



FACULDADE SETE LAGOAS
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

CARLA MARIA BATISTA DE LACERDA OLIVEIRA

**ESTUDO DESCRITIVO E MORFOLÓGICO DOS IMPLANTES DENTÁRIOS NA
REABILITAÇÃO ORAL**

RECIFE
2016

CARLA MARIA BATISTA DE LACERDA OLIVEIRA

**ESTUDO DESCRITIVO E MORFOLÓGICO DOS IMPLANTES DENTÁRIOS NA
REABILITAÇÃO ORAL**

Monografia apresentada ao curso de Especialização Lato Sensu da Faculdade Sete Lagoas - FACSETE, como requisito parcial para conclusão do Curso de Implantes.

Professor Orientador: Osmar Fróz

Área de concentração: implantodontia.

**RECIFE
2016**

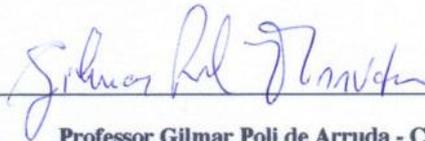
Oliveira, Carla Maria Batista de Lacerda. Estudo Descritivo e Morfológico dos Implantes Dentários na Reabilitação Oral / Carla. - 2016. 34 f. ; il. Orientador: Osmar Fróz. Monografia (especialização) - Faculdade de Tecnologia de Sete Lagoas, 2016. 1. Implantes dentários. 2. Cone Morse. 3. Osseointegração. I. Título. II.

FACULDADE SETE LAGOAS
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

Monografia intitulada "*Estudo descritivo e morfológico dos implantes dentários na reabilitação oral*" de autoria de Carla Maria Batista de Lacerda Oliveira, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:



Professor Osmar Fróz - Ciodonto
Orientador



Professor Gilmar Poli de Arruda - Ciodonto



Professor Carlos Eniel Buono Jr. - Ciodonto

Recife, dezembro de 2016

Agradecimentos

Agradeço às pessoas que participaram desta empreitada, mas não me furto a fazer um agradecimento, em primeiro lugar, a Deus, , pela dimensão do meu encantamento pela vida, por tudo aquilo que me concedeu para a construção da minha identidade, dos meus valores morais, pela família exemplar que constitui, pelos dons recebidos, pela saúde e pelas minhas realizações pessoais e profissionais.

À direção do curso de Especialização em Implantes Odontológicos, funcionários, pacientes e colegas de turma pelo convívio harmonioso.

Obrigada!

RESUMO

Através de uma extensa revisão bibliográfica, o presente trabalho trata de um estudo descritivo e morfológico dos implantes dentários na reabilitação oral. O objetivo deste estudo é realizar uma revisão de literatura com o propósito de favorecer uma melhor diferenciação entre os tipos de implantes dentários, citando as individualidades de cada tipo com relação a anatomia dos mesmos, tipos de roscas, conexões e tipos de superfícies e levantando as principais características e aspectos positivos e negativos dos tipos de implantes e de suas plataformas. Desta forma, o estudo mostra que o cone Morse é o tipo de conexão protética que oferece maiores vantagens se comparado aos demais, por permitir melhor travamento e não apresentar reabsorção óssea após a colocação. Foi possível constatar que a osseointegração e o sucesso do implante deve-se não apenas do material utilizado, mas também do processo de fabricação, do desenho, das condições de usinagem, do acabamento superficial, do tipo de osso que o recebe, da técnica cirúrgica, da elaboração da prótese sobre os implantes e conseqüentemente, das condições de carregamento impostas durante a mastigação.

Palavras-chave: Implantes dentários; Cone Morse; Osseointegração.

ABSTRACT

Through an extensive bibliographical review. This article refers to a descriptive and morphological study of dental implants in oral rehabilitation. The objective of this study is to carry out a literature review with the purpose of favoring a better differentiation between the types of dental implants, citing the individualities of each type with respect to their anatomy, types of threads, connections and types of surfaces and raising the main features and positive and negative aspects of implant types and their platforms. In this way, the study shows that the Morse cone is the type of prophetic connection that offers greater advantages when compared to the others, because it allows better locking and does not present bone resorption after placement. It was possible to verify that the osseointegration and success of the implant is due not only to the material used, but also to the manufacturing process, the design, the machining conditions, the surface finish, the type of bone that receives it, the surgical technique, the elaborations of the prosthesis on the implants and consequently, the loading conditions imposed during chewing.

Keywords:Dental implants; Morse cone; Osseointegration.

Sumário

1 Introdução.....	09
2 Revisão de Literatura.....	14
2.1 Anatomia dos implantes osseointegrados.....	14
2.1.1 Cilíndrico.....	14
2.1.2 Cilíndrico Rosqueável.....	15
2.1.3 Cônico.....	15
2.1.4 Cuneiforme.....	16
2.2 Tipos de roscas dos implantes dentários.....	16
2.2.1 Triangular.....	17
2.2.2 Trapezoidal.....	17
2.2.3 Quadrada.....	18
2.3 Conexões dos implantes osseointegrável.....	18
2.3.1 Hexágono Externo.....	18
2.3.2 Hexágono Interno.....	20
2.3.3 Cone Rosqueável (Interno).....	20
2.3.4 Cone Morse.....	21
2.4 Tipos de Superfícies.....	21
3 Discussão.....	25
4 Considerações Finais.....	29
5. Referências Bibliográficas.....	30

1. Introdução

A história dos implantes dentários vem desde o tempo do Egito Antigo, quando conchas do mar eram esculpidas, dentro da mandíbula, no local do dente perdido. Alguns cientistas acreditam que além da função estética, estas conchas também tiveram função mastigatória (BECKER, 1999). No século XVIII, relatos afirmam que o dente perdido, muitas vezes, era substituído por dentes de doadores humanos. A implantação era feita de forma agressiva, e o índice de sucesso era extremamente baixo devido à forte resposta imunológica do indivíduo receptor. Em 1809, Maggiolo fabricou um implante de ouro que era instalado em alvéolo fresco, como uma forma de moldar o osso, para posteriormente inserir um dente após o período de cicatrização. Em 1887, um médico chamado Harris tentou realizar o mesmo procedimento com um pilar de platina ao invés de ouro. Em 1886, Edmunds foi o primeiro a implantar um disco de platina no osso mandibular e fixar uma coroa de porcelana posteriormente, demonstrando esta experiência na Primeira Sociedade Odontológica de Nova York. Após esta fase inicial, vários experimentos utilizaram diferentes ligas de metal e tipos de porcelana, para implantação em osso, objetivando a substituição de dentes. No entanto, o sucesso a longo prazo era ainda pequeno (TAYLOR & AGAR, 2002).

Vários materiais e técnicas tem sido desenvolvidos, desde implantes em formato de cesta, laminados, justa-ósseos, agulhados, até o desenvolvimento dos implantes rosqueáveis. Inúmeros materiais foram testados como o alumínio, a prata, o latão, o cobre, magnésio, o ouro, aço e o níquel. A corrosão dos materiais em decorrência da eletrólise produzida pelo organismo foi constatada. Os implantes para usados compostos de cromo cobalto não suporta a aplicação de forças laterais de qualquer intensidade levando à quebra inter-espirais. Foram utilizados, também, os implantes em formato de lâmina feitos de cromo, níquel ou vanádio e o tântalo em agulhados, até o uso de titânio nos implantes rosqueáveis (MISCH, 2009).

O grande avanço na implantodontia oral foi alcançado em 1952 no laboratório de microscopia vital da Universidade de Lund, na Suécia, por uma equipe de pesquisadores suecos coordenados pelo Dr. Per Ingvar Brånemark, um cirurgião ortopédico. Em uma de suas pesquisas ele estudou a cicatrização óssea, por microscopia óptica, em coelhos. A equipe do Dr. Brånemark desenvolveu uma câmara óptica constituída de titânio, a qual era aparafusada no osso fêmur para facilitar a observação da osteogênese. Após alguns meses, eles perceberam que o cilindro de titânio estava fusionado ao osso, nomeando este fenômeno de osseointegração. Baseado nestas observações, Dr. Branemark direcionou suas pesquisas

para a aplicação do titânio em osso humano. O titânio foi utilizado em forma de parafuso, e incluído no osso como âncora em regiões de perda dentária, demonstrando que sob condições controladas, o titânio poderia ser estruturalmente integrado ao osso com alto grau de previsibilidade, e sem inflamação tecidual ou rejeição em humanos, reafirmando o conceito de osseointegração (TAYLOR & AGAR, 2002).

Sabemos que a Odontologia está vinculada com a estética e, os implantes dentários caminham nesta mesma linhagem, uma vez que através dele pode-se obter estética facial e do sorriso, funções mastigatórias recuperadas, além de aspectos psicológicos como, por exemplo, a satisfação e autoestima do paciente reabilitado. **Branemark** foi um dos grandes precursores e aprimoradores da Implantodontia (TEIXEIRA, 2015).

Segundo CASPAR *et al.* (2012), alguns problemas mecânicos e falhas na passividade do metal em relação à prótese, fez com que os pesquisadores desenvolvessem tipos diferentes de implantes (plataformas) sendo, Hexágono Interno, Hexágono Externo e, Cone Morse. No caso dos Implantes Cone Morse, são definidos por um mecanismo de encaixe, quando dois elementos desenvolvem uma ação resultante em contato íntimo com fricção, quando um elemento “macho” cônico é instalado numa “fêmea” também cônica, sendo inventado por Stephen A. Morse. Já os implantes hexágonos externo tiveram uso inicialmente em pacientes totalmente edêntulos. Em casos de próteses parciais e unitárias esta interface e o parafuso estão mais expostos a diversos tipos de carga, sendo os braços de alavanca e as forças laterais aquelas mais aplicadas (GONÇALVES; TEIXEIRA & MATTOS, 2010).

De fato, os implantes dentários são muito pesquisados, pois frequentemente ocorrem problemas como afrouxamento dos parafusos, podendo ser explicado por uma falha na biomecânica do conjunto implante/prótese e, nestas condições, torna-se essencial a necessidade de uma boa escolha do implante e, boa técnica cirúrgica, evidenciando o conhecimento de próteses sobre implantes, bem como restabelecimento oclusal (OLIVEIRA NETO, 2013).

Norton (1999) observou que os primeiros sistemas de implante dentários desenvolvidos apresentavam um tipo de conexão entre o implante e o pilar protético através de uma junta em topo, mediada por um hexágono externo. Esse tipo de conexão foi introduzido na implantodontia de maneira empírica, sem suporte científico que respaldasse sua utilização.

Sabe-se que a única função inicial deste hexágono era permitir a colocação do implante no tecido ósseo. Assim, como sistema de conexão externa era necessário para que o profissional pudesse gerar torque para a introdução do implante no leito cirúrgico, e o hexágono foi então padronizado na maioria dos sistemas lançados na época, para permitir intercambiar componentes. Porém, a partir do desenvolvimento das conexões cônicas, juntamente com as máquinas ou ferramentas para transmissão de força e potência, estas foram gradualmente substituindo as existentes na área da engenharia, já que, em comparação com as conexões convencionais (flange e parafuso, por pressão, rosqueado, chaveta, pinos, etc.) apresenta maior facilidade de engate (engate rápido), maior capacidade de carga, melhor precisão de posicionamento e de giro (concentricidade). Por todos estes motivos, este é o tipo de conexão que atualmente predomina em máquinas e ferramentas modernas que aliam altas velocidades de rotação, grande precisão dimensional e alta potência (COPPEDÊ, 2007).

Apesar disso, a utilização do sistema de implantes com conexão de hexágono externo por muitos anos tornou este tipo de conexão muito popular, e até hoje é o sistema de maior utilização na implantodontia nacional e internacional. Em seguida, diversos sistemas alternativos de conexões foram desenvolvidos ao longo do tempo no intuito de reduzir a incidência de problemas biomecânicos frequentemente associados aos implantes de hexágono externo, como fraturas de parafusos ou afrouxamento dos mesmos. O aspecto antiestético também é considerado no implante de hexágono externo quando utilizado como suporte de próteses em regiões anteriores em que existe uma fibromucosa fina e/ou translúcida, mostrando o aspecto acinzentado do componente.

De todos os sistemas de conexão desenvolvidos, os de conexão interna apresentaram resultados promissores, pois solucionavam grande parte dos problemas supracitados. As conexões mais comuns que surgiram foram a de hexágono interno, a de triângulo interno, e o próprio Cone Morse, dentre outras (COPPEDÊ, 2007).

Com esta introdução dos implantes de conexão interna, estes se tornaram consideravelmente populares por apresentarem vantagens sobre os implantes de hexágono externo, tais como: facilidade no encaixe do pilar; adequado para abordagem de instalação em um estágio e carga imediata; maior estabilidade e efeito anti-rotacional devido à maior área de conexão entre o implante e o pilar, tornando-os mais adequados para restaurações unitárias; maior resistência a cargas laterais devido ao centro de rotação mais apical; melhor distribuição das forças oclusais no osso adjacente; dentre outras.

Contudo, surgiram desvantagens, como: fraturas de implantes devido a paredes mais finas ao redor da área de conexão; dificuldade em se ajustar divergências de angulação entre os implantes durante moldagem ou mesmo instalação de próteses, e também não solucionaram por completo a dificuldade estética, pois sua superfície de assentamento era exatamente do diâmetro do implante, se tornando, em alguns casos, também antiestética na região anterior (MAEDA, SATOH & SOGO, 2006).

Assim, outro tipo de conexão interna foi desenvolvido na tentativa de minimizar estes problemas biomecânicos e estéticos. Esse novo sistema, apresentando uma conexão cônica entre o implante e o pilar protético, foi idealizada nos conceitos iniciais da conexão Morse e ficou também na odontologia assim conhecida. A força de união entre os componentes neste novo sistema é proporcional a força de inserção, e assim evita que o cone macho seja removido do cone fêmea facilmente, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial de intensidade razoável. Assim como na engenharia, também é utilizado quando há necessidade de uma junta de grande poder de retenção. A angulação total das paredes da conexão para que exista o efeito Morse deverá ser de 6° a 16°. Por proporcionar contato íntimo entre o implante e o pilar protético, melhora também a estabilidade mecânica do mesmo, evitando seu afrouxamento e se mantendo de forma eficiente mesmo quando cessa a força aplicada por inserção (BOZKAYA & MUFTU, 2005).

Por estas características instituídas nos implantes de conexão Cone Morse, estes apresentam algumas vantagens em relação aos demais sistemas. Dentre elas: melhor adaptação entre o componente protético e implante, eliminando a micro fenda entre os dois componentes reduzindo os níveis de reabsorção óssea periimplantar; minimiza os micro-movimentos, reduzindo a incidência de afrouxamento e fratura de parafusos de conexão; melhor fixação anti-rotacional; maior resistência do conjunto implante/pilar protético, pois a íntima união entre os dois praticamente torna sua resposta em mecânica de corpo único.

Apesar destas várias vantagens, também existem desvantagens: ausência de um mecanismo de posicionamento protético anti-rotacional verdadeiro; pouco conhecimento do profissional de odontologia, que não se familiarizou ainda com o sistema, apesar de muito bem aceito em engenharia; e também o seu custo ser relativamente superior ao custo de outros sistemas disponíveis no mercado de implantodontia (COPPEDÊ, 2007).

O diagnóstico correto e o plano de tratamento são fatores fundamentais para o sucesso na instalação de implantes e da restauração imediatamente após a exodontia. Também é

importante avaliar a história médica e odontológica, fotografias clínicas, modelos de estudo, radiografias periapical e panorâmica, assim como tomografias computadorizadas da região a ser implantada. (BECKER & GOLDSTEIN, 2000). Portanto, o objetivo do seguinte trabalho foi realizar uma revisão de literatura com o propósito de favorecer uma melhor diferenciação entre os tipos de implantes dentários, citando as individualidades de cada tipo com relação a anatomia dos mesmos, tipos de roscas, conexões e tipos de superfícies.

2. Revisão de Literatura

A osseointegração é definida como o contato direto, estrutural e funcional, entre osso ordenado e saudável com a superfície do implante, com o implante clinicamente estável e capaz de suportar as forças mastigatórias. (BRANEMARK *et al.*, 1985).

A osseointegração representa uma conexão direta entre o osso e o implante sem a interposição de camadas de tecidos moles. Porém, o contato direto entre o implante e o osso não ocorre 100%. Problemas na identificação do grau exato de contato ósseo com o implante necessário para considerá-lo osseointegrado levaram a uma definição de osseointegração baseada na estabilidade clínica, em vez de se usarem critérios histológicos: "O processo pelo qual a fixação rígida clinicamente assintomática de materiais aloplásticos é realizada e mantida, no osso, durante cargas funcionais" (ZARB & ALBREKTSSON, 1991).

Estudos têm indicado a possibilidade de osseointegração seguida de um único estágio cirúrgico e colocação de carga imediata sobre implantes de titânio em maxilares edêntulos desde que o torque final de instalação de implantes (fixação primária) exceda 40 N/cm (GARBER *et al.* 2001 *apud* LENHARO *et al.*, 2004).. Em casos de implantações imediatas após exodontia, análises histológicas demonstraram que a taxa de osseointegração pode ser adequada e eficaz quando o implante sobrepassa de 3 a 5 mm o ápice do processo alveolar e quando o diâmetro do implante é maior que o da raiz do dente extraído (BARZILAY, 1993).

2.1 Anatomia dos Implantes Osseointegrados

2.1.1 Cilíndrico

Segundo Pillar *et al.* (1991), desenhos dos implantes para que pudessem resistir às forças normais sem causar falhas na sua interface. Essas falhas podem ser descritas em decorrência da mecânica, superfície porosa e superfície bioativa. Existem cimentos ósseos não indicados para implantodontia devido à liberação de calor formando uma cápsula fibrosa. O mesmo estudo demonstrou a capacidade de osseointegração de diferentes desenhos e superfícies de implantes. Em relação ao desenho cilíndrico de pressão ou parafuso, o estudo mostrou que após dezoito meses os implantes porosos se comportaram experimentalmente iguais ao do tipo parafuso, quanto às perdas ósseas cervicais.

2.1.2 Cilíndrico Rosqueável

Skalak et al. (1988), descreveu que implantes cilíndricos rosqueados são mais estáveis que os cilíndricos lisos. Observaram a presença de transmissão de tensão axial ou carga compressiva em volta do implante em decorrência das faces inclinadas das roscas. Foi relatado que o sucesso do tratamento está associado com a maneira como as cargas são transmitidas do implante ao tecido ósseo adjacente. Dessa forma, nem o implante e nem o tecido ósseo devem ser exigidos acima de seus limites. Misch et al. (1999) ao analisarem a relevância do desenho do implante na osseointegração demonstraram que os implantes rosqueados apresentavam maior área de superfície e, por consequência, o contato ósseo-implante é maior, ocasionando maior estabilidade primária nos implantes e reduzindo a micro movimentação, aspectos que são essenciais para o uso de carga imediata.

2.1.3 Cônico

Para Morris (2004), a interface cônica dos implantes Ankylos é precisamente desenhada para prover uma união sem fendas, evitando a rotação do componente protético e o acúmulo de restos alimentares. A colonização por bactérias, que são comumente achadas em alguns sistemas de implantes de dois estágios.

Newtwig (2004) avaliou que uma das características do sistema de implantes com interface cônica da marca Ankylos, é que a espessura do componente é menor em relação à plataforma do implante. Isso impede uma falha da adaptação provocada pela interposição de tecido gengival além da ausência de micro movimentação que permite uma melhor adesão do tecido gengival ao componente. O que possibilita que se consiga um colar de tecido conjuntivo recobrendo a interface osso-implante. Não sendo possível com os sistemas de implantes convencionais tanto de conexão externa ou interna, pois a dimensão do componente e da plataforma do implante é igual. A apreensão de tecido gengival entre o componente protético e o implante que pode acontecer em outros sistemas, não acontece com o sistema Ankylos. A interface cônica fornece uma alta resistência mecânica, quando submetido às forças horizontais, que são eventualmente distribuídas sobre toda a área de conexão. Como a capacidade de sustentação de cargas nos sistemas de implantes, é dependente da direção da força, a maioria dos sistemas que se utilizam de parafusos para a fixação do seu componente protético, é suscetível às forças laterais.

2.1.4 Cuneiforme

O implante em forma de parafuso tem sido preconizado como o ideal para a obtenção da estabilidade inicial exigida para a osseointegração, muito embora diferentes estudos experimentais ou clínicos demonstraram que a osseointegração pode ser alcançada com implantes de diferentes formas, desde que se conservem os princípios cirúrgicos e biológicos considerados essenciais para a osseointegração (Branemark et al., 1985).

Buser *et al.* (1991), publicou em termos macroscópicos, que os projetos de implantes com forma de parafusos ou similar permitem ancoragem firme ao osso, promovendo aumento da superfície de contato. Esta fixação primária evita o micro movimento, promovendo a osseointegração.

Ainda sob o ponto de vista macroscópico, Mombelli *et al.* (1994) relatou que os implantes com formas de rosca similar aos parafusos apresentaram estabilidade inicial superior. Demonstraram com isso, evitar micro movimentações que romperiam os pequenos capilares, além de aumentarem o contato da superfície com o osso.

Para Siqueira (1998), a característica dos implantes cilíndricos é a presença de uma superfície rugosa que lhes aumentam o contato como os de forma similar às roscas dos parafusos.

2.2 Tipos de roscas dos implantes dentários

Segundo Branemark (1983), para conseguir uma adequada osseointegração, deve-se considerar as seguintes características dos implantes: a forma do implante (macroscópica e microscópica), o metal e sua superfície, interações fisicoquímicas de sua superfície em tecidos, características da forma da superfície. Baseada nessas características pode-se questionar como e quando potencializar a osseointegração, e assim, escolher o sistema de implante que melhor se encaixa dentre muitos projetos de implante existentes.

Desta forma, Hanssona (2003) observou em seus estudos, que o perfil da rosca afeta a magnitude dos picos de tensão no osso e a capacidade do implante resistir a cargas impostas. Perfis com pequenas dimensões das roscas são mais favoráveis. Roscas com partes retas no topo do filete são perfis desfavoráveis. Um grande raio de curvatura no topo da rosca é um

dos perfis mais desfavoráveis e a quebras com passos pequenos apresentam perfil favorável e eficiente na distribuição de tensões.

2.2.1 Triangular

Para Hobkirk *et al.* (1977), foi possível concluir em estudos aplicativos em engenharia convencional, que o design de rosca triangular é o chamado de "fixação" e é principalmente utilizado para unir as partes metálicas e não para a transferência de cargas. Em sequência, Misch (2006) constataram que a força de cisalhamento sobre o osso em uma rosca tipo triangular é dez vezes maior que a de uma rosca quadrada, favorecendo as forças compressivas. A diminuição na carga de cisalhamento na interface rosca/osso proporciona uma transferência mais compressiva.

2.2.2 Trapezoidal

De acordo com Misch (2006), a rosca trapezoidal é utilizada para as cargas de recuperação. As aplicações dos implantes dentários determinam a necessidade de uma rosca com formato aperfeiçoado a função a longo prazo (transmissão de carga) sob direções de carga oclusal e de intrusão (opostas à de recuperação).

2.2.3 Quadrada

Mandia (2006) conseguiu verificar que o uso de roscas em formato quadrado tem sido sugerido por acreditar que levem a uma redução maior no componente de cisalhamento das forças, favorecendo as forças compressivas sob as quais o osso se remodela rapidamente.

2.3 Conexões dos implantes osseointegrável

Para Misch (2007), o princípio do desenho é conseguir a fixação clínica rígida que corresponde ao contato microscópico direto da interface osso-implante. Mais recentemente, os desenhos do corpo do implante com uma porção perimucosa têm sido feitos para permitir a abordagem de estágio único (não-submerso). As técnicas de carga imediata também são relatadas mais amplamente nos desenhos de implantes de uma ou duas peças. O desenho

macroscópico do corpo do implante pode ser cilíndrico, rosqueado, platô, perfurado, sólido oco ou com orifícios. A superfície pode ser lisa, usinada, coberta ou texturizada e os desenhos estão disponíveis nas formas submersas e não-submersas numa variedade de materiais biocompatíveis. Três tipos primários de implantes endósseos em forma de raiz estão disponíveis baseados em seus desenhos. Implantes usinados em formato cilíndrico sem filete de rosca com as mesmas dimensões diferindo apenas nos encaixes entre eles: hexágono externo, hexágono interno e cônico interno.

2.3.1 Hexágono Externo

Segundo Adell (1990), o componente protético mais usado é o hexágono externo. O mesmo é unido ao implante através de uma conexão hexagonal localizada na plataforma do implante e retido por intermédio de um parafuso. Esse tipo de interface foi bem estudado e tem seu sucesso comprovado na literatura. Apesar de sua viabilidade e comprovação científica, este sistema apresenta algumas características próprias após a instalação, como estabilidade no nível ósseo até a sua colocação, instalação do componente protético e aplicação de carga.

Binon *et al.* (1995) concluiu que a configuração de conexões dos tipos hexágono externo e hexágono interno é diferente nos princípios mecânicos de funcionamento. Tendo como finalidade inicial permitir a transferência de torque para o implante no momento de sua colocação, servindo também como sistema anti-rotacional na união com o intermediário, propiciando assim uma maior estabilidade.

Para Mollersten (1997), os implantes que usam um hexágono curto como meio de conexão, apresentam uma baixa capacidade mecânica de suportar cargas na interface de união entre o componente e o implante. O que torna importante destacar alguns conceitos de oclusão em relação às próteses sobre implante, como o objetivo de protegê-lo de uma sobrecarga oclusal podendo levar a uma subsequente falha no componente. As dimensões entre os hexágonos externos devem ser precisas com o intuito de permitir que estes componentes se assentem passivamente. No caso de um desajuste rotacional entre os componentes, maior será o torque de apertamento e a pré-carga necessária para manter a união estável. O assentamento entre os mesmos pode sofrer uma tolerância na rotação menor que cinco graus se que haja comprometimento da pré-carga (UEDA *et al.*, 2003).

Segundo Dantas (2005), há um acúmulo de 10% a mais de tensão na junção hexágono interno que no hexágono externo. É possível observar no sistema de hexágono externo, tanto o *microgap* quanto à suposta micro movimentação do componente protético, desempenham um papel importante na reabsorção óssea. O que não se pode observar no sistema de cone Morse, cuja estabilidade óssea pode ser creditada pela ausência do *microgap* e estabilidade do componente, que uma vez travado não apresenta movimentação, mesmo após anos de função. Um dos principais problemas com implantes hexágono externo, segundo Francischone et al. (2008), está associado ao maior índice de soltura ou fratura dos parafusos e *abutments*, bem como, maior perda óssea marginal. Isso provavelmente acontece por existir maior concentração de tensões na região cervical de implantes de hexágono externo, quando relacionado aos ciclos repetidos de carga mastigatória induzindo a separação entre os componentes. Desta forma, algumas medidas como pré-carga adequada e próteses passivas associadas a um sistema anti-rotacional efetivo devem ser empregadas para diminuir as complicações.

2.3.2 Hexágono Interno

Os implantes hexágono interno foram mais resistentes à soltura com a aplicação de cargas oblíquas, quando comparadas com os de hexágono externo (BALFOUR, 1995). Segundo Arvidson (1998), o parafuso de retenção funciona como um dispositivo de segurança para reabilitações implanto-suportadas, uma vez que este é criado em uma liga metálica que sofre fatura quando muito solicitado.

Para Binon *et al.* (2000) a configuração do hexágono interno possibilita uma melhor distribuição de carga pelo implante em decorrência do encaixe ao longo das paredes internas, além de oferecer resistência à abertura da conexão e um selamento para percolação marginal.

Estudos foram realizados por Hermann (2001), onde foi possível avaliar a relação entre a falta de adaptação do componente protético, *microgap* e a reabsorção óssea que ocorre após a instalação da prótese. Mantendo a união implante-componente 1mm acima da crista óssea, e nesse estudo observou-se que a maior diferença não estava na falta de adaptação do componente, mas sim na sua capacidade de se movimentar em relação ao implante, movimento esse permitido pelo parafuso que fazia a união. Para Bernardes (2004), que analisaram as tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno e peça única

utilizando a foto elasticidade, foi possível concluir que quando sujeito a uma força axial as junções analisadas não apresentam diferenças para a distribuição de tensão ao redor dos implantes, porém para o carregamento excêntrico os implantes de hexágono interno apresentaram os melhores resultados.

2.3.3 Cone Rosqueável (Interno)

As conexões internas cônicas são as que apresentam alta estabilidade mecânica, por causa do íntimo contato entre as paredes do implante e a coroa, propiciando maior resistência contra movimentos rotacionais. Essas alterações oclusais são desnecessárias para próteses parciais fixas, porque o parafuso de retenção fica protegido contra forças oclusais (ARVIDSON, 1998).

Hansson (2003) avaliou que as junções internas cônicas devem ser inseridas ao nível da crista óssea pra se conseguir uma diminuição da tensão. As junções internas diminuem a quantidade de tensão gerada, sendo que a junção hexágono interna apresenta melhor distribuição de tensão que a junção hexágono externa. Segundo Huang (2007), de acordo com estudos feitos com implantes cônicos rosqueáveis, é possível reduzir os picos de tensão na região cortical e trabecular.

2.3.4 Cone Morse

A estabilidade do cone Morse é em decorrência d maior profundidade de retenção da conexão interna, aumentando consideravelmente a área de contato entre as paredes do *abutment* e o implante. Reduzindo a tensão exercida sobre o parafuso de retenção, este fica menos sujeito às forças funcionais ou parafuncionais (HERMANN, 2001). Do ponto de vista oclusal, para compensar a fragilidade das conexões tipo hexágono externo e diminuir consideravelmente as complicações protéticas, são necessárias algumas mudanças oclusais. Na reabilitação é feita a redução da altura e inclinação das cúspides, diminuição da mesa oclusal e união rígida em forma de polígono entre fixações. Segundo Morris *et al.* (2004), não apresenta reabsorção óssea após a colocação, e após dez anos em função, nenhuma reabsorção foi constatada, apresentando em alguns casos, leve crescimento ósseo sobre a plataforma do implante, chegando a ter contato com o pescoço do componente protético. Os autores

acreditam que não ocorre uma micro movimentação entre o componente e o implante pelo fato da conexão tipo cone Morse ser estável. A literatura aponta como sendo uma das possíveis causas da reabsorção óssea até a primeira rosca do implante, no sistema de hexágono externo.

2.4 Tipos de Superfícies

Para que ocorra a remoção dos implantes jateados com partículas de TiO₂ é necessário um torque 20% maior em relação aos implantes usinados (WERNNERBERG, 1995). Para Elias *et al.* (1999), ao utilizar as técnicas metalográficas é possível identificar as diferenças mais relevantes entre as superfícies dos implantes comerciais sem revestimento. Estão associadas com a rugosidade, composição química, energia superficial, potencial químico, nível de encruamento, presença de compostos metálicos e não metálicos, existência de impurezas provenientes da fabricação ou manuseio e espessura da camada de óxido. Essa análise é importante, uma vez que as moléculas de proteína interagem com os óxidos da superfície do implante e esta interação depende dos parâmetros. A presença de impurezas na superfície compromete essas ligações.

Segundo Misch (1999), o tratamento da superfície influencia em 40% no êxito da cirurgia, ficando o restante por conta da técnica cirúrgica utilizada, processo de cicatrização e da carga aplicada sobre o implante após a regeneração óssea do local implantado. No entanto, Elias (2001) ressalta que é possível variar a capacidade de retenção dos implantes endósseos através da mudança da sua morfologia superficial, o que se inicia pela caracterização metalúrgica da superfície do implante. Conhecendo as condições ósseas do local da implantação e sabendo-se que a estabilidade primária, o processo de biofixação dos implantes endósseos e a cinética de neoformação óssea podem ser alterados pela forma, existência ou não de revestimento superficial, qualidade e morfologia da superfície dos implantes. O cirurgião escolhe o implante com geometria e acabamento superficial mais correto ao tipo de osso disponível e local da implantação.

Para Bunette (2001), os implantes com superfície usinada em que há retração do coágulo e o contato direto com a superfície do implante é menor do que nas superfícies tratadas. Nas superfícies lisas, os fibroblastos tornam a forma plena e existe a tendência de crescimento nas marcas de usinagem das ferramentas. As células apresentam haptotaxia,

rugofolia e rugofobia, tornando relevante a determinação da área de contato das células, número e densidade de interação célula-superfície, taxa de difusão e força necessária para romper a ligação. Em qualquer situação não existe contato direto do osso com a superfície do implante, mas requer uma fina camada de proteínas adsorvidas (fibronectina ou vibronectina). A cicatrização ao redor dos implantes de titânio usinados acontece através de um processo de mineralização gradual em direção ao implante. O titânio com a superfície no estado como usinada permite a mineralização do osso, mas não tem atividade indutora. Além disso, no decorrer da cicatrização, que acontece em alguns dias e a remodelação, que precisa de semanas ou até anos, são necessários tempos maiores em implantes sem tratamento da superfície. Nas superfícies lisas os processos biológicos que acontecem na interface são mais lentos e as propriedades da camada de óxido de titânio inicial necessitam de tempos maiores para serem afetadas. Para diminuir este tempo adota-se o tratamento da superfície do titânio relacionado com a deposição de materiais bioativos (hidroxiapatita), este procedimento agiliza os micromecanismos de ligação do implante ao osso. Apesar do grande número de pesquisas realizadas “*in vivo*” ou “*in vitro*”, disponibilidade de dados e interação multidisciplinar entre pesquisadores, ainda há divergências em relação à influência do tipo de acabamento superficial no sucesso da cirurgia.

Devido às características morfológicas e a menor distância ao torque de remoção, os implantes sem tratamento de superfície ou implantes lisos ou usinados estão sendo retirados do mercado (ELIAS, 2005). Os implantes tratados com ácidos, jateados, jateados e ataque ácido, anodizados e com revestimento de hidroxiapatita ou óxido de titânio, são mais utilizados. O autor apontou também que a superfície do implante após tratamento com ácido, apresenta morfologia superficial que oscila com as condições de tratamento. Através da imersão em solução ácida, é possível controlar a formação e tamanho das cavidades em escala micrométrica e manométrica. Com o tratamento de oxidação é possível aumentar a espessura da camada de óxido para valores da ordem de 1.000nm.

Neves (2006) avaliou que o tratamento de superfície, o tipo de espira e o desenho dos implantes podem melhorar as taxas de sucesso e que dificilmente o fracasso do implante está relacionado a um único fator. A revisão dos diferentes métodos usados para aumentar a rugosidade e a aplicação de recobrimentos osteocondutivos em implantes dentários. Este estudo se torna relevante na medida em que a taxa de osseointegração dos implantes dentários de titânio está relacionada com sua composição e rugosidade superficial. Os implantes com superfície rugosa favoreceram a ancoragem óssea e a estabilidade biomecânica.

Recobrimentos osteocondutivos de fosfato de cálcio propiciam a cicatrização e promovem a cicatrização óssea, permitindo rápida cicatrização biológica dos implantes.

O presente estudo descreveu as morfologias de implante submetidos a tratamentos superficiais, tais como a plasma-spray de titânio, jateamento com sílica, ataque ácido, revestimentos com fosfato de cálcio e anodização. A maioria destas superfícies está disponível comercialmente e apresentaram bom prognóstico clínico. Foram revisadas as superfícies citadas e concluíram que a composição química da superfície e a topografia no estágio inicial de osseointegração em implantes dentários ainda não são amplamente conhecidas. Além do que, estudos clínicos comparativos com diferentes superfícies do implante não são tão bem explorados.

Segundo Elias (2008), empregaram a seleção adequada do material na fabricação dos implantes odontológicos e observaram a qualidade do seu acabamento superficial, pela qual foi avaliada pela combinação de suas propriedades biológicas, químicas, físicas, mecânicas e microestruturais. A deficiência do implante do acabamento do implante pode prejudicar o sucesso da cirurgia, principalmente quando existe a formação da camada de óxido de titânio com espessura e composição incorreta. O trabalho realizado pelo cirurgião-dentista pode se perder se o implante não apresentar morfologia superficial permitindo a adesão e o crescimento das células. A situação piora com a presença de cavacos de usinagem e a existência de tensões residuais heterogêneas na superfície. A existência de cavacos de usinagem na superfície ou nos furos dos implantes geram um efeito nocivo que se refere a possibilidade destes defeitos soltarem-se no decorrer da inserção do implante, serem dissolvidos pelos líquidos corpóreos e entrarem na corrente sanguínea do paciente. O processo de usinagem e os tratamentos subsequentes estabelecem as características da superfície dos implantes, em especial a estrutura eletrônica, cristalinidade, composição química, propriedades mecânicas e químicas.

3. Discussão

Os implantes cilíndricos rosqueáveis propiciam grande área de contato entre a superfície do implante e o osso adjacente, aumento da estabilidade funcional e transferência adequada de cargas (ELLINGSEN, 1998).

Considerando os relatos de Misch (2007) todos são unânimes em afirmar que o implante em forma de parafuso é o mais adequado para o alcance da estabilidade primária e redução da micromovimentação, promovendo, assim, a osseointegração. No entanto, Branemark (1995) e Pillar (1991) ressaltaram que diferentes estudos experimentais ou clínicos demonstraram que a osseointegração pode ser obtidas por outras diferentes formas de implantes, desde que sejam seguidos os princípios cirúrgicos e biológicos fundamentais para a osseointegração.

Para Adell (1990) o componente protético mais utilizado atualmente é o hexágono externo e tem seu sucesso comprovado pela literatura. Binon (1995) aponta como objetivo inicial do hexágono permitir a transferência de torque para o implante no momento de sua colocação, servindo também como sistema antirotacional na união com o intermediário, propiciando assim uma maior estabilidade. No entanto, um dos principais problemas relatados, segundo Francischone & Carvalho et al. (2008) e outros, os implantes tipo hexágono externo estão relacionados a um maior índice de soltura/afrouxamento ou fraturas dos parafusos e *abutments*, bem como maior perda óssea marginal. Isso provavelmente ocorre porque existe uma maior concentração de tensões na região cervical de implantes de hexágono externo, quando relacionado aos ciclos repetidos de carga mastigatória que induzem a separação entre os componentes do sistema.

De acordo com Avirdson (1998); Dantas, Neves e Araújo et al. (2005); Castro (2007); Francischone & Carvalho et al. (2008), implantes com uma interface cônica interna precisamente construída são apontados como tendo a capacidade de promover uma melhor estabilidade mecânica. Não permite micromovimentação entre o componente e o implante, e não apresenta *microgap* na interface implante, quando se compara com os implantes de conexão hexagonal. É proveniente deste tipo de conexão apresentar maior tolerância a forças incididas lateralmente, promovendo maior segurança e durabilidade ao implante e seus componentes. Este sistema de conexão, segundo Morris (2004) e Chou *et al.* (2004), não apresenta reabsorção óssea após a sua colocação.

No entanto, existe uma controvérsia no que diz respeito à junção cônica interna que, segundo Norton (1997) e Hansson (2003), distribuem de melhor forma os gradientes de tensão do que as junções hexágonos externos e peça única, quando sujeitos à carga deslocada. Dantas, Neves e Araújo *et al.* (2005) discordam, pois na pesquisa realizada pelos mesmos foi demonstrado que embora sem diferenças estatisticamente significantes a junção cônico interno acumulou 31% mais tensão que a junção hexágono externo e 21% mais que a hexágono interno. Outro ponto contraditório é apontado por Meirelles (2003) e Bernardes (2004), onde apontam que as junções internas diminuem a quantidade de tensão gerada. Sendo que a junção hexágona interna apresenta melhor distribuição de tensão que as junções hexágonas externas.

Observa-se que o sistema de cone Morse pode ter sua estabilidade óssea creditada pela ausência do *microgap* e estabilidade do componente, permitindo melhor travamento, por não utilizar parafuso de fixação, sendo ele mesmo que gira totalmente e trava-se ao implante, depois de travado não apresenta movimentação, mesmo após anos em função.

Apesar das muitas informações encontradas na literatura, existem divergências sobre a influência do tipo de acabamento superficial no sucesso da cirurgia. O restante é por conta da técnica cirúrgica utilizada, processo de cicatrização e da carga aplicada sobre o implante após a regeneração óssea do local implantado.

Estudos comprovam que os implantes tratados com ácidos têm rugosidade mais homogênea em relação aos demais tratamentos. Dessa forma, acontece um aumento na área superficial ativa que melhora a possibilidade de bioadesão. Para acelerar a osseointegração é utilizado o recobrimento dos implantes de titânio com hidroxiapatita, pois, segundo Brunette (2001), diminui o tempo de cicatrização.

Para fabricante de implantes, a escolha do tipo de tratamento a ser utilizado pode ficar limitada aos equipamentos de usinagem existentes, laboratórios disponíveis e ao grau de desenvolvimento tecnológico alcançado. Os implantes que são tratados com ácidos têm rugosidade mais homogênea em relação aos outros tratamentos. Com este tratamento acontece um aumento na área superficial ativa que melhora a possibilidade de bioadesão. Com o jateamento, o aumento das microcavidades é maior, porém existe a formação de uma micro camada com tensões residuais compressivas e, em alguns casos, as partículas utilizadas no jateamento podem ficar incrustadas na superfície do implante, contaminando-o.

Fortuna (2003) observa que Skalak (1988) já observava que os implantes cilíndricos rosqueados são mais estáveis que os cilíndricos lisos. Observando também a presença de transmissão de tensão axial ou carga compressiva em volta do implante em decorrência das faces inclinadas das roscas. Foi relatado que o sucesso do tratamento está associado com a maneira como as cargas são transmitidas do implante ao tecido ósseo adjacente. Dessa forma, nem o implante e nem o tecido ósseo devem ser exigidos acima de seus limites.

Hobkirk (1977) concluiu que o design de rosca triangular é o chamado de fixação e é utilizado principalmente para unir cargas metálicas e não para a transferência de cargas. Misch (2006) constatou que a força de cisalhamento sobre o osso em rosca do tipo triangular é dez vezes maior que a rosca quadrada favorecendo as forças compressivas. A rosca trapezoidal é utilizada para as cargas de recuperação. Mandia (2006) verificou que o uso da rosca formato quadrado tem sido sugerido por acreditar que levem uma redução maior no componente de cisalhamento das forças, favorecendo as forças compressivas sobre as quais o osso se remodela.

Diversos autores, entre eles, Francischone & Carvalho *et al.* (2008), em decorrência de todas as vantagens atribuídas às conexões internas, mediante uma análise de elemento finito avaliaram a distribuição de tensões entre implantes de conexão interna, Frialit (hexágono interno) e Ankylos (cone Morse). Acreditam que o sistema do tipo hexágono interno participa efetivamente da “proteção” do parafuso que prende o pilar intermediário, mas notou-se maior tensão ao tecido ósseo. Enquanto o implante com conexão cone Morse apresentou melhor dissipação de tensões, para as estruturas de suporte, significando maior proteção biomecânica para as bases ósseas.

É conhecida a existência de diversos relatos de perdas de implantes devido a forças não axiais, sugerindo-se a necessidade de implantes com maior diâmetro. Tal informação confirma dados obtidos por Dantas, Neves e Araújo (2005), onde foi analisado utilizando para a junção hexágono externo, o pilar de plataforma de largo diâmetro. Demonstrou-se que o grupo formado por junção hexágono externo (com pilar de amplo diâmetro) apresentou melhores resultados. Considerando que na literatura existem relatos de que as junções internas são mais estáveis que as externas, é possível sugerir que uma das causas prováveis desse resultado é a decorrência do diâmetro da base do pilar (ARVIDSON, 1998).

Para Weigl (2004), o aumento exponencial do uso dos implantes nos últimos vinte anos é acompanhado por uma explosão na área de fabricação. Cerca de noventa formatos

estão disponíveis, oferecendo inúmeras combinações de desenho de corpo, formato de plataforma, comprimento, diâmetro, condições de superfícies e interfaces, como também conexões protéticas. Devido a demanda é possível constatar que um dos grandes da pesquisa/estudo da implantodontia atual é a busca por um desenho de implante e tratamento de superfície que reduza o tempo de tratamento e aumente a área de contato osso-implante. As complicações técnicas e protéticas são relatadas sobre os desenhos dos diferentes tipos de implantes e seus componentes, tais como falhas mecânicas de afrouxamento ou quebra dos parafusos de fixação que estão associadas diretamente ao tipo de conexão entre o implante e seu componente protético.

4. Considerações Finais

O presente estudo chega a conclusão que o implante hexágono externo com superfície tratada é o mais usado. Esse tipo de interface foi bem estudado e tem seu sucesso comprovado pela literatura.

A osseointegração e o sucesso do implante dependem do material empregado, do processo de fabricação, desenho, condições de usinagem, acabamento superficial, tipo de osso que o recebe, da técnica cirúrgica, da elaboração da prótese sobre os implantes e das condições de carregamento impostas durante a mastigação.

Os implantes jateados e tratados com ácido têm a superfície com rugosidade homogênea e porosidades com tamanho que permite uma melhor adesão das células do que os implantes com a superfície sem tratamento.

O cone Morse tem sido apontado como o tipo de conexão protética que apresenta mais vantagens em relação aos demais, como por exemplo, permite um travamento melhor; não apresenta reabsorção óssea após a sua colocação. Portanto, tem a capacidade de promover uma melhor estabilidade mecânica, quando comparado aos implantes de conexão hexagonal e isso é proveniente deste tipo de conexão apresentar maior tolerância a forças incididas lateralmente, promovendo, assim, maior segurança e durabilidade ao implante e seus componentes.

5. Referência Bibliográfica

ADELL, R. A long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v.5, p. 347-359, 1990.

ARVIDSON, K. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandible. **Clin Oral Impl Res**, Berne, v.9, n.4, p.225-234, ago. 1998.

BALFOUR, A.; O'BRIEN G. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J Prosthet Dent**, v.73, n.1, p.36-43, 1995.

BARZILAY, I. Immediate implants: Their current Status Int. **J Prasthodont**, v 6, p.169-75, 1993.

BECKER W, GOLDSTEIN M. Immediate implant placement: treatment planning and surgical steps for successful outcome. **Periodontol**; v.47: p.79-89, 2000

BERNARDES, S. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade**. Tese de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, 2004.

BINON, P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs. **Int J Prosthodont**, v.8, n.2, p. 162-178, 1995.

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

BOZKAYA D, MÜFTÜ S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. **J Biomechanics**. 2005; 38(1): 87-97.

BRUNETTE, D. Principles of cells behavior on Ti surfaces. *In*: BRUNETTE *et al* (orgs.) **Titanium medicine**. Springer-Verlag, p. 485-512, 2001.

BRANEMARK, P. Osseointegration and its experimental background. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

BRANEMARK, P.-I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. Tissue integrated prostheses. *In: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago : Quintessence Publ. Co. Inc. 1985.

BUSER, D. *et al.* Influence of surfaces characteristics on bone integration of titanium implants. *J Biomed Mater Res*, New York, v. 25, n. 7, p. 889-902, Jul. 1991.

CASPAR, R. C.; BARROS, V. M.; SIMÃO, A. B. R. *et al.*, Reabilitação estética e funcional utilizando implante cone morse: Relato de caso clínico. Belo Horizonte: Universidade Federal Minas Gerais, 2012. Disponível em: <<http://www.somge.org.br/revista/index.php/RCSOMGE/article/viewFile/7/6>> Acesso em: 04 mar. 2015.

CASTRO, D. **Análise das características microscópicas do tecido peri-implantar em diferentes tipos de conexão protética em implantes**. Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2007.

CHOU, C. *et al.* Aicrg, part II: crestal bone loss associated with the ankylos implant: loading to 36 months. *J Oral Implantol*, Abington, v. 30, n. 3, p. 134-143, 2004.

COHEN, E. *et al.* Histórico. *In: DAVARPANAH, M. et al. Manual de implantodontia clínica*. P. 19-20, São Paulo: Artmed, 2003.

COPPEDÊ A.R. **Estudo biomecânico da conexão implante pilar protético em implantes cone Morse**. Dissertação de Mestrado apresentado à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2007.

DANTAS, K.; NEVES, F.; ARAÚJO, C. **Análise da distribuição de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno sobre carregamento oblíquo**. Universidade Federal de Uberlândia, projeto nº D-022/2005, Uberlândia, Minas Gerais, 2005.

DAVARPANAH, M. *et al.* Histórico. *In: DAVARPANAH, M. et al. Manual de implantodontia clínica*. P. 21-26, São Paulo: Artmed, 2003.

DAVIES, J. Mechanisms of endosseus integration. *Int J Prosthodont*, n. 11, p. 391-401, 1998.

ELIAS, C. Limpeza e preparação da superfície dos implantes osseointegráveis Master Screw. *Rev. Bras. Implantodontia*, v. 5, n. 2, p. 10-12, 1999.

ELIAS, C.; LIMA, J. Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação. **Rev. Bras. Implantodontia**, p. 21-25, jan./mar.2001.

ELIAS, C. et al. Interações de células com diferentes superfícies de implantes dentários. **RBO**, v. 62, n. 1-2, p. 119-124, 2005.

ELIAS, C.; LIMA, J. SANTOS, M. Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. **Revista Implantnews**, v. 5, n. 5, p. 467-476, 2008.

ELLINGSEN, J. Surface configurations of dental implants. **Periodontology**, n. 17, p. 36-46, 2000.

FORTUNA, C. **Análise em elementos finitos do comportamento biomecânico de um implante unitário, do tipo hexágono interno, submetido à aplicação de carga imediata precoce e tardia.** Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2003.

FRANDBSEN, P. *et al.* Holding power of diferente screws in the femoral head – a study in human cadaver hips. **Acta Orthop Scand**, n. 55, p. 349-351, 1984.

FRANCISCHONE, C.; CARVALHO, P. **Prótese sobre implantes** – planejamento, previsibilidade e estética. P. 99-101, São Paulo: Santos, 2008.

GONÇALVES, A. R. Q.; TEIXEIRA, M. S.; MATTOS F. R. et al., Comportamento biomecânico de implantes de hexágono interno e externo. **Rev. Gaúcha Odontol.**, Porto Alegre, v. 58, n. 3, p. 327-32, jul./set., 2010.

HANSSON, S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improve the distribution of stress in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. **Clinical Oral Impl Res**, Berne, v. 14, n. 3, p. 286-293, jun. 2003.

HERMANN, J. *et al.* Biologic width around oneand two-piece titanium implants: a histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. **Clin Oral Implant Res**, Copenhagen, v. 12, p. 559-571, 2001.

HOBKIRK, J.; RUSININIAK, K.. Investigation of variable factors in drilling bone, **J Oral Surg** 35:968-973, 1977.

HUAN, H.L.; CHANG, C.H.; HSU, J.T.; FALLGATTER, A.M.; KO, C.C. **Comparison of Implant Body Designs and Threaded Designs of Dental Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis.** The international Journal of Oral e Maxillofacial Implants, p. 551-562, v. 22, n. 4, 2007.

KASTEN, F. Quantitative evaluation of human gingival epithelial cell attachment to implant surfaces in vitro. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 10, p. 69-79, 1970.

LENHARO, A. *et al.* Visão contemporânea de carga imediata da pesquisa à aplicação clínica em segmento posterior. *In: Congresso Brasileiro de Implantodontia e Osseointegração*, 4., 2004, São Paulo, Artes Médicas, v. 2, p. 15-35, 2004.

MAEDA Y, SATOH T, SOGO M. *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J Oral Rehabil.** 2006; 33(1): 75-8.

MANDIA, J.; KESSEIRING, ALF. Biomecânica na implantodontia. **25º CIOSP**, p. 178-189, 2006.

MEIRELLES, L. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno.** Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

MENDONÇA, G. *et al.* Estudo comparativo do ajuste entre implantes e pilares de seis diferentes sistemas. **Robrac**, v. 13, n. n. 36, 2004.

MISCH, Karl. **Prótese sobre implantes**, 1ª edição: São Paulo; 2006; cap. 4,7,8,9,13,16,20,25.

MISCH, C. **Implantes dentários contemporâneos.** 2. Ed. São Paulo: Santos, 2006.

MISCH, C. Terminologia genérica para os implantes em forma de raiz. *In: Prótese sobre implantes.* MISCH, C. (org.). p. 32-34. São Paulo: Santos, 2007.

MISCH, C. Implantes dentais contemporâneos. Editora: Elsevier/Rio de Janeiro, 3ª edição, 2009.

MOLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDEN, L. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: na in vitro test. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 78, p. 582-591, 1997.

MORRIS, H. *et al.* Aicrg, part I: a 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. **J Oral Implantol**, Abington, v. 30, n. 3, p. 125-133, 2004.

NENTWIG, G. The ankylos implant system: concept and clinical application. **J Oral Implantol**, Abington, v. 30, n. 3, p. 171-177, 2004.

NEVES, F. *et al.* Seleção de intermediários para implantes Branemark compatíveis – parte I: casos de implantes múltiplos. **Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial – PCL**, ano 2, v. 2, n. 5, p. 57-79, 2000.

NORTON, M. Na *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clin Oral Implants Res**, Berne, v. 8, n. 4, p. 290-298, ago., 1997.

NORTON M. R. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J Prosthet Dent**. 1999; 81(2): 159-66.

OLIVEIRA NETO, L. A. **Validação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus efeitos em implantes de hexágono externo e interno**. 2013. 94 f. Tese de Doutorado em Ciências Odontológicas apresentado à Universidade de São Paulo.

PILLAR, R. *et al.* Dental implant design effect on bone remodeling. **J Biomed Mater Res**, New York, v. 25, n. 4, p. 467-483, apr. 1991.

SCHEIDELER, R. *et al.* Investigation of cell reactions to microstructured implant surfaces. **Materials Science and Engineering**, n. 23, p. 455-459, 2003.

SIQUEIRA, J.; DIAS, P. Osseointegração com um implante cilíndrico de superfície rugosa por jateamento. **Ver. Bras. Implant.**, p. 16-20, jan./fev. 1998.

TAYLOR, T. D., AGAR, J. R., “Twenty years of progress in implant prosthodontics” **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, p. 793, 2002.

TEIXEIRA, E. R. Implantes dentários na reabilitação oral. Disponível em: <<http://www.pucrs.br/repositório>> Acesso em: 04 mar. 2015.

UEDA, C. **Avaliação *in vitro* do torque e contra-torque na inserção e na remoção de parafusos de pilares intermediários em implantes de hexágono externo e interno**.

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2003.

WEIGL, P. New prosthetic restorative features of the ankylos implant system. **J Oral Implantol**, Abington, v. 30, n. 3, p. 178-188, 2004.

WERNNERBERG, A. Na animal study of cp Ti screwus with diferente surfasse topographies. **J Mat Sc Materials in Medicine**, v. 6, p. 302-309, 1995.

ZARB, G. A., ALBREKTSSON T. Osseointegration: a requiem for periodontal ligament? **Int J Periodontal Restor Dent.**; v.11: p.88-91, 1991.