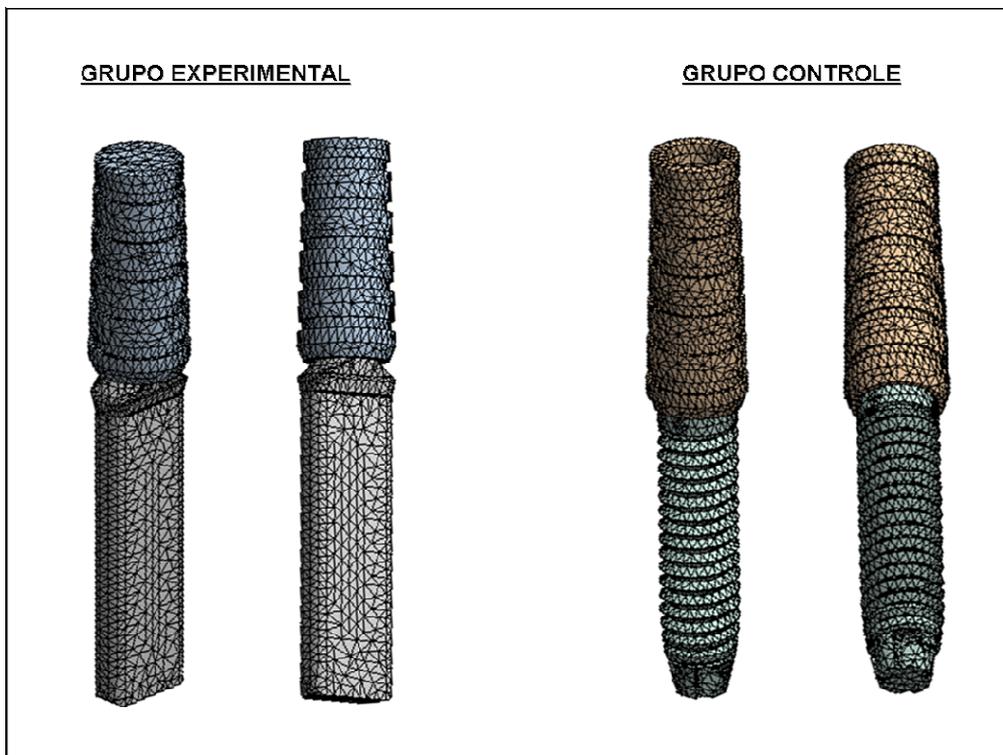


Figura 02:

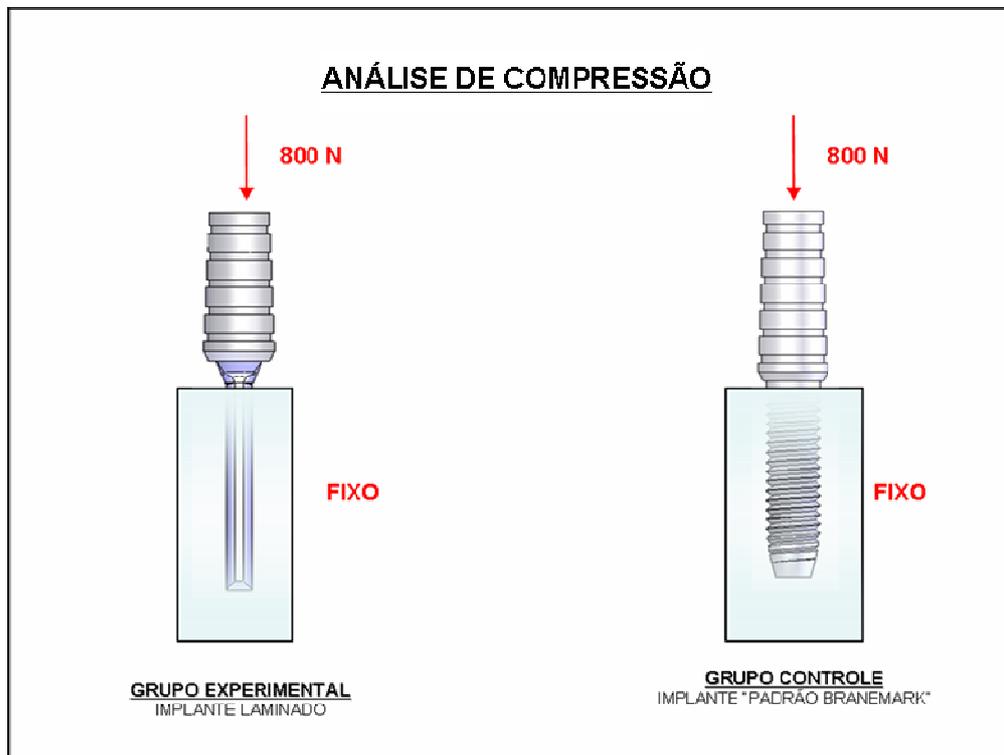


Figura 03:

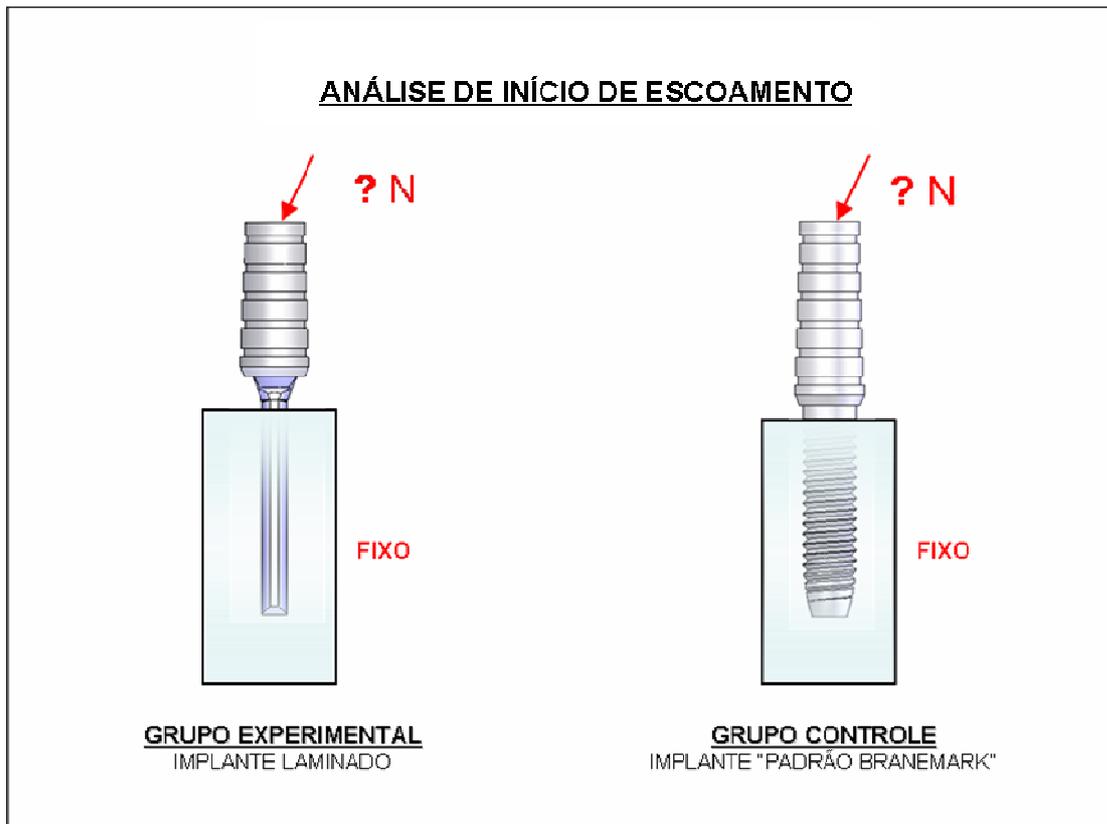


Figura 04:

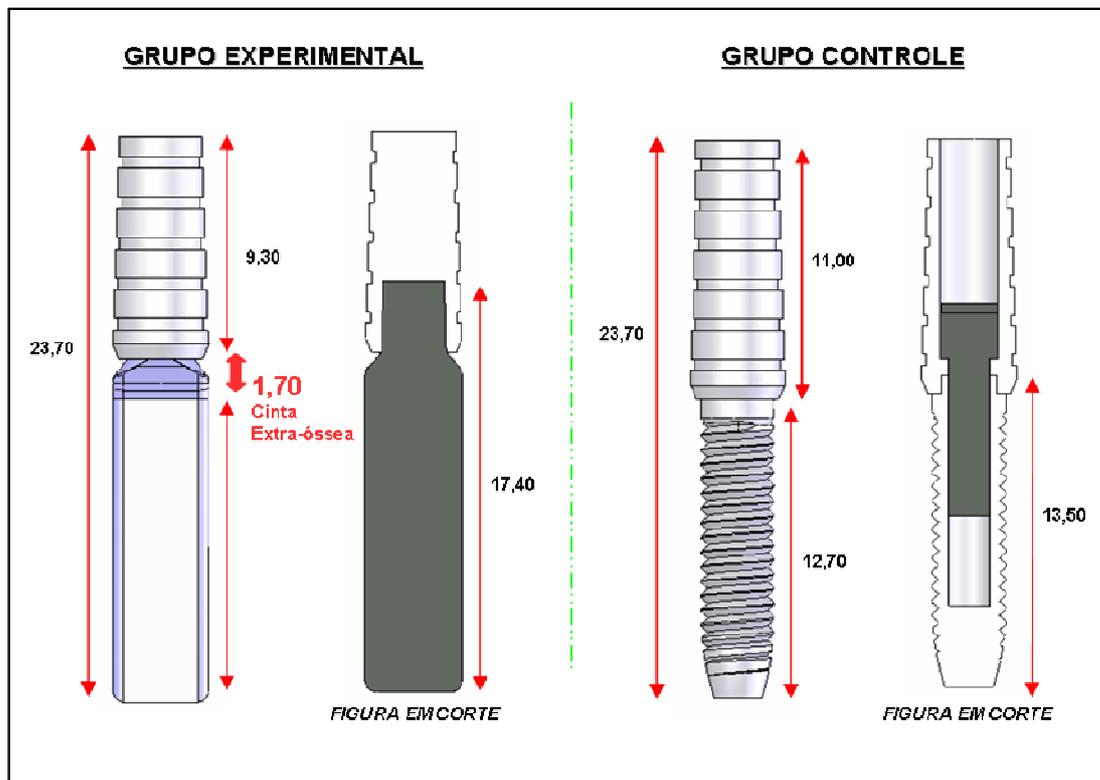


Figura 05:

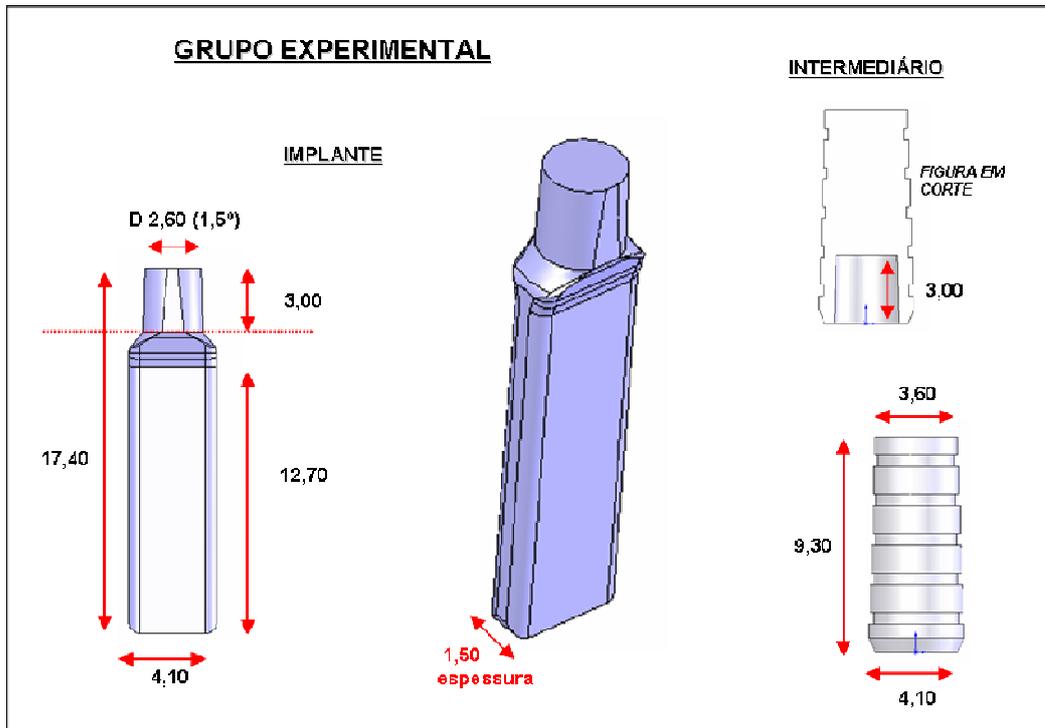


Figura 06:

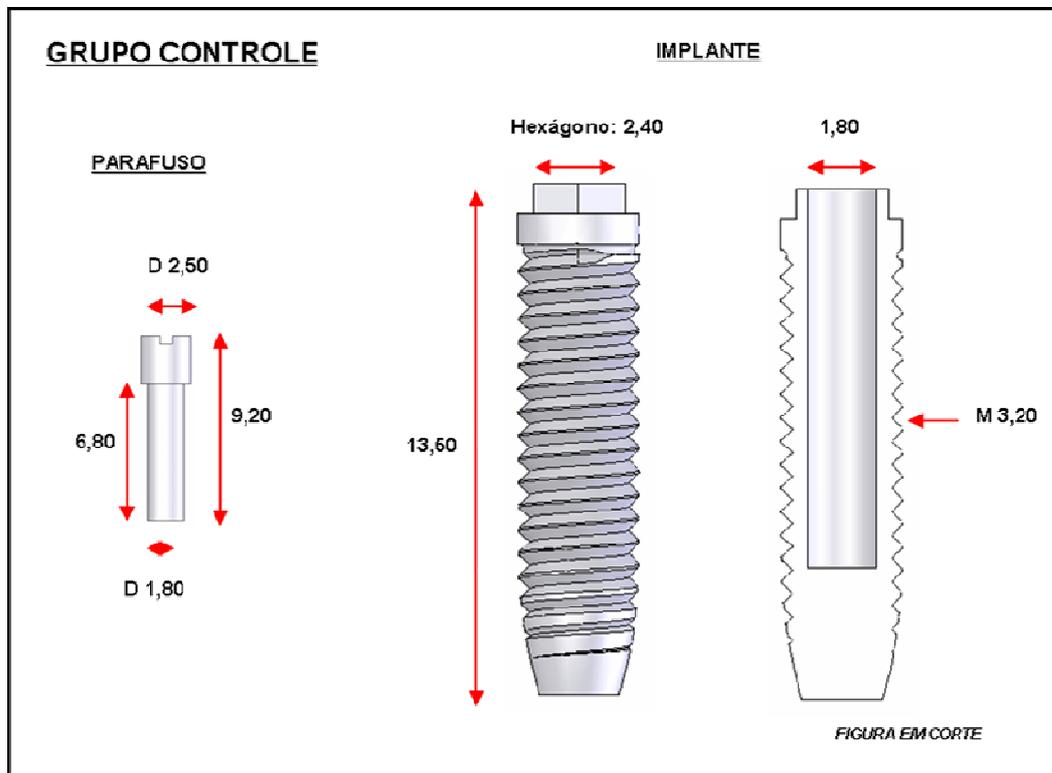


Figura 07:

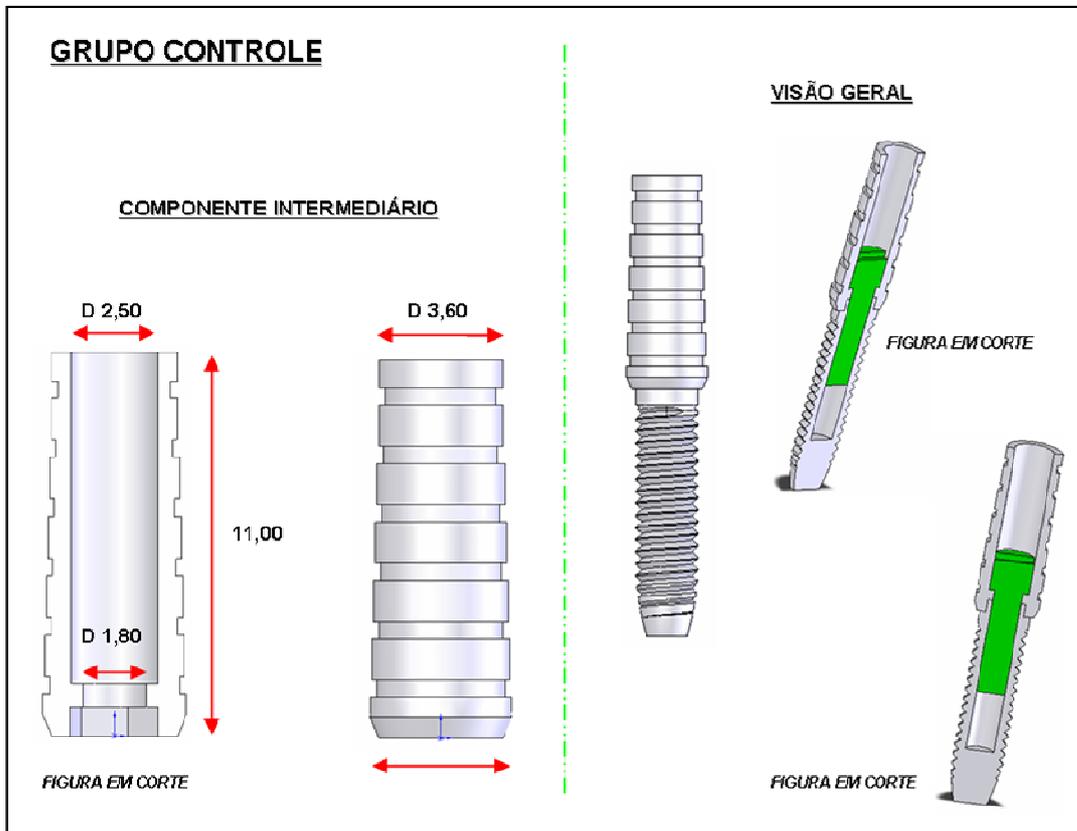


Figura 08:

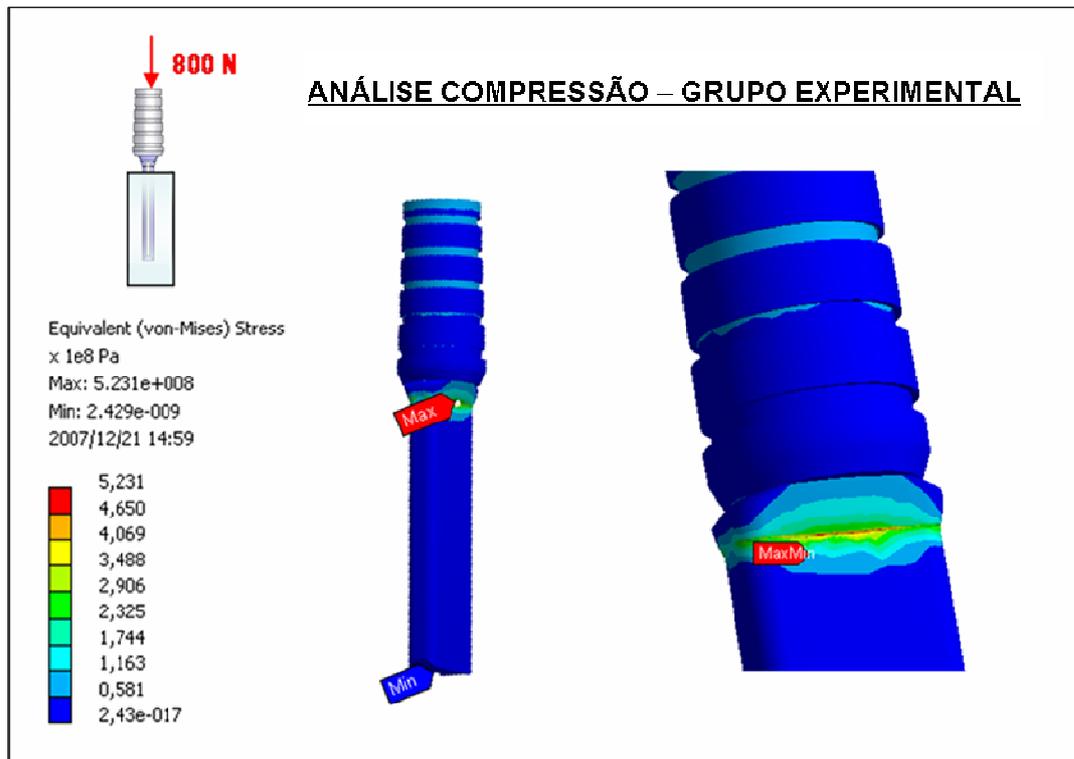


Figura 09:

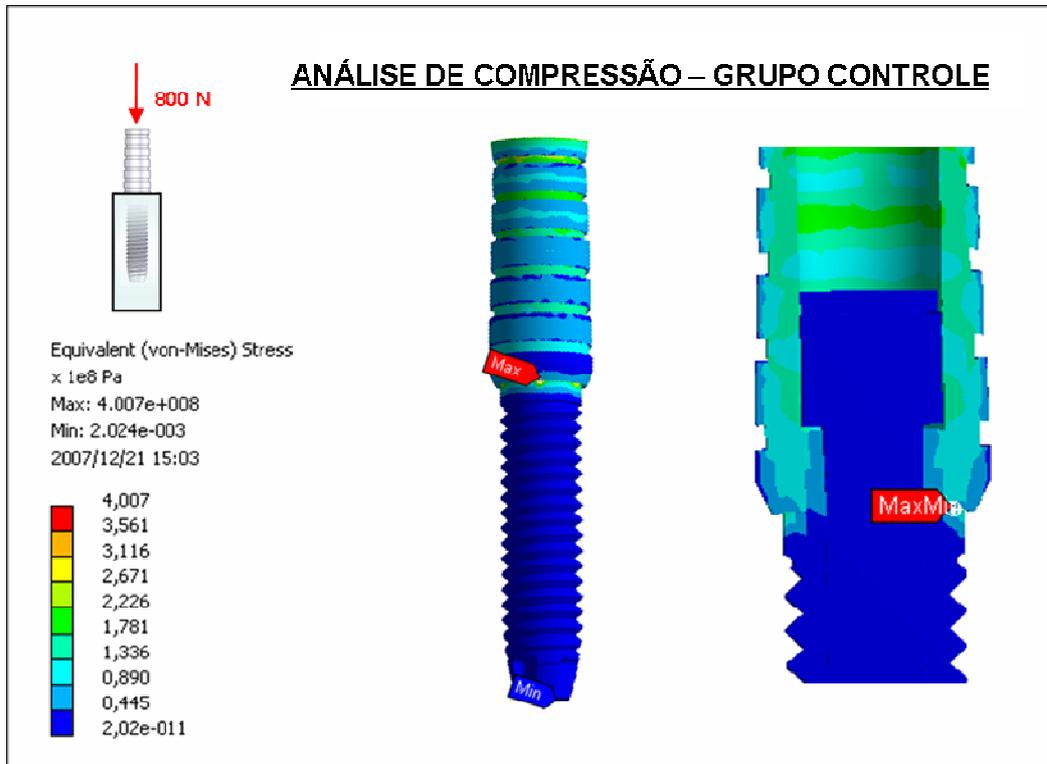


Figura 10:

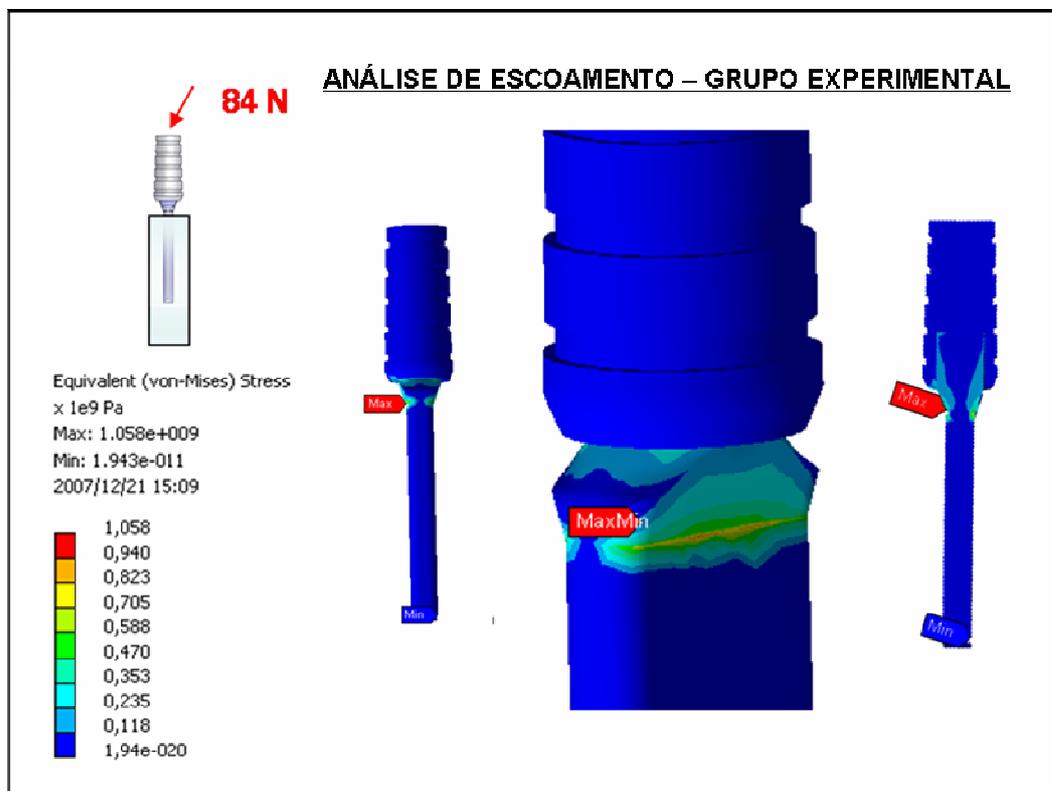


Figura 11:

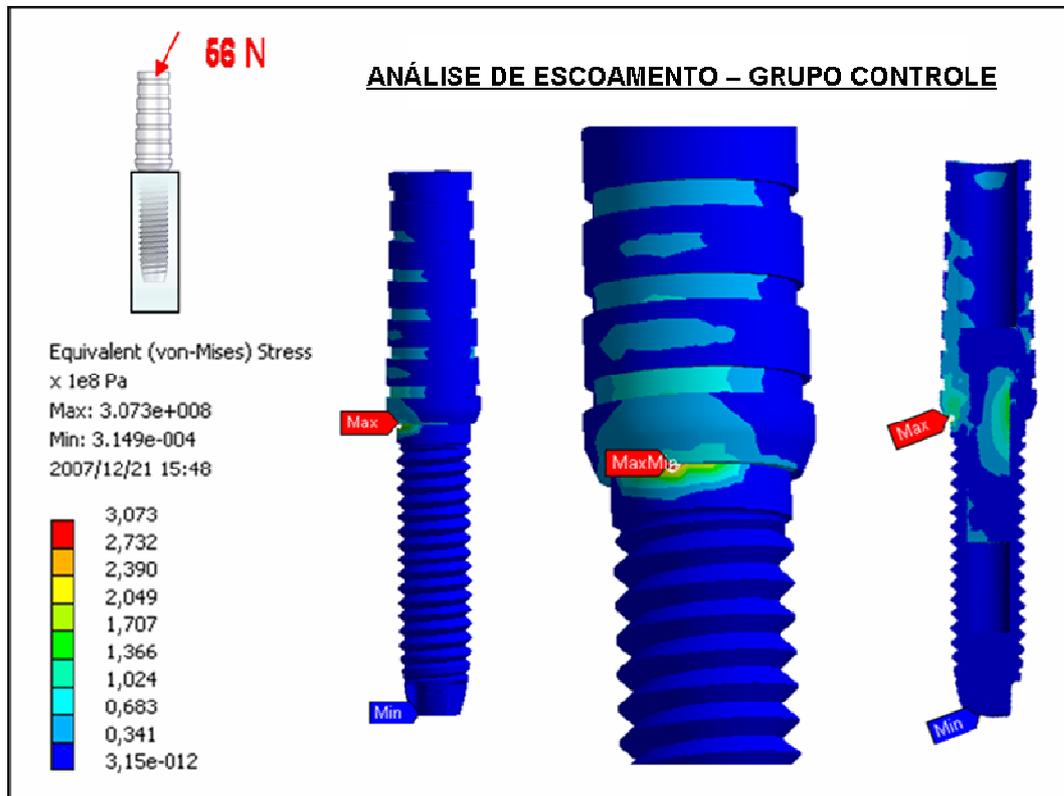


Tabela 01: PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS METAIS E LIGA UTILIZADOS NO ESTUDO (FONTE: OKASAKI ET. AL., 1998).

	TITÂNIO GRAU 2 (recozido)	TITÂNIO GRAU 4 (recozido)	Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd0.20 (envelhecido)
TENSÃO DE ESCOAMENTO (MPa)	340	590	1.102
LIMITE DE RUPTURA (MPa)	430	660	1.189
MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)	102	105	98
COEFICIENTE DE POISSON (%)	0,34	0,34	0,36
DENSIDADE (Kg/m ³)	4510	4510	4620

Legenda das Figuras

Figura 01: MALHA PRODUZIDA PARA OS ENSAIOS NO GRUPO EXPERIMENTAL E CONTROLE.

Figura 02: DESENHO ESQUEMÁTICO DEMONSTRANDO O CONTORNO DO CONJUNTO IMPLANTE/LEITO RECEPTOR PARA O ENSAIO DE COMPRESSÃO.

Figura 03: DESENHO ESQUEMÁTICO DEMONSTRANDO O CONTORNO DO CONJUNTO IMPLANTE/LEITO RECEPTOR PARA O ENSAIO DE INÍCIO DE ESCOAMENTO.

Figura 04: DESENHO ESQUEMÁTICO DEMONSTRANDO A COMPENSAÇÃO DA CINTA EXTRA-ÓSSEA PARA PADRONIZAR O TAMANHO DO BRAÇO DE ALAVANCA.

Figura 05: DESENHO ESQUEMÁTICO DEMONSTRANDO AS MEDIDAS E ÂNGULO DO IMPLANTE E COMPONENTE INTERMEDIÁRIO DO GRUPO EXPERIMENTAL.

Figura 06: DESENHO ESQUEMÁTICO DEMONSTRANDO AS MEDIDAS, PARA O GRUPO CONTROLE, DO PARAFUSO E IMPLANTE.

Figura 07: DESENHO ESQUEMÁTICO DEMONSTRANDO AS DIMENSÕES DO COMPONENTE INTERMEDIÁRIO E DA UNIÃO IMPLANTE/INTERMEDIÁRIO PARA O GRUPO CONTROLE.

Figura 08: LIMITE DE TENSÃO MÍNIMA E MÁXIMA NO GRUPO EXPERIMENTAL PARA O ENSAIO DE COMPRESSÃO.

Figura 09: LIMITE DE TENSÃO MÍNIMA E MÁXIMA NO GRUPO CONTROLE PARA O ENSAIO DE COMPRESSÃO.

Figura 10: VALORES DE TENSÃO MÍNIMA E MÁXIMA NO GRUPO EXPERIMENTAL PARA O ENSAIO DE LIMITE DE ESCOAMENTO.

Figura 11: VALORES DE TENSÃO MÍNIMA E MÁXIMA NO GRUPO CONTROLE PARA O ENSAIO DE LIMITE DE ESCOAMENTO.

Tabela 01: PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS METAIS E LIGA UTILIZADOS NO ESTUDO (FONTE: OKASAKI ET. AL., 1998).

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

Cappuccilli M, Conte M, Praiss ST. Placement and postmortem retrieval of a 28-year-old implant. A clinical and histologic report. *J Am Dent Assoc* 2004;135:324-329.

Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res* 1982;16:369-379.

Cranin AN, Rabkin MF, Garfinkel L. A statistical evaluation of 952 endosteal implants in humans. *J Am Dent Assoc* 1977;94:315-320.

Feigel A, Maked M. The significance of sinus elevation for blade implantology-report of an autopsy case. *J Oral Implantol* 1989;15:237-248.

Ito A, Okazaki Y, Tateishi T, Ito Y. In vitro biocompatibility, mechanical properties, and corrosion resistance of Ti-Zr-Nb-Ta-Pd and Ti-Sn-Nb-Ta-Pd alloys. *J Biomed Mater Res* 1995;29:893-899.

Lemons JE. Dental implant update on biomaterials and biomechanics. *Ala J Med Sci* 1983;20:36-41.

Linkow LI, Kohen PA. Evaluation of 564 implant patients (1540 implants). *Implantologist* 1979;1:35-37.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Junior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006;11:35-43.

Niinomi M. Fatigue performance and cyto-toxicity of low rigidity titanium alloy, Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr. *Biomaterials* 2003;24:2673-2683.

Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mec Behavior Biomed Mat* 2008;1:30-42.

Okazaki Y, Gotoh E. Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Biomaterials* 2005;26:11-21.

Okazaki Y, Rao S, Ito Y, Tateishi T. Corrosion resistance, mechanical properties, corrosion fatigue strength and cytocompatibility of new Ti alloys without Al and V. *Biomaterials* 1998;19:1197-1215.

Proussaefs P, Lozada J. Evaluation of two vitallium blade-form implants retrieved after 13 to 21 years of function: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;87:412-415.

Smithloff M, Fritz ME. The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults. A 15-year report. *J Periodontol* 1987;58:589-593.

Shulmann LB. Surgical Considerations in implant dentistry. *J Dent Edu* 1988;52:712-720.

Taddei EB, Henriques VAR, Silva CRM, Cairo CAA, Bottino MC. Cytotoxicity and influence of solution treatment on microstructure of a Ti-35Nb-7Zr-5Ta alloy for use in orthopedics prosthesis. *Matéria* 2007;12:120-127.

Takeshita F, Matsushita Y, Ayukawa Y, Suetsugu T. Fractures of hydroxyapatite-coated blade implants connected with natural teeth. A histological study using SEM, light microscopy, and an image processing system. *J Periodontol* 1996;67:86-92.

Telsey B, Oshrain HI, Joondeph NH, Mandel ID. Retrospective radiographic study of blade implants. *J Oral Implantol* 1991;27:140-145.

Ten Cate AR. Biological determinants in implant design. *Int Dent J* 1989;39:108-112.

Zarb GA, Schmitt A, Baker B. Tissue-integrated prosthesis: Osseointegration research in Toronto. *Int Perio & Restorative Dent* 1987;1:26-51.

Zeng L, Bieler TR. Effects of working, heat treatment, and aging on microstructural evolution and crystallographic texture of α , α' , α'' and β phases in Ti-6Al-4V wire. *Materials Science and Engineering* 2005;392:403-414.

APÊNCICE