

ACADÊMIA DE ODONTOLOGIA DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO

MARCELA SILVA TEIXEIRA

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE IMPLANTES DE
HEXÁGONO INTERNO E EXTERNO**

**Rio de Janeiro
2009**

ACADÊMIA DE ODONTOLOGIA DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO

MARCELA SILVA TEIXEIRA

**ANÁLISE DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE IMPLANTES DE
HEXÁGONO INTERNO E EXTERNO**

Monografia apresentada ao Centro de Pós-
Graduação da Academia de Odontologia do
Rio de Janeiro, como requisito para
obtenção do título de Especialista em Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Motta

Rio de Janeiro

**Apresentação da monografia em ___/___/___ ao curso de Especialização em
Implantodontia.**

Coordenador e Orientador Prof. Dr. Sergio Motta

Prof. Dra. Ludmila Menezes Alves de Azevedo

Prof. Dra. Flavia Rabello

DEDICATÓRIA

À Deus

Por ter sido um grande companheiro, me acolhendo e me “escutando” tanto nas horas boas de alegrias, como nas ruins de angustia e solidão, me dando força para não pensar em desistir dessa caminhada, exatamente por estar longe das pessoas mais importantes e amadas da minha vida; por ter me abençoado com tantas oportunidades e realizações; e por ter inserido em meu convívio a amizade de tantas pessoas queridas durante um período tão especial da minha vida.

Aos meus pais ,mais do que amados, João Luis e Luzia

Pelo apoio incondicional em todos os momentos da minha vida, e nesse em especial; se não fosse pelo amor, companheirismo, compreensão e apoio de vocês, essa minha “estadia” tão longe de casa, para realização desse sonho não seria possível e nem as conquistas alcançadas no decorrer deste tempo. O carinho e a atenção estarão eternamente guardados em meu coração. É um orgulho ser filha de vocês, fazer parte da nossa família e poder contar com o carinho em todos os momentos da minha vida. Vocês são a fonte de alegria que me ilumina.

À minha tia amada Edite

Por ser essa pessoa tão maravilhosa, de coração tão bom e puro e por ter me acolhido durante esta etapa tão especial da minha vida. Seu carinho foi imprescindível para mim, sua figura familiar foi sem dúvidas, essencial para suportar a falta e o vazio que sentia. Agradeço a Deus pela oportunidade de ter convivido de forma tão próxima e poder dizer que durante todo esse tempo a senhora se tornou uma segunda mãe para mim.

Aos meus irmãos Junior e Patrícia

Por serem tão especiais. Obrigada por fazer parte da minha vida. Amo vocês!

Ao meu Thi

Pelo carinho e apoio durante esta fase tão complicada de nossas vidas. Seu amor foi indispensável nessa época de privações, sacrifícios e ausência. Seu apoio foi o que me motivou a continuar e não desistir dessa minha caminhada pela busca de me tornar uma pessoa melhor. Nunca irei esquecer esse apoio incondicional, sempre me dizendo palavras motivantes e não deixando transparecer a dor da ausência. Amo-te demais e espero, em breve, poder estar contigo.

AGRADECIMENTOS

*Ao professor **Dr. Sergio Motta**,*

Por ter sido extremamente prestativo e cordial, desde os primeiros momentos da minha chegada a Clivo, ao me acolher e ao abrir portas para grandes oportunidades, as quais me engrandeceram não apenas profissionalmente, mas também como ser humano. Sua competência e sua ampla visão são motivantes, e ter sido sua aluna durante esse período foi motivo de grande orgulho para mim. Espero ter correspondido a sua confiança, e poder desempenhar um trabalho ainda melhor na nova caminhada que ira se iniciar. Um grande abraço e meu carinho como forma de agradecimento, em meu nome e em nome de toda a minha família

A todos os docentes do Curso de Pós-Graduação da Clivo-AORJ pelos ensinamentos transmitidos

*Ao prof. **Dr. Glen Willian e ao Dr. Rubens**, pelo carinho, atenção e pelo conhecimento passado durante o tempo de convivência.*

*A **Dra Juliana, Dr. Henrique, Dra. Ana Roseli, Dra. Ana Karina e a Dra Luciana** por toda paciência, confiança, respeito e amizade que tiveram por mim e por todo conhecimento passado com tanta sabedoria.*

*A amiga **Ticianne**, por ter sido mais que uma colega de curso, uma amiga em todos os momentos, compartilhando as alegrias e tristezas, trabalho e diversão, expectativas e realizações. Agradeço a amizade sincera e espero continuar fazer parte da sua vida nos próximos anos a vir.*

*A toda **equipe Clivo**, todos os que fazem parte dessa grande empresa, obrigada pelo carinho, atenção e acolhimento, vocês foram sem duvidas uma segunda família para mim aqui no Rio de Janeiro.*

*Aos **pacientes** pela confiança e paciência.*

*A todos meus colegas de curso, **Nelson, Daniel, Maria Tereza, Beth, Ribamar, Ronny, Samuel, Tarik, Tarcio, Ticiane**, pelos momentos bons e ruins, de alegrias e angustias que passamos juntos nesses 2 anos ,os quais não irei esquecer jamais,vocês foram essenciais para a realização desse sonho,sem a presença de cada um,cada qual com suas particularidades e encantamentos, não teria forças para continuar essa caminhada,principalmente por que estava longe da minha família e de todos que amo.Vou levar todos no meu CORAÇÃO!*

EPÍGRAFE

“Sábio é aquele que conhece os limites da própria ignorância.” (Sócrates)

RESUMO

A reabilitação oral sobre implantes ósseo-integrados depende de uma interligação de uma série de fatores. O sucesso desse tipo de prótese está ligada diretamente a saúde dos tecidos circundantes assim como à precisão e adaptação dos componentes que envolvem esse sistema reabilitador. A biomecânica relacionada à geometria desses componentes pode ter um papel decisivo para tal sucesso, podendo estes ter a capacidade de melhor distribuição de forças, diminuindo então, a carga sobre o osso circunjascente. Juntamente com esses fatores, uma oclusão equilibrada é foco dos profissionais da área, pois, uma força oclusal extrema, principalmente durante a mastigação, pode levar a altos níveis de estresse ao osso e ao parafuso de fixação do pilar, trazendo possíveis complicações ao sistema prótese/implante como: reabsorções ósseas, desaparafusamentos, deformidades e/ou fraturas de tais componentes. As ocorrências de afrouxamento dos parafusos que unem as próteses aos implantes não são incomuns, tendo a restauração unitária, principalmente quando se trata da substituição de elementos dentários em áreas posteriores, uma biomecânica mais complicada, devido a forças oclusais em maior intensidade nessas regiões, podendo levar a elevados níveis de tensão.

Palavra-chave: Implantes-osseointegrados, hexágono externo, hexágono interno, Biomecânica, Próteses.

ABSTRACT

The oral rehabilitation on bone-integrated implants depends on an interconnection of a number of factors. The success of this type of prosthesis is connected directly to the health of surrounding tissues as well as the precision and adaptation of components involving the rehabilitation system. The biomechanics related to the geometry of these components can have a decisive role in this success; they may be able to better distribution of forces, then decreasing the load on the bone circumjacent. Along with these factors, a balanced occlusion is focus of professionals in the area, therefore a force occlusal extreme, especially during chewing, can lead to high levels of stress to the bone and the screw for fixing the pillar, causing possible complications to the prosthesis / implant as bone restoration, unscrew deformities and / or fracture of such components. The instances of loosening of the screws connecting the prosthesis to the implants are not uncommon, and the catering unit, especially when it comes to replacement of dental elements in areas later, a biomechanics more complicated due to occlusal forces in greater intensity in these regions and may lead to high levels of stress.

Keyword: osseointegrated implants, external hexagon, internal hexagon, Biomechanics, prostheses.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

TABELAS

Tabela 01: Relação entre sexo e sucesso da prótese sobre o Implante.....	47
Tabela 02: Resultados do teste de hipóteses.....	48
Tabela 03: Relação entre sucesso prótese sobre o Implante e Idade.....	48
Tabela 04: Resultados do teste de hipóteses.....	49
Tabela 05: Relação entre sucesso prótese sobre o implante e região receptora.....	50
Tabela 06: Resultado do teste de hipóteses.....	51
Tabela 07: Relação entre sucesso prótese sobre o Implante e antagonista.....	51
Tabela 08: Resultados do teste de hipóteses.....	52
Tabela 09: Relação entre sucesso prótese sobre o Implante e tipo de prótese unitária ou ferulizada.....	53
Tabela 10: Resultados do teste de hipóteses.....	54
Tabela 11: Relação entre sucesso prótese sobre o implante e tipo cimentada ou parafusada.....	54
Tabela 12: Resultados do teste de hipóteses.....	55
Tabela 13: Relação entre hexágono e sucesso prótese sobre o Implante.....	56
Tabela 14: Resultados do teste de hipótese.....	56
Tabela 15: Relação entre hexágono e sexo com relação ao sucesso prótese sobre o Implante.....	57
Tabela 16: Resultados do teste de hipótese para falha prótese sobre o Implante.....	57
Tabela 17: Relação entre hexágono e tipo de prótese unitária ou ferulizada em relação ao sucesso prótese sobre o Implante.....	59
Tabela 18: Resultados do teste de hipótese com relação à falha prótese sobre o Implante.....	60
Tabela 19: Relação entre hexágono e tipo de prótese cimentada ou parafusada em relação ao sucesso prótese sobre o Implante.....	60
Tabela 20: Resultados do teste de hipóteses com relação à falha prótese sobre o Implante.....	61
Tabela 21: Relação entre tipo de hexágono e antagonista considerando o sucesso prótese sobre o Implante.....	62

Tabela 22: Resultados do teste de hipótese com relação à falha prótese sobre o Implante.....	63
Tabela 23: Relação entre tipo de hexágono e região do implante considerando o sucesso prótese sobre o implante.....	63
Tabela 24: Resultados do teste de hipóteses com relação à falha prótese sobre o Implante.....	64
Tabela 25: Relação entre tipo de hexágono e diâmetro do Implante considerando o sucesso prótese sobre o Implante.....	65
Tabela 26: Resultados do teste de hipóteses com relação à falha prótese sobre o Implante.....	65

FIGURAS

Figura 1- Esquema do implante de Greenfield.....	16
Figura 2 - Aspecto radiográfico do implante subperiosteal mandibular, criado por Gustav Dahl em 1942.....	17
Figura 3- Implante laminado criado por Leonard Lincow em 1962.....	17
Figura 4- Câmeras de titânio instalada no osso / Macro e microfotografia do contato ósseo com o implante.....	19
Figura 5- A- Tensão Von Misses em implantes com coroas isoladas B - Tensão Von Misses em implantes com coroas unidas.....	33
Figura 6 - Distribuição da tensão von Mises ao redor de implantes de diferentes diâmetros..	36
Figura 7: A - implante com hexágono externo, B- implante com hexágono interno.....	37
Figura 8: Distribuição das tensões Von Misses distribuídas em um modelo com implantes de HI (A) e HE (B).....	44

GRÁFICOS

Gráfico 01: Relação entre sexo e sucesso da prótese sobre o Implante.....	47
Gráfico 02: Relação entre Idade e sucesso da prótese sobre o Implante.....	49
Gráfico 03: Relação entre região doadora e sucesso da prótese sobre o implante.....	50
Gráfico 04: Relação entre antagonista e sucesso da prótese sobre o implante.....	52
Gráfico 05: Relação entre tipo de prótese unitária ou ferulizada e sucesso da prótese sobre o Implante.....	53
Gráfico 06: Relação entre tipo de prótese cimentada ou parafusada e sucesso da prótese sobre o Implante.....	55
Gráfico 07: Relação entre hexágono e sucesso da prótese sobre o implante.....	56
Gráfico 08: Relação entre hexágono e sexo considerando falha da prótese sobre o Implante.....	58
Gráfico 09: Relação entre Hexágono e tipo de prótese considerando falha da prótese sobre o Implante.....	59
Gráfico 10: Relação entre tipo de hexágono e tipo de prótese cimentada ou parafusada considerando falha da prótese sobre o Implante.....	61
Gráfico 11: Relação entre tipo de hexágono e antagonista considerando falha da prótese sobre o Implante.....	62
Gráfico 12: Relação entre tipo de hexágono e região do implante considerando a falha da prótese sobre o Implante.....	64
Gráfico 13: Relação entre tipo de hexágono e diâmetro do implante considerando a falha da prótese sobre o Implante.....	65
Gráfico 14: Relação entre sexo e idade.....	66
Gráfico 15: Relação entre idade e região receptora.....	67
Gráfico 16: Relação entre antagonista e idade.....	68
Gráfico 17: Relação entre tipo de prótese e idade.....	69
Gráfico 18: Relação entre tipo de prótese e idade.....	70
Gráfico 19: Relação entre hexágono e idade.....	71
Gráfico 20: Relação entre idade e sucesso da prótese sobre o implante.....	72
Gráfico 21: Relação entre sexo e diâmetro do implante.....	73
Gráfico 22: Relação entre região receptora e diâmetro do implante.....	74
Gráfico 23: Relação entre antagonista e diâmetro do implante.....	75
Gráfico 24: Relação entre tipo do implante e diâmetro do implante.....	76

Gráfico 25: Relação entre tipo de implante e diâmetro do implante.....	77
Gráfico 26: Relação entre tipo de hexágono e diâmetro do implante.....	78
Gráfico 27: Relação entre sucesso do implante e diâmetro do implante.....	79

LISTA DE ABREVIATURAS

HE.....	hexágono externo
HI.....	hexágono interno
HE-TiS	implante e “abutment” de hexágono externo, parafuso de titânio, submetido ao ensaio cíclico
HE-TiNS	implante e “abutment” de hexágono externo, parafuso de titânio não-submetido ao ensaio cíclico
HE-AuS	implante e “abutment” de hexágono externo, parafuso de ouro, submetido ao ensaio cíclico
HE-AuNS	implante e “abutment” de hexágono externo, parafuso de ouro não-submetido ao ensaio cíclico
HI-TiS	implante e “abutment” de hexágono interno, parafuso de titânio, submetido ao ensaio cíclico
HI-TiNS	implante e “abutment” de hexágono interno, parafuso de titânio não-submetido ao ensaio cíclico
HI-AuS	implante e “abutment” de hexágono interno, parafuso de ouro, submetido ao ensaio cíclico
HI-AuNS	implante e “abutment” de hexágono interno, parafuso de ouro não-submetido ao ensaio cíclico
OPI.....	oclusão protetora do implante
N.cm.....	Newton
s.....	segundos
mm.....	milímetros

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 PROPOSIÇÃO	18
3 REVISÃO DE LITERATURA	19
3.1 HISTÓRICO DOS IMPLANTES DENTARIOS.....	19
3.2 BIOMECÂNICA ODONTOLÓGICA.....	22
3.3 BIOMECÂNICA DOS IMPLANTES DENTARIOS.....	22
3.3.1 Carga mastigatória X Biomecânica	25
3.3.2 Prótese parafusada X Prótese cimentada X Biomecânica	29
3.3.3 União implante X implante X Biomecânica	30
3.3.4 Diâmetro do implante X Biomecânica	31
3.4 SISTEMAS DE CONEXÃO ABUTMENT/IMPLANTE.....	33
3.4.1 Hexágono externo	34
3.4.2 Hexágono interno	36
3.5 HEXÁGONO HEXTERNO X HEXÁGONO INTERNO.....	38
4 METODOLOGIA	46
4.1 RESULTADOS	47
5 DISCUSSÃO	80
6 CONCLUSÃO	89
REFERÊNCIAS	90

1 INTRODUÇÃO

A ausência dentária é um problema que está presente em grande parte da população mundial, levando a conseqüências estéticas, funcionais, e muitas vezes também, a alterações psicológicas nessa população. Grandes avanços na engenharia odontológica vêm mostrando resultados de novas técnicas e novos materiais para desenvolvimento de próteses cada vez mais semelhantes à dentição natural tanto estética quanto biomecanicamente, trazendo assim, o conforto e equilíbrio a essas pessoas.

Inicialmente apenas pacientes totalmente edêntulos eram reabilitados com próteses sobre implantes através do sistema Brånemark. Porém, um grande número de estudos longitudinais vem sido descritos na literatura, demonstrando um elevado índice de sucesso nesse tipo de reabilitação, girando acima de 90 % (Motta, 2002), fazendo com que dentistas começassem a confeccionar também próteses unitárias dentro desse sistema, mesmo sabendo que a biomecânica destas são bem mais complexas, aumentando com isso a indicação dos implantes no mundo odontológico.

Mesmo diante desse alto índice de sucesso, como citado acima, estudos longitudinais vêm demonstrando também um elevado índice de complicações mecânicas nessas restaurações, como relatado em 2000 por ECKERT et al., entre elas, Priest em 1999, mostrou em seu trabalho de 10 anos que a falha do parafuso em próteses unitárias aparece com mais freqüência com uma incidência em torno de 7,1% .

Uma interação de fatores clínicos são relatados como possíveis causas dos afrouxamentos dos parafusos e decorrente disto ocorre a perda da condição de pré-carga, a qual se traduz como a tensão gerada no parafuso quando é aplicado o

torque durante o aperto inicial. A condição de pré-carga, por sua vez, pode ser perdida devido às cargas funcionais axiais ou não. Portanto o controle das cargas oclusais excessivas sobre os implantes e, conseqüentemente, a obtenção de uma harmonia na biomecânica do sistema prótese-implante-osso é muito importante e imprescindível (Binon, 2000-b).

Outras causas que podem estar associadas são: o desenho geométrico e a precisão da adaptação na união dos componentes. Do ponto vista biomecânico, a maior diferença entre os sistemas de implantes é a forma do hexágono. Existem diferentes tipos de conexão protética, porém, os dois grandes grupos de conexão mais conhecidos são: externa e interna; sendo subdividas em: hexagonal, octogonal, cone parafuso, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, entre outras, mas a grande maioria dos estudos aborda a conexão tipo hexágono externo (Ferreira et al., 2007).

O tamanho reduzido desse tipo de hexágono torna a estabilidade da conexão dependente do parafuso de retenção, justificando os altos índices de afrouxamento em estudos longitudinais. Nas conexões internas, porém, é possível criar uma conexão mais profunda e com um maior contato das paredes do pilar com as paredes internas do implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentos durante as cargas, não sobrecarregando o parafuso de retenção. (Maeda, 2006).

Estudos *in vitro* vêm demonstrando a superioridade das conexões internas em relação à estabilidade. (Khaisat et al., 2002).

A conexão de hexágono externo teve seu uso inicial para pacientes totalmente edêntulos. Em próteses parciais e unitárias essa interface e seu parafuso estão mais expostos a diversos tipos de carga, sendo os braços de alavanca e as forças laterais as mais danosas. Nesses casos, o poder de retenção friccional do hexágono interno de aproximadamente, quatro vezes maior, faz com que esse problema não

ocorra, evitando assim, o afrouxamento do parafuso e a conseqüente remoção das próteses para seu reaperto. Para resolver alguns desses problemas inerentes, soluções tais como utilização de torquímetro, tecnologia da superfície do parafuso, tamanho da plataforma e materiais têm sido investigados para obter uma pré-carga fixa e aumentar as forças de fixação (Binon, 2000-a).

2-PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi verificar o comportamento biomecânico através de análises retrospectivas e prospectivas da interface implante / pilar de casos clínicos de próteses parciais e unitárias sobre implantes, avaliando a instabilidade dos componentes protéticos de hexágono interno e externo, levando em consideração as condições à carga mastigatória de cada paciente, revendo todos os aspectos diretamente ligados a tais sistemas de conexão de implantes osseointegráveis, apontando suas vantagens e desvantagens.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 HISTÓRICO DOS IMPLANTES DENTÁRIOS

Ceschin (1984) conferiu em seu livro a Edwin J. Greenfiel, em 1901, o pioneirismo da solicitação de patente de um implante aloplástico endo-ósseo. Tal artefato, denominado pelo autor de “suporte para dentes artificiais” era confeccionado em platina iridiada em forma de gaiola e em 1913 o mesmo autor modificou para o formato cilíndrico, porém depois se descobriu que era um material não biocompatível, levando a fracassos. Ainda em seus relatos, descreveu que em 1943 o italiano Manlio Formiggini iniciaria a era moderna da implantodontia endo-óssea com o seu implante espiral de tântalo. Stefano Tramonti em 1962 apresenta seu parafuso auto-roscante de titânio.

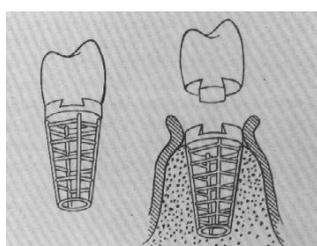


Figura 1: Esquema do implante de Greenfield .Fonte: Ceschin, J. R., 1984.

Davarpanah et al. (2003) citaram que Alvin& Strock em 1939 utilizaram um parafuso em vitálio e no ano seguinte fizeram um implante por transfixação endodôntica, já em 1946, Strock desenhou um implante parafusado de dois estágios

cirúrgicos. Seguindo as tentativas, Dahal em 1941 na Suécia utilizou implantes subperiostais e Scialom utilizou implantes intra-ósseo agulhado em tripé. Ainda comentando que implantodontia dos anos 50, 60 e 70 apresentou uma sucessão de equívocos e fracassos na qual a obtenção de uma superfície fibrosa interimplantar era o objetivo e anquilose era considerada fracasso. Neste período Linkow (1967) introduziu o implante laminado e James no mesmo ano introduziu o implante transmandibular já Juillet em 1975 desenvolveu o implante tridimensional. Todos estes implantes resultaram em fracasso terapêutico a curto ou longo prazo. No entanto com o advento da osseointegração, em 1965, o dogma do envolvimento por tecido conjuntivo fibroso de todo metal instalado na intimidade óssea foi desmistificado.

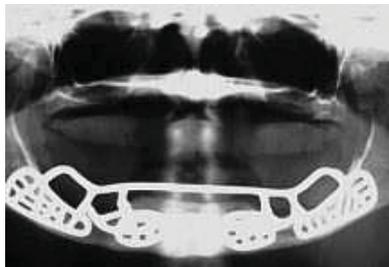


Figura 2: Aspecto radiográfico do implante subperiosteal mandibular, criado por Gustav Dahl em 1942. Fonte: (www.dentalinsurance.co.uk/implants/implant_types.htm).



Figura 3: Implante laminado criado por Leonard Linkow em 1962. Fonte: (www.dentalinsurance.co.uk/implants/implant_types.htm)

Branemark & Zarb (1987) descreveu que o último grande feito de excepcional importância foi apresentado por Per-Ingvar-Branemark e seus colaboradores quando em 1982, em conferência sobre osseointegração na clínica dental, em Toronto, apresentou uma revisão que compreendia as ciências básicas, biomateriais e investigação clínica de um estudo longitudinal com 17 anos de duração produzido em seus laboratórios na Suécia. Estudos demonstraram a possibilidade do contato direto do osso com o implante e determinando a osseointegração como a adesão microscópica estrutural e funcional direta entre osso vital, organizado e a superfície da fixação em titânio. Entretanto os resultados dos experimentos demonstraram que em animais o tipo de material para implante não é o fator mais importante que determinará se haverá a encapsulação ou a osseointegração após a cirurgia, mas, sim, a estabilidade mecânica do implante durante a fase de cicatrização.



Figura. 4: Câmeras de titânio instalada no osso / Macro e microfotografia do contato ósseo com o implante. Fonte: Branemark, P. I. Zarb, G.A., 1987.

Diante desse histórico atualmente implantodontia vem mostrando uma viabilização dos implantes cada vez maior com índices de sucessos e longevidades crescentes numa relação direta à compreensão e ao respeito à biologia.

3.2 BIOMECÂNICA ODONTOLÓGICA

Associação dos estudos do campo biológico da Medicina e da Odontologia com os da Engenharia Mecânica permite o aprofundamento científico relativo às respostas teciduais à aplicação de forças, relacionando diretamente estrutura e função. A evolução em conjunto da engenharia de materiais e de infra-estruturas tem tido um papel fundamental também nesta construção que se enriquece a cada dia no mundo odontológico, trazendo a cada dia uma série de novos conceitos.

3.3 BIOMECÂNICA DOS IMPLANTES DENTÁRIOS

Mc Glumpley et al. (1998) comentou que uma ótima tolerância de adaptação, liberdade rotacional mínima, propriedades físicas melhoradas e uma aplicação de torque adequado em geral é determinante para uma boa biomecânica do conjunto. Porém uma vez desadaptado, o componente gera também a diminuição da pré-carga e conseqüentemente maiores tensões sobre o parafuso e sobre o osso ao redor do implante, levando a fraturas e a micro fraturas dos mesmos chegando também a perdas ósseas

Misch (2000) descreveu que escolha dos componentes e o nível de retenção das próteses aos pilares e o desenho da prótese, também são fundamentais na análise da biomecânica dessas próteses implanto-suportadas e, conseqüentemente, no prognóstico das mesmas.

Schwarz (2000) comentou que a natureza de tais complicações pode ser ligada diretamente a perda da pré-carga. Esta vem ser a única força que resiste a

forças funcionais/oclusais para impedir que o pilar se solte do implante, no entanto tais forças parecem desempenhar um papel importante no afrouxamento de parafusos em implantes hexagonais, caso esse pré-torque seja excedido pela força oclusal, o parafuso tende a afrouxar.

Gratton et al. (2001) afirmam que a pré-carga é influenciada pelo torque inicial estabelecido, pela adaptação dos componentes, pelo desenho geométrico da conexão protética, pela fadiga cíclica e pela carga de mastigação do sistema.

Martin et al. (2001) afirmaram que esse pré-torque tem haver com o tipo material utilizado na produção dos componentes e parafuso, mostrando que as propriedades físicas de cada material leva a um poder maior de junção entre as partes envolvidas.

Guichet et al. (2002) comentaram que a ferulização, apesar de não possuir uma passividade adequada na maioria dos casos, ela ajuda a dissipar as forças ao redor do implante.

Goodacre et al. (2003), através de revisão sistemática de literatura descreveram que foram identificadas e comparadas as causas mais comuns de complicações clínicas relacionadas a implantes e próteses sobre implantes. Dez estudos reportaram a incidência de fistulas em nível da conexão implante-pilar. A incidência média dos dados combinados foi de 1%. A perda de parafusos de pilares foi detectada em 6% das próteses, 45% dessas perdas ocorreram em coroas unitárias. A média de perda de parafusos de pilar em implantes unitários que utilizavam parafusos com desenhos antigos foi de 25%, entretanto ao se analisar estudos mais recentes essa média cai para 8%, o que indica uma substancial melhora com a criação dos novos desenhos de parafusos. Dezesesseis estudos mostraram fraturas de parafusos de pilares com uma média de incidência de 2%. A

média de incidência de implantes que fraturaram foi de 1%. A biomecânica das próteses implanto-suportadas é um sistema complexo. Suas altas taxas de sucesso são documentadas por numerosas pesquisas clínicas, porém, este tipo de prótese não está livre de complicações mecânicas. Dentre as complicações mais freqüentemente citadas estão o afrouxamento ou fratura dos parafusos intermediários, principalmente em próteses unitárias.

Keating (2004) forneceu uma perspectiva dos métodos de conexão dos intermediários protéticos aos implantes do ponto de vista da engenharia. Em seu trabalho ele vem ressaltando o direcionamento da carga mastigatória e seu efeito sobre o conjunto implantar, mostrando que o direcionamento das forças mastigatórias pode ser vertical, inclinada, lateral e de torção. Estas forças são cíclicas e variam de intensidade dependendo da localização na boca. Forças verticais tendem a ser maiores nas regiões posteriores que em regiões anteriores. Forças verticais atuam no longo eixo do implante e forças horizontais ou laterais atuam na interface implante/intermediário gerando momentos de força ao redor do parafuso. A união dessas forças acaba gerando na restauração sobre implante o recebimento de forças que tendem a separar o intermediário do implante.

Rosen et al. (2004) mostrou que outro aspecto clínico importante a ser levado em consideração, em relação à biomecânica do conjunto, são os tipos de próteses a serem confeccionadas: cimentada ou parafusada e unitárias ou ferulizadas. Biomecanicamente as próteses parafusadas seguem com desvantagens, pois, além de laboratorialmente nenhuma alteração no osso ser aceita, sob o risco de transmissão aumentada de tensões e conseqüentemente perda de pré-carga, existe nessas próteses uma perfuração na região oclusal da coroa para receber o parafuso.

de fixação, prejudicando assim a obtenção de contatos oclusais que direcionem as forças no sentido axial em relação ao longo eixo do implante.

Kim et al. (2005) descreveram que para minimizar complicações protéticas sobre os implantes na clínica diária foram estabelecidos critérios e condições biomecânicas fundamentais, entre elas estão a diminuição ou ausência de cantilevers, diminuição das mesas oclusais, pouca inclinação das cúspides, centralização dos contatos oclusais, uso de placas em pacientes com hábitos para funcionais, ou seja, uma oclusão protetora do implante (OPI), a qual é fundamental para o sucesso a longo prazo dessas reabilitações.

Misch (2006) citou que os implantes dentários são transferentes de carga para os tecidos biológicos circunjacentes, trazendo consigo um papel importante na funcionalidade do sistema, o seu design tem como objetivo primário e fundamental o de dissipar e distribuir as cargas biomecânicas.

Lehman (2008) descreveu que o efeito destrutivo sobre o osso cortical circundante aparece como umas das conseqüências dessas complicações, podendo levar a perdas dos implantes dentários.

Falcón (2008) comentou que a resposta a forças funcionais ou não funcionais, é dependente de algumas características inerentes a estes implantes e a estrutura receptora dos mesmos, entre elas citou: as propriedades mecânicas e morfológicas do osso receptor, avaliando quantidade e qualidade óssea, tipo, formas e quantidade de implantes a serem inseridos, presença ou não de dentes e de suas condições orais, assim como o esquema oclusal de cada caso.

3.3.1 CARGA MASTIGATORIA X BIOMECÂNICA

Pellizzer et al.(1998) mostraram através de uma pesquisa as forças de mordida de 73 indivíduos, por meio de um gnatodinamômetro. As arcadas antagonistas utilizadas foram: prótese parcial removível ou fixa, ou total. Os resultados permitiram concluir que: as selas de extremidade livre, principalmente em suas posições extremas, conduziram a forças de mordida muito baixas; o envolvimento de prótese total, também, conduziu a forças de mordida baixas; o sexo masculino alcançou valores maiores que o feminino.

O'Mahony et al. (2000) investigaram, através de análise por elemento finito com modelo bidimensional, os efeitos de cargas axiais e não axiais na distribuição de estresse na interface implante – osso em um modelo virtual, simulando um implante unitário na região posterior de mandíbula. O maior estresse gerado na interface implante – osso sob carga axial foi no ápice do implante (natureza compressiva). As cargas desviadas do eixo do implante aumentaram o estresse compressivo no osso cortical no lado onde a carga foi aplicada e aumentou de maneira semelhante o estresse tensional no lado oposto a aplicação de carga. Os estresses acima mencionados aumentaram consideravelmente a cada mm que a carga se distanciava do longo eixo do implante. Os resultados obtidos sugerem que as cargas fora do longo eixo de implantes unitários em região posterior de mandíbula favorecem o aumento de estresses na interface osso-implante, bem como a distância que esta carga será aplicada do eixo axial dos implantes.

Lilian Guisard et al. (2001) no seu estudo em relação à mastigação no envelhecimento apresentaram uma pesquisa a qual era uma pesquisa da função mastigatória em indivíduos com 90 anos reuniu 35 pessoas (com 90 anos de idade)

que foram examinadas com relação à função e disfunção do sistema mastigatório. Nesse grupo, 40% eram edêntulos, 29%, parcialmente edêntulos e usavam dentaduras removíveis e os outros, próteses removíveis. A máxima força de mordida alcançada foi baixa, mas mostrou grande variação individual, e a duração da força de mordida foi muito variável (72 s, de 10 s até 205 s).

Cirbirka et al. (2001) observaram que os fatores mais freqüentemente associados à perda de óssea perimplantar, falhas na osseointegração e fracassos das próteses sobre implante são as grandes extensões posteriores em balanço, a para função, esquema oclusal impróprio e contatos prematuros. Segundo o autor, ainda, que não exista uma norma estabelecida quanto à oclusão quando do emprego de implantes, é clara a correlação entre um esquema oclusal conveniente e o sucesso na terapia com implantes.

Mornerburg et al. (2002) definiram mastigação como o conjunto de fenômenos estomatognáticos que visa à trituração e moagem dos alimentos com uso da força oclusal, reduzindo-os em partículas pequenas que se ligam pela ação misturadora da saliva, para obter o bolo alimentar apto para ser deglutido.

Bakke et al. (2002) comentaram que o aumento da força de mordida também é relacionado com a instalação de próteses convencionais e a conseqüente reabilitação do paciente. Estudos mostram que as forças de mordida em pacientes portadores de próteses fixas apoiadas sobre implantes osseointegrados são comparáveis aos pacientes com dentes naturais.

Lee et al. (2002) investigaram o efeito da mastigação simulada sobre componentes de implantes, utilizando análise de vibração para documentar o mecanismo básico de afrouxamento do parafuso em um meio oral simulado.

Chegando a conclusão que o torque de aperto tem um efeito significativo no afrouxamento do parafuso, sendo que este torque deveria ser maior de 10 N.

Dejak et al. (2003) também comentaram sobre força mastigatória, relataram que esta depende do treino, do “status” da dentição e da língua. Ela é somente uma pouco maior no homem que na mulher, no adulto que na criança, na dentição natural que na artificial, na área de molares e pré-molares que na dos incisivos, no lado da mastigação viciosa e na posição de máxima intercuspidação.

Henriques (2003) descreveu que as forças geradas no sistema estomatognático por um paciente portador de para funções, exercem em até cem vezes a força de mastigação fisiológica da dentição natural, em intensidade e duração, podendo provocar a perda acentuada da crista óssea em torno dos implantes, levando à ruptura da interface implante-osso, à fratura dos implantes, deformação ou rompimento dos parafusos das próteses instaladas e das próprias supra-estrutura das próteses fixas. Ainda segundo o mesmo autor, essas para funções não devem ser encaradas como contra-indicação taxativa para o emprego de implantes e próteses implanto suportas na reabilitação oral de pacientes. Representa na realidade, uma condição que irá afetar de forma direta o plano de tratamento a ser instituído.

Eskitascioglu et al. (2004), destacaram que as cargas verticais da mastigação induzem forças e momentos de curvamento, que resultam em gradientes de stress no implante. Um fator chave para o sucesso ou para o fracasso do implante dental é a maneira pela qual o stress é transferido. Contatos deflectivos na posição intercuspídea podem ser responsáveis pelo desenvolvimento de forças excessivas.

3.3.2 PRÓTESE PARAFUSADA X PRÓTESE CIMENTADA X BIOMECÂNICA

Sadan et al, (2004), citaram algumas vantagens da utilização das restaurações cimentadas para retenção das próteses sobre implantes, entre elas: uma melhor estética, melhor oclusão, simplicidade de fabricação e redução dos custos dos componentes e da fabricação.

Rosen et al. (2004) afirmaram que a superfície oclusal das próteses cimentadas lhe confere maior resistência á fratura, pois é íntegra. O orifício de entrada do parafuso das próteses parafusadas constitui num ponto de concentração de esforços do material restaurador, tornando esta área mais susceptível á fratura. Outra possível vantagem adicional da restauração cimentada é que a mesma possui um potencial de ser colocada de forma passiva na boca, devido à ausência de um parafuso para puxar a desadaptação dos componentes com a força de aperto. Se uma peça pode ser feita para assentar passivamente em vários pilares, a introdução de cimento dentro do espaço entre as próteses e o pilar não introduzirá tensão no sistema.

Misch (2006) apontou como vantagens da restauração parafusada a reutilização ou recuperação da restauração e o espaço inter oclusal reduzido do paciente, já que pela presença do parafuso, mesmo em caso de componentes protéticos baixos, torna-se possível uma boa fixação e estabilidade da prótese sobre o implante. Já a prótese cimentada, requer um componente protético alto para terem resistência e retenção, o que leva também ao aumento da possibilidade de forças laterais podendo levar a instabilidades.

3.3.3 UNIÃO IMPLANTE X IMPLANTE X BIOMECÂNICA

Wang et al. (2002) a não ferulização das coroas proporciona um assentamento passivo mais efetivo, o que sugere uma diminuição das tensões na interface osso-implante e nos componentes da prótese, uma melhor condição de higienização pelo paciente. Já quanto à ferulização das coroas, ele descreveu que essa situação pode ajudar a minimizar essa desvantagem em relação ao dente natural, pois a união em questão proporciona uma melhor distribuição de tais forças. Pacientes que possuem hábitos para funcionais, osso de baixa densidade, presença de enxerto, e falta de guias efetivas de desocclusão são indicações, para esplintagem dos implantes.

Carvalho et al. (2004) descreveram que os índices de sucesso de restaurações em pacientes edêntulos parciais são bastante similares aos pacientes edentados totais. Entretanto, a reabilitação de regiões de primeiros molares com implantes tem documentação clínica longitudinal limitada e ainda é um desafio para a implantodontia moderna, pois a qualidade óssea nestas regiões é pobre e carga oclusal transferida para os parafusos e osso adjacente é elevada. Baseados em revisão de literatura, restaurar regiões de primeiros molares com implantes de plataforma larga ou dois implantes unidos fornece maior área de ancoragem e melhores propriedades biomecânicas que implantes unitários de plataforma estreita e regular

Silva (2005) analisou a diferença de tensões geradas em próteses implanto-suportadas ferulizadas e não ferulizadas observou que tanto o padrão de distribuição das tensões junto às roscas dos implantes como a concentração nos ápices é semelhante em ambos os casos. Já com relação ao pico de tensão gerado no osso cortical, osso esponjoso e abutments há uma diminuição significativa de 82, 45 e 56% quando as respectivas coroas se apresentam unidas.

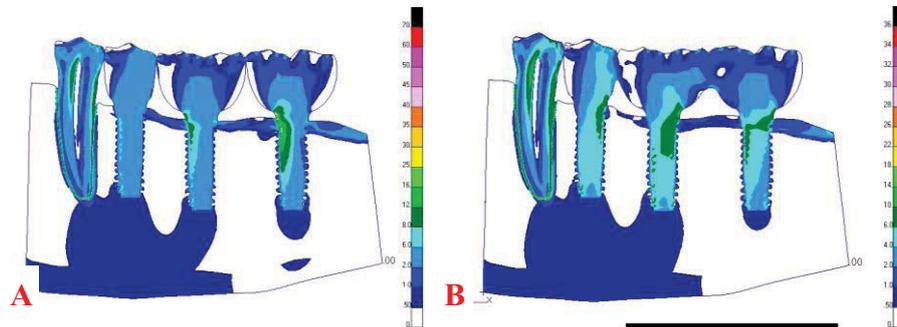


Figura 5: A- Tensão Von Misses em implantes com coroas isoladas B - Tensão Von Misses em implantes com coroas unidas. Fonte: Silva, 2005.

Misch (2006) descreveu que a união implante-implante ou o uso individualizado destes é uma das considerações clínicas que tem sido discutida atualmente, principalmente em relação à biomecânica. O implante dentário osseointegrado é rígido e possui uma movimentação mínima, praticamente microscópica, diferentemente do dente natural, dificultando assim a distribuição de forças de uma maneira homogênea na interface osso-implante e nos componentes protéticos.

3.3.4 DIÂMETRO DO IMPLANTE X BIOMECÂNICA

Boggan et al. (1999) comentaram que a largura do implante apresenta um papel relevante tanto na ósseo-integração como na transferência de cargas e ainda examinaram a influência de fatores relacionados ao desenho dos implantes, como o diâmetro da plataforma dos implantes e a altura do hexágono nas propriedades mecânicas e qualidade da adaptação na interface pilar/ implante. A falha principal para os testes de força estática foi a deformação do parafuso do pilar, enquanto que para os testes de fadiga, a fratura do parafuso do pilar foi a falha mais comum. Os

resultados obtidos validam o uso de implantes com diâmetro maior para diminuição nos índices de falhas de componentes nos sistemas de implantes contemporâneos.

Cirbirkal et al. (2001) avaliaram o que ocorreria com os valores de torque de remoção do parafuso após testes de fadiga, quando as medidas entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar protético fossem alteradas ou ainda, o hexágono externo do implante fosse removido. Os autores concluíram que as alterações nas plataformas dos implantes não produziu um efeito significativo no afrouxamento do parafuso, após uma simulação de 5 anos de mastigação.

Himmlová et al. (2004) compararam a influência dos diâmetros e comprimentos de implantes na distribuição das tensões no corpo destes e no tecido ósseo adjacente. Chegando a conclusão que o aumento no diâmetro dos implantes distribui melhor a força da mastigação simulada e diminui as tensões sofridas ao redor do pescoço dos implantes.

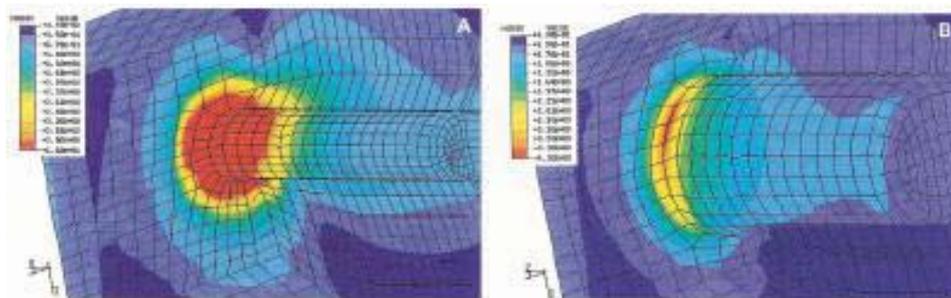


Figura 6: Distribuição da tensão von Mises ao redor de implantes de diferentes diâmetros. Vermelho representa a região de máxima tensão na região cervical do implante. A: Modelo produzido por análise de elemento finito para implante de diâmetro de 2,9 mm. B, Modelo de implante com diâmetro de 6,5mm. Fonte: Himmlová et al. (2004) .

Ferreira et al.(2007) fizeram um estudo avaliando pelo método de fotoelasticidade a distribuição de estresse perimplantar aos implantes de hexágonos

internos e externos e em relação ao seu diâmetro. Chegando a bons resultados em relação a menor concentração de estresse nos modelos com implantes de hexágono interno e implantes com diâmetro de 5,0 mm. Concluindo então que estes se tornam a melhor opção para as reabilitações nas quais serão utilizados implantes osseointegráveis. Apontando que na impossibilidade da utilização de implantes de largo diâmetro, os autores sugeriram a instalação de implantes de hexágono interno.

3.4 SISTEMAS DE CONEXÃO ABUTMENT/IMPLANTE

Binnon (2000-a) realizou uma classificação da extensa variedade de implantes disponíveis, baseado na forma da conexão implante/pilar na forma e superfície do implante. Em relação à forma da união pilar/implante, afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de configurações dessa interface. Com isso, dois tipos de conexões são conhecidas (interna e externa) as quais são caracterizados pela presença ou ausência de uma configuração geométrica que se estende acima da superfície coronal do implante. Um tipo de interface encontrado é a união de topo, que consiste em duas superfícies de ângulos retos; e a união angulada, onde as superfícies são anguladas interna e externamente. A superfície de união também pode incorporar uma geometria que inclua uma configuração de resistência rotacional ou estabilização lateral. Dessa forma, a geometria pode ser octogonal, hexagonal, cone parafuso, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, *spline*, entre outros. Segundo o autor conexões internas em que o parafuso recebe pouca carga e as superfícies do pilar estão em íntimo contato com as paredes do implante para resistir à micro movimentos, resultam em uma interface mais estável.

Stevão (2005) comentou que a busca por soluções mais simples e objetivas na implantodontia tornou-se o desafio do dia-dia dos cirurgiões dentistas e das empresas fabricantes de implantes e componentes protéticos. Com o aumento da aplicabilidade dos implantes orais, essas conexões passaram a desenvolver o papel de impedir a rotação da prótese e não somente como dispositivo de inserção e preensão, podendo então ter sua aplicação para próteses unitárias também. Isso estimulou os fabricantes a desenvolverem maiores valores de torque sobre o parafuso, alterações no tipo de material do parafuso, maior precisão no encaixe do hexágono e criação de novos desenhos de interface pilar/implante.

3.4.1 HEXÁGONO EXTERNO

Khaisat et al. (2004) descreveram sobre o problema do afrouxamento de parafusos protéticos em restaurações unitárias suportadas por implantes, relatando o fato de que a literatura é incompleta sobre a função do hexágono externo. Os autores se propuseram a comparar os valores de destorque após a aplicação de cargas laterais. Sabendo que a carga mastigatória em uma coroa sobre implante não incide somente em um único sentido. Concluíram que são justamente estes micros movimentos do intermediário, provenientes de cargas funcionais, que romperiam a pré-carga levando ao afrouxamento do parafuso.

Bozkaya et al. (2004) investigaram através de análise por elemento finito com modelagem bidimensional os efeitos da macro geometria externa e magnitude das forças oclusais nas falhas de osseointegração em 5 marcas

comerciais de sistemas de implantes. De uma maneira geral a sobrecarga ocorre perto da parte superior do osso compacto, em compressão, e é causada pelos componentes normais e laterais das cargas oclusais. Na conexão do osso trabecular e compacto ocorre em tensão devido aos componentes verticais das cargas oclusais.

Stevão (2005) descreveu que os hexágonos externos foram o primeiro tipo de conexão a ser utilizada na implantodontia, apresentou-se com maior número de opções protéticas e o maior número de profissionais com o domínio da sua técnica. Inicialmente era utilizado somente em paciente totalmente edêntulos com finalidade apenas de fixação. Somente mais tarde, quando os implantes foram usados para reconstrução de elementos dentários unitários, o hexágono se tornou a concepção mecânica para evitar que a coroa girasse ao redor do seu próprio eixo.

Maeda et al. (2006) descreveram as vantagens desse sistema enumerando como: apropriados para abordagens em dois estágios cirúrgicos; presença de um mecanismo anti-rotacional, reversibilidade; compatibilidade entre diversos sistemas, e juntamente descreveu suas desvantagens, as quais estão: micro movimentos devido a pouca altura do hexágono (0,7 mm) em media, que podem causar afrouxamento do parafuso, afrouxamento do pilar e ate mesmo fratura do mesmo; um centro de rotação elevado, que causa menor resistência a movimentos rotacionais e laterais; micro fendas entre o implante e o pilar, que causa reabsorções ósseas ao redor da região cervical do implante.

Martins et al. (2007) mostraram que mecanicamente a altura desse hexágono, de somente 0,7 mm, nunca foi desenhada para suportar as forças oclusais geradas durante a mastigação. Diante disso, existe um grande problema em reabilitações

unitárias e parciais com esse tipo de conexão implante/pilar. Em próteses unitárias esse dispositivo anti-rotacional de apenas 0,7 mm, por muitas vezes, não impede o afrouxamento do parafuso do componente protético, frente às forças mastigatórias, fazendo com que as próteses apresentem movimentos vestibulo-lingual.

Lehman (2008) comentou que os implantes do tipo hexágono externo apresentam uma concentração de tensões no pescoço do implante próximo à plataforma de assentamento, ao parafuso de retenção e ao osso cortical, podendo provocar afrouxamento ou fratura deste parafuso e quando submetidos às cargas laterais.

3.4.2 HEXÁGONO INTERNO

Norton (1999) comparou a resistência de dois tipos de conexão cônica interna de implantes frente a teste de fadiga estática. Chegando a resultados que a incorporação de pilares com conexões internas aumenta a resistência da interface pilar – implante frente a forças elásticas oclusais.

Binon (2000-b) descreveu que nos casos das restaurações unitárias o poder de retenção friccional do hexágono interno é aproximadamente quatro vezes maior do que a do hexágono externo, evitando conseqüentemente os índices de afrouxamento dos parafusos.

Khaisat et al. (2002) descreveram que as conexões hexagonais internas foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando assim a resistência e reduzindo conseqüentemente complicações, como afrouxamento ou fratura do parafuso de

fixação. Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, tendo então uma maior facilidade de adaptação e uma maior área de contato, deste modo as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência as tensões cisalhantes na união.

.Stevão (2005) descreveu que conexão interna apresenta um excelente resultado para os casos de prótese unitária parafusada ou cimentada, mas também, pode ser utilizada em próteses múltiplas, com bom paralelismo ou utilizando intermediários semelhantes aos do hexágono externo

Maeda et al. (2006) apontaram que os sistemas de conexão interna apresentam resultados promissores, e que os implantes com hexágono interno se tornaram mais populares por apresentarem vantagens como: facilidade no encaixe do pilar; adequado para abordagens de instalação em um estagio e carga imediata; maior estabilidade e efeito anti-rotacional; devido à maior área de conexão entre o implante e o pilar, tornando mais adequados para restaurações unitárias; maior resistência à cargas laterais, devido ao centro de rotação ser mais apical; melhor distribuição de forças oclusais no osso adjacentes. As desvantagens apresentada por esse sistemas são: paredes mais finas ao redor da conexão; dificuldade em se ajustar divergências de angulação entre os implante.

Soares (2007) citou que a alta resistência mecânica é o ponto forte do hexágono interno. Esse modelo confere maior resistência de torque no momento de inserção do implante no alvéolo cirúrgico.

Rangel et al.(2007) fizeram um estudo que teve por objetivo avaliar, *in vitro*, o desajuste ocorrido na interface implante-intermediário por meio da aferição e comparação do torque inicial utilizado para a colocação do parafuso de fixação dos

pilares protéticos em implantes com hexágono interno, com relação ao torque necessário para remoção dessas estruturas antes e após a simulação da função mastigatória. Os dados obtidos permitem supor que há sempre diminuição nos valores de torque de remoção desses componentes e que a função mastigatória aumenta a probabilidade de desajuste na interface implante-pilar protético.

3.5 HEXAGONO INTERNO X HEXAGONO EXTERNO

Scholander (1999) investigou, através de estudo prospectivo, os resultados clínicos do tratamento de 259 implantes do Sistema Brånemark restaurados com coroas unitárias, em 183 pacientes com média de idade de 29.8 anos. Um total de 9 pacientes (10 implantes) foi perdido durante o tempo de acompanhamento, houve três perdas de implantes, uma antes da carga funcional e duas durante o primeiro ano, um implante fraturou com 6 anos de funcionamento, apontando um índice cumulativo de sucesso de 98.3%. Um total de 8 coroas foram refeitas devido a complicações protéticas. De maneira geral, a condição dos tecidos moles adjacentes aos implantes foi considerada saudável, similar ao tecido gengival de dentes. Segundo os referidos autores, este estudo confirma os resultados favoráveis de outros estudos com implantes do Sistema Brånemark que suportavam coroas unitárias.

Lekholm et al. (1999) reportaram os resultados de um estudo prospectivo multicêntrico de 10 anos de avaliação clínica de implantes do Sistema Brånemark utilizados para restaurar arcos parciais edêntulos. No final dos 10 anos de avaliação os índices cumulativos de sobrevivência dos implantes eram de 90,22% e 93,7% na

maxila e mandíbula, respectivamente. Os níveis de reabsorção da crista marginal foram baixos, 0,7mm em média, e a saúde gengival foi satisfatória. Não foram relatadas complicações severas. Para os referidos autores o Sistema Brånemark é um método seguro e previsível de restaurar arcos parcialmente edêntulos.

Merz et al. (2000) utilizando modelos de análises finito estudaram o comportamento mecânico de duas conexões pilar / implante. Um modelo de elemento finito criado tomando como base um implante ITI; com uma conexão, implante / pilar de oito graus (cone Morse). O outro modelo criado com o mesmo implante, com uma conexão de topo similar à de um implante de hexágono externo Concluindo que na conexão cônica, a maior parte da tensão foi transferida do pilar ao implante, através da conexão, sendo as roscas do parafuso submetidas a pequenos níveis de tensão. Já na conexão de topo altos níveis de tensão ocorreram nas roscas no lado da carga, sendo uma distribuição de tensão típica de dobramento na porção do parafuso do pilar.

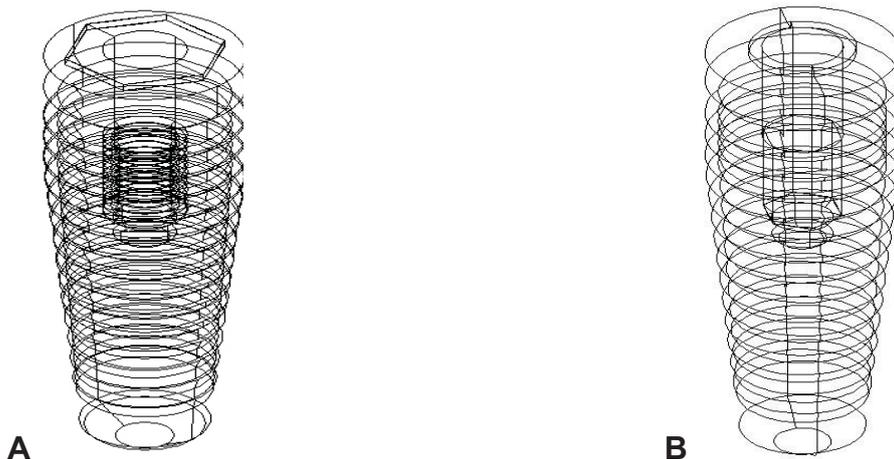


Figura 7: A- implante com hexágono externo, B- implante com hexágono interno

Krennamair et al. (2002) realizaram análises clínicas de 146 implantes Frialt-2 para substituição de elementos unitários. 112 pacientes (67 mulheres e 45 homens) receberam um total de 84 implantes na maxila e 62 na mandíbula. Chegando a resultados de sobrevivência dos implantes assim como incidência e complicações protéticas. Os autores concluíram que a baixa percentagem de afrouxamento dos parafusos é devido à conexão hexagonal interna do sistema que se estende 5,5 mm dentro do implante o que aumenta a resistência da conexão quando comparada com outros sistemas.

Khaisat et al. (2002) concluíram que tanto em relação à resistência á fratura e desaperto do parafuso de fixação, os hexágonos externos tem maior índice de problemas em relação aos hexágonos internos. Uma vez que a falha mecânica tende a ocorrer no parafuso de fixação, se este quebra ou solta, a força é transmitida toda para o tecido ósseo. Acrescenta ainda que hexágonos externos tem maior índice de problemas, que ficam restritos ao parafuso de fixação, que pode ser substituído, conferindo vantagens ao hexágono interno.

Húngaro (2002) em análise em elementos finitos comparou um sistema de implantes dotados de hexágono interno e outro de hexágono externo. Concluiu que o hexágono interno contribui efetivamente para a proteção do parafuso do pilar intermediário e redução das tensões no parafuso, demonstrando que tal sistema não necessita de alto torque para fixação do abutment.

Tavarez (2003) avaliou as alterações da interface implante/intermediário em sistemas de conexão externa e interna através das medidas de desadaptação e condições de torque e destorque dos parafusos de fixação antes e após a aplicação da carga cíclica. Os resultados mostraram que houve diferenças estatisticamente significantes no destorque inicial entre o grupo de HI com os demais grupos testados.

A maior redução de torque foi observada no grupo de HE que utilizou pilares tipo UCLA parafusados (19,67%), enquanto que a menor redução foi observada no grupo de HI com (5%). Houve uma forte correlação entre a condição de cargas cíclicas aplicadas e as diminuições dos valores de torque.

Akour et al.(2005) fizeram um estudo com a finalidade de comparar o efeito das forças cíclicas compressivas em implantes de hexágono interno e hexágono externo em relação ao afrouxamento do parafuso de retenção implante/pilar, usando a análise finita do elemento em tal estudo. Os resultados revelaram que o hexágono externo tem um stress total significativamente mais elevado, um stress do contato e uma deflexão comparada com o hexágono interno. O dispositivo antirotacional do hexágono interno tem menos potencial para a fratura do conjunto do implante/pilar além a sua potencialidade para impedir a rotação das próteses e afrouxar parafuso.

Stevão (2005) comentou que há pesquisas *in vitro*, mostrando que devido à pequena espessura da região do pescoço, um implante hexágono interno é muito menos resistente a uma força tangencial de falência (estresse de cisalhamento) do que o implante hexágono externo, cuja região é mais robusta. Teoricamente, então, o primeiro seria menos resistente do que o implante hexágono externo nesse segmento.

Kitagawa et al. (2005) investigaram a influência de desenhos de conexões implante/pilar na perda de parafusos de pilares em sistemas de implantes dentais, utilizando uma análise dinâmica não linear com o método de elementos finitos. Na simulação foram usados com conexão tipo cone Morse e o Sistema Brånemark com conexão tipo hexágono externo. A análise de micro movimentação mostrou maior micro movimento em relação ao sistema com conexão interna. O modelo do Sistema Brånemark mostrou tendência de rotação enquanto que o modelo do outro sistema

não mostrou. Concluiu-se que existem diferenças significativas em relação à micro movimentação e rotação dos dois sistemas estudados.

Bernardes et al. (2006) fizeram um trabalho, os quais analisaram a distribuição de tensão sobre os implantes de mesma forma externa, diferindo apenas nas junções: hexágono externo (HE) e hexágono interno (HI). Não foi encontrada nenhuma diferença estatística significativa para carga axial aplicada. Entretanto, para a carga não-axial foi encontrada diferença significativa e quando analisada somente a região de plataforma houve aumento dos valores, sendo que nas duas comparações os implantes HI apresentaram menores valores. As diferenças entre as junções sob carga axial foram de 1,28% a mais para HE na análise de todo o corpo do implante e 2,11% a mais para HE na região de plataforma. Quando sob carga não-axial, o Grupo HI apresentou os menores valores e o Grupo HE apresentou 12,93% a mais de concentração de tensão.

Nakamura, et al. (2006) propuseram em um estudo avaliar o torque de afrouxamento de parafusos de fixação de "abutment". Dentro das condições experimentais deste estudo, os resultados sugerem que: os valores de destorque dos parafusos de fixação foram menores em todos os grupos submetidos ao ensaio; o destorque foi estatisticamente menor para os parafusos de titânio quando comparados os grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ N.cm), HE-AuS ($18,15 \pm 1,85$ N.cm) e os grupos HE-TiNS ($23,76 \pm 1,59$ N.cm)/ HE-AuNS ($27,06 \pm 1,23$ N.cm); o destorque dos parafusos de titânio também foi estatisticamente menor quando utilizados nos grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ N.cm) comparados aos grupos HI-TiS ($18,56 \pm 1,14$ N.cm).

Drago et al. (2006), avaliaram clinicamente e radiograficamente 83 implantes com conexão hexágono interno em 43 pacientes parcialmente edêntulos. Oitenta e dois dos 83 implantes foram considerados estáveis e ossointegrados após 18 meses

de carga oclusal para um índice cumulativo de sobrevivência de 100%. Todos os parafusos de pilares e restaurações foram considerados sem mobilidade após 18 meses de carga oclusal para um índice cumulativo de sobrevivência de 100%. Essa conexão interna do conjunto implante-pilar mostrou sucesso clínico e devem beneficiar os dentistas diminuindo o número de visitas de manutenção e problemas mecânicos envolvendo o tratamento com implantes dentários.

Chun et al. (2006) descreveram um trabalho com objetivo de investigar o efeito de stress sobre o osso de acordo com 3 tipos diferentes abutment ,com cargas inclinadas utilizando elementos finitos. Verificou-se que o sistema de hexágono interno gerava o menor stress para todas as condições de carga. Concluiu-se, então que o tipo de abutment utilizado tem uma influência significativa sobre a distribuição de estresse no osso devido a diferentes mecanismos de transferência de carga e as diferenças no tamanho da região de contato entre o abutment e implante .

Francischone et al. (2007) apresentaram um estudo clinico e radiográfico de 12 a 15 anos com 58 implantes unitários do sistema Branemark.Chegaram a conclusão, mesmo com as limitações de tal estudo que com sistema de implante estudado é possível obter bons resultados estéticos e funcionais , a médio e a longo prazo,tendo os protocolos científicos estabelecidos .Chegando a índices de 96,5 % de sucesso protético e apenas 5,2 % de ocorrência de afrouxamento de parafusos.

Lehamann et al. (2008) apresentaram um trabalho, o qual se fez a comparação das tensões transmitidas ao osso por implantes dentários cônicos com hexágono interno e com hexágono externo usados nas reabilitações de pacientes com perda parcial dos pré-molares. Chegando a conclusão que o

implante de hexágono interno transfere menores tensões ao osso cortical quando comparado com o implante de hexágono externo.

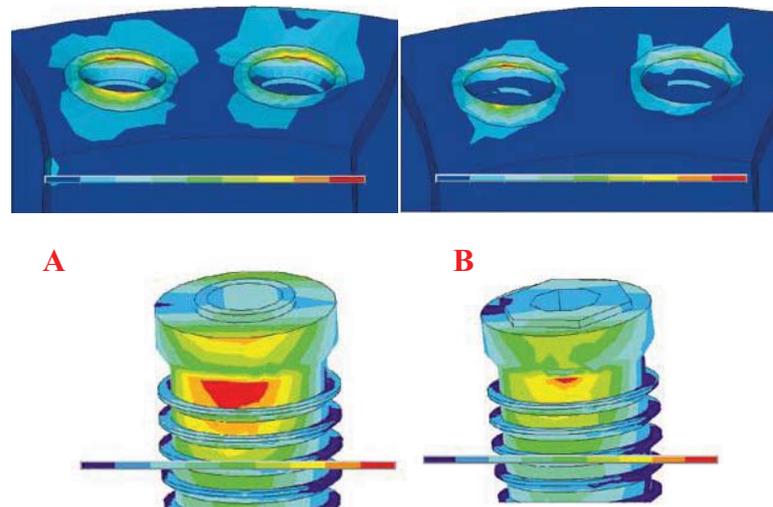


Figura 8: Distribuição das tensões Von Mises distribuídas em um modelo com implantes de HI (A) e HE (B).
Fonte: Lehmann RB (2008)

Rudi et al.(2008) mostraram em um estudo que a conexão do abutman implante é fundamental à estabilidade estrutural do sistema reabilitador com implantes. O alvo deste estudo foi esclarecer a diferença nos testes padrões da distribuição do stress entre implantes com conexões internas e externas. Chegando a conclusão que o tipo de conexão influencia fortemente as características resultantes do stress dentro da coroa. A magnitude do stress produzido pelo sistema de hexágono interno é geralmente mais baixa do que aquele do sistema de hexágono externo. Então o total de força mastigatória tem mais influencia no stress dentro das coroas no sistema de hexágono externo.

4 METODOLOGIA

Este é um estudo retrospectivo e prospectivo de casos de pacientes que se apresentaram espontaneamente ao Centro de Pós Graduação AORJ, o qual foi desenvolvido mediante autorização por escrito no anexo do contrato de prestação de serviço, dos mesmos. A pesquisa foi realizada, visando o levantamento da incidência de afrouxamentos do parafuso de todos os implantes instalados nas próteses de conexão externa e interna, dos pacientes que chegaram à emergência entre os meses de novembro (2008) e janeiro (2009). Em um total de 44 pacientes foram atendidos e registradas as ocorrências por 4 dentistas, entre essas emergências, 16 pacientes foram submetidos ao atendimento de emergência protética de soldura de parafuso das próteses sobre implantes. A partir da seleção, foi utilizado o Teste Não Paramétrico do Qui Quadrado para avaliar a associação entre as falhas dos implantes com relação ao afrouxamento e as variáveis em estudo. Os prontuários e exames radiológicos foram conferidos, assim como os registros de emergências protéticas passadas.

A análise dos dados foi consubstanciada em Métodos Estatísticos Não Paramétricos e a Análise Descritiva dos Dados através de Gráficos *Box Plot* e Tabelas de Contingência.

Neste estudo, avaliou-se o insucesso dos implantes com relação ao afrouxamento levando em consideração o sexo, idade, tipo de prótese, região receptora, diâmetro do implante, e antagonista, comparando com o desenho do hexágono de cada caso com o objetivo de verificar qual variável foi mais significativa entre as complicações por afrouxamento. Foi levado em consideração que todas as

próteses recebem uma pré-carga inicial de 20 N, e que os parafusos são padronizados com liga de titânio.

4.1 RESULTADOS

Tabela 1: Relação entre sexo e sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Sexo	Sucesso do Implante		Total
	SIM	NAO	
masculino	13	7	20
feminino	40	30	70
Total	53	37	90

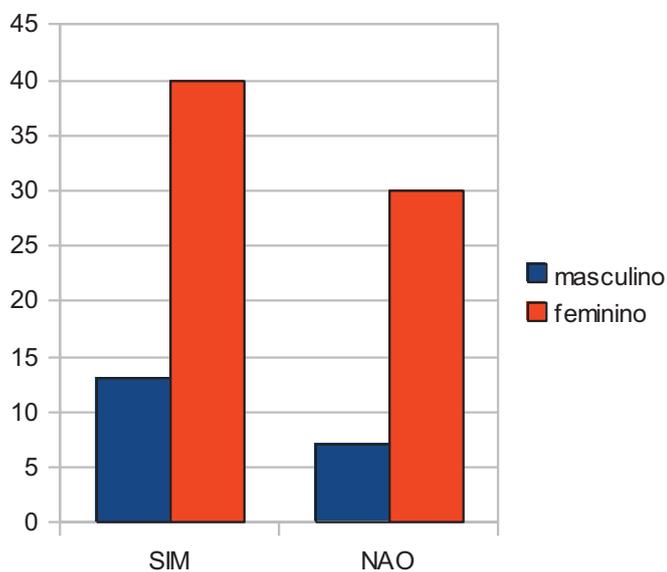


Gráfico 1: Relação entre sexo e sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Tabela 2: Resultados do teste de hipóteses

Estadística Teste	G.I.	Significância
0,397	1	0,529

Assim, pode-se afirmar que 20% dos insucessos do implante causadas por afrouxamento eram homens, enquanto que 80% eram mulheres. O Teste Qui Quadrado mostra que não há associação entre o grau de sucesso e o sexo do paciente.

Tabela 3: Relação entre sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso) e Idade

Sucesso do Implante	Idade			Total
	29 a 49	49 a 69	69 a 89	
SIM	12	33	8	53
NAO	9	20	8	37
Total	21	53	16	90

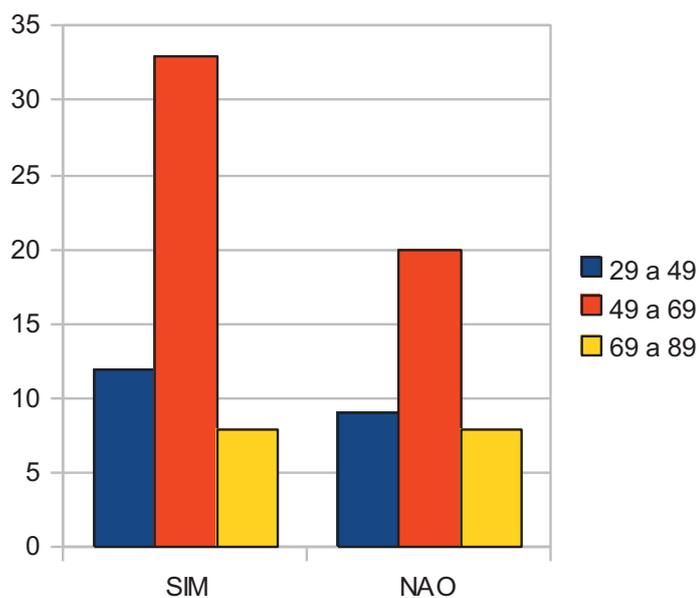


Gráfico 2: Relação entre idade e sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Tabela 4: Resultados do teste de hipóteses

Estadística Teste	G.l.	Significância
0,798	2	0,671

Assim, pode-se afirmar que 24% dos afrouxamentos das próteses sobre os implantes aconteceram entre as idades 29 a 49 anos, 54% aconteceram entre 49 a 69 anos e 22% aconteceram entre 69 a 89 anos. O teste Qui Quadrado mostrou que não existe relação entre o grau de sucesso com idade do paciente.

Tabela 5: Relação entre sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso) e região receptora

Sucesso do Implante	REGIÃO				Total
	maxila anterior	maxila posterior	mandíbula anterior	mandíbula posterior	
SIM	8	22	10	13	53
NAO	7	9	6	15	37
Total	15	31	16	28	90

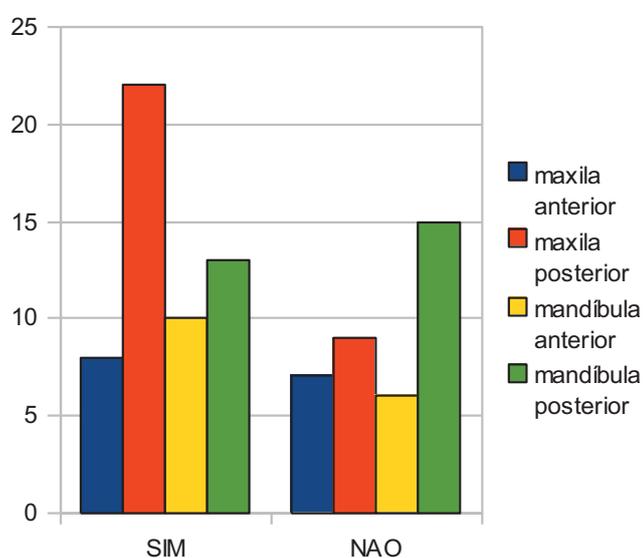


Gráfico 3: Relação entre região doadora e sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Tabela 6: Resultado do teste de hipóteses

Estatística Teste	G.l.	Significância
3,941	3	0,268

Assim, pode-se afirmar que 19% dos implantes com afrouxamentos na região da maxila anterior, 24% ocorreram na maxila posterior, 16% ocorreram na mandíbula anterior e 41% ocorreu na mandíbula posterior. O Teste Qui Quadrado mostrou que não há associação entre Região Receptora e grau de sucesso.

Tabela 7: Relação entre sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso) e antagonista.

Sucesso do Implante	Antagonista				Total
	dente natural	pf fixa sobre implante	pf fixa sobre dente	prótese total	
SIM	20	7	22	4	53
NAO	16	8	9	4	37
Total	36	15	31	8	90

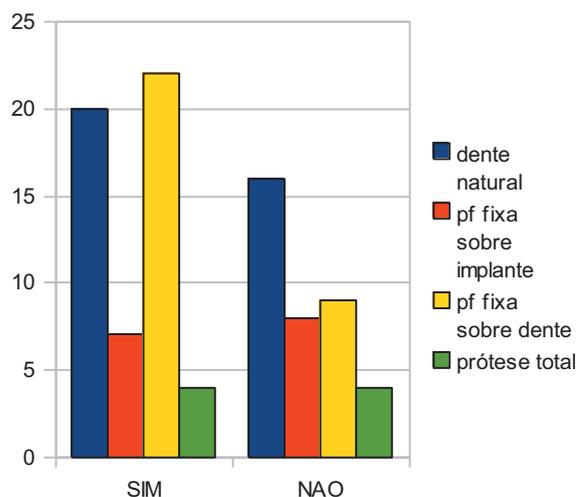


Gráfico 4: Relação entre antagonista e sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Tabela 8: Resultados do teste de hipóteses

Estadística Teste	G.l.	Significância
3,220	3	0,359

Assim, pode-se afirmar que 24% dos implantes com afrouxamentos ocorreram na prótese fixa sobre o dente como antagonista, 43% ocorreram no dente natural como antagonista, 22% ocorreram na prótese fixa sobre o implante como antagonista e 24% ocorreram na Prótese Tota como antagonista I. O teste Qui Quadrado mostrou que não existe associação entre grau de sucesso e antagonista.

Tabela 9: Relação entre sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso) e Tipo de Prótese unitária ou ferulizada.

Sucesso do Implante	TIPO		Total
	unitária	ferulizada	
SIM	13	40	53
NAO	11	26	37
Total	24	66	90

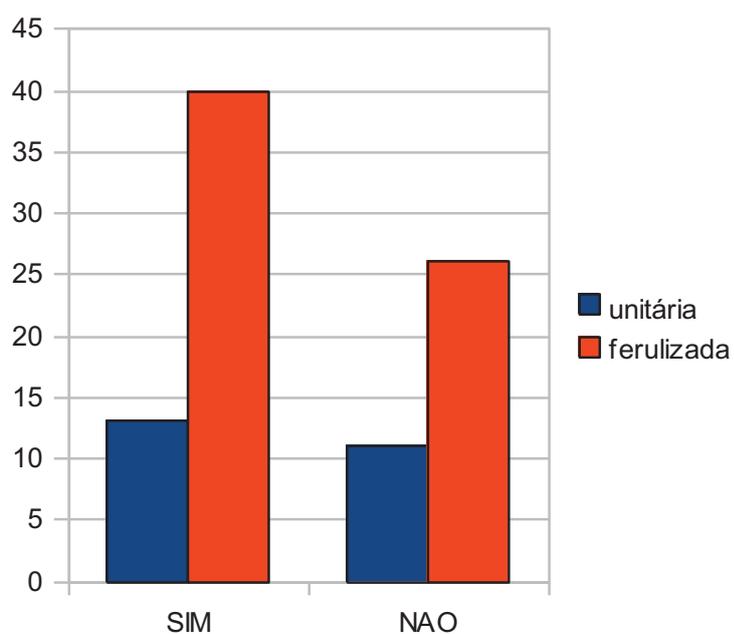


Gráfico 5: Relação entre tipo de prótese unitária ou ferulizada e sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso).

Tabela 10: Resultados do teste de hipóteses

Estatística Teste	G.l.	Significância
0,301	1	0,583

Assim, pode-se afirmar que 29,7% dos afrouxamentos ocorreram na prótese unitária, enquanto que 70,3% ocorreram na prótese ferulizada. O Teste Qui Quadrado mostrou que não há associação entre grau de sucesso e tipo de prótese unitária e ferulizada.

Tabela 11: Relação entre sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso) e tipo cimentada ou parafusada

Sucesso do Implante	TIPO		Total
	cimentada	parafusada	
SIM	10	43	53
NAO	8	29	37
Total	18	72	90

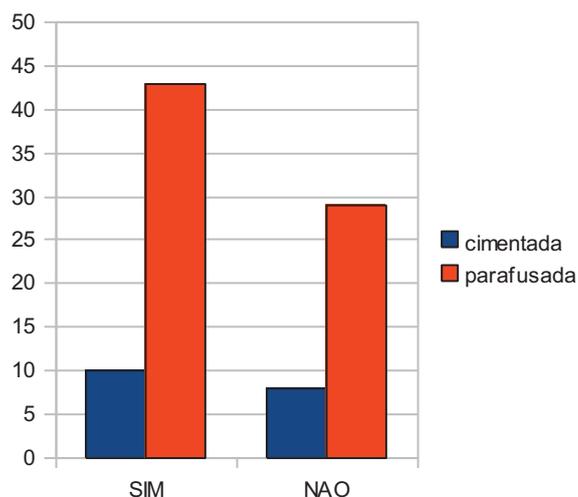


Gráfico 6: Relação entre tipo de prótese cimentada ou parafusada e sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Tabela 12: Resultados do teste de hipóteses

Estadística Teste	G.l.	Significância
0,103	1	0,748

Assim, pode-se afirmar que 22% dos afrouxamentos ocorreram na prótese cimentada enquanto que 78% ocorreram na prótese parafusada. O teste Qui Quadrado mostrou que não existe associação entre tipo de próteses cimentada e parafusada com o grau de sucesso.

Tabela 13: Relação entre hexágono e sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Sucesso do Implante	HEXAGONO		Total
	externo	interno	
SIM	40	13	53
NAO	31	6	37
Total	71	19	90

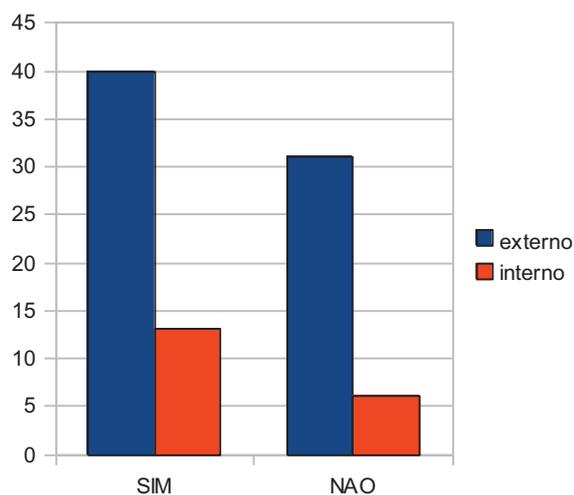


Gráfico 7: Relação entre hexágono e Sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Tabela 14: Resultados do teste de hipótese

Estatística Teste	G.I.	Significância
0,904	1	0,342

Assim, pode-se dizer que 16% dos implantes perdidos ocorreram no hexágono interno, enquanto que 84% ocorreram no hexágono externo. O teste Qui Quadrado mostrou que não existe associação entre tipo de hexágono com o grau de sucesso.

Tabela 15: Relação entre hexágono e sexo com relação ao sucesso da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Sexo	Tipo de hexágono				Total
	hexágono externo		hexágono interno		
	Sucesso	Falha	Sucesso	Falha	
Masculino	7	7	6	0	20
Feminino	33	24	8	5	70
Total	40	31	14	5	90

Tabela 16: Resultados do teste de hipótese para falha do implante (com complicação protética no parafuso)

Estatística Teste	g.l.	Significância
1,4	1	0,236

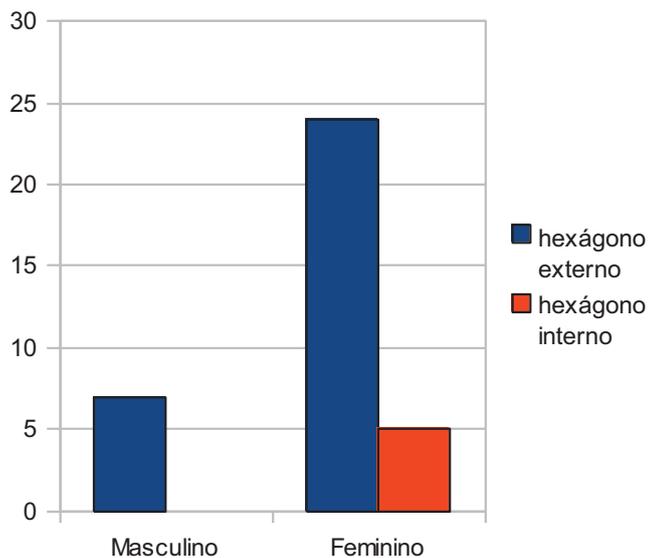


Gráfico 8: Relação entre hexágono e sexo considerando falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Assim, pode-se dizer que 34% das mulheres ocorreram falha no hexágono externo, enquanto que 35% dos homens ocorreram falha nos mesmos. No hexágono Interno, nenhum homem teve falha e 7% das mulheres ocorreu falha do implante. O Teste Qui Quadrado mostra que não existe associação entre as falhas dos implantes nos tipos de hexágono com o sexo.

Tabela 17: Relação entre hexágono e tipo de prótese unitária ou ferulizada em relação a falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Tipo de Prótese	Tipo de hexágono				Total
	hexágono externo		hexágono interno		
	Sucesso	Falha	Sucesso	Falha	
Unitária	9	5	5	5	24
ferulizada	31	26	9	0	66
Total	40	31	14	5	90

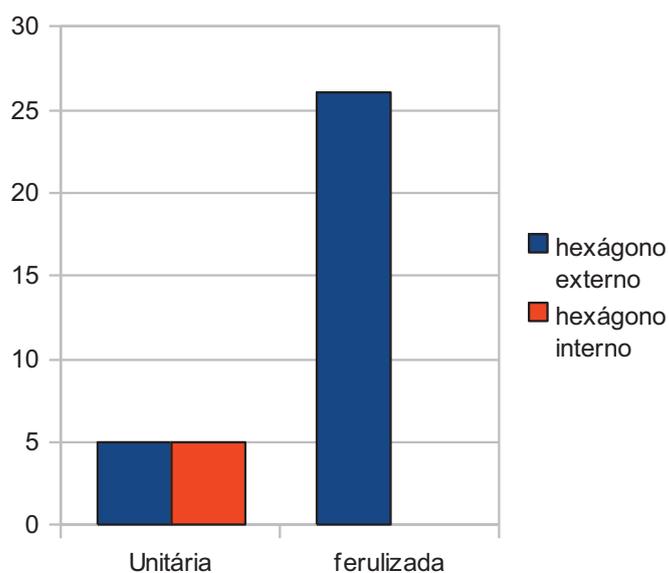


Gráfico 9: Relação entre hexágono e tipo de prótese considerando falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Tabela 18: Resultados do teste de hipótese com relação a falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Estatística Teste	g.l.	Significância
15,096	1	0,0001

Assim, pode-se dizer que 21% das próteses unitárias ocorreram falha no implante de hexágono externo, 39% das próteses ferulizadas ocorreram falha nos mesmos, 21% das próteses unitárias ocorreram falha no hexágono interno e nenhuma falha desta prótese ferulizada ocorreu no hexágono interno. O teste Qui Quadrado mostra que existe uma associação entre as falhas dos implantes nos tipos de hexágono com tipo de próteses unitárias ou ferulizadas.

Tabela 19: Relação entre hexágono e tipo de prótese cimentada ou parafusada em relação a falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Tipo de Prótese	Tipo de hexágono				Total
	hexágono externo		hexágono interno		
	Sucesso	Falha	Sucesso	Falha	
cimentada	9	4	2	3	18
parafusada	31	27	12	2	72
Total	40	31	14	5	90

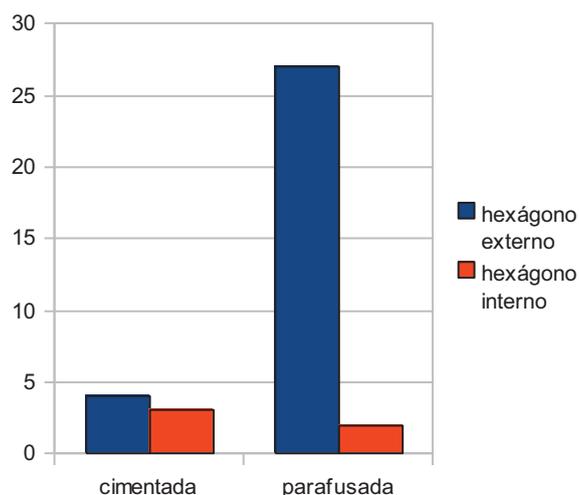


Gráfico 10: Relação entre tipo de hexágono e tipo de prótese cimentada ou parafusada considerando falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Tabela 20: Resultados do teste de hipóteses com relação à falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Estatística Teste	g.l.	Significância
6,097	1	0,0135

Assim, pode-se afirmar que 22% das próteses cimentadas tiveram falha do implante no Hexágono externo, enquanto que 37,5% das próteses parafusadas ocorreram falha no mesmo. No hexágono Interno, 16,7% das próteses cimentadas

ocorreram falha e 2,8% das próteses parafusadas ocorreu esta intercorrência. O Teste Qui Quadrado mostra que existe uma associação entre as falhas dos implantes nos tipos de hexágono com as próteses cimentadas ou parafusadas.

Tabela 21: Relação entre tipo de hexágono e antagonista considerando a falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Antagonista	Tipo de hexágono				Total
	hexágono externo		hexágono interno		
	Sucesso	Falha	Sucesso	Falha	
Dente natural	16	10	5	5	36
Prótese fixa sobre implante	5	8	2	0	15
Prótese fixa sobre dente	15	9	7	0	31
Prótese total	4	4	0	0	8
Total	40	31	14	5	90

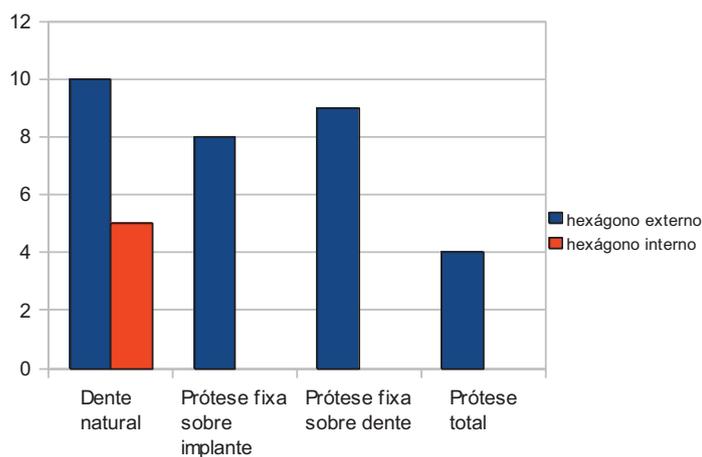


Gráfico 11: Relação entre tipo de hexágono e antagonista considerando falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Tabela 22: Resultados do Teste de hipótese com relação à falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Estatística Teste	g.l.	Significância
8,129	3	0,043

Assim, pode-se perceber que, no hexágono externo, 27,8% dos dentes naturais ocorreu falha, 53,3% das próteses sobre Implante ocorreu falha, 29% das próteses fixa sobre dente ocorreu falha e 50% das próteses total ocorreu falha. No hexágono interno, somente o dente natural, com 13,9% de ocorrência, teve falha. O Teste Qui Quadrado mostra que existe uma associação entre falha dos implantes nos tipos de hexágono e antagonista.

Tabela 23: Relação entre tipo de hexágono e região do Implante considerando a falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Região do implante	Tipo de hexágono				Total
	hexágono externo		hexágono interno		
	Sucesso	Falha	Sucesso	Falha	
Anterior ⁽¹⁾	16	12	4	0	32
Posterior ⁽²⁾	24	19	10	5	58
Total	40	31	14	5	90

(1) Canino a Canino

(2) 1°Pré ao 3° Molar

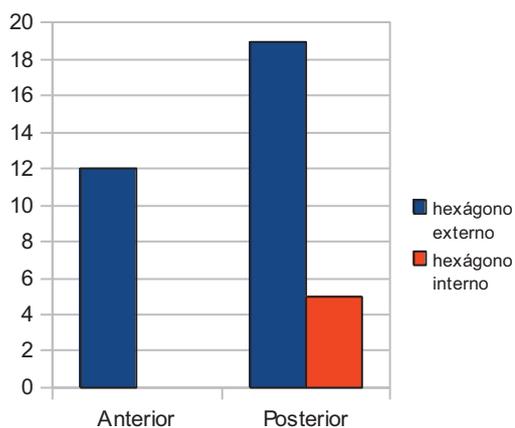


Gráfico 12: Relação entre tipo de hexágono e região do implante considerando a falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Tabela 24: Resultados do teste de hipóteses com relação à falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Estatística Teste	g.l.	Significância
2,903	1	0,088

Assim, pode-se afirmar que, no hexágono externo, 37,5% dos implantes colocados na região anterior teve falha do implante, enquanto que 32,8% dos implantes colocados na região posterior ocorreu falha. O Teste Qui Quadrado mostra que não existe uma associação entre falha do implante nos tipos de hexágono e região do implante.

Tabela 25: Relação entre tipo de hexágono e diâmetro do implante considerando a falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Diâmetro do implante	Tipo de hexágono				Total
	hexágono externo		hexágono interno		
	Sucesso	Falha	Sucesso	Falha	
Reduzido ⁽³⁾	12	6	4	0	22
Regular ⁽⁴⁾	25	24	11	4	64
Largo ⁽⁵⁾	2	2	0	0	4
Total	37	30	15	4	90

(3) Aproximadamente 3,25mm

(4) Aproximadamente 3,75mm

(5) Aproximadamente 4,5 a 5 mm

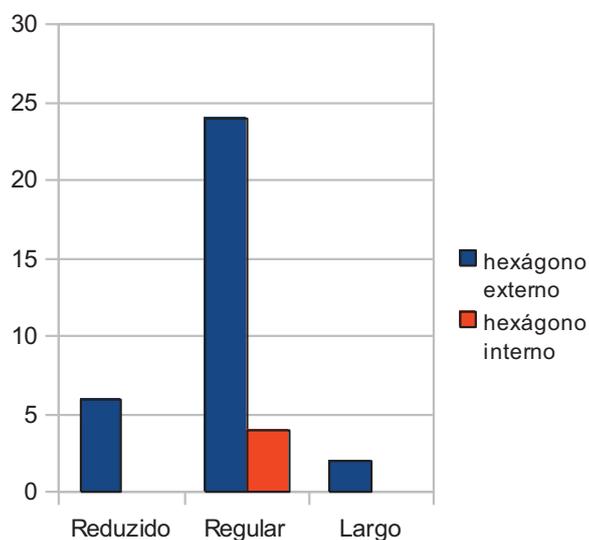


Gráfico 13: Relação entre tipo de hexágono e diâmetro do implante considerando a falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Tabela 26: Resultados do teste de hipóteses com relação à falha da prótese sobre o implante (com complicação protética no parafuso)

Estatística Teste	g.l.	Significância
1,285	2	0,526

Assim, pode-se perceber que, no hexágono externo, 27% do diâmetro reduzido ocorreram falha, 37,5% do diâmetro regular ocorreu falha e 50% do diâmetro largo ocorreu falha. No hexágono interno, apenas o diâmetro regular com 6,3% de ocorrência teve falha do implante. O Teste Qui Quadrado mostra que não existe associação entre as falhas dos implantes nos tipos de hexágonos com relação ao diâmetro do Implante.

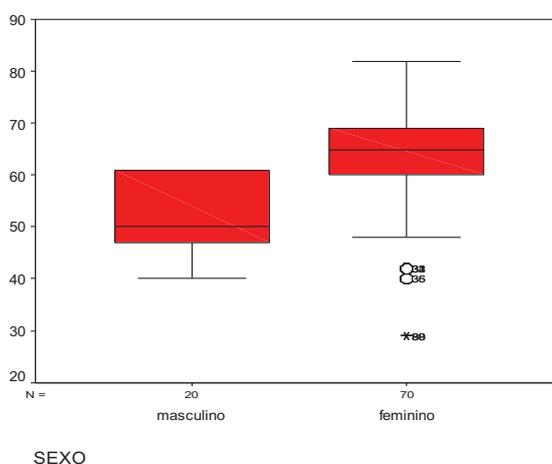


Gráfico 14: Relação entre sexo e idade

Assim, pode-se dizer que as pessoas mais idosas que tiveram afrouxamento eram mulheres e as mais novas foram os homens. A distribuição de idades dos homens é assimétrica, sendo 50% deles mais velhos, acima de 50 anos. A distribuição das idades das mulheres é simétrica.

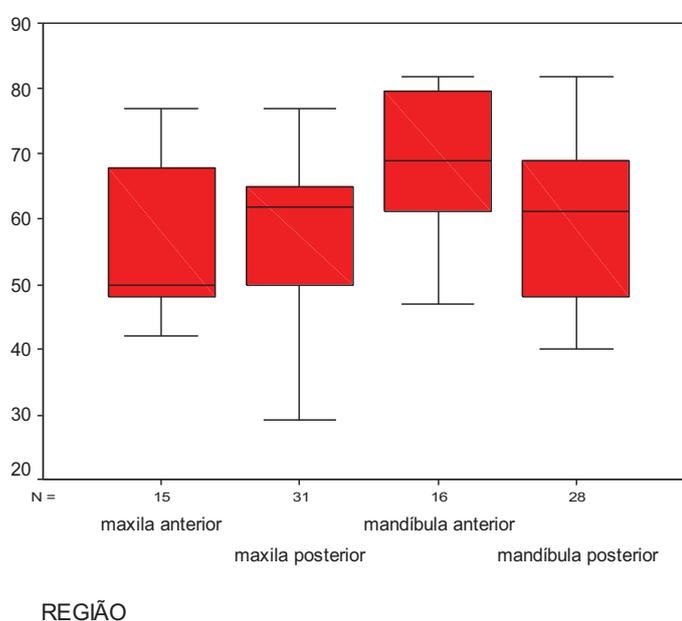
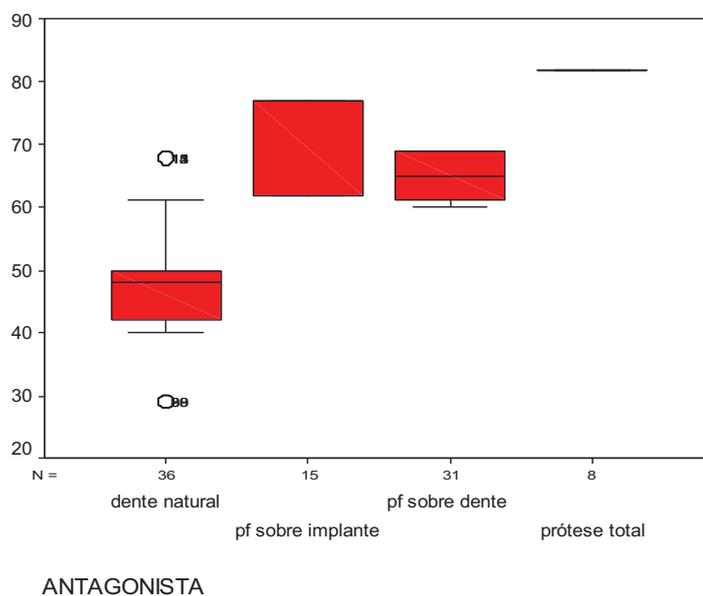


Gráfico 15: Relação entre idade e região receptora

Assim, pode-se perceber que os indivíduos mais idosos receberam implante na mandíbula, tanto posterior quanto anterior, enquanto os indivíduos mais novos receberam implante na maxila posterior. Todas as distribuições são assimétricas,

tendo maior relevância a maxila anterior, onde 50% dos indivíduos tem idade maior que 50 anos.



ANTAGONISTA
Gráfico 16: Relação entre Antagonista e idade

Assim, pode-se afirmar que os pacientes mais idosos ocorreram a antagonista na prótese total, enquanto os mais novos a antagonista ocorreu no dente natural. A distribuição do grupo do dente natural é assimétrica, onde 50% dos pacientes têm idades menores que 48 anos aproximadamente.

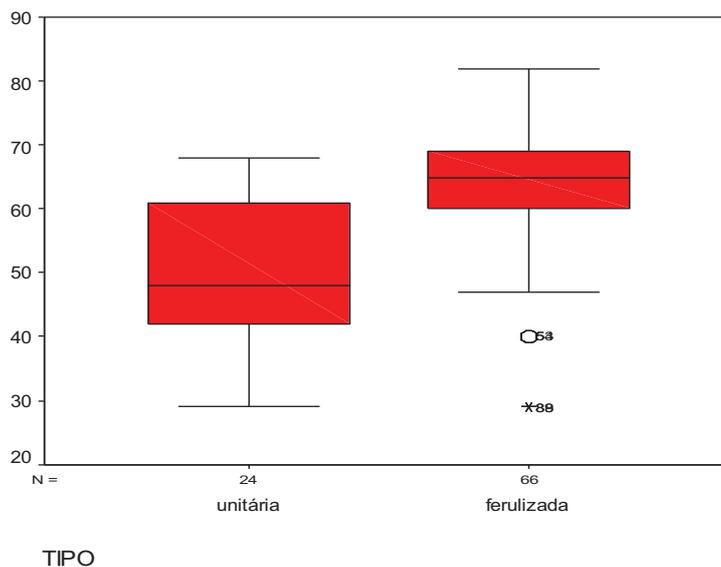


Gráfico 17: Relação entre tipo de prótese e idade

Assim, pode-se afirmar que os pacientes mais idosos utilizaram prótese ferulizada, enquanto os mais novos utilizaram prótese unitária. A distribuição dos que utilizaram prótese unitária é assimétrica, tendo 50% dos indivíduos maiores que 48 anos aproximadamente e a distribuição da prótese ferulizada é simétrica.

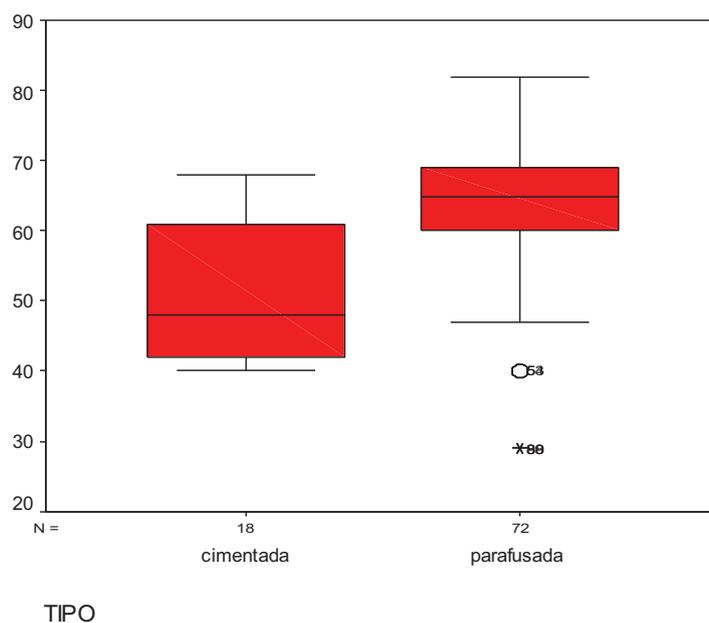


Gráfico 18: Relação entre tipo de prótese e idade

Assim, pode-se dizer que os pacientes mais idosos utilizaram prótese parafusada, enquanto que os mais novos utilizaram prótese cimentada. A distribuição das próteses cimentadas é assimétrica, tendo 50% dos indivíduos idades maiores que 48 anos aproximadamente.

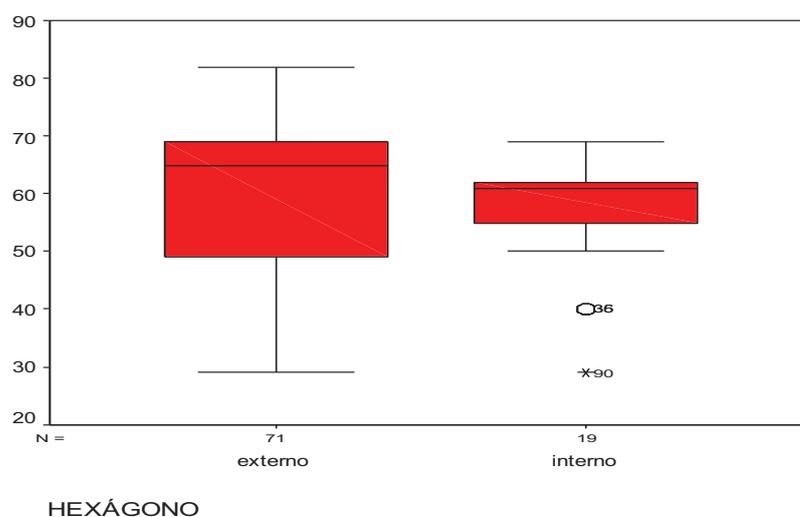


Gráfico 19: Relação entre hexágono e idade

Assim, pode-se afirmar que tanto os pacientes mais novos quanto os mais idosos utilizaram o hexágono externo. Ambas as distribuições são assimétricas, sendo o hexágono externo utilizado por 50% dos pacientes menores de 65 anos aproximadamente e os que utilizaram o hexágono Interno menores que 63 anos aproximadamente.

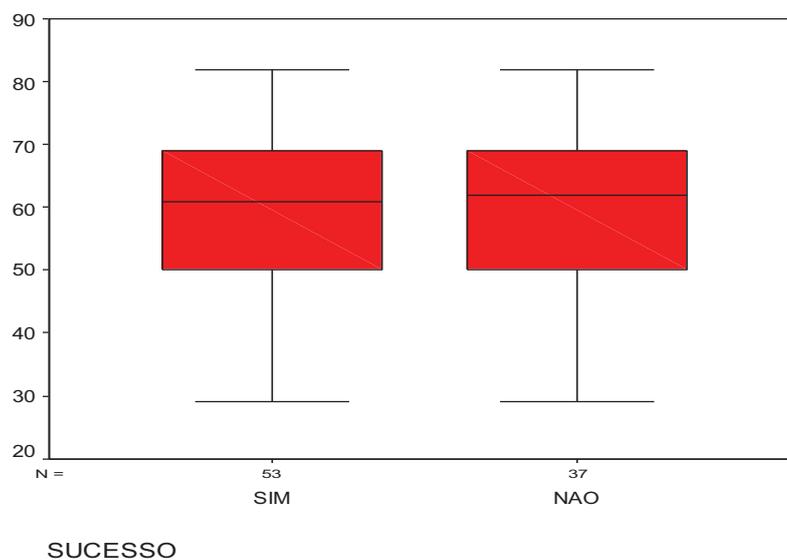


Gráfico 20: Relação entre idade e sucesso do da prótese sobre o implante (sem complicação protética no parafuso)

Assim, pode-se perceber que ambos os resultados quanto ao sucesso dos procedimentos são semelhantes e, por isso, nada podemos afirmar acerca de um padrão entre os resultados.

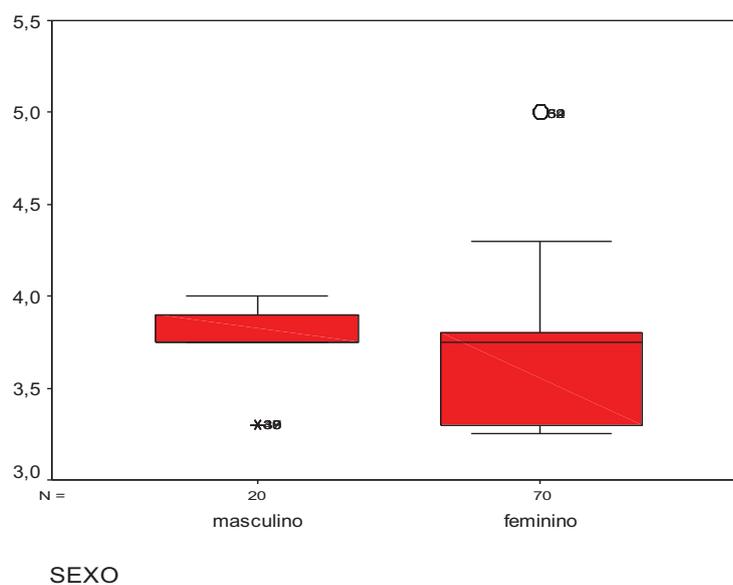


Gráfico 21: Relação entre sexo e diâmetro do implante

Assim, pode-se perceber que o maior e o menor diâmetro ocorreu com o sexo feminino. A distribuição das mulheres foi assimétrica, com 50% dos diâmetros menores que 3,75 aproximadamente.

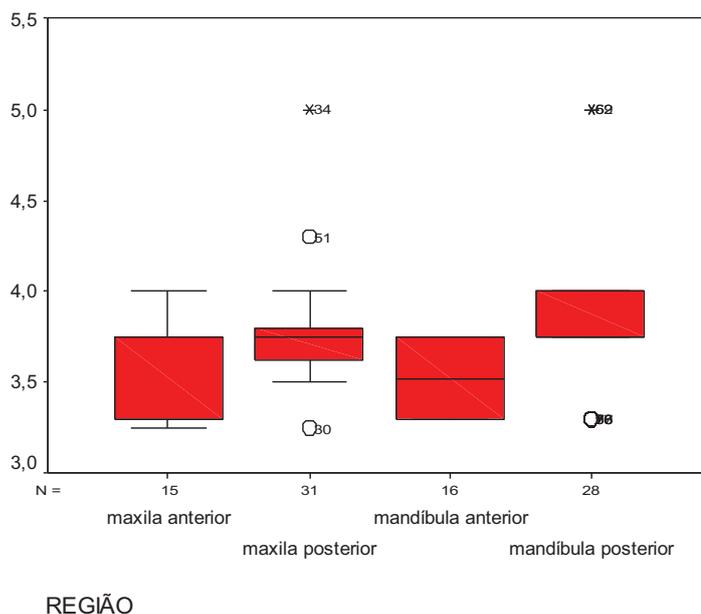


Gráfico 22: Relação entre região receptora e diâmetro do implante

Assim, pode-se perceber que os maiores diâmetros foram o implante 34 da maxila posterior e o implante 69 da mandíbula posterior, enquanto que os menores diâmetros foram de implantes recebidos pelas regiões maxila anterior, mandíbula anterior, o implante 30 da maxila posterior e os implantes 77 e 86 da mandíbula posterior, que tiveram o mesmo diâmetro. A distribuição da mandíbula anterior é simétrica, enquanto que a distribuição da maxila posterior é assimétrica, tendo 50% dos diâmetros menores que 3,75 aproximadamente.

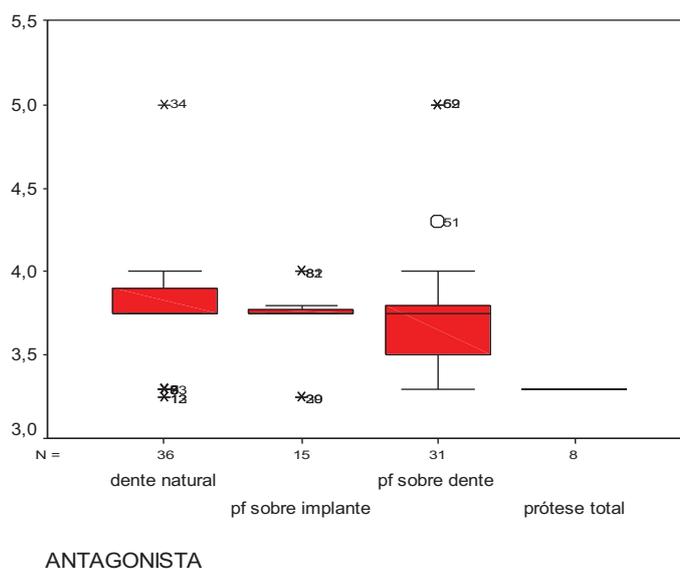


Gráfico 23: Relação entre antagonista e diâmetro do implante

Assim, pode-se afirmar que o dente natural e a prótese fixa, tanto sobre o implante quanto sobre o dente, possui maiores diâmetros, enquanto que o implante 39 da prótese fixa sobre Implante e o implante 13 do dente natural possui os menores diâmetros. A distribuição da prótese fixa sobre o dente é assimétrica, tendo 50% dos diâmetros menores que 3,75 aproximadamente.

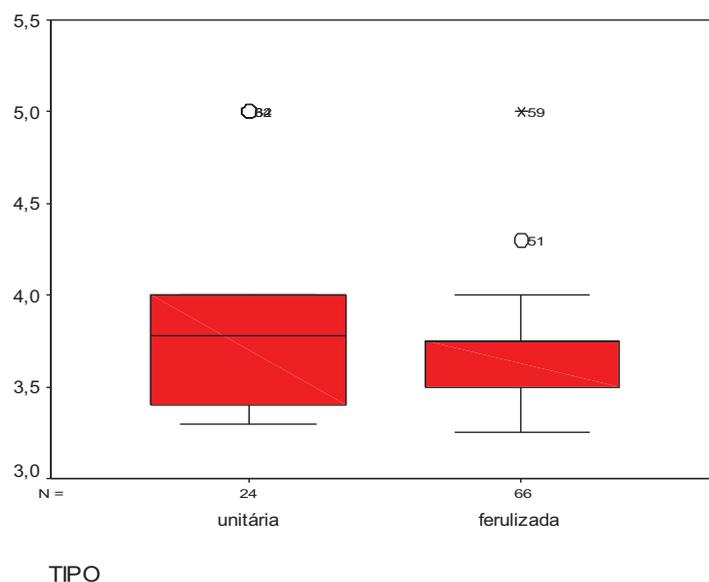


Gráfico 24: Relação entre tipo do implante e diâmetro do implante

Assim, pode-se perceber que tanto a prótese unitária quanto a ferulizada teve os maiores diâmetros e a prótese ferulizada teve o menor diâmetro. A distribuição da prótese unitária é assimétrica, tendo os 50% dos implantes o diâmetro menor que 3,75 aproximadamente.

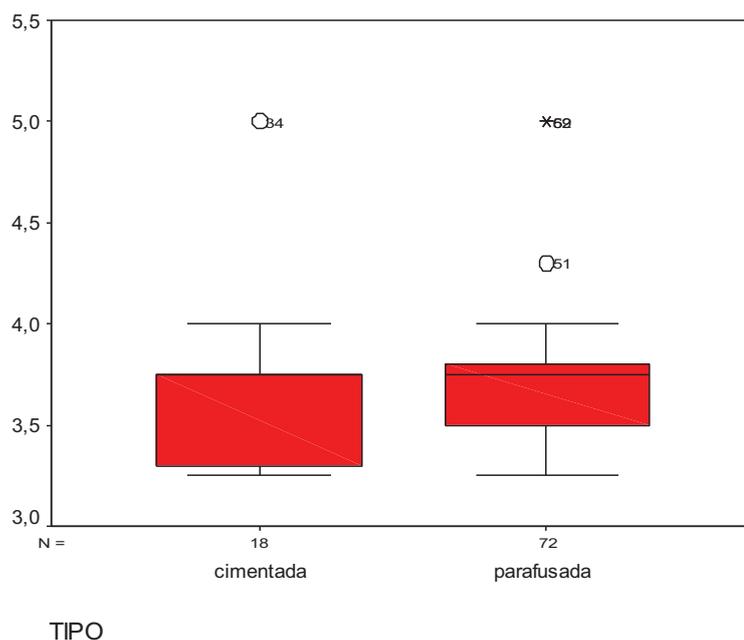


Gráfico 25: Relação entre tipo de implante e diâmetro do implante

Assim, pode-se perceber que tanto a prótese cimentada quanto a prótese parafusada tiveram os menores e os maiores diâmetros. A distribuição da prótese parafusada é assimétrica, tendo 50% dos diâmetros menores que 3,75 aproximadamente.

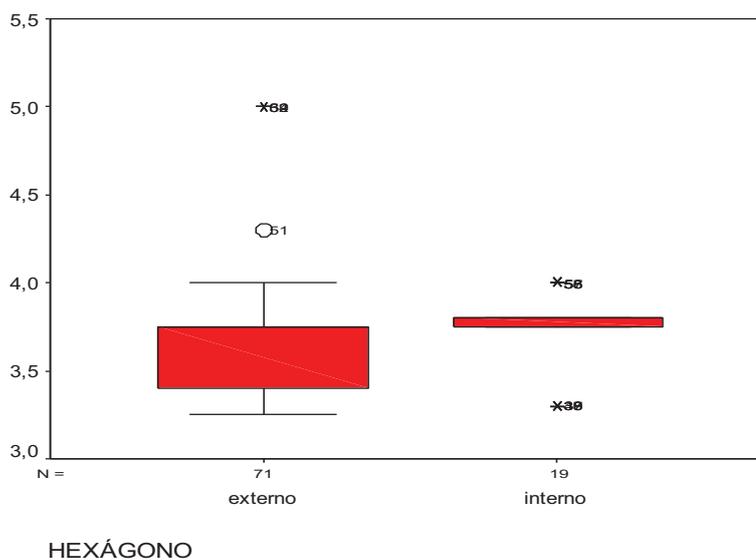


Gráfico 26: Relação entre tipo de hexágono e diâmetro do implante

Assim, pode-se dizer que os menores e os maiores diâmetros foram encontrados no hexágono externo. A distribuição do hexágono externo é assimétrica, tendo 50% dos diâmetros menores que 3,75 aproximadamente e a distribuição do hexágono interno possui 50% dos diâmetros menores que 3,8 aproximadamente, sendo assim, assimétrica.

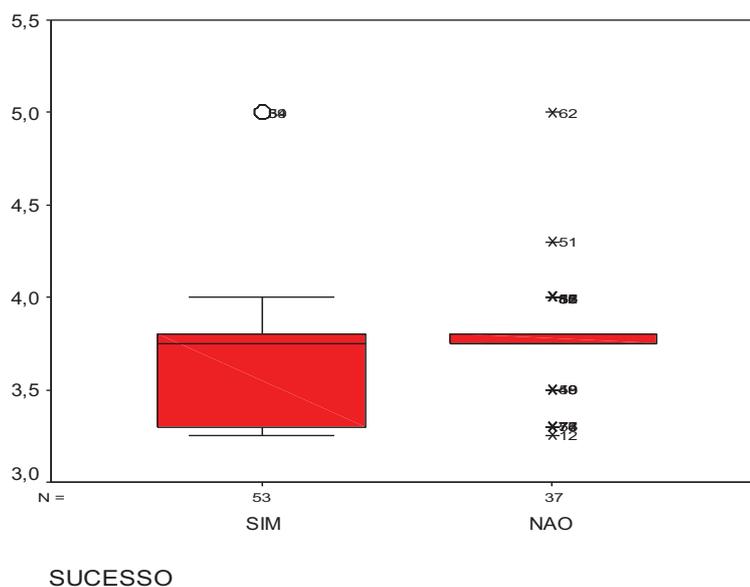


Gráfico 27: Relação entre sucesso da prótese sobre o implante(sem complicação protética no parafuso) e diâmetro do Implante

Assim, pode-se dizer que ambos os resultados dos procedimentos tiveram os maiores e os menores implantes. A distribuição do sucesso foi assimétrica, com 50% dos implantes bem sucedidos menores que 3,75 aproximadamente.

5 DISCUSSÃO

Os implantes dentários estão em evolução constante, há décadas que estudiosos vêm demonstrando um arsenal de materiais e artefatos tentando chegar a uma substituição quase que perfeita da ausência dentaria humana. Depois de várias tentativas, existe hoje, a possibilidade real dessa substituição, com o uso dos implantes dentários em titânio, apresentando, então altos índices de sucessos com tais reabilitações (Ceschin, 1984; Branemark & Zarb, 1987, Davarpanah et al., 2003).

A odontologia em geral é uma ciência que tem uma íntima ligação com os estudos da biomecânica, conseguindo com isso uma possível harmonia das respostas do meio oral em relação a reabilitação realizada. A implantodontia não ficaria de fora dessa regra, trazendo para os implantes diferentes desenhos /designs, superfícies alteradas, materiais, assim como princípios de oclusão para proteção dos mesmos, contra possíveis cargas nocivas do meio oral. (Misch, 2000; Cirbika, 2001; Wang, 2002; Rosen, 2004; Kim, 2005; Misch, 2006; Ferreira, 2007; Falcón, 2008).

No entanto complicações mecânicas relacionadas principalmente aos componentes do conjunto prótese/implante, como soltura de parafusos, fraturas de implantes ou de componentes ainda desempenham um papel preocupante na terapia com implantes dentários. (Goodacre et al.1999; Boggan, 1999; Binon, 2000-b; Eckert, 2000). Entre essas complicações, o afrouxamento dos parafusos vem sendo constantemente reportadas e parece ser a complicação mais comum em próteses implantadas suportadas, especialmente em próteses unitárias. (Goodacre et al, 1999; Schwarz, 2000; Tavarez, 2003; Kremnair et al, 2003).

A natureza de tais complicações tem varias diretrizes e vem sendo mencionada por diversos autores, os quais citaram que entre elas estão: a desadaptação vertical e horizontal, pré-carga inadequada, tipo de desenho do hexágono da conexão utilizado, tipo de carga transmitida ao implante, entre outras. (Mcglumpy, 1998; Schwarz, 2000; Gratton, 2001; Martin, 2001; Henriques, 2003; Keating, 2004).

A adaptação vertical e horizontal dos componentes dos implantes como mencionada acima, é apontada como uma das condições diferenciais na manutenção estabilidade da interface implante / prótese. Esta situação está bem estabelecida na literatura, onde é relatado que a justeza entre o implante e o pilar, é necessária para que exista uma precisão na adaptação dos hexágonos fazendo com que ocorra uma diminuição da concentração de tensão no conjunto. Componentes que não tenham uma adaptação precisa podem influenciar no sucesso longitudinal e no prognóstico dos implantes, levando a implicações clínicas que resultam em complicações protéticas, chegando então a respostas adversas dos tecidos moles e até a perda da osseointegração, em consequência de perdas ósseas progressivas. (Boggan, 1999; Merz, 2000; Binon, 2000-b; Tavarez, 2003).

A pré-carga estabelecida nos parafusos dos componentes protéticos é outro fator que pode somar a estabilidade do conjunto, havendo então maior adaptação das roscas do intermediário, as do implante. Estudos mostram que quando esse pré - torque inicial for inadequado ou forças externas ultrapassam o limite, ocorre inevitavelmente o afrouxamento do parafuso ou ate mesmo a fratura destes, levando consequentemente a uma maior concentração de forças na interface osso-implante. (Schwarz, 2000; Gratton, 2001; Lee, 2002; Yousef et al.; 2005; Akour, 2005). No entanto, Cibirka et al. em 2001 após avaliarem a força de contra-torque após fadiga

cíclica de pilares que haviam sofrido alterações dos seus hexágonos estudados, concluíram que a ausência de precisão na adaptação dos hexágonos ou sua total eliminação não afetava negativamente a tensão dos parafusos, mesmo após carga cíclica, sendo os hexágonos importantes apenas para permitirem a instalação dos implantes durante a fase cirúrgica e orientarem o assentamento do pilar sobre a plataforma dos implantes durante a fase protética.

A configuração geométrica estrutural da conexão é atualmente uma das linhas de pesquisas mais estudadas, e é alvo da pesquisa do atual trabalho, ela está quase toda direcionada a enfatizar a relação entre o tipo de conexão protética dos implantes, e a distribuição das tensões destes, frente aos esforços mastigatórios, o que de fato poderia originar instabilidade protética, fraturas de parafusos retentores de próteses unitárias e múltiplas e até mesmo fraturas de implantes. (Boggan, 1999; Ercket, 2000; O' Mahony, 2000; Cibirka, 2001; Gratton et al.2001; kraisat, 2002; Lee, 2002; Tavarez, 2003; Eskitascioglu et al., 2004; Akour, 2005; Bernardes, 2006; Rudi, 2008).

O primeiro tipo de conexão protética para implantes lançada no mercado foi o sistema de encaixe tipo hexágono externo, originalmente idealizado e desenvolvido por Brånemark e que passou a ser copiado por inúmeras empresas. (Scholander, 1999; Lekhman, 1999; Binon, 2000-a; Francischone, 2007). Com o passar do tempo e com o aumento da utilização dos implantes osseointegráveis pelo clínico, muitos problemas de ordem biomecânica começaram a surgir (Cibirka et al, 2001, Goodacre, 2003; Martins, 2007). Tais complicações mecânicas fizeram surgir no mercado, novos desenhos geométricos dessas conexões, as quais foram desenvolvidas com princípios da bioengenharia para tentar minimizar tais problemas. Esses sistemas de encaixe alternativo, baseados na justaposição interna entre as paredes dos pilares e

dos implantes foram desenvolvidos, com formato de cone com angulações variando entre 11 e 8 graus (Norton, 1999; Merz, 2000; Kitagawa, 2005), ou com desenho lembrando um hexágono interno (Krennmair, 2002; Drago et al, 2006; Soares, 2007; Ferreira, 2007), o que hipoteticamente poderia diminuir o estresse sofrido pelo parafuso do pilar, pois a tensão oclusal transmitida ao pilar estaria dividida entre as paredes do encaixe interno e o parafuso retentor (Binon, 2000a; Chun et al., 2006).

Esses novos desenhos vêm mostrando uma melhor distribuição de tensão na interface osso/implante, transmitindo as forças laterais diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência as tensões cisalhantes na união. (Khaisat, 2002; Bernardes, 2006; Chun, et al., 2006; Rudi, 2008; Lehman, 2008). Já os implantes do tipo hexágono externo apresentam uma concentração de tensões no pescoço do implante próximo à plataforma de assentamento, ao parafuso de retenção e ao osso cortical, (Lehman, 2008; Maeda, 2006) podendo provocar afrouxamento ou fratura deste parafuso quando submetidos às cargas laterais. (O'Mahany, 2000; Bozkaya, 2004; Eskitascioglu et al., 2004; Maeda, 2006; Bernardes, 2006).

Muitos estudos vêm mostrando e confirmando a superioridade biomecânica das conexões internas. (Merz et al, 2000; Schwarz et al, 2000; Binon 2000-a; Binon 2000-b ;Cibirka ,2001; khaisat et al, 2002; Tavarez, 2003; Húngaro, 2003; Kitagawa, 2005; Akour, 2005; Maeda et al, 2006; Bernardes, 2006; Chun et.al., 2006 Nakamura, 2006; Drago et al, 2006; Martins, 2007; Ferreira, 2007; Rudi, 2008; Lehman, 2008). Confirmando essa superioridade, a avaliação clínica feita na instituição Clivo nesse estudo, sugere também ao hexágono interno um índice menor de complicações mecânicas no seu sistema, apontando índice de 16% dos afrouxamentos, enquanto que 84% ocorreram no hexágono externo. Porém Francichone em 2007, Scholonder

em 1999 e Lekhonlm também neste ano afirmam que o Sistema Brånemark é um método seguro e previsível de restaurar arcos parcialmente edêntulos e em reabilitações unitárias. O teste Qui Quadrado do estudo atual mostrou que não existe associação entre tipo de hexágono com o grau de sucesso dos implantes

Nas reabilitações com prótese sobre implante, o tipo de prótese a ser confeccionada é também de fato outra questão que esta intimamente relacionada com a biomecânica da reabilitação.

A escolha do tipo de retenção da prótese a ser confeccionada é da preferência de cada dentista, porém alguns autores deixam claras suas vantagens e desvantagens para que facilite na hora dessa escolha. As próteses cimentadas são sempre citadas como um tipo de prótese que confere melhores condições mecânicas, devido a uma distribuição melhor das forças sobre o conjunto, enquanto as parafusadas trazem a facilidade de recuperação e utilização da restauração. (Sadan et al., 2004; Rosen, 2004; Misch, 2006). Tendo base nesses autores e confirmando seus dados o resultado da análise estatística feita neste estudo, verifica que houve nas próteses cimentadas um índice de 22% de afrouxamentos, enquanto que 78% ocorreram na prótese parafusada. O teste Qui Quadrado mostrou que não existe associação entre tipo de próteses cimentado e parafusado com o grau de sucesso dos implantes. Correlacionando esse tipo de prótese com o tipo de hexágono utilizado, os testes mostram que 22% das próteses cimentadas tiveram falha do implante no hexágono externo, enquanto que 37,5% das próteses parafusadas ocorreram falha dos mesmos. No hexágono Interno, 16,7% das próteses cimentadas ocorreu falha e apenas 2,8% das próteses parafusadas ocorreram esta intercorrência. O Teste Qui Quadrado mostra que existe uma associação entre as falhas dos implantes nos tipos de hexágono com as próteses cimentadas ou parafusadas.

No que diz respeito à escolha da esplintagem ou não das coroas, autores citam suas vantagens e desvantagens, indicações e contra-indicações para a correta escolha pelos cirurgiões dentistas (Binon, 2000-b; Wang, 2002; Misch, 2006), no entanto existem estudos que mostram que a ferulização é uma opção biomecanicamente melhor, pois traz ao conjunto uma melhor distribuição de força, tanto no sistema implante/abutment quanto na interface osso/implante (Carvalho, 2004; Silva, 2005). Já nas próteses unitárias dados mostram exatamente o contrario, apontando um maior índice de complicações, nas próteses unitarias, devido a uma concentração de forças em uma única estrutura. (Goodacre et al, 1999; Schwarz, 2000; Tavarez, 2003; Kremnair et al, 2003). No entanto, os dados do presente estudo mostram que 29,7% dos afrouxamentos ocorreram na prótese unitária, enquanto que 70,3% ocorreram na prótese ferulizada, contrariando os autores acima. O Teste Qui Quadrado mostrou que não há associação entre grau de sucesso e tipo de prótese unitária e ferulizada. Comparando esse tipo de prótese com o hexágono da junção chegou-se a dados que 21% das próteses unitárias ocorreram falha no implante de hexágono externo e 21% no hexágono interno enquanto que 39% das próteses ferulizadas ocorreram falha nos hexágonos externos e nenhuma falha desta prótese ferulizada ocorreu no hexágono interno. O teste Qui Quadrado mostra que existe uma associação entre as falhas dos implantes nos tipos de hexágono com tipo de próteses unitárias ou ferulizadas.

Como já mencionado acima, autores afirmam que a estabilidade dos componentes tem relação muito próxima com a força mastigatória de cada paciente, tal força depende do “status” físico de cada ser, ou seja, homens, adultos e mais jovens possuem uma força de mastigação bem maior comparada a mulheres, crianças e idosos. (Pellizzer, 1998, Lílian Guisard, 2001, Dejak, 2003). No presente

trabalho fez-se a comparação da soltura do parafuso de acordo com o sexo e idade de cada paciente, mostrando que 20% dos insucessos nas próteses causadas por afrouxamento eram por homens, enquanto que 80% eram mulheres. Pela idade chegamos a valores que 24% dos afrouxamentos aconteceram entre as idades 29 a 49 anos, 54% aconteceram entre 49 a 69 anos e 22% aconteceram entre 69 a 89 anos. Todos esses dados encontrados discordam então com os autores acima, pois apontam a mulher e pacientes de meia idade com os maiores índices de complicação com o afrouxamento. No entanto o teste Qui Quadrado mostrou que não existe relação entre o grau de sucesso com idade e sexo do paciente, contrariando também autores acima. Em relação ao tipo de hexágono utilizado chegamos a dados que 34% das mulheres ocorreram afrouxamento no hexágono externo, enquanto que 35% dos homens ocorreram falha no mesmo. No hexágono interno, nenhum homem teve falha e 7% das mulheres ocorreu à complicação. O Teste Qui Quadrado mostra também que não existe associação entre as falhas dos implantes nos tipos de hexágono com o sexo.

O tipo de antagonista é mais um parâmetro utilizado há muito tempo pelos cirurgiões dentista para ter um direcionamento em relação à magnitude de força de cada paciente. Conforme estudos publicados as forças de mordida em pacientes portadores de próteses fixas apoiadas sobre implantes osseointegrados são comparáveis aos pacientes com dentes naturais e que as selas de extremidade livre, principalmente em suas posições extremas, conduziram a forças de mordida muito baixas, seguida da prótese total. Próteses fixas obtiveram melhores resultados. (Pellizzer, 1998; Bakke, 2002).

Levando em consideração que quanto maior a força de mordida, maior também será o impacto sobre o conjunto, como citado acima, então os dados do atual

estudo se mostram da seguinte forma: que 24% dos parafusos soltos ocorreram em próteses sendo utilizado como antagonista a prótese fixa sobre o dente, 43% ocorreram em dente natural, 22% ocorreram em prótese fixa sobre o implante e 24% ocorreram em Prótese Total. O teste Qui Quadrado mostrou que não existe associação entre grau de sucesso e antagonista. No caso, houve uma maior incidência de complicação em reabilitações com implantes as quais tiveram como antagonista os dentes naturais, porém a prótese total apresentou um índice maior que as próteses fixas como antagonistas, discordando dos autores acima. Com estes valores em mãos foi então relacionado o tipo de hexágono utilizado em cada caso, mostrando que, no hexágono externo, 27,8% em relação aos dentes naturais ocorreram falhas, 53,3% em relação às Próteses sobre Implante, 29% em relação às próteses fixa sobre dente e 50% em relação às próteses totais ocorreram falhas. No hexágono interno, somente o dente natural, com 13,9% de ocorrência, foi relatado falha do parafuso. O Teste Qui Quadrado mostra que existe uma associação entre falha dos implantes nos tipos de hexágono e antagonista.

Mais um ponto forte a ser discutido, vem ser o comportamento biomecânico das restaurações instaladas no setor posterior, este fornece dados de altos índices de falhas na estabilidade da união implante / pilar, principalmente na área de molar, devido à alta concentração de força nessa região no ato mastigatório. (O'Mahony et al. 2000, Dejak, et al. 2003, Carvalho, 2004) levando pesquisadores a sugerir a utilização de implantes de largo diâmetro ou o uso de sistemas de implantes com conexões que permitam estabelecer restaurações mais estáveis e conseqüentemente determinar um maior índice de sucesso. (Boggan, 1999; MISCH, 2000; Davarpanah et al., 2003; Lee et al, 2005; Misch, 2006; Davarpanah, 2003; Carvalho, 2004; Himmlová, 2007; Ferreira et al, 2007). Por conseguinte, concordando com os autores

citados, na avaliação dos pacientes desse estudo, confirma-se que 19% dos afrouxamentos na região da maxila anterior, 24% dos afrouxamentos ocorreram na maxila posterior, 16% ocorreu na mandíbula anterior e 41% ocorreu na mandíbula posterior. O Teste Qui Quadrado mostrou que não há associação entre região receptora e grau de sucesso. Chegando também a resultados que, no hexágono externo, 37,5% dos implantes colocados na região anterior teve afrouxamento, enquanto que 32,8% dos implantes colocados na região posterior ocorreu essa falha. O Teste Qui Quadrado mostra que não existe uma associação entre falha do implante nos tipos de hexágono e região do implante.

No que diz respeito ao diâmetro observou-se que, no hexágono externo, 27% do diâmetro reduzido ocorreu falha, 37,5% do diâmetro regular ocorreu falha e 50% do diâmetro largo ocorreu falha. No hexágono interno, apenas o diâmetro regular com 6,3% de ocorrência teve falha do implante. O Teste Qui Quadrado mostra que não existe associação entre as falhas dos implantes nos tipos de hexágonos com relação ao Diâmetro do Implante. Confirmando os achados de Ferreira em 2007 que concluiu que as conexões internas tornam-se a melhor opção para as reabilitações nas quais serão utilizados implantes osseointegráveis e que na impossibilidade da utilização de implantes de largo diâmetro, os autores sugeriram a instalação de implantes de hexágono interno.

6 CONCLUSÃO

Ao analisar os números da avaliação clínica, através do banco de dados feito no centro de pós-graduação/AORJ, em dois tipos de conexões protéticas de implantes foi possível concluir que:

- Em conexão tipo hexágono externo sugere-se uma maior incidência dos afrouxamentos dos parafusos nas próteses sobre implantes.

- Para a conexão tipo hexágono interno é sugestivo afirmar que há uma menor incidência dos afrouxamentos dos parafusos nas próteses sobre implantes.

- Existe associação significativa, de acordo com os testes mencionados, entre as falhas dos implantes e os tipos de hexágonos com relação ao tipo de prótese confeccionada (parafusada ou cimentada) e (ferulizada ou unitária) e com relação ao tipo de antagonista utilizado.

- Não há relação significativa com as variáveis em relação ao sucesso dos implantes.

Em contrapartida diante da literatura exposta, as verdadeiras implicações clínicas necessitam ainda ser avaliadas. Muitos estudos clínicos e biomecânicos, além de ensaios mecânicos, precisam ser publicados para que seja possível comparar as diferenças existentes entre cada um desses tipos de conexões. É preciso refletir primeiro se a estabilidade das junções hexagonais externas poderia se equiparar com a das junções internas apenas com uma pequena mudança de propriedade dos parafusos de união (material e torque utilizado) antes de qualquer decisão de investir na mudança de sistemas de implantes e se render ao comércio das grandes empresas odontológicas ligadas a esse ramo.

REFERÊNCIAS

AKOUR, S. N.; FAYYAD, M. A.; NAYFEH, J. F. Finite Element Analyses of two ant rotational designs of implants fixture. **Implant Dentistry**, v.14, n.1, p.77-81, 2005.

ANTENUCCI, R. M. F.; PELLIZZE, E. P.; CARVALHO, P. S. P. et al. Avaliação das tensões na interface implante/coroa. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac**, Camaragibe, v.8, n.3, p. 49-56, jul. /set. 2008.

BAKKE, M.; HOLM, B.; GOTFREDSON, K. Masticatory function an patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5 year study. **Int J Prosthodont** 2002, 15(6):575-81.

BERNARDES, S. R.; ARAÚJO, C. A.; NETO, A. J. F. et al. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno, **Implant News**, V. 3 N 4, jul./ago., 2006.

BINON, P. Implants and components: Entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.1, p.76-94, 2000a.

_____. The external hexagonal interterface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. **Quint Dent. Tecnolog**, p.91-105. 2000b.

BOGGAN, R. S.; STRONG, J. T.; MISCH, C. E. et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. **J. Prosthet. Dent** 1999, v.82, n.4, p.436-440.

BOZKAYA, D.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry** 2004, v. 92, n. 6, p. 523-530.

BRANEMARK, P.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. **Protesis tejido-integradas**. La oseointegração em la odontologia clínica. Trad. por Jaime A. Gil. Los Angeles: Quintessence books, 1987. p. 117-6

CARVALHO, W.; CASADO, P. L.; CAÚLA, A. L. et al. Implants for Single First Molar Replacement: Important Treatment Concerns. **Implant Dentistry**, v. 13, n. 4, p. 328-335, 2004.

CESCHIN, J. R. **Implante na reabilitação bucal**. São Paulo: Panamed, 1984, p. 63.

CHUN, H. J. et al. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2006, mar./abr.;21(2):195-202.

CIBIRKA, R. M.; NELSON, S. K.; LANG, D. R. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthetic. Dent** 2001 n.3, p.268-285.

DAVARPANA, M. et al. **Manual de implantodontia clínica**. Porto Alegre: Artmed, 2003.

_____. Wide-diameter implants: new concepts. **Int J Periodontics Restorative Dent**, 2001, abr.; 21(2):149-59.

DEJAK, B.; MTOTKOWSKI, A.; ROMANOWICZ, M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. **Journal of Prosthetic Dentistry**, 2003; 90: 591-7.

DRAGO, C. J.; O'CONNOR, G. **A Clinical Report on the 18 – Month Cumulative Survival Rates of implants and Implant Prostheses with Internal Connection Implant System**.

ECKERT, S. E.; MERAW, S. J.; CAL, E. et al .Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000, V.15, n.5, p.662-667.

ELIAS, C. N.; FIGUEIRA, D. C. Torque para soltar parafusos de próteses sobre implante. **RBO**, 2003, v. 60, n. 5, p. 343-5.

ESKITASCIOGLU, G. et al. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **Journal Of Prosthetic Dentistry** 2004; 91: 144-50.

FERREIRA, E.; PELLIZZER, E. P.; VILLA, L. M. R. et al. Influencia do tipo de hexágono e do diâmetro do implante osseointegrado na distribuição de estresse. **Revista Implant News**, 2007; 4(5): 549-54.

FRANCISCHONE, C. E.; PAZ, L. G. P.; AKASHI, A. E. et al. 12 a 15 anos de avaliação longitudinal do sistema de implantes Branemark e próteses unitárias cimentadas. **Rev. Dental Press Periodontia Implantol**, Maringá, 2007, v. 1, n. 1, p. 85-94, jan./fev./mar.

GOODACRE, C. J.; BERNAL, G.; KAN, J. et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J. Prosthetic. Dent* 2003, v.90, n.2, p. 121-132.

GRATTON, D. G.; AQUILINO, S. A.; STANFORD, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J Prosthet.Dental**, 2001, v.85, n.1, p.47-52.

GUICHET, D. L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A. A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J Prosthet Dent**, 2002, v.87, n.5, p.528-35.

HENRIQUES, S. E. E. Reabilitação oral. In: **Filosofia, planejamento e oclusão**. São Paulo: Santos, p. 307-308, 2003.

HIMMLOVÁ, L.; DOSTÁLOVÁ, T.; KACÓVSKY, A. et al. Influence of Implant Length and Diameter on stress distribution: A Finite Element Analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 2004, v. 91, n.1, p. 20-25.

HÚNGARO, P. **Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte**. Tese de Mestrado em Prótese Dentária, USP São Paulo, 2002.

KEATING, K. **Conectando abutments à implantes dentais**. Publicações Bicon Dental Implants, São Paulo, 2004. Disponível em: <<http://www.bicon.com/worldwide/bic>>. Acesso em: 5 fev. 2009.

KHAISAT, A.; HASHIMOTO, A.; NAMURA, S. et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J Prosthet Dent** 2004, V.91, n.4, p. 326-334.

KHAISAT, A.; STEGAROV, R.; NAMURA, S. et al. Fatigue resistance of two implant-abutment joint designs. **J Prosth Dent**, 2002, v.88, n.6, p.604-10.

KIM, Y.; OH., T. J.; MISCH, C. E. et al. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. **Clin. Oral Impl. Res.** V 16, N 1, February 2005 , pp. 26-35(10).

KITAGAWA, T.; TANIMOTO, Y.; ODAKI, M. et al. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **Journal of Biomedical Materials Research Applied Biomaterials**, 2005, v. 75, n. 2, p.457-463.

KRENNMAIR, G.; SCHMIDINGER, S.; WALDENBERGER, O. Single tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. **Int J Oral Maxiillofac Implants**, 2002; 17(1): 78-85.

LEE, J.; KIM, Y. S; KIM, C. W. et al. Wave análisis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. . **Prosthetic. Dent**, 2002, v.88, n.4, p.402-408.

LEHMANN, R. B. Tensões em implantes cônicos com hexágono externo e com hexágono interno, **Rev. Dental Press Periodontia Implantol.** Maringá, v. 2, n. 2, p. 91-99, abr./mai./jun., 2008.

LÍLIAN Guisard; SILVA, Miriam Goldenberg. A mastigação no processo de envelhecimento. **Rev. CEFAC**, 2001; 3:27-35.

MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant connections: a short communication. **J Oral Rehabil**, 2006; 33: 75-78.

MARTIN, W. et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J. Prosthetic. Dent**, 2001, v.86, n.1, p.24-32.

MARTINS, L. F.; AMARAL, J. M. Implantes de hexágono interno: técnica de moldagem. **Rev Implant News**, 2007.4(3): 209-13.

MC GLUMPHY, E.; MENDEL, D.; HOLLOWAY, J. Implant screw mechanics. **Dent. Clinics North Am** 1998, v.42, n.1, p.71-89.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, Ruc. Mechanics of the implant-abutment connections: a 8-degree taper compared to about joint connection. **Int J Oral Maxiillofac Implants**, 2000, V .15, p.519-526.

MISCH, C. E. **Implantes dentários contemporâneos**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2000. 685p.

_____. **Próteses sobre implantes**. 1. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2006. 625p.

MORNEBURG, T. R; PROSCHEL, P. A. Measurement of masticatory forces on implant loads: A methodologic clinical study. **Int J Prosthodont**, 2002; 15(1): 20-7.

MOTTA, S. H. **Avaliação clínica de sobrevida de três sistemas de implantes em diferentes densidades ósseas**. Tese Mestrado- Faculdade Unicastelo –São Paulo, 2002.

NAKAMURA, L.; CONTIN, I.; PICHILER, E. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de “abutment” em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. **RPG Rev Pos Grad**, 2006, 13(1): 96-102.

NORTON, M. R. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 1999 ;81:159-66.

O’MAHONY, A.; BOWLES, Q.; WOOLSEY, G. et al. Stress Distribution in the Single unit Osseo integrated Dental Implant: Finite Element analyses of Axial and Off Axial Loading. **Implant Dentistry**, 2000, v.9, n.3, p.207-218.

PELLIZZER, E. P.; MUENCH, A. Forças de mordida relacionadas a próteses parciais removíveis inferiores. **Rev Odontol Univ.**, São Paulo 1998 v. 12, n. 4, p. 401-407, out./dez.

PRIEST, G. Single-Tooth Implants and Their Role in Preserving Remaining Teeth: A 10-Year Survival Study. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, 1999; 14; 181 a 188.

RANGEL, P. M.; PAULO, G. P.; GONÇALVES, M. C. et al. Torque de remoção de parafusos em pilares protéticos com conexão tipo hexágono interno após ciclagem mecânica. **Cienc Odontol Brás**, 2007 out./dez.; 10 (4): 76-81.

ROSEN, H.; GORNITSKY, M.; CEMENTABLE. Implant-supported prosthesis, serial extraction, and serial implant installation: case reported. **Implant Dent**. 2004, v.13, n.4, p.322-5, dez.

RUDI, C. V. S.; HONG, G. et al .Comparative analysis of internal and external-
Comparative analysis of internal and external-hex crown connection systems - a finite
element hex crown connection systems - a finite element study J. **Biomedical
Science and Engineering**, 2008, 1, 10-14.

SADAN, A. et al. Prosthetic design considerations for anterior single-implant
restorations. **J Esthet Restor Dent** 2004, v.16, n.3, p.165-75.

SCHOLANDER, S. A. Retrospective Evaluation of 259 Single – Tooth Replacements
by the Use of Brånemark Implants. **The International Journal of Prosthodontics**,
1999, v. 12, n. 6, p. 483-491.

SCHWARZ, M. S. Mechanical complications of dental implants. **Clin Oral Impl Res**
2000, v.11, supl.1, p.156-158.

SOARES, M. A. D.; LENHARO, A.; JACOMINI, A. et al. Implante cone-morse ultra
rosqueante de torque interno – Parte I: desenvolvimento do produto. **Innov Impl J**.
v.2, n.3, p.63-69, 2007.

STEVÃO, E. L. Implantes: hexágono externo e interno - Uma breve revisão. **Rev
Implant News**, V. 2 N 6, nov./dez. 2005.

TAVAREZ, R. R. J. **Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão
externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, antes e
após ensaios de fadiga**. Bauru, 2003, 211p. Tese Doutorado-Faculdade de
Odontologia de Bauru.

WANG, T. M.; LEU, L. J.; WANG, J. S. Effects of prosthesis materials and prosthesis
splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric
analysis. **Int J Maxillofac Implants**, 2002, v.17, n.2, p.231-7.

YOUSEF, H. et al. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading:
a preliminary analysis. **Implant Dentistry**, 2005, 14: 378-385.